

CERCETĂRI ERGONOMICE ASUPRA COMPORTĂRII COLOANEI VERTEBRALE A CONDUCĂTORULUI AUTO

Teză destinată obținerii
titlului științific de doctor inginer
la
Universitatea "Politehnica" din Timișoara
în domeniul INGINERIE MECANICĂ
de către

Ing. Raul Miklos KULCSAR

Conducător științific: prof.onorif.univ.dr.ing. Lucian Mădăras
Referenți științifici: prof.univ.dr.ing. Nicolae Burnete
prof.univ.dr.ing. Ioan Doroftei
conf.univ.dr.ing. Veronica Argeșanu

Ziua susținerii tezei: 28.08.2013

Seriile Teze de doctorat ale UPT sunt:

- | | |
|---|--|
| 1. Automatică | 9. Inginerie Mecanică |
| 2. Chimie | 10. Știința Calculatoarelor |
| 3. Energetică | 11. Știința și Ingineria Materialelor |
| 4. Ingineria Chimică | 12. Ingineria sistemelor |
| 5. Inginerie Civilă | 13. Inginerie energetică |
| 6. Inginerie Electrică | 14. Calculatoare și tehnologia informației |
| 7. Inginerie Electronică și Telecomunicații | 15. Ingineria materialelor |
| 8. Inginerie Industrială | |

Universitatea „Politehnica” din Timișoara a inițiat seriile de mai sus în scopul diseminării expertizei, cunoștințelor și rezultatelor cercetărilor întreprinse în cadrul școlii doctorale a universității. Seriile conțin, potrivit H.B.Ex.S Nr. 14 / 14.07.2006, tezele de doctorat susținute în universitate începând cu 1 octombrie 2006.

Copyright © Editura Politehnica – Timișoara, 2013

Această publicație este supusă prevederilor legii dreptului de autor. Multiplicarea acestei publicații, în mod integral sau în parte, traducerea, tipărirea, reutilizarea ilustrațiilor, expunerea, radiodifuzarea, reproducerea pe microfilme sau în orice altă formă este permisă numai cu respectarea prevederilor Legii române a dreptului de autor în vigoare și permisiunea pentru utilizare obținută în scris din partea Universității „Politehnica” din Timișoara. Toate încălcările acestor drepturi vor fi penalizate potrivit Legii române a drepturilor de autor.

România, 300159 Timișoara, Bd. Republicii 9,
tel. 0256 403823, fax. 0256 403221
e-mail: editura@edipol.upt.ro

Cuvânt înainte

Teza de doctorat a fost elaborată pe parcursul activității mele în cadrul Facultății de Mecanică, Departamentul de Mecatronică a Universității „Politehnica” din Timișoara.

Adresez mulțumiri deosebite conducătorului de doctorat **prof. onorif. dr. ing. Lucian Mădăras** pentru consilierea permanentă și îndrumarea atentă pe tot parcursul realizării lucrării.

Alese mulțumiri și profundă recunoștință se cuvin adresate doamnei **conf. dr. ing. Veronica Argeșanu** atât pentru materialul tehnic și documentar pus la dispoziție, pentru ajutorul competent și susținerea constantă pe parcursul elaborării acestei lucrări, cât și pentru calitatea de referent al tezei de doctorat.

Mulțumesc, de asemenea membrilor comisiei de doctorat, în persoanele domnilor **prof. dr. ing. Nicolae Burnete** și **prof. dr. ing. Ioan Doroftei** în calitate de referenți ai lucrării și domnului **prof. dr. ing. Inocențiu Maniu** în calitate de președinte al comisiei.

Doresc să mulțumesc **prof.dr. Torsten Kuhlen** care m-a sprijinit pe durata stagiului în cadrul *Virtual Reality Group* al *RWTH Aachen University*, Germania.

Aș dori să mulțumesc tuturor cadrelor didactice din cadrul Departamentului de Mecatronică și al Departamentului de Mașini Mecanice, Utilaje și Transporturi care mi-au asigurat un cadru adecvat pentru cercetare.

Aduc mulțumiri familiei mele, colegilor, prietenilor și tuturor celor care mi-au oferit o susținere morală și profesională.

Timișoara, martie 2013

Raul Miklos KULCSAR

Teza de doctorat a fost realizată cu sprijin parțial din grantul strategic 88/1.5/S/50783, cofinanțat din Fondul Social European "Investește în oameni", în cadrul Programului Operațional Sectorial Dezvoltare Resurse Umane 2007 – 2013.

Kulcsar, Raul Miklos

Cercetări ergonomice asupra comportării coloanei vertebrale a conducătorului auto

Teze de doctorat ale UPT, Seria 9, Nr. 136, Editura Politehnica, 2013, 242 pagini, 152 figuri, 6 tabele, 2 anexe

ISSN: 1842-4937

ISBN: 978-606-554-658-5

Cuvinte cheie: autovehicul, ergonomie, proiectare uman-centrată, coloană vertebrală, modelare, simulare, vibrații.

Rezumat,

Prezenta teză pornește de la necesitatea existenței unor sisteme de siguranță ce a apărut odată cu apariția primelor vehicule motorizate. Numărul și complexitatea acestor sisteme a crescut direct proporțional cu numărul de vehicule produse.

Siguranța, confortul și ergonomia habitaculului auto s-ar putea defini ca fiind atât evitarea accidentelor auto sau minimizarea efectelor accidentelor, cât și evitarea afecțiunilor musculo-scheletale, în particular evitarea impactului acestora asupra sănătății și vieții conducătorilor auto și a pasagerilor. Ca un rezultat al evoluției sistemelor de proiectare al automobilelor, incidența persoanelor cu afecțiuni musculo-scheletale datorate șofatului, răniților și deceselor a scăzut semnificativ, dar încă reprezintă la nivel mondial aproximativ 25% din decesele survenite ca urmare a rănilor, cu o estimare de 1.2 milioane decese pe an.

Scopul major al acestei lucrări este să contribuie atât la creșterea siguranței autovehiculelor și minimizarea accidentelor rutiere, cât și la evitarea afecțiunilor musculo-scheletale datorate șofatului în condiții neergonomice.

CUPRINS

1. Considerații generale, tendințe, obiective	9
1.1. Considerații generale, tendințe	9
1.2. Obiectivele tezei	17
2. Stadiul actual al cercetării în domeniu	19
2.1. Parametrii dimensionali ai habitaculului și postura șoferului	19
2.2. Studiul influenței vibrațiilor asupra șoferului	22
2.3. Starea de tensiune și deformație la nivelul coloanei vertebrale	30
2.4. Concluzii	32
3. Modelarea analitică și experimentală a coloanei vertebrale în timpul șofatului	33
3.1. Introducere	33
3.2. Exprimarea analitică a formei coloanei vertebrale din plan sagital	34
3.3. Exprimarea analitică a formei coloanei vertebrale din plan sagital în poziția șezând pe scaunul din autovehicul	37
3.4. Exprimarea analitică a coloanei vertebrale în plan coronal	40
3.4.1. Determinarea înclinărilor în plan coronal a coloanei vertebrale prin măsurători experimentale	43
3.4.1.1. Descrierea autoturismului utilizat	43
3.4.1.2. Descrierea traseului utilizat în efectuarea experimentului	44
3.4.1.3. Descrierea echipamentului utilizat pentru urmărirea mișcărilor părții superioare a corpului	45
3.4.1.4. Descrierea experimentului	47
3.4.1.5. Rezultatele experimentale și prelucrarea datelor	50
3.4.2. Determinarea funcțiilor sinusoidale ce descriu variația în timp a pozițiilor vertebrelor C1, T4 și L1	53
3.4.2.1. Determinarea frecvenței	53
3.4.2.2. Determinarea amplitudinii fiecărui șir	55
3.4.2.3. Determinarea funcțiilor sinusoidale ce descriu variația poziției în timp a vertebrelor C1, T4 și L1	55
3.4.3. Determinarea ecuației de mișcare a coloanei vertebrale în plan coronal	59
3.5. Simularea mișcării coloanei vertebrale utilizând Mathcad și CATIA	62
3.5.1. Modelarea vertebrelor cu ajutorul softului CAD CATIA V5	62
3.5.2. Simularea mișcării coloanei vertebrale utilizând softul de calcul Mathcad	65
3.5.3. Simularea mișcării coloanei vertebrale utilizând softul CAD CATIA V5	66
3.6. Concluzii	69
4. Analiza vibrațiilor corpului uman în timpul șofatului	71
4.1. Noțiuni introductive despre influența vibrațiilor asupra corpului uman	71
4.2. Modelul mecanic al corpului uman șezând pe scaunul din autovehicul	75
4.3. Modelarea matematică a sistemului oscilant echivalent	77
4.4. Determinarea pulsațiilor proprii utilizând softul de calcul <i>Mathcad</i>	78
4.5. Analiza experimentală a oscilațiilor sistemului mecanic propus	81
4.5.1. Descrierea experimentului	81
4.5.2. Rezultatele experimentale și prelucrarea datelor	84
4.5.3. Determinarea spectrului de amplitudini utilizând softul de calcul Mathcad 90	84
4.6. Concluzii	91

5.	Modelarea, simularea și determinarea experimentală a energiei aparatului motor al rahisului	93
5.1.	Mușchii. Generalități	93
5.2.	Mușchii coloanei vertebrale	95
5.3.	Modelarea corpului uman utilizând softul AnyBody Modeling System.....	96
5.4.	Simularea mișcărilor corpului conducătorului auto din timpul șofatului, utilizând softul AnyBody Modeling System.....	102
5.4.1.	Determinarea experimentală a accelerațiilor laterale și longitudinale ale autovehiculului	102
5.4.1.1.	Determinarea accelerațiilor în plan lateral.....	102
5.4.1.2.	Determinarea accelerațiilor în plan longitudinal	104
5.4.2.	Determinarea activităților musculare pentru mișcările în plan coronal	106
5.4.3.	Determinarea activităților musculare pentru mișcările în plan sagital	115
5.5.	Analiza termografică a activităților musculare.....	119
5.5.1.	Descrierea experimentului termografic.....	120
5.5.2.	Rezultatele experimentului termografic	122
5.6.	Concluzii	130
6.	Modelarea, simularea și determinarea experimentală a stării de tensiune și deformație a coloanei vertebrale	133
6.1.	Obiectivele urmărite	133
6.2.	Analiza FEM al segmentului L4-L5 utilizând softul ANSYS	133
6.3.	Rezultatele analizei FEM utilizând softul ANSYS	137
6.4.	Analiza experimentală a solicitărilor intervertebrale.....	143
6.4.1.	Platforma STEWART	143
6.4.2.	Prototiparea vertebrelor	145
6.4.3.	Dispozitiv de fixare și reglare a poziției vertebrelor	147
6.4.4.	Determinarea solicitărilor din discul intervertebral	150
6.4.5.	Desfășurarea experimentului și rezultate	152
6.5.	Concluzii	154
7.	Concluzii finale. Contribuții personale. Direcții noi de cercetare.....	155
	Bibliografie	159
	Anexe	161

1. CONSIDERAȚII GENERALE, TENDINȚE, OBIECTIVE

Motto: "Ergonomics. For an easy stress-free life"

1.1. Considerații generale, tendințe

Elaborarea unei lucrări ce își propune să abordeze un domeniu științific interdisciplinar, relativ nou, modern, cu un viitor cert, și cu recunoaștere internațională, cum este cel al ergonomiei, constituie, după părerea multor autori, un demers științific destul de dificil de realizat.

Cu toate acestea, succesul, performanța și competitivitatea organizației moderne depind în mare măsură de integrarea ergonomiei în strategia de afaceri a acesteia, concepție degajată, de fapt și din lucrările Congresului Mondial al Asociației Internaționale de Ergonomie (9-14 august 2009, Beijing, China).

Trăsătura caracteristică a ergonomiei, pe plan mondial, [Al 15-lea Congres Mondial al Asociației Internaționale de Ergonomie (24-29 august 2003 Seul-Coreea de Sud, Motto: "Ergonomia pentru noul mileniu"), Al 16-lea Congres Mondial al Asociației Internaționale de Ergonomie (10-14 iulie 2006-Maastricht-Olanda, Motto : "Ergonomia în era digitală"), Al 17-lea Congres Mondial al Asociației Internaționale de Ergonomie (9-14 august 2009-Beijing-China, Motto: "Schimbări, provocări și oportunități"), Cel de-al 18-lea Congres Mondial al Asociației Internaționale de Ergonomie, 2012, Recife], o constituie tendința multiplicării domeniilor de cercetare, dar și a integrării acestora, precum și caracterul extensiv al dezvoltării acestei noi științe interdisciplinare. [5, 39]

Deoarece activitatea omului nu poate fi definită numai prin trăsăturile și particularitățile acestuia, deosebit de important este și raportul ergonomiei cu științele tehnice. În acest sens, după cum menționează unii specialiști în domeniu, ergonomia rezolvă o serie de probleme ale tehnicii legate de eficiența activității om-mașină. În plan practic, raportul dintre ergonomie și tehnică este problema evaluării multilaterale a factorilor ergonomici în diferite etape de creare a sistemelor om-mașină-mediu, sau a sistemelor tehnice și de exploatare a lor. [5, 39]

Din acest punct de vedere, proiectarea tehnică tradițională se efectuează prin elaborarea unor elemente sau soluții tehnice luate separat, izolat, fără a ține

seama de legătura lor reciprocă care se realizează în procesul exploatării. De asemenea, particularitățile omului se iau în seamă pe parcursul proiectării numai intuitiv, empiric, neexistând principii, criterii, și metode special și științific fundamentate de luare în considerare a factorului uman. [5, 39]

În aceste condiții, raportul dintre ergonomie și științele tehnice capătă valențe noi care impun trecerea treptată de la proiectarea tehnică tradițională la proiectarea ergonomică, în cadrul căreia obiectul proiectării îl constituie sistemul tehnic unitar, cu luarea în considerare în mod special a factorului uman.

Aceasta înseamnă că raportul dintre ergonomie și științele tehnice se manifestă, pe de o parte, prin utilizarea datelor și cunoștințelor cu caracter ergonomic în proiectarea echipamentului tehnic și tehnologic, iar pe de altă parte, prin stabilirea sau orientarea cercetărilor din domeniul ergonomiei, în funcție de problemele tehnice care trebuie rezolvate.

În faza de proiectare a mașinilor trebuie luate măsuri ergonomice pentru prevenirea riscurilor profesionale. Așa se explică faptul că, în prezent, obligativitatea atestatului ergonomic a fost legiferată în mai multe țări. [5, 39]

Având în vedere utilitatea variatelor metodologii ergonomice, unii autori ca, de exemplu, Shanton și Young (1999) prezintă una dintre numeroasele analize comparate în acest domeniu, cu atât mai mult cu cât provocările sunt în direcția folosirii acelor metodologii ergonomice care observă și analizează comportamentul factorului uman în cadrul sistemelor de muncă. [5, 39]

În condițiile actuale ale științei și tehnicii se impune reconsiderarea opticii de cercetare, analiză și proiectare a locurilor de muncă prin aplicarea rezultatelor deosebite obținute în ultimul timp în unele domenii noi de activitate umană, cum ar fi teoria sistemelor, cibernetica, teoria informațiilor, cercetarea operațională, informatica și ergonomia.

Limitându-se în primele etape ale dezvoltării sale la rolul de știință corectivă, ergonomia inginerescă se transformă în ultimii ani tot mai pregnant într-o știință proiectivă, luând parte la procesul elaborării unor noi mijloace de investigare, echipamente tehnice și a unor noi tipuri de sisteme, contribuind la formarea concepțiilor originale de proiectare. Studiul interacțiunii în sistem ca sistem cibernetic studiază relațiile om-mașină-mediul în condiții de optimizare. [5]

În aceste condiții, cunoașterea modului de valorificare a capacității umane și implicațiile acesteia în cele mai diverse situații impune ca realizarea unei optimizări să se facă prin depunerea unui efort minim cu maxim de eficiență.

Ergonomia fiind o știință interdisciplinară este absolut necesară colaborarea tuturor factorilor implicați în optimizarea procesului de muncă: ingineri proiectanți și de exploatare, psihologi, fiziologi, medici, igienisti, economiști, sociologi. De asemenea, în elaborarea tuturor măsurilor ergonomice, fie corective, fie proiective (utilaje, ambianță, etc.), este necesar să fie consultați acei cărora le sunt destinate. [5, 39]

Totodată, oamenii au devenit mai exigenți în ce privește confortul, condițiile de viață și de muncă, solicitând spații luminoase și bine aerisite, echipamente care să le ușureze munca, transporturi mai confortabile, locuințe mai bune etc.

În SUA, ergonomia a apărut ca disciplină după cel de-al Doilea Război Mondial. Apăruseră multe probleme în folosirea echipamentelor sofisticate precum avioane, radare, sonare și tancuri. Uneori aceste probleme au cauzat erori umane cu

consecințe grave. [5]

De aceea, informațiile disponibile în manuale despre factori umani sunt în mare parte influențate de aplicațiile militare în domeniul ergonomiei.

Unele agenții federale au sponsorizat cercetări ale aplicațiilor civile: Administrația Federală a Autostrăzilor (design-ul autostrăzilor și a indicatoarelor rutiere), NASA (capacitate și limitare umană în spațiu, design-ul stațiilor spațiale), Administrația Națională a Autostrăzilor pentru Siguranța Traficului (design-ul mașinilor, efectele drogurilor și a alcoolului în timpul condusului), Comisia Nucleară (planuri necesare pentru centrale nucleare), Administrația Federală a Aviației (siguranța aviației). [5, 41]

În SUA, aplicațiile în domeniul civil sunt destul de recente. Eastman-Kodak în Rochester, New York, a fost probabil prima companie care a implementat un program substanțial în jurul anului 1965. La IBM, interesul în ergonomie a început în jurul anului 1980. La acea vreme, IBM avea numeroși experți în domeniul factorilor umani, majoritatea lucrând însă la proiectarea produselor destinate consumatorilor. Recent, aceștia și-au îndreptat interesul spre calculatoare și programe. [5, 39]

În Europa, ergonomia este foarte bine implementată în special în Anglia, Franța, Germania, Olanda, Italia și țările scandinave. [5, 39]

Ergonomia se practică atât în faza de proiectare și poartă numele de *ergonomie de concepție*, cât și în faza de realizare a acestora – *ergonomia de corectare*. [5]

Accentul trebuie, însă, pus pe aplicarea în faza de proiectare, corectarea ulterioară fiind mai costisitoare. Tot datorită faptului că proiectantul nu dispune încă de suficiente date (ne referim la datele obținute în urma cercetărilor ergonomice fundamentale) apar necesități de corectare ergonomică ulterioare. Corectarea ergonomică se execută pe baza studiilor efectuate de echipa ergonomică (care urmărește de regulă ansamblul activităților din punct de vedere economic, tehnic, social). [5]

Ergonomia produsului urmărește ca produsului realizat să îi fie conferite **valențe de ordin ergonomic, pe baza datelor obținute în urma cercetărilor fundamentale**, astfel ca aceste produse să solicite omul în limita posibilităților sale normale, satisfăcând în totalitate cerințele beneficiarului. [5]

Precizarea nivelului ergonomic realizat al produsului se face cu ajutorul unui certificat ergonomic care însoțește produsul care poartă denumirea de *atestat ergonomic*.

Din schema prezentată în figura 1.1 reiese că proiectarea este o activitate neîntreruptă. Există întotdeauna oportunități de îmbunătățire și modificare.

În reproiectarea unui sistem, ergonomistul trebuie să ia în considerare multe constrângeri. Vor fi constrângeri legate de alocarea muncii (cine face ce), constrângeri economice, constrângeri ale companiei.

Va fi necesară consultarea literaturii de specialitate, evaluarea mai multor variante de proiectare prin folosirea unor prototipuri sau prin experimente care au drept subiecte testate pe utilizatori. Acest scenariu conduce la cea de-a doua maximă: *o abordare sistematică, interdisciplinară este necesară în proiectarea și analiza unui sistem*.

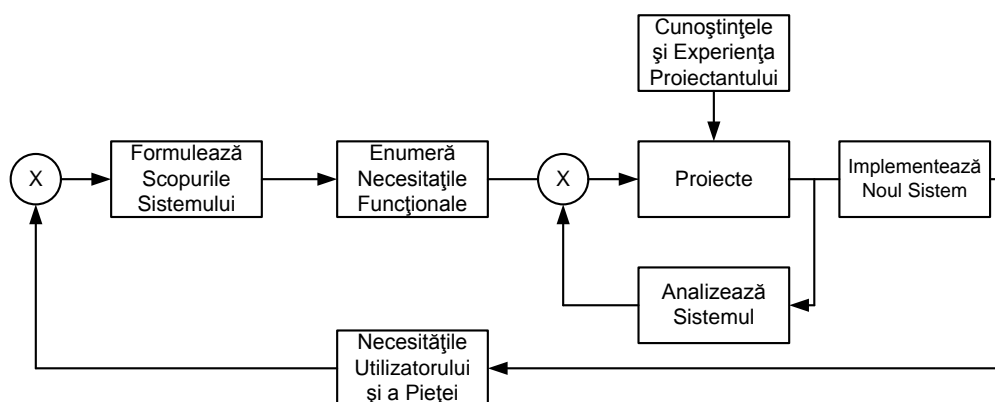


Fig.1.1. Procedura de proiectare și reproiectare a unui sistem.

Ergonomia contribuie la îmbunătățirea aspectelor performanței sistemului. Nu există conflicte între ergonomie și productivitate, creându-se o așa numită situație profit – profit. [5, 39]

O cerință importantă în proiectarea ergonomică a muncii o constituie cunoașterea posibilităților, limitelor, variația performanțelor și capacităților în funcție de structura anatomo – funcțională a organismului uman, de factorii de influență și de specificul activității în care este utilizată.

„Motorul” uman este reprezentat de sistemul osteomuscular.

În limbaj informațional se poate afirma că acțiunea atribuită omului reprezintă un mesaj adresat acestuia sub formă de solicitare, la care omul reacționează printr-un efort dependent de capacitatea lui. Indiferent de natura sa, efortul mobilizează întreaga personalitate a omului cu toate componentele lui.

Solicitarea posturală se referă la [5, 39, 43]:

- *Contractiile musculare izometrice* dictate de munca statică care generează staza vasculară pe anumite părți ale organismului uman care „comutează” reacțiile metabolice pe producerea de acid lactic, favorizând instaurarea rapidă a oboselii fizice cu reducerea eficienței sistemului muscular.
- *Compresia vaselor de sânge* cu jenarea circulației arteriale și venare.
- *Poziții vicioase ale corpului* în general ale coloanei vertebrale, ceea ce poate favoriza apariția tulburării statice a organismului.
- *Mișcări nefiziologice* cu frecvență ridicată ale coloanei vertebrale care, atunci când sunt combinate cu manipulări de greutate peste limitele admise, conduc în timp la leziuni până la hernie de disc.
- *Afecțiuni repetitive (Repetitive Motion Injury - RMI)*. RMI a devenit un termen important în ergonomie în ultimii 10 ani. Această afecțiune a cunoscut multe alte denumiri, cum ar fi: „tulburări musculoscheletale regionale”, „tulburări provocate la locul de muncă”, „încordări repetate” sau „osteoartroză”. Acestea sunt cauzate de mișcări repetitive.

Coloana vertebrală este alcătuită dintr-o serie de piese osoase care se găsesc în echilibru instabil și se mențin în legătură prin articulații mobile. Aceste articulații formează un tot armonios, menținându-se într-un echilibru static. [1, 18, 43, 50, 55, 59]

Echilibrul este menținut printr-un sistem muscular dublu antagonist: mușchii spinali dorsali – mușchii abdominali ventrali. Orice perturbare a acestui echilibru

antrenează o instabilitate rahidiană sau tulburări de tipul herniilor, eventrațiilor etc. [1, 19, 43]

Rolul discurilor intervertebrale este multiplu [5, 24, 43, 50]:

- contribuie prin rezistența lor la menținerea curburilor coloanei vertebrale;
- favorizează prin elasticitatea lor revenirea în starea de echilibru a coloanei după terminarea mișcării;
- transmit greutatea corpului diferitelor segmente ale coloanei;
- amortizează șocurile sau presiunile la fiecare segment ce este supus în cursul mișcărilor sau eforturilor.

Schmidtke definește oboseala *"ca fenomen consecutiv unei solicitări prealabile; ea are ca efect o diminuare reversibilă a performanțelor și funcțiilor și este însoțită de o micșorare a satisfacției muncii, o mărire a senzației de efort și poate conduce la o tulburare a armoniei funcționale a personalității"*. [5]

Oboseala accentuată (cronică) influențează negativ funcționalitatea organismului. În această situație, consecințele negative ale oboselii pot fi sintetizate astfel [55, 56]:

- scăderea rezistenței generale a organismului la diferite maladii infecțioase și favorizarea declanșării nevrozelor;
- accentuarea uzurii, epuizării și îmbătrânirii premature a organismului;
- creșterea riscului de accidente prin perturbarea funcțională a sistemului nervos;
- reducerea atenției și preciziei, a forței sistemului muscular;
- reducerea randamentului în muncă (cantitativ și calitativ).

După cum se cunoaște, fiabilitatea tehnică a unui sistem de muncă reprezintă într-o formă succintă de prezentare, proprietatea acestuia, exprimată prin probabilitatea ca să funcționeze ireproșabil o anumită perioadă de timp.

Evaluarea fiabilității presupune analizarea sistemului până la nivel de componente, identificarea posibilelor moduri de avarie și calcul, pe baza datelor statistice a probabilităților numerice de avarie a componentelor individuale. Sistemul este apoi resintetizat, folosind relații de calcul probabilistic, pentru combinarea subsistemelor elementare, în serie sau în paralel, după caz, și se obține în final indicele global de fiabilitate. [5]

"Fiabilitate umană" este strâns legată de concepția de eroare ca element secundar, dar însoțitor al uneia din calitățile ființei umane, care este adaptabilitatea și care-i conferă omului flexibilitatea unei game largi de strategii pentru a face față circumstanțelor mereu în schimbare." [5]

Vibrațiile apar de obicei în urma șocurilor, a forțelor de frecare sau a solicitărilor alternative mecanice sau magnetice, iar dacă se depășește nivelul admis de recomandările fiziologice provoacă perturbări organice grave, cu implicații negative asupra stării de sănătate a oamenilor [5].

În autovehicul, datorită spațiului restrâns și limitat, elementele de habitacul sunt constrânse dimensionării reduse, confortului, funcționalității și durabilității. [9, 10, 11]

Vibrarea întregului corp este în principal o problemă care îi preocupă pe operatorii de utilaj greu și șoferi. În timp, anumite tipuri de vibrații pot duce la mici modificări (afecțiuni cumulative) ale coloanei, care se pot acumula, până când aceasta este complet afectată. [12, 13]

Analiza riscurilor este în funcție de [19, 20]:

- tipul vehiculului;

- categoria vehiculului;
- distanța parcursă (transport internațional, transport local, regional, etc.);
- încărcătura transportată (substanțe chimice sau explozive, alimente, persoane, materiale de construcție, animale, materiale prețioase, etc.);
- tipul de combustibil folosit (Diesel, benzina, gaz);
- conducerea mașinii pe timp de noapte/și zi (drumuri frecvente noaptea unde doarme: acasă, îndeplasare, în străinătate, în parcare, în mașina);
- activități asociate (încarnare/descărcare, mentenanță, relaționare cu clienții, etc.);
- locul activității (șantier, agricultura, drumuri naționale, forestiere, autostrăzi, intrauzinal în mari întreprinderi, etc.);
- starea drumurilor, a parcarilor;
- anotimp și condiții meteo;
- starea tehnică a vehiculului, uzura;
- **condițiile ergonomice ale mașinii și ale scaunelor;**
- starea de sănătate a conducătorului și efectuarea controalelor medicale obligatorii de Medicina Muncii și Siguranța Circulației;
- aptitudinile psihice (examen psihologic, consiliere);
- vârsta conducătorului auto.

Modul de realizare a posturii de muncă condiționează solicitarea întregului organism, a aparatului locomotor în general și a coloanei vertebrale în special, care, prin regiunile sau segmentele sale inferioare (segmentul lombar), suportă o dublă solicitare mecanică datorită greutății care se exercită permanent (practic, jumătate din greutatea corpului) și datorită mării mobilități a acestei regiuni (flexia coloanei lombare ajunge la 90° și chiar mai mult, extensia la circa 30° și permite mișcări de lateralitate de aproape 45°). Solicitarea mecanică respectivă este aplicată discurilor intervertebrale care, prin rezistența și elasticitatea lor contribuie la menținerea curburilor coloanei în plan sagital, favorizează revenirea în starea de echilibru a corpului, transmit greutatea acestuia diferitelor segmente ale coloanei vertebrale și amortizează presiunile și șocurile la care sunt supuse segmentele respective în timpul activității. Din această perspectivă, menajarea discurilor intervertebrale față de solicitările interne reprezintă o obligativitate față de corpul nostru și trebuie urmărită până și în domeniul celor mai banale poziții, cum ar fi șederea pe scaun. [19, 20, 30]

Prin urmare, trebuie avut în vedere faptul că posibilitățile și funcțiile coloanei vertebrale sunt condiționate de construcția și formarea sinusoidală a acesteia, care formează un tot arbitrar, menținându-se într-un echilibru static ca rezultat a curburilor ce se compensează, ca urmare a faptului că ele corespund unor necesități mecanice de susținere a toracelui și abdomenului, precum și ca o consecință a poziției bipede. [5]

Studiile care s-au efectuat demonstrează că deosebirile dintre diferitele poziții de muncă sunt condiționate, sub aspect fiziologic, de [5, 39]:

- consumul specific de energie pe care îl reclamă;
- gradul de solicitare a aparatelor circulator și respirator;
- contribuția specifică a aparatului osteoarticular și a sistemului muscular;
- contribuția sistemului nervos la menținerea unei anumite poziții de muncă;

„Ergonomia nu reprezintă o știință descriptivă a activității umane, ci este o știință aplicată care utilizează metode și tehnici specifice disciplinelor care o susțin”.

Afecțiuni musculo-scheletale

Manifestările osteo-articulare pot fi diverse: durere, redoare, oboseala, crampe, tremurături, etc. ce apar cu frecvența variabilă la operatorii afectați: zilnic, ocazional, rar, niciodată. Localizările cele mai frecvente sunt la nivelul coloanei cervicale, umărului, cotului, coloanei lombare, mâinii. [50, 55, 66]

Principalele suferințe musculo-scheletale întâlnite sunt [50, 55]:

- afectarea coloanei vertebrale. Asociată cu dureri de șezut și de umeri permite definirea unui tablou specific muncii de șofer, cunoscut ca "boala șoferilor";
- durerea poate fi însoțită de unele deviații ale coloanei vertebrale (cu frecvența crescută apare cifoza), discopatii; pot apărea și fenomene acute de lombosciatică;
- principala cauză de apariție a acestor tulburări o constituie scaunul neadecvat ca și construcție sau poziționare determinată de vibrații și poziția șezândă prelungită și încordată;

Figurile 1.2, 1.3, ... 1.7 prezintă natura afectărilor și procentual distribuția problemelor de sănătate și localizarea lor. [62, 66]

Se observă că afecțiunile spatelui/coloanei vertebrale (backache) ocupă un loc important în ceea ce privește problemele de sănătate.



Fig. 1.2. – Hernia de disc. [66]

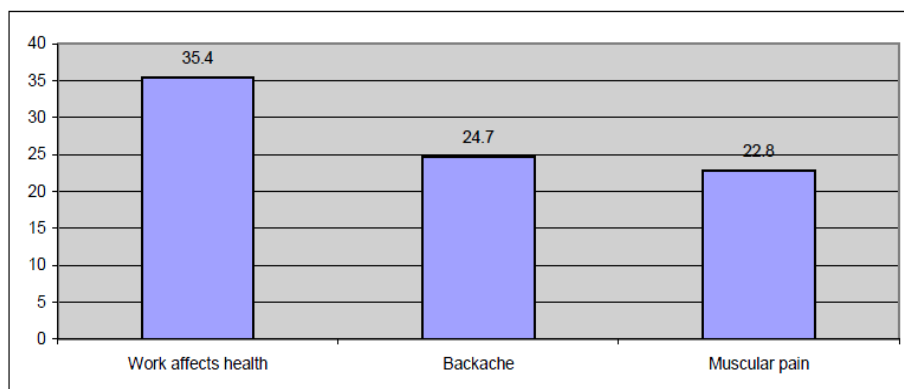


Fig. 1.3 – Cumulul procentual al muncitorilor ce prezintă probleme de sănătate, EU27, 2005. [62]

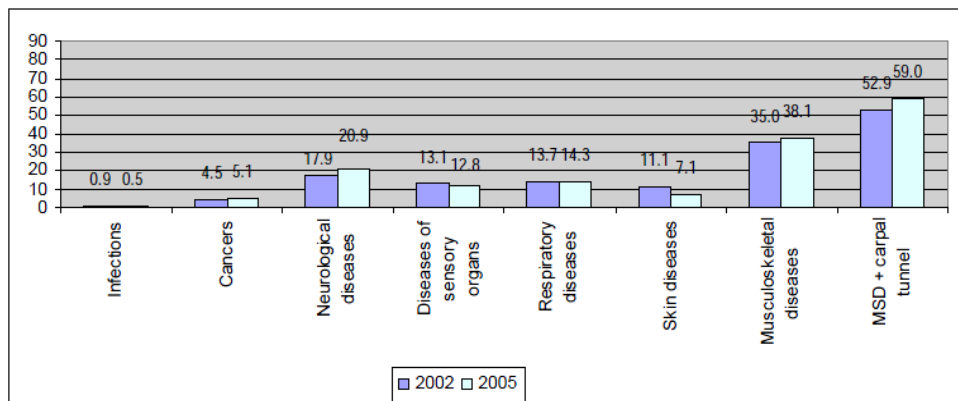
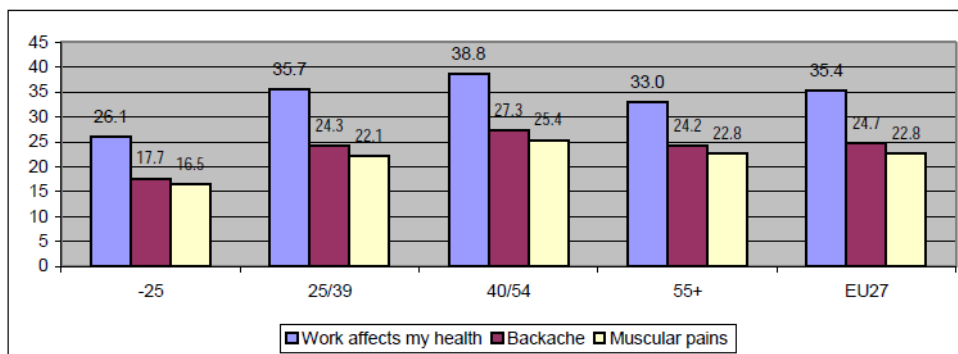


Fig. 1.4 – Distribuția procentuală a bolilor ocupaționale, 2002-2005, EU15, exceptând Germania, Grecia, Irlanda. [62]



European Survey on Working Conditions 2005

Fig. 1.5 – Cumulul procentual al muncitorilor ce prezintă probleme de sănătate, dureri de spate și dureri musculare, pe grupe de vârstă, EU27, 2005. [62]

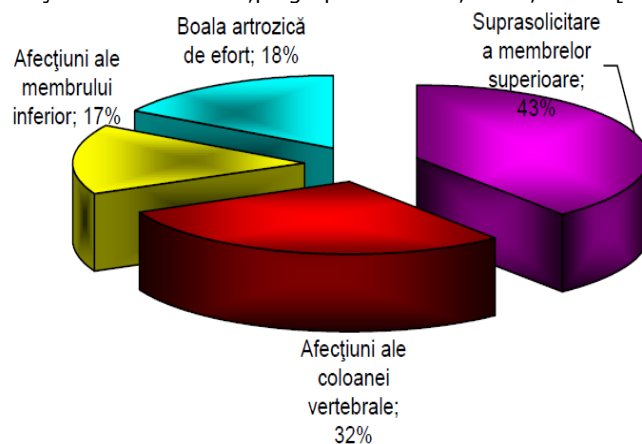


Fig. 1.6 – Distribuția procentuală a afecțiunilor musculo-scheletale la nivelul corpului conducătorului auto. [60]

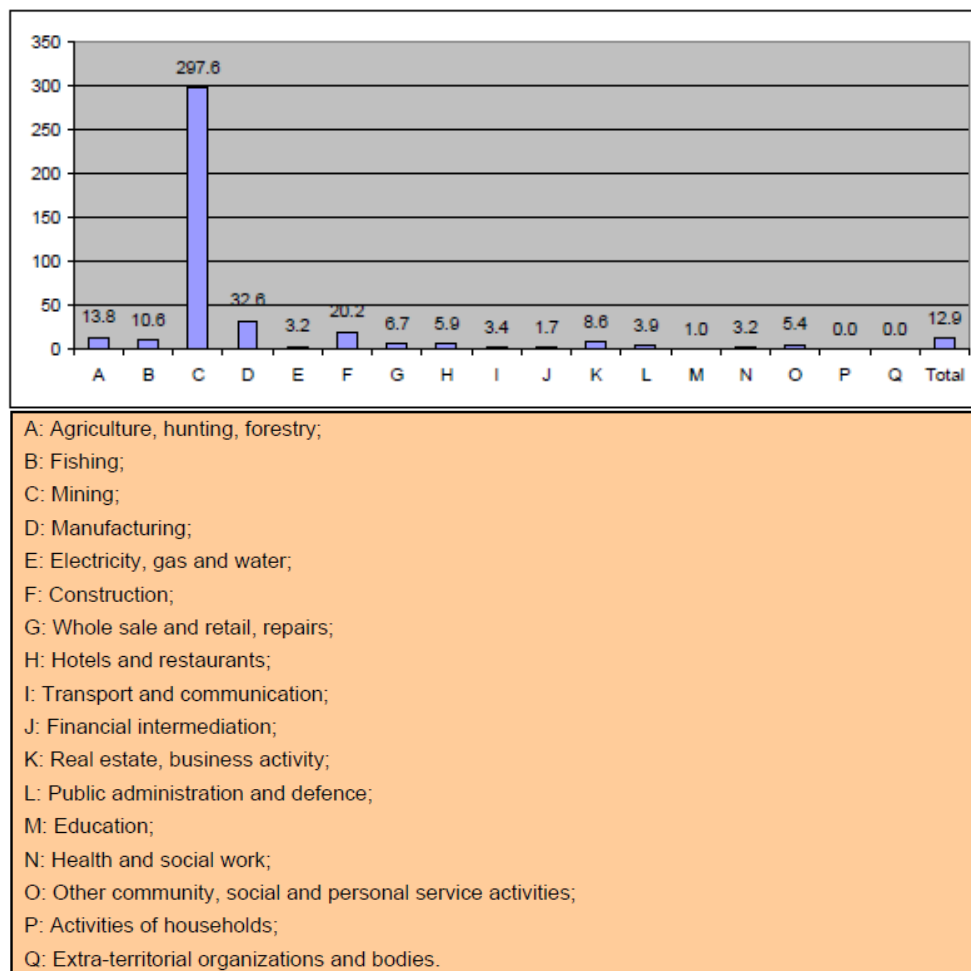


Fig. 1.7 – Rata incidenței (pe eșantion de 100000 muncitori) a afecțiunilor musculo-scheletale. [62]

1.2. Obiectivele tezei

Domeniile subliniate mai sus vor constitui obiectul de studiu experimental și teoretic al tezei de doctorat.

Condițiile cerute pentru o proiectare a habitatului sunt:

- investigare biometrică;
- studii antropometrice;
- monitorizare a activității;
- stabilirea unor norme ergonomice de funcționare și în condiții sănătoase, confortabile și de siguranța a activității;
- organizare și proiectare a echipamentelor și ambientului (vibrații, iluminat, ventilație, etc.)
- reconfigurarea habitatului;

- informatizare, automatizare și modularizare a dotărilor și activității;

Este de remarcat faptul că dacă ceea ce privește configurația elementelor de siguranță, a celor de ventilație, iluminat, încălzire, etc. dotarea habitaculului este analizată și realizată corespunzător, în ceea ce privește dovezile științifice (evidence based) privind comportarea corpului șoferului și în special al coloanei vertebrale cu musculatura asociată, necesită în continuare un studiu aprofundat care preocupa continuu firmele producătoare de autovehicule.

În prezenta teză pentru cunoașterea acestor fenomene "evidence based" se utilizează atât modelarea analitică, 3D, cu element finit, aparatura de investigare de ultima generație neinvazivă, programe ergonomice de calcul specializate (The AnyBody Modelling System), utilizate de firme de prestigiu (BMW, Ford, etc.), dispozitive speciale / specifice proiectate și executate de autor și instalații experimentale special configurate (fig. 1.8).

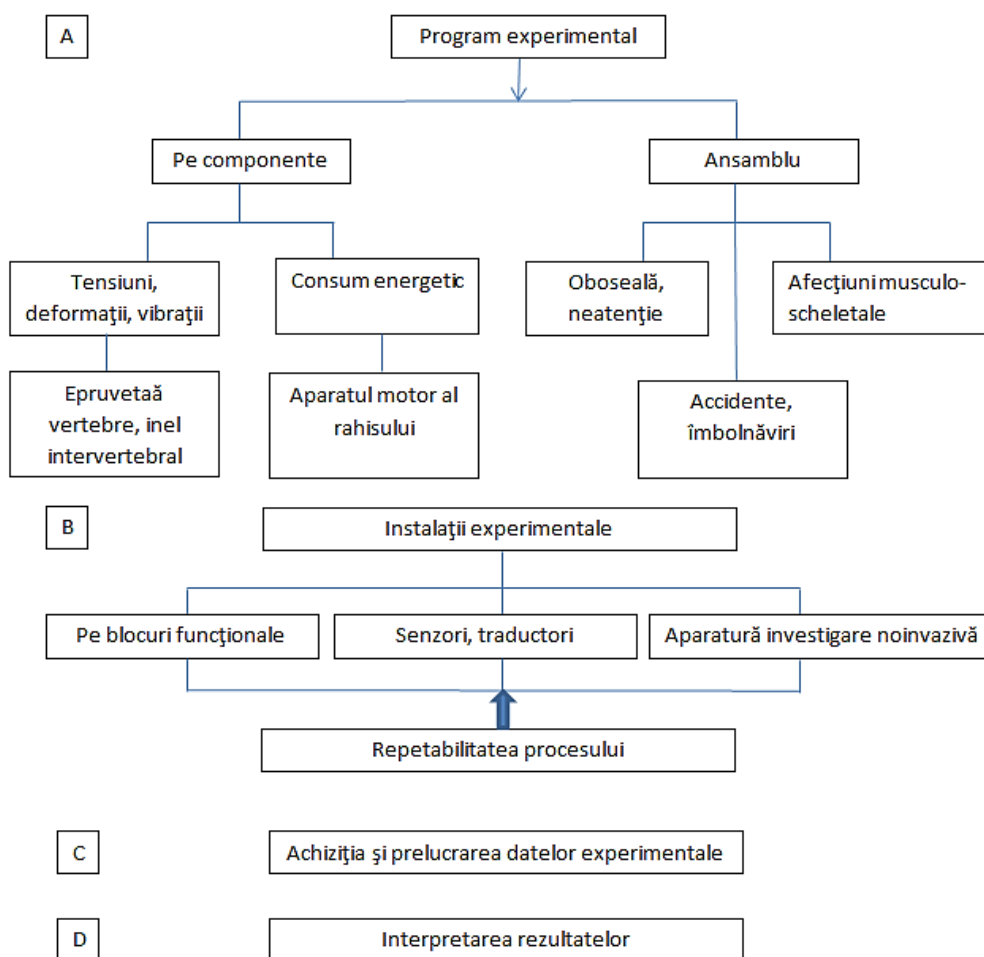


Fig. 1.8 – Program experimental propus.

Se urmăresc factori cum ar fi: model real 3D al coloanei vertebrale care să poată analiza comportările coloanei vertebrale în diverse condiții de solicitare din timpul șofatului, modelarea analitică a mișcărilor coloanei vertebrale în timpul șofatului, determinarea consumului energetic al organismului, a tensiunilor și deformațiilor care apar în coloana vertebrală, discurilor intervertebrale și musculatura asociată atât prin modelare/simulare cât și prin confirmare experimentală.

Modelarea ca analiză 3D a activității șofatului va constitui un instrument excelent de monitorizare pe termen lung și de evaluare a soluțiilor tehnico-psiho-medicale oferite.

Posibilitatea desfășurării în condiții de deplină sănătate și securitate a actului șofatului în condițiile în care pe lângă șoferi profesioniști, mare parte din populația mondială utilizează autovehiculul ca mijloc obișnuit/ frecvent de transport duce la eficientizarea prin creșterea calității vieții.

Aceste priorități ale domeniului sunt în concordanță cu direcțiile dezvoltate de Comunitatea Europeană, materializate prin Programul "Sănătate și siguranță în organizarea mediului de lucru", menționat în Secțiunea V, Capitolul I al Acordului pentru Aria Economică Europeană (EEA), care constituie un aspect important în politica socială europeană, eliminarea afecțiunilor profesionale fiind parte integrantă din crearea unei Arie Economice Europene omogene. În același sens, în 24 februarie 2005 Parlamentul European a adoptat un raport (Promovarea sănătății și siguranței la locul de muncă - "Promoting Health and Safety at the Workplace") acesta răspunzând cerințelor Comisiei pentru aplicarea în cadrul legilor naționale ale regulamentelor privind bolile profesionale și posibilitățile de prevenție.

Scopul cercetării ergonomice pentru optimizare și adaptabilitate contribuie la obținerea ajustabilității configurată pentru a obține performanța în domeniul autovehiculelor rutiere.

Cercetarea ergonomică uman-centrată/ergoingineria este considerată drept conceptul cel mai promițător cu aplicabilitate directă în prevenirea bolilor cronice/profesionale ale șoferilor și asigurarea rezultatelor sigure și de calitate crescută pentru populație, contribuind la rezolvarea unor probleme cheie, de mare complexitate privind calitatea intrinsecă a locului de muncă, a vieții în general.

Teza prezintă prin obiective un grad de noutate absolut la nivel național propunând să ofere evidențe științifice prin evaluarea ergonomică a activității șofatului (evidence-based driving) care să permită individualizarea echipamentelor habitaculului în cadrul celor existente.

Ergoinginerii văd oamenii și obiectele pe care le folosesc ca o singură unitate și combină abilitățile cele mai importante ale oamenilor și echipamentelor.

"*Proiectarea-uman-centrată*" reprezintă o influență umanizată esențială în dezvoltarea rapidă și contemporană a tehnologiei.

Microergoingineria optimizează interacțiunea dintre corpul uman și echipament. Sistemul cybernetics descris este prezentat în figura 1.9.

Ultimii ani au adus în actualitate o tendință generală în proiectarea, construcția și funcționarea autovehiculelor (centrele de cercetare ale firmelor producătoare, programele analitice ale universităților/secțiilor de profil, programe de masterat care includ ergonomia și confortul autovehiculelor rutiere, legislație europeană în domeniu, etc.) și anume transformarea elementelor componente ale

habitaclului din elemente pasive cu reacție necontrolată la modificarea factorului uman în elemente active capabile să se adapteze continuu/optim factorului uman.

Rezultatul este selecția unui posibil concept adițional care cuprinde toate cerințele.

Acestea necesită în primul rând cunoașterea fenomenelor intime ale comportării organismului uman în timpul șofatului și anume: postura, starea de tensiune și deformație, consumul energetic, modificările fizio-anatomice produse în timpul șofatului.

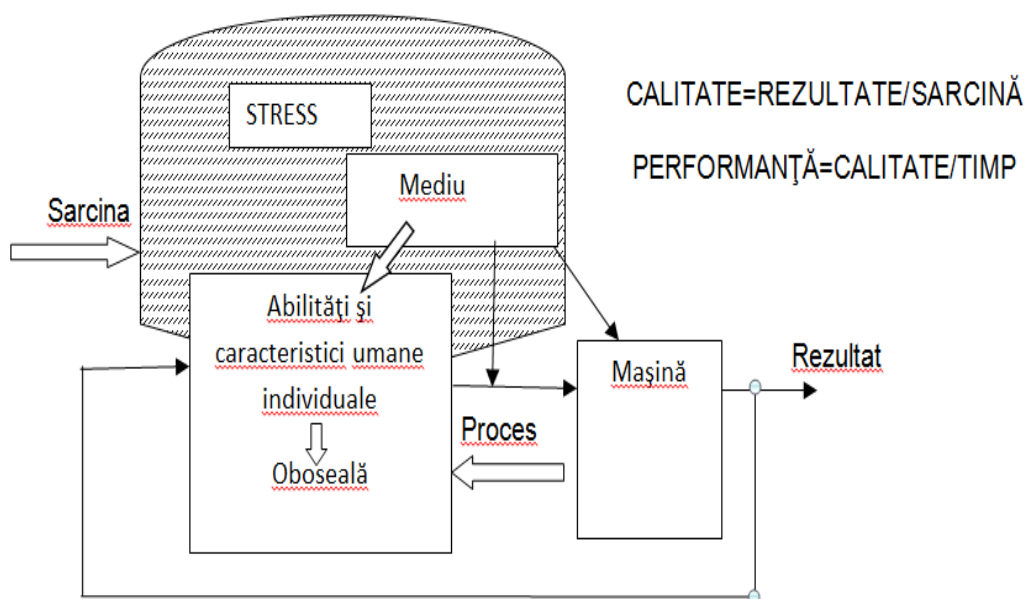


Fig. 1.9 – Sistem cibernetic om mașină.

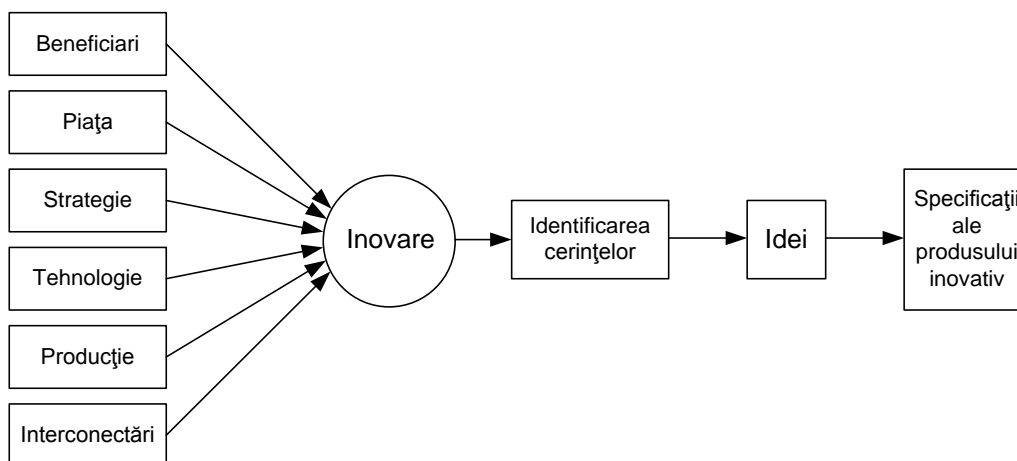


Fig. 1.10 – Etapele programului de proiectare ergonomică.

În acest context se remarcă următoarele obiective și direcții de cercetare:

- elaborarea unor modele, principii matematice moderne pentru a putea fi incluse într-un algoritm de proiectare sau de control'
- includerea fenomenelor de consum energetic/oboseală, modificări anatomio-funcționale sistemului coloană vertebrală-musculatură aferentă prin utilizarea programelor de calcul specializate și a aparaturii de investigație neinvazive;
- investigarea coloanei vertebrale privind limitele de funcționare prin construirea de dispozitive și dezvoltarea unor programe experimentale care să conducă la concluzii privind repetabilitatea proceselor;

O abordare generală a problematicii expuse este imposibilă datorită diversității condițiilor/constrângerilor ergonomice din timpul șofatului cât și a complexității fenomenelor corespunzătoare.

Prezenta lucrare se rezumă la cercetări ergonomice privind comportarea coloanei vertebrale și musculaturii asociate în timpul șofatului în ceea ce privește comportarea acesteia în curbe, respectiv în cazul vibrațiilor produse.

În acest scop a fost utilizat autovehiculul prezentat în capitolul trei, un șofer și un pasager, traseu sinusoidal urmărit la determinarea capacității de virare dinamică a autovehiculului în condiții de poligon, limitatoare de viteză tipizate și vibrațiile produse în habitacul în condiții în care autovehiculul se mișcă datorită forței de inerție.

2. STADIUL ACTUAL AL CERCETĂRII ÎN DOMENIU

Aplicarea principiilor ergonomice are un rol important în prevenția bolilor cronice profesionale și oferă soluții în optimizarea activității, generând rezultate superioare ale tratamentelor, și implicit a calității vieții, la nivelul întregii populații.

Ergonomia habitaculului autovehiculelor prezintă, la momentul actual, următoarele priorități:

- prevenirea afectărilor musculo-scheletale și psiho-sociale ale șoferului și pasagerilor, și factorilor de risc asociați;
- creșterea accesibilității, siguranței și a confortului.

În acest scop s-au efectuat numeroase studii teoretice și experimentale vizând: dimensiunile habitaculului, postura șoferului și influența ei asupra oboselii acestuia, presiunea în interfața scaun-șofer și consecințele acesteia asupra oboselii, acțiunea vibrațiilor. Au fost efectuate modele matematice, mecanice precum și modelări ale scaunului șoferului. De asemenea s-au utilizat metode radiografice și chirurgicale pentru studiul presiunii.

O sinteză a acestora este prezentată în cele ce urmează.

Manifestările osteo-articulare pot fi diverse: durere, redoare, oboseala, crampe, tremurături, etc. ce apar cu frecvența variabilă la operatorii afectați: zilnic, ocazional, rar, niciodată.

2.1. Parametrii dimensionali ai habitaculului și postura șoferului

Parametrii dimensionali ai habitaculului intervin în mod nemijlocit în asigurarea atât a ușurinței de șofat, cât și a ergonomiei acestuia. Pe baza experienței constructorilor de autovehicule și a studiilor de ergonomie mai recente există în prezent recomandări de valori numerice pentru un-ii sau alții din acești parametri. [21, 23, 24, 67]

În ceea ce privește habitaculul autoturismelor, pentru determinarea corectitudinii dispunerii scaunului în raport cu comenzile se poate aplica metoda recomandată de norma internațională ISO 3958 – 1997. Aceasta stabilește o înfășurătoare a distanțelor maxime de acțiune ale unei mâini a șoferului așezat pe

scaun, cu cealaltă mână pe volan și piciorul drept pe pedala de accelerație, având montată o centură de siguranță cu trei puncte de prindere. Acțiunea șoferului constă din ținerea cu trei degete a unui buton de comandă cu diametrul de 25 mm, situat spre înaintea față de șofer și manevrat pe orizontală. În figurile 2.1, 2.2 și 2.3 se pot urmări caracteristicile geometrice ale habitaculului în raport cu punctul H al scaunului șoferului (corespunzător articulației coxo-femorale a manechinului tridimensional STAS R 10666/2-76). Acestea se măsoară cu scaunul reglat în poziția normală de sofot cea mai coborâtă și mai retrasă posibil, specificată de constructor. Toate celelalte reglaje ale scaunului sau volanului se vor stabili, de asemenea, conform specificațiilor constructorului. [29, 38, 40, 42]

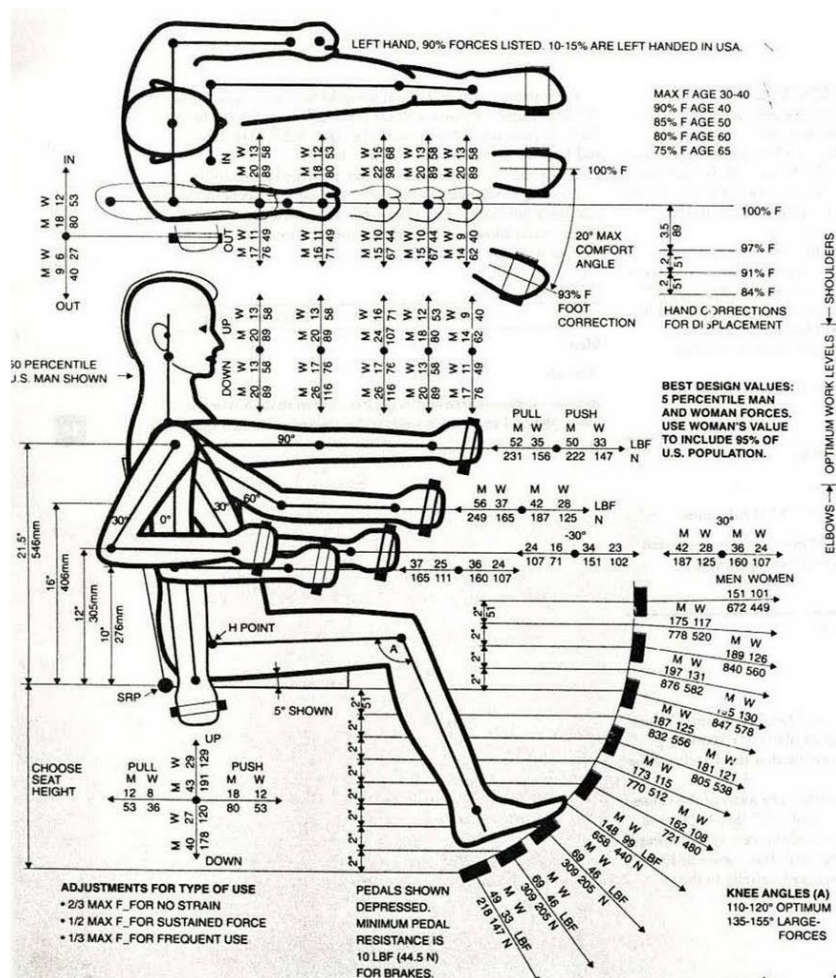


Fig.2.1. Poziția șoferului în habitacul. [67]

2.1 - Parametrii dimensionali ai habitacului și postura șoferului 21

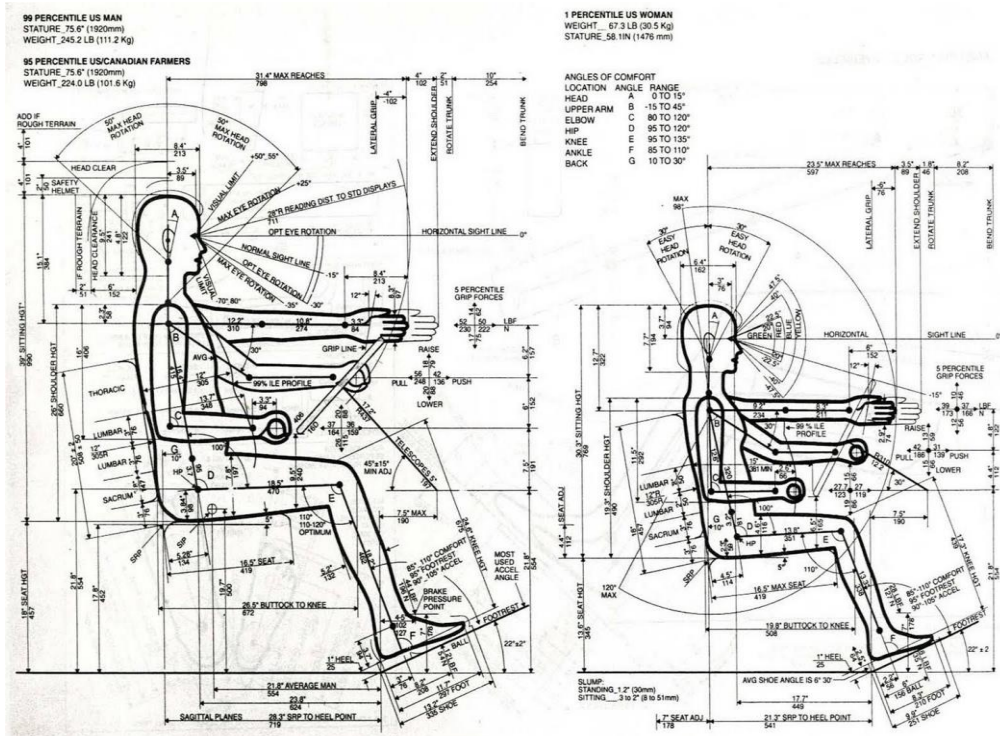


Fig. 2.2. Poziția șoferului în habitacul de autocamion. [67]

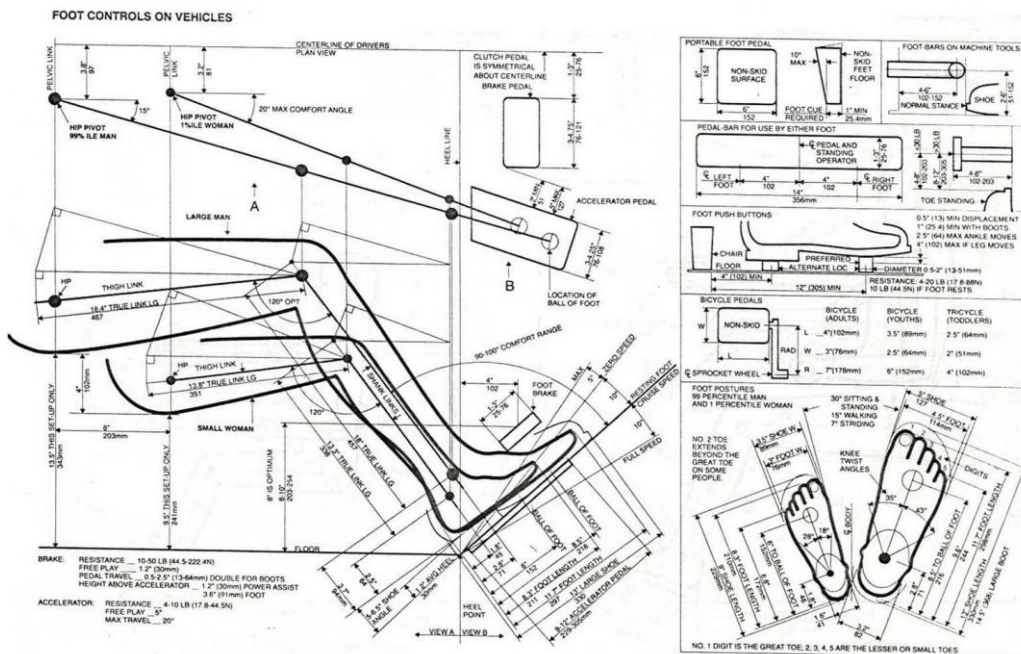


Fig. 2.3. Poziția picioarelor pe podul pedalier. [67]

2.2. Studiul influenței vibrațiilor asupra șoferului

Din punct de vedere fizic și biologic, corpul uman este un sistem foarte complex supus la șocuri și vibrații, care, în anumite condiții, pot dăuna confortului.

Atunci când este privit ca un sistem mecanic, el conține un număr de elemente liniare și neliniare, iar proprietățile mecanice sunt diferite de la un individ la altul. Din punct de vedere biologic, problema este la fel de complexă, mai ales atunci când sunt luate în considerație și efectele psihologice.

Modelul este compus din mase concentrate, legate între ele prin elemente elastice și de amortizoare și este utilizat în domeniul de frecvențe 1-80 Hz. În figura 2.4 sunt prezentate mai multe modele dinamice umane: a și b - modele cu mase concentrate pentru poziția în picioare și așezat; d și e - modele care modelează atât scaunul cât și ocupantul (c-model realizat cu elemente finite); c - model care consideră principalele organe din abdomen și cutia toracică ca niște mase concentrate, legate între ele cu elemente elastice. [16, 23, 25, 26]

Pe baza unor astfel de modele s-a studiat răspunsul organismului uman la diferite frecvențe, pentru pozițiile în picioare și așezat, specifice autovehiculului.

De asemenea, pe baza acestor modele s-a studiat răspunsul corpului uman la efectul șocurilor și vibrațiilor, la diferite frecvențe, pentru pozițiile în picioare și așezat, poziții specifice automobilului. [12, 13]

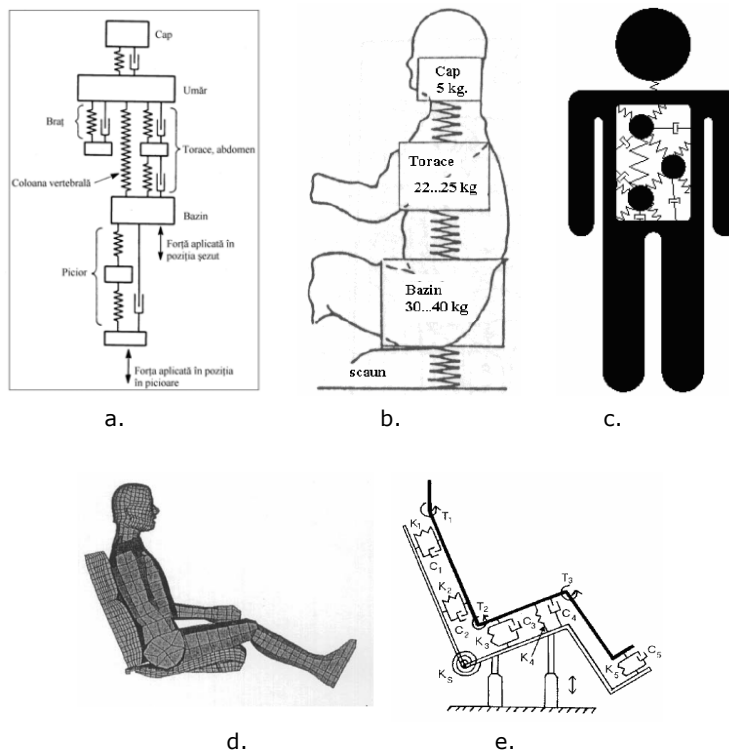


Fig. 2.4. Modele dinamice simplificate ale corpului omenesc. [10, 11]

Pe baza unui sistem mecanic echivalent, detaliat pentru corpul uman (fig. 2.4.a) se pot scrie următoarele frecvențe [34, 37]:

- cap (model axial, circa 25 Hz);
- glob ocular, structura internă a ochiului (30 ÷ 80 Hz);
- centura umerilor (4 ÷ 5 Hz);
- volumul plămânilor;
- antebraț (16 ÷ 30Hz);
- coloana vertebrală (model axial, 10 ÷ 12 Hz);
- palma mâinii (50 ÷ 200 Hz);
- picioare (variabil de la circa 2 Hz cu genunchii îndoiți, la peste 20 Hz în ortostatism);
- masa abdominală (4 ÷ 8 Hz);
- brațul mâinii;
- torace (circa 60Hz).

În concluzie, s-a constatat că la sistemul cap – umăr – șold, apar efecte de rezonanță în domeniul de frecvență 3 ÷ 6 Hz pentru poziția așezat (fig.2.4, b). Astfel de fenomene apar între 20 ÷ 35 Hz pentru sistemul cap – gât – umăr; între 60 ÷ 90 Hz se produce o tulburare a acuității vizuale, datorită rezonanței globului ocular și în gama 100 ÷ 200 Hz se produce rezonanța maxilarului inferior. [44, 45, 58]

Comportarea organismului uman la vibrații este influențată de tipul vibrației, intensitatea, frecvența, direcția și durata expunerii. De asemenea, trebuie să se țină cont și de modul de transmitere a vibrațiilor asupra corpului omenesc: transmiterea simultan asupra întregii suprafețe a corpului, transmiterea prin intermediul suprafețelor de sprijin, transmiterea prin anumite părți ale corpului, precum și transmiterea prin intermediul manetelor și a pedalelor. [46, 47]

Răspunsul organismului uman la influența vibrațiilor este unul subiectiv și este arătat în figura 2.5. [5]

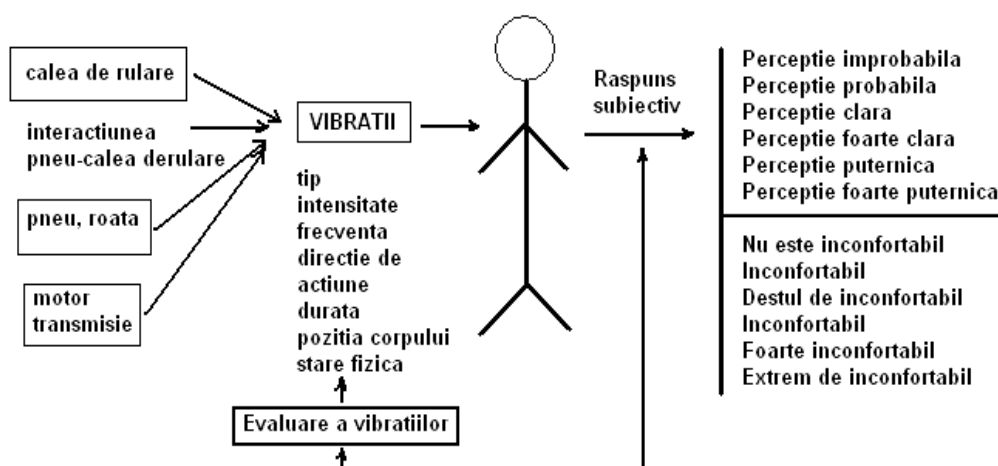


Fig. 2.6. Relația între vibrații și răspunsul subiectiv al omului. [5]

Conform normelor I.S.O. și STAS 6926/13 - 89, în transportul rutier, evaluarea expunerii omului la vibrații se face după anumite criterii, în funcție de scopul urmărit. Astfel, când se urmărește conservarea randamentului muncii, se va folosi „*limita de capacitate redusă prin oboseală*”, când scopul este conservarea securității și sănătății, se va utiliza criteriul „*limitei la expunere*”, iar când se urmărește menținerea confortului, se va ține seama de „*limita de confort redus*”. [10, 11, 12]

Limitele expunerii la vibrații se stabilesc diferit, în funcție de unul din criteriile menționate anterior. Dacă criteriul ales este „*expunerea limită*”, se acceptă nivele de vibrații mai înalte, în comparație cu nivelele pentru „*limita la capacitate redusă prin oboseală*” și dimpotrivă, valori mai coborâte pentru criteriul „*limita la confort redus*”. [5, 39]

Vibrațiile transmise de vehicul corpului uman trebuie să se măsoare în direcții apropiate unui sistem de coordonate rectangular, a cărei origine este inima.

Valorile eficace ale accelerațiilor se măsoară după trei axe (O_x , O_y , O_z), asociate organismului uman în poziție anatomic normală, în benzi de 1/3 octavă în intervalul 1...80 Hz. [5, 39]

Normele I.S.O. stabilesc duratele de expunere de la un minut la douăsprezece ore în funcție de accelerație, în gama de frecvențe 0,6 ÷ 100 Hz. [5, 39]

Reprezentarea grafică ale limitelor valorilor mediilor pătratice ale accelerațiilor longitudinale în funcție de frecvență și timpul de expunere, pentru criteriul limitei de capacitate redusă prin oboseală, este prezentată în figura 2.6. [5]

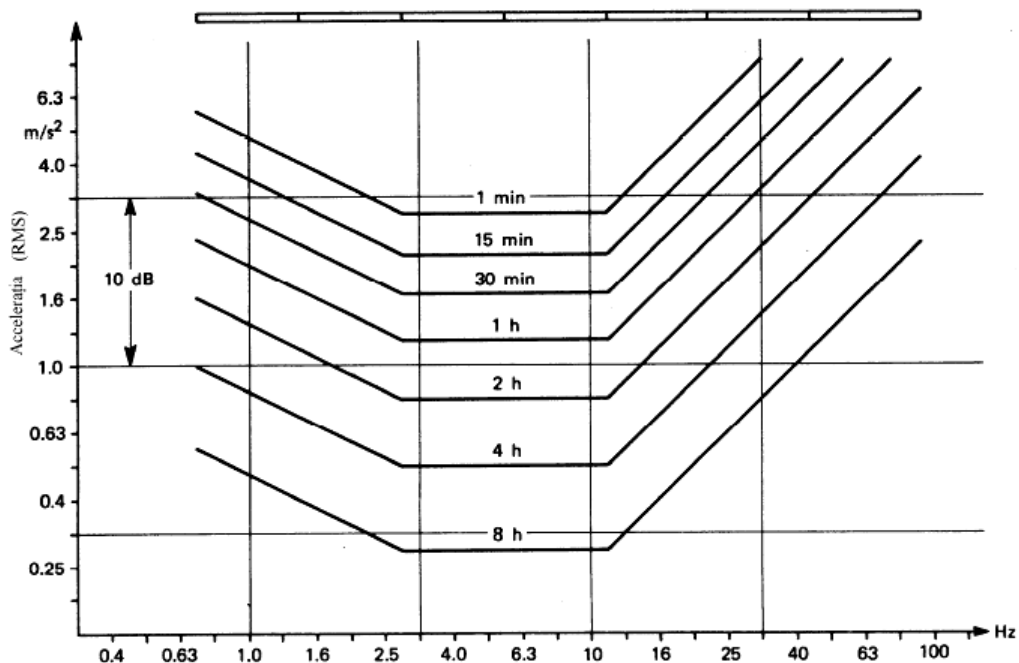


Fig. 2.6. Limitele accelerațiilor longitudinale în funcție de frecvență și de timpul de expunere (limita la capacitate redusă prin oboseală). [5]

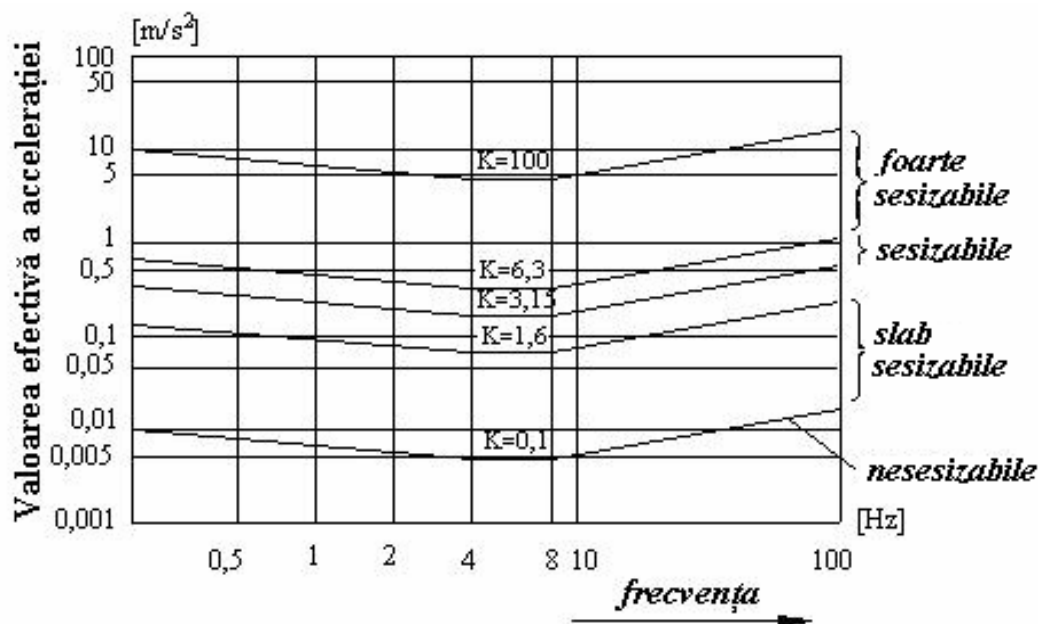


Fig. 2.7. Curbele de egală percepție a vibrațiilor longitudinale. [5]

Curbele stabilesc valorile peste care orice expunere la vibrații determină un risc important de scădere a randamentului muncii, mai ales acela în care oboseala duce la reducerea performanțelor conducătorilor automobilului.

Gama de frecvență a sensibilității maxime pentru corpul uman este de domeniul 4 ÷ 8 Hz, în cazul accelerațiilor longitudinale (a_z) și sub 2 Hz în cazul accelerațiilor transversale (a_x , a_y). [5]

Curbele care limitează aceste domenii, pentru vibrații longitudinale, sunt prezentate la scară logaritmică și sunt numite *curbe de egală percepție* (fig. 2.7).

Apresiasierea acțiunii vibrațiilor se face printr-un *coeficient de solicitare la vibrații* K și se exprimă în funcție de frecvența vibrațiilor prin următoarele relații [5, 27]:

$$K_i = a_{ef} B_i \quad (2.1)$$

unde:

a_{ef} - accelerația eficace [m/s^2];

B_i - coeficient ce caracterizează vibrațiile ($i = 1, 2, 3$) și anume:

- B_1 pentru vibrațiile la nivelul scaunului pasagerului (vibrații longitudinale);
- B_2 pentru vibrațiile la nivelul picioarelor (mâinilor) pasagerului;
- B_3 pentru vibrațiile unghiulare (rului sau tangaj);

Relațiile de definiție pentru acești coeficienți sunt [5, 27]:

$$B_1 = \begin{cases} 4,48 & f \in [0; 0,2] Hz \\ 10\sqrt{f} & f \in (0,2; 4] Hz \\ 20 & f \in (4; 8] Hz \\ \frac{160}{f} & f \in (8; 100] Hz \end{cases} \quad (2.2)$$

$$B_2 = \begin{cases} 0.781f & f \in [0; 8] Hz \\ 6.26 & f \in (8; 16] Hz \\ \frac{100}{f} & f \in (16; 100] Hz \end{cases} \quad (2.3)$$

$$B_3 = \begin{cases} 112 & f \in [0; 0.3) Hz \\ \frac{10}{f} & f \in [0.3; 1) Hz \\ 10 & f \in [1; 7] Hz \\ \frac{500}{f^2} & f \in [7; 10) Hz \\ 5 & f \in [10; 100) Hz \end{cases} \quad (2.4)$$

Nivelul de confort se determină cu ajutorul relațiilor 2.2, 2.3 și 2.4, și cu ajutorul curbelor din figura 2.7. Astfel, dacă vibrațiile sunt de rului și au frecvența de 7 Hz, pentru a fi slab sesizabile, conform figurii 2.7 rezultă condiția $K < 1,6$; din relațiile 2.4 se deduce egalitatea $B_3 = 10$, iar cu ajutorul relației 2.2 rezultă condiția [5]:

$$a_{ef} < 0.16 m/s^2 \quad (2.5)$$

Relațiile descrise sunt valabile numai pentru vibrații armonice, dar în cazul vibrațiilor aleatoare este necesar a apela la mărimile statistice care descriu comportarea acestora.

Principalele criterii de apreciere a confortului autovehiculelor supuse la vibrații aleatoare sunt: valoarea mediei pătratice a accelerațiilor verticale, valoarea medie a maximelor absolute ale accelerațiilor verticale, valoarea mediei pătratice a derivatei accelerației verticale, valoarea energiei cinetice specifice a vibrațiilor etc.

În realitate, vibrațiile provocate în autovehicule de către denivelările întâmplătoare ale drumului sunt vibrații aleatoare. Atât excitația cât și răspunsul - mișcarea vibratorie - sunt în acest caz, procese nedeterminate, aleatorii. [28]

Aceste criterii reprezintă de fapt o extindere la vibrațiile aleatoare, a criteriilor menționate mai înainte pentru vibrații deterministe.

Un model generalizat neliniar este formulat pentru analiza dinamică a scaunelor cu suspensie cu amortizoare pasive, semi-active și active. Modelul încorporează frecare Coulomb, datorită legăturilor de suspendare și bușe, forțele care rezultă din interacțiunile cu opriri limită elastice, un arc cu suspensie liniară și forță de amortizare neliniară pentru forțe de amortizare pasive, semi-active și

active, în timp ce contribuția datorată biodinamicii operatorului uman este considerată neglijabilă. Amortizoarele semi-active și active sunt caracterizate de generatoare de forță, în conformitate cu legile de control bazate pe viteza de masei suspendate. Două tipuri diferite de scaune suspendate sunt evaluate experimental în laborator, în temeiul excitației sinusoidale și aleatoare ale unui autobuz urban, precum și datele măsurate sunt utilizate pentru a demonstra validitatea modelului propus generalizat. Rezultatele au arătat un acord rezonabil bună între rezultatele modelului și cele ale datelor măsurate. Parametrii optimi ai modelului sunt selectați folosind tehnica secvențială neconstrânsă, metoda de reducere la minimum, cu un obiectiv de a minimiza accelerația la vibrații transmise prin masa ocupantului. Confortul și caracteristicile de performanță de siguranță ale scaunului cu suspensie cu amortizoare optime semi-active și active sunt evaluate în ambele excitații sinusoidale și aleatorii, bazate pe orientările prevăzute de ISO- 2631. Din aceste rezultate, se concluzionează că performanța confortului unui scaun cu suspensie cu amortizoare semi-active și active poate fi considerabil îmbunătățită cu 20-30%. [5, 27, 28]

Expunerea prelungită la vibrații repetate și impactul întregului corp, întâlnite în autoutilitare grele și vehicule off-road a fost asociată cu tulburări de sănătate ocupaționale, în special în tulburări în partea inferioară a spatelui și a sistemului intestinal. [45, 46]

Deși un mecanism precis nu a fost încă identificat, acesta este, în general, de acord că riscurile pentru sănătate sunt direct legate de amplitudinea și frecvența vibrațiilor transmise conducătorului auto așezat în scaun. Mai multe lucrări anterioare au demonstrat de asemenea, faptul că vibrațiile mecanice provoacă manifestări patologice numeroase datorită faptului că acestea sunt transmise direct corpului uman prin contact direct cu materialele solide. Aceste vibrații sunt deosebit de evidente în zona vehiculelor rutiere. Încă din primele zile ale secolului 20, eforturile au crescut în mod constant pentru a elimina sau a reduce acest tip de vibrații. De exemplu, un astfel de efort reflectă a fost instalarea sistemului de suspensie între intrare de excitația de intrare și masa vehiculului. [10, 11, 13, 41]

Într-o analiză anterioară, s-a remarcat faptul că modelul 2-D (fig. 2.8) nu a permis analiza tuturor propunerilor generate de un vehicul real. În consecință, s-a studiat întregul model de vehicul, într-un mediu 3-D (fig. 2.9), și s-a demonstrat utilitatea acestui model pentru a ajuta la o mai bună înțelegere a mișcărilor reale generate de autovehicule (fig. 2.10, 2.11). În acest caz, mișcarea de rulare este de interes special și unul dintre obiectivele principale ale acestui studiu este de a delimita o zonă de confort, fără a afecta capacitatea ținutei de drum. Scaunele cu suspensie pasivă sunt utilizate pe scară largă pentru a reduce magnitudinea de frecvențe joase prin vibrațiile transmise de vehiculul auto subiectului uman. Un scaun cu suspensie este conceput nu numai pentru atenuarea vibrațiilor, dar, de asemenea, să ofere un sprijin adecvat postural pentru șofer. [45, 46, 47, 48, 49]

Având în vedere că scaunele cu suspensie sunt componente care sunt adaptate la o gamă largă de vehicule, acestea sunt adesea insuficient ajustate de către conducătorii auto. Un reglaj necorespunzător al scaunului cu suspensie poate cauza șoc și vibrații de mari amplitudini. [45, 46, 47, 48, 49]

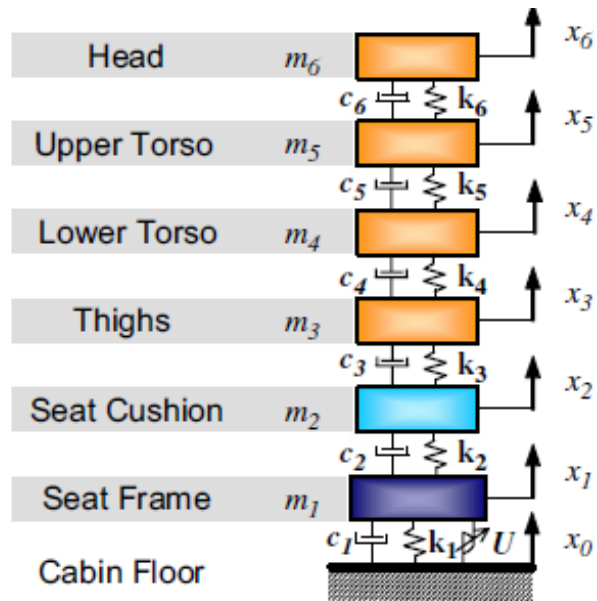


Fig. 2.8. Modelul vibrațional 2D al corpului uman împărțit pe segmente. [45, 46]

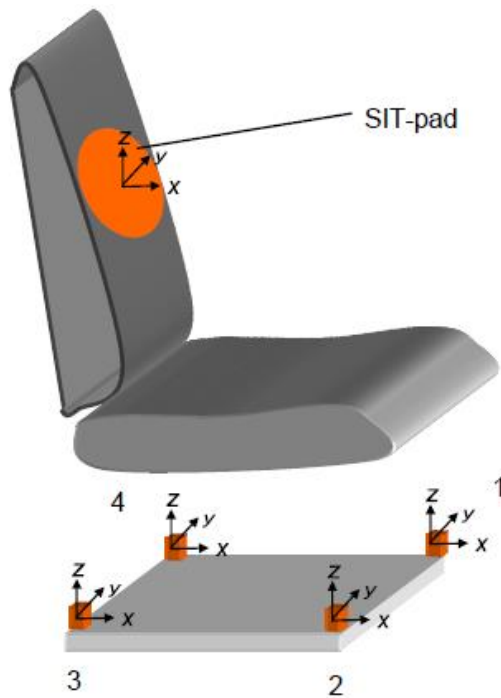


Fig. 2.9. Reprezentarea amplasării traductoarelor după forma A "SIT-pad" conform cu ISO 10326-1 cu accelerometre preamplasate. [45, 46]

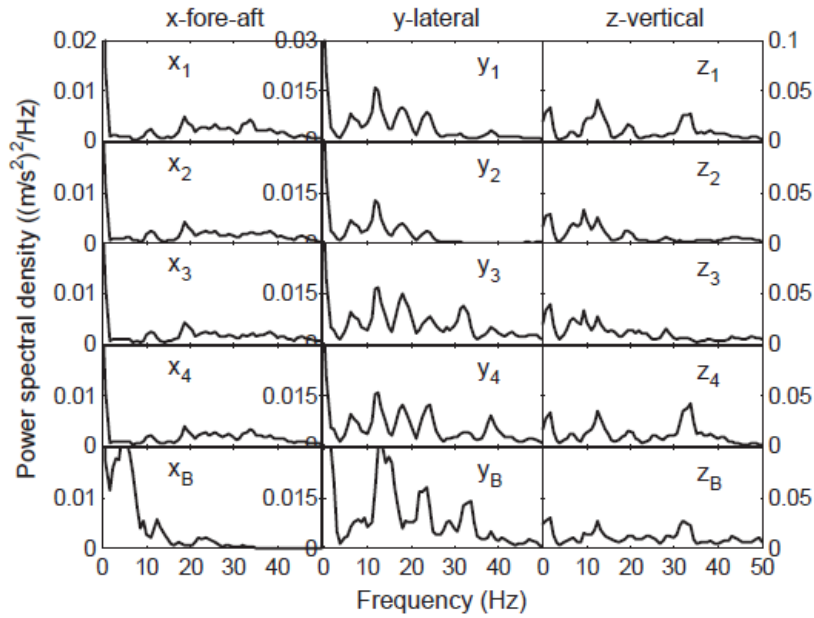


Fig. 2.10. Reprezentarea pe axe x, y, z a densităților semnalului de intrare. [45]

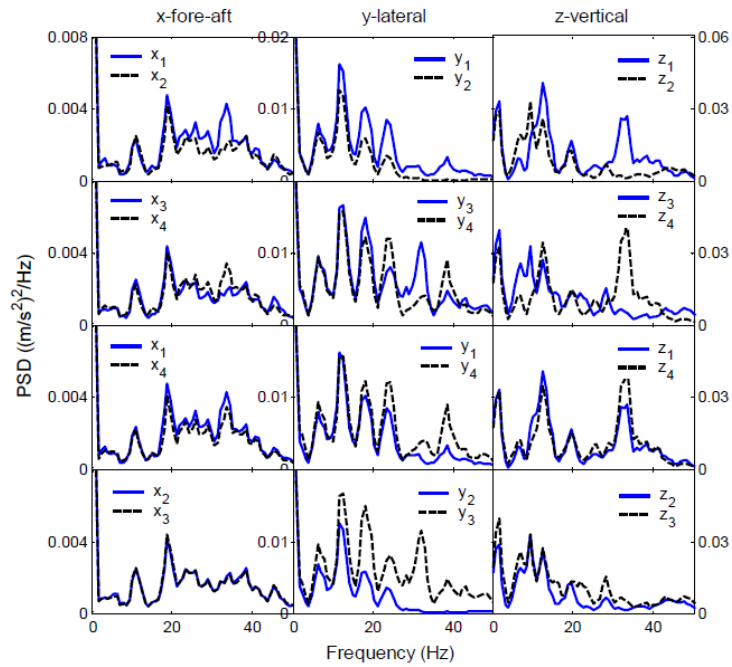


Fig. 2.11. Frecvența densităților semnalului de intrare. [45]

2.3. Starea de tensiune și deformație la nivelul coloanei vertebrale

O altă direcție de cercetare a constituit-o stării de tensiune și deformațiile coloanei vertebrale.

Solicitarea la interfața scaun auto-sofer a fost folosită ca o metodă obiectivă de a evalua designul scaunului, dar dovezile existente cu privire la eficacitate sunt incerte. În stadiul actual s-au examinat asociațiile între trei evaluări subiective (confortul general, și disconfort) și 36 de măsurători care descriu solicitarea de pe interfață, și identifică nivelul de solicitare, zona de contact, și raportul (local la nivel global) variabil care ar putea fi folosite eficient pentru a îmbunătăți răspunsurile subiective. 27 de participanți au fost implicați în șase sesiuni de șofat distincte, în care au fost incluse combinații de două scaune (de la vehicule de clasă înaltă și joasă pentru confort total), două clase de vehicule (Sedan și SUV), și două locuri de șofat (bazate pe laborator și câmp). Mai multe variabile de presiune au fost identificate ca fiind mai eficiente de verificare a confortului și disconfortului într-o serie de staturi individuale. [24, 53]

Pe baza rezultatelor, abordările specifice sunt recomandate pentru a îmbunătăți datele experimentale: (1) raporturi mai mici de solicitare la nivelul coapselor și raporturi mai mari de solicitare la spate, și (2) de solicitările echilibrate între coapsele bilaterale, precum și între șezut și spătar. În cele din urmă, analizele susținute pe interfața om-scaun sunt separate, solicitarea a fost mai puternică relaționat cu clasamentele generale de confort decât cu rating-ul de disconfort. [4, 14, 15]

Troup (1978) a arătat că scaunul auto este un factor important care afectează confortul și poate juca un rol pozitiv în prevenirea durerilor de spate prin reducerea vibrațiilor și șocurilor rutiere. Rebiffe (1969), pe de altă parte, a indicat faptul că habitacul ergonomic al vehiculului, este mai important pentru confortul general decât scaunul în sine. Anshel (2005) a indicat că informația vizuală în sistemul om-mașină a fost atât de dominantă, ca de multe ori lipsa ei ar putea rezulta poziții incomode ale corpului. [31]

Caracteristicile constructive ale scaunelor din autovehicule, geometria habitaculului și postura conducătorului auto influențează distribuția solicitărilor pe șezutul și spătarul scaunelor din autovehicul. În general scaunele din autovehicul spre deosebire de cele de mobilier, limitează mișcările corpului uman permițând un număr limitat de grade de libertate. Akerbloom (1948) a remarcat faptul că scaunul confortabil ar trebui să includă modificările posturale. Jenny et al. (2001) a afirmat că facilitarea menținerii nutriționale și scutirea de oboseală musculară vin din mișcarea posturală. De asemenea, Dhingra et al. (2003) a sugerat că schimbările în poziția corpului ușurează solicitarea asupra grupelor musculare.

Datorită diferitelor atribuții și cerințe pentru extremitate inferioară a corpului, rezultă diferite niveluri de solicitare între partea inferioară bilaterală a corpului într-o poziție de șofat. De exemplu, piciorul drept, utilizat pentru a controla pedala, este obligat să ia poziții mai restrânse, cu mai puțin sprijin consistent, în timp ce piciorul stâng, cu excepția cazului în care controlează pedala de ambreiaj, fiind considerat relativ liber și susținut în mod constant cu podeaua mașinii. Datorită acestui fapt, membrele ar putea fi implicate mai mult, predominant în

echilibru postural, ceea ce ar duce la o postură bilateral-asimetrică și solicitare. Mai multe tipuri de variabile de solicitare care au fost identificate, au fost relaționate cu răspunsuri subiective și distincte între două grupuri cu niveluri diferite de confort / disconfort. Unele variabile de solicitare, derivate din ceea ce privește zona de contact medie și (vârf) de contact mediu, raportul de solicitare, ar putea fi utilizate în grupuri de statură pentru evaluarea confortului / disconfortului. Utilizarea datelor de solicitare este sugerată a fi cea mai adecvată pentru evaluarea pe termen scurt a nivelului de confort / disconfort. Suportul scaunului reflectând sarcina de distribuție a corpului pe el, însă nu pentru evaluarea pe termen lung a disconfortului (oboseală), datorită limitărilor inerente în măsurarea presiunii, și a potențialelor influențe.

Pentru a investiga relația dintre datele dinamice de solicitare ale corpului cu postura de șofat, 16 subiecți de sex masculin au efectuat o sarcină de șofat simulată 45 de minute în zona de relaxare. În timpul mersului, postura corpului și interfața au fost măsurate în mod continuu, iar ratingurile de disconfort au fost supravegheate în intervalul prevăzut. Pentru analizele statistice, perioada de șofat, grupele de statură, și suportul lombar au fost selectate ca variabile independente, iar evaluările subiective de disconfort ale conducătorului auto, postura de șofat, și valorile de solicitare ale corpului, au fost selectate ca variabile dependente. Corelațiile strânse între variabilele legate de schimbările de presiune ale corpului și evaluările subiective ale disconfortului, susțin posibilitatea de utilizare a datelor de presiune dinamică ca un instrument de evaluare a disconfortului conducătorului auto. Distribuția presiunii corpului este sensibilă la mișcări și este relativ simplu de a măsura chiar și într-un spațiu mic. Prin urmare, se recomandă metoda de analiză cu ajutorul distribuției de serie sau dinamică a presiunii corpului pentru a investiga mișcarea șoferului.

Pentru predicția posturii conducătorilor auto și schimbarea acesteia utilizând presiunea corpului, date dinamice în ceea ce privește schimbările în timp în distribuția presiunii și postura corpului de conducere ar trebui să fie capturate și analizate.

Parametrii de proiectare al habitaculului, cum ar fi, punctul de contact dintre podul pedalier și călcâiul drept, geometria volanului și punctul coxo-femural, sunt utilizate în proiectarea șezutului scaunului.

Dezvoltarea și proiectarea de noi scaune de autovehicul este consumatoare de timp și costisitoare, deoarece acest proces este bazat în principal pe studiu de erori folosind prototipuri. Utilizarea unor modele numerice de simulare ar putea accelera acest proces. Două tipuri de tehnici de modelare pot fi considerate pentru modelele de scaun precum și studiul cu element finit, fiecare cu propriile avantaje și dezavantaje. Metoda cu element finit poate prezice cu exactitate deformările, dar la costuri mari de calcul, în timp ce alte modele pot descrie doar la nivel global efectele deformațiilor, dar cu eficiență ridicată de calcul. Tehnica multi-organ permite definirea corpurilor rigide sau flexibile. În modul multi-corp de MADYMO, deformările sunt approximate prin canale în interfețele de contact. Analiza distribuției presiunii între corpul șoferului și scaun, necesită o predicție exactă a consumului energetic uman. [14, 15]

2.4. Concluzii

În condițiile actuale ale științei și tehnicii se impune reconsiderarea opticii de cercetare, analiză și proiectare a locurilor de muncă prin aplicarea rezultatelor deosebite obținute în ultimul timp în unele domenii noi de activitate umană, cum ar fi teoria sistemelor, cibernetica, teoria informațiilor, cercetarea operațională, informatica și ergonomia.

Este de remarcat faptul că dacă ceea ce privește configurația elementelor de siguranță, a celor de ventilație, iluminat, încălzire, etc. dotarea habitacului este analizată și realizată corespunzător, în ceea ce privește dovezile științifice (evidence based) privind comportarea corpului șoferului și în special al coloanei vertebrale cu musculatura asociată, necesită în continuare un studiu aprofundat care preocupa continuu firmele producătoare de autovehicule.

În prezenta teză pentru cunoașterea acestor fenomene "evidence based" se utilizează atât modelarea analitică, 3D, cu element finit, aparatura de investigare de ultima generație neinvazivă, programe ergonomice de calcul specializate (The AnyBody Modelling System), utilizate de firme de prestigiu (BMW, Ford, etc.), dispozitive speciale / specifice proiectate și executate de autor și instalații experimentale special configurate.

Se urmăresc factori cum ar fi: model real 3D al coloanei vertebrale care să poată analiza comportările coloanei vertebrale în diverse condiții de solicitare din timpul șofatului, modelarea analitică a mișcărilor coloanei vertebrale în timpul șofatului, determinarea consumului energetic al organismului, a tensiunilor și deformațiilor care apar în coloana vertebrală, discurilor intervertebrale și musculatura asociată atât prin modelare/simulare cât și prin confirmare experimentală.

Modelarea ca analiză 3D a activității șofatului va constitui un instrument excelent de monitorizare pe termen lung și de evaluare a soluțiilor tehnico-psiho-medicale oferite.

Teza prezintă prin obiective un grad de noutate absolut la nivel național propunând să ofere evidențe științifice prin evaluarea ergonomică a activității șofatului (evidence-based driving) care să permită individualizarea echipamentelor habitacului în cadrul celor existente.

3. MODELAREA ANALITICĂ ȘI EXPERIMENTALĂ A COLOANEI VERTEBRALE ÎN TIMPUL ȘOFATULUI

3.1. Introducere

Postura optimă ergonomică a corpului conducătorului auto șezând pe scaunul din autovehicul, este influențată de caracteristicile constructive ale scaunul astfel încât să constrângă corpul pentru ca forma coloanei vertebrale să se apropie cât mai mult de forma anatomică ideală sau ergonomic optimă. Astfel în vederea conceperii, proiectării și construcției scaunelor din autovehicule, se propune să se pornească de la forma anatomică ideală a coloanei vertebrale atât în plan sagital cât și în plan coronal (fig. 3.1). [7, 8]

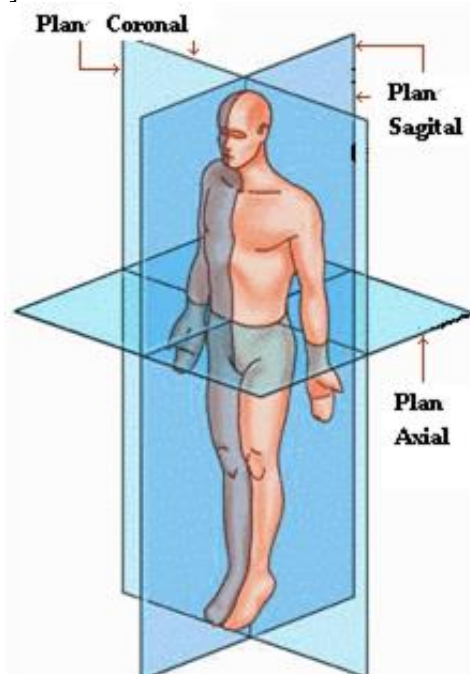


Fig. 3.1 Planele anatomice. [66]

Pentru a determina parametrii de proiectare a scaunelor din autovehicul este necesar a se cunoaște forma analitică a coloanei vertebrale atât pentru planul sagital cât și pentru planul coronal.

3.2. Exprimarea analitică a formei coloanei vertebrale din plan sagital

Prin curba care exprimă forma coloanei vertebrale se înțelege linia continuă pe care sunt situate centrele vertebrelor și ale discurilor intervertebrale vizibile în imaginile radiologice de profil ale coloanei. Față de un sistem de referință cu axa Ox verticală descendentă cu originea în punctul de tangență a acestei axe la curba care reprezintă coloana toracică, iar axa Oy orizontală și orientată înainte, se propune următoarea formulă cu doi parametrii A și m pentru a exprima matematic forma acestei zone a coloanei vertebrale (fig. 3.1) pentru poziția erectă [19]:

$$y = \frac{1}{L} \left(\frac{m}{6} - \frac{A}{3} \right) x^3 + Ax^2 - L \left(\frac{m}{6} - \frac{2A}{3} \right) x + \frac{R}{L} x + \left(\frac{m}{6} - \frac{2A}{3} \right) \frac{L^2}{\pi} \sin \frac{\pi x}{L} - \frac{R}{L} \sin \frac{\pi x}{L} \quad (3.1)$$

Mărimile L și R sunt coordonatele x și y ale punctului L5-S1 din figura 3.2, punct care reprezintă extremitatea inferioară a zonei analizate din coloana vertebrală. [19]

Coordonatele centrelor geometrice ale vertebrelor și ale discurilor intervertebrale ale unei coloane vertebrale au fost folosite pentru a determina acele valori ale lui A și m care permit reprezentarea optimă a curbei față de centrele măsurate. S-au obținut valorile $A = 0.0034mm^{-1}$ și $m = 0.0074mm^{-1}$. [19]

Diferențele dintre valorile y măsurate și cele calculate sunt mai mici decât 1,5 mm. Influența parametrilor A și m este ilustrată în figura 3.3. [19]

Din analiza a 30 de radiografii s-au obținut valori pentru A cuprinse între $0.3 \cdot 10^{-3}mm^{-1}$ și $0.5 \cdot 10^{-3}mm^{-1}$, iar pentru m valori cuprinse între $5 \cdot 10^{-3}mm^{-1}$ și $15 \cdot 10^{-3}mm^{-1}$. [19]

Cu ecuația de mai sus se poate descrie și forma coloanei vertebrale pentru poziția șezând.

Așa de exemplu în figura 3.4. parametrii pentru poziția șezând sunt: $A = 0.4 \cdot 10^{-3}mm^{-1}$ și $m = 1.6 \cdot 10^{-3}mm^{-1}$, față de valorile $A = 0.38 \cdot 10^{-3}mm^{-1}$ și $m = 1.94 \cdot 10^{-3}mm^{-1}$ ce corespund poziției în picioare. [19]

Cu ajutorul ecuației de mai sus se pot calcula curburile zonei din coloana vertebrală analizată. De asemenea se poate determina forța critică pentru deformarea coloanei considerată ca o bară omogenă.

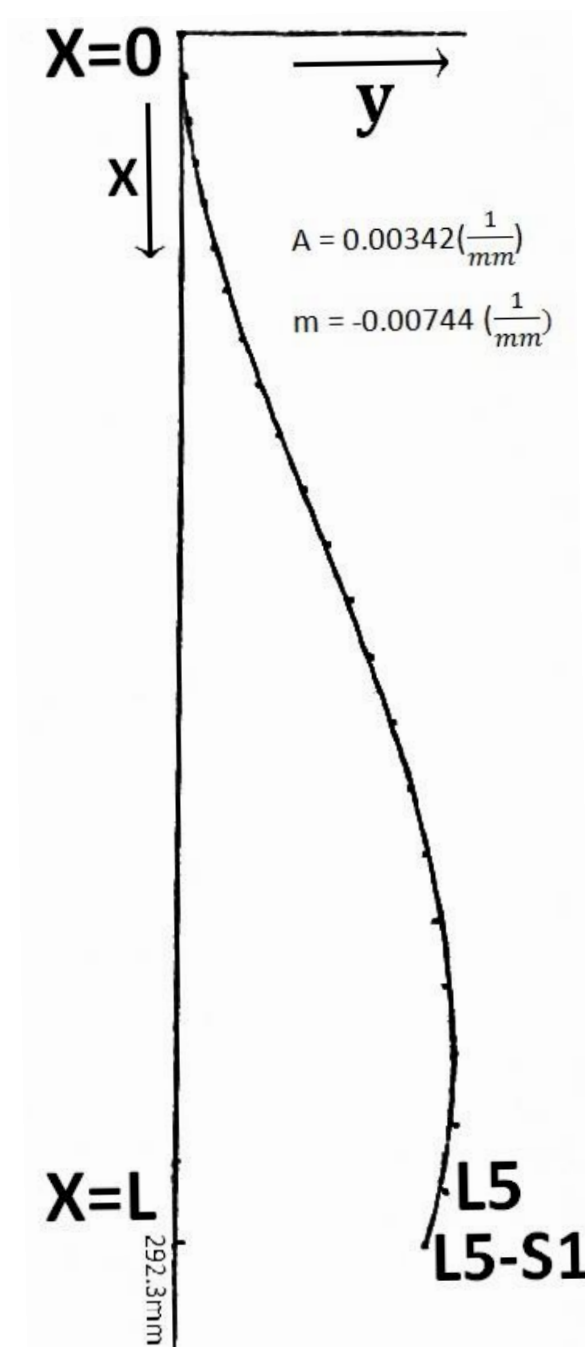


Fig. 3.2 Reprezentarea matematică a formei coloanei toraco-lombare în planul sagital. [19]

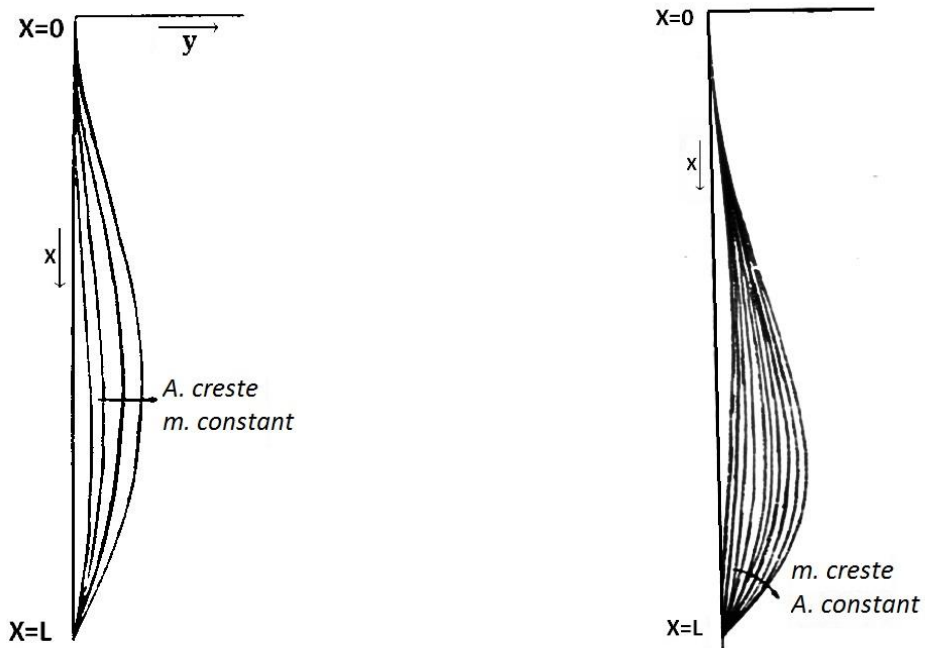


Fig. 3.3 Influența parametrilor A și m în reprezentarea matematică a formei coloanei toraco-lombare. [19]

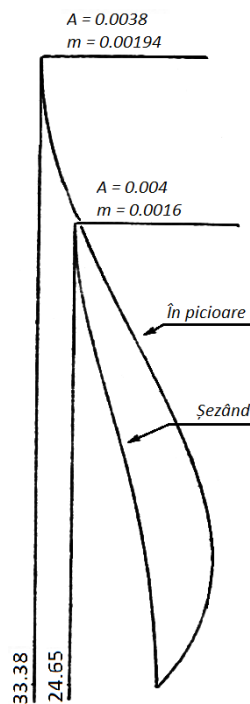


Fig. 3.4 Reprezentarea coloanei toraco-lombare în poziția șezând. [19]

3.3. Exprimarea analitică a formei coloanei vertebrale din plan sagital în poziția șezând pe scaunul din autovehicul

Conform standardelor internaționale, poziția corectă a corpului în timpul șofatului, se obține prin așezarea trunchiului, astfel încât unghiul dintre acesta și coapsă să ajungă la 110° – 120° . Răsturnarea bazinului vizibil redusă, va determina o curbură lombară mai favorabilă. Dacă speteaza posedă o anexă mai rigidă pentru sprijin lombar, poziția devine ergonomic optimă (fig. 3.5). [19]

Expresia matematică a formei ergonomice a coloanei toraco-lombare, în poziția șezând pe scaunul din autovehicul este aceeași cu relația 3.1. Înclinarea coloanei toraco-lombare și curburile specifice se obțin prin determinarea unor câmpuri de valori ai parametrilor A și m în funcție de coordonatele punctului HP (Hip - Point). Punctul HP reprezintă articulația coxo-femurală. Conform normei internaționale ISO 3958-1977, caracteristicile geometrice ale postului de conducere se determină în funcție de punctul HP . Aceasta stabilește o înfășurătoare a distanțelor maxime de acțiune ale unei mâini a șoferului așezat pe scaun, cu cealaltă mână pe volan și piciorul drept pe pedala de accelerație, având montată o centură de siguranță cu trei puncte de prindere. Acțiunea șoferului constă din ținerea cu trei degete a unui buton de comandă cu diametrul de 25 mm, situat spre înainte față de șofer și manevrat pe orizontală. În figura 3.6 se pot urmări caracteristicile geometrice ale habitaculului în raport cu punctul HP . Acestea se măsoară cu scaunul reglat în poziția normală de conducere cea mai coborâtă și mai retrasă posibil, specificată de constructor. Toate celelalte reglaje ale scaunului sau volanului se vor stabili, de asemenea, conform specificațiilor constructorului. [19, 29]

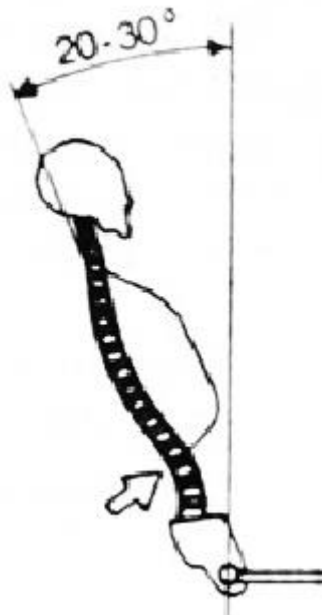


Fig. 3.5 Poziția corectă a coloanei vertebrale în vehicul. [19]

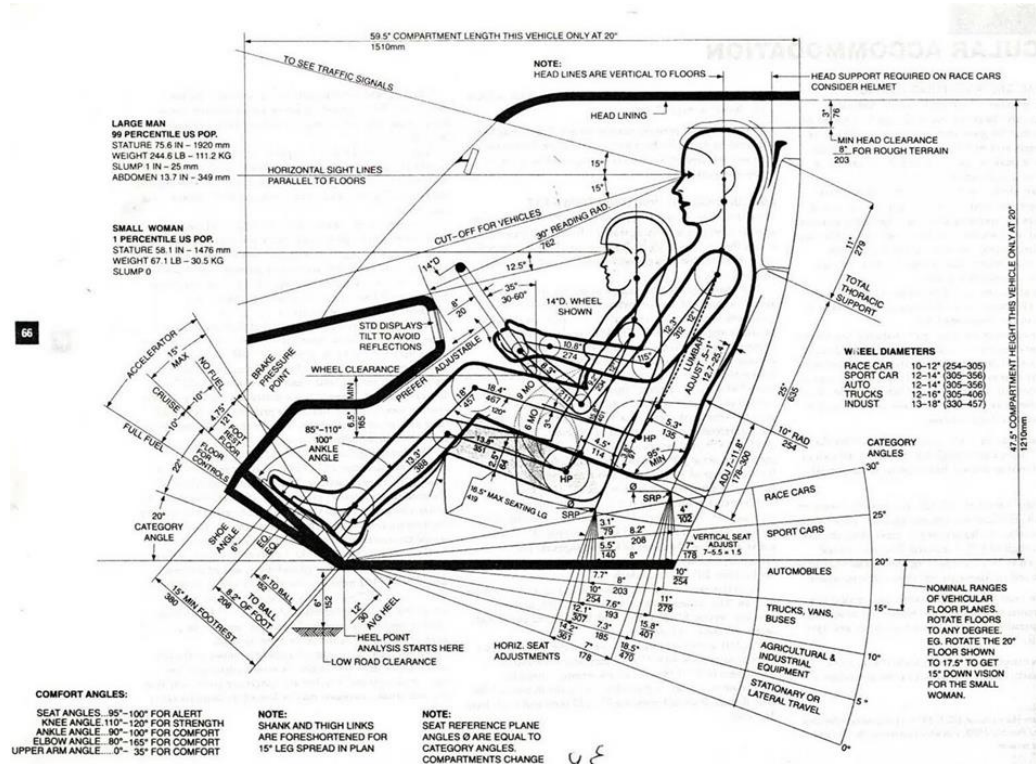


Fig. 3.6 Caracteristicile geometrice ale postului de conducere. [67]

În funcție de coordonatele punctului HP se determină coordonatele punctului $L5-S1$ (parametrii L și R) corespunzătoare grupelor procentuale 5, 50 și 95 de măsuri antropometrice. [19, 29, 67]

Utilizând softul de calcul *Mathcad* se determină grafic forma coloanei toracolumbare în funcție de coordonatele punctului HP și dreapta ce conține acest punct și care reprezintă înclinația coloanei conform normei internaționale ISO 3958-1977. Ecuația dreptei în sistemul de coordonate descris în subcapitolul 2.1, este:

$$incl(x) = tg(\beta) \cdot (x - x_{HP}) + y_{HP} \quad (3.2)$$

Unde β reprezintă unghiul de înclinare față de poziția verticală și are valori cuprinse între 20 și 30°.

În figura 3.7 este reprezentată forma coloanei toraco-lombare în poziția șezând pe scaunul din autovehicul.

Valorile empiric determinate cu ajutorul softului de calcul *Mathcad*, a parametrilor A și m pentru această poziție ergonomică în funcție de unghiul β , sunt: $A = 0.45 \cdot 10^{-3} mm^{-1}$ și $m = 1.7 \cdot 10^{-3} mm^{-1}$, față de valorile $A = 0.4 \cdot 10^{-3} mm^{-1}$ și $m = 1.6 \cdot 10^{-3} mm^{-1}$ ce corespund poziției șezând.

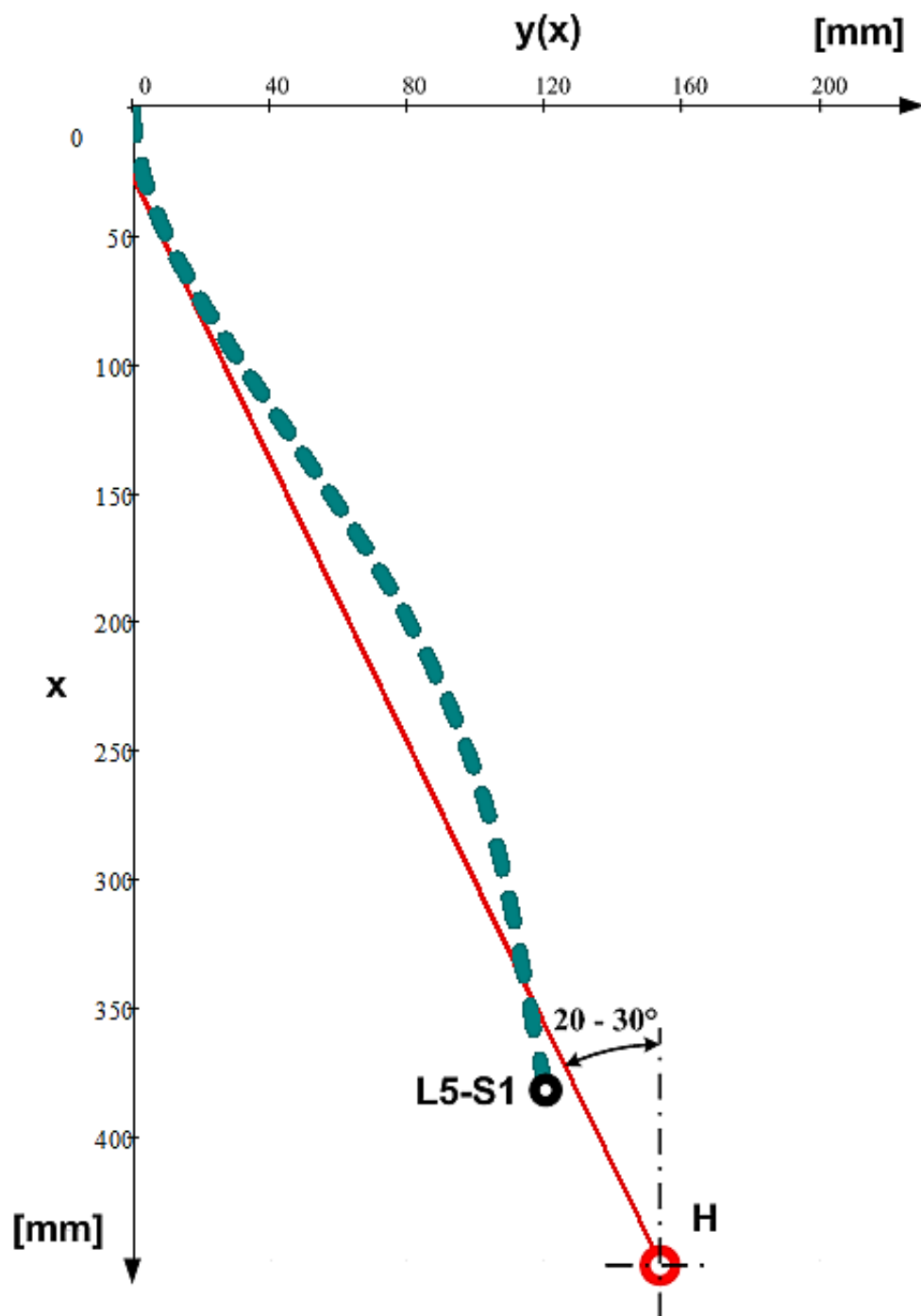


Fig. 3.7 Forma coloanei toraco-lombare în planul sagital în poziția șezând pe scaunul din autovehicul conform relației 3.2.

3.4. Exprimarea analitică a coloanei vertebrale în plan coronal

În plan coronal forma coloanei vertebrale poate fi exprimată matematic prin ecuația unei drepte verticale. Centrele vertebrelor sunt coliniare. Considerând un sistem de referință ca în figura 3.8, ecuația dreptei ce conține centrele vertebrelor se consideră a fi $x = 0$.



Fig. 3.8 Coloana vertebrală în plan coronal raportată la sistemul de coordonate xOy. [66]

Punctul O , originea sistemului de coordonate, coincide cu punctul inferior al cocisului. În cazul unei poziții șezând înclinat pe spate, cazul de interes șezând pe scaunul unui autovehicul, cocisul se consideră a fi în contact cu suprafața scaunului.

Exprimarea analitică $x = 0$ a formei coloanei vertebrale în plan coronal este valabilă numai în cazul în care autovehiculul este în repaus față de calea de rulare sau calea de rulare este continuu rectilinie, caz real imposibil.

Datorită forței centrifuge ce acționează asupra corpului uman în timpul rulării autovehiculului pe traiectorii curbilinie, corpul uman își modifică postura în plan coronal pe direcția de acționare a forței centrifuge, pentru a-și menține echilibrul în scaun. Astfel forma coloanei vertebrale se modifică în funcție de viteza de rulare a autovehiculului și a razei curburii căii de rulare, determinând ca exprimarea matematică a formei coloanei vertebrale în plan coronal în timpul șofatului, să fie o lege de mișcare.

Forma coloanei vertebrale este reprezentată de linia ce conține centrele vertebrelor. Anatomic, forma și mișcările coloanei vertebrale sunt date de mișcările relative de rotație dintre vertebre. Conform studiilor anatomice și de cinematică asupra coloanei vertebrale umane, s-a ajuns la concluzia că centrul de rotație dintre două vertebre învecinate poate fi considerat centrul discului intervertebral ce leagă cele două vertebre. Astfel discul intervertebral poate fi considerat o articulație sferică cu trei grade de libertate corespunzătoare rotațiilor după cele trei axe.

În figura 3.9 sunt reprezentate ca și exemplu, centrele vertebrelor L3 și L4 ca fiind punctele notate cu C_{L3} și C_{L4} , și centrele de rotație dintre vertebrele L2, L3, L4 și L5, fiind notate cu Cr_{L2-L3} , Cr_{L3-L4} și Cr_{L4-L5} .

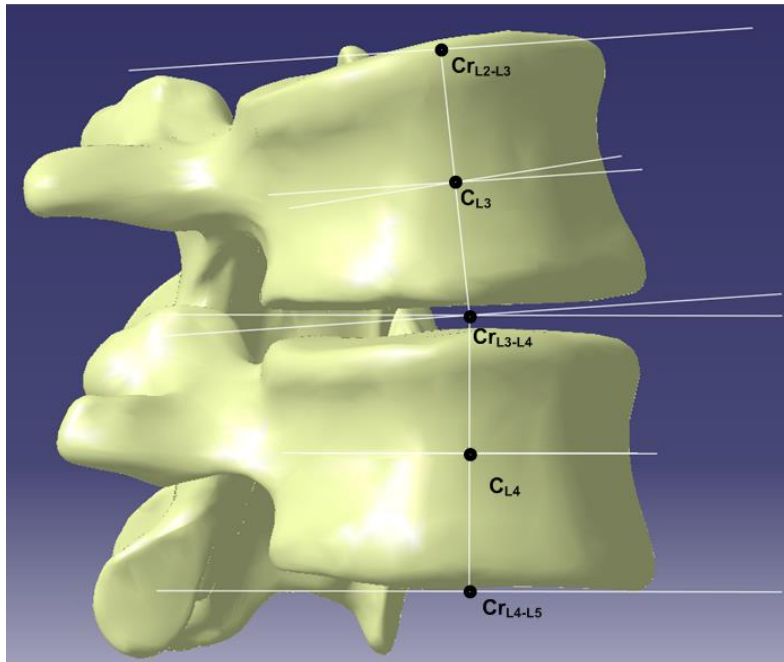


Fig. 3.9 Centrele vertebrelor L3 și L4 (C_{L3} și C_{L4}), și centrele de rotație dintre vertebrele L2, L3, L4 și L5 (Cr_{L2-L3} , Cr_{L3-L4} și Cr_{L4-L5}).

Considerând vertebrele ca fiind reprezentate în plan coronal de segmentele ce unesc centrele de rotație, forma coloanei vertebrale poate fi dată de unghiurile α_i dintre aceste segmente.

În figura 3.10 este reprezentată zona lombară cu înclinație laterală în plan coronal. Vertebrele L1, L2, ... L5 sunt reprezentate de segmentele $Cr_{T12-L1}Cr_{L2-L3}$, $Cr_{L1-L2}Cr_{L2-L3}$, $Cr_{L2-L3}Cr_{L3-L4}$, ... $Cr_{L4-L5}Cr_{L5-S1}$. Rotația relativă între două vertebre este dată de unghiul α_i dintre segmentele ce reprezintă cele două vertebre.

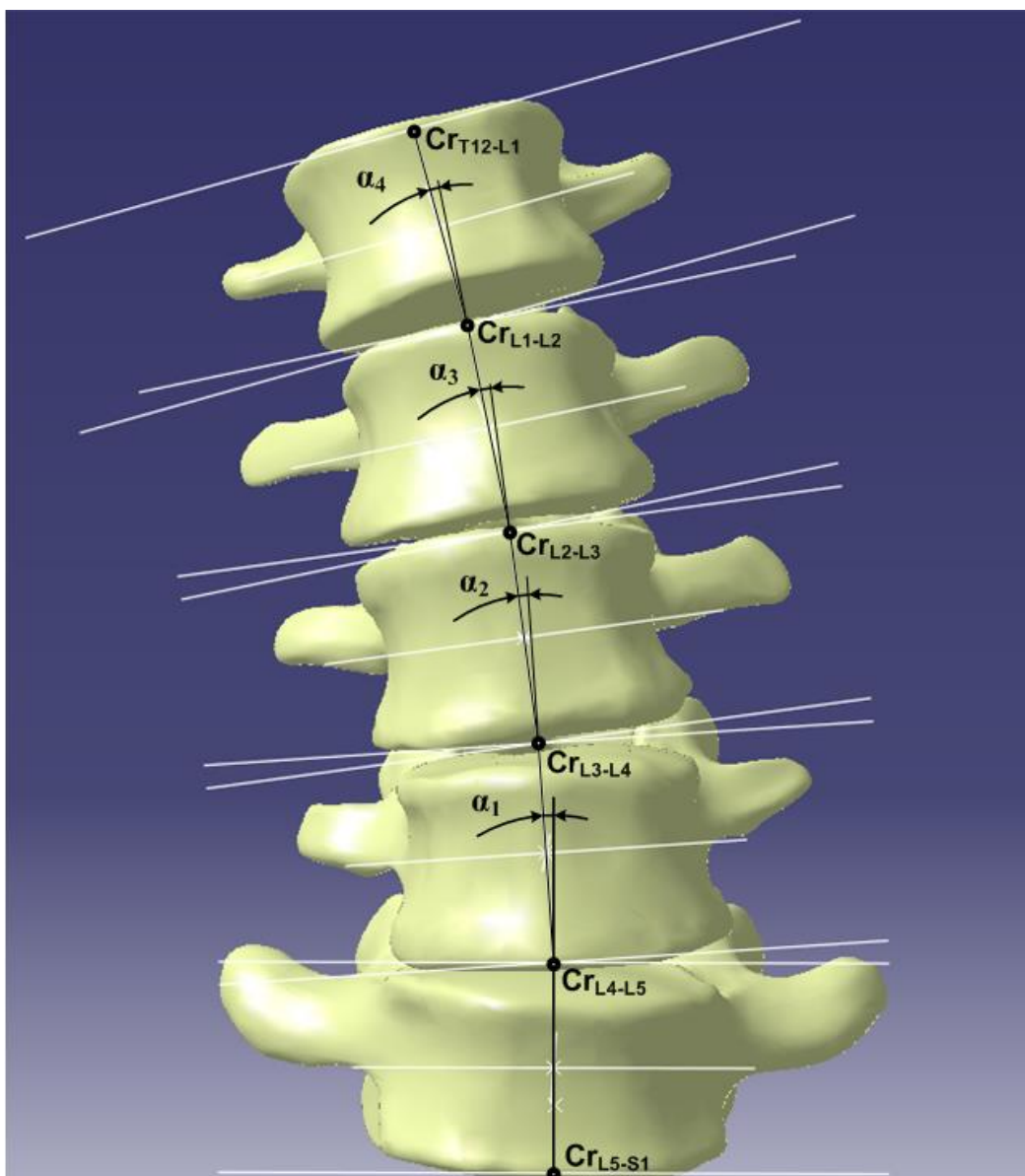


Fig. 3.10 Zona lombară cu segmentele ce reprezintă vertebrele L1, L2, ... L5.

Legea de mișcare a coloanei vertebrale în plan coronal poate fi exprimată astfel ca o funcție de viteza autovehiculului (v_a), raza curburii traiectoriei (r_{tr}) și masa părții superioare a corpului (m_{cs}), funcție ce returnează valorile unghiurilor α_i .

$$f(v_a, r_{tr}, m_{cs}) \rightarrow \alpha_i \quad (3.3)$$

3.4.1. Determinarea înclinărilor în plan coronal a coloanei vertebrale prin măsurători experimentale

Pentru a determina funcția dată de relația (3.4.1), s-a creat un experiment prin care pentru un traseu dat și o viteză de rulare constantă, s-au urmărit mișcările părții superioare a corpului în plan coronal.

3.4.1.1. Descrierea autoturismului utilizat

Autoturismul utilizat în experiment face parte din categoria M1, având caroseria AB berlină cu hayon (fig. 3.11). Caracteristicile tehnice ale autoturismului sunt date în tabelul 3.1.

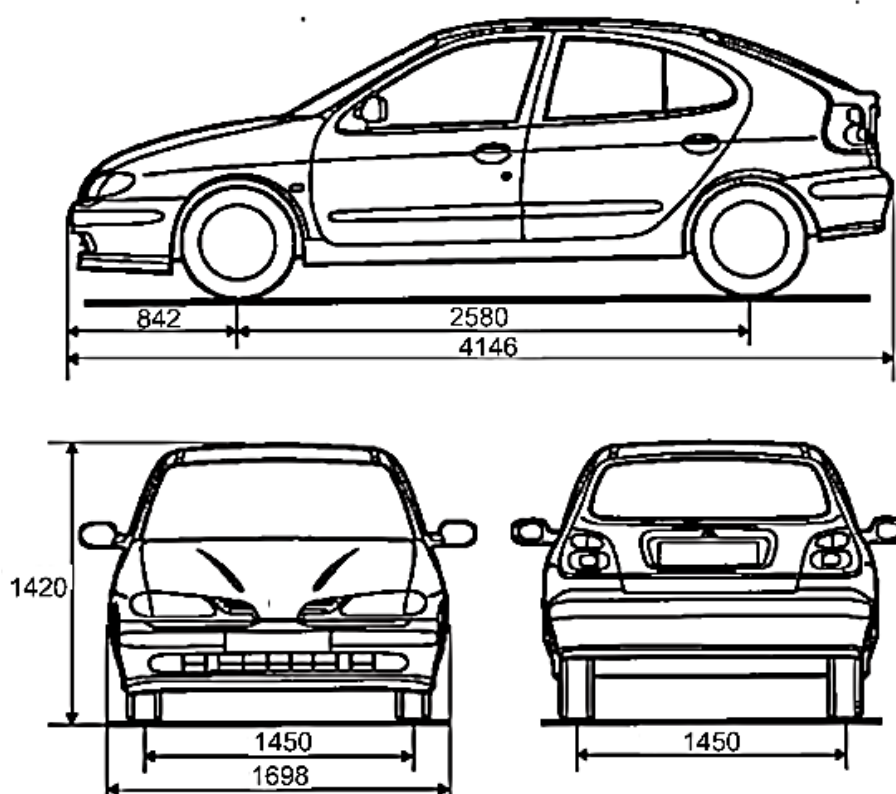


Fig. 3.11 Dimensiunile exterioare ale autoturismului utilizat în experiment. [68]

Tab. 3.1 Caracteristicile tehnice ale autoturismului utilizat în experiment. [68]

Tipul motorului	Motor cu aprindere prin scânteie		
Capacitatea cilindrică [cm ³]	1598		
Puterea maximă [kW]	79		
Turația corespunzătoare puterii maxime [rot/min]	5400		
Masa proprie [kg]	1160		
Masa totală maximă autorizată [kg]	1600		
Sarcina utilă maximă autorizată [kg]	440		
Masa maximă autorizată pe axe	Față	Spate	
	890	860	
Viteza maximă constructivă [km/h]	195		
Dimensiuni de gabarit [mm]	Lungime	Lățime	Înălțime
	4146	1698	1420
Ampatament [mm]	2580		
Ecartament față/spate [mm]	1450		

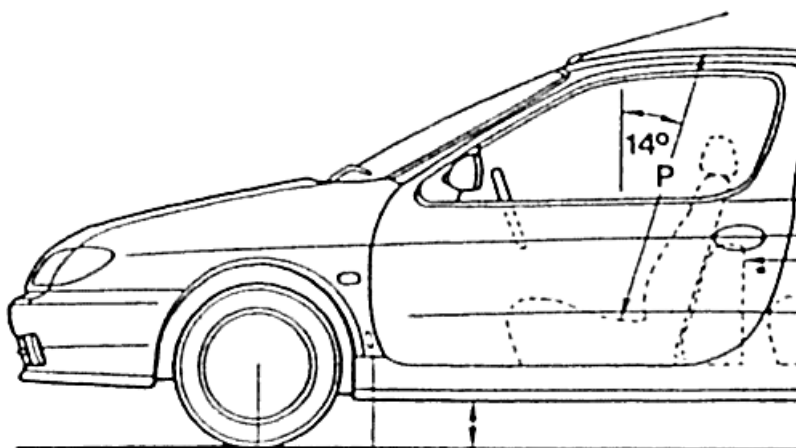


Fig. 3.12 Înclinarea scaunului față de poziția verticală. [68]

3.4.1.2. Descrierea traseului utilizat în efectuarea experimentului

Traseul utilizat în efectuarea experimentului este traseul utilizat în determinarea capacității de virare dinamică a autovehiculului (fig. 3.13). [29]

Capacitatea de virare dinamică a autovehiculului se determină la deplasarea autovehiculului pe traiectorie sinusoidală (în slalom), marcată cu cinci jaloane dispuse coliniar pe axa drumului, la distanța S unul de altul, care trebuie să fie egală cu: $10m$, la autovehicule cu ampatamentul sub $2,7m$; $15m$ la autovehiculele cu ampatamentul de $2,7 - 3,5m$; $20m$ la autovehiculele cu ampatamentul de $3,5 - 4,2m$; $25m$ la autovehiculele cu ampatamentul peste $4,2m$. Încercările se execută pe un drum betonat, orizontal, cu suprafața netedă, curată, cu lățimea de cel puțin $10m$ și pe ambele părți cu acostamente dure de cel puțin $2m$. [29]

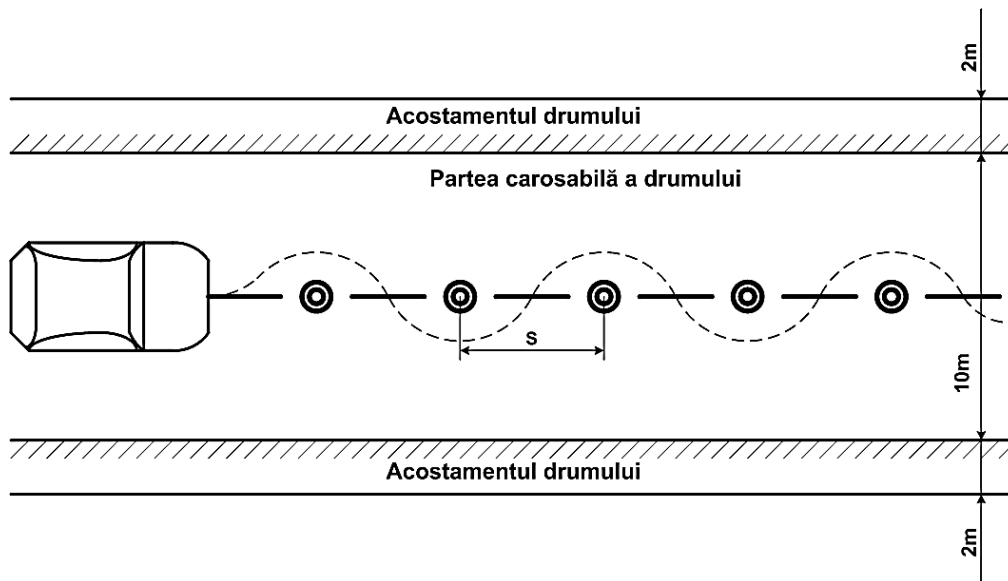


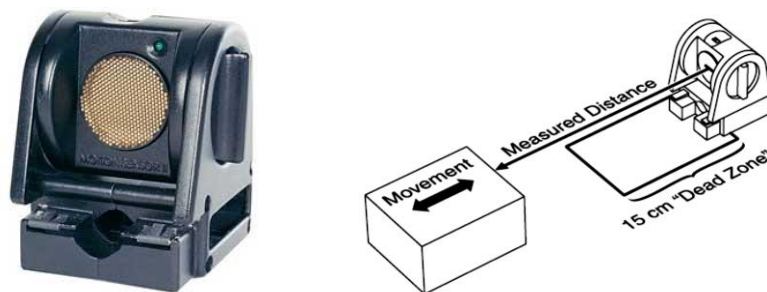
Fig. 3.13 Traseul utilizat în efectuarea experimentului.

3.4.1.3. Descrierea echipamentului utilizat pentru urmărirea mișcărilor părții superioare a corpului

În efectuarea experimentului s-au utilizat senzorul de mișcare *Motion Sensor II* și accelerometrul *Acceleration Sensor* produse de compania *PASCO scientific*.

Senzorul de mișcare *Motion Sensor II* (fig. 3.14) funcționează pe principiul sonarului. Transmite unde ultrasonice și detectează ecoul undelor ce se reflectă din obiectele așezate în fața senzorului. Modulul produce 16 pulsații la o frecvență de 49kHz . Acesta produce un "click" auzibil de la traductorul electrostatic ce funcționează atât ca și emițător cât și ca receptor. Timpul dintre emiterea undei și receptarea ecoului acesteia, este proporțională cu distanța. Viteza sunetului în aer este aproximativ $0,3\text{ms/m}$, astfel timpul de parcurgere al undei de la senzor până la un obiect așezat la o distanță de $0,6\text{m}$ față de senzor, este $3,6\text{ms}$. [69]

Senzorul poate măsura distanțe cuprinse între $0,15\text{m}$ și 8m , între acesta și obiectul de interes (fig. 3.14).

Fig. 3.14 Senzorul de mișcare *Motion Sensor II*. [69]

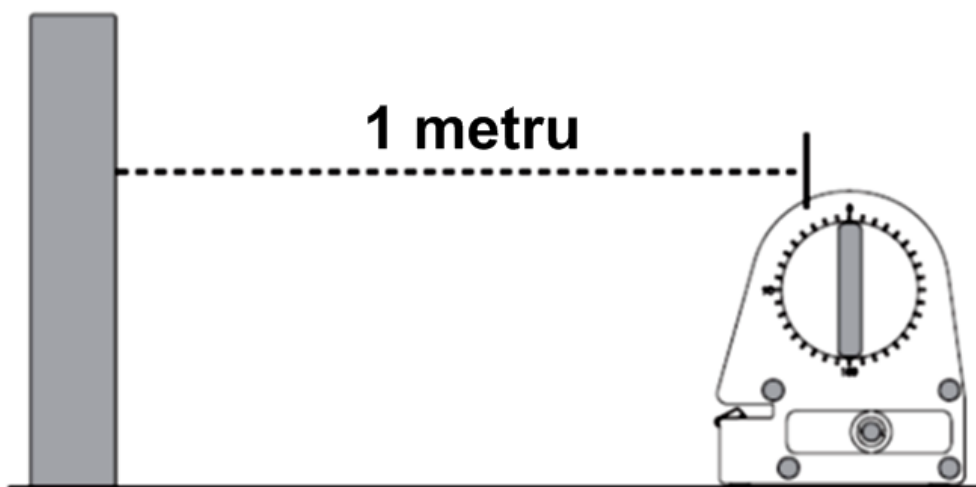


Fig. 3.15 Modul de așezare al obiectului față de senzor pentru calibrarea acestuia. [69]

Înainte de a efectua măsurătorile, senzorul de mișcare trebuie calibrat. Astfel în fața senzorului se așază la o distanță de un metru, un obiect cu reflectivitate sonoră mare, ca în figura 3.15. [69]

Utilizând softul dedicat *DataStudio*, în proprietățile senzorului *Motion Sensor II* se introduce distanța de calibrare și se apasă butonul "Calibrate", ca în figura 3.16.

Accelerometrul *Acceleration Sensor* (fig. 3.17) poate măsura accelerații doar pe o singură direcție, cu valori cuprinse între $-5g$ și $+5g$, unde g reprezintă accelerația gravitațională $9,81m/s^2$. Acuratețea senzorului este de $0,01g$. Softul dedicat *DataStudio* permite măsurarea accelerației atât în unități g cât și în m/s^2 . [69]

Accelerometrul nu necesită o calibrare înainte de a efectua măsurătorile, acesta fiind calibrat din fabricație.

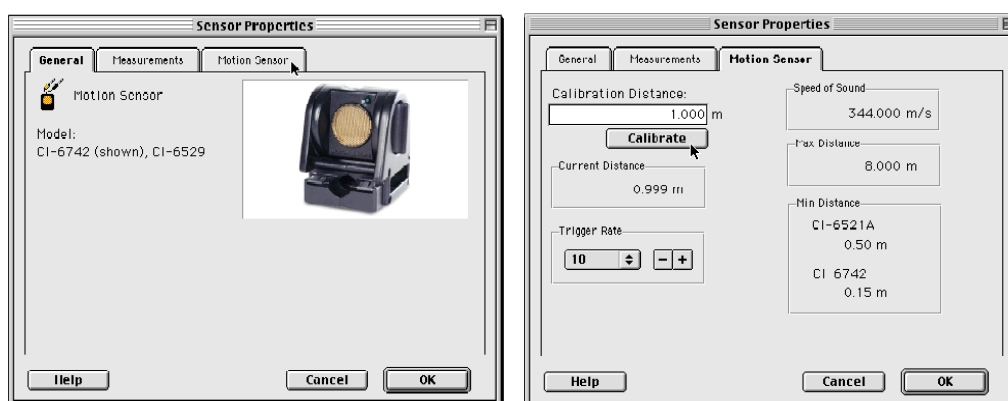


Fig. 3.16 Modul de calibrare al senzorului *Motion Sensor II* utilizând softul dedicat *DataStudio*. [69]



Fig. 3.17 Accelerometrul. [69]



Fig. 3.18 PASCO CI-6400 ScienceWorkshop 500 Interface. [69]

Pentru înregistrarea datelor măsurate de ambii senzori, s-a utilizat interfața PASCO CI-6400 ScienceWorkshop 500 Interface (fig. 3.19) și softul dedicat DataStudio.

3.4.1.4. Descrierea experimentului

În cadrul acestui experiment s-au urmărit mișcările laterale în plan coronal, a părții superioare a corpului șoferului, mișcări datorate opunerii forței centrifuge, pentru a-și menține echilibrul în scaun.

Scaunul șoferului este dotat cu suport lombar, însă lipsit de suportul lateral pentru a permite o mișcare mai amplă a corpului (fig. 3.19).

Pentru urmărirea mișcărilor în plan coronal, s-a utilizat senzorul de mișcare *Motion Sensor II*, cu ajutorul căruia s-au determinat pozițiile în timp a trei puncte de pe partea dreapta laterală a corpului șoferului. În figura 3.20 este prezentată dispunerea senzorului. Punctele sunt alese astfel încât în plan orizontal fiecare este în dreptul a trei vertebre de interes. Astfel primul punct este așezat aproximativ în dreptul vertebrei C1 la nivelul capului și situat la distanța $d_c = 0.477m$ față de senzor. Al doilea punct este așezat aproximativ în dreptul vertebrei T4 la nivelul umărului drept, situat la o distanță de $d_T = 0.39m$ față de senzor. Al treilea punct este așezat aproximativ în dreptul vertebrei L1, situat la o distanță de $d_L = 0.419m$ față de senzor.



Fig. 3.19 Scaunul șoferului utilizat în experiment.

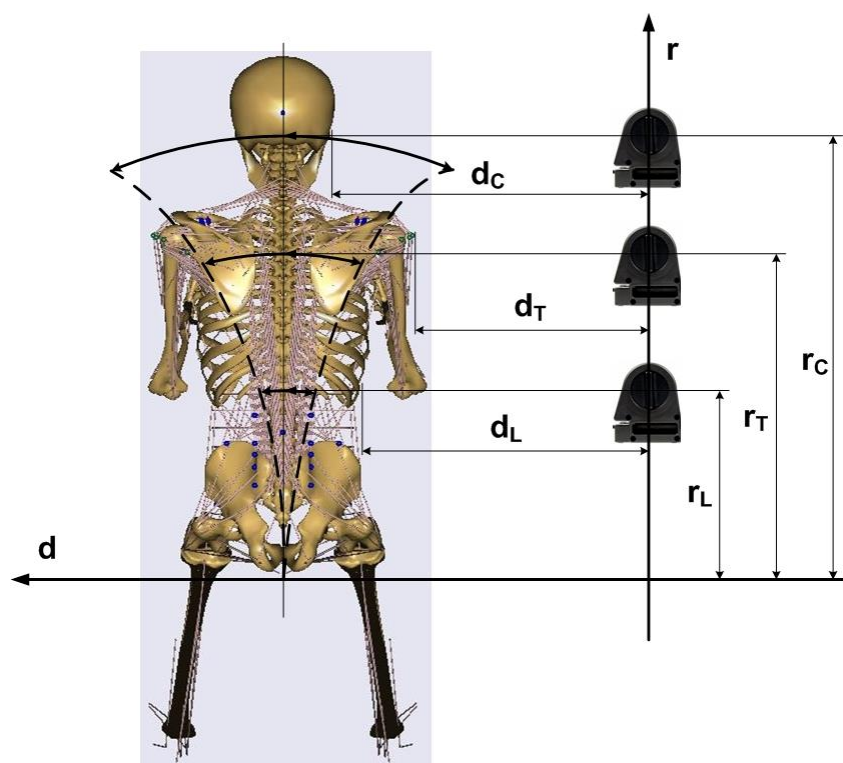


Fig. 3.20 Punctele de interes pentru poziționarea senzorului.



Fig. 3.21 Suportul vertical și fixarea senzorului pe acesta.

Pentru reglarea pe înălțime, senzorul a fost fixat pe un suport vertical ca în figura 3.21. În figura 3.22 este arătată fixarea senzorului pentru determinarea poziției în timp, în plan coronal, a vertebrei C1. Cotele punctelor notate prin r_C , r_T și r_L , față de suprafața scaunului, au fost determinate prin măsurători antropometrice a corpului șoferului în poziția șezând. Astfel $r_C = 0.8m$, $r_T = 0.585m$ și $r_L = 0.4m$.

Experimentul s-a realizat în trei etape. Fiecare etapă reprezentând determinarea poziției în timp a unuia dintre cele trei puncte. În fiecare etapă autoturismul a rulat pe traseul reprezentat în figura 3.13, cu o viteză constantă de $15km/h$ conform indicațiilor pentru determinarea capacității de virare dinamică a autovehiculului [29].

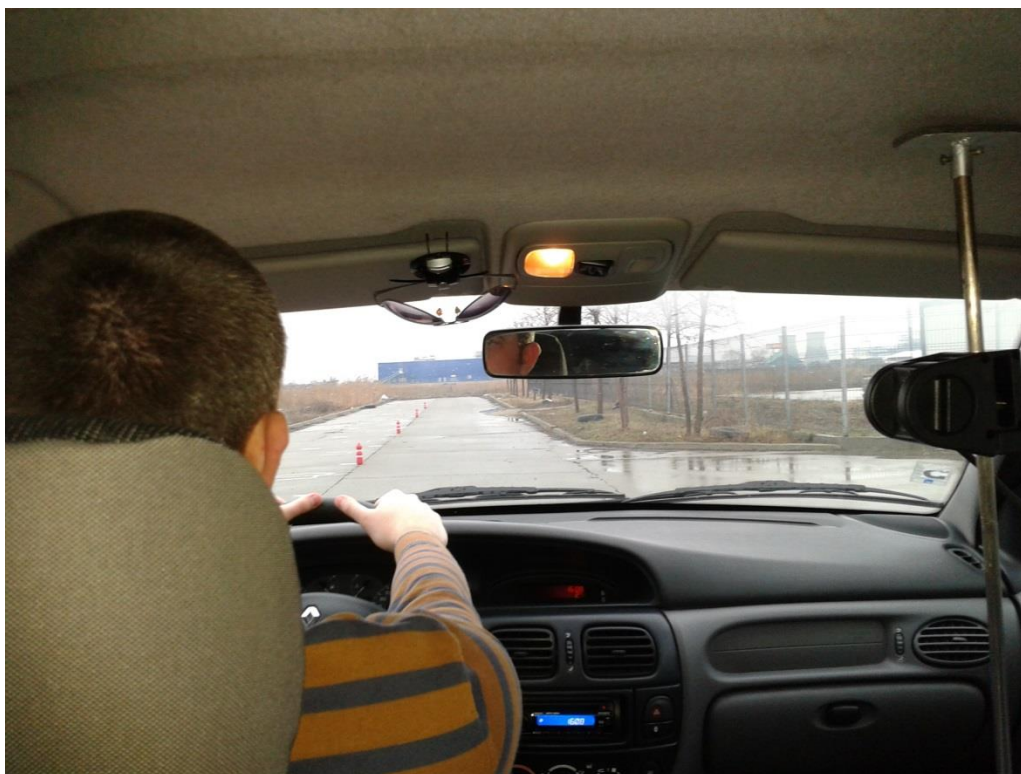


Fig. 3.22 Fixarea senzorului pentru determinarea poziției în timp, în plan coronal, a vertebrei C1.

3.4.1.5. Rezultatele experimentale și prelucrarea datelor

Intervalul de timp pentru parcurgerea traseului într-un sens și efectuarea unei serii de măsurători, este de aproximativ 15s.

În figurile 3.23, 3.24 și 3.25 sunt prezentate grafic rezultatele seriilor de măsurători pentru cele trei puncte. În fiecare etapă corespunzătoare unui punct, s-au efectuat șapte serii de măsurători.

Pentru fiecare punct s-a făcut media celor șapte serii de măsurători. Astfel rezultatele obținute în urma prelucrării datelor experimentale, sunt prezentate grafic în figura 3.26.

Ca o primă analiză a rezultatelor obținute, se poate observa că variația poziției în timp a celor trei puncte, poate fi exprimată ca o funcție sinusoidală cu amplitudini diferite însă cu aceeași frecvență.

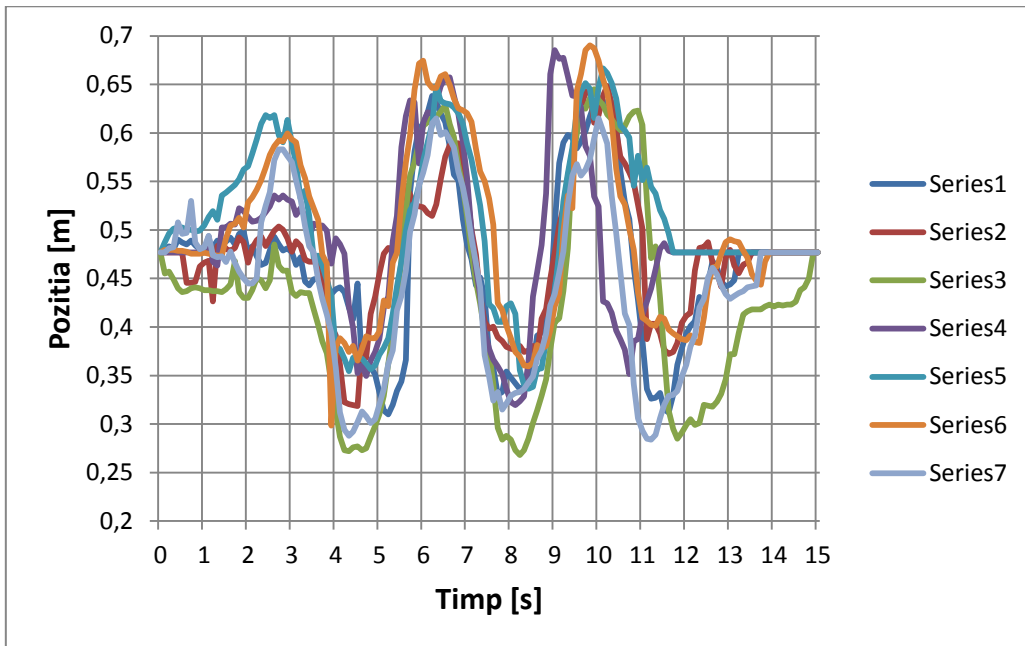


Fig. 3.23 Seriiile de măsurători efectuate la nivelul capului, în dreptul vertebrei C1.

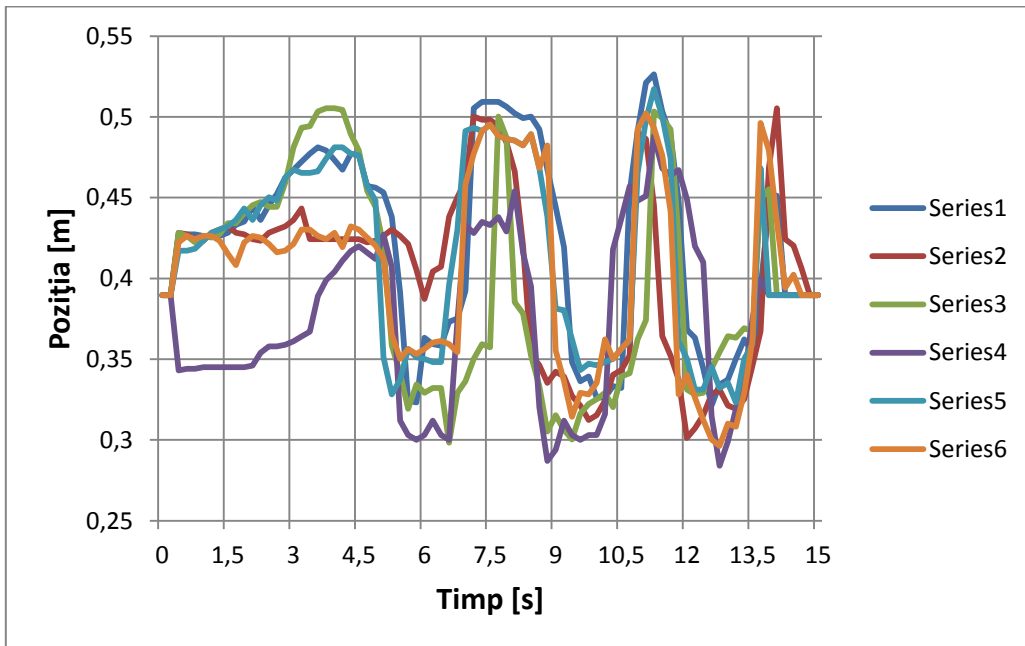


Fig. 3.24 Seriiile de măsurători efectuate la nivelul umărului, în dreptul vertebrei T4.

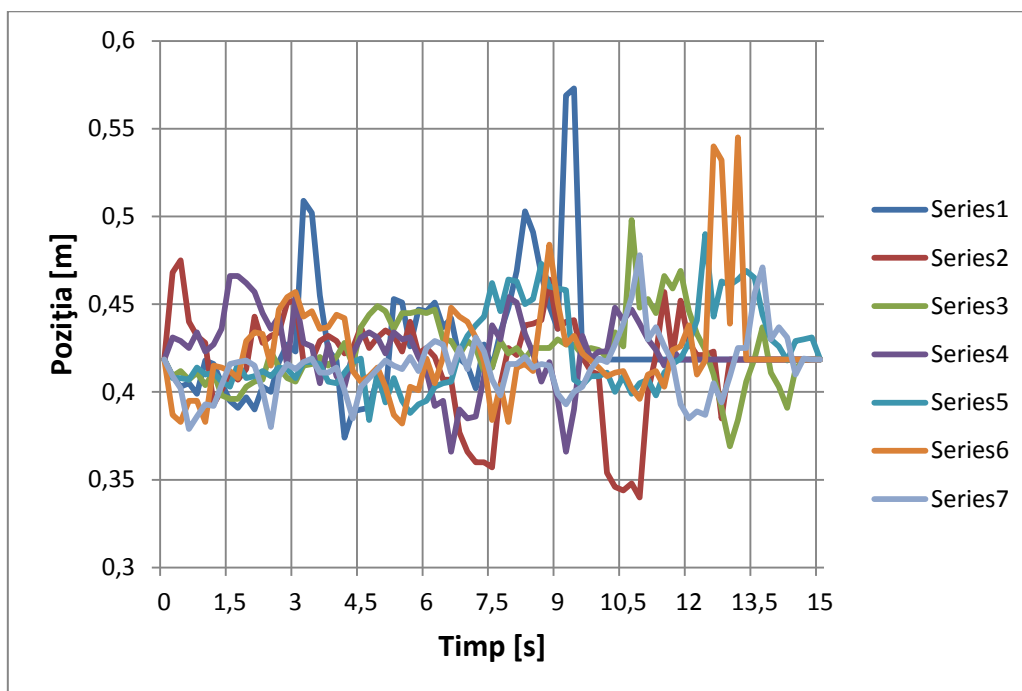


Fig. 3.25 Seriile de măsurători efectuate la nivelul vertebrei L1.

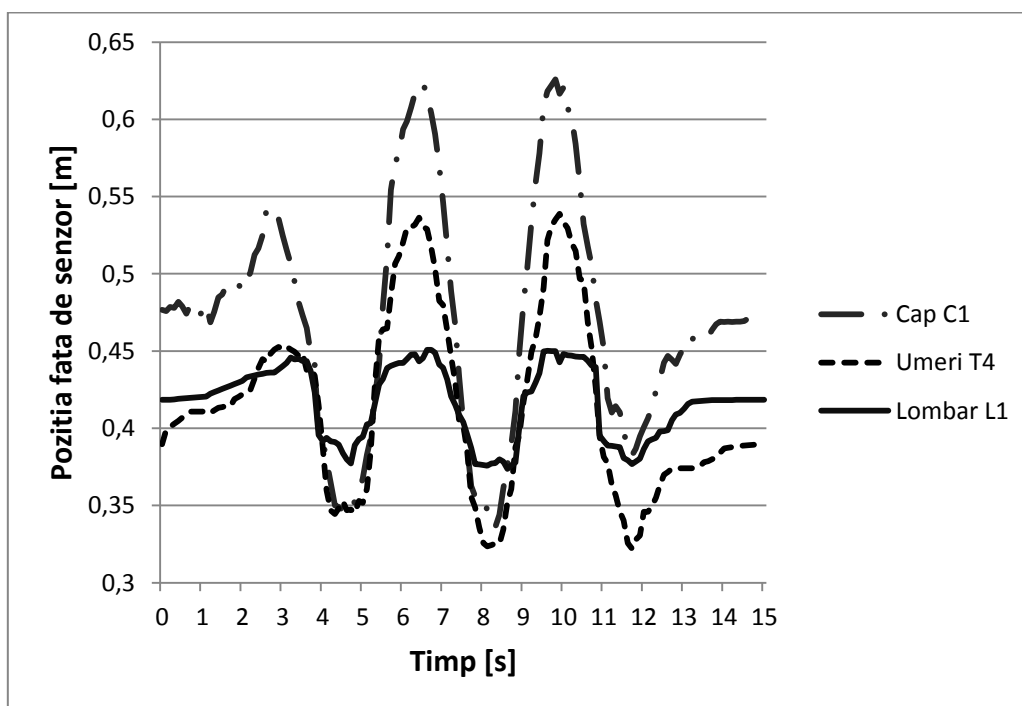


Fig. 3.26 Reprezentarea grafică a mediilor pozițiilor în timp a celor trei puncte.

3.4.2. Determinarea funcțiilor sinusoidale ce descriu variația în timp a pozițiilor vertebrelor C1, T4 și L1

3.4.2.1. Determinarea frecvenței

Utilizând softul de calcul *Mathcad* s-au introdus valorile mediilor pozițiilor în timp ale celor trei puncte sub forma următoarelor șiruri:

$cp :=$

	0
0	0.477
1	0.476
2	0.479
3	0.478
4	0.482
5	0.479
6	0.474
7	0.48
8	0.473
9	0.473
10	0.475
11	0.48
12	0.469
13	0.476
14	0.485
15	...

$um :=$

	0
0	0.39
1	0.399
2	0.401
3	0.403
4	0.405
5	0.407
6	0.409
7	0.411
8	0.411
9	0.411
10	0.411
11	0.411
12	0.41
13	0.412
14	0.413
15	...

$lb :=$

	0
0	0.418
1	0.418
2	0.418
3	0.419
4	0.419
5	0.419
6	0.419
7	0.42
8	0.42
9	0.42
10	0.42
11	0.421
12	0.422
13	0.424
14	0.425
15	...

Șirul cp corespunde valorilor punctului $C1$ la nivelul capului, șirul um corespunde valorilor punctului $T4$ la nivelul umărului, iar șirul lb corespunde valorilor punctului $L1$ din regiunea lombară.

În următoarea etapă se determină frecvența pentru fiecare șir împarte, astfel: se consideră contorul $i = 0 \dots 150$, fiecare șir conține 151 de valori iar diferența de timp dintre două valori consecutive este de $0.1s$. Se determină valorile lui i corespunzătoare valorilor maxime și minime pentru fiecare șir. În secvențele de program, utilizând *Mathcad*, se determină prin funcția boolean de egalitate valoarea lui i corespunzătoare valorii maxime sau minime din șirul respectiv. Valorile lui i returnate de secvențele de program, sunt notate cu $tcpmax$, $tcpmin$ corespunzătoare valorilor maxim și minim din șirul cp , $tummax$, $tummin$ corespunzătoare valorilor maxim și minim din șirul um , $tlbmax$, $tlbmin$ corespunzătoare valorilor maxim și minim din șirul lb .

$$tcpmax_1 := \begin{cases} i & \text{if } \max(cp) = cp_i \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

$$\max(tcpmax) = 98$$

$$tcpmin_1 := \begin{cases} i & \text{if } \min(cp) = cp_i \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

$$\max(tcpmin) = 83$$

$$tummax_1 := \begin{cases} i & \text{if } \max(um) = um_i \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

$$\max(tummax) = 99$$

$$tummin_1 := \begin{cases} i & \text{if } \min(um) = um_i \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

$$\max(tummin) = 117$$

$$tlbmax_1 := \begin{cases} i & \text{if } \max(lb) = lb_i \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

$$\max(tlbmax) = 70$$

$$tlbmin_1 := \begin{cases} i & \text{if } \min(lb) = lb_i \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

$$\max(tlbmin) = 86$$

Cunoscând valorile lui i corespunzătoare valorilor maxime și minime din cele trei șiruri, se cunosc implicit momentele în timp corespunzătoare valorilor maxime și minime din cele trei șiruri. Astfel se poate determina intervalul de timp dintre valoarea maximă și cea minimă, pentru fiecare șir:

$$\Delta t_{cp} = \frac{|\max(tcp_{max}) - \max(tcp_{min})|}{10} = 1.5s \quad (3.4)$$

$$\Delta t_{um} = \frac{|\max(tum_{max}) - \max(tum_{min})|}{10} = 1.8s \quad (3.5)$$

$$\Delta t_{lb} = \frac{|\max(tlb_{max}) - \max(tlb_{min})|}{10} = 1.6s \quad (3.6)$$

Pentru a determina o frecvență unică pentru toate cele trei șiruri, se determină media celor trei intervale de timp:

$$\Delta t = \frac{\Delta t_{cp} + \Delta t_{um} + \Delta t_{lb}}{3} = 1.6333s \quad (3.7)$$

Astfel frecvența va fi:

$$f_{\Delta t} = \frac{1}{\Delta t} \quad (3.8)$$

3.4.2.2. Determinarea amplitudinii fiecărui șir

Amplitudinea fiecărui șir se determină astfel:

$$a_{cp} = \frac{\max(cp) + \min(cp)}{2} \quad (3.9)$$

$$a_{um} = \frac{\max(um) + \min(um)}{2} \quad (3.10)$$

$$a_{lb} = \frac{\max(lb) + \min(lb)}{2} \quad (3.11)$$

Amplitudinea șirului cp este notată cu a_{cp} , amplitudinea șirului um este notată cu a_{um} , iar amplitudinea șirului lb este notată cu a_{lb} .

3.4.2.3. Determinarea funcțiilor sinusoidale ce descriu variația poziției în timp a vertebrelor C1, T4 și L1

Funcțiile sinusoidale ce descriu variația în timp a poziției punctelor corespunzătoare vertebrelor C1, T4 și L1, sunt următoarele:

$$y_{cp_i} = cp_0 + a_{cp} \cdot \cos(f_{\Delta t} \cdot i \cdot \pi) \quad (3.12)$$

$$y_{um_i} = um_0 + a_{um} \cdot \cos(f_{\Delta t} \cdot i \cdot \pi) \quad (3.13)$$

$$y_{lb_i} = lb_0 + alb \cdot \cos(f_{\Delta t} \cdot i \cdot \pi) \quad (3.15)$$

În figurile 3.27, 3.28 și 3.29 sunt reprezentate grafic aceste funcții sinusoidale în comparație cu forma grafică a șirurilor. Pentru fiecare caz în parte se poate observa că alura graficului funcției sinusoidale, se apropie foarte mult de alura graficului șirului de valori măsurate.

În concluzie se poate considera că aceste funcții sinusoidale pot descrie variația în timp a poziției punctelor de pe corp din dreptul vertebrelor C1, T4 și L1, în timpul șofatului pe o traiectorie sinusoidală (fig. 3.14).

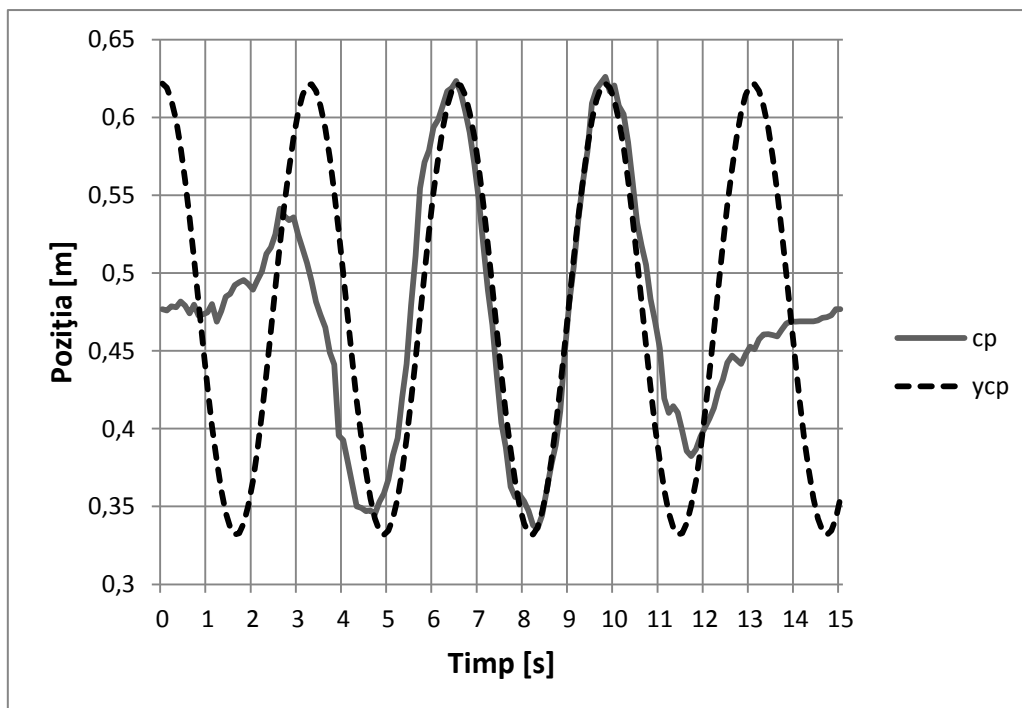
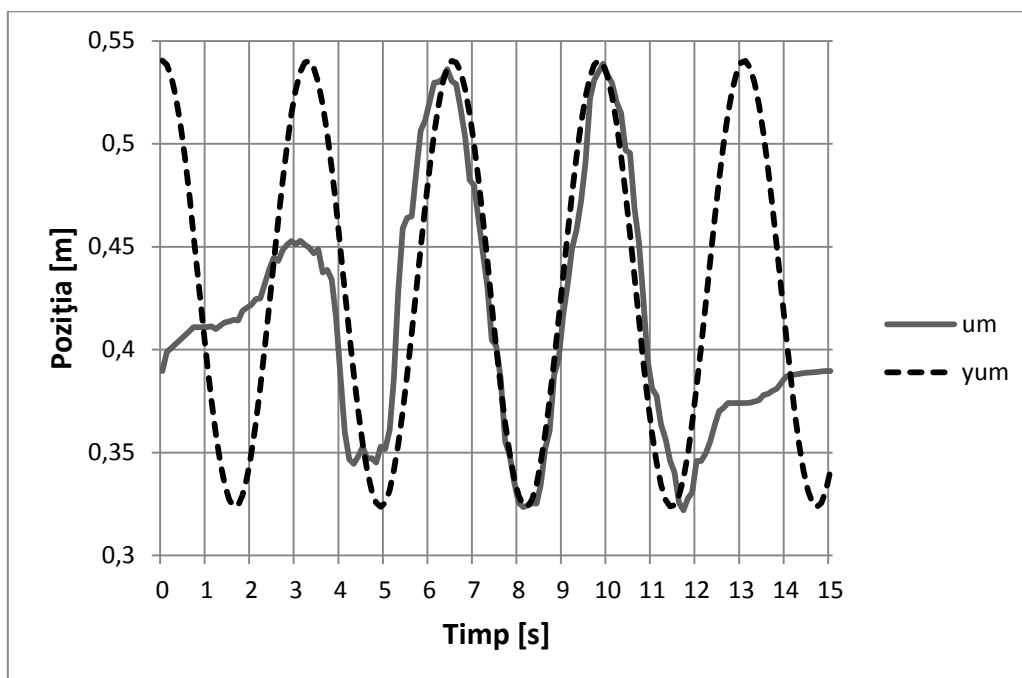
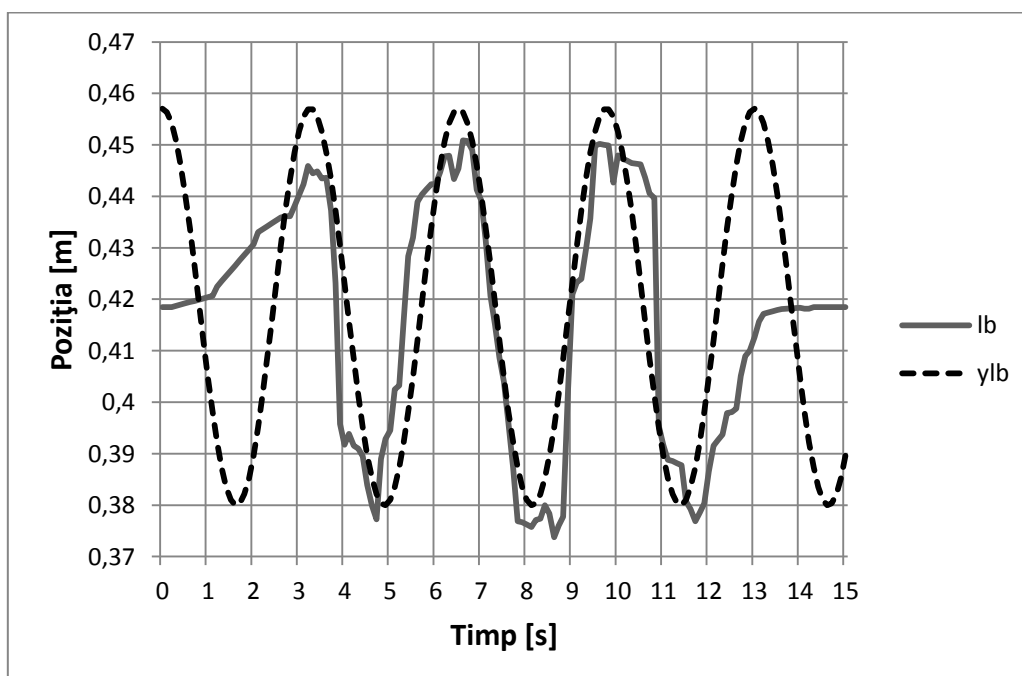


Fig. 3.27 Reprezentarea grafică a funcției sinusoidale y_{cp} , comparativ cu șirul cp .

Fig. 3.28 Reprezentarea grafică a funcției sinusoidale y_{um} , comparativ cu șirul u_m .Fig. 3.29 Reprezentarea grafică a funcției sinusoidale y_{lb} , comparativ cu șirul l_b .

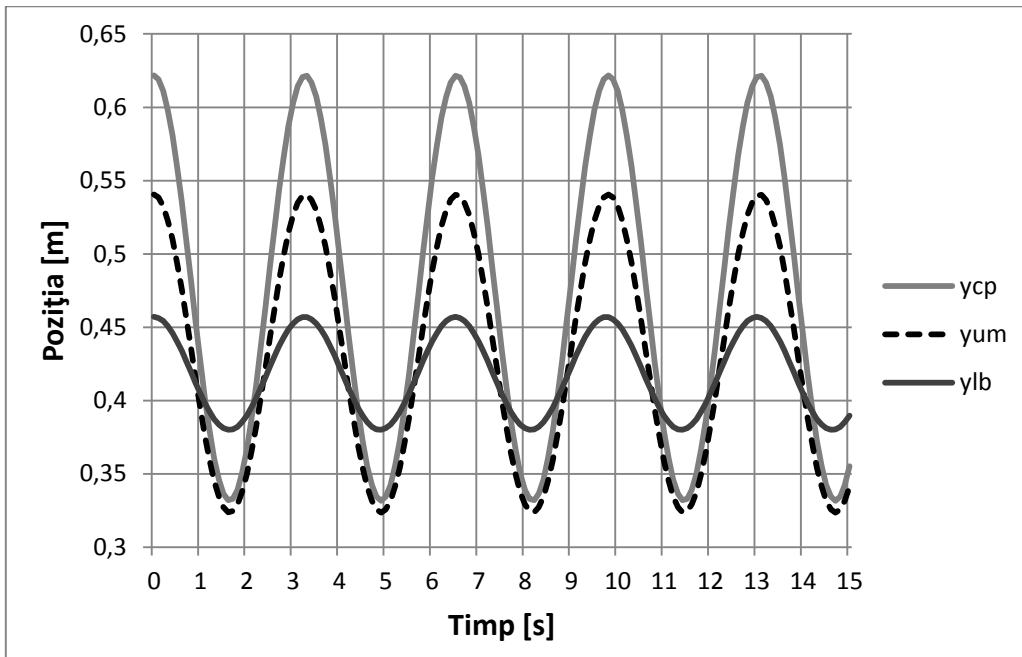


Fig. 3.30 Funcțiile sinusoidale ce descriu variația în timp a punctelor din dreptul vertebrelor C1, T4 și L1.

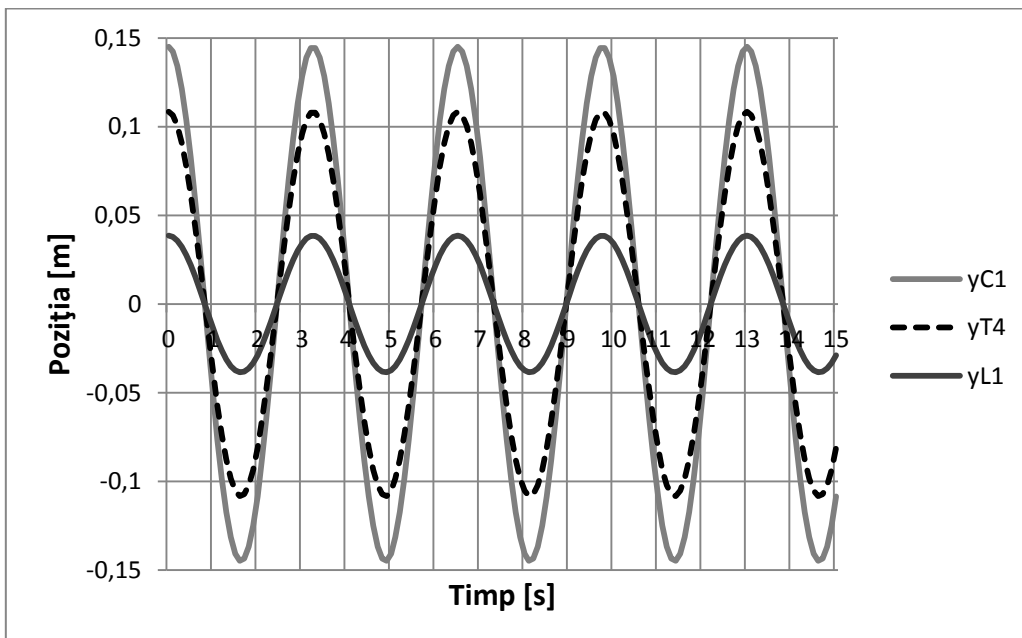


Fig. 3.31 Funcțiile sinusoidale ce descriu variația în timp a poziției vertebrelor C1, T4 și L1.

Funcțiile sinusoidale ce descriu variația în timp a pozițiilor vertebrelor C1, T4 și L1 în plan coronal, sunt:

$$yC1_i = a_{cp} \cdot \cos(f_{\Delta t} \cdot i \cdot \pi) \quad (3.16)$$

$$yT4_i = a_{um} \cdot \cos(f_{\Delta t} \cdot i \cdot \pi) \quad (3.17)$$

$$yL1_i = a_{lb} \cdot \cos(f_{\Delta t} \cdot i \cdot \pi) \quad (3.18)$$

În figura 3.31 sunt prezentate grafic funcțiile sinusoidale ce descriu variația în timp a pozițiilor vertebrelor C1, T4 și L1 în plan coronal.

3.4.3. Determinarea ecuației de mișcarea coloanei vertebrale în plan coronal

Utilizând sistemul de coordonate din figura 3.8 și raportarea coloanei vertebrale la acesta ca în figură, rezultă conform funcțiilor sinusoidale 3.16, 3.17 și 3.18, că centrul fiecărei vertebre se mișcă pe un arc de cerc cu centrul în originea sistemului de coordonate, și rază egală cu înălțimea față de axa Ox , suprafața scaunului. Lungimea fiecărui arc de cerc este dependentă de viteza de rulare și raza traiectoriei curbilinii pe care rulează autovehiculul.

În sistemul de coordonate din figura 3.8, funcțiilor sinusoidale (3.16, 3.17 și 3.18 se transformă în variații pe axa Ox astfel relațiile devin:

$$XC1_i = a_{cp} \cdot \cos(f_{\Delta t} \cdot i \cdot \pi) \quad (3.19)$$

$$XT4_i = a_{um} \cdot \cos(f_{\Delta t} \cdot i \cdot \pi) \quad (3.20)$$

$$XL1_i = a_{lb} \cdot \cos(f_{\Delta t} \cdot i \cdot \pi) \quad (3.21)$$

Ecuațiile arcurilor de cerc pe care se mișcă centrele vertebrelor C1, T4 și L1, sunt date de următoarele relații:

$$YC1_i = \sqrt{r_C^2 - XC1_i^2} \quad (3.22)$$

$$YT4_i = \sqrt{r_T^2 - XT4_i^2} \quad (3.23)$$

$$YL1_i = \sqrt{r_L^2 - XL1_i^2} \quad (3.24)$$

Raportând coloana vertebrală la sistemul de coordonate, ca în figura 3.8, forma coloanei vertebrale este descrisă de o linie curbă ce trece prin originea sistemului de coordonate. Curbura acestei linii este determinată de pozițiile în timp a centrelor vertebrelor pe arcurile de cerc date de relațiile 3.22, 3.23 și 3.24.

Cunoscând astfel coordonatele a patru puncte, ecuația curbei ce descrie forma coloanei vertebrale în plan coronal, raportată la sistemul de coordonate xOy din figura 3.8, este de forma:

$$y(x) = a_i \cdot x^3 + b_i \cdot x^2 + c_i \cdot x + d_i \quad (3.25)$$

În această ecuație necunoscutele sunt: a_i , b_i , c_i și d_i . Cunoscând coordonatele celor patru puncte, necunoscutele a_i , b_i , c_i și d_i se determină prin metoda *Cramer*:

$$\begin{cases} YC1_i = a_i \cdot XC1_i^3 + b_i \cdot XC1_i^2 + c_i \cdot XC1_i + d_i \\ YT4_i = a_i \cdot XT4_i^3 + b_i \cdot XT4_i^2 + c_i \cdot XT4_i + d_i \\ YL1_i = a_i \cdot XL1_i^3 + b_i \cdot XL1_i^2 + c_i \cdot XL1_i + d_i \\ d_i = 0 \end{cases} \quad (3.26)$$

Datorită faptului că originea sistemului este unul dintre cele patru puncte, necunoscuta d_i este egală cu 0. Astfel sistemul de ecuații 3.26 se transformă într-un sistem de trei ecuații cu trei necunoscute:

$$\begin{cases} YC1_i = a_i \cdot XC1_i^3 + b_i \cdot XC1_i^2 + c_i \cdot XC1_i \\ YT4_i = a_i \cdot XT4_i^3 + b_i \cdot XT4_i^2 + c_i \cdot XT4_i \\ YL1_i = a_i \cdot XL1_i^3 + b_i \cdot XL1_i^2 + c_i \cdot XL1_i \end{cases} \quad (3.27)$$

$$\Delta_i = \begin{bmatrix} XC1_i^3 & XC1_i^2 & XC1_i \\ XT4_i^3 & XT4_i^2 & XT4_i \\ XL1_i^3 & XL1_i^2 & XL1_i \end{bmatrix} \quad (3.28)$$

$$\Delta a_i = \begin{bmatrix} YC1_i & XC1_i^2 & XC1_i \\ YT4_i & XT4_i^2 & XT4_i \\ YL1_i & XL1_i^2 & XL1_i \end{bmatrix} \quad (3.29)$$

$$\Delta b_i = \begin{bmatrix} XC1_i^3 & YC1_i & XC1_i \\ XT4_i^3 & YT4_i & XT4_i \\ XL1_i^3 & YL1_i & XL1_i \end{bmatrix} \quad (3.30)$$

$$\Delta c_i = \begin{bmatrix} XC1_i^3 & XC1_i^2 & YC1_i \\ XT4_i^3 & XT4_i^2 & YT4_i \\ XL1_i^3 & XL1_i^2 & YL1_i \end{bmatrix} \quad (3.31)$$

$$a_i = \frac{\Delta_i}{\Delta a_i}; \quad b_i = \frac{\Delta_i}{\Delta b_i}; \quad c_i = \frac{\Delta_i}{\Delta c_i}$$

Utilizând softul de calcul *Mathcad* s-a creat o secvență de program prin care se limitează curba dată de ecuația 3.25, ce descrie forma coloanei vertebrale în plan coronal, între originea sistemului și centrul vertebrei C1. Secvența de program este următoarea:

$$y(x) = \begin{cases} (a_i \cdot x^3 + b_i \cdot x^2 + c_i \cdot x + d_i) & \text{if } 0 \leq (a_i \cdot x^3 + b_i \cdot x^2 + c_i \cdot x + d_i) \leq YC1_i \\ (\text{break}) & \text{otherwise} \end{cases} \quad (3.32)$$

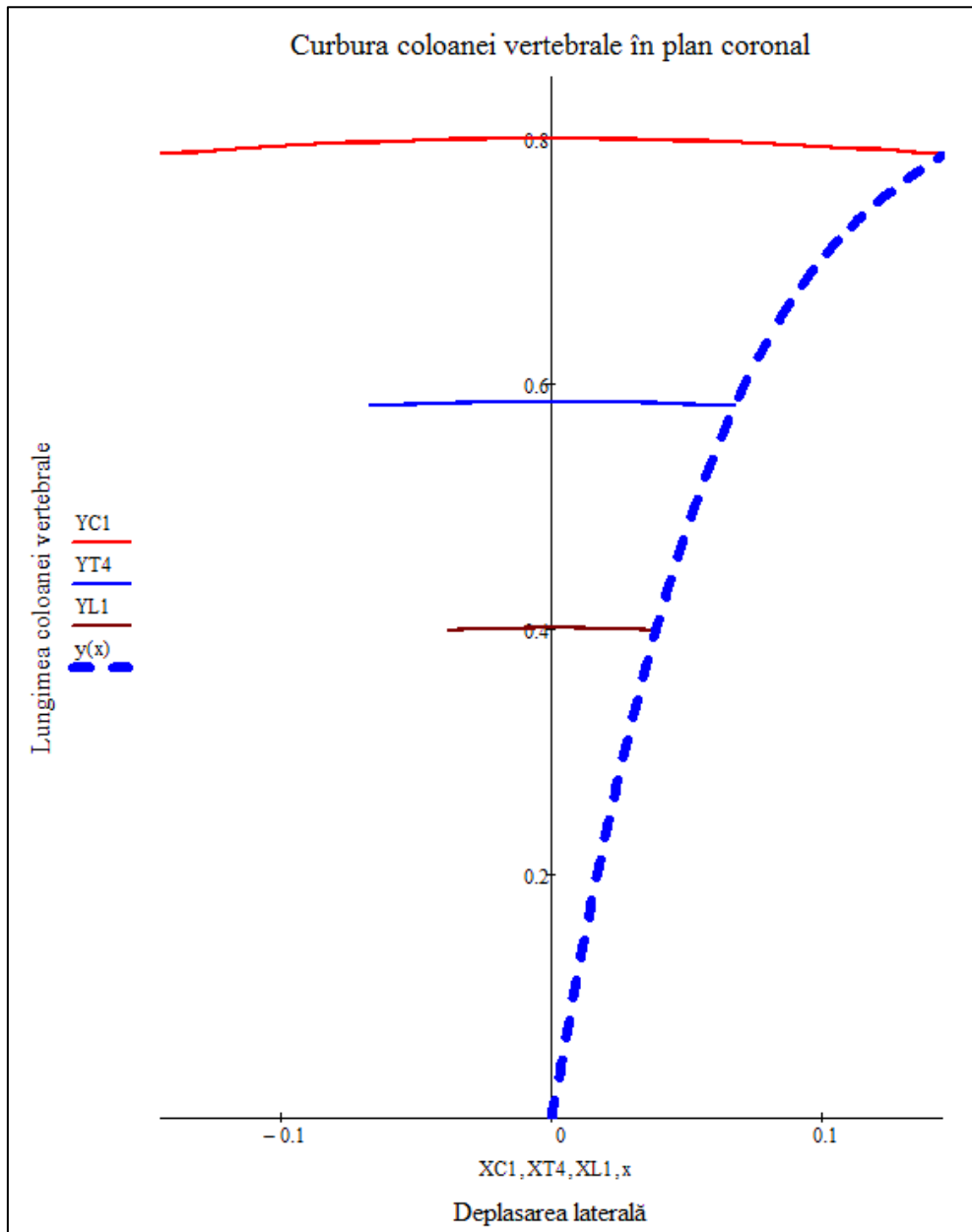


Fig. 3.32 Forma coloanei vertebrale în plan coronal la limita înclinării laterale maxime dreapta.

În figura 3.33 este prezentat graficul extras din softul *Mathcad* în care este reprezentată forma coloanei vertebrale în plan coronal la limita înclinării laterale maxime dreapta, dată de curba cu ecuația 3.32. Tot în acest grafic sunt reprezentate arcurile de cerc corespunzătoare traiectoriilor descrise de centrele vertebrelor C1, T4 și L1.

3.5. Simularea mișcării coloanei vertebrale utilizând *Mathcad* și *CATIA*

3.5.1. Modelarea vertebrelor cu ajutorul softului *CAD CATIA V5*

Modelul 3D al coloanei vertebrale a fost realizat în timpul stagiului la Universitatea RWTH Aachen, Germania.

Utilizând sistemul *ATOS IIe optical high-end 3D Digitizer* au fost scanate vertebrelor extrase dintr-un cadavru uman. Digitizorul funcționează pe principiul de triangulație spațială și generează un nor de puncte de pe suprafața obiectului. În urma scanării s-a obținut un nor de puncte descriind forma modelului 3D a vertebrei. Modelul 3D al coloanei vertebrale a fost generat prin transformarea acestor nori de puncte în suprafețe *NURBS* folosind sistemul software *Geomagic Studio*. Modelarea finală a vertebrelor s-a realizat prin importarea acestor suprafețe în softul *CAD CATIA V5*. [17, 22]

Etapile modelării 3D a vertebrelor sunt prezentate în figurile 3.33, 3.34 și 3.35.

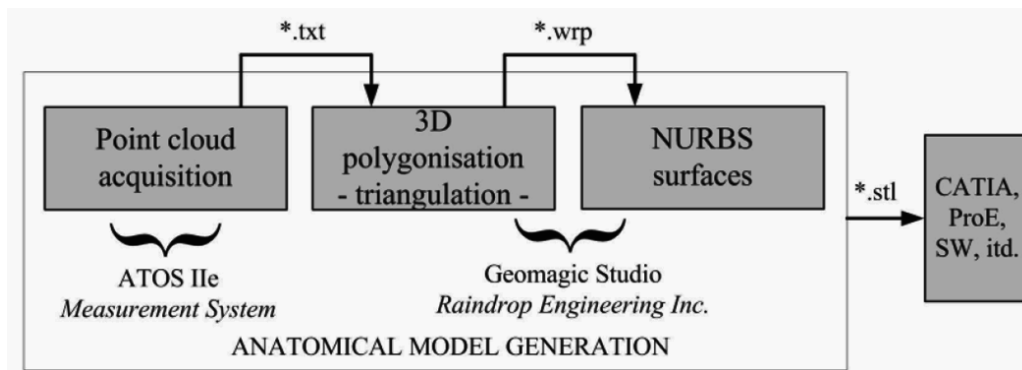


Fig. 3.33 Generarea modelului anatomic. [17]



Fig. 3.34 Scanarea vertebrelor și achiziția norului de puncte. [17]

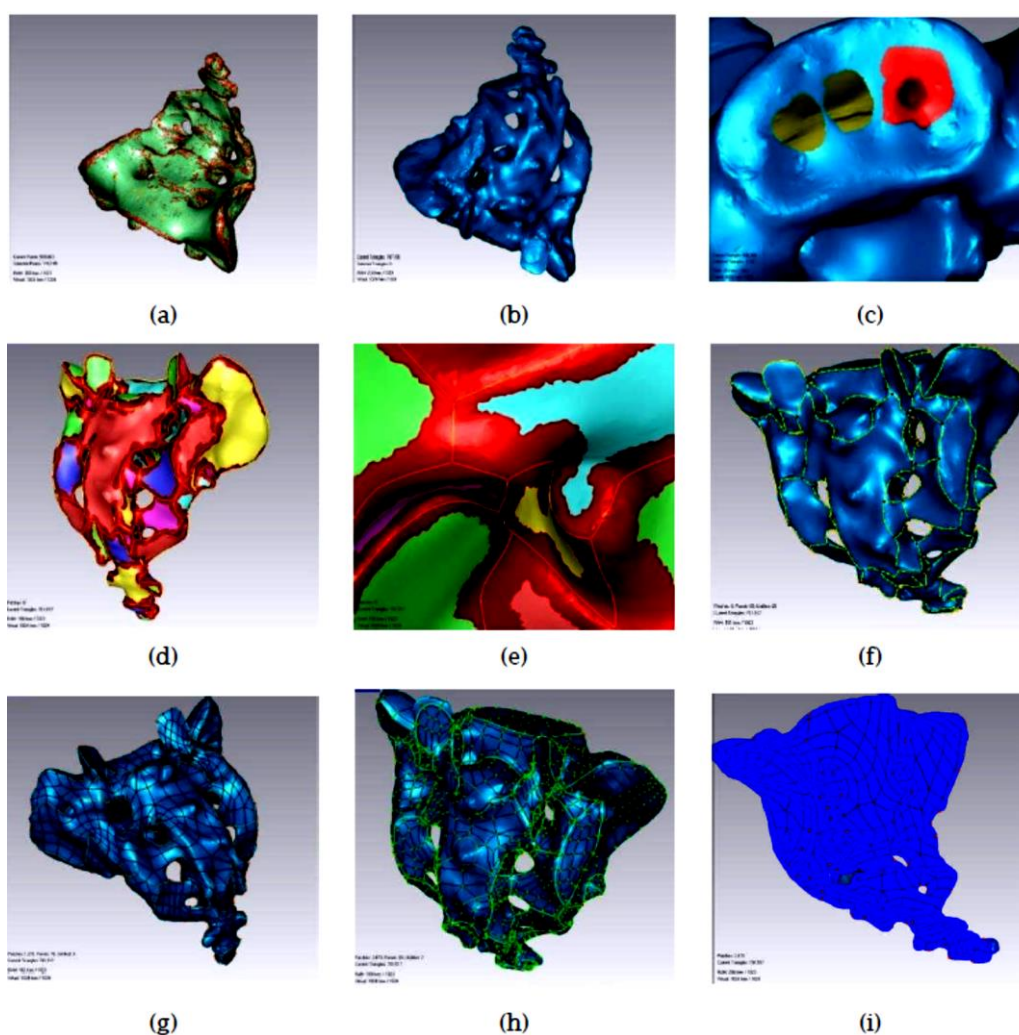


Fig. 3.35 Reconstrucția vertebrelor utilizând *Geomagic Studio* pornind de la norul de puncte: a) norul de puncte, b) modelul poligonal, c) triangularea spațială, d,e) detectarea conturului, f) optimizarea conturului, g) crearea suprafețelor, h) optimizarea suprafețelor, i) ajustarea rețelei de suprafețe. [17]

În figura 3.36 este prezentată coloana vertebrală în urma importării în softul *CAD CATIA V5* a vertebrelor modelate 3D prin suprafețe.



Fig. 3.36 Modelul 3D al coloanei vertebrale în softul *CAD CATIA V5*.

3.5.2. Simularea mișcării coloanei vertebrale utilizând softul de calcul Mathcad

Prin funcția *Animation* softul *Mathcad* permite animarea variațiilor unui grafic utilizând variabila *FRAME* integrată softului.

Pornind astfel de la ecuația curbei 3.25 ce descrie forma coloanei vertebrale în plan coronal, între originea sistemului și centrul vertebrei C1, s-a creat următoarea secvență de program ce animează graficul din figura 3.32.

$$y(x) = \begin{cases} (a_{\text{FRAME}} \cdot x^3 + b_{\text{FRAME}} \cdot x^2 + c_{\text{FRAME}} \cdot x + d_{\text{FRAME}}) & \text{if } 0 \leq (a_{\text{FRAME}} \cdot x^3 + b_{\text{FRAME}} \cdot x^2 + c_{\text{FRAME}} \cdot x + d_{\text{FRAME}}) \leq YC1_{\text{FRAME}} \\ \text{(break)} & \text{otherwise} \end{cases} \quad (3.33)$$

În figura 3.37 sunt extrase câteva frame-uri din animația creată în softul *Mathcad*.

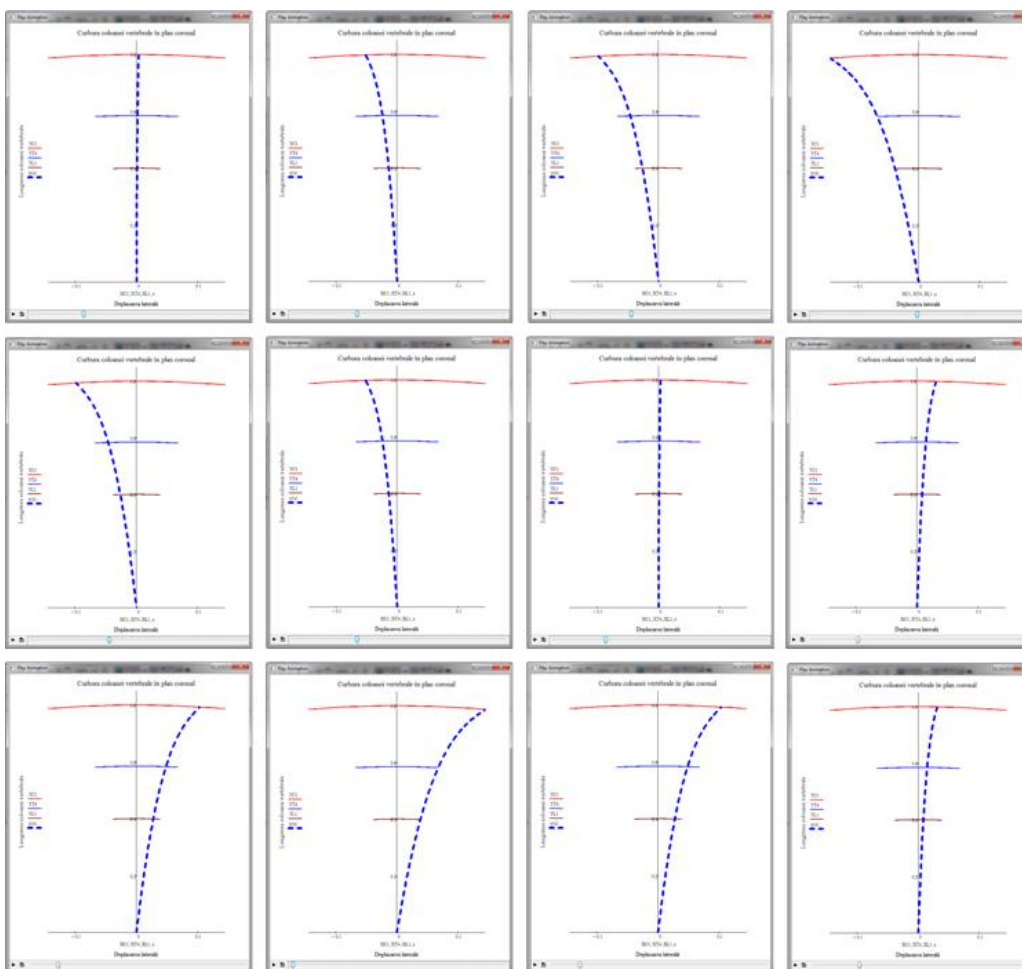


Fig. 3.37 Frame-uri extrase din simularea realizată în *Mathcad*.

3.5.3. Simularea mișcării coloanei vertebrale utilizând softul CAD CATIA V5

Pentru a realiza simularea mișcării coloanei vertebrale în softul *CATIA* se alege modulul *DMU Kinematics*. Deoarece simularea mișcării coloanei vertebrale se face doar în planul coronal, asamblarea coloanei vertebrale se face astfel încât mișcarea fiecărei vertebre să fie restricționată de cupla de rotație așezată în centrul de rotație (fig. 3.10).

Utilizând modulul *DMU Kinematics*, simularea se face cu funcția *Simulation with Laws*. Legile de mișcare sunt date de variația în timp a unghiurilor α (fig. 3.10).

Unghiul α_i se determină prin diferența dintre două pante la curba dată de ecuația 3.25 în centrele a două vertebre consecutive.

Pentru a determina panta în centrul unei vertebre trebuie să se cunoască coordonatele centrului respectiv raportat la sistemul de referință din figura 3.8. Din ansamblul 3D al modelului coloanei vertebrale creat în softul *CAD CATIA V5*, se extrag valorile distanțelor dintre centrele vertebrelor. În tabelul 3.2 sunt date valorile distanțelor dintre centrele vertebrelor.

Tab. 3.2 - Distanța dintre centrele vertebrelor.

Nr. crt.	Vertebre	Distanța [mm]
1.	C2 - C3	15,7
2.	C3 - C4	14
3.	C4 - C5	14,9
4.	C5 - C6	14,5
5.	C6 - C7	15
6.	C7 - T1	16
7.	T1 - T2	18,48
8.	T2 - T3	21
9.	T3 - T4	21,5
10.	T4 - T5	21,5
11.	T5 - T6	22,46
12.	T6 - T7	23,46
13.	T7 - T8	24,47
14.	T8 - T9	25,49
15.	T9 - T10	27
16.	T10 - T11	28
17.	T11 - T12	29,5
18.	T12 - L1	30,98
19.	L1 - L2	31,49
20.	L2 - L3	31,92
21.	L3 - L4	32,45
22.	L4 - L5	32,47

Aceste valori se introduc în softul de calcul *Mathcad* sub forma unui șir notat cu dv . Știind că centrul fiecărei vertebre se deplasează pe un arc de cerc cu centrul în originea sistemului de coordonate, se determină razele acestor arcuri de cerc cu relația:

$$r_u = r_c - \left(\sum_{j=0}^u dv_j\right) \cdot 10^{-3} \quad (3.34)$$

În care u este un contor pentru determinarea numărului de ordine corespunzător tabelului 3.2.

Fiecare centru al vertebrelor se mișcă pe un arc de cerc cu o variație în timp dată de o funcție sinusoidală asemănătoare cu cele date de relațiile 3.16, 3.17 și 3.18. Amplitudinea mișcărilor este determinată de punctul de intersecție dintre arcul de cerc corespunzător fiecărui centru al vertebrelor, și curba ce descrie forma coloanei vertebrale în punctul extrem de înclinare laterală.

Pentru determinarea coordonatelor acestor puncte de intersecție s-a creat următoarea secvență de program utilizând softul *Mathcad*:

$$xiv_{u,k} = \begin{cases} h_k \text{ if trunc} \left[\left(\sqrt{r_u^2 - h_k^2} \right) \cdot 10^4 \right] = \text{trunc}[(a_0 h_k^3 + b_0 h_k^2 + c_0 h_k) \cdot 10^4] \\ 0 \text{ otherwise} \end{cases} \quad (3.35)$$

$$xv_u = \max(xiv_{u,k}) \quad (3.36)$$

Unde $k = 0 \dots 145 \cdot 10^6$, $h_k = k \cdot 10^{-6}$.

$$yv_u = \sqrt{r_u^2 - xv_u^2} \quad (3.37)$$

Cunoscând astfel coordonatele centrelor vertebrelor în plan coronal, cu forma coloanei vertebrale în punctul extrem de înclinare laterală, se pot determina pantele la curba 3.25 în aceste puncte, cu următoarea relație:

$$\gamma_u = \text{arctg} \left(\frac{y(xv_{u+1} + 10^{-6}) - y(xv_u - 10^{-6})}{(xv_{u+1} + 10^{-6}) - (xv_u - 10^{-6})} \right) \quad (3.38)$$

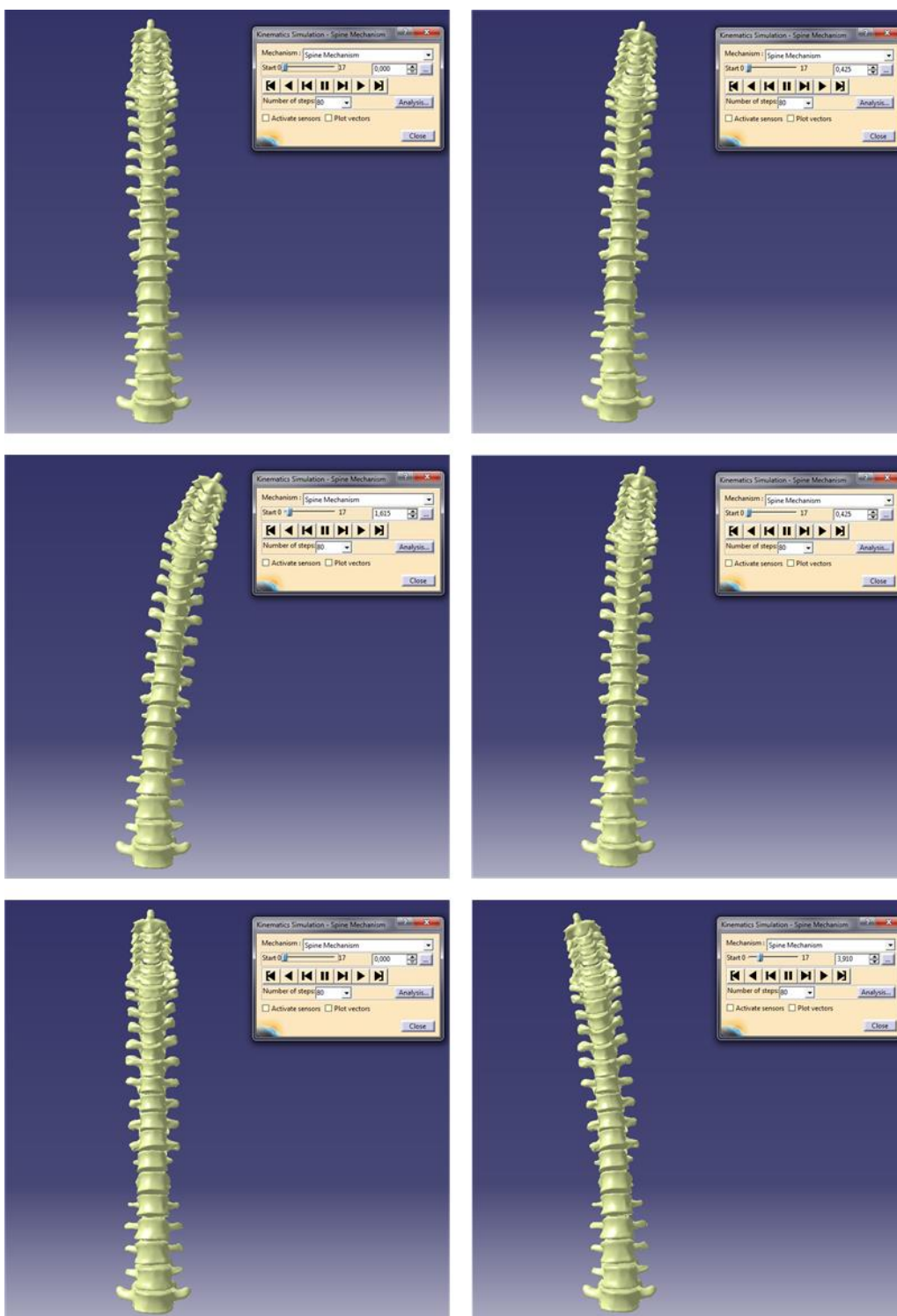
Astfel unghiul α va fi:

$$\alpha_{amp_u} = (\gamma_{u+1} - \gamma_u) \quad (3.39)$$

Valorile unghiurilor α_{amp} și γ sunt returnate de softul de calcul *Mathcad* în radiani. Valorile unghiului α_{amp} reprezintă amplitudinea funcțiilor sinusoidale date de următoarea relație. Funcții ce descriu variația în timp a unghiurilor dintre vertebre (fig. 3.10).

$$\alpha_u = [\alpha_{amp_u} \cdot \sin(f_{\Delta t} \cdot i \cdot \pi)] \cdot \frac{180}{\pi} \quad (3.40)$$

68 Modelarea analitică și experimentală a coloanei vertebrale în timpul șofatului - 3



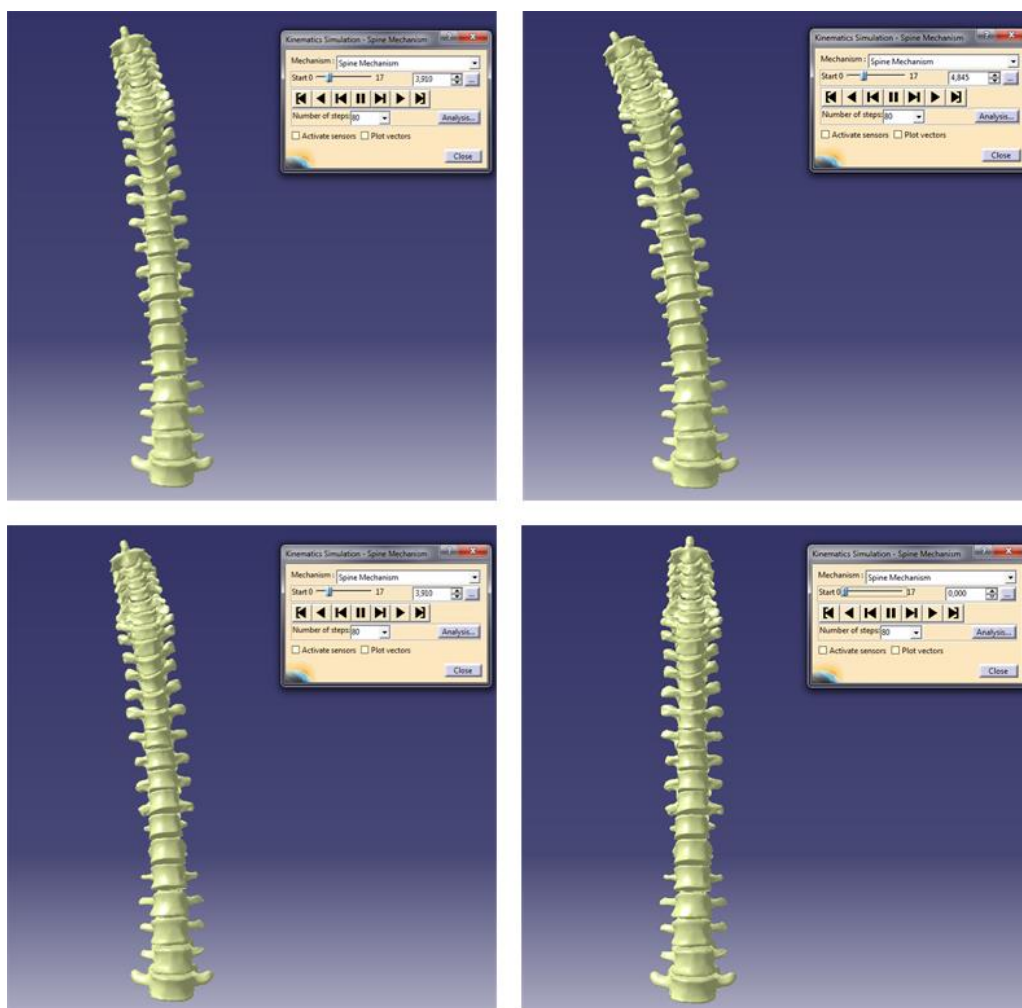


Fig. 3.38 Frame-uri extrase din simularea realizată cu softul CAD CATIA V5.

3.6. Concluzii

Valorile amplitudinilor funcțiilor sinusoidale ce descriu variația în timp a unghiurilor dintre vertebre oferă o imagine asupra gradului de deformare a discurilor intervertebrale.

Conform literaturii de specialitate limitele maxime de înclinare în plan coronal a vertebrelor lombare sunt: 5° pentru L1-L2; 5° pentru L2-L3; $4,5^\circ$ pentru L3-L4; $2,2^\circ$ pentru L4-L5; 1° pentru L1-S1.

O postură ne ergonomică a corpului conducătorului auto așezat pe scaunul din autovehicul implică o formă a coloanei vertebrale atât în plan sagital cât și în plan coronal, ce supun discurile intervertebrale la solicitări ne uniforme pe întreg corpul acestora provocând deformații ce în unele cazuri depășesc limitele până la care afecțiunile musculo-scheletale ale coloanei vertebrale pot fi evitate sau tratate prin

recuperare fizioterapie.

Supra solicitările coloanei vertebrale, în special a discurilor intervertebrale, în cazul conducătorului auto și a pasagerilor, se datorează și vibrațiilor provocate de calea de rulare. Astfel analiza ergonomică asupra coloanei vertebrale a conducătorului auto, implică un studiu al efectelor vibrațiilor asupra corpului uman.

Conform celor relatate mai sus reiese în mod evident faptul că trebuie acordat un interes maxim înțelegerii patogenezei bolilor generate de vibrații, în vederea stabilirii condițiilor igienice de funcționare a mașinilor. Astfel toate cercetările trebuie axate pe încadrarea funcționării mașinilor, în mod special al autovehiculelor, în parametri care să corespundă asigurării sănătății operatorului, în cazul acestei analize a conducătorului auto și pasagerilor.

Pe această linie s-a propus o metodologie de abordare a interacțiunii dintre conducătorul auto și autovehicul care să permită precizarea unor concluzii importante pentru activitatea de șofat.

4. ANALIZA VIBRAȚIILOR CORPULUI UMAN ÎN TIMPUL ȘOFATULUI

4.1. Noțiuni introductive despre influența vibrațiilor asupra corpului uman

Prezența și mișcările omului la comanda sau manipularea mașinilor constituie unul din factorii determinanți care au influență asupra organismului uman. Vibrațiile transmise postului de lucru operatorului sunt percepute de organism și, în mod deosebit, de acele părți ale corpului ce se află în contact nemijlocit cu elementele mașinii care sunt în mișcare vibratorie.

Vibrațiile mecanice produse de mașină se transmit organismului uman astfel:

- a) asupra întregului corp prin suprafața comună de contact în relația om - mașină. Acest mod de transmitere a vibrațiilor se realizează atunci când omul se află în picioare sau atunci când este așezat (ortostatism). Cele două situații de transmitere a vibrațiilor la om sunt întâlnite la următoarele mașini și utilaje: autovehicule, tractoare, excavatoare, încărcătoare, buldozere, mașini miniere, mașini agricole, instalații petroliere și petrochimice etc.
- b) asupra unor părți ale corpului, de exemplu numai asupra mâinilor, care execută operații tehnologice în procesul muncii. Printre utilajele care expun mâinile unui regim de vibrații se numără: plăci vibratoare pentru beton și pământ, ciocane pneumatice, maiuri mecanice pentru baterea pământului etc.

Deci se poate vorbi de două cazuri distincte: vibrații cu acțiune globală și vibrații cu acțiune locală.

Vibrațiile mecanice care se transmit asupra omului au o acțiune nocivă complexă, afectând sănătatea omului prin efectele fizopatologice, precum și stânjenirea desfășurării procesului muncii până la pierderea capacității de muncă. Cele mai importante efecte produse de acțiunea vibrațiilor sunt de natură fiziologică, mecanică și termică, preponderente fiind ultimele două [10, 11, 12].

De asemenea, diferite persoane, în funcție de particularitățile fizice și de starea organismului lor, au sensibilități diferite la vibrațiile la care sunt supuse. Nu s-au stabilit relații cantitative care să lege diferitele mărimi ce caracterizează mișcările vibratorii cu efectele fiziologice pe care le produc asupra organismului uman.

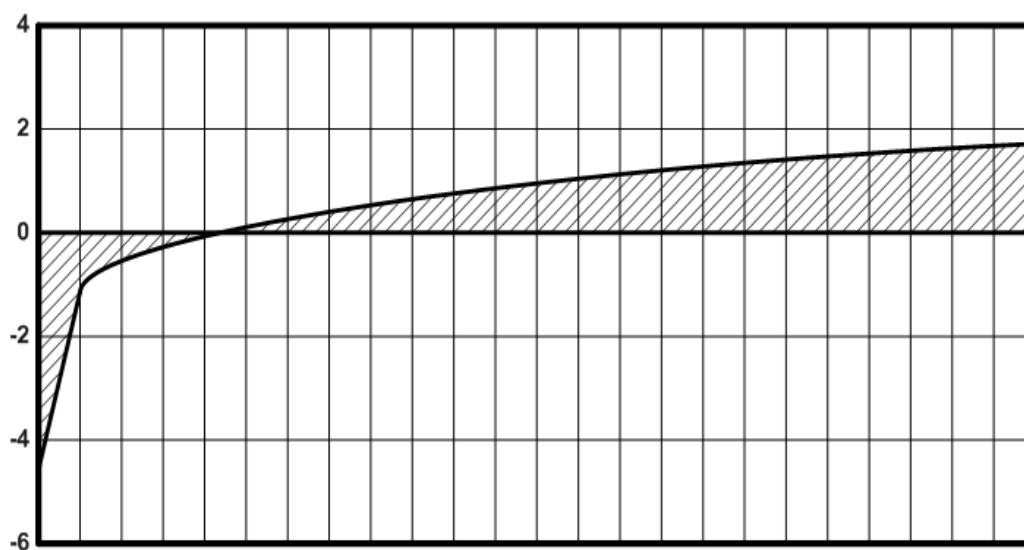


Fig. 4.1 Représentarea grafică a legii psihofizice. [13]

Un criteriu care poate fi folosit pentru aprecierea efectului vibrațiilor asupra organismului uman are la bază așa numita "lege fundamentală psihofizică", potrivit căreia senzațiile cresc cu logaritmul intensității excitațiilor, așa cum e reprezentat în figura 4.1.

Drept urmare a expunerii la vibrații, fie a întregului organism, fie numai a anumitor părți ale acestuia, apar tulburări de natură funcțională și organică cum ar fi [5, 13]:

- stimularea sistemului nervos și a activității hormonale, provocând modificarea unor procese metabolice;
- apariția unor tulburări ale sensibilității tactile, dureroase și termice;
- apariția unor stări de oboseală și somnolență, manifestate prin diminuarea atenției și a acuității vizuale, ceea ce conduce la reducerea capacității de muncă;
- apariția unor stări emoționale, de frică și anxietate;
- apariția de dureri toracice, epigastrice, de obicei însoțite de greață, inapetență, vărsături, cefalee, creșterea pulsului și a tensiunii arteriale, modificări ale funcției aparatului respirator;
- apariția unor tulburări vasculare însoțite de răcire excesivă a extremităților membrelor care intră în contact cu părțile vibratoare ale mașinii. Putem da ca exemplu apariția efectului de "albire a degetelor", care duce la lipsa de sensibilitate, până la aspectul de "deget mort";
- provocarea de leziuni osteoarticulare și ale tendoanelor musculare.

Pentru anumite regimuri de vibrații, apar modificări ale respirației, ale activității inimii și perturbări ale circulației periferice. Tulburările citate pot fi diminuate prin modificarea parametrilor vibrațiilor (frecvență, amplitudine etc.) și a timpului de expunere [5, 39].

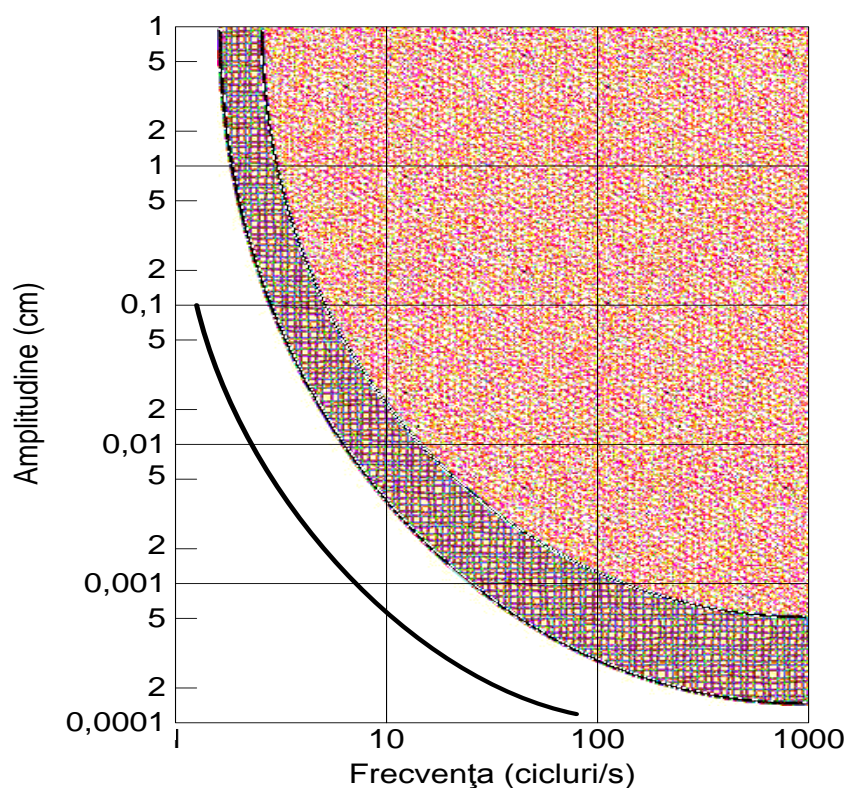


Fig. 4.2 Relația dintre frecvența și amplitudinea vibrațiilor. [5]

Pentru a evalua efectul acțiunii vibrațiilor asupra organismului, s-a definit un coeficient de solicitare la vibrații K' care ține seama de influența simultană a frecvenței și amplitudinii vibrațiilor, după cum urmează [5]:

$$K' = a v^2, \text{ pentru valori ale frecvenței sub } 5\text{Hz};$$

$$K' = 5a v^2, \text{ pentru valori ale frecvenței cuprinse în intervalul } (5 - 40)\text{ Hz};$$

$$K' = 200a, \text{ pentru valori ale frecvenței cuprinse în intervalul } (40 - 100)\text{ Hz}.$$

Relația dintre frecvența vibrațiilor (cicluri/sec) și amplitudinea lor (în cm) este prezentată în figura 4.2.

În ce privește frecvența dominantă a vibrațiilor pot fi categorisite astfel [5]:

- sub 15 Hz sunt în general vibrațiile provocate autovehiculele de transport.
- 15-40 Hz caracterizate prin amplitudini importante, se regăsesc îndeosebi în construcții și lucrări publice.
- 40-300 Hz se regăsesc în general la utilajele folosite în minele de fier, siderurgie și metalurgie.
- Peste 300 Hz vibrațiile se regăsesc la unele mașini unelte, de exemplu polizoarele cu viteze mari de rotație.

În figura 4.3 sunt prezentate limitele maxime admise pentru vibrații pe axa verticală pentru locuri de muncă obișnuite care necesită o solicitare neuropsihică și psihosenzorială crescută.

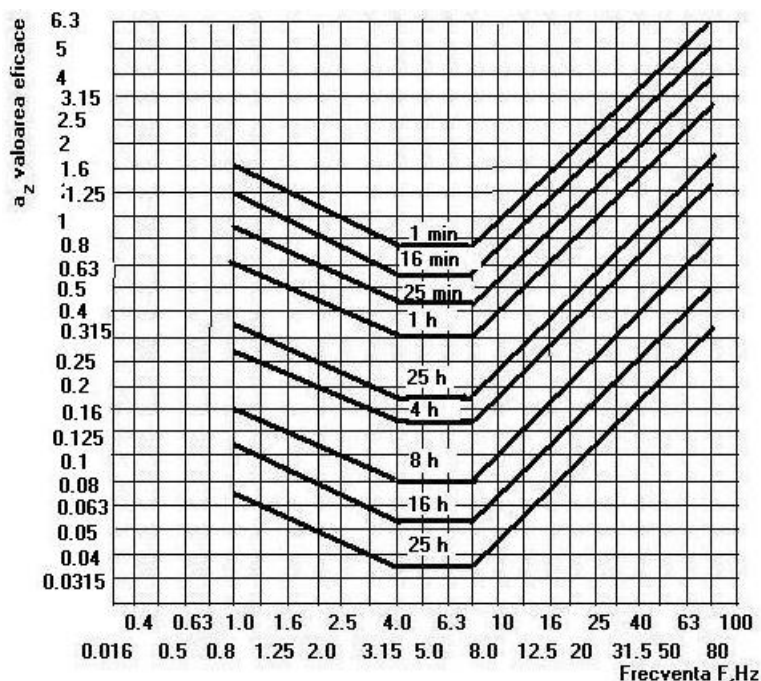


Fig. 4.3 Limitele maxime admise pentru vibrații pe axa verticală pentru locuri de muncă obișnuite care necesită o solicitare neuropsihică și psihosenzorială crescută. [5]

Prin cercetări radiologice asupra iepurilor expuși unor vibrații de lungă durată repetate, s-au observat transformări degenerative ale coloanei vertebrale a acestora apărute ca rezultat al ruperii discurilor dintre elementele constitutive ale coloanei vertebrale și deteriorarea legăturilor sale sistemice cu restul aparatului locomotor. Prin aceasta s-au produs anomalii ale aparatului circulator și digestiv, ceea ce are ca efect o continuă deteriorare a mecanismului vital în genere și a deteriorării reflexelor legate de buna funcționare a coloanei. [10]

De asemenea au fost constatate și modificări ale structurii măduvei spinării, mai precis s-au descoperit influențe negative asupra compactității masei acesteia.

În concluzie se poate spune că asupra țesuturilor osoase supuse vibrațiilor au loc, în condiții date, dereglări care pot ajunge până la deformări și chiar autodistrugerii. [10]

Conform celor relatate mai sus reiese în mod evident faptul că trebuie acordat un interes maxim înțelegerii patogenezei bolilor generate de vibrații, în vederea stabilirii condițiilor igienice de funcționare a mașinilor. Astfel toate cercetările trebuie axate pe încadrarea funcționării mașinilor, în mod special al autovehiculelor, în parametri care să corespundă asigurării sănătății operatorului, în cazul acestei analize a conducătorului auto și pasagerilor.

Pe această linie se propune o metodologie de abordare a interacțiunii dintre conducătorul auto și autovehicul care să permită precizarea unor concluzii importante pentru activitatea de șofat.

4.2. Modelul mecanic al corpului uman șezând pe scaunul din autovehicul

Influența vibrațiilor produse de un autovehicul asupra organismului uman în timpul deplasării prezintă importanță deosebită deoarece contribuie efectiv la instalarea stării de oboseală, mai ales la conducătorul auto care este solicitat suplimentar față de ceilalți ocupanți.

Forțele sunt transmise corpului omenesc prin intermediul aerului înconjurător, prin scaun și prin planșeul automobilului, putând fi aplicate pe una sau mai multe direcții.

Proiectanții de autovehicule din întreaga lume se preocupă tot mai mult de realizarea unor scaune funcționale, care să ofere condiții fiziologice corespunzătoare de lucru. Crearea unor condiții fiziologice de muncă presupune stabilirea solicitărilor conducătorilor auto, măsurarea lor și a răspunsului organismului la fiecare dintre ele, compararea lor cu limitele fiziologice normale și intervențiile asupra scaunului, volanului, dispozitivelor de comandă, caroseriei și a suspensiilor autovehiculelor, în vederea punerii de acord a exigențelor acestuia cu posibilitățile fiziologice ale conducătorilor auto și pasagerilor.

Principalele solicitări ale conducătorilor auto, la locul de muncă sunt: solicitările datorate vibrațiilor verticale, stresul postural, efortul depus la acționarea diferitelor dispozitive de comandă și a volanului, efortul depus la menținerea echilibrului în scaun, efortul depus pentru urmărirea organelor de lucru și a terenului pe care se deplasează autovehiculul.

Coloana vertebrală și organele interne sunt supuse la compresii și destinderi succesive. Aceste mișcări nedorite produc la nivelul fiecărui disc intervertebral o tasare laterală, o răsucire a coloanei vertebrale, având ca efecte unele nevralgii, sciatică, hernii de disc etc.

Din punct de vedere biodinamic omul reprezintă un corp deformabil asupra căruia acționează forțe mecanice sau alte acțiuni. Este de menționat faptul că în organismul uman există multe formațiuni care servesc drept amortizoare pentru șocuri și vibrații.

Modelul mecanic de studiu propus în cazul unui conducător de autovehicul este redat în figura 4.3.

Scaunul din autovehicul se consideră a fi ergonomic astfel încât trunchiul și coapsele sunt constrânse de scaun. Totodată scaunul este constrâns de caroseria autovehiculului, iar călcâiele se consideră a fi constrânse de podeaua habitaculului.

Întreg acest ansamblu se consideră un corp de masă m_T dată de suma dintre masa autovehiculului și masa corpului conducătorului auto, din care se scade suma maselor roților și masa capului conducătorului auto.

Capul conducătorului auto se consideră un corp de masă m_C legat de corpul m_T printr-un resort cu coeficientul de elasticitate k_C și un amortizor cu coeficientul de amortizare c_C . Ansamblul resort k_C – amortizor c_C , este considerat ca fiind gâtul conducătorului auto.

Masa m_R este masa echivalentă a roților autovehiculului. Coeficientul elastic k_S este coeficientul elastic echivalent al suspensiei autovehiculului. Coeficientul de amortizare c_S este coeficientul echivalent de amortizare al suspensiei autovehiculului.

Datorită faptului că pneurile au un comportament ca un ansamblu de arc și

amortizor, se consideră coeficientul elastic k_R ca fiind coeficientul elastic echivalent al pneurilor, iar coeficientul de amortizare c_R ca fiind coeficientul echivalent de amortizare a pneurilor.

Denivelările drumului sunt date de parametrii L și r (fig. 4.3).

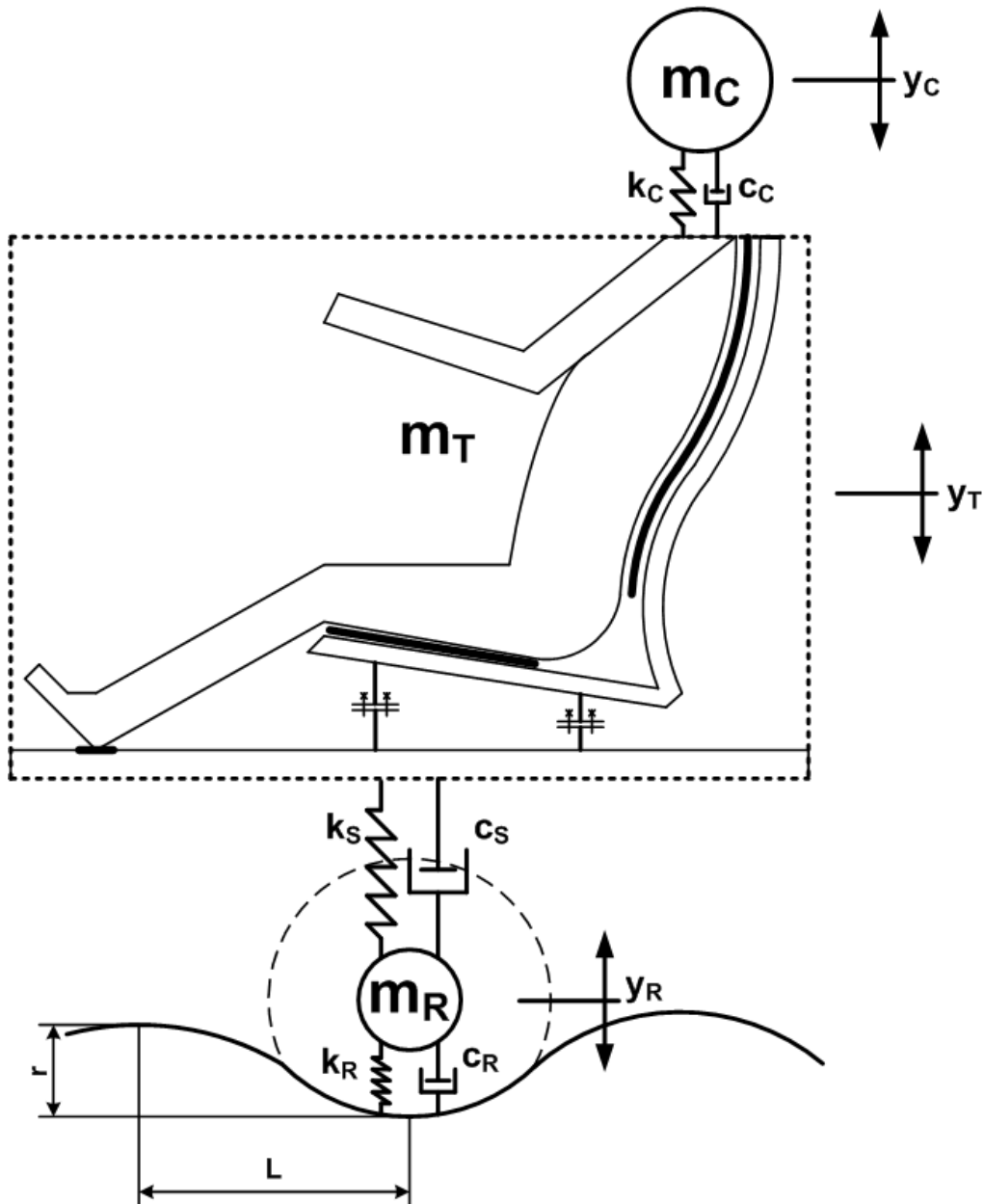


Fig. 4.3 Modelul mecanic de studiu propus în cazul unui conducător de autovehicul.

4.3. Modelarea matematică a sistemului oscilant echivalent

Pentru modelul mecanic din figura 4.2.1, cu trei grade de libertate, ecuațiile diferențiale ale mișcării se obțin aplicând ecuațiile lui *Lagrange* de speța a doua.

Forma generală a acestor ecuații este:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial E_c}{\partial \dot{q}_j} \right) - \frac{\partial E_c}{\partial q_j} + \frac{\partial E_d}{\partial \dot{q}_j} + \frac{\partial E_p}{\partial q_j} = Q_j^p(t) \quad (4.1)$$

În care $j = 1, 2, 3$; q_j sunt coordonatele generalizate; \dot{q}_j sunt vitezele generalizate; E_c este energia cinetică a sistemului; E_d este energia de disipare a sistemului; E_p este energia potențială din sistem; $Q_j^p(t)$ sunt forțele perturbatoare generalizate produse de forțe perturbatoare.

Deoarece excitația acestui sistem este dată pe cale cinematică, datorită denivelărilor drumului, nu există forțe perturbatoare propriu-zise. Sau mai bine spus, forțele perturbatoare sunt create pe cale cinematică. Adică : $Q_j^p(t) = 0$.

Expresiile energiilor sunt:

$$E_c = \frac{1}{2} \cdot m_c \cdot \dot{y}_C^2 + \frac{1}{2} \cdot m_T \cdot \dot{y}_T^2 + \frac{1}{2} \cdot m_R \cdot \dot{y}_R^2 \quad (4.2)$$

$$E_d = \frac{1}{2} \cdot c_c (\dot{y}_C - \dot{y}_T)^2 + \frac{1}{2} \cdot c_s (\dot{y}_T - \dot{y}_R)^2 + \frac{1}{2} \cdot c_R (\dot{y}_R - \dot{y})^2 \quad (4.3)$$

$$E_p = \frac{1}{2} \cdot k_C (y_C - y_T)^2 + \frac{1}{2} \cdot c_s (y_T - y_R)^2 + \frac{1}{2} \cdot c_R (y_R - y)^2 \quad (4.4)$$

Unde $y = y(t)$ este funcție de timp care modelează profilul drumului. În cazul de față:

$$y = r \cdot \sin \omega t = r \cdot \sin \frac{2\pi}{T} t \quad (4.5)$$

Unde T este perioada și poate fi calculată $T = \frac{L}{v}$, ω este pulsația $\omega = \frac{2\pi v}{L}$, v este viteza de deplasare a autovehiculului, r este amplitudinea denivelării, iar L este "lungimea de undă" a denivelării, presupusă sinusoidală.

Așadar denivelarea se poate exprima astfel:

$$y = A \cdot \sin \frac{2\pi v}{L} t \quad (4.6)$$

Ecuațiile lui Lagrange în acest caz sunt:

$$\begin{cases} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial E_c}{\partial \dot{y}_C} \right) - \frac{\partial E_c}{\partial y_C} + \frac{\partial E_d}{\partial \dot{y}_C} + \frac{\partial E_p}{\partial y_C} = 0 \\ \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial E_c}{\partial \dot{y}_T} \right) - \frac{\partial E_c}{\partial y_T} + \frac{\partial E_d}{\partial \dot{y}_T} + \frac{\partial E_p}{\partial y_T} = 0 \\ \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial E_c}{\partial \dot{y}_R} \right) - \frac{\partial E_c}{\partial y_R} + \frac{\partial E_d}{\partial \dot{y}_R} + \frac{\partial E_p}{\partial y_R} = 0 \end{cases} \quad (4.7)$$

După efectuarea calculelor se obține:

$$\begin{cases} m_C \ddot{y}_C + c_C \dot{y}_C - c_C \dot{y}_T + k_C y_C - k_C y_T = 0 \\ m_T \ddot{y}_T - c_C \dot{y}_C + (c_S + c_C) \dot{y}_T - c_S \dot{y}_R - k_C y_C + (k_S + k_C) y_T - k_S y_R = 0 \\ m_R \ddot{y}_R - c_S \dot{y}_T + (c_S + c_R) \dot{y}_R - k_S y_T + (k_S + k_R) y_R = c_R \dot{y} + k_R y \end{cases} \quad (4.8)$$

Sub formă matriceală:

$$\begin{bmatrix} m_C & 0 & 0 \\ 0 & m_T & 0 \\ 0 & 0 & m_R \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \ddot{y}_C \\ \ddot{y}_T \\ \ddot{y}_R \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} c_C & -c_C & 0 \\ -c_C & c_C + c_S & -c_S \\ 0 & -c_S & c_S + c_R \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{y}_C \\ \dot{y}_T \\ \dot{y}_R \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} k_C & -k_C & 0 \\ -k_C & k_C + k_S & -k_S \\ 0 & -k_S & k_S + k_R \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} y_C \\ y_T \\ y_R \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ Q(t) \end{Bmatrix} \quad (4.9)$$

Unde forța perturbatoare produsă pe cale cinematică este:

$$Q(t) = c_R \dot{y} + k_R y = c_R \omega r \cdot \cos \omega t + k_R r \sin \omega t = A \sin(\omega t + \varphi) \quad (4.10)$$

$$A = \sqrt{(k_R r)^2 + (c_R \omega r)^2} = r \sqrt{k_R^2 + c_R^2 \omega^2} \quad (4.11)$$

$$\operatorname{tg} \varphi = \frac{c_R \omega}{k_R} \quad (4.12)$$

Matricele se pot scrie sub o formă condensată:

$$[m]\{\ddot{q}\} + [c]\{\dot{q}\} + [k]\{q\} = \{Q(t)\} \quad (4.13)$$

4.4. Determinarea pulsațiilor proprii utilizând softul de calcul *Mathcad*

Conform datelor din literatura de specialitate [10], datelor experimentale obținute și considerând caracteristicile autoturismului utilizat în experimentul din capitolul doi, și al conducătorului auto, valorile numerice ale maselor și coeficienților sunt date în tabelul 4.1.

Pentru determinarea modurilor proprii se construiește matricea:

$$[D] = [m]^{-1} \cdot [k] \quad (4.14)$$

Tab. 4.1 – Valorile numerice ale maselor și coeficienților. [29]

Masa [kg]			Coeficientul de elasticitate [N/m]			Coeficientul de amortizare [Ns/m]		
m_C	m_T	m_R	k_C	k_S	k_R	c_C	c_S	c_R
5.5	1175.5	60	10832.88	200000	800000	49.51	24000	4800

Utilizând softul de calcul matematic *Mathcad* se determină valorile matricei $[D]$:

$$[D] = \begin{bmatrix} 1969.614545 & -1969.614545 & 0 \\ -9.215551 & 179.355917 & -170.140366 \\ 0 & -3333.333333 & 16666.666667 \end{bmatrix} \quad (4.15)$$

Pentru determinarea valorilor proprii și a vectorilor proprii, se utilizează funcțiile "eigenvals" și "eigenvecs" integrate softului *Mathcad*:

$$\lambda = \text{eigenvals}([D]) \quad (4.16)$$

$$\lambda = \begin{pmatrix} 1979.486001 \\ 135.15513 \\ 16700.995998 \end{pmatrix} \quad (4.17)$$

$$D_{\text{vec}} = \text{eigenvecs}([D]) \quad (4.18)$$

$$D_{\text{vec}} = \begin{bmatrix} 0.999987 & 0.724954 & 0.001377 \\ -0.005012 & 0.675208 & -0.010298 \\ -0.001137 & 0.136146 & 0.999946 \end{bmatrix} \quad (4.19)$$

Pulsațiile proprii sunt legate de valorile proprii prin relația: $p = \sqrt{\lambda}$, iar frecvențele corespunzătoare pulsațiilor proprii sunt: $f = \frac{p}{2\pi}$.

$$p = \begin{pmatrix} 44.491415 \\ 11.625624 \\ 129.232333 \end{pmatrix} [\text{Hz}] \quad (4.20)$$

$$f = \begin{pmatrix} 7.081029 \\ 1.850276 \\ 20.567965 \end{pmatrix} [\text{Hz}] \quad (4.21)$$

În figurile 4.4, 4.5 și 4.6 sunt prezentate grafic modurile proprii normalizate corespunzătoare vectorilor proprii și frecvențelor f .

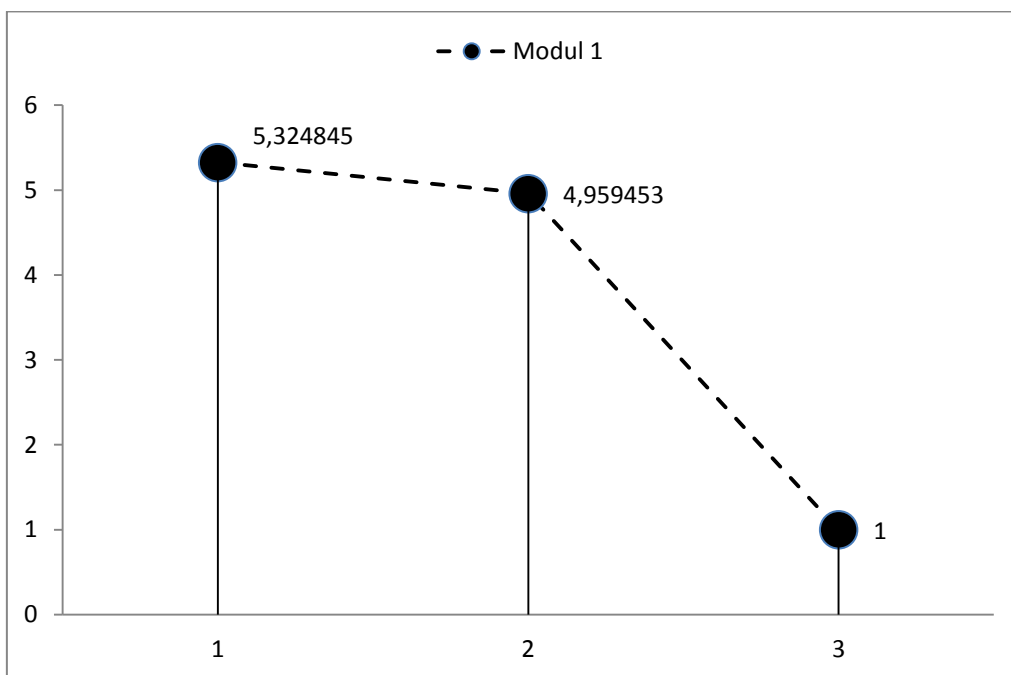


Fig. 4.4 Modul 1 de vibrației.

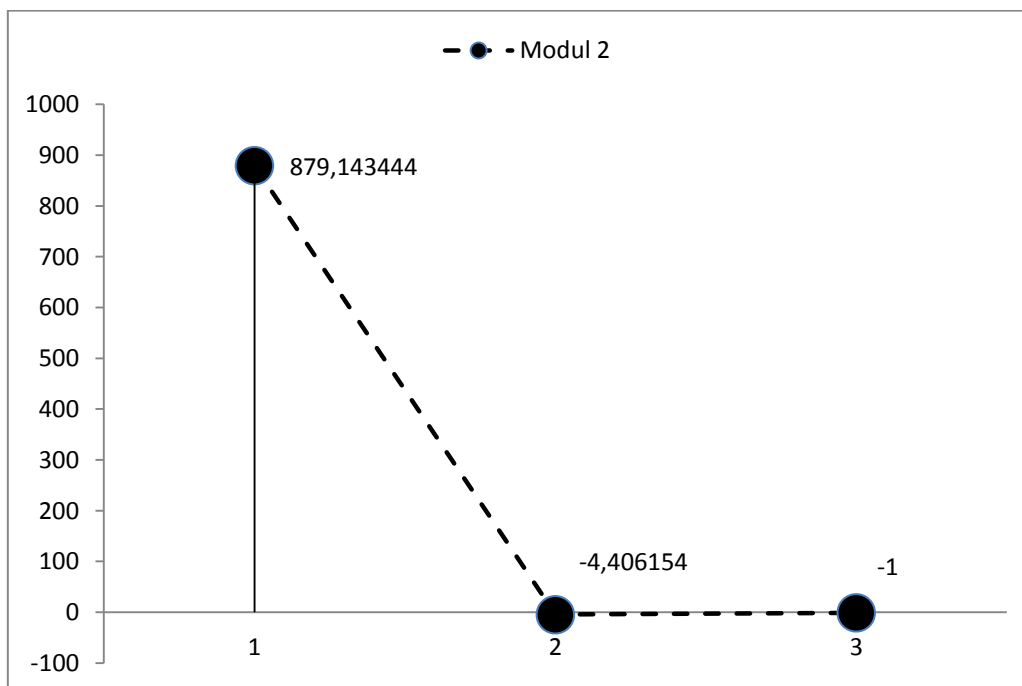


Fig. 4.5 Modul 2 de vibrației.

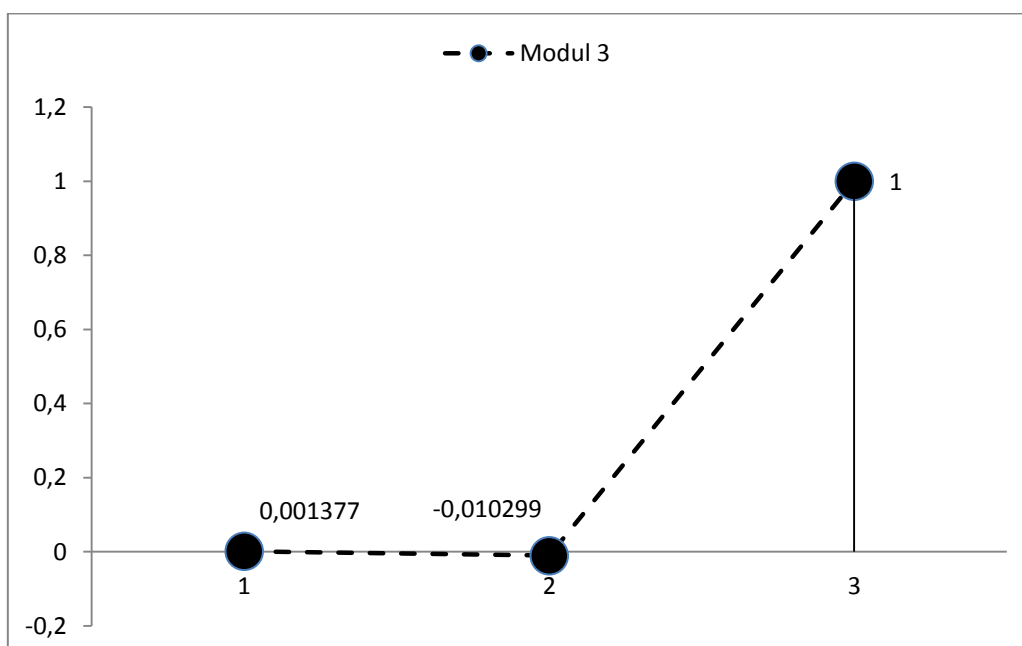


Fig. 4.6 Modul 3 de vibrație.

4.5. Analiza experimentală a oscilațiilor sistemului mecanic propus

4.5.1. Descrierea experimentului

Experimentul s-a realizat prin măsurarea accelerațiilor verticale la nivelul caroseriei și al capului conducătorului auto, prin trecerea cu autoturismul descris în capitolul doi, peste limitatorul de viteză prezentat în figura 4.7.

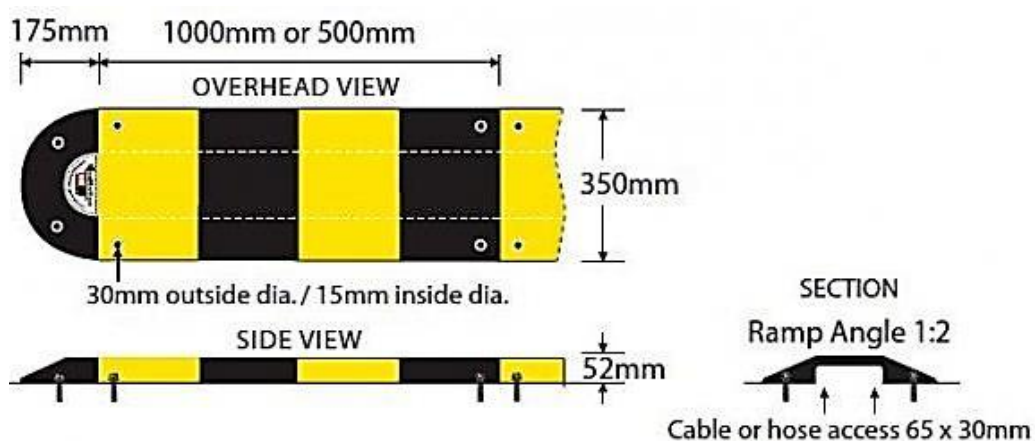


Fig. 4.7 Limitatorul de viteză utilizat în experiment. [70]

Trecerea peste limitatorul de viteză s-a făcut cu o viteză constantă de 10km/h . La fiecare trecere peste limitatorul de viteză s-a stabilit întâi viteza de rulare după care a fost selectată poziția neutru în cutia de viteze și s-a oprit funcționarea motorului pentru a nu înregistra și vibrațiile acestuia. În urma acestor manevre s-a pornit înregistrarea accelerațiilor.

Înregistrarea accelerațiilor s-a realizat cu ajutorul accelerometrului *PASCO Acceleration sensor* descris în capitolul doi.

Utilizând softul dedicat *DataStudio*, în proprietățile sensorului s-a setat frecvența de eșantionare de 2500Hz , iar unitatea de măsură a valorilor m/s^2 .

Atât pentru accelerațiile verticale la nivelul capului cât și pentru cele de la nivelul caroseriei, s-au efectuat câte șapte seturi de încercări.

Pentru înregistrarea accelerațiilor verticale la nivelul caroseriei, accelerometrul a fost așezat pe șina suport al scaunului pasagerului din dreapta, cât mai apropiat posibil de centrul de greutate în planul longitudinal al autoturismului, și tot în acest plan, pe axa verticală a coloanei cervicale și capului conducătorului auto. În figurile 4.8, 4.9 și 4.10 sunt prezentate poziționările accelerometrului la nivelul caroseriei și la nivelul capului.



Fig. 4.8 Poziționare accelerometrului pe șina suport al scaunului.



Fig. 4.9 Poziționarea accelerometrului față de capul conducătorului auto în plan vertical.



Fig. 4.10 Așezarea accelerometrului la nivelul capului.

4.5.2. Rezultatele experimentale și prelucrarea datelor

În figura 4.11 sunt prezentate grafic cele șapte seturi de înregistrări ale accelerației verticale la nivelul caroseriei, la trecerea peste limitatorul de viteză (fig. 4.7).

Din momentul corespunzător unui timp de aproximativ 0,8s și până în momentul corespunzător unui timp de aproximativ 1,6s, are loc trecerea peste limitatorul de viteză a primei axe a autoturismului. Din momentul corespunzător unui timp de aproximativ 1,9s și până în momentul corespunzător unui timp de a aproximativ 2,5s, are loc trecerea peste limitatorul de viteză a celei de-a doua axe a autoturismului.

În figura 4.12 sunt prezentate grafic cele opt seturi de înregistrări ale accelerației verticale la nivelul capului conducătorului auto, la trecerea peste limitatorul de viteză (fig. 4.7).

În acest caz trecerile cu axele autoturismului peste limitatorul de viteză sunt din momentul corespunzător a aproximativ 0,4s până în momentul corespunzător a aproximativ 0,9s, pentru prima axă, iar din momentul corespunzător a aproximativ 1,2spână în momentul corespunzător a aproximativ 1,7s, pentru a doua axă.

În figura 4.13 este prezentată grafica media celor șapte serii de măsurători ale accelerației verticale la nivelul caroseriei, iar în figura 4.14 este prezentată grafic media celor opt seturi de măsurători ale accelerației verticale la nivelul capului conducătorului auto.

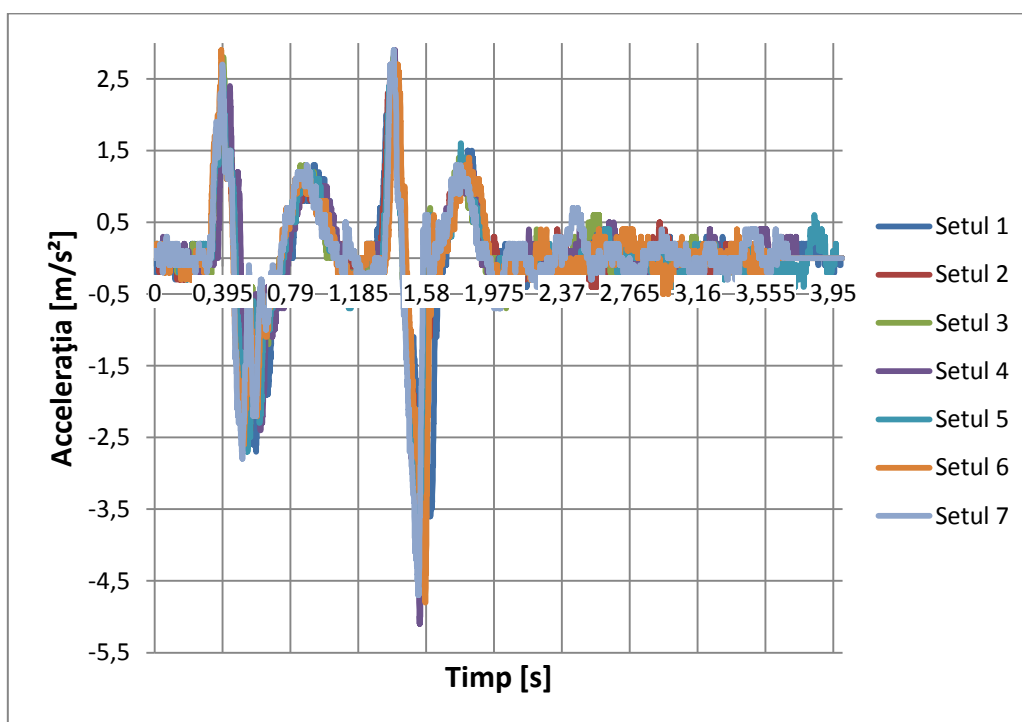


Fig. 4.11 Seturile de înregistrări ale accelerației verticale la nivelul caroseriei.

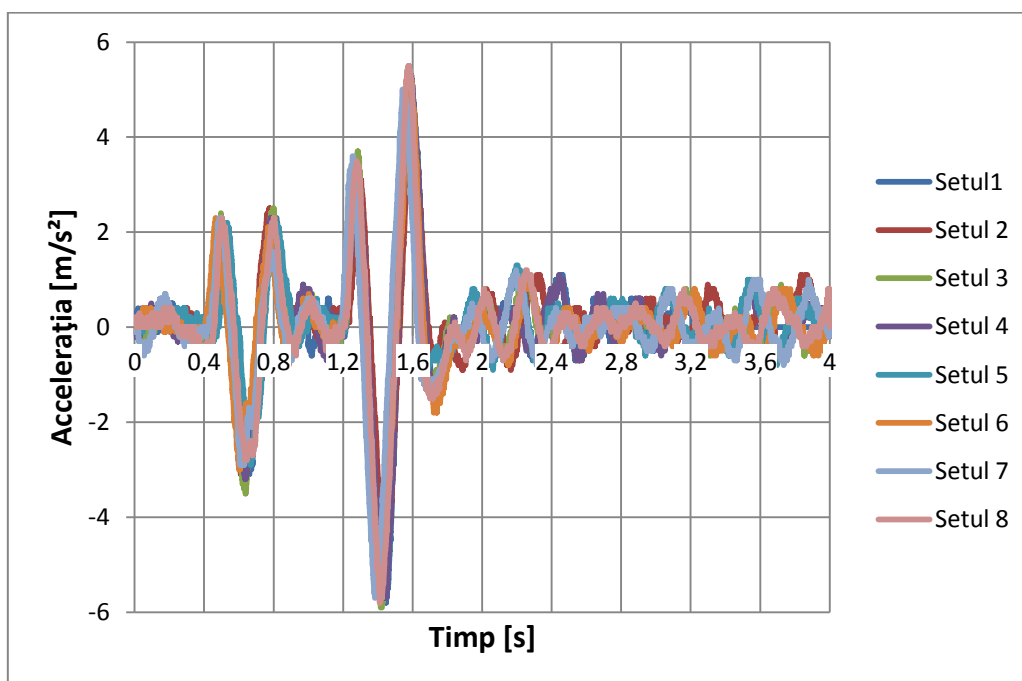


Fig. 4.12 Seturile de înregistrări ale accelerației verticale la nivelul capului conducătorului auto.

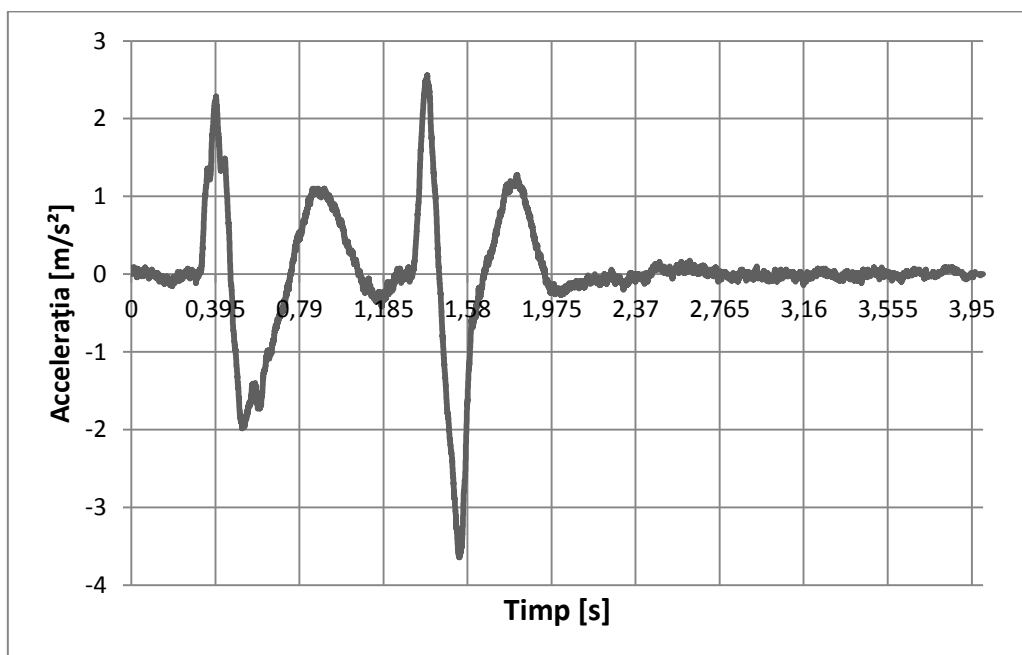


Fig. 4.13 Media seturilor de înregistrări ale accelerației verticale la nivelul caroseriei.

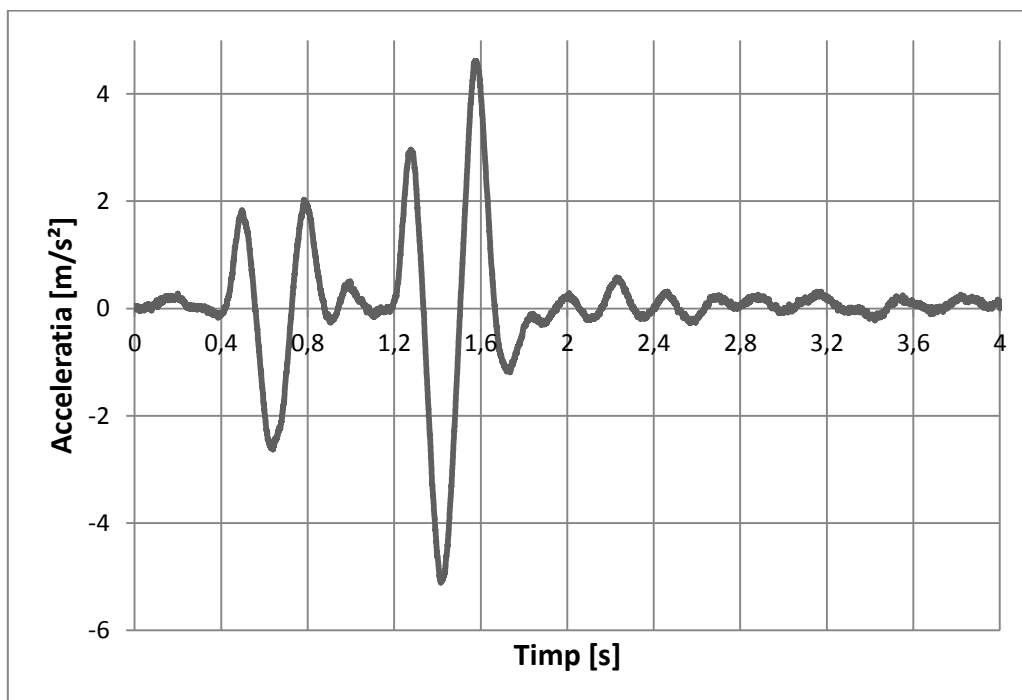


Fig. 4.14 Media seturilor de înregistrări ale accelerației verticale la nivelul capului conducătorului auto.

Datorită faptului că modelul mecanic echivalent de oscilații propus (fig. 4.3), are trei grade de libertate iar partea de suspensie este echivalenta celor două axe, s-a făcut media accelerațiilor verticale înregistrate la trecerea peste limitatorul de viteză cu cele două axe.

În prima fază s-au suprapus grafic accelerațiile verticale înregistrate atât la nivelul caroseriei cât și la nivelul capului. În figurile 4.15 și 4.16 sunt prezentate aceste suprapuneri.

În aceste grafice se poate observa comportamentul suspensiilor autoturismului datorită distribuirii greutăților pe axe și soluția constructivă aleasă.

În tabelul 3.1, capitolul trei, sunt date masele maxime autorizate pe axe.

Soluția constructivă a suspensiilor autoturismului descris în capitolul doi, este următoarea: axa față suspensii independente de tip Mc Pherson, cu elementul elastic arcuri elicoidale și element de amortizare telescopic; axa spate suspensie dependentă cu elementul elastic bară de torsiune și element de amortizare telescopic.

În graficul din figura 4.15 se poate observa că suspensia pe axa spate prezintă o rigiditate mai mare față de cea de pe axa față, motiv care determină accelerații mai mari și astfel deplasări mai ample pe verticală a caroseriei.

În a doua fază, după suprapunerea grafică a accelerațiilor verticale, s-a făcut media acestora între cele două axe. În figura 4.17 este reprezentată grafic media accelerațiilor verticale la nivelul caroseriei între cele două axe, iar în figura 4.18 este reprezentată grafic media accelerațiilor verticale la capului conducătorului auto, între cele două axe.

În figura 4.19 este prezentată grafic suprapunerea accelerațiilor verticale la nivelul caroseriei și la nivelul capului conducătorului auto.

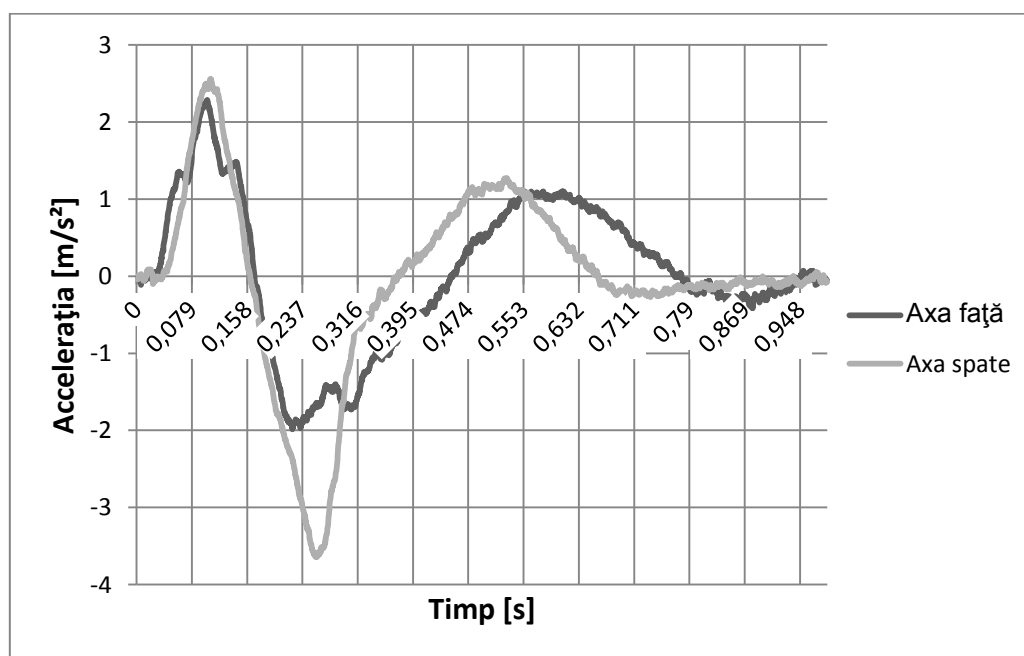


Fig. 4.15 Suprapunerea accelerațiilor verticale la nivelul caroseriei.

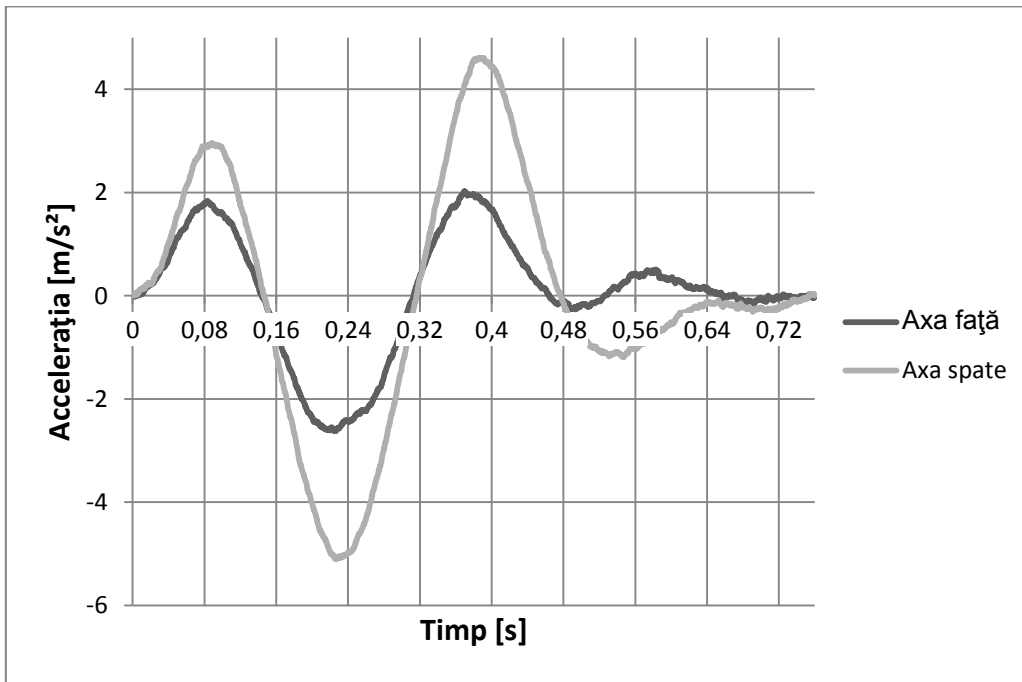


Fig. 4.16 Suprapunerea accelerațiilor verticale la nivelul capului conducătorului auto.

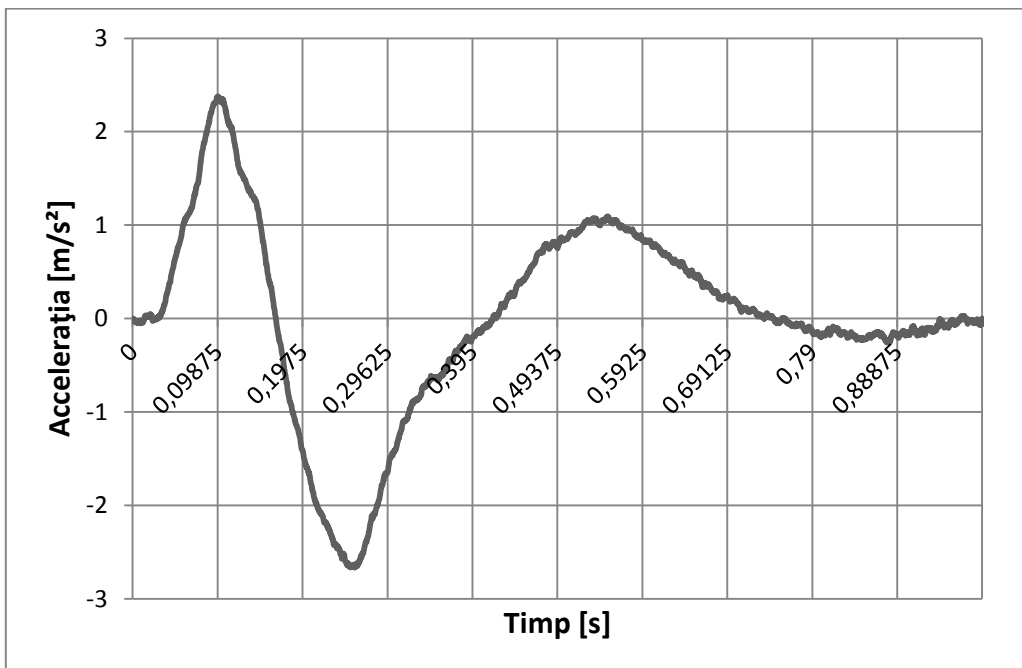


Fig. 4.17 Media între cele două axe a accelerațiilor verticale la nivelul caroseriei.

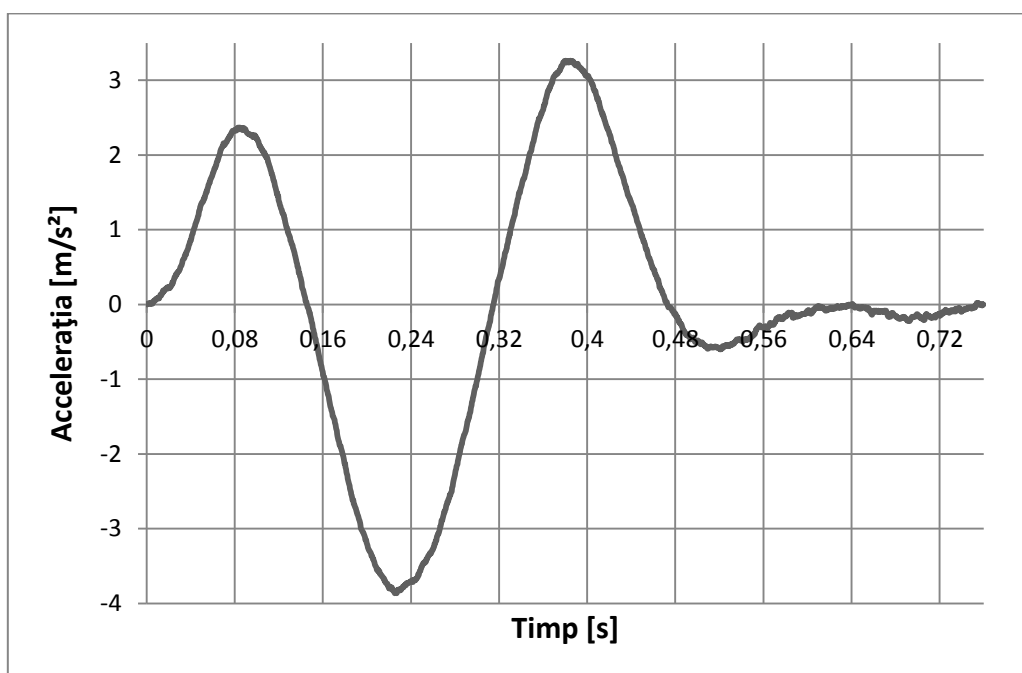


Fig. 4.18 Media între cele două axe a accelerațiilor verticale la nivelul capului conducătorului auto.

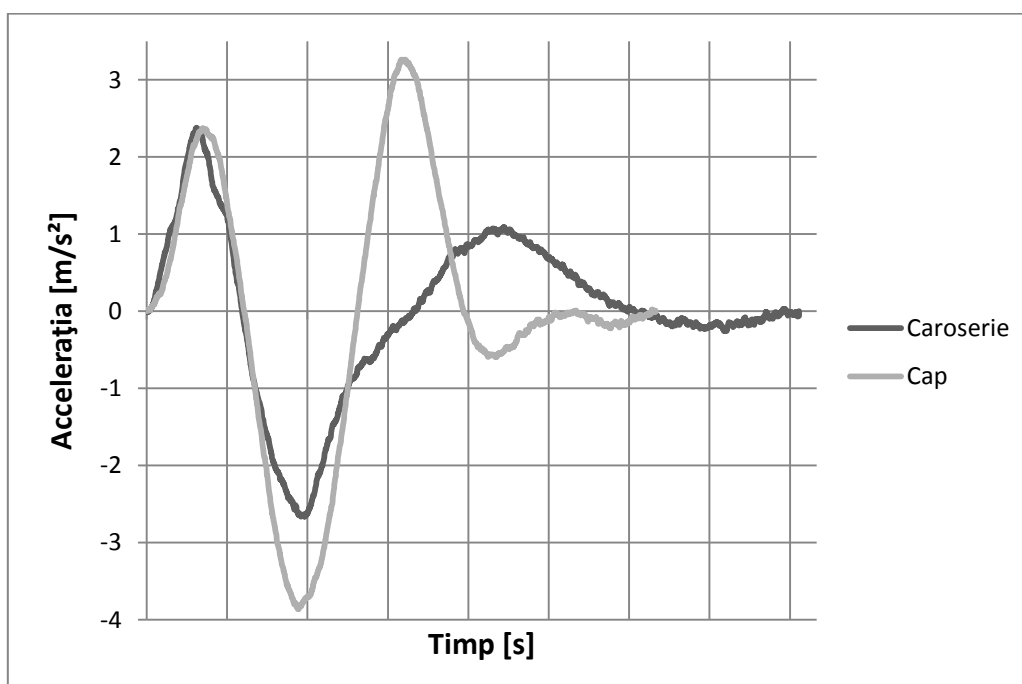


Fig. 4.19 Accelerațiile verticale la nivelul caroseriei și a capului conducătorului auto.

4.5.3. Determinarea spectrului de amplitudini utilizând softul de calcul Mathcad

În softul de calcul *Mathcad* s-a introdus sub formă de șiruri valorile mediilor între axe a accelerațiilor verticale la nivelul caroseriei și nivelul capului conducătorului auto. Șirul a_m reprezintă media între axe a accelerațiilor verticale de la nivelul caroseriei, iar a_c reprezintă media între axe a accelerațiilor verticale de la nivelul capului conducătorului auto.

Pentru a determina spectrul de amplitudini, se utilizează funcția *cfft* integrată softului, ce returnează transformata *Fourier* discretizată, calculată prin metoda *Singleton*. Funcția *cfft* este utilizată astfel:

$$Ya_m = \text{cfft}(a_m) \quad (4.22)$$

$$Ya_c = \text{cfft}(a_c) \quad (4.23)$$

Astfel amplitudinea șirurilor se determină cu următoarele relații:

$$A_m = \sqrt{(RYa_m)^2 + (IYa_m)^2} \quad (4.24)$$

$$A_c = \sqrt{(RYa_c)^2 + (IYa_c)^2} \quad (4.25)$$

Unde RYa_m și RYa_c reprezintă partea reală a șirurilor Ya_m și Ya_c , și se determină cu relația integrată softului: $RYa_m = \text{Re}(Ya_m)$; $RYa_c = \text{Re}(Ya_c)$.

Partea imaginară IYa_m și IYa_c a șirurilor Ya_m și Ya_c , se determină cu relația integrată softului: $IYa_m = \text{Im}(Ya_m)$; $IYa_c = \text{Im}(Ya_c)$.

În figura 4.20 sunt prezentate grafic amplitudinile A_m și A_c .

Se poate observa că punctele maxime de amplitudine au aceeași frecvență.

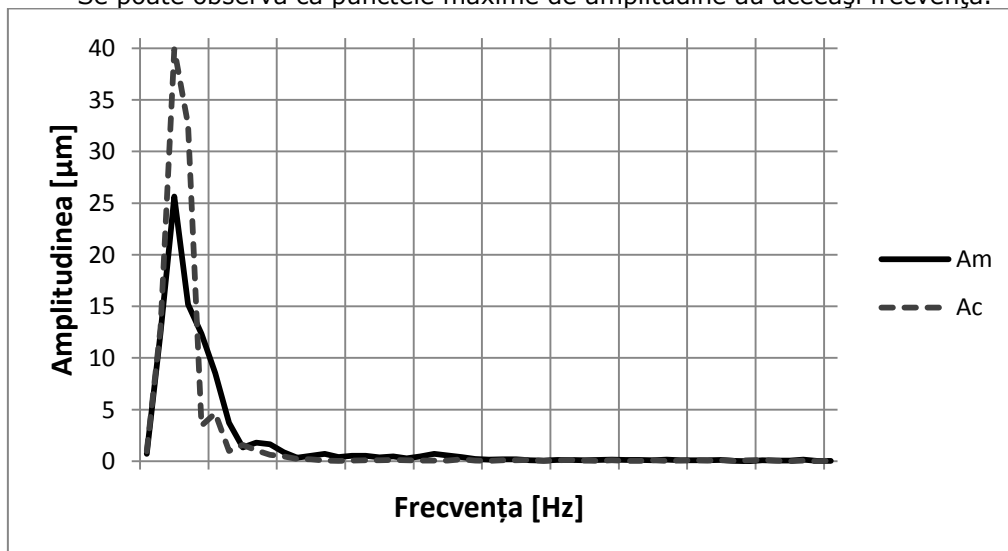


Fig. 4.20 Amplitudinea vibrațiilor la nivelul caroseriei și capului șoferului.

4.6. Concluzii

În figura 4.21 sunt prezentate grafic alături de amplitudinile A_m și A_c , și frecvențele corespunzătoare semnalelor achiziționate și reprezentă spectrul în frecvență a acestor semnale.

Se poate observa că frecvența de 1,850276Hz a modelului vibrațional conducător auto-autovehicul propus, este foarte apropiată ca și valoare de frecvența corespunzătoare amplitudinilor maxime a vibrațiilor la nivelul caroseriei și capului conducătorului auto determinate pe cale experimentală.

Comparând frecvențele proprii calculate din modelul mecanic cu frecvențele din spectrul amplitudine-frecvență obținute pe baza analizei Fourier a semnalelor experimentale (fig. 4.20), se poate astfel concluziona faptul că modelul vibrațional conducător auto-autovehicul propus este unul valid.

Analizând expresia forței perturbatoare se pot trage unele concluzii importante privind frecvențele care pot fi excitate la trecerea peste limitatorul de viteză, frecvențe care depind de lungimea de unda L a acestuia și de viteza v a autovehiculului. Prin urmare, în funcție de aceste două elemente: lungimea de undă a limitatorului de viteză și viteza de trecere peste acesta vor putea să apară vibrații de amplitudini mari în zona caroseriei, zona trunchiului sau a capului.

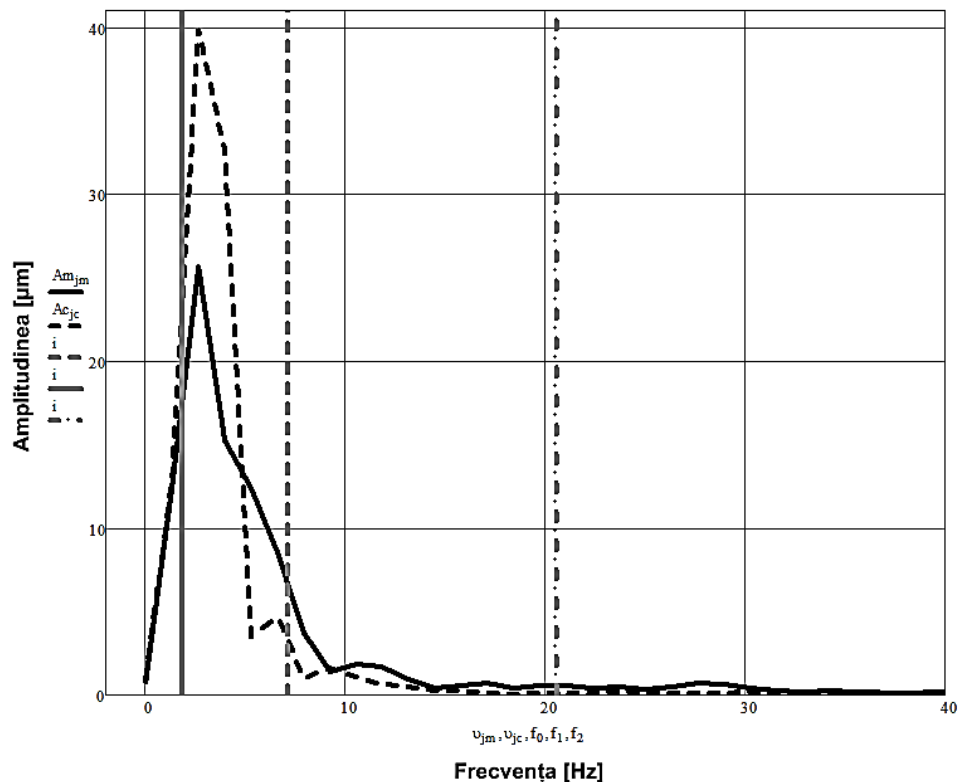


Fig. 4.21 Amplitudinile vibrațiilor la nivelul caroseriei și capului, și frecvențele corespunzătoare pulsațiilor proprii ale modelului mecanic echivalent.

5. MODELAREA, SIMULAREA ȘI DETERMINAREA EXPERIMENTALĂ A ENERGETICII APARATULUI MOTOR AL RAHISULUI

Cunoașterea modului de valorificare a capacității umane și implicațiile acesteia în cele mai diverse situații impune ca realizarea unei optimizări să se facă prin depunerea unui efort minim cu maxim de eficiență.

Creșterea temperaturii grupelor musculare ale coloanei vertebrale rezultă din continua contractare ale acestor grupe musculare. Astfel pentru o perioadă îndelungată de timp, continua contractare a grupelor musculare ale coloanei vertebrale, induce o încărcare suplimentară pe direcție verticală a acesteia, măbind tensiunile echivalente din vertebre și în special în discurile intervertebrale provocând deformații ce în unele cazuri depășesc limitele până la care afecțiunile musculo-scheletale ale coloanei vertebrale pot fi evitate sau tratate prin recuperare fizioterapeutică.

Pentru a putea cuantifica activitatea musculară s-a procedat la analiza cu softul *AnyBody Modeling System* respectiv validarea experimentală s-a realizat prin termografie.

5.1. Mușchii. Generalități.

Aparatul motor al rahisului este constituit din coloana vertebrală asociată cu musculatura aferentă.

Mușchii sunt elementele active ce asigură mișcarea oaselor scheletice, fiind practic motoare biologice. Aceștia sunt atașați de oase, cartilagii, ligamente sau piele fie în mod direct, fie cu ajutorul tendoanelor. Mușchii sunt întâlniți într-o mare varietate de forme: la nivelul membrelor, aceștia au lungimi mari (în special cei amplasați în apropierea tegumentului): pe trunchi sunt lați, desfășurați pe suprafețe mari, sau aplatizați, și formează un perete pentru cavitățile interne. Mușchii sunt înfășurați în jurul oaselor și sunt un mijloc de protecție a articulațiilor. [2, 3, 57, 65]

Proprietățile măsurabile pentru un mușchi sunt: greutatea, lungimea fibrelor, lungimea sarcomerilor, lungimea mușchiului, unghiul de penajie, volumul, forța izometrică maximă și aria secțiunii transversale. Aria secțiunii transversale este întâlnită în literatura de specialitate sub abreviația PCSA (Physiological cross sectional area). *Forța izometrică maximă* reprezintă forța dezvoltată de mușchi atunci când acesta are o lungime optima (în general apropiată de lungimea

mușchiului în repaus). Este cunoscut faptul ca forța musculară este dependentă, în mod direct, de alungirea fibrelor musculare. De aceea, atunci când se studiază forța musculară este nevoie ca aceasta să fie corelată cu alungirea mușchiului, raportată la poziția de repaus. S-a constatat ca forța maximă dezvoltată voluntar scade simțitor odată cu alungirea fibrelor. Scăderea are un caracter hiperbolic (fig. 5.1).

După o anumită alungire, se poate observa că în mușchi apar treptat forțe pasive elastice, acestea pot fi, după o anumită lungime a mușchiului, singurele forțe prezente în mușchi. Suprasolicitarea mușchiului se dorește a fi evitată, data fiind posibilitatea deteriorării sau chiar ruperea fibrelor musculare. Viteza de contracție este legată, în mod direct, de rapiditatea cu care mușchiul este alungit sau, după caz, comprimat. O viteză mare de contracție va genera o forță elastică pasivă mult mai rapid decât o contracție cu o viteză redusă. În general, forțele elastice pasive au valori mai mari decât cele generate voluntar, dar există un pericol sporit de deteriorare musculară (fig. 5.2). [2, 3, 57, 65]

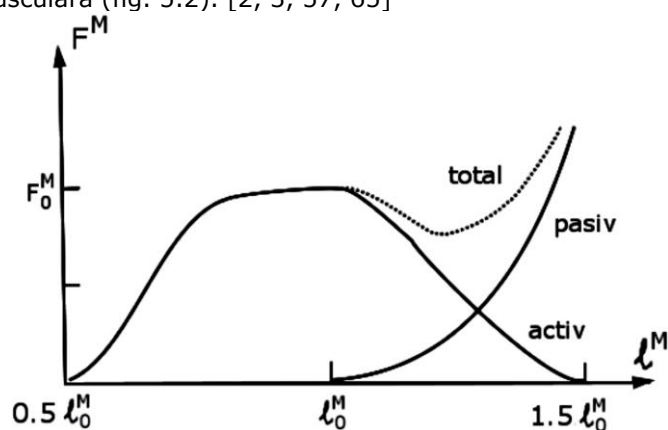


Fig. 5.1 Forța musculară în funcție de lungimea fibrei. [57]

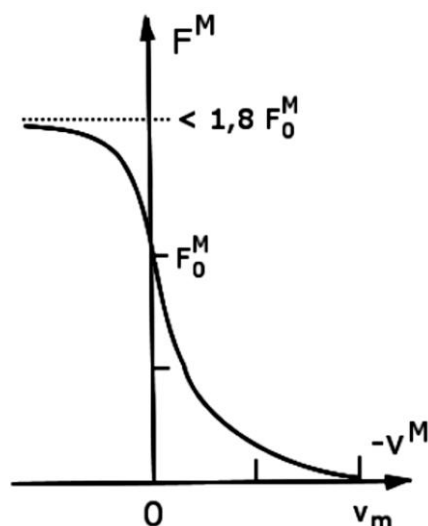


Fig. 5.2 Forța musculară în funcție de viteza de contracție. [57]

5.2. Mușchii coloanei vertebrale

Legăturile articulare dintre elementele osoase ale coloanei, cât și legăturile articulare ale coloanei cu capul, cu coastele și cu bazinul, favorizează o variată gamă de mișcări care necesită un aparat muscular corespunzător.

Mușchii care acționează asupra coloanei vertebrale pot fi grupați în mușchi comuni capului și coloanei, mușchi comuni umărului și coloanei, mușchi comuni toracelui și coloanei, mușchi comuni bazinului și coloanei, cât și în mușchi proprii ai coloanei.

Din punct de vedere funcțional, mușchii coloanei pot fi grupați în: mușchi flexori, mușchi extensori, mușchi flexori laterali, mușchi rotatori de aceeași parte cu contracția și mușchii rotatori ai coloanei de partea opusă contracției. Tot din punct de vedere funcțional, mușchii care acționează asupra coloanei pot fi urmăriți în lanțuri kinetice agoniste și antagoniste, care prind întregul corp.

Grupele musculare de interes, ale coloanei vertebrale sunt următoarele:

Erector spinae

Mușchii erectori spinali sunt reprezentați de mușchii jgheaburilor vertebrale și sunt împărțiți în 2 grupe :superficiali și profunzi.

- Mușchii superficiali : au originea într-o masa comuna ,numita mușchiul sacrospinal ,ce are originea pe fata posterioara a sacrului ,creasta iliaca ,procesele spinoase ale vertebrelor lombare. Din el pleacă mușchii: spinal, longissimus și iliocostal.
- Mușchii profunzi: trec peste un număr mic de vertebre și sunt reprezentați de: semispinali, multifizi, rotatori, intertransversari, interspinosi, mușchii profunzi ai capului și sacrococcigieni. [19]

Multifidus

Este un mușchi cu o formă foarte variabilă. Fasciculele lui sunt aplicate pe fețele laterale ale apofizelor spinoase din regiunea dorsală a coloanei. Ele se inseră pe vârful apofizei spinoase, a vertebrelor T10-L3 și de acolo urcă fuzionându-se până la apofiza spinoasă a vertebrelor T9-T2. Este un extensor al coloanei toracice. Paralizia bilaterală a porțiunii dorsale a mușchilor duce la o cifoză dorsală. Când paralizia este unilaterală dă naștere la o scolioză. Dacă paralizia interesează partea lombară a mușchilor spinali bilaterali apare o lordoză specială cu tulburări de statică și de dinamică a corpului. Paralizia laterală a porțiunii lombare a mușchilor spinali duce la o scolioză. [19]

Psoas Major

Este un mușchi flexor al coloanei vertebrale. Se găsește așezat pe partea laterală a coloanei lombare, în unghiul vertebro-costiform și de acolo coboară în fosa iliacă internă, trece pe sub arcada crurală, peste fața anterioară a articulației coxofemorale și se prinde pe trohanterul mic. Este format din două corpuri musculare principale și anume psoasul și iliacul, la care se mai adaugă două fascicule musculare secundare și inconstante numite psoasul mic și iliacul mic. Inserțiile psoasului la nivelul vertebrelor, se realizează pe două planuri și anume un plan anterior sau principal, în care aponevroza psoasului se inseră pe corpurile vertebrale și un plan profund, sau cărnos, în care partea musculară se inseră pe procesele costiforme ale vertebrelor lombare. [19]

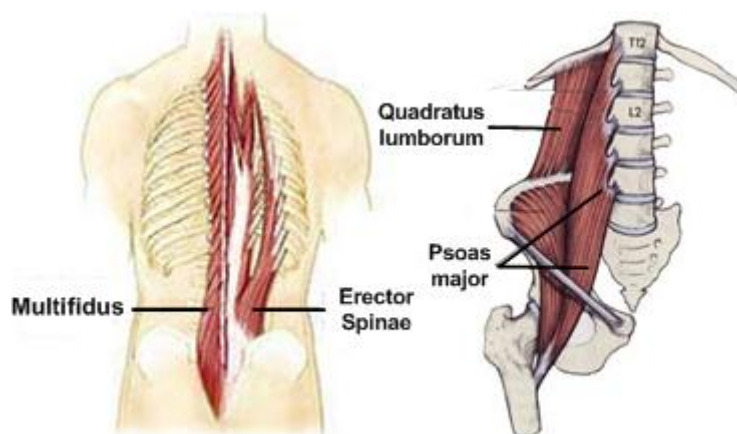


Fig. 5.3 Poziționarea grupelor musculare pe coloana vertebrală.

Quadratus Lumborum

Este un mușchi situat deoparte și de alta a coloanei lombare în spațiul interiliocostal. Se întinde între apofizele costiforme lombare, coasta a 12-a și creasta iliacă, elemente pe care se și inseră. Când își ia punct fix pe creasta iliacă flexează lateral coloana mobilă.

În figura 5.3 este prezentată poziționarea grupelor musculare de interes, mai sus descrise, pe coloana vertebrală. [19]

5.3. Modelarea corpului uman utilizând softul AnyBody Modeling System

AnyBody Modeling System este un software comercial dedicat modelării corpului uman. Acesta permite dezvoltarea de structuri musculo-scheletale conform cu dorințele utilizatorului. Se poate modifica un model deja existent sau se poate concepe un model complet nou. Versatilitatea programului este limitată doar de funcțiile predefinite ale limbajului de programare folosit (*AnyScript*). Modelele standard sunt de o calitate superioară și oferite gratuit pe pagina web a companiei. Este încurajată colaborarea utilizatorilor pentru dezvoltarea de noi modele sau îmbunătățirea periodică a modelelor. Rutinele folosite pentru soluționarea problemelor de optimizare sau de dinamică sunt bine documentate și susținute prin lucrări științifice. Limitările programului derivă din versatilitatea sa: sunt necesare cunoștințe legate de programarea computerelor și nu există opțiunea construcției interactive a modelelor. Programul nu oferă posibilitatea studiului dinamicii directe, acesta fiind optimizat pentru studiul dinamicii inverse. [2, 3, 57, 65]

Aplicația software *AnyBody* permite utilizarea unor modele complexe deja construite. Este deci necesară studierea modelelor disponibile și alegerea unui model adecvat cercetării deplasării bipede. Modelele au fost alese din *repository 1.0*, disponibil pe site-ul firmei *AnyBody Technology*. Acestea sunt bazate pe date obținute din literatura de specialitate și conforme cu anatomia umană. Pentru cazul mersului uman există două aplicații deja concepute: *GaitVaughan* și *GaitUniMiamiTD*. [2, 3, 65]

GaitVaughan se bazează pe datele antropometrice și de poziție ale reperelor

din domeniul public și este un model complex. Acesta are un număr de 35 de mușchi de tip Hill. Articulațiile șoldurilor permit trei rotații, articulațiile genunchilor permit o singură rotație, iar articulațiile gleznei permit două rotații. Stabilirea parametrilor mușchilor modelului s-a făcut conform cu datele utilizate în modelele concepute. Deși, din multe puncte de vedere, acest model este foarte avansat, acesta nu a fost folosit în cadrul cercetării prezentate în teză, optându-se, în schimb, pentru modelul GaitUniMiamiTD. Modelul GaitUniMiamiTD a fost ales deoarece acesta este bazat pe un set de date anatomice mult mai detaliat [90] decât GaitVaughan. Avantajele celui de-al doilea model vor putea fi observate din prezentarea detaliată care urmează. [2, 3, 57, 65]

Structura modelului utilizat de aplicația GaitUniMiamiTD este similară cu cea a unui robot umanoid, fiind formată din lanțuri cinematice deschise care au o articulație comună, de tip sferic, la nivelul osului sacral. Pentru *trunchi* au fost considerate următoarele [2, 3, 57, 65]:

- Articulație sferică între osul sacral și pelvis.
- Vertebrele de la L1 până la L5 sunt articulate sferic între ele.
- Cutia toracică este considerată corp rigid. Ea prezintă o articulație sferică la nivelul contactului dintre vertebrele L1 și cutia toracică și o articulație cilindrică la nivelul contactului vertebrei C1 cu suprafața inferioară a craniului uman (fig. 5.4).

Notăția S_i^j indică o articulație sferică între rigidul j și rigidul k . Notăția C_i^j indică o articulație cilindrică între rigidul j și rigidul k . Pentru simplificare nu au fost prezentate axele cuplelor de rotație în cazul articulațiilor sferice, fiind prezentate doar axele cuplei de rotație corespunzătoare mișcării de aplecare a trunchiului spre față sau spre spate în articulația S1.

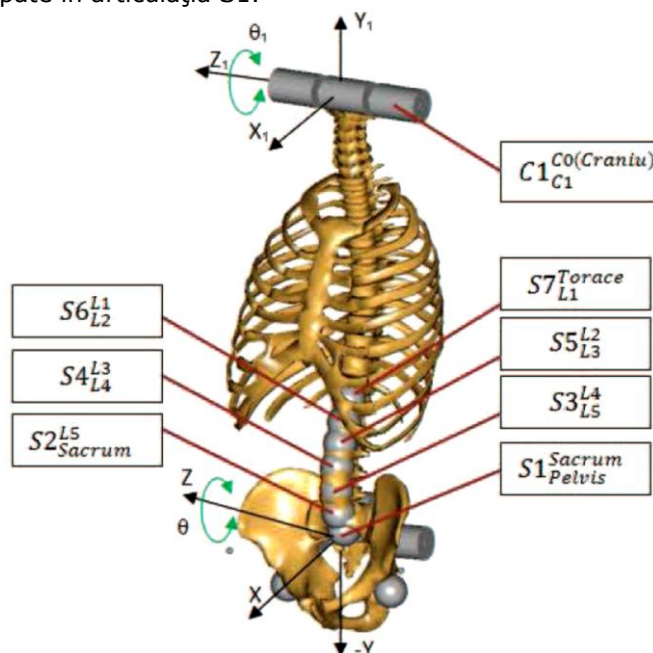


Fig. 5.4 Articulații sferice (S) și articulații cilindrice (C) la nivelul trunchiului modelului. [57]

Prin urmare, trunchiul are un număr suficient de articulații pentru a fi considerat asemenea cu anatomia umană. În ceea ce privește *corpurile rigide* legate prin articulații, acestea sunt numite *segmente* în limbajul *AnyScript* utilizat de aplicația *AnyBody* [2, 3, 57, 65]. Se alege convenția utilizării termenului „segmente” pentru a ușura înțelegerea structurii modelelor și a nu devia de la limbajul folosit pentru redactarea codului de tip script.

Modelul considerat prezintă marele avantaj de a avea o structură musculară predefinită. Pentru stabilirea poziției punctelor de inserție ale tendoanelor mușchilor s-a folosit studiul pe cadavru uman efectuat în cadrul Universității din Twente de către Horsman [2, 3, 57, 65]. Au putut fi definite astfel, atât proprietățile principale ale elementelor contractile, cât și pozițiile acestora în raport cu oasele scheletului uman. S-a obținut un model foarte apropiat de anatomia reală a bărbatului studiat. Modelul conține un număr impresionant de elemente contractile (155) amplasate pe fiecare membru inferior. Mușchii cu o geometrie complexă au fost aproximați prin elemente contractile multiple. S-a ținut cont inclusiv de unghiul de penetrație pentru mușchii, dacă acesta a fost determinat în cadrul studiului.

Legat de modelarea mușchilor, există trei variante pentru elemente contractile disponibile în *AnyScript*. Acestea au denumiri sugestive, în funcție de proprietăți: *AnyMuscleModel*, *AnyMuscleModel2ELin*, *AnyMuscleModel3E* [2, 3, 57, 65].

AnyMuscleModel3E este cel mai complex model de mușchi disponibil în *AnyBody* și este modelul utilizat pentru analizele musculo-scheletale prezentate în teză. Modelul ține cont de elasticitatea pasivă din mușchi, de elasticitatea tendonului, de unghiul de penetrație și de majoritatea parametrilor caracteristici mușchilor. Acesta este bazat pe modelul muscular de tip Hill.

Modelul muscular obținut de A.V. Hill se bazează pe cercetarea degajării de căldură la nivelul fibrei musculare pentru broaște. S-a folosit în acest scop mușchiul Sartorius, acesta fiind la ora respectivă cea mai bună soluție pentru efectuarea unor astfel de studii [2, 3, 57, 65]. Ecuația caracteristică vitezei de contracție, dedusă de Hill, are forma următoare:

$$(P + a)(v + b) = (P_0 + a)b = \text{const} \quad (5.1)$$

Unde v este viteza de contracție, P este forța aplicată asupra mușchiului; P_0 este forța maximă izometrică dezvoltabilă de mușchi; a este o constantă, funcție de căldura degajată pentru o contracție de un centimetru, b este o constantă, funcție de eliberarea de energie pentru reducerea forței aplicate.

Modelul Hill este simplu și presupune că mușchiul este format dintr-un element contractil (CON) și două elemente elastice, unul în serie cu elementul contractil (SER), altul în paralel cu cele două elemente (PAR). Forța din elementul elastic este proporțională cu alungirea sa. Se poate scrie:

$$L = L_{\text{CON}} + L_{\text{SER}} = L_{\text{PAR}} \quad (5.2)$$

$$P = P_{\text{PAR}} + P_{\text{SER}} \quad (5.3)$$

$$P_{\text{CON}} = P_{\text{SER}} \quad (5.4)$$

Unde L este lungimea mușchiului, L_{CON} este lungimea elementului contractil, L_{SER} este lungimea elementului elastic în serie, L_{PAR} este lungimea elementului paralel, iar P este forța musculară.

CON este fibra musculară în care se generează forța în funcție de intensitatea stimulului din partea sistemului nervos. PAR este elementul, similar cu un arc, care descrie proprietățile elastice pasive ale structurii. Elementul elastic înmagazinează energia pe durata alungirii mușchiului și o eliberează sistemului atunci când are loc revenirea la poziția izometrică.

Valoarea forței generate în timpul *contracției musculare în poziție izometrică* crește lent. Acest aspect se datorează contracției elementului CON simultan cu alungirea elementului SER . Elementul elastic funcționează, deci, ca un amortizor în cazul creșterii bruște a forței musculare.

Dacă se consideră cazul mușchiului comprimat datorită poziției scheletului, se va observa o lungime a fibrei musculare mai mică decât valoarea sa optimă (în poziție izometrică). Lungimea redusă pentru CON va duce la o lungime redusă pentru SER și la o scădere a forței generate de mușchi.

În codul *AnyScript* structura mușchiului de tip Hill este definită folosind trei elemente de bază:

- Două elemente legate în paralel (CON și PAR).
- Un element SER , legat în serie cu cele două elemente CON și PAR .

Elementul contractil (CON) reproduce proprietățile active ale fibrelor musculare, iar elementul elastic (PAR) reproduce comportamentul pasiv al fibrelor musculare.

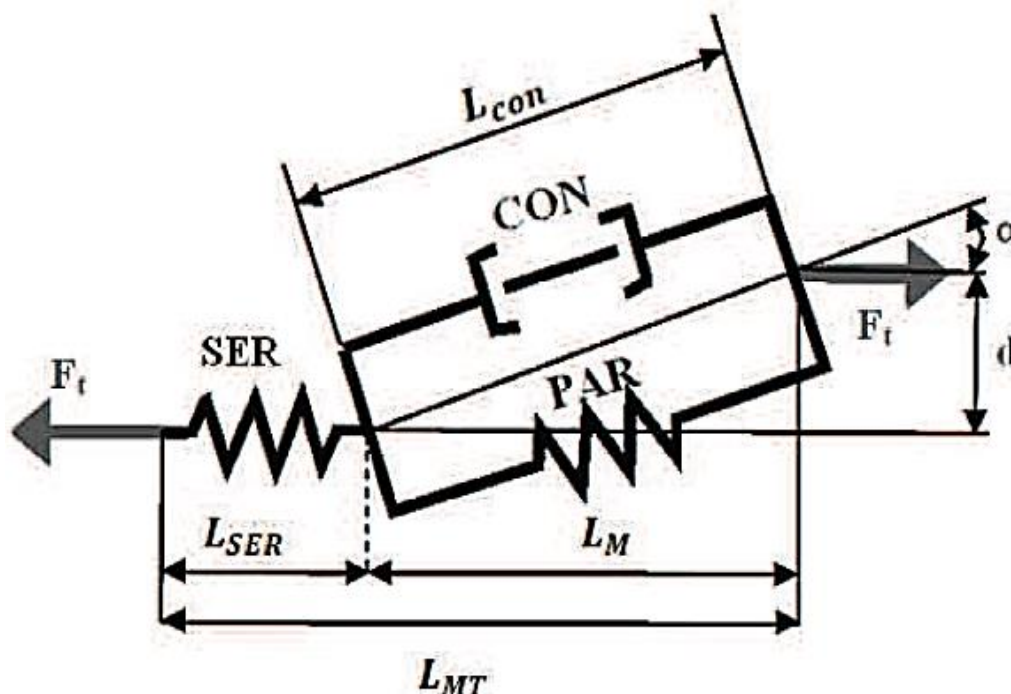


Fig. 5.5 Modelul Hill folosit de *AnyMuscleMode3E*. [2, 3, 65]

Schematic, modelul Hill utilizat are forma din figura 5.5 și este o adaptare a modelului utilizat de Zajac [2, 3, 57, 65].

Notațiile din figura 5.5 sunt:

- CON - Elementul contractil.
- PAR - Elementul elastic în paralel cu CON.
- SER - Elementul elastic în serie cu CON și PAR.
- L_{CON} - Lungimea elementului CON.
- L_{SER} - Lungimea elementului SER.
- L_m - Lungimea fibrei musculare.
- L_{mt} - Lungimea totală a elementului tendon+fibre musculare.
- F_t - Forța musculară totală (suma dintre forța elastică pasivă și forța activă).
- a - Unghiul de penajie.
- d - Distanța dintre punctul de inserție al fibrei musculare și axa de-a lungul căreia acționează.

Modelul de tip *AnyMuscleModel3E* necesită definirea parametrilor descriși pentru modelul *AnyMuscleModel3ELin*, cât și definirea unor parametri adiționali. Aceștia sunt [2, 3, 57, 65]:

- γ_{bar} - Unghiul de penajie dintre fibrele musculare și axa pe care acționează mușchiul pentru poziție izometrică [rad].
- F_{fast} - Procentul de fibre cu viteză rapidă de contracție. Reprezintă raportul dintre numărul de fibre totale și numărul de fibre cu viteză rapidă de contracție. Spre exemplu: fibrele cu viteză rapidă de reacție sunt întâlnite cu preponderență la atleții specializați pe probe de viteză, iar fibrele cu viteză scăzută de reacție sunt întâlnite cu preponderență la atleții specializați pe alergarea de rezistență. O fibră cu viteză rapidă de reacție va genera forță maximă rapid, dar cu un cost metabolic crescut. Fibrele cu viteză scăzută de contracție generează forță medie pe durata mișcării dar activarea lor se face cu cost metabolic scăzut, de până la 6 ori mai mic decât în cazul fibrelor cu viteză rapidă de contracție [22].
- K_1 și K_2 - Constante care controlează viteza maximă de contracție a mușchiului în funcție de proprietățile fiziologice ale mușchiului [s^{-1}]. Valorile folosite implicit sunt: $K_1=2s^{-1}$ și $K_2=8s^{-1}$.
- PE_{factor} - Controlează panta curbei descrise de forța din elementul PAR pe măsură ce acesta este alungit. Este o măsura a elasticității elementului PAR. $L_m = PE_{factor} + L_{fbar}$ (L_{fbar} este lungimea fibrei în poziție izometrică). Valorile pentru PE_{factor} se află în intervalul (1.5,5).

Valorile de ieșire generate de *AnyScript* sunt următoarele:

- L_{mt} - Lungimea totală a elementului mușchi-tendon [m].
- L_m - Lungimea elementului contractil [m].
- L_t - Lungimea tendonului [m].
- $L_{mt_{dot}}$ - Viteza de contracție a L_{mt} [m/s].
- $L_{m_{dot}}$ - Viteza de contracție a L_m [m/s].
- **Activity** - **Activitatea musculară, calculată înaintea aplicării corecției în funcție de alungirea mușchiului. Este definită ca raportul dintre forța maximă generabilă de modelul de mușchi**

în starea respectivă și forța generată efectiv. Valorile se află în intervalul [0,1].

- *CorrectedActivity* - Activitatea musculară, după aplicarea corecției în funcție de alungirea mușchiului.
- *Fm* - Forța generată de elementul contractil *CON* [N].
- *Ft* - Forța generată de elementul tendon *SER* [N].
- *Fp* - Forța generată de elementul *PAR* [N].
- *Strength* - Forța generată de modelul muscular *Ft* [N].
- *Ft₀* - Forța pe care ar genera-o tendonul dacă activitatea musculară ar fi nulă [N].
- *PennationAngle* - Unghiul de penetrație pe durata mișcării [rad].
- *EPOT_t* - Energia potențială din elementul tendon, *SER* [J].
- *EPOT_p* - Energia potențială din elementul *PAR* [J].
- *EPOT_{mt}* - Energia potențială totală din elementul mușchi-tendon [J].
- *Pm* - Puterea mecanică a elementului contractil *CON* [J/s=W].
- *Pmt* - Puterea mecanică a elementului mușchi-tendon [W].
- *Pmet* - Estimarea metabolismului muscular [W]. Este calculată considerând o eficiență de -120% pentru alungirea musculară și 25% pentru contracția musculară. Cu alte cuvinte, $P_{met} = P_m \cdot 0,25$ pentru contracție și $P_{met} = P_m \cdot (-1,2)$ pentru alungire. Aceste valori procentuale sunt în limitele descrise în literatura de specialitate. Eficiența energetică a contracției musculare a fost descrisă ca 16% pentru prinderea unor obiecte cu mâna, 23% pentru exerciții care implică mușchii mari ai membrilor inferioare și superioare și până la 30% în condiții optime pentru mersul pe bicicletă. O eficiență de 25% este ideală, deci, pentru contracția mușchilor scheletici mari. În ceea ce privește alungirea mușchilor, eficiența este -28% pentru mușchii mici și poate ajunge până la -160% pentru mușchii mari [87]. Alegerea valorii de -120% pentru eficiența energetică, în cazul alungirii, este deci optimă pentru cazul mușchilor scheletici mari. Deși metoda oferă rezultate apropiate de realitate, aceasta nu permite estimarea metabolismului pentru poziția izometrică a mușchiului. Această limitare nu influențează într-un mod semnificativ rezultatele obținute pentru mișcări ample (mers, alergat, mers pe bicicleta, ridicare de greutate, etc), dar poate estima eronat consumul energetic pentru cazul studiului unei poziții în care majoritatea mușchilor din model sunt în poziție izometrică (simularea unei mâini care ține un obiect ușor în palmă, fără a include și elementele brațului uman).

Utilizând datele legate de metabolismul muscular se poate calcula consumul de energie, necesar pentru efectuarea activității studiate. Exprimarea costului metabolic în calorii se face folosind estimarea $1 \text{ cal} = 4,184 \text{ J}$. Cu alte cuvinte, pentru mișcarea de extensie considerată (alungirea modelului muscular) [2, 3, 57, 65]:

- Costul metabolic mediu pe durata de o secundă este: $2,6 \text{ W} = 2,6 \text{ J/s}$;
- Costul în calorii pe secundă va fi: $(2,6 \text{ J/s}) / 4,184 = 0,621 \text{ cal/s}$;
- Costul în calorii pe oră va fi: $(0,621 \text{ cal/s}) \cdot 60 \text{ s/min} \cdot 60 \text{ min/oră} = 2235,6 \text{ cal/oră}$ în calorii alimentare: $1 \text{ cal alimentară} = 1000 \text{ cal}$;

- Consumul va fi deci: 2,235 calalimantar /oră.

Prin aceste estimări se poate determina consumul energetic și, deci, efortul depus pentru efectuarea mișcării studiate pe o anumită durată de timp. Exemple în acest sens au fost prezentate în literatura de specialitate pentru mersul pe bicicletă [2, 3, 57, 65] sau pentru înot [2, 3, 57, 65].

5.4. Simularea mișcărilor corpului conducătorului auto din timpul șofatului, utilizând softul AnyBody Modeling System

Principalele mișcări ale corpului conducătorului auto în timpul șofatului sunt cele din plan coronal (v. cap. 3) datorate opunerii forțelor centrifuge ce apar la rularea autovehiculului pe traiectorii curbilini, și mișcările din plan sagital datorate forțelor de inerție la demararea sau frânarea autovehiculului.

Pentru a determina mișcările corpului conducătorului auto din timpul șofatului, și în mod special activitățile musculare pentru a menține corpul în echilibru pe scaunul din autovehicul, este necesar să se cunoască forțele centrifuge și de inerție ce acționează asupra corpului.

5.4.1. Determinarea experimentală a accelerațiilor laterale și longitudinale ale autovehiculului

Pentru a determina forțele centrifuge și de inerție ce acționează asupra corpului conducătorului auto, s-a conceput un experiment prin care se determină accelerațiile autovehiculului în plan lateral datorate rulării pe un traseu curbiliniu, și accelerațiile în plan longitudinal datorate demarării și frânării autovehiculului.

5.4.1.1. Determinarea accelerațiilor în plan lateral

În experimentul descris în capitolul 3, în timpul rulării autovehiculului pe traiectoria sinusoidală s-au înregistrat accelerațiile în plan lateral, utilizând accelerometrul *PASCO Acceleration Sensor* (v. cap. 3).

Accelerometrul a fost așezat la nivelul șezutului scaunului pasagerului din dreapta într-un plan vertical ce coincide cu planul coronal al coloanei vertebrale.

În figura 5.6 este prezentată dispunerea accelerometrului.

Datorită faptului că timpii de accelerare sunt mai mari decât în cazul înregistrării vibrațiilor (v. cap. 4), utilizând softul dedicat *DataStudio*, în proprietățile sensorului s-a setat frecvența de eșantionare de 10Hz, iar unitatea de măsură a valorilor m/s^2 .

În cadrul acestui experiment s-au realizat trei seturi de încercări prezentate în figura 5.7.

În figura 5.8 este prezentată grafic media celor trei seturi de accelerații.

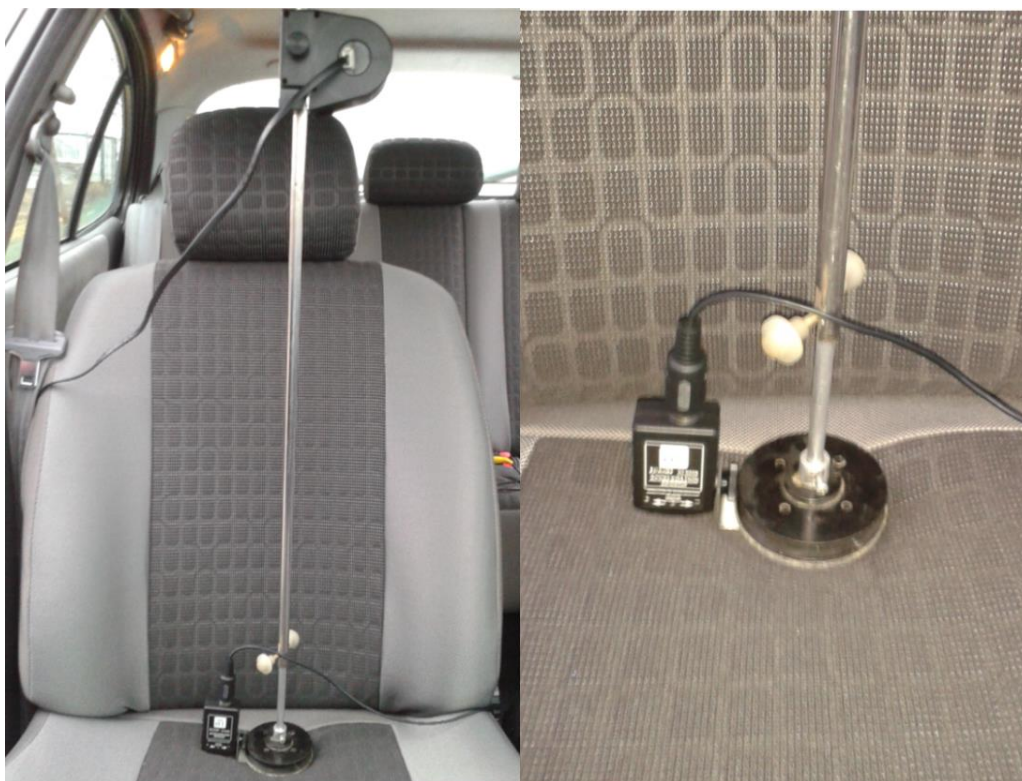


Fig. 5.6 Dispunerea accelerometrului pentru înregistrarea accelerațiilor în plan lateral.

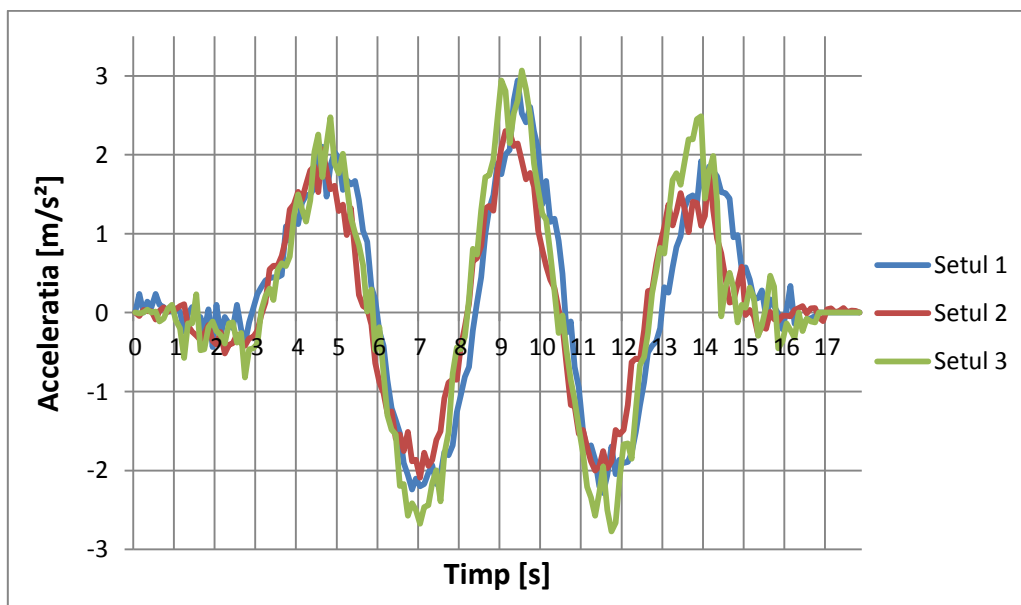


Fig. 5.7 Accelerațiile în plan lateral.

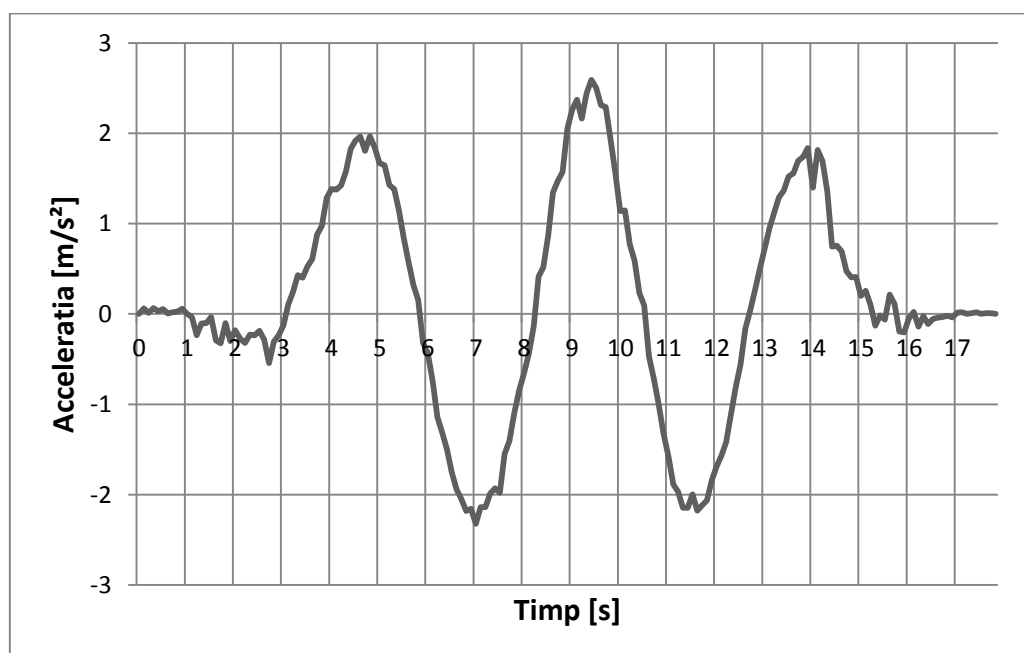


Fig. 5.8 Media accelerațiilor laterale.

5.4.1.2. Determinarea accelerațiilor în plan longitudinal

Pentru determinarea accelerațiilor în plan longitudinal s-a realizat un experiment prin care autoturismul descris în capitolul 3 a rulat pe o traiectorie rectilinie pornind de la o viteză egală cu 0km/h și accelerând până la atingerea vitezei de 80km/h , după care s-a frânat brusc fără blocarea roților, până la oprirea pe loc a autoturismului.

Accelerațiile în plan longitudinal s-au înregistrat prin așezarea accelerometrului *PASCO Acceleration Sensor* (v. cap. 3) într-un plan vertical ce coincide cu planul sagital al coloanei vertebrale. În figura 5.9 este prezentată poziționarea accelerometrului.

De la pornirea de pe loc și până la atingerea vitezei de 80km/h schimbarea treptelor de viteze, din treapta întâi și până în treapta a cincea, s-a făcut la turația motorului aproximativ $n_M = 3000\text{rot/min}$.

Frecvența de eșantionare a fost setată la 10Hz , iar unitatea de măsură a valorilor m/s^2 .

În cadrul acestui experiment s-au realizat patru seturi de încercări, prezentate în figura 5.10 Fiecare încercare are o durată în timp de aproximativ 27s .

În figura 5.11 este prezentată grafic media accelerațiilor în plan longitudinal.



Fig. 5.9 Poziționarea accelerometrului pentru înregistrarea accelerațiilor în plan longitudinal.

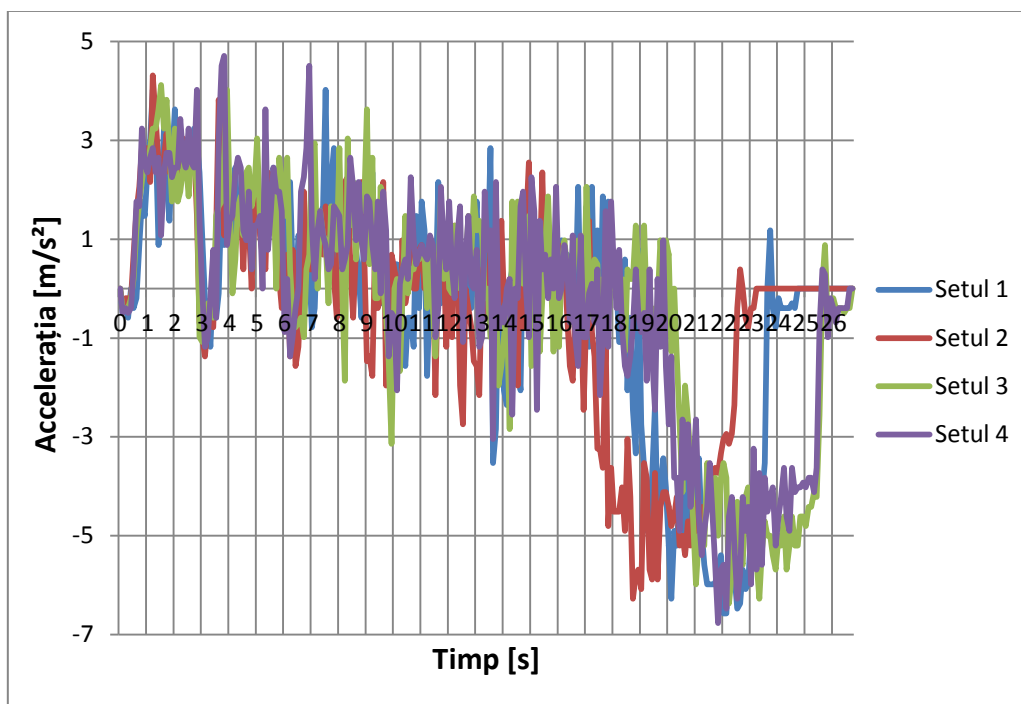


Fig. 5.10 Accelerațiile în plan longitudinal.

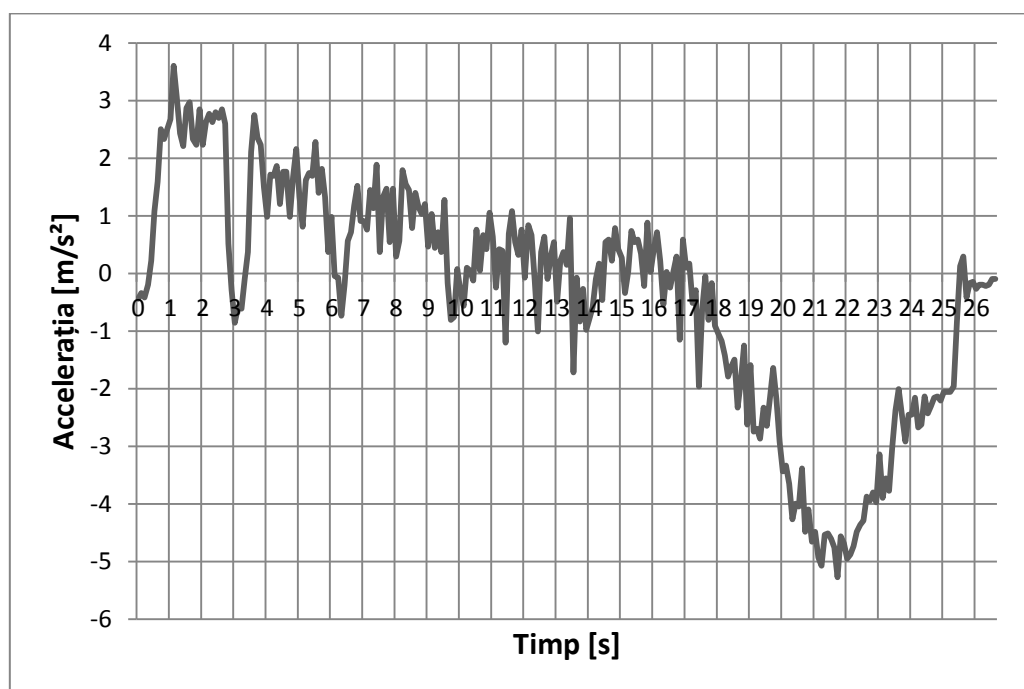


Fig. 5.11 Media accelerațiilor în plan longitudinal.

În graficul din figura 5.11 se pot distinge momentele schimbării treptelor de viteză și durata în timp a rulării autoturismului în fiecare treaptă de viteze. Astfel de la 0s până la 3s se rulează în treapta întâi de viteze, de la 3s la 6s treapta a doua, de la 6s la 10s treapta a treia, de la 10s la 13,5s treapta a patra, iar de la 14s la 17s treapta a cincea de viteze. Tot în acest grafic se poate observa că momentul frânării este la 18s, iar momentul opririi pe loc al autovehiculului este la aproximativ 25,5s. În intervalul de timp 25,5s – 27s are loc balansul caroseriei după axul transversal al autoturismului.

5.4.2. Determinarea activităților musculare pentru mișcările în plan coronal

Cunoscând accelerațiile în plan lateral, forțele centrifuge ce apasă pe partea superioară a corpului conducătorului auto rezultă din produsul accelerațiilor cu masa părții superioare a corpului. Masa părții superioare a corpului uman, conform literaturii de specialitate, se consideră a 55% din masa totală a corpului. Astfel, modelul corpului uman utilizat în simulare este considerat cu o masă totală de 80kg egală cu masa totală a corpului conducătorului auto din cadrul experimentului (v. cap. 3), rezultând masa părții superioare a corpului ca fiind 44kg.

Punctul de aplicare a forței centrifuge pe modelul corpului uman din softul AnyBody, este centrul vertebrei C1 (fig. 5.12).

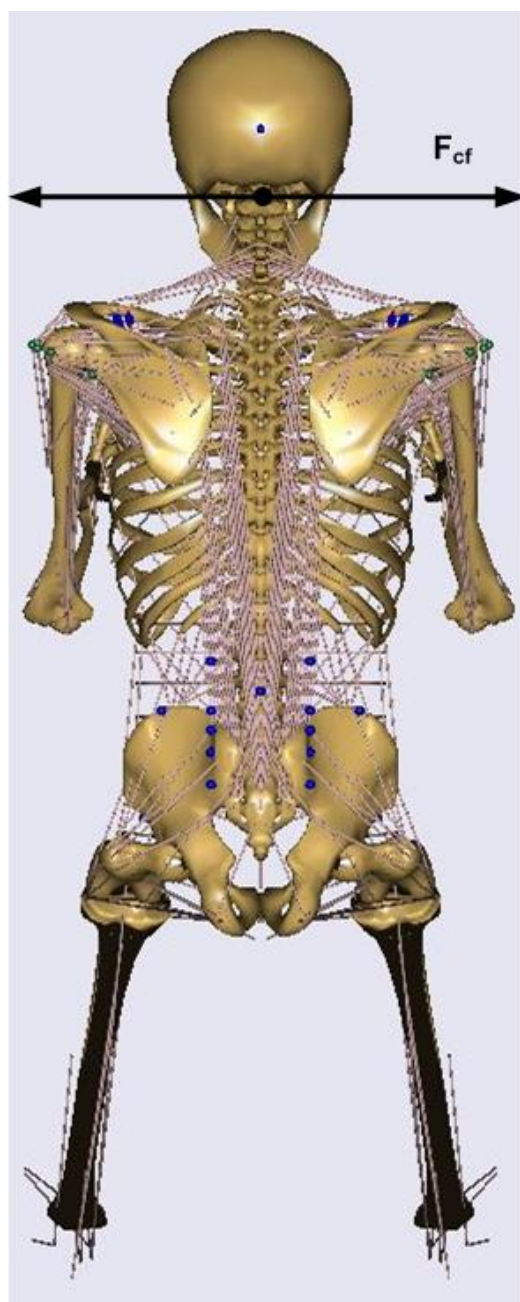


Fig. 5.12 Punctul de aplicare a forței centrifuge.

Datorită faptului că înregistrarea accelerațiilor în plan lateral pentru fiecare set, a avut o durată în timp de aproximativ 17,7s iar frecvența de eșantionare de 10Hz, simularea mișcărilor în plan coronal s-a făcut în 177 de pași (*time steps*).

În urma simulării s-au obținut rezultate ale activităților musculare a grupelor de mușchi ce prezintă interes studiului, prezentate în figurile 5.13 – 5.20.

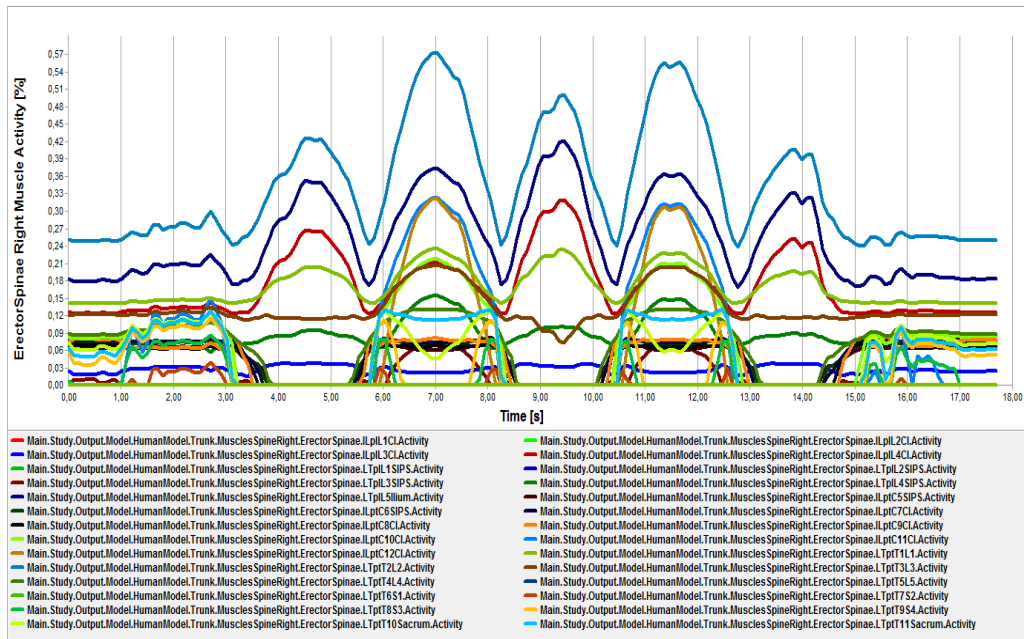


Fig. 5.13 Grupa de muști Erector Spinae partea dreaptă a coloanei vertebrale.

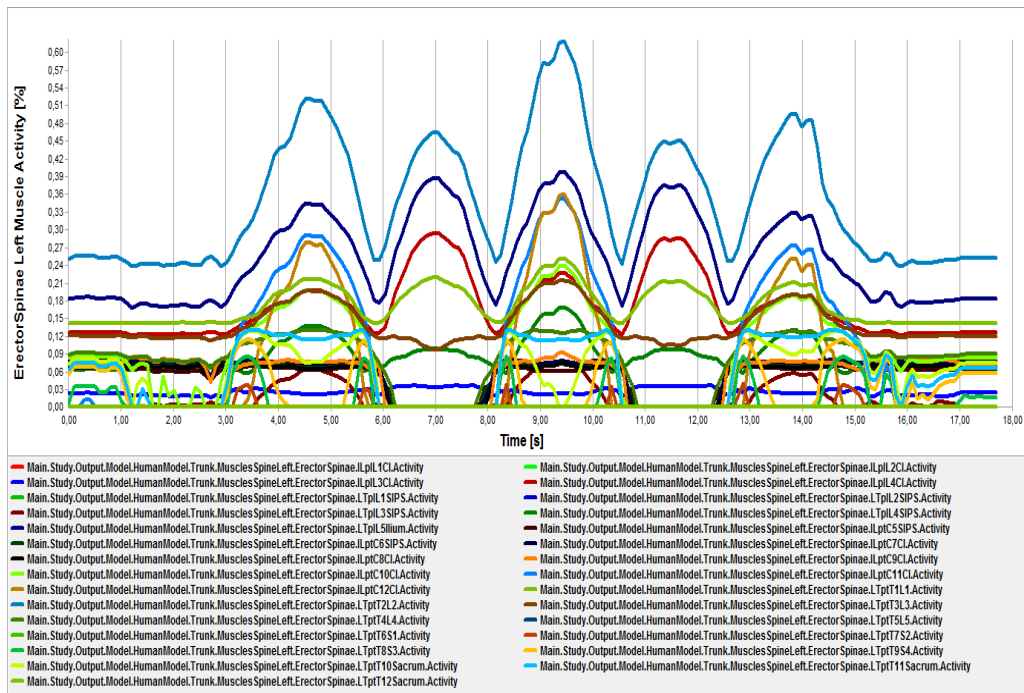


Fig. 5.14 Grupa de muști Erector Spinae partea stângă a coloanei vertebrale.

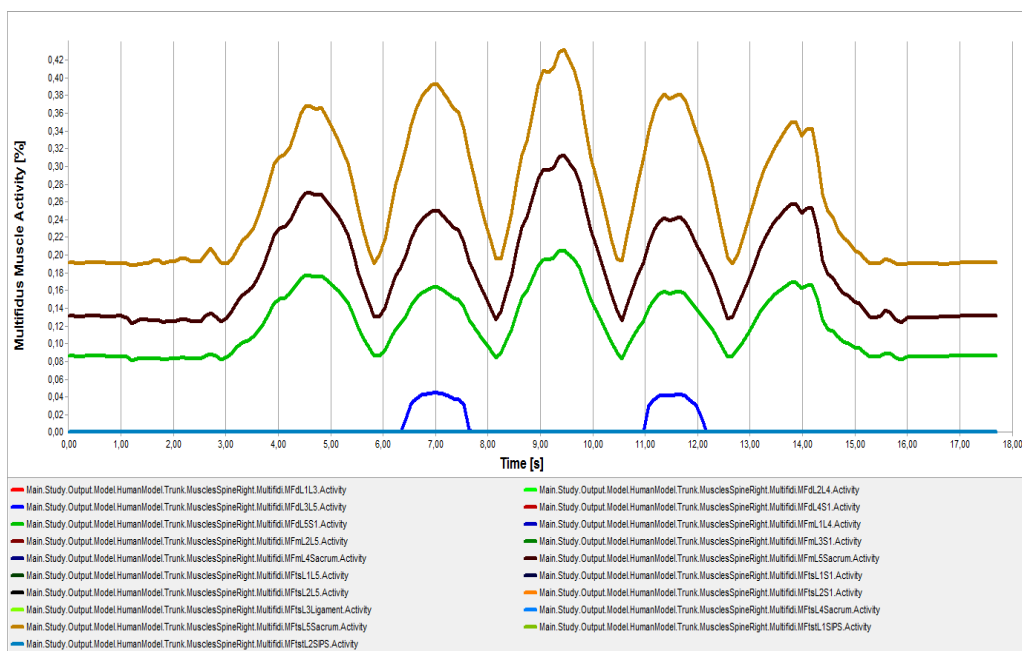


Fig. 5.15 Grupa de mușchi Multifidus partea dreaptă a coloanei vertebrale.

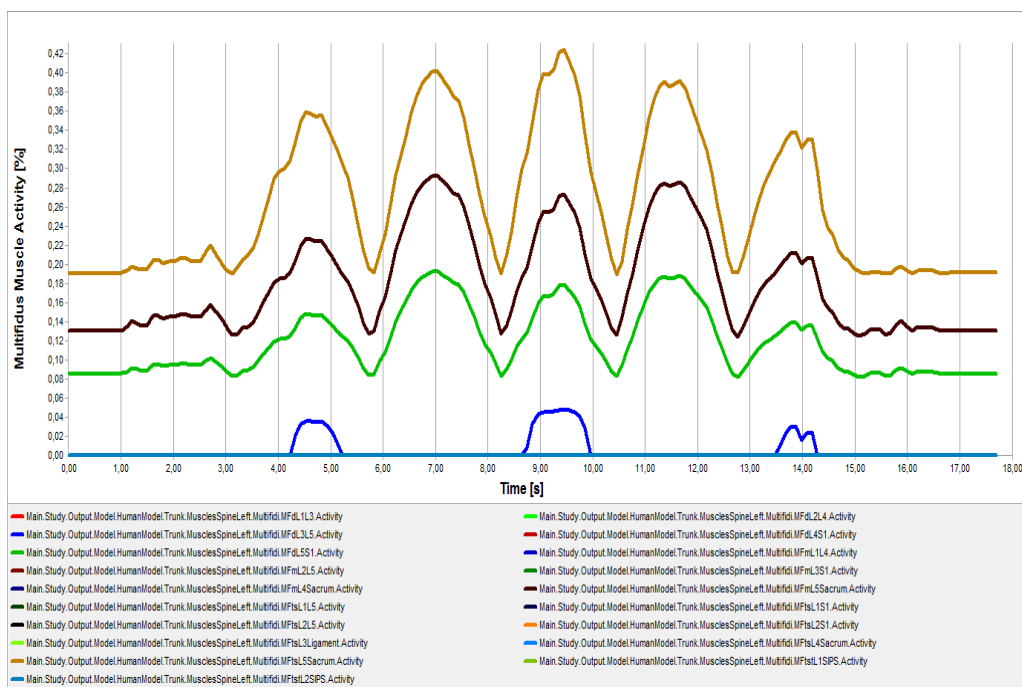


Fig. 5.16 Grupa de mușchi Multifidus partea stângă a coloanei vertebrale.

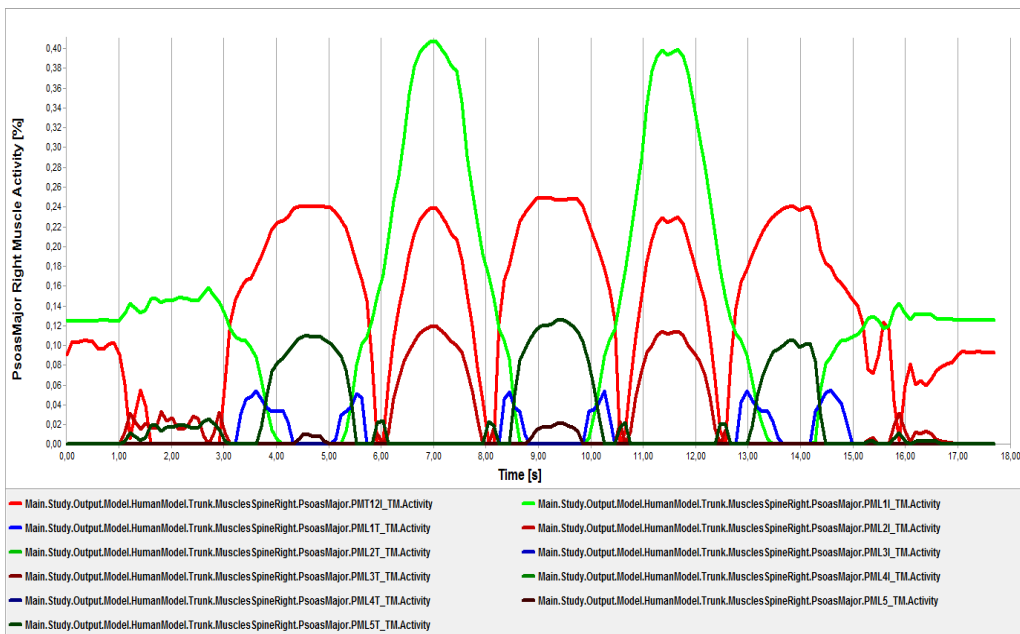


Fig. 5.17 Grupa de mușchi Psoas Major partea dreaptă a coloanei vertebrale.

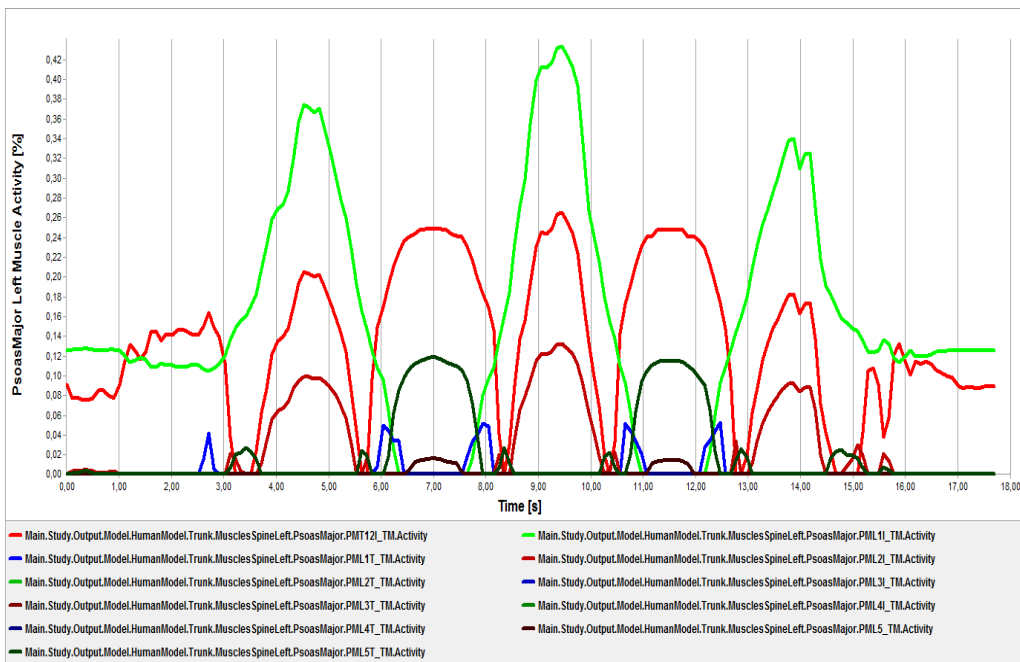


Fig. 5.18 Grupa de mușchi Psoas Major partea stângă a coloanei vertebrale.

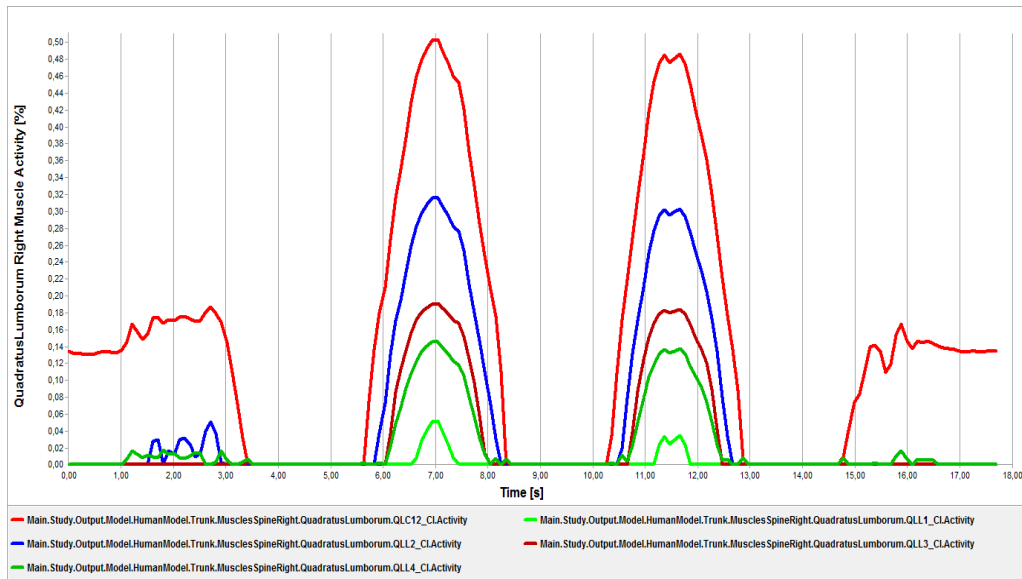


Fig. 5.19 Grupa de mușchi Quadratus Lumborum partea dreaptă a coloanei vertebrale.

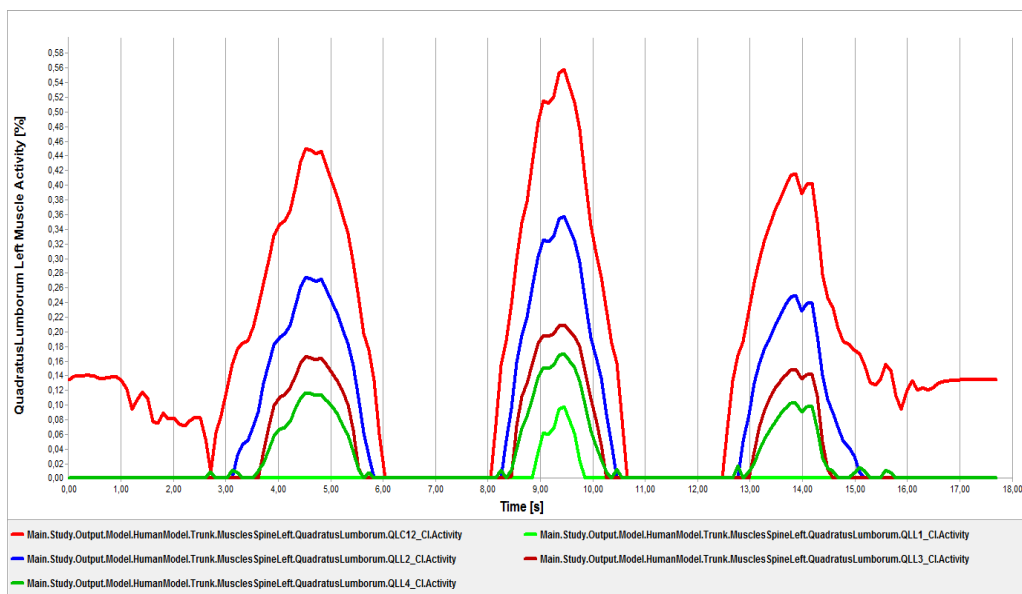


Fig. 5.20 Grupa de mușchi Quadratus Lumborum partea stângă a coloanei vertebrale.

Pentru a putea releva activitatea fiecărei grupe musculare, s-a făcut media activităților fibrelor musculare pentru fiecare grupă de mușchi. Rezultatele astfel obținute sunt prezentate în figurile 5.21 -5.24, în care grupele musculare sunt notate astfel: *ESR* – Erector Spinae dreapta; *ESL* – Erector Spinae stânga; *MR* – Multifidus dreapta; *ML* – Multifidus stânga; *PMR* – Psoas Major dreapta; *PML* – Psoas Major stânga; *QLR* – Quadratus Lumborum dreapta; *QLL* – Quadratus Lumborum stânga.

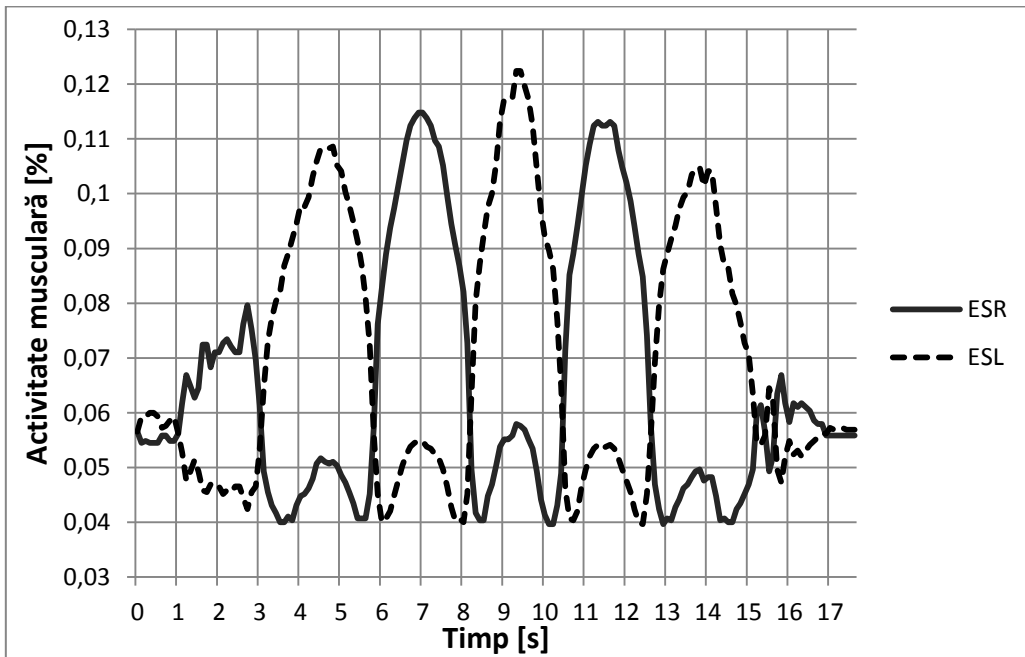


Fig. 5.21 Mediile activităților musculare ale grupelor Erecto Spinae.

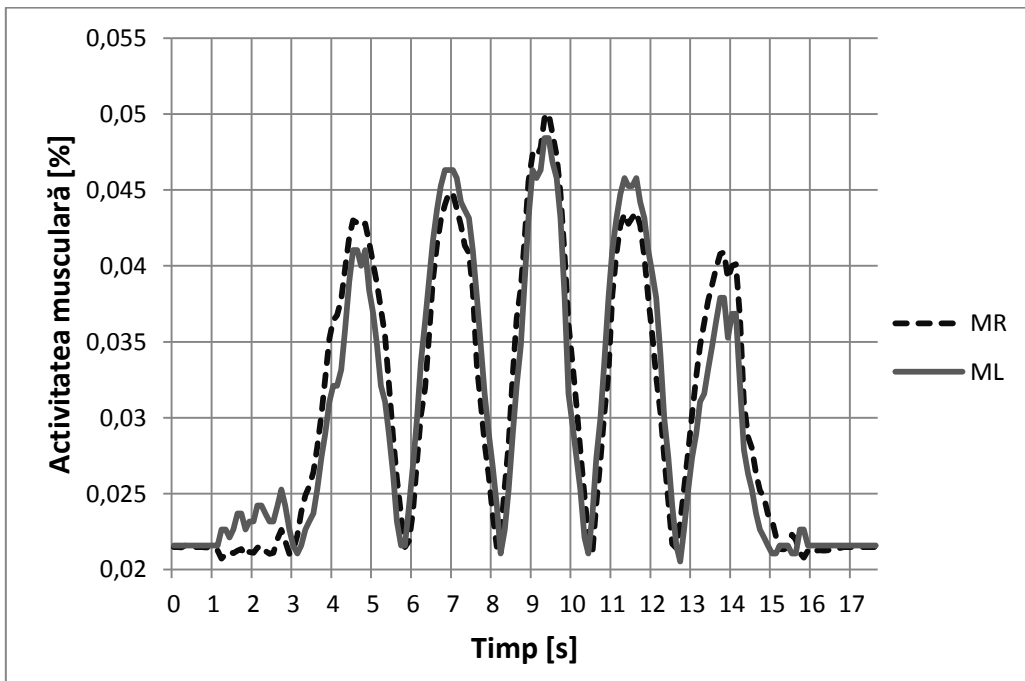


Fig. 5.22 Mediile activităților musculare ale grupelor Multifidus.

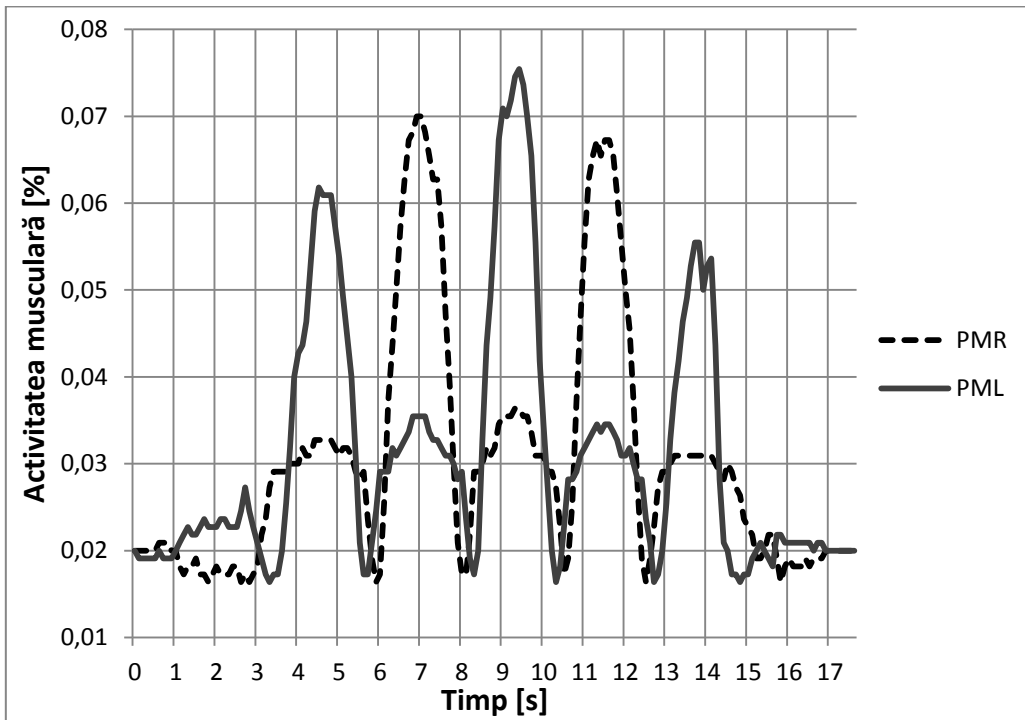


Fig. 5.23 Mediile activităților musculare ale grupelor Psoas Major.

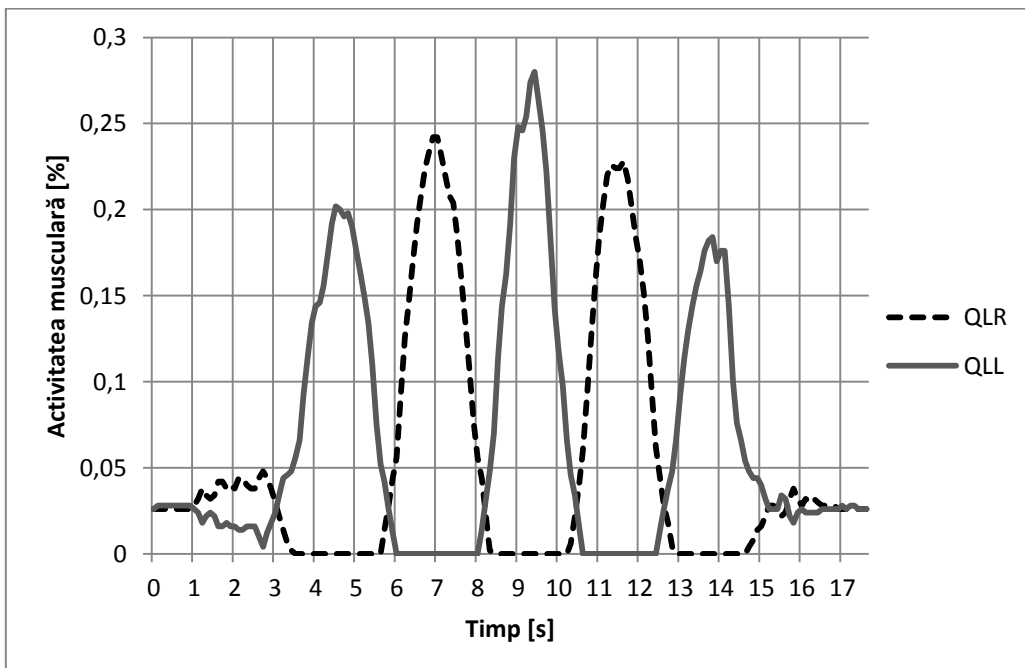


Fig. 5.24 Mediile activităților musculare ale grupelor Quadratus Lumborum.

În figura 5.25 sunt prezentate rezultatele finale ale activităților musculare fiecăror grupe de interes, notate astfel: *ES* – Erector Spinae; *M* – Multifidus; *PM* – Psoas Major; *QL* – Quadratus Lumborum. În figura 5.26 este prezentată grafic activitatea totală a celor patru grupe musculare.

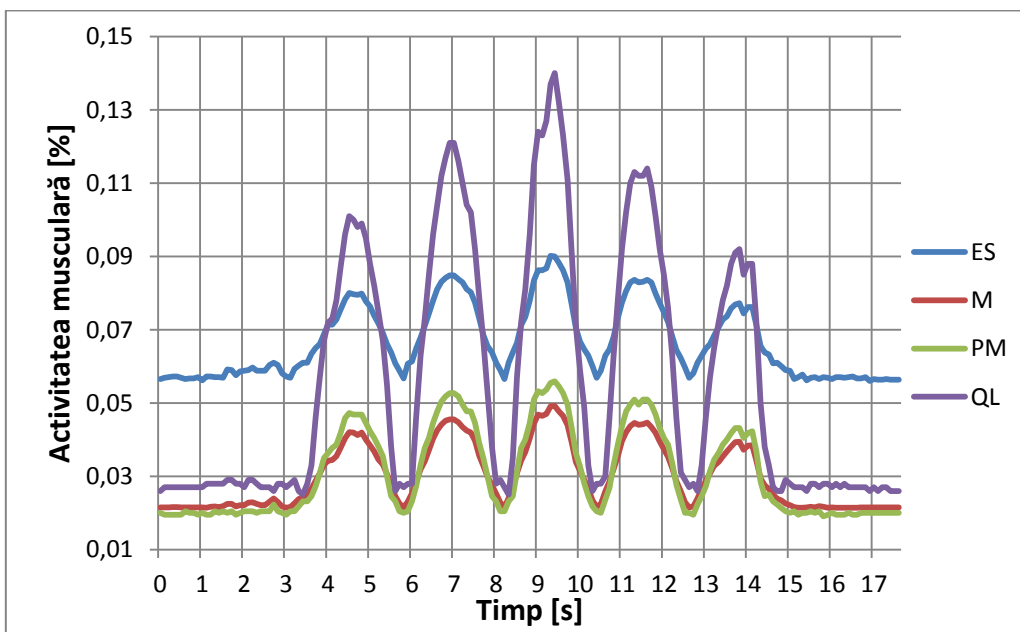


Fig. 5.25 Activitatea musculară a grupelor de mușchi.

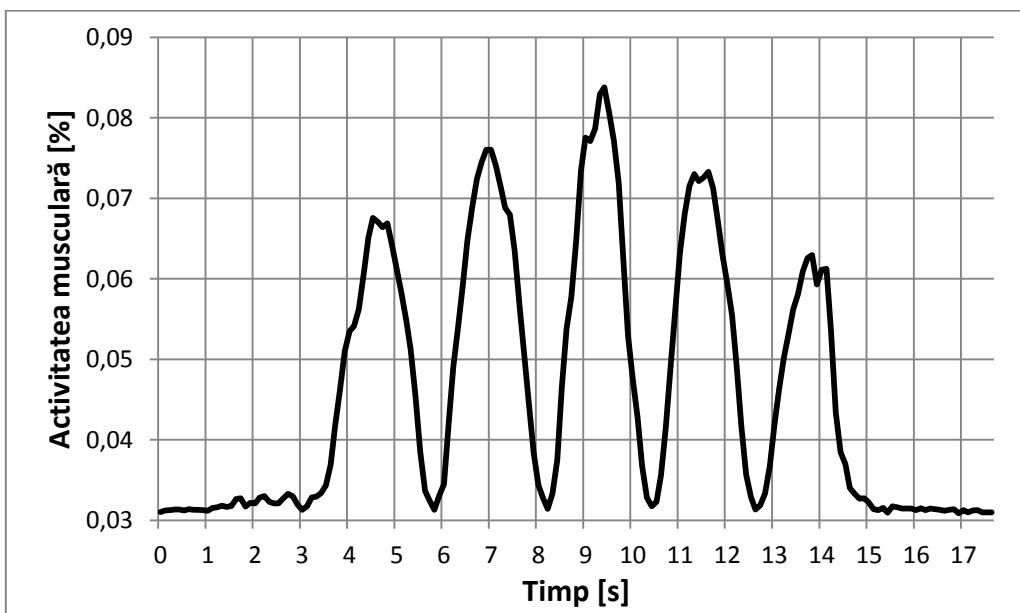


Fig. 5.26 Activitatea musculară totală a celor patru grupe musculare.

5.4.3. Determinarea activităților musculare pentru mișcările în plan sagital

Cunoscând accelerațiile în plan lateral, forțele de inerție ce apasă pe partea superioară a corpului conducătorului auto rezultă din produsul accelerațiilor cu masa părții superioare a corpului.

Punctul de aplicare a forței centrifuge pe modelul corpului uman din softul AnyBody, este centrul vertebrei C1 (fig. 5.27).

Datorită faptului că înregistrarea accelerațiilor în plan lateral pentru fiecare set, a avut o durată în timp de aproximativ 26,8s iar frecvența de eșantionare de 10Hz, simularea mișcărilor în plan coronal s-a făcut în 269 de pași (*time steps*).

Datorită faptului că în această simulare grupele musculare dreapta/stânga, acționează sincronizat, activitățile musculare pe ambele părți ale coloanei sunt egale. Astfel s-au extras ca rezultate doar activitățile musculare de pe partea dreaptă a coloanei vertebrale.

Rezultatele simulării sunt prezentate în figurile 5.28 – 5.31.

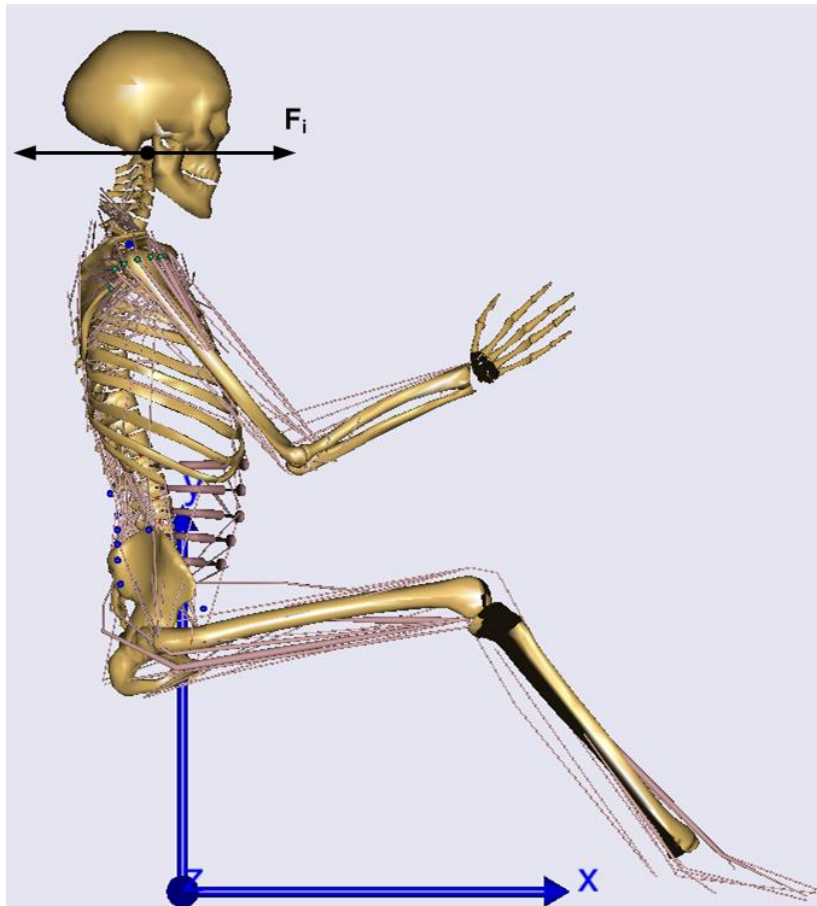


Fig. 5.27 Punctul de aplicare a forței de inerție.

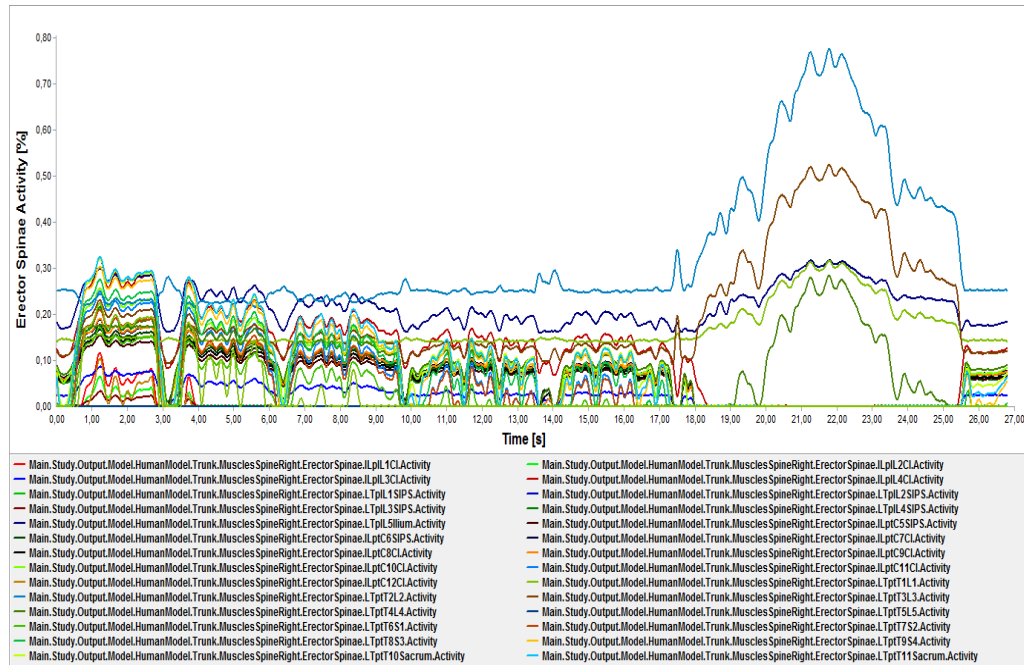


Fig. 5.28 Activitatea musculară a grupei de mușchi Erector Spinae.

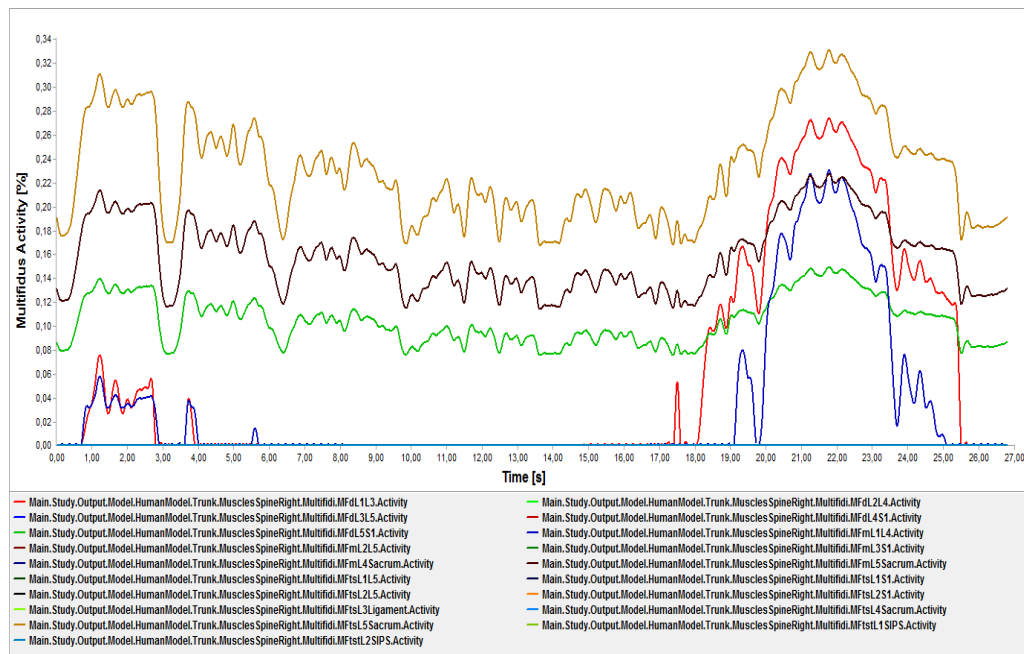


Fig. 5.29 Activitatea musculară a grupei de mușchi Multifidus.

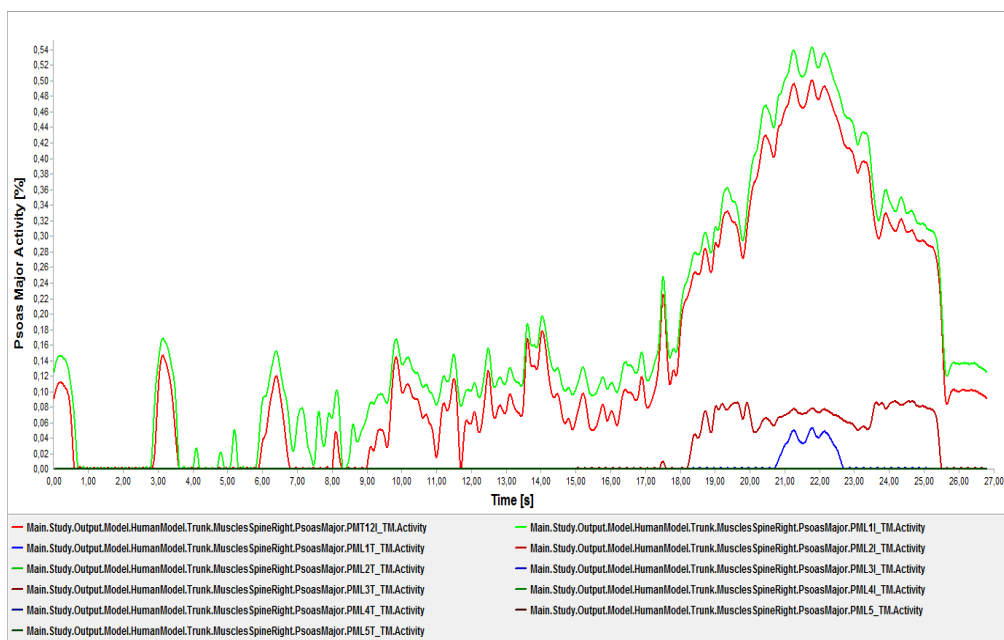


Fig. 5.30 Activitatea musculară a grupei de mușchi Psoas Major.

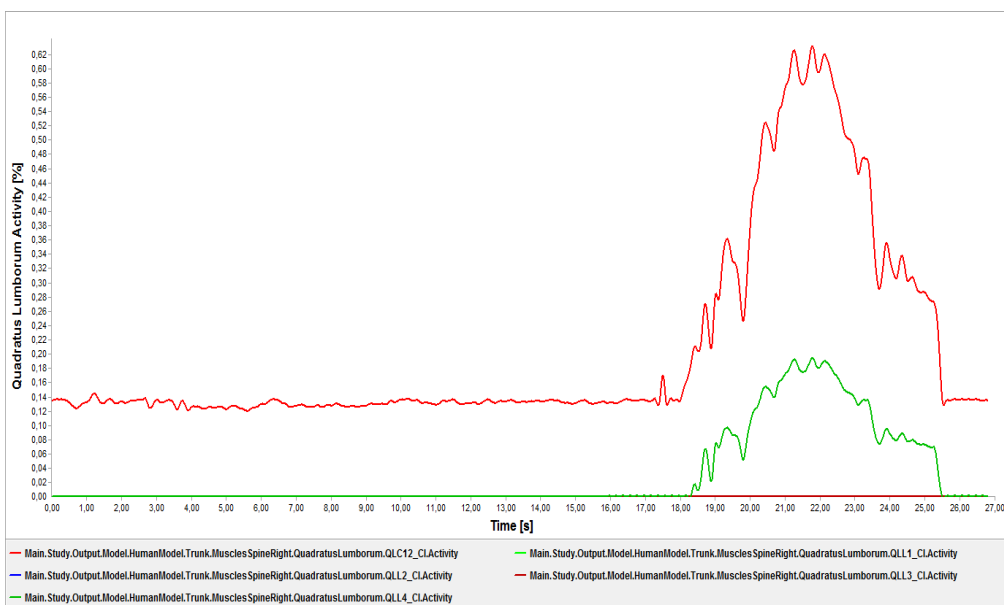


Fig. 5.31 Activitatea musculară a grupei de mușchi Quadratus Lumborum.

Pentru a putea releva activitatea fiecărei grupe musculare, s-a făcut media activităților fibrelor musculare pentru fiecare grupă de mușchi. Rezultatele astfel obținute sunt prezentate în figura 5.32, în care grupele musculare sunt notate astfel: *ES* – Erector Spinae; *M* – Multifidus; *PM* – Psoas Major; *QL* – Quadratus Lumborum.

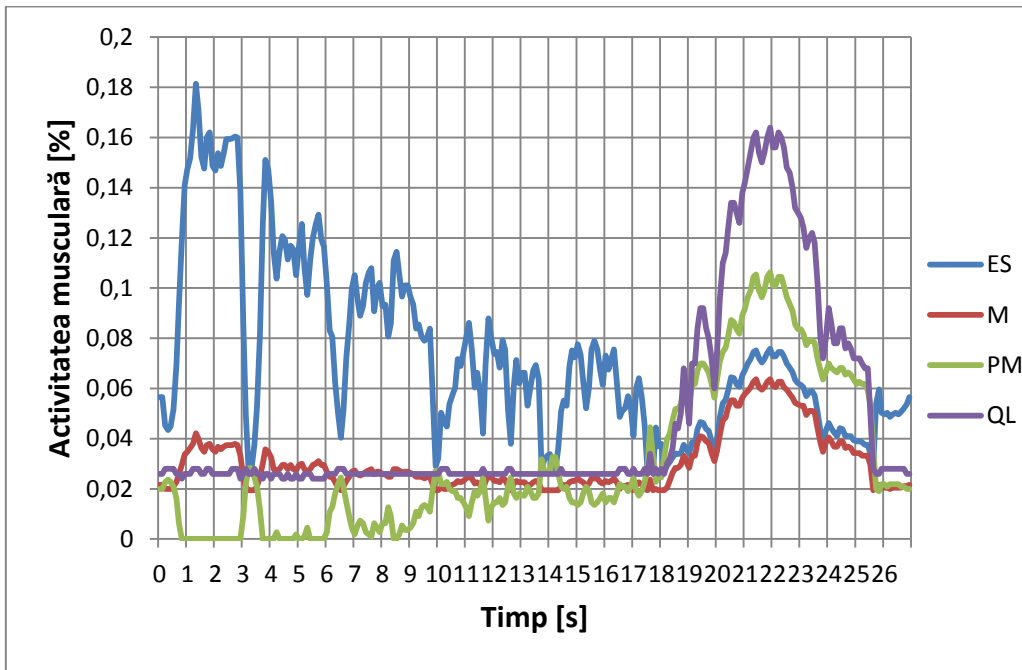


Fig. 5.32 Mediile activităților musculare ale grupelor de mușchi *ES*, *M*, *PM* și *QL*.

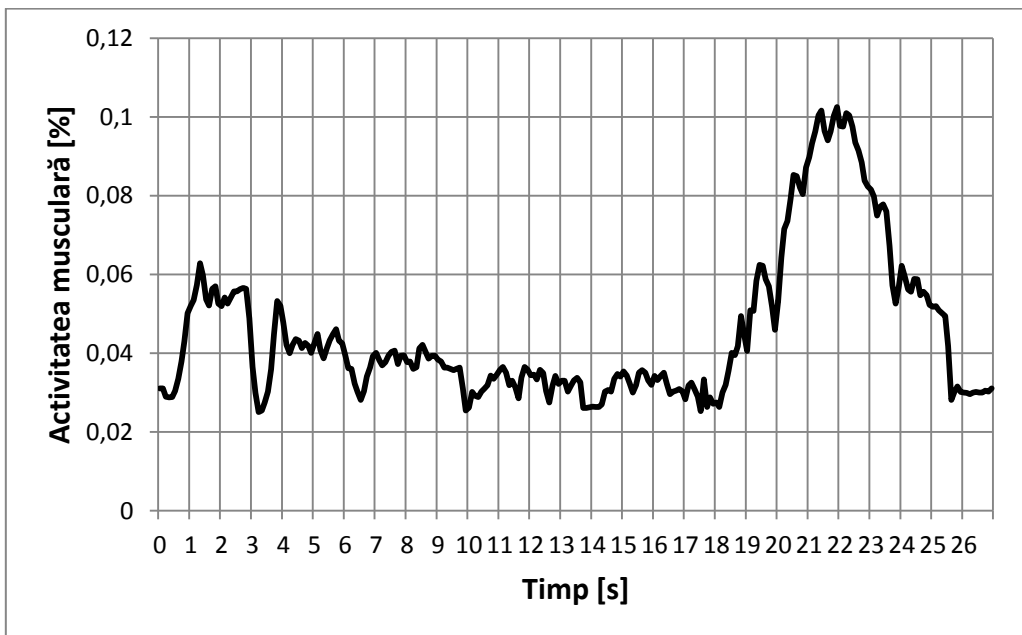


Fig. 5.33 Activitatea musculară totală a celor patru grupe musculare.

5.5. Analiza termografică a activităților musculare

Termografia reprezintă o investigație neinvazivă, de mare acuratețe, reprezentând o metodă funcțională de diagnostic imagistic.

Principiul metodei se bazează pe măsurarea temperaturii de la suprafața pielii prin mai multe metode: contact direct sau telemetrie. Contactul direct are ca principală metodă folosirea de cristale lichide ce își schimbă culoarea în funcție de temperatura locală. Telemetria constă în calcularea temperaturii într-un punct pe baza energiei emise de acel punct în infraroșu.

Bazele fiziologice ale metodei pleacă de la principiile hipocratice: fenomene algice, căldură, hiperemie, edem, impotență funcțională. Transferul tehnologiei militare către tehnica medicală a dus la apariția, începând cu anii șaizeci, a termografiei ca tehnică medicală de investigare neinvazivă. Deși folosirea imaginilor în infraroșu a crescut semnificativ în numeroase aplicații industriale și de securitate datorită camerelor fotografice folosite, în trecut, termografia a fost mai puțin utilizată în medicină. În prezent camerele digitale cu infraroșu au fost mult îmbunătățite permițând analiza imaginilor capturate, atât static, cât și dinamic. Camerele moderne permit obținerea distribuției temperaturii în timp real, și acest lucru combinat cu lipsa oricărui contact cu pacientul reprezintă avantajul de bază al termografiei. Termografia a fost folosită cu succes în diagnosticarea cancerului de sân a reacțiilor alergice la nivelul pielii, a leziunilor musculo-scheletale de la nivelul articulației mâinii și în diagnosticarea sindromului Raynouds. Practic termografia reprezintă o metodă de diagnostic cu aplicabilitate mare în numeroase leziuni la nivelul mușchilor, organelor interne și structurilor osoase. Scopul studiului termografic este acela de a evidenția zonele în care datorită poziției corpului se produce stază vasculară venoasă (contractie izometrică) la nivelul musculaturii, care în timp duce la apariția zonelor de contractură musculară și în cele din urmă la disfuncții musculo-scheletale, și de a evidenția leziunile musculo-scheletale deja instalate la conducătorii auto. [32, 33, 35, 36, 51, 52, 54, 55]

În acest scop s-au efectuat o serie de imagini digitale cu un aparat fotografic cu infraroșu. Prin examinarea termografică se practică măsurarea temperaturii regionale a corpului sau a unui organ intern, utilizând dispozitive de detectare a radiațiilor infraroșii, bazate pe autoemanarea radiațiilor infraroșii.

Termografia pornește de la un principiu foarte simplu, dar deosebit de util în diagnostic: toate bolile modifică temperatura organului afectat: unele boli scad temperatura organului afectat, altele o cresc. [61]

Termograful analizează temperatura corpului omenesc și măsoară tocmai această modificare a temperaturii organelor în urma afectării lor patologice. [61]

Foarte util în acest sens este gradientul de temperatură, reprezentat de diferența de temperatură dintre un țesut normal și unul bolnav (hipervascularizat, cu stază vasculară).

Undele infraroșii sunt continuarea gamei luminii vizibile din partea culorii roșii a spectrului și de aceea sunt numite infraroșii. Termograful captează un număr imens de informații, atât de multe încât nici măcar nu ar putea fi interpretate dacă nu am avea mijloacele necesare în acest sens. Și aceste mijloace sunt reprezentate de programe superspecializate de calculator care preiau aceste informații, le analizează, le prelucrează și le transformă într-o hartă cromatică, hartă care poate fi interpretată de către medicul specializat în Termografie. Cu ajutorul termografului

se pot diagnostica un număr de 150 de boli, ceea ce face din termografie o metodă de diagnostic foarte utilă. [61]

Aparatul termografic folosit în studiu este un aparat *Flir B200* și prezintă o tehnică care sesizează și înregistrează pe film zonele calde și reci ale organismului prin metode de detectare a radiațiilor infraroșii care reacționează la circulația sanguină.

Principalele caracteristici tehnice ale acestui aparat sunt următoarele [61]:

- rezoluție de 200X150 pixeli;
- 2X zoom digital;
- cameră digitală integrată;
- posibilitatea de a se face adnotații;
- ecran de tip "touch screen";
- lentile infraroșii intersanjabile de 25° și opționale de 15° și 45°.

Aparatul *Flir B200* măsoară temperaturi de la -20°C la +120°C. Camera digitală integrată (de 1,3 Mpixeli) permite observarea și inspectarea mai rapidă și mai ușoară, și în plus prezintă sistemul "picture in picture" care permite suprapunerea stratului infraroșu peste imaginea vizuală.

În figura 5.34 este prezentat aparatul *Flir B200*.

5.5.1. Descrierea experimentului termografic

Experimentul s-a realizat prin parcurgerea cu autoturismul descris în capitolul trei, traseul din figura 5.35 cu o lungime de aproximativ 415km. Traseul a fost parcurs în ambele sensuri cu o pauză de nouă zile între parcurgeri.

Înregistrările termografice s-au făcut la nivelul spatelui atât a conducătorului auto cât și a pasagerului, cu focalizare pe zona coloanei vertebrale evidențind variația în timp a temperaturii grupelor musculare ale coloanei vertebrale.

La prima parcurgere distanța de 415km a fost parcursă în 8,15h. Prima înregistrare termografică s-a făcut înainte de așezarea pe scaunele din autoturism a șoferului și pasagerului. Următoarele înregistrări s-au făcut la intervale de aproximativ 1h, prin parcurgerea unor distanțe de aproximativ 50km.

La parcurgerea traseului din figura 5.35 în sens invers, la fel prima înregistrare termografică s-a făcut înainte de așezarea pe scaunele din autoturism a șoferului și pasagerului. Următoarele înregistrări s-au făcut la intervale de aproximativ 2h, prin parcurgerea unor distanțe de aproximativ 100km.

În cazul primei parcurgeri, în intervalele doi, patru, șase și opt, s-au făcut înregistrări termografice la nivelul spatelui conducătorului auto, la intervale de aproximativ trei minute.



Fig. 5.34 Aparatul FLIR B200 utilizat în studiului termografic. A – fața posterioară a aparatului cu display-ul și setarea acestuia. B – fața inferioară a aparatului cu haburile de conectare. C – imagine fotografică normală la nivelul display-ului. D – imagine termografică a aceluiași obiect din figura C. [61]

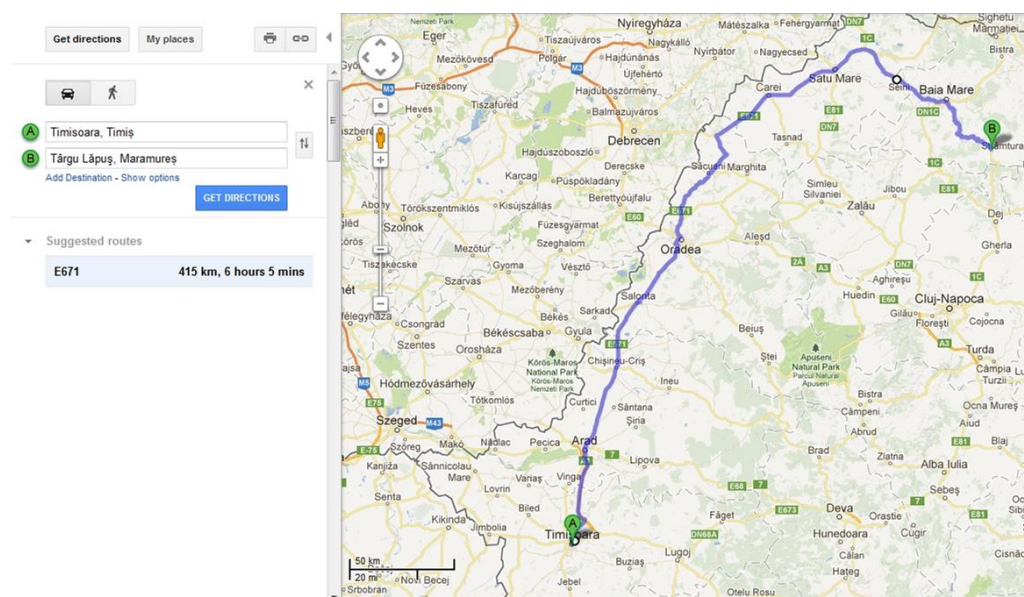


Fig. 5.35 Traseul parcurs pentru înregistrările termografice.

5.5.2. Rezultatele experimentului termografic

În anexa 1 sunt prezentate înregistrările termografice și prelucrările datelor înregistrate, cu ajutorul softului dedicat *FLIR Reporter v8.5*.

În figurile 5.36 – 5.39 sunt prezentate prima și ultima înregistrare termografică la nivelul spatelui șoferului și a pasagerului la prima parcurgere și a doua parcurgere, în sens invers.

Pe fiecare imagine termografică se poate observa aria de interes notată cu *Ar1* ce încadrează zona coloanei vertebrale și în special grupele musculare ale coloanei. Pe această arie se extrag temperatura maximă și minimă la fiecare înregistrare. Variația în timp a temperaturii maxime și minime pe aria *Ar1* atât în cazul șoferului cât și a pasagerului pentru ambele parcurgeri, sunt prezentate în figurile 5.40 – 5.43.

În prelucrările înregistrărilor termografice se pot observa două puncte notate cu *Sp1* și *Sp2*. Aceste puncte sunt amplasate de către autor pe zona grupelor musculare din zona lombară a coloanei vertebrale determinând temperatura în punctul respectiv. În figurile 5.44 – 5.47 sunt prezentate grafic variațiile în timp a temperaturilor în punctele *Sp1* și *Sp2* atât în cazul șoferului cât și a pasagerului pentru ambele parcurgeri ale traseului.

În cazul primei parcurgeri s-au făcut patru serii de înregistrări a temperaturilor punctelor *Sp1* și *Sp2* la nivelul spatelui șoferului, în intervalele 1h – 2,63h; 3,41h – 4,16h; 5,91h – 6,99h; 7,74h – 8,15h. În figura 5.48 sunt prezentate rezultatele înregistrărilor temperaturilor punctelor *Sp1* și *Sp2*, iar în figura 5.49 este prezentată media celor patru seturi de înregistrări.

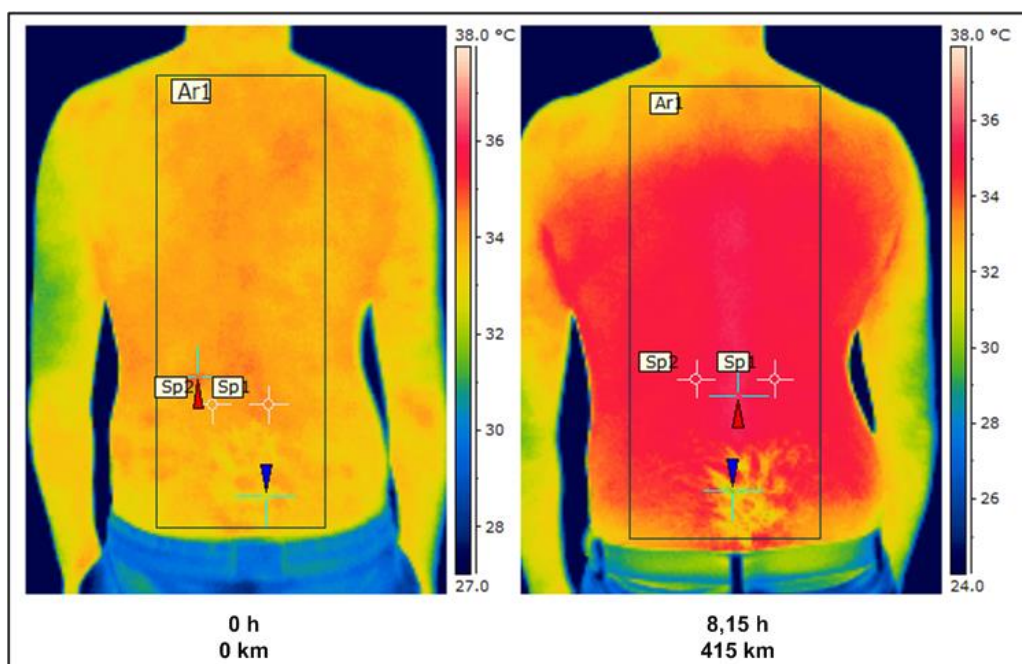


Fig. 5.36 Prima (stânga) și ultima (dreapta) înregistrare termografică la nivelul spatelui șoferului la prima parcurgere.

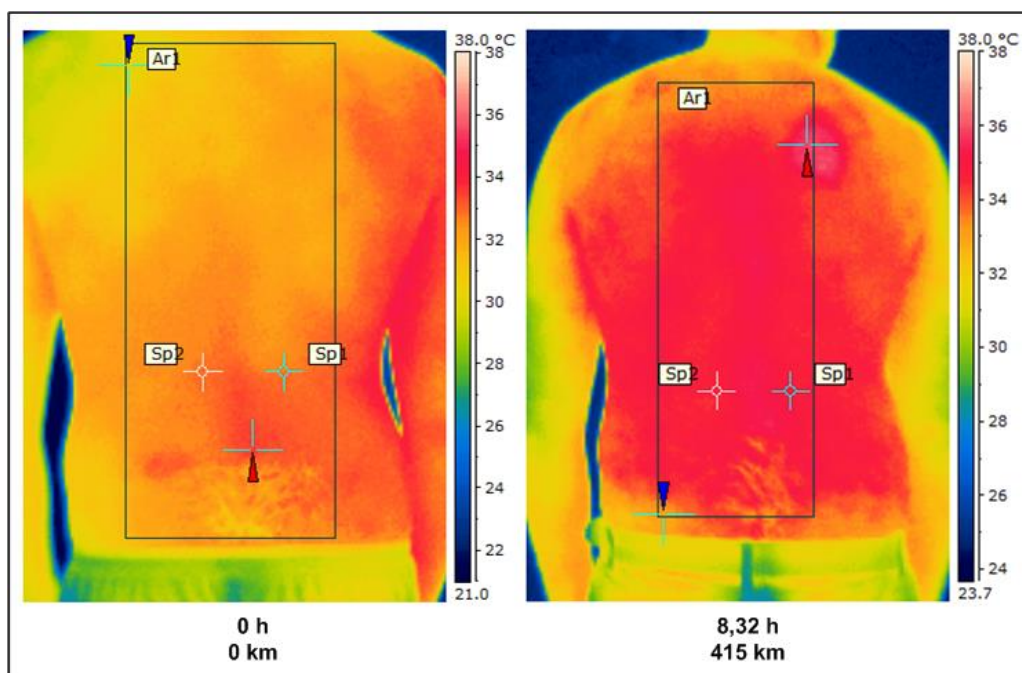


Fig. 5.37 Prima (stânga) și ultima (dreapta) înregistrare termografică la nivelul spatelui șoferului la a doua parcurgere.

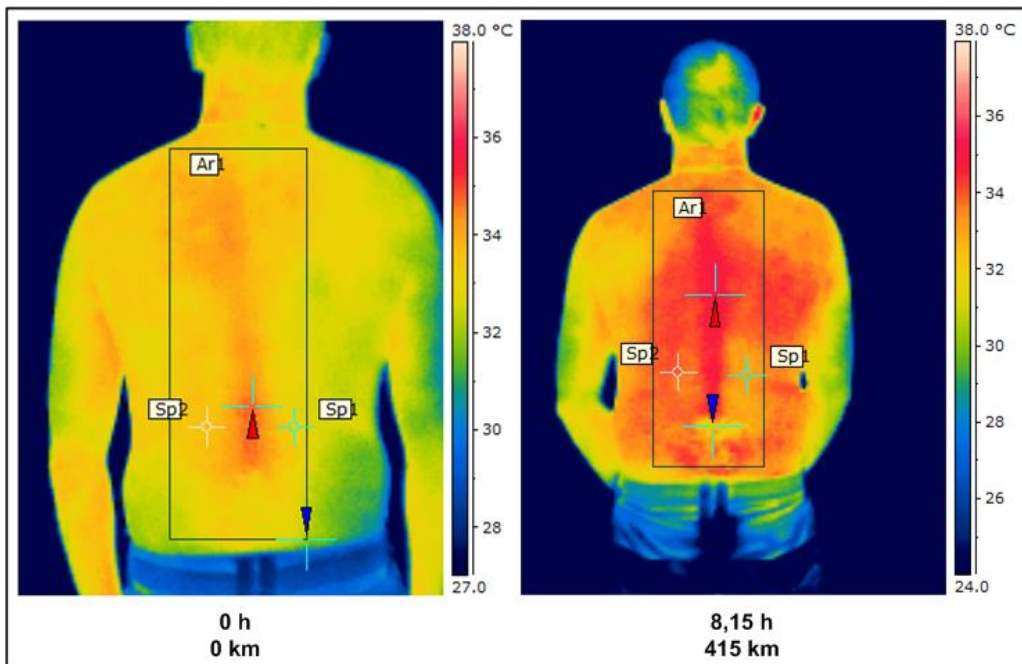


Fig. 5.38 Prima (stânga) și ultima (dreapta) înregistrare termografică la nivelul spatelui pasagerului la prima parcurgere.

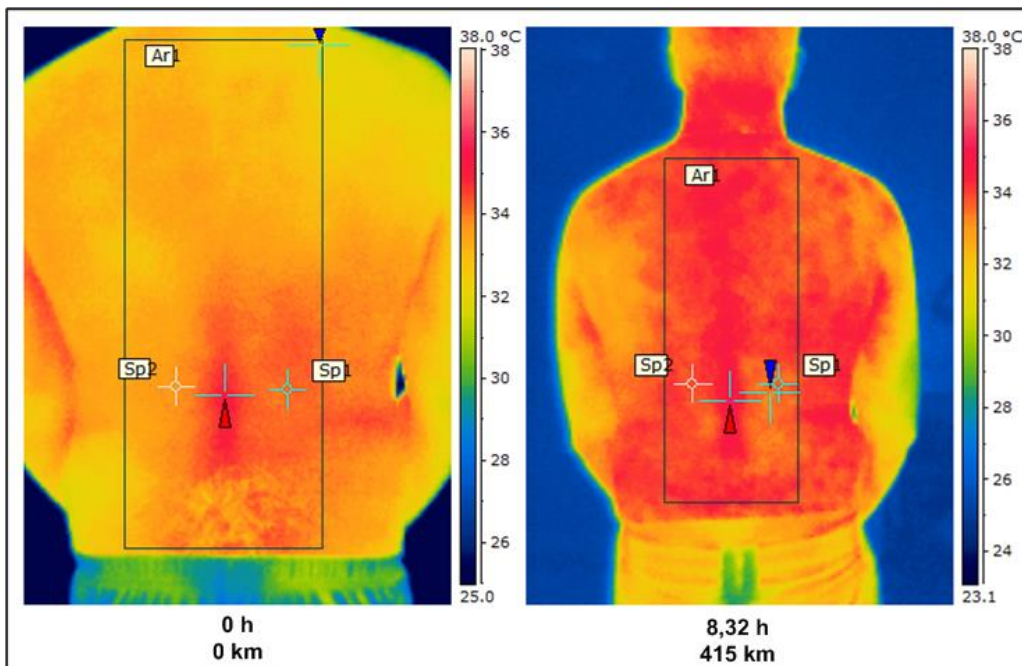


Fig. 5.39 Prima (stânga) și ultima (dreapta) înregistrare termografică la nivelul spatelui pasagerului la a doua parcurgere.

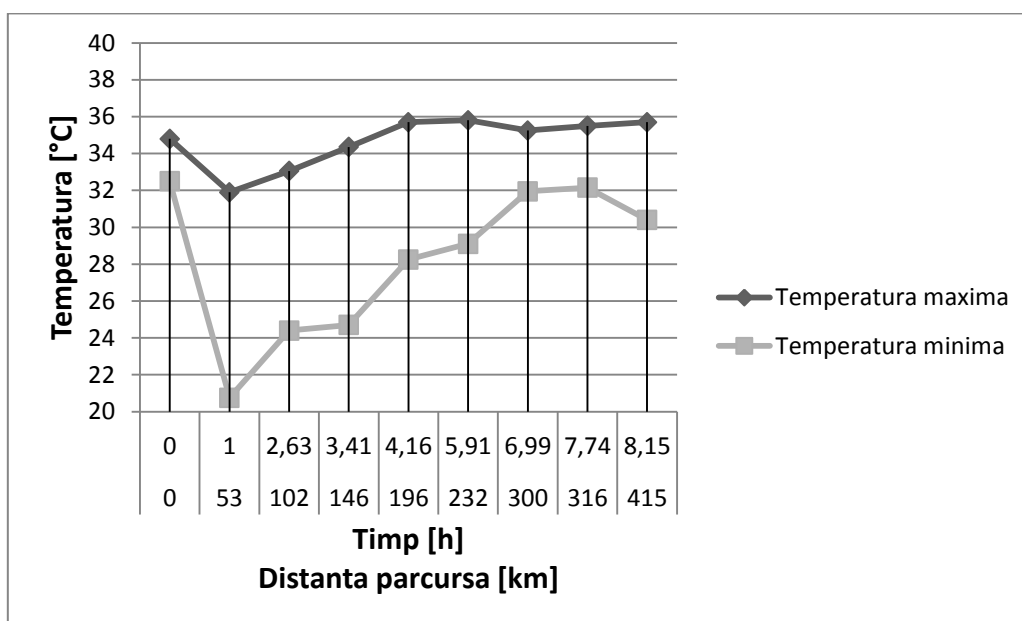


Fig. 5.40 Variația temperaturii maxime și minime pe aria Ar1 în cazul șoferului la prima parcurgere a traseului.

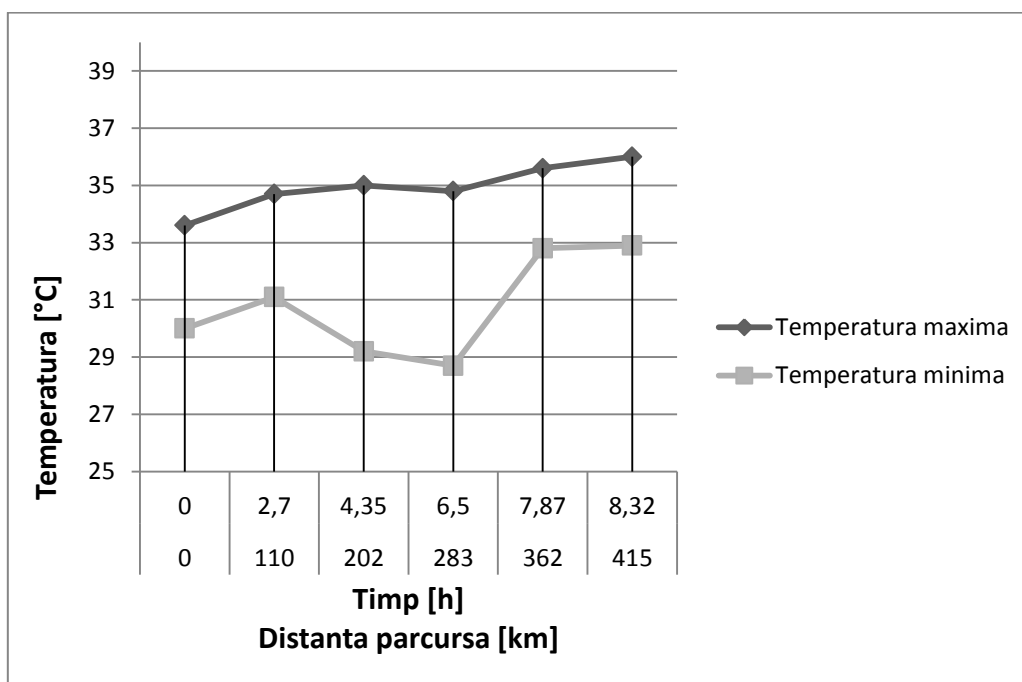


Fig. 5.41 Variația temperaturii maxime și minime pe aria Ar1 în cazul șoferului la a doua parcurgere a traseului.

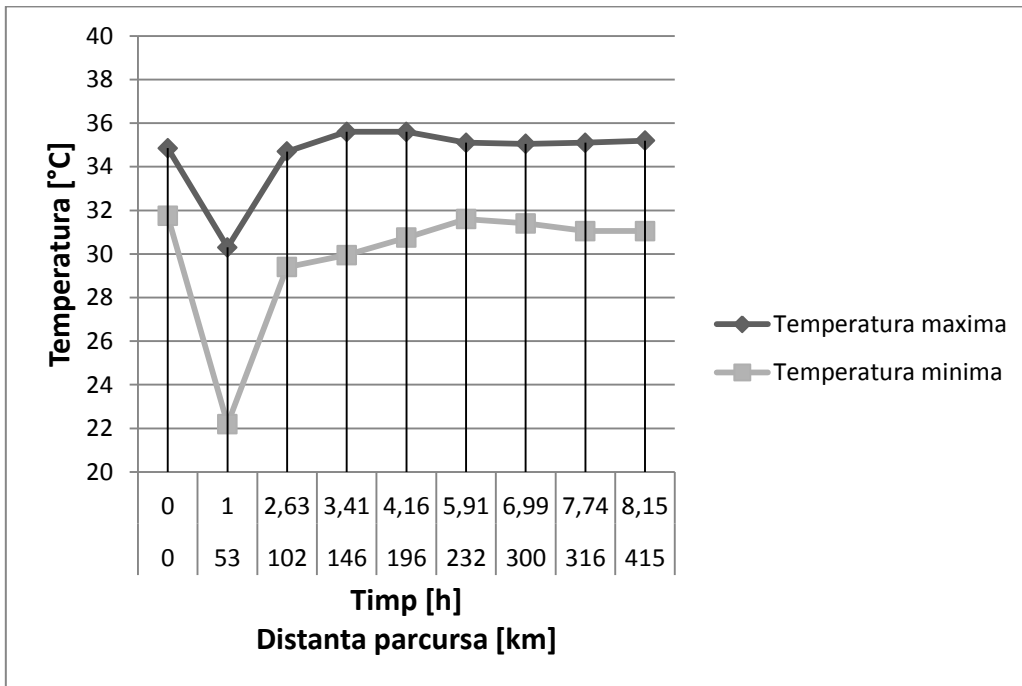


Fig. 5.42 Variația temperaturii maxime și minime pe aria Ar1 în cazul pasagerului la prima parcurgere a traseului.

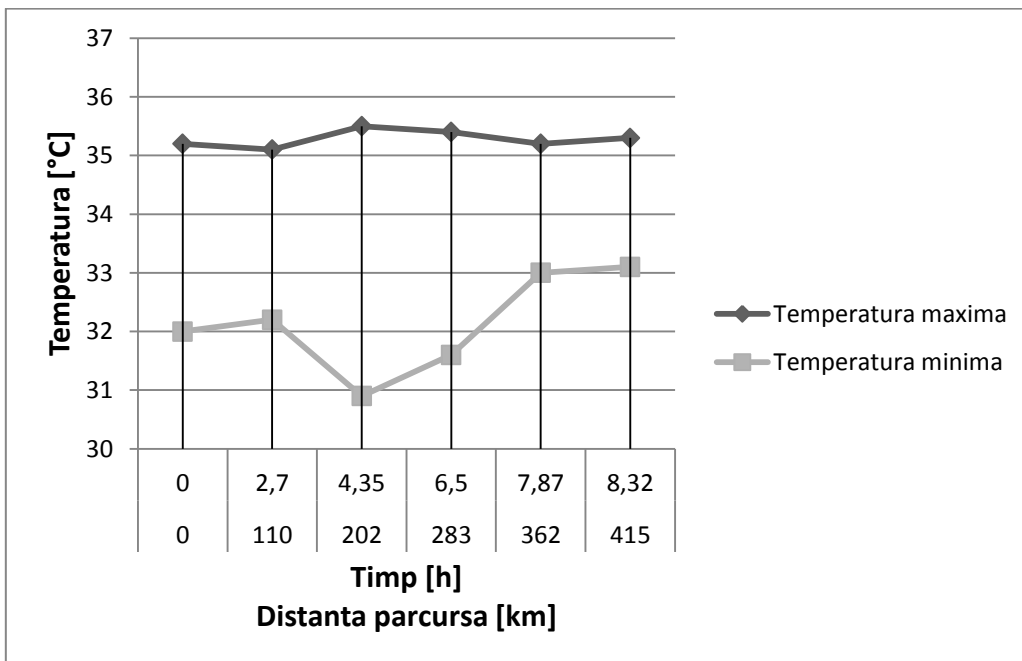
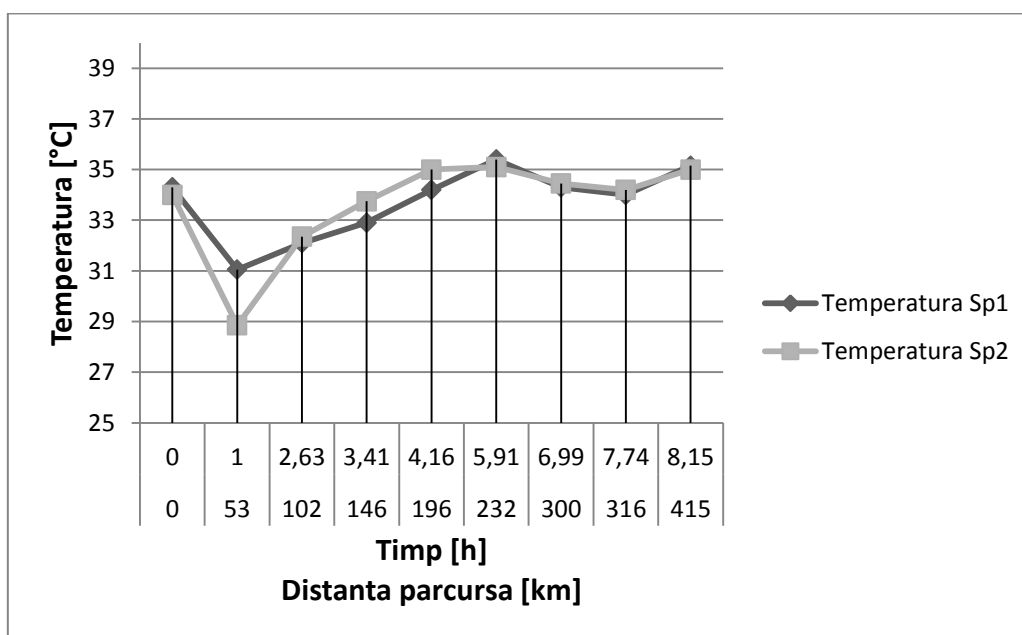
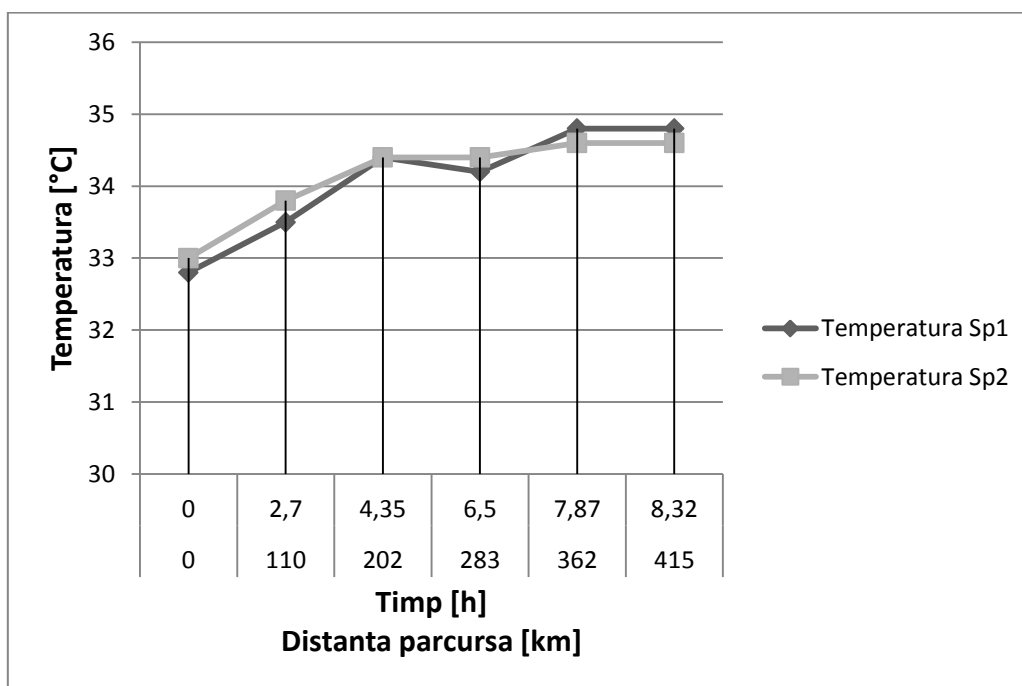


Fig. 5.43 Variația temperaturii maxime și minime pe aria Ar1 în cazul pasagerului la a doua parcurgere a traseului.

Fig. 5.44 Variația temperaturii în punctele *Sp1* și *Sp2* în cazul șoferului la prima parcurgere.Fig. 5.45 Variația temperaturii în punctele *Sp1* și *Sp2* în cazul șoferului la a doua parcurgere.

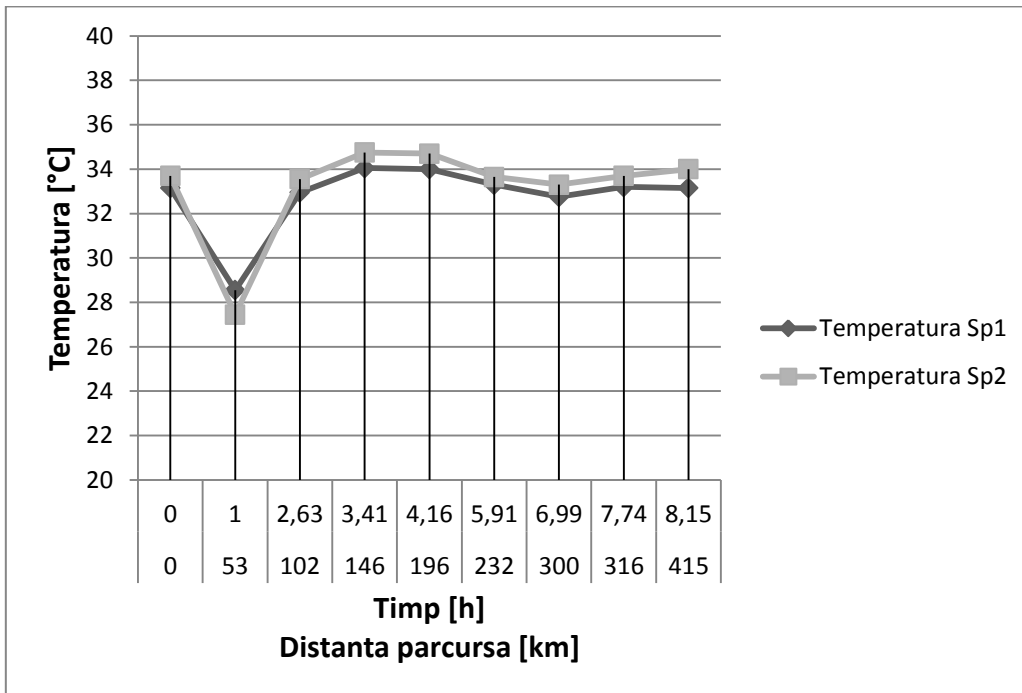


Fig. 5.46 Variația temperaturii în punctele *Sp1* și *Sp2* în cazul pasagerului la prima parcurgere.

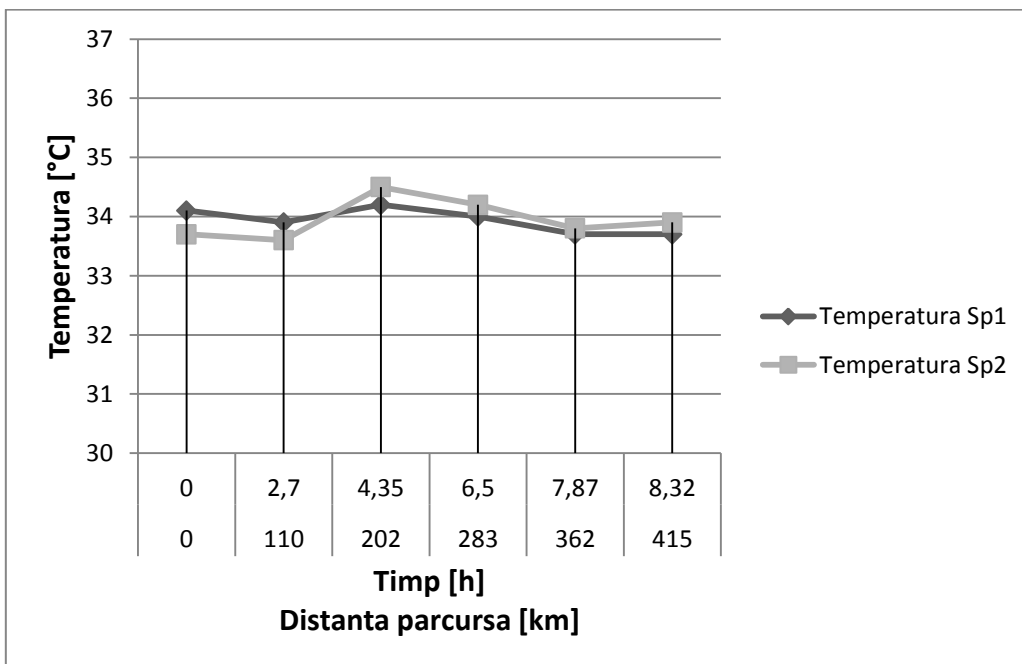
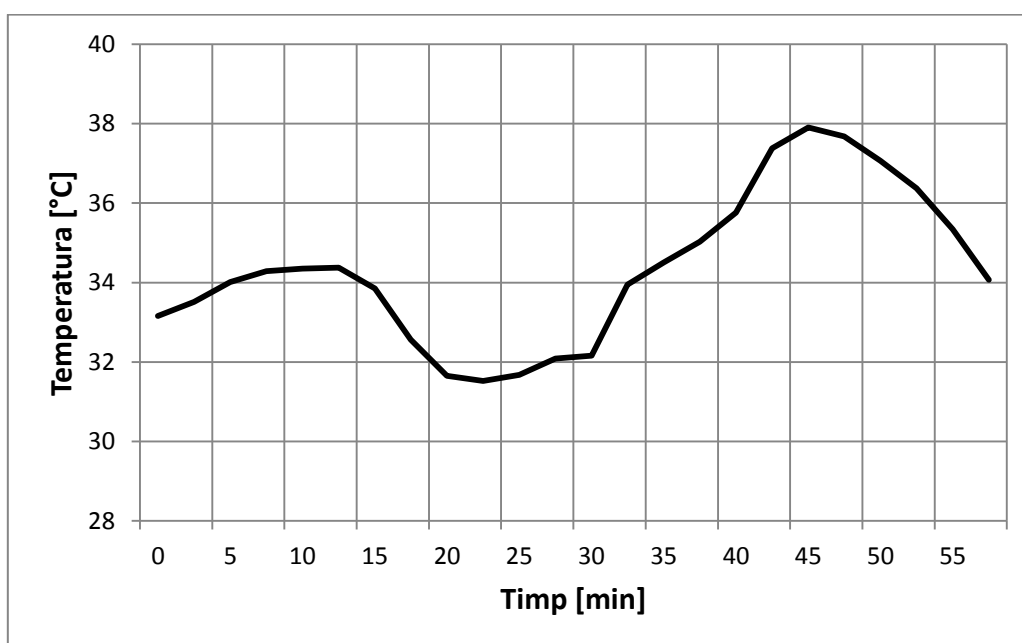
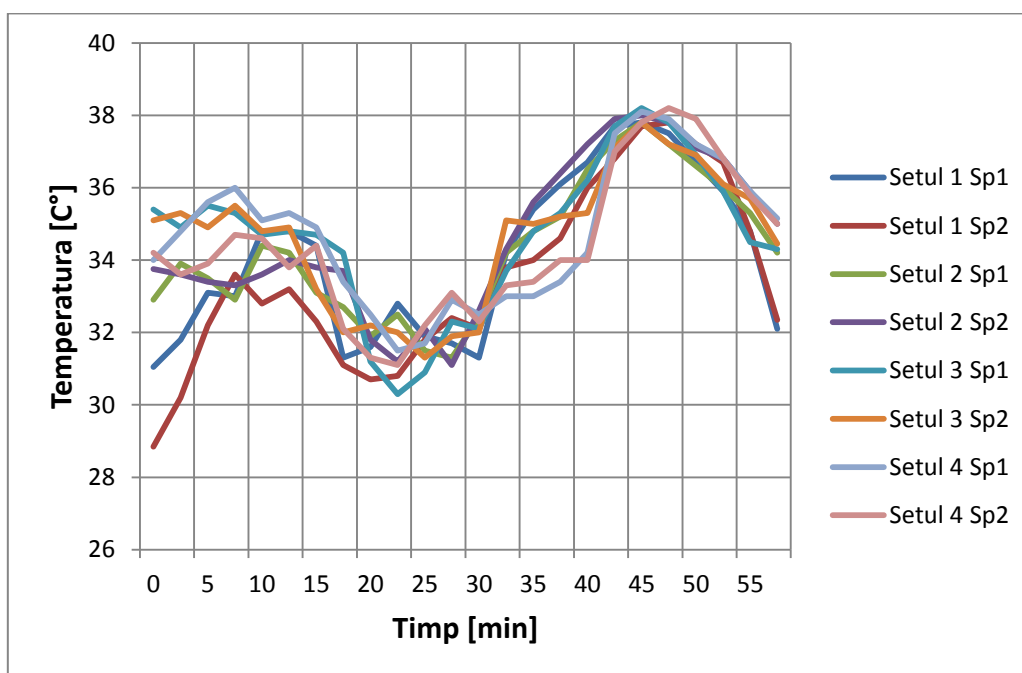


Fig. 5.47 Variația temperaturii în punctele *Sp1* și *Sp2* în cazul pasagerului la a doua parcurgere.



5.6. Concluzii

În figura 5.50 este prezentată energia/variația activității musculare determinată prin simulare cu ajutorul softului *AnyBody*, în comparație cu energia/variația temperaturii grupelor musculare atașate coloanei vertebrale. Se observă că variațiile se apropie foarte mult ca și alură. Astfel putem concluda faptul că simularea mișcărilor corpului conducătorului auto prin evidențierea energiei/activităților grupelor musculare atașate coloanei vertebrale, este validată experimental de analiza termografică (determinarea încălzirilor produse de activitatea musculară) asupra aceluiași grup musculare.

Analizând variațiile temperaturilor grupelor musculare ale coloanei vertebrale, prezentate în figurile 5.5.7 – 5.5.14, se observă faptul că temperatura este într-o continuă creștere până la atingerea unui palier. Creșterea temperaturii grupelor musculare se traduce într-o continuă activitate musculară. Activitatea musculară (v. cap. 5, sub cap. 5.3) este produsă de contractarea grupelor musculare.

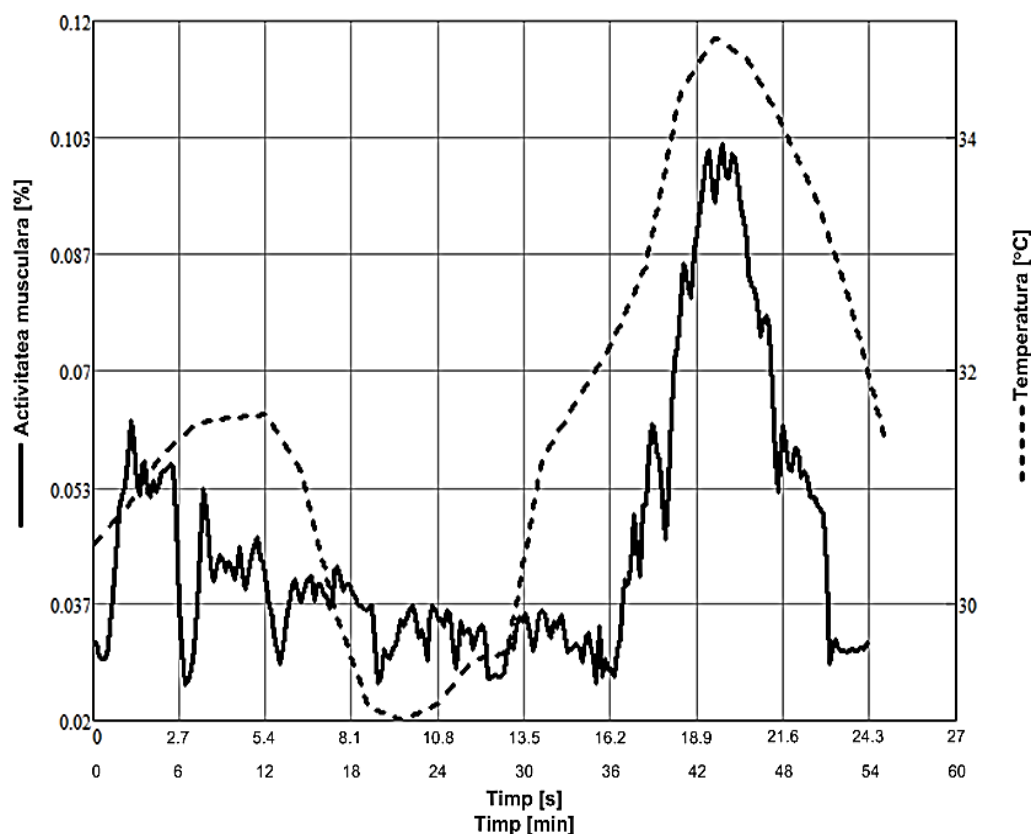


Fig. 5.50 Compararea dintre variația activităților grupelor musculare ale coloanei vertebrale prin simulare cu softul *AnyBody*, și variația temperaturii aceluiași grup musculare, determinată prin analiză termografică.

Creșterea temperaturii grupelor musculare ale coloanei vertebrale rezultă din continua contractare ale acestor grupe musculare. Astfel pentru o perioadă îndelungată de timp, continua contractare a grupelor musculare ale coloanei vertebrale, induce o încărcare suplimentară pe direcție verticală a acesteia, măbind tensiunile echivalente din vertebre și în special în discurile intervertebrale provocând deformații ce în unele cazuri depășesc limitele până la care afecțiunile musculo-scheletale ale coloanei vertebrale pot fi evitate sau tratate prin recuperare fizioterapeutică.

Analiza tensiunilor din vertebre și discuri intervertebrale, precum și deformația discurilor intervertebrale, necesită un studiu cu element finit.

6. MODELAREA, SIMULAREA ȘI DETERMINAREA EXPERIMENTALĂ A STĂRII DE TENSIUNE ȘI DEFORMAȚIE A COLOANEI VERTEBRALE

6.1. Obiectivele urmărite

Pentru a putea determina momentul apariției afecțiunilor musculo-scheletale/durerii este necesară o analiză a stării de tensiune și deformație a coloanei vertebrale prin modelare, simulare respectiv prin validare experimentală a acesteia.

Continua contractare a grupelor musculare ale coloanei vertebrale, induce o încărcare suplimentară pe direcție verticală a acesteia, măbind tensiunile echivalente din vertebre și în special în discurile intervertebrale provocând deformații ce în unele cazuri depășesc limitele până la care afecțiunile musculo-scheletale ale coloanei vertebrale pot fi evitate sau tratate prin recuperare fizioterapie.

Forma coloanei vertebrale în plan sagital și amplitudinile înclinărilor acesteia în plan coronal sunt determinate în mod direct de reacțiunile corpului conducătorului auto la forțele ce apar la rularea autovehiculului pe diferite trasee. În cazul unei forme ne ergonomice ale coloanei vertebrale în plan sagital, amplitudinile înclinărilor laterale în plan coronal, conduc la deformații ale discurilor intervertebrale, ce depășesc limitele anatomice anterior menționate.

Pornind de la aceste concluzii (v. cap. 3 și 5) este necesară o analiză cu element finit a unui segment din coloana vertebrală, constând din două vertebre și discurile intervertebrale dintre acestea. Segmentul este supus la compresiune iar vertebrele au o mișcare de rotație în plan coronal limitată de amplitudinea corespunzătoare segmentului, determinată în capitolul trei.

Analiza urmărește determinarea tensiunilor echivalente din cele două vertebre și în mod special deformațiile discurilor intervertebrale.

6.2. Analiza FEM al segmentului L4-L5 utilizând softul ANSYS

Conform literaturii de specialitate, solicitările cele mai mari apar în zona lombară a coloanei vertebrale, în mod special pe segmentele L4-L5 și L5-S1. Astfel în această analiză se va lua în considerare segmentul L4-L5.

Vertebrele L4 și L5 modelate în softul *CAD CATIA v5* (v. cap. 3) au fost importate și asamblate în softul *CAD ProEngineer*, după care s-a modelat discul intervertebral în funcție de suprafața inferioară a vertebrei L4 și suprafața superioară a vertebrei L5.

Întreg ansamblul a fost ulterior importat în softul *ANSYS 11.0*. În figura 6.1 este prezentat segmentul L4-L5 importat în softul *ANSYS 11.0*, iar în figura 6.2 este prezentat discul intervertebral modelat în funcție de suprafețele vertebrelor L4 și L5.

După importarea ansamblului L4-disc-L5 au fost introduse caracteristicile mecanice ale vertebrelor și discului. Conform literaturii de specialitate caracteristicile mecanice ale structurii osoase a vertebrelor, și structurii discului intervertebral, sunt date în tabelul 6.1.

Pasul următor a fost discretizarea pieselor. În figura 6.3 este prezentată imaginea segmentului L4-disc-L5 discretizată.

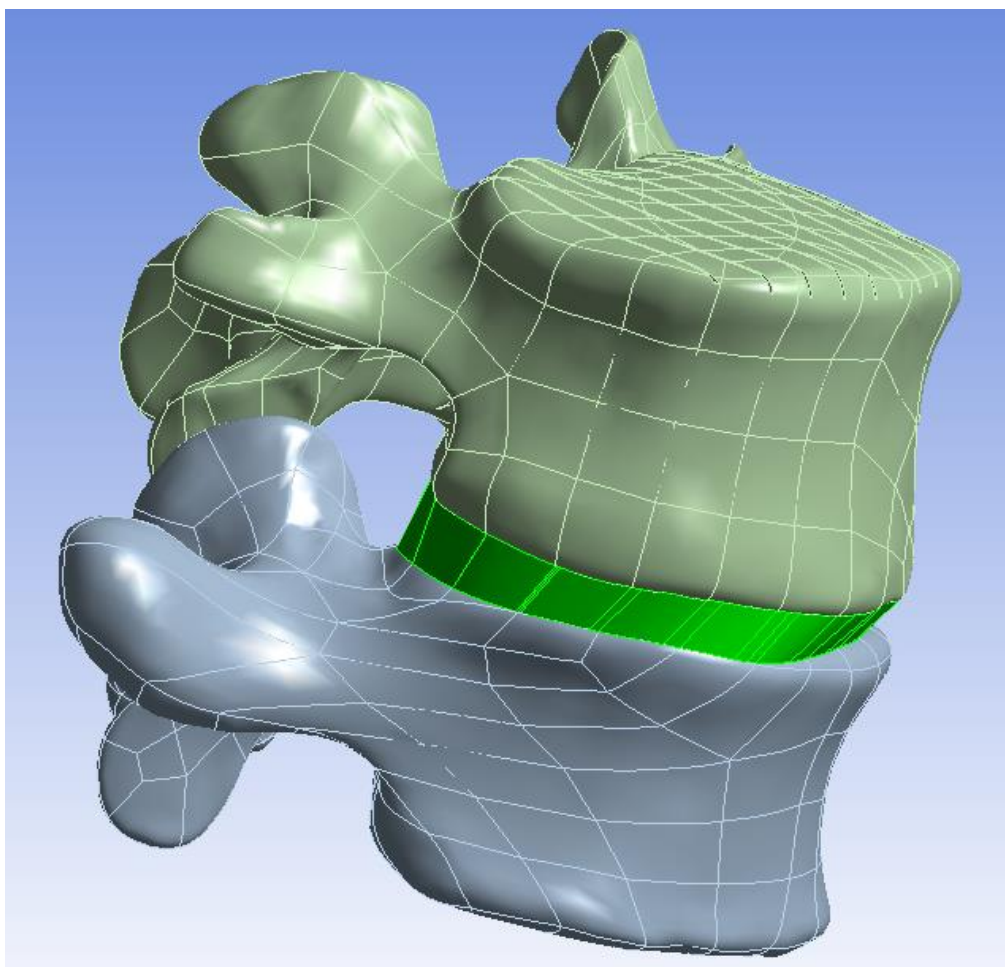


Fig. 6.1 – Ansamblul segmentului vertebral L4-disc-L5 importat în softul *ANSYS 11.0*.

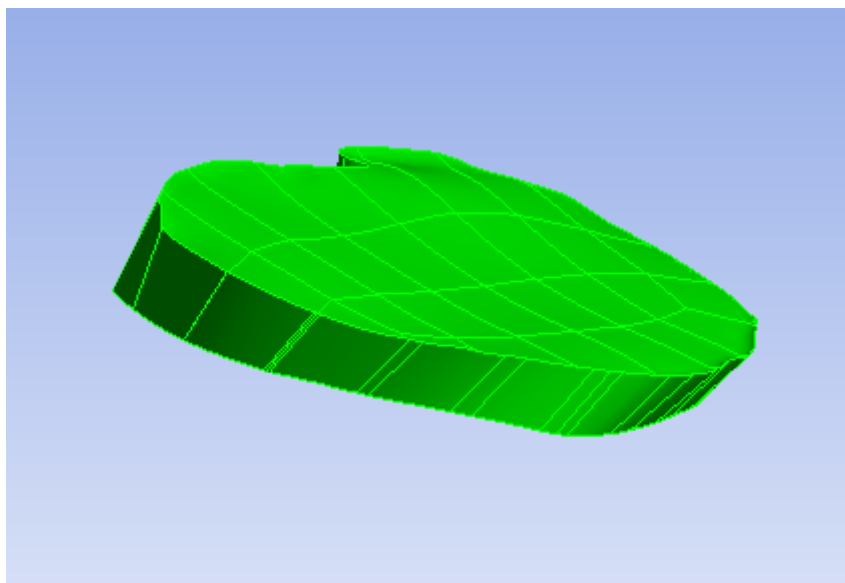


Fig. 6.2 Discul intervertebral modelat în softul *CAD ProEngineer*, în funcție de suprafața inferioară L4 și suprafața superioară L5, și importat în softul *ANSYS 11.0*.

În softul *ANSYS Workbench* s-a ales modulul *Simulation with Flexible Dynamics*. Vertebra L5 s-a considerat încadrată pe suprafața inferioară a acesteia, iar vertebrei L4 i s-a impus o mișcare de rotație în plan coronal identică cu cea din simularea făcută în softul *CAD CATIA V5* în modulul *DMU Kinematics* (v. cap. 3).

Tabelul 6.1 - Caracteristicile mecanice ale vertebrelor și discului intervertebral.

Structura	Modulul lui Young E [MPa]	Coefficientul lui Poisson ν [-]	Densitatea P [kg/m ³]
Vertebră	$4 \cdot 10^3$	0,3	2000
Disc intervert.	1	0,5	1250

Încărcarea s-a făcut prin aplicarea pe suprafața superioară a vertebrei L4 presiunea corespunzătoare forței rezultate din produsul accelerației gravitaționale și masa părții superioare a corpului conducătorului auto (44kg, v. cap. 5). Aria suprafeței superioare a vertebrei L4, a fost aproximată utilizând softul *CAD SolidEdge V10*. În figura 6.4 este prezentat modul de aproximare a ariei suprafeței superioare vertebrei L4. În figură se poate observa că suprafața este împărțită în patru arii diferite notate cu *A1*, *A2*, *A3* și *A4*. Conform valorilor rezultate din softul *CAD SolidEdge V10*, aria întregii suprafețe este aproximativ:

$$A_{SL4} = A1 + A2 + A3 + A4 = \frac{\pi \cdot 25.22^2}{2} + 13.2 \cdot 24.04 + \frac{\pi \cdot 13.2^2}{4} + \frac{\pi \cdot 13.2^2}{4} \quad (6.1)$$

$$A_{SL4} = 1590.126042 \text{mm}^2$$

Timpul de efectuare a simulării coincide cu frecvența ecuației sinusoidale ce

descrie variația în timp a unghiului dintre vertebrele L4 și L5 (v. cap.3). Acest timp este împărțit în 18 pași (*time steps*) de simulare.

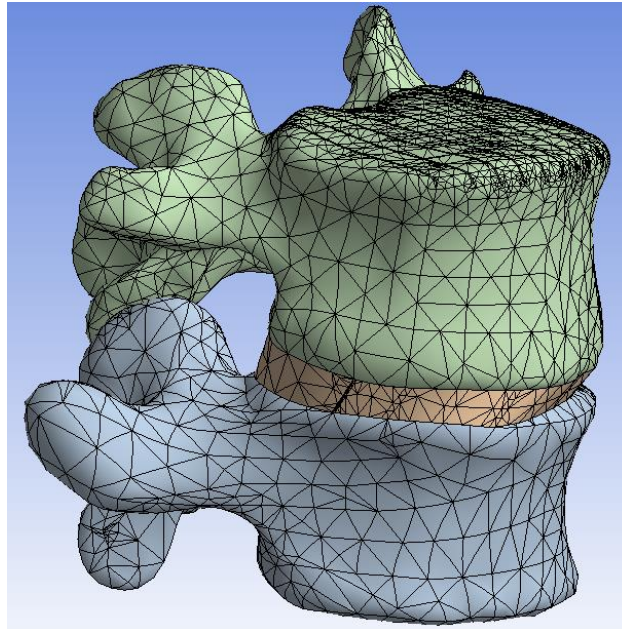


Fig. 6.3 Discretizarea ansamblului segmentului L4-disc-L5.

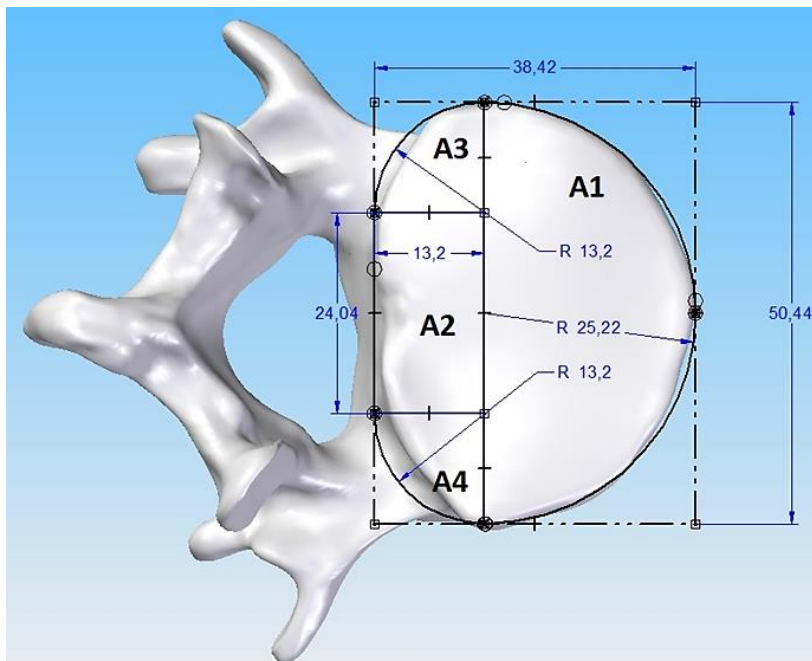


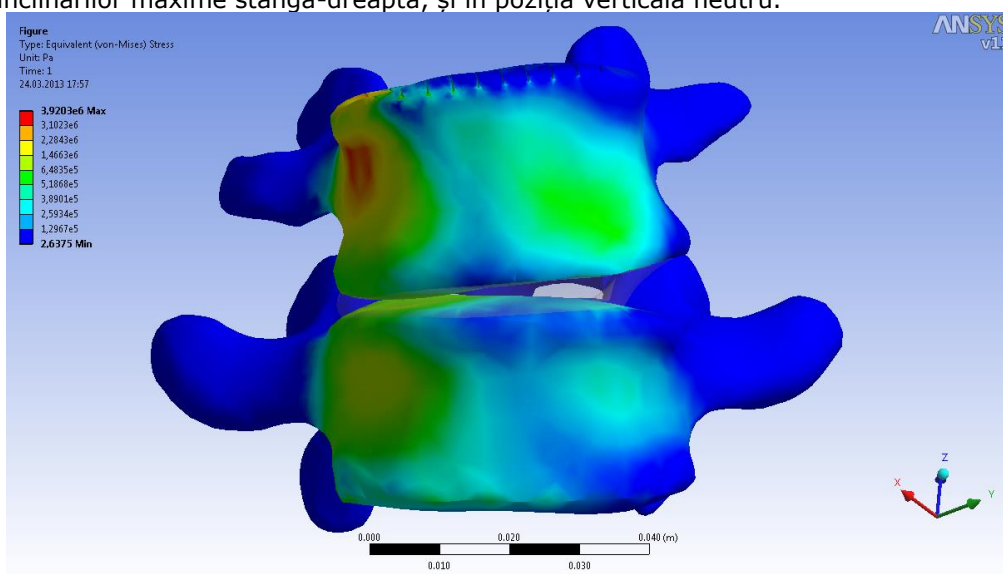
Fig. 6.4 Determinarea ariei suprafeței superioare a vertebrei L4.

6.3. Rezultatele analizei FEM utilizând softul ANSYS

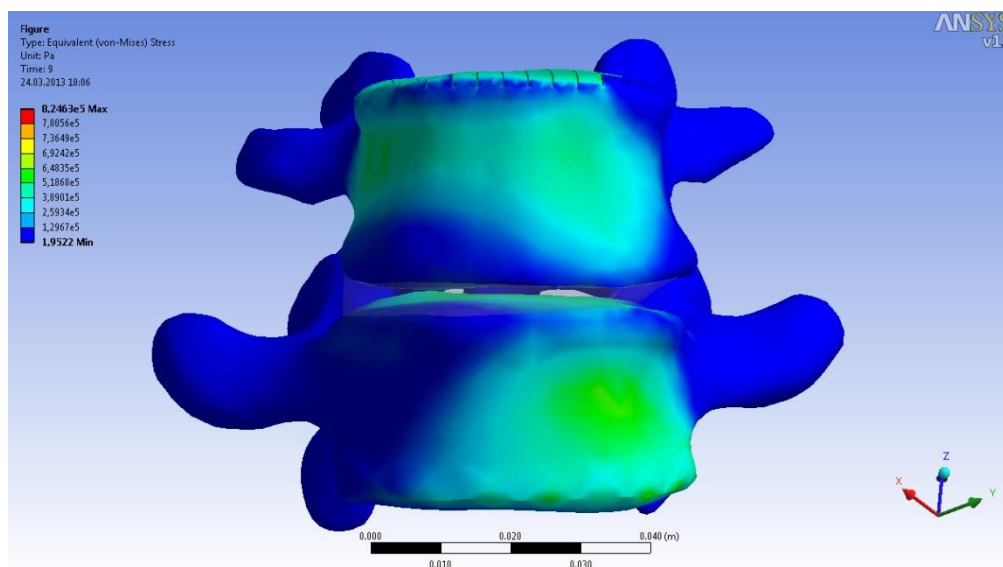
Analiza FEM a segmentului L4-disc-L5 a urmărit determinarea tensiunilor echivalente din vertebre și disc, și în mod special deformațiile discului intervertebral.

În anexa 2 sunt prezentate capturile în cei 18 pași a distribuției tensiunilor în vertebre și discul intervertebral, precum și modul de deformare a discului intervertebral.

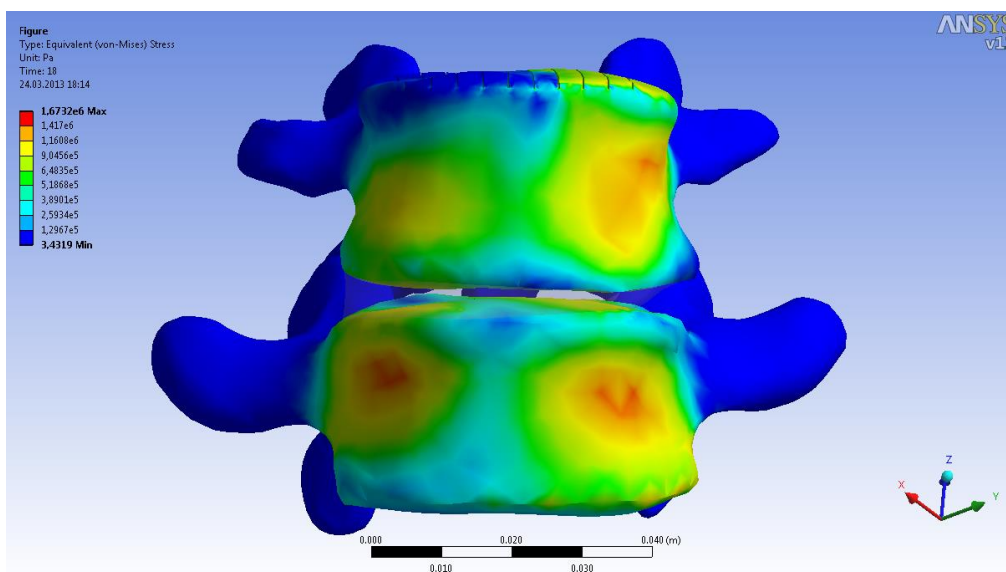
În figura 6.3.1 este prezentată distribuția tensiunilor în vertebre la limitele înclinărilor maxime stânga-dreapta, și în poziția verticală neutră.



a.)



b.)



c.)

Fig. 6.5 Distribuția tensiunilor în vertebre: a.), c.) limitele înclinărilor maxime stânga-dreapta; b.) în poziția verticală neutră.

În figura 6.3.2 este prezentată grafic variația în timp a tensiunilor echivalente maxime din vertebre.

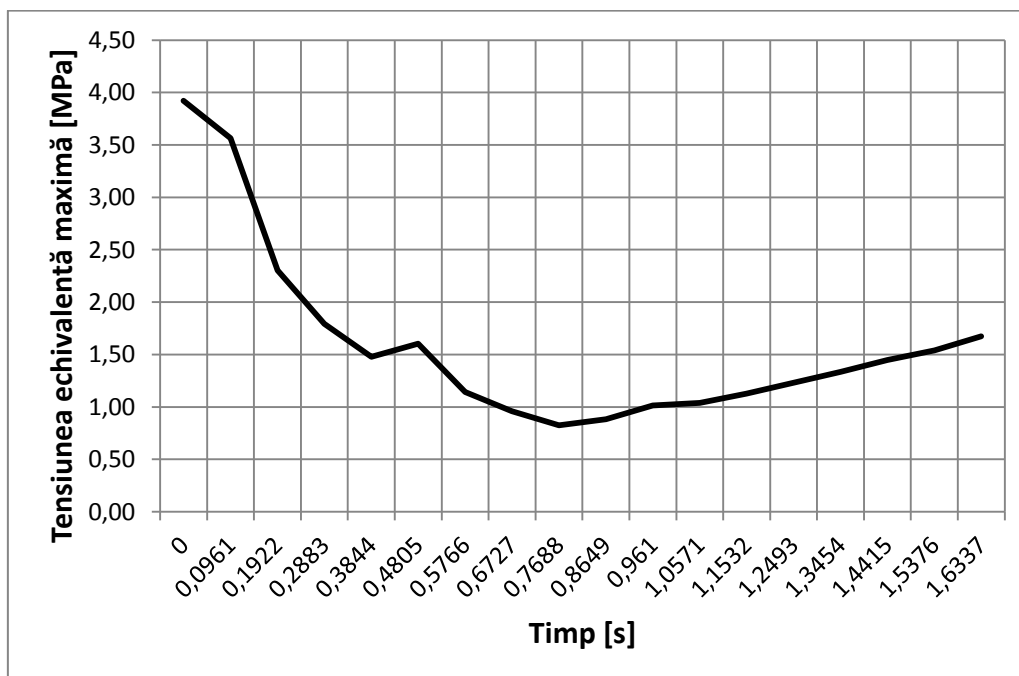
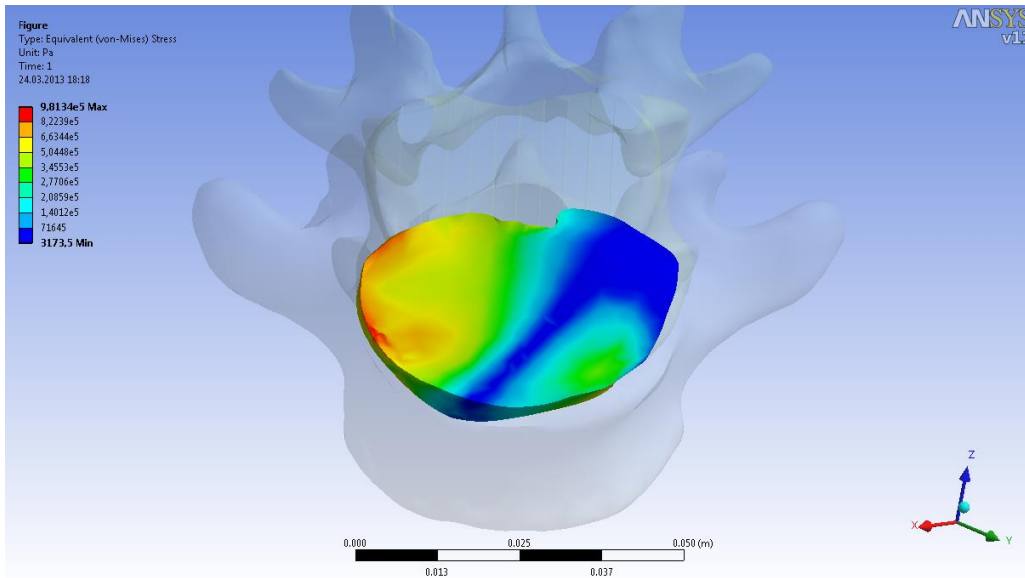
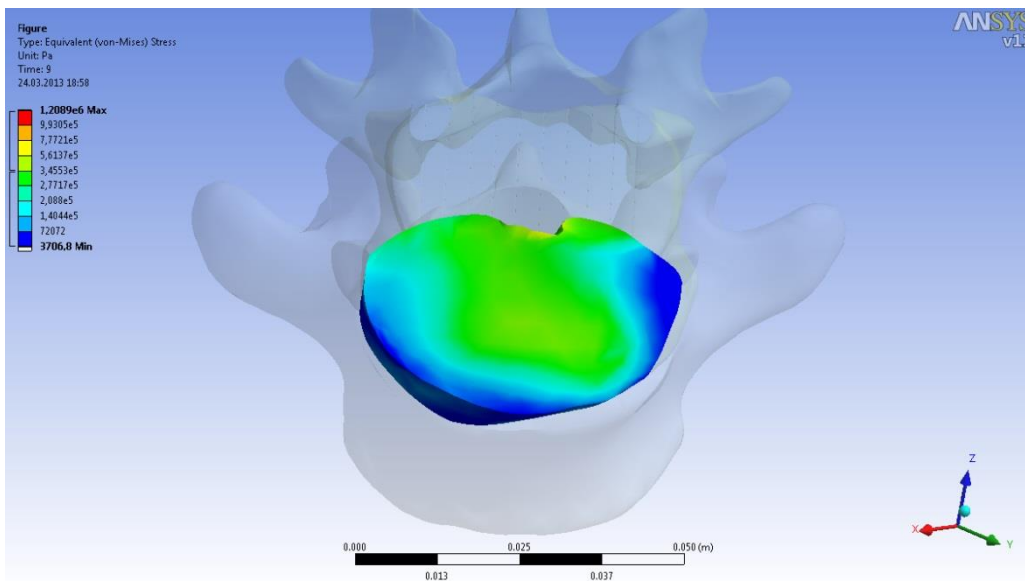


Fig. 6.6 Variația în timp a tensiunilor echivalente maxime din vertebre.

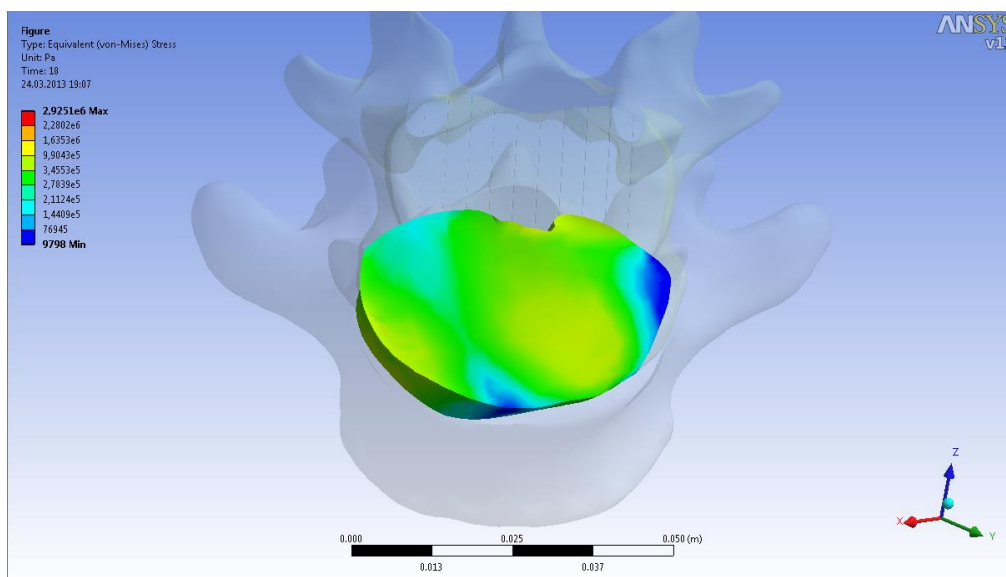
În figura 6.7 este prezentată distribuția tensiunilor în disc intervertebral la limitele înclinărilor maxime stânga-dreapta, și în poziția verticală neutră.



a.)



b.)



c.)

Fig. 6.7 Distribuția tensiunilor în discul intervertebral: a.), c.) limitele înclinărilor maxime stânga-dreapta; b.) în poziția verticală neutră.

În figura 6.8 este prezentată grafic variația în timp a tensiunilor echivalente maxime din discurile intervertebrale.

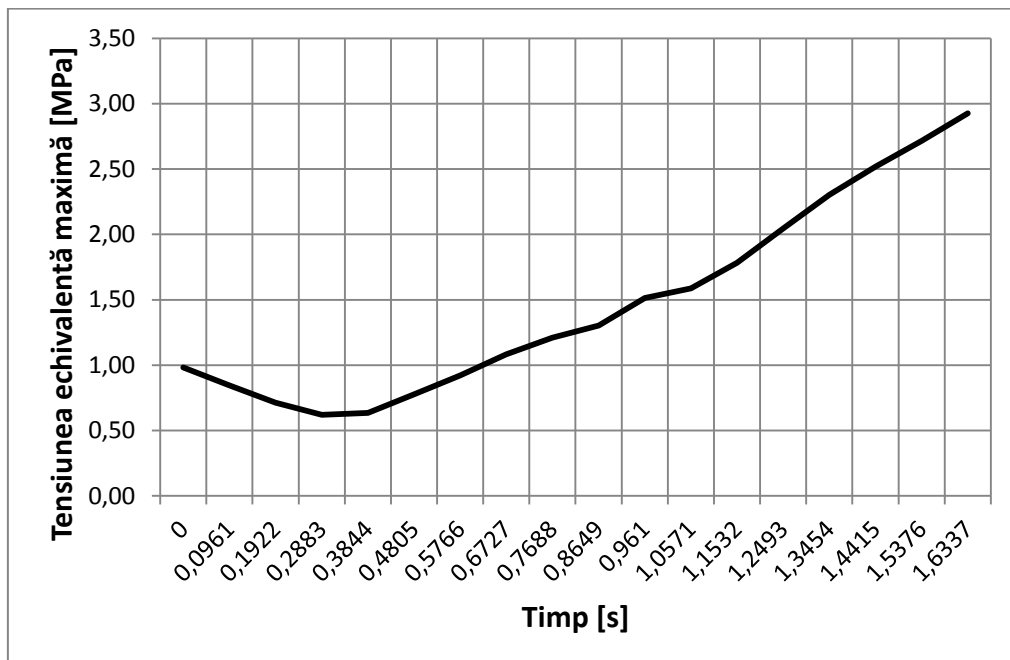
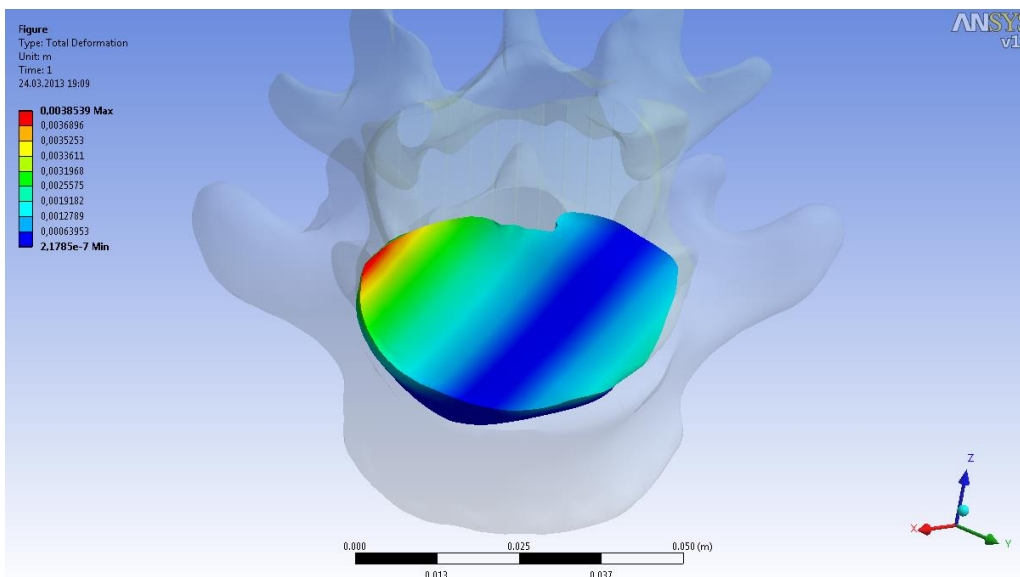
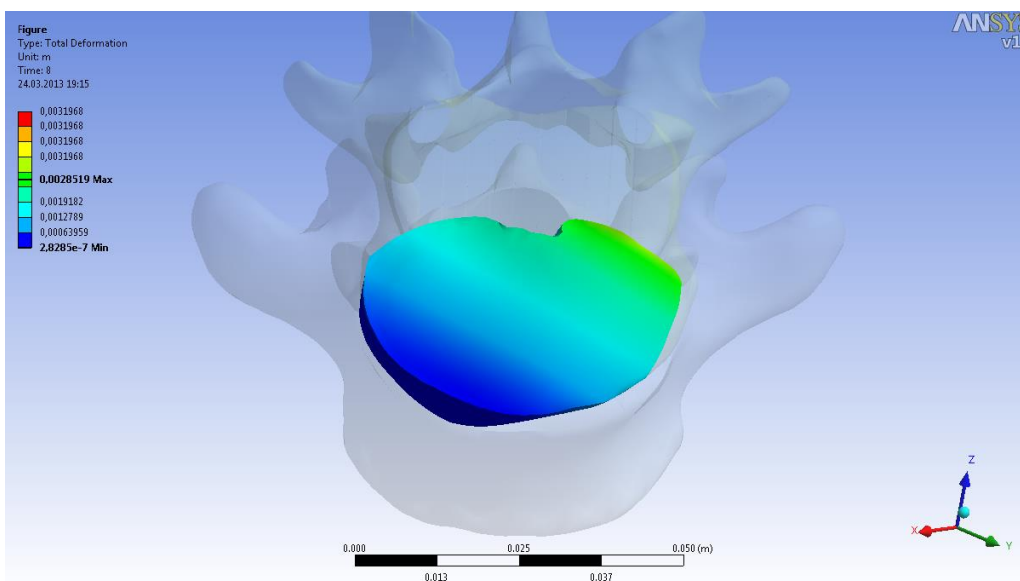


Fig. 6.8 Variația în timp a tensiunilor echivalente maxime din discurile intervertebrale.

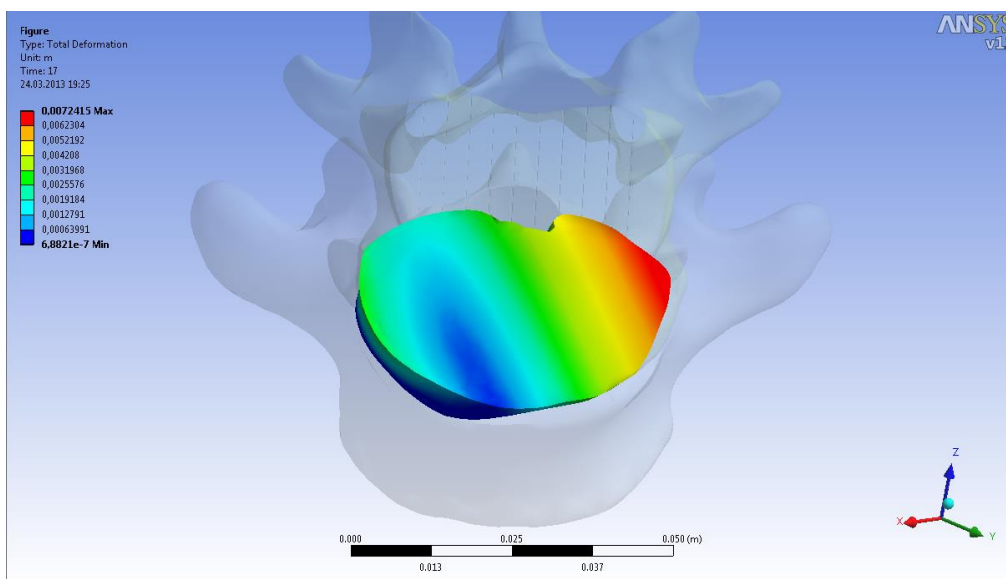
În figura 6.9 sunt prezentate deformațiile în discul intervertebral la limitele înclinărilor maxime stânga-dreapta, și în poziția verticală neutră.



a.)



b.)



c.)

Fig. 6.9 Deformațiile în discul intervertebral: a.), c.) limitele înclinărilor maxime stânga-dreapta; b.) în poziția verticală neutră.

În figura 6.10 este prezentată variația în timp a deformațiilor discului intervertebral.

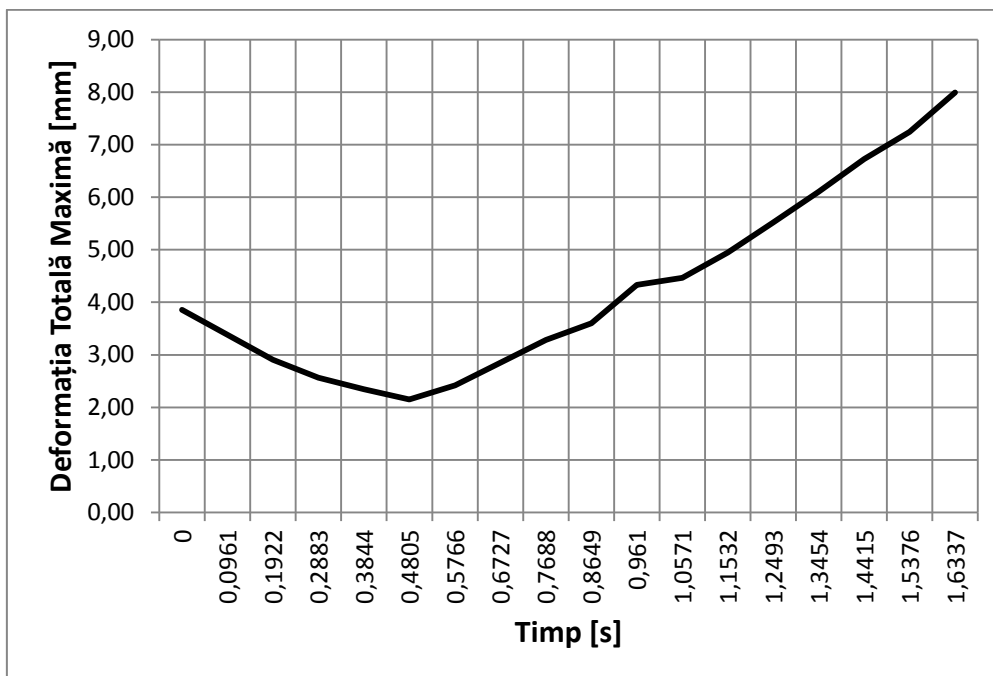


Fig. 6.10 Variația în timp a deformațiilor discului intervertebral.

Analizând rezultatele obținute (v. anexa 2), se poate observa faptul că distribuția tensiunilor echivalente maxime atât în vertebre cât și în discul intervertebral, sunt concentrate pe circumferința acestora în fiecare pas al analizei FEM dinamice.

În comparație cu datele din literatura de specialitate[], tensiunea echivalentă în discul intervertebral are valori limită de $3MPa$ pe circumferința cu o grosime de aproximativ $6mm$, iar spre nucleu discului intervertebral limita tensiunii maxime admise este de $2MPa$. Din analiza FEM dinamică rezultă tensiunea echivalentă maximă în discul intervertebral de $2,93MPa$ în partea extremă stânga a discului.

Conform literaturii de specialitate [] înălțimea discurilor intervertebrale din zonal lombară a coloanei vertebrale, este de aproximativ $10mm$. Deformația maximă rezultată din analiza FEM dinamice este de $7,99mm$.

6.4. Analiza experimentală a solicitărilor intervertebrale

Pentru analiza experimentală s-a conceput un dispozitiv mecatronic de determinare a solicitărilor intervertebrale. Dispozitivul este conceput astfel încât pentru un segment compus din două până la cinci vertebre și discurile intervertebrale corespunzătoare, să impună acestuia mișcări de flexie-extensie și flexie laterală, sub o anumită încărcare constantă sau variabilă în timp.

Pentru realizarea acestor mișcări s-a utilizat platforma STEWART (fig. 6.11).

6.4.1. Platforma STEWART

În figura 6.11 este prezentată platforma STEWART din dotarea laboratorului Departamentului de Mecatronică din cadrul Facultății de Mecanică, Universitatea "POLITEHNICA" din Timișoara.

În figura 6.12 sunt prezentate caracteristicile geometrice ale platformei, extrase din manualul de instrucțiuni în care se precizează următoarele:

Numerotarea pieselor:

Baza inferioară: (1). Cadrul fix: $(O_F; \vec{x}_F, \vec{y}_F, \vec{z}_F)$ este definit implicit.

Platforma superioară: (2). Cadrul mobil: $(O_M; \vec{x}_M, \vec{y}_M, \vec{z}_M)$ este definit implicit.

Picioarele (3) pana la (8);

Parametrizarea bazei inferioare (1):

Picioarele sunt ancorate prin punctele A_i dispuse în jurul unui cerc cu raza r_F ;

Punctele A_i sunt poziționate în pereche la fiecare 120°

Două puncte din fiecare pereche sunt separate printr-un unghi 2α .

Parametrizarea platformei superioare (2):

Picioarele sunt ancorate prin punctele B_i dispuse în jurul unui cerc cu raza r_M ;

Punctele B_i sunt localizate în perechi la fiecare 120°

Două puncte din fiecare pereche sunt separate de un unghi 2β .

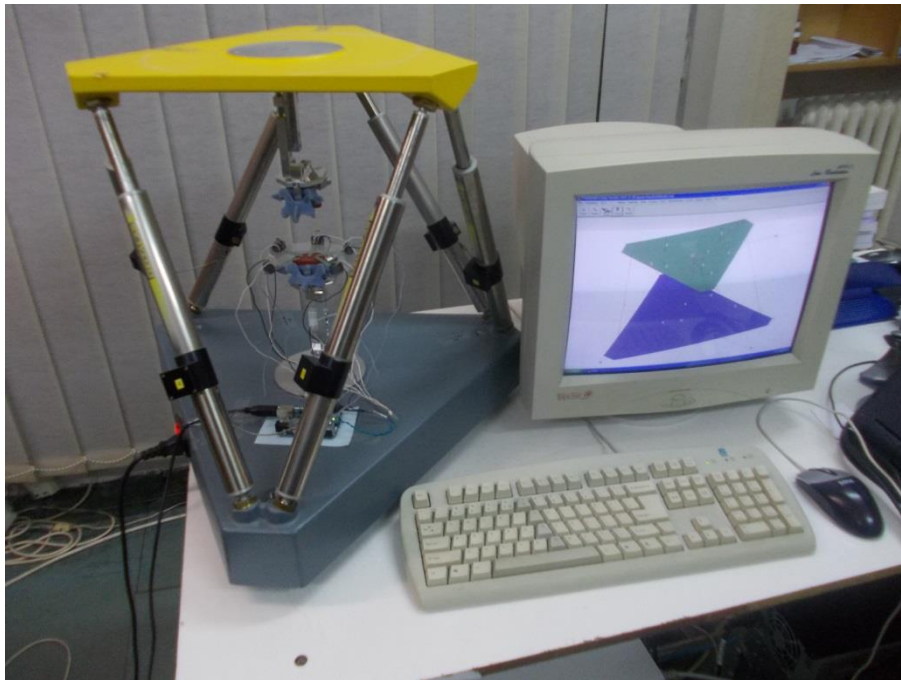


Fig. 6.11 Platforma STEWART utilizată.

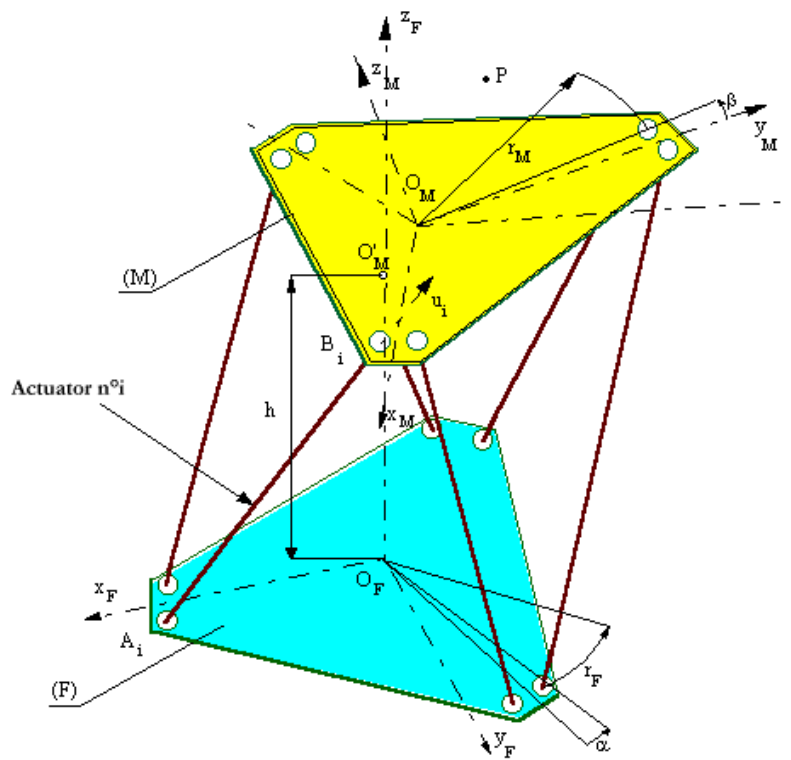


Fig. 6.12 Caracteristicile geometrice ale platformei STEWART.

Poziția inițială a platformei este caracterizată de punctele O_M și O'_M cu platforma superioară paralelă cu baza inferioară.

Platforma superioară dispune de șase grade de libertate cu respectarea bazei inferioare:

- 3 grade de libertate în translație, caracterizate prin punctul O_M , originea cadrului mobil R_M în cadrul fix R_F și cu respectarea referinței de poziționare a vectorului:

$$\overrightarrow{O'_M O_M} = x_M \overrightarrow{x_F} + y_M \overrightarrow{y_F} + z_M \overrightarrow{z_F} \quad (6.1)$$

- 3 grade de libertate în rotație, caracterizate prin orientarea cadrului R_M , prin respectarea cadrului fix R_F .

6.4.2. Prototiparea vertebrelor

Segmentul de coloană vertebrală utilizat în această analiză experimentală, este identic cu cel din analiza FEM utilizând softul *ANSYS 11.0*, adică vertebrele L4, L5 și discul intervertebral dintre acestea.

În colaborare cu Universitatea "Eftimie Murgu" din Reșița, Centrul pentru simulări numerice și prototipare, s-au realizat prin prototipare/printare 3D, vertebrele L4 și L5, pornind de la modele CAD realizate în softul CAD CATIA V5 (v. cap.3).

În figura 6.13 sunt prezentate vertebrele L4 și L5 realizate prin prototipare.



a.)



b.)

Fig. 6.13 – Vertebrele L4 și L5 rezultate în urma prototipării: a.) vertebrele extrase din imprimanta 3D; b.) forma finală a vertebrelor.

Materialul utilizat pentru realizarea prin protipare a vertebrelor este *Objet VeroBlue FullCure840*, având caracteristicile mecanice în tabelul 6.4.1 extras din catalogul companiei *Objet*.

Tab. 6.2 – Caracteristicile mecanice ale materialului *Objet VeroBlue FullCure840*.

Objet VeroBlue FullCure840					
	ASTM	Units	Metric	Units	Imperial
Tensile strength	D-638-03	MPa	50-60	psi	7250-8700
Elongation at break	D-638-05	%	15-25	%	15-25
Modulus of elasticity	D-638-04	MPa	2000-3000	psi	290,000-435,000
Flexural Strength	D-790-03	MPa	60-70	psi	8700-10200
Flexural Modulus	D-790-04	MPa	1900-2500	psi	265,000-365,000
HDT, °C @ 0.45MPa	D-648-06	°C	45-50	°F	113-122
HDT, °C @ 1.82MPa	D-648-07	°C	45-50	°F	113-122
Izod Notched Impact	D-256-06	J/m	20-30	ft lb/inch	0.375-0.562
Water Absorption	D-570-98 24hr	%	1.5-2.2	%	1.5-2.2
Tg	DMA, E _s	°C	48-50	°F	118-122
Shore Hardness (D)	Scale D	Scale D	83-86	Scale D	83-86
Rockwell Hardness	Scale M	Scale M	73-76	Scale M	73-76
Polymerized density	ASTM D792	g/cm ³	1.18-1.19		
Ash content Vblack	USP281	%	0.21-0.22	%	0.21-0.22

Se poate observa ca materialul *Objet VeroBlue FullCure840* utilizat în prototiparea vertebrelor, are aproximativ aceleași caracteristici mecanice cu țesutul osos al vertebrelor (tab. 6.1).

Discul intervertebral a fost realizat din două piese fiecare având o grosime de 5mm. Materialul utilizat în realizarea discurilor intervertebrale este un material siliconat care are caracteristicile mecanice apropiate de cele ale discului

intervertebral (tab. 6.1). Atât suprafața inferioară a vertebrei L4 cât și suprafața superioară a vertebrei L5, vertebre rezultate din prototipare, au fost încadrate astfel încât s-a obținut o matriță în care s-a turnat materialul siliconat pe o înălțime de 5mm. Motivul pentru care materialul siliconat a fost turnat direct pe suprafețele vertebrelor este ca suprafețele de contact vertebră-disc intervertebral, să fie identice.

6.4.3. Dispozitiv de fixare și reglare a poziției vertebrelor

Pentru fixarea și reglare a poziției vertebrelor, s-a conceput dispozitivul prezentat în figura 6.14. Dispozitivul a fost proiectat utilizând softul *CAD SolidEdge V20*. În anexa 3 sunt date desenele de execuție a pieselor componente ale dispozitivului de fixare și reglare a poziției vertebrelor.

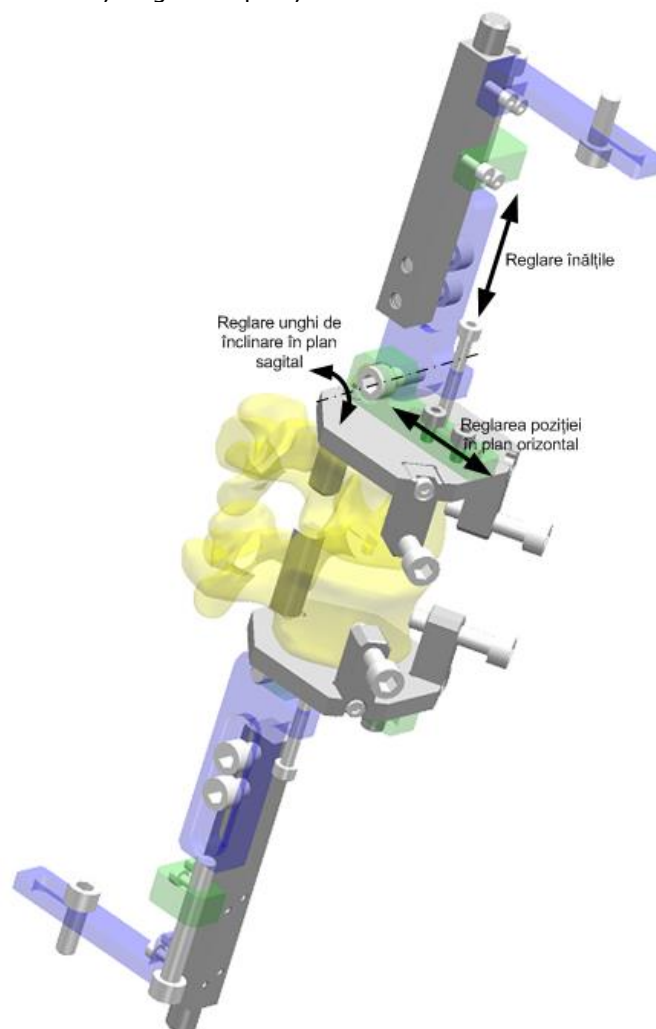


Fig. 6.14 Dispozitiv de fixare a vertebrelor și modurile de reglare a pozițiilor acestora.

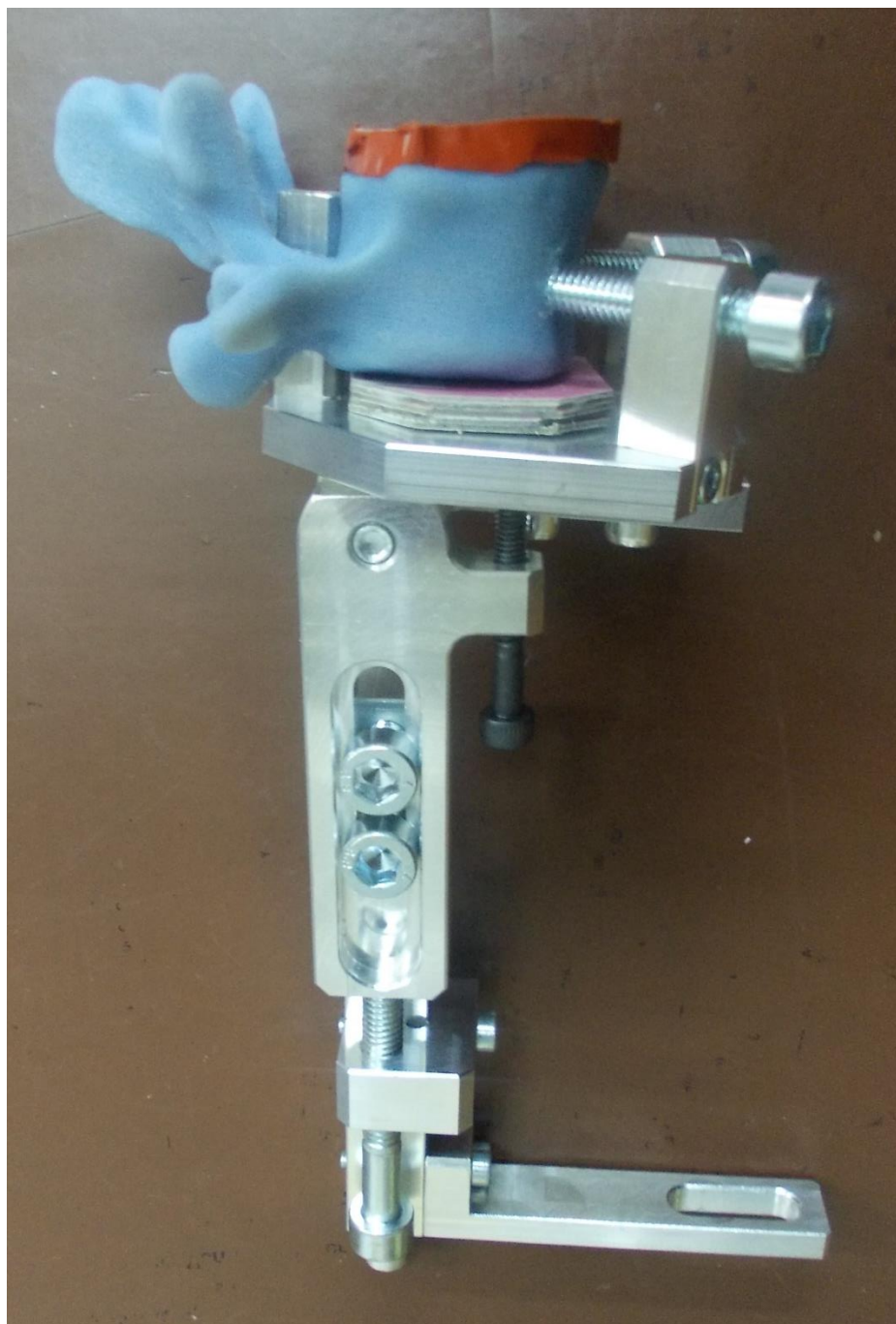


Fig. 6.15 Partea superioară a dispozitivului și vertebra L4 cu jumătatea superioară a discului intervertebral.

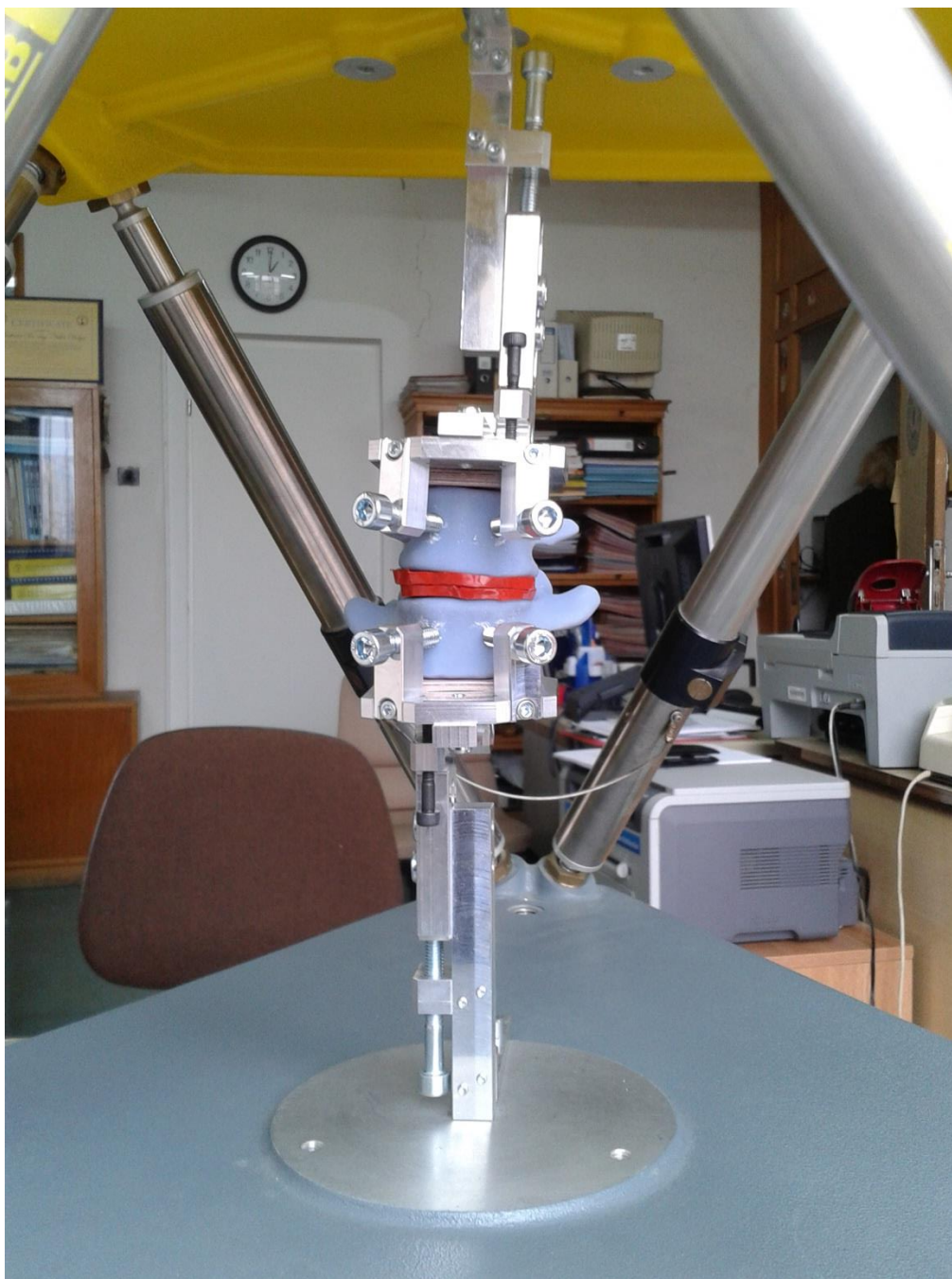


Fig. 6.16 Modul de prindere pe platforma STEWART a dispozitivului de fixare și reglarea a poziției vertebrelor.

6.4.4. Determinarea solicitărilor din discul intervertebral



Fig. 6.17 Senzor de forță circular $\Phi 7,6mm$. [63]

Pentru determinarea solicitărilor din discul intervertebral s-au utilizat cinci senzori de forță circulari prezentați în figura 6.17.

Conform specificațiilor tehnice [63] senzorul de apăsare își schimbă rezistența în funcție de forța care se exercită asupra lui. Când nu se exercita nici o forță rezistența este egală cu $1M\Omega$. Rezistența va scădea la $2.5K\Omega$ când se aplică forma maximă pe care poate senzorul să o detecteze.

Senzorii au fost dispuși pe jumătatea discului intervertebral, corespunzător vertebrei L5. Dispunerea și numerotarea senzorilor este dată în figura 6.18.

Pentru înregistrarea datelor a fost utilizată platforma de procesare open-source Arduino UNO, bazată pe software și hardware flexibil și simplu de folosit. Constă într-o platformă de mici dimensiuni prezentată în figura 6.19, (6.8 cm / 5.3 cm – în cea mai des întâlnită variantă) construită în jurul unui procesor de semnal.

Deoarece senzorul returnează valoarea rezistenței electrice, a fost necesar a determina o funcție de determinare a valorilor forțelor. Astfel s-a determinat empiric ecuația ce descrie variația rezistenței electrice în funcție de forța de apăsare pe senzor, prin încărcarea treptată a acestuia cu greutăți etalonate.

Ecuația forței este dată de relația 6.2, în care x reprezintă rezistența electrică a senzorului.

$$F = e^{\frac{x+152.83}{127.77}} \cdot 10^{-3} \cdot 9.81 \quad (6.2)$$

În figura 6.20 este prezentat ansamblul final al dispozitivului mecatronic de determinare a solicitărilor intervertebrale.

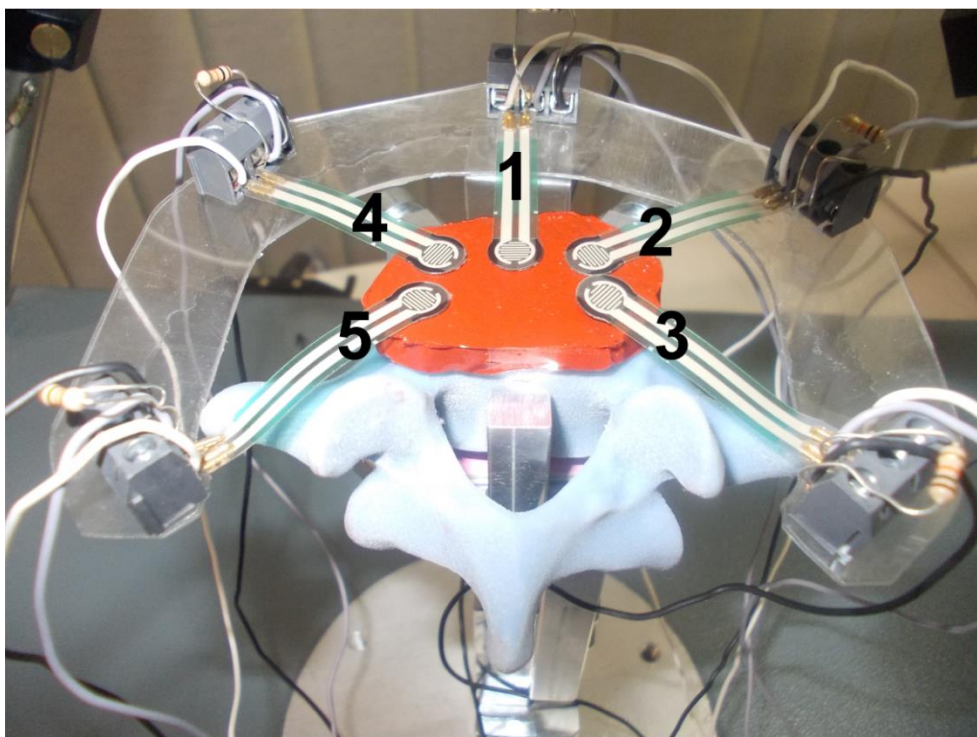


Fig. 6.18 Dispunerea și numerotarea senzorilor de forță pe jumătatea discului intervertebral corespunzător vertebrei L5.



Fig. 6.19 Platforma de procesare open-source Arduino UNO.

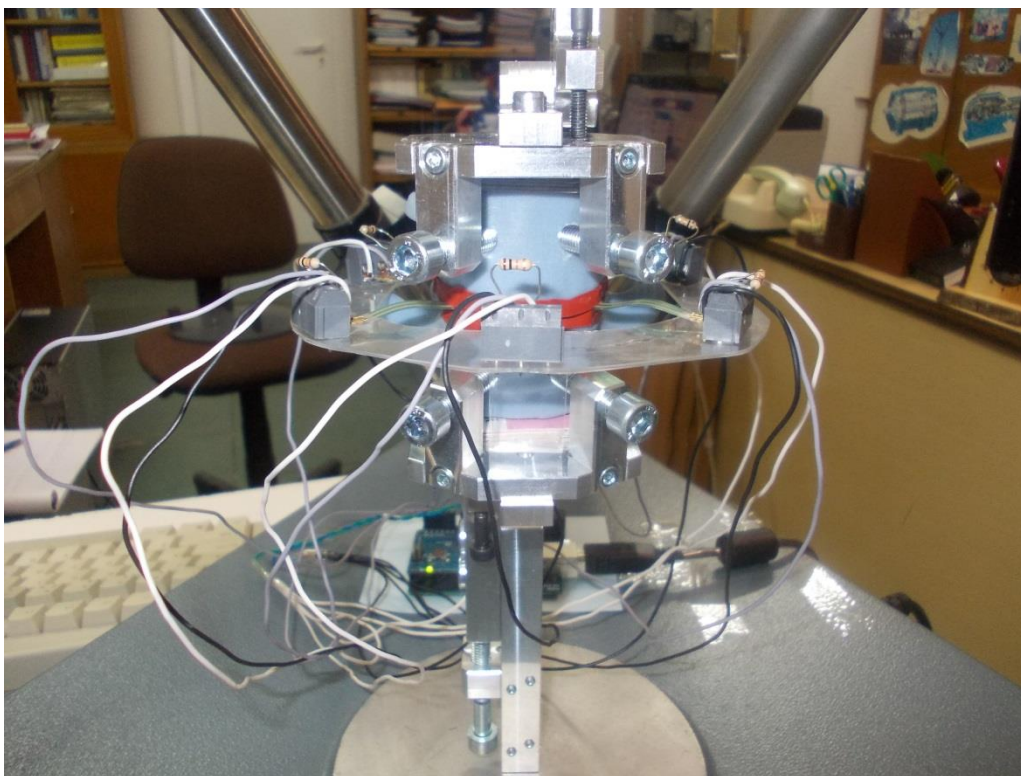


Fig. 6.20 Ansamblul final al dispozitivului mecatronic de determinare a solicitărilor intervertebrale.

6.4.5. Desfășurarea experimentului și rezultate

În softul dedicat platformei STEWART s-a introdus ecuația sinusoidală de mișcare a vertebrei L4 în raport cu vertebra L5, determinată în capitolul trei. Forța de încărcare a epruvetei este aceeași cu forța de încărcare utilizată în analiza FEM. Adică produsul dintre accelerația gravitațională și masa părții superioare a corpului conducătorului auto.

În urma efectuării experimentului s-a obținut graficul din figura 6.21, care reprezintă variația în timp a forțelor înregistrate pe fiecare senzor.

În acest grafic se poate observa faptul că senzorii opuși (senzorul 2 și senzorul 5), înregistrează valorile cele mai mari ale încărcării epruvetei.

Cunoscând astfel forțele pe senzor și suprafața senzorului, s-au determinat utilizând softul de calcul *Mathcad*, presiunile pe zonele de pe circumferința discului intervertebral, unde au fost amplasați senzorii de forță.

Variația în timp a presiunii este prezentată grafic în figura 6.22.

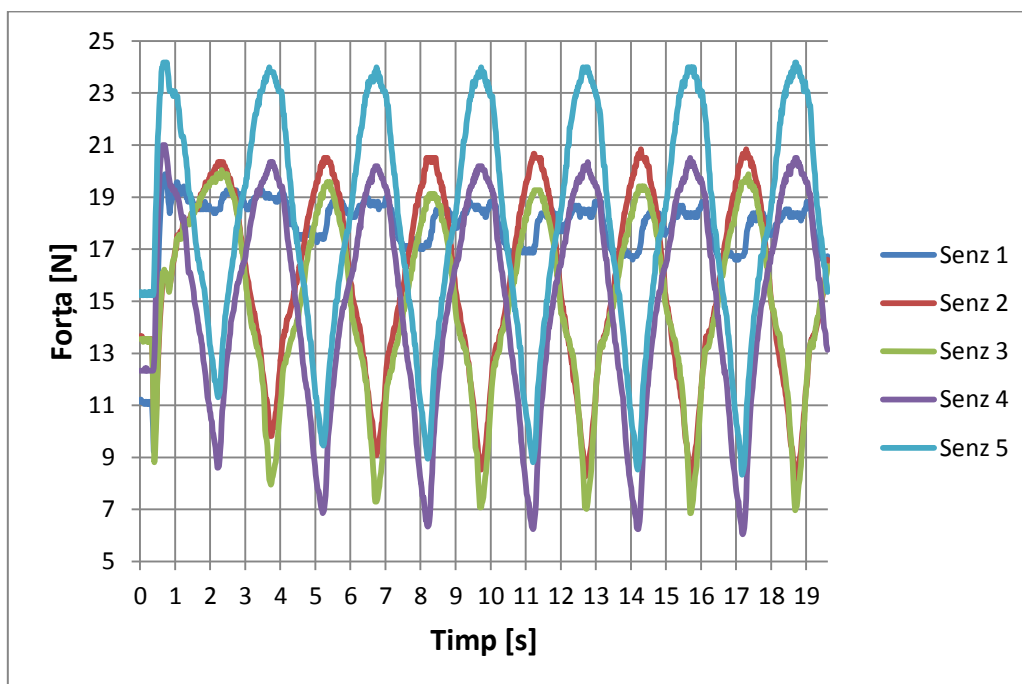


Fig. 6.21 Variația în timp a forțelor înregistrate pe fiecare senzor.

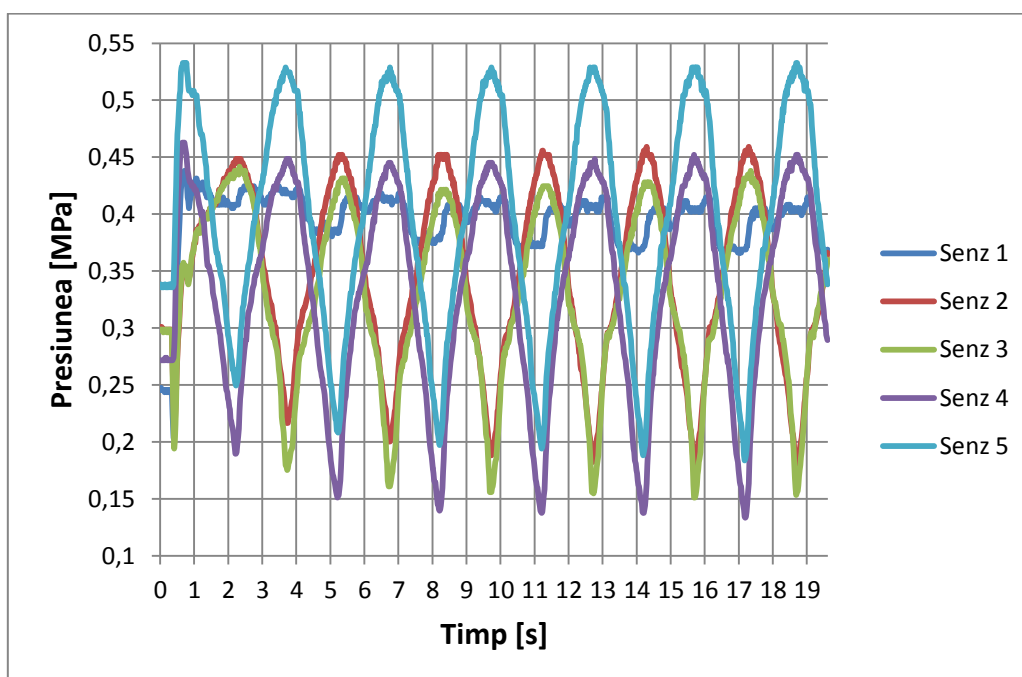


Fig. 6.22 Variația în timp a presiunilor înregistrate pe fiecare senzor.

6.5. Concluzii

În urma analizei FEM utilizând softul *ANSYS 11.0* modulul de analiză dinamică (v. anexa 2), se poate observa faptul că distribuția tensiunilor echivalente maxime atât în vertebre cât și în discul intervertebral, sunt concentrate pe circumferința acestora în toate situațiile analizate.

În comparație cu datele empirice din literatura de specialitate [19] și anume: tensiunea echivalentă în discul intervertebral cu valori limită de $3MPa$ pe circumferința de grosime aproximativ $6mm$, iar spre nucleu discului intervertebral limita tensiunii maxime admise este de $2MPa$, **din analiza FEM dinamică rezultă tensiunea echivalentă maximă în discul intervertebral de $2,93MPa$ în partea extremă stânga a planului sagital al discului.**

Conform literaturii de specialitate [19] înălțimea discurilor intervertebrale din zonal lombară a coloanei vertebrale, este de aproximativ $10mm$. **Deformația maximă rezultată din analiza FEM dinamice este de $7,99mm$.**

Conform rezultatelor experimentale se observă faptul că valorile cele mai mari ale presiunilor intervertebrale s-au înregistrat pe senzorul 5 amplasat în partea stângă a planului sagital al discului intervertebral.

Astfel putem concluziona faptul că analiza FEM prin simulare dinamică utilizând softul *ANSYS 11.0* este validată experimental utilizând dispozitivul mecatronic de determinare a solicitărilor intervertebrale.

Apariția afecțiunilor musculo-scheletale în raport cu valorile menționate poate fi determinată de către specialiștii în medicină.

7. CONCLUZII FINALE. CONTRIBUȚII PERSONALE. DIRECȚII NOI DE CERCETARE

Fenomenele de solicitare musculo-scheletală, deformațiile discurilor intervertebrale și vibraționale care solicită organismului uman în timpul șofatului sunt deosebit de complexe.

S-au evidențiat mai multe mecanisme care stau la baza acestor fenomene bazate mai mult pe date empirice dar încă nu există un model unitar care să cuprindă toate aceste influențe precum și o modelare numerică și simulare 3D bazată pe date științifice care să cuprindă toate aceste influențe și să conducă la o abordare ergonomică referitoare la comportarea coloanei vertebrale în timpul șofatului.

Complexitatea abordărilor teoretice și experimentale este sporită de faptul că la cea mai mică modificare a parametrilor funcționali pot apărea reacții diverse ale organismului uman.

Realizarea unui model al coloanei vertebrale prin scanarea 3D a vertebrelor extrase dintr-un cadavru uman și prelucrarea suprafețelor utilizând softul CAD CATIA v5, a constituit punctul de pornire a modelului real putându-se determina ulterior relațiile analitice care descriu mișcarea coloanei vertebrale, unghiurile intervertebrale și amplitudinile acestora.

Valorile amplitudinilor funcțiilor sinusoidale ce descriu variația în timp a unghiurilor dintre vertebre oferă o imagine asupra gradului de deformare a discurilor intervertebrale.

O postură ne ergonomică a corpului conducătorului auto așezat pe scaunul din autovehicul implică o formă a coloanei vertebrale atât în plan sagital cât și în plan coronal, ce supun discurile intervertebrale la solicitări ne uniforme pe întreg corpul acestora provocând deformații ce în unele cazuri depășesc limitele până la care afecțiunile musculo-scheletale ale coloanei vertebrale pot fi evitate sau tratate prin recuperare fizioterapie.

Supra solicitările coloanei vertebrale, în special a discurilor intervertebrale, în cazul conducătorului auto și a pasagerilor, se datorează și vibrațiilor provocate de calea de rulare. Astfel analiza ergonomică asupra coloanei vertebrale a conducătorului auto, implică un studiu al efectelor vibrațiilor asupra corpului uman.

Comparând frecvențele proprii calculate din modelul mecanic original propus cu frecvențele din spectrul amplitudine-frecvență obținute pe baza analizei *Fourier* a

semnalelor experimentale determinate prin măsurarea accelerațiilor verticale la nivelul caroseriei și al capului conducătorului auto, prin trecerea cu autoturismul descris în capitolul doi, peste un limitator de viteză.

În acest scop s-a conceput o metodologie experimentală originală la care înregistrarea accelerațiilor s-a realizat cu ajutorul accelerometrului *PASCO Acceleration sensor*, utilizând softul dedicat *DataStudio*, în proprietățile sensorului s-a setat frecvența de eșantionare de 2500Hz, iar unitatea de măsură a valorilor m/s^2 .

S-a concluzionat faptul că modelul vibrațional conducător auto-autovehicul propus este unul valid.

Analizând expresia forței perturbatoare se pot trage unele concluzii importante privind frecvențele care pot fi excitate la trecerea peste limitatorul de viteză, frecvențe care depind de lungimea de unda L a acestuia și de viteza v a autovehiculului. Prin urmare, în funcție de aceste două elemente: lungimea de undă a limitatorului de viteză și viteza de trecere peste acesta vor putea să apară vibrații de amplitudini mari în zona caroseriei, zona trunchiului sau a capului.

Starea de solicitare/consumul energetic determinate atât prin modelare/simulare cât și distribuția temperaturilor pe suprafața analizată a corpului care evidențiază zonele afectate constituie informații cheie atât pentru determinarea momentului apariției afecțiunilor musculo-scheletale cât și a predispoziției organismului uman de a funcționa în regim de confort și siguranță.

Creșterea temperaturii grupelor musculare ale coloanei vertebrale rezultă din continua contractare ale acestor grupe musculare. Astfel pentru o perioadă îndelungată de timp, continua contractare a grupelor musculare ale coloanei vertebrale, induce o încărcare suplimentară pe direcție verticală a acesteia, măbind tensiunile echivalente din vertebre și în special în discurile intervertebrale provocând deformații ce în unele cazuri depășesc limitele până la care afecțiunile musculo-scheletale ale coloanei vertebrale pot fi evitate sau tratate prin recuperare fizioterapeutică.

Pentru a putea cuantifica activitatea musculară s-a procedat la analiza cu softul *AnyBody Modeling System* respectiv validarea experimentală s-a realizat prin termografie.

Termografia a fost utilizată ca o investigație neinvazivă, de mare acuratețe, reprezentând o metodă funcțională de diagnostic imagistic.

Principiul metodei se bazează pe măsurarea temperaturii de la suprafața pielii prin mai multe metode: contact direct sau telemetrie. Contactul direct are ca principală metodă folosirea de cristale lichide ce își schimbă culoarea în funcție de temperatura locală. Telemetria constă în calcularea temperaturii într-un punct pe baza energiei emise de acel punct în infraroșu.

Practic termografia reprezintă o metodă de diagnostic cu aplicabilitate mare în numeroase leziuni la nivelul mușchilor, organelor interne și structurilor osoase. Scopul studiului termografic este acela de a evidenția zonele în care datorită poziției corpului se produce stază vasculară venoasă (contractie izometrică) la nivelul musculaturii, care în timp duce la apariția zonelor de contractură musculară și în cele din urmă la disfuncții musculo-scheletale, și de a evidenția leziunile musculo-scheletale deja instalate la conducătorii auto.

Înregistrările termografice s-au făcut la nivelul spatelui atât a conducătorului auto cât și a pasagerului, cu focalizare pe zona coloanei vertebrale evidențiind

variația în timp a temperaturii grupelor musculare ale coloanei vertebrale.

Energetica/variația activității musculare determinată prin simulare cu ajutorul softului *AnyBody*, s-a comparat cu energetica/variația temperaturii grupelor musculare atașate coloanei vertebrale determinată în urma postprocesărilor capturilor termografice pe un traseu de 830km. Se observă că variațiile se apropie foarte mult ca și alură. Astfel putem concluziona faptul că simularea mișcărilor corpului conducătorului auto prin evidențierea energeticii/activităților grupelor musculare atașate coloanei vertebrale, este validată experimental de analiza termografică (determinarea încălzirilor produse de activitatea musculară) asupra aceluiași grupe musculare.

Analizând variațiile temperaturilor grupelor musculare ale coloanei vertebrale, se observă faptul că temperatura este într-o continuă creștere până la atingerea unui palier. Creșterea temperaturii grupelor musculare se traduce într-o continuă activitate musculară. Activitatea musculară este produsă de contractarea grupelor musculare.

Creșterea temperaturii grupelor musculare ale coloanei vertebrale rezultă din continua contractare ale acestor grupe musculare. Astfel pentru o perioadă îndelungată de timp, continua contractare a grupelor musculare ale coloanei vertebrale, induce o încărcare suplimentară pe direcție verticală a acesteia, măbind tensiunile echivalente din vertebre și în special în discurile intervertebrale provocând deformații ce în unele cazuri depășesc limitele până la care afecțiunile musculo-scheletale ale coloanei vertebrale pot fi evitate sau tratate prin recuperare fizioterapeutică.

Analiza tensiunilor din vertebre și discuri intervertebrale, precum și deformația discurilor intervertebrale, necesită un studiu cu element finit.

Pentru a putea determina momentul apariției afecțiunilor musculo-scheletale/durerii este necesară o analiză a stării de tensiune și deformație a coloanei vertebrale prin modelare, simulare respectiv prin validare experimentală a acesteia.

Analiza urmărește determinarea tensiunilor echivalente din cele două vertebre și în mod special deformațiile discului intervertebral.

În urma analizei FEM utilizând softul *ANSYS 11.0* modulul de analiză dinamică, se poate observa faptul că distribuția tensiunilor echivalente maxime atât în vertebre cât și în discul intervertebral, sunt concentrate pe circumferința acestora în toate situațiile analizate.

Conform rezultatelor experimentale se observă faptul că valorile cele mai mari ale presiunilor intervertebrale s-au înregistrat pe senzorul 5 amplasat în partea stângă a planului sagital al discului intervertebral.

Astfel putem concluziona faptul că analiza FEM prin simulare dinamică utilizând softul *ANSYS 11.0* este validată experimental utilizând dispozitivul mecatronic de determinare a solicitărilor intervertebrale.

Apariția afecțiunilor musculo-scheletale în raport cu valorile menționate poate fi determinată de către specialiștii în medicină.

În prezenta teză pentru cunoașterea acestor fenomene "evidence based" s-a utilizat atât modelarea analitică 3D, cu element finit, aparatura de investigare de ultima generație neinvazivă, programe ergonomice de calcul specializate, utilizate de firme de prestigiu (BMW), dispozitive speciale / specifice proiectate și executate

de autor și instalații și protocoale experimentale special configurate.

Se urmăresc factori cum ar fi : model real 3D al coloanei vertebrale care sa poată analiza comportările coloanei vertebrale in diverse condiții de solicitare din timpul șofatului, determinarea consumului energetic al organismului, a tensiunilor și deformațiilor care apar in coloana vertebrala, discurilor intervertebrale si musculatura asociată atât prin modelare/simulare cat si prin confirmare experimentale.

Modelarea ca analiză 3D a activității șofatului va constitui un instrument excelent de monitorizare pe termen lung și de evaluare a soluțiilor tehnico-psiho-medicale oferite.

Posibilitatea desfășurării în condiții de deplină sănătate și securitate a actului șofatului in condițiile în care pe lângă șoferi profesioniști, mare parte din populația mondială utilizează autovehiculul ca mijloc obișnuit/ frecvent de transport duce la eficientizarea prin creșterea calității vieții.

Aceste priorități ale domeniului sunt în concordanță cu direcțiile dezvoltate de Comunitatea Europeană, materializate prin Programul "Sănătate și siguranță în organizarea mediului de lucru", menționat în Secțiunea V, Capitolul I al Acordului pentru Aria Economică Europeană (EEA), care constituie un aspect important în politica socială europeană, eliminarea afecțiunilor profesionale fiind parte integrantă din crearea unei Arie Economice Europene omogene.

Având în vedere complexitatea demersului ergonomic de optimizare a relației om-autovehicul, prezenta teză deschide numeroase direcții/posibilități de cercetare privind influența unor parametrii cum ar: turația de funcționare a motorului, tipul suspensiilor, modele de scaune și optimizarea lor, microclimatul, condițiile de vizibilitate, etc.

BIBLIOGRAFIE

- [1] Adams M. ; Bogduk N. ; Burton K. ; Dolan P. (2006). The Biomechanics of Back Pain Second Edition, Churchill Livingstone Elsevier.
- [2] Anybody Technology, *AnyBody Tutorials*, Danemarca, 2007.
- [3] Anybody Technology, *AnyScript Reference Manual*, Danemarca, 2007.
- [4] Blaise, T., Pignede, D., Van Effenterre, P. "Definition process of specification for seat vibration submitted to vertical motion below 30 Hz", *Ingenious de l'Automobile*, janvier. 2001.
- [5] Argeșanu Veronica, "Ergonomia echipamentelor și departamentelor medicale" Editura Eurostampa, Timișoara 2004.
- [6] Argeșanu V., Anghel M., Jula M., Comes C., **Kulcsar R.**, „Metode actuale de investigare a statusului postural în medicina dentară”, Milenium III Medicine, The International Congress of Medical Days in Banat 15th edition, Timisoara, Romania, ISSN: 1583 – 5251, vol. 60, nr. 1/2010, Mai 2010.
- [7] Borozan I. S.; Maniu I.; **Kulcsar R. M.**; „Ergonomic analysis on driving an Automatic Gearbox equipped vehicle”, SACI 2012 IEEE 7th International Symposium on Applied Computational Intelligence and Informatics, May 24-26, 2012, Timisoara, Romania.
- [8] Borozan I. S.; **Kulcsar R. M.**; "Vertebral column bioengineering analysis at bending and torsion", International Conference on Human-Machine Systems, Cyborgs and Enhancing Devices HUMASCEND, Iasi, Romania, June 14-17, 2012.
- [9] Bouazara M., Richard M.J., S. Rakheja, "Safety and comfort analysis of a 3-D vehicle model with optimal non-linear active seat suspension", *Journal of Terramechanics*, Elsevier, 2006.
- [10] Brîndeu L. "Vibrații și vibropercuții", Ed. "Politehnica" Timișoara, 2001.
- [11] Brîndeu L., Popa C., Szeidert I. "A mathematical model of the human body in the case of standing position", *Simp. Șt. Internațional "Universitaria ROPET 2000"*, secț. Ing. Mec., Petroșani, 2000.
- [12] Brîndeu L., Popa C., Ștefan C., Hegedus A. "Identification of Human Body Model, Sitting on a Vehicle Chair", 3th. Mini. Conf. on VSDIA, Budapest, Nov. 6-8, 2000.
- [13] Brîndeu L., Silaș Gh., Toader M., Popa C., Ștefan C. "Metoda de identificare a caracteristicilor mecanice ale corpului uman așezat în autovehicul", *Analele Univ. Oradea, Fasc. Mec. Secț. Mec. Vibr. Rez. Mat*, vol. II, 2000.
- [14] Cacciabue P. C., Carsten O., „A simple model of driver behaviour to sustain design and safety assessment of automated systems in automotive environments”, *Applied Ergonomics*, Elsevier, 2010.
- [15] Casucci M., M. Marchitto M., ș.a. "A numerical tool for reproducing driver behaviour: Experiments and predictive simulations”, *Applied Ergonomics*, Elsevier, 2010.
- [16] Coelho D., Dahlman S., „Articulation at shoulder level e A pilot experimental study on car seat comfort”, *Applied Ergonomics*, Elsevier, 2012.
- [17] Cukovic S., Devedzic G., Ivanovic L., Lukovic T., Subburaj K., „Development of 3d kinematic model of the spine for idiopathic scoliosis simulation”, *Journal*

- of Computer-Aided Design and Applications, Vol.7, No.1, pp. 153-161, ISSN 1686-4360, Doi 10.3722/cadaps.2009.153-161, 2010.
- [18] Devedzic G., Ristic B., Stefanovic M., Cukovic S., Lukovic T., "Development of 3d parametric model of human spine and simulator for bioengineering education and scoliosis screening", Journal of Computer Applications in Engineering Education, Vol.20, No.3, pp. 434-444, ISSN 1061-3773, Doi 10.1002/cae.20411, 2010.
- [19] Diaconescu N., Klepp H. J., "Coloana vertebrală. Structură și funcție", Editura Medicală, București, 1977.
- [20] Diana E. De Carvalho, Jack P. Callaghan, „Influence of automobile seat lumbar support prominence on spine and pelvic postures: A radiological investigation”, Applied Ergonomics, Elsevier, 2012.
- [21] Galasso, A. "Experiences in modelling vibroacoustics for the automotive prototyping", Proceedings of the vibro-acoustic users conference, Belgium, january 29 -30, 2003.
- [22] Goran Devedžić, Saša Ćuković, Vanja Luković, Danijela Milošević, K. Subburaj, Tanja Luković, "ScolioMedIS: web-oriented information system for idiopathic scoliosis visualization and monitoring", Journal of Computer Methods and Programs in Biomedicine, Vol.108, No.-, pp. 736-749, ISSN -, Doi 10.1016/j.cmpb.2012.04.008, 2012.
- [23] Grecu V., Dumitru N., Grecu L. "Modeling dynamic behavior of human upper limb kinematic chain", ICOME, 2010.
- [24] Groenesteijn L., Vink P., et al. „Effects of differences in office chair controls, seat and backrest angle design in relation to tasks”, Applied Ergonomics, Elsevier, 2009.
- [25] Grujicic M., Pandurangan B., ș.a. "Seat-cushion and soft-tissue material modeling and a finite element investigation of the seating comfort for passenger-vehicle occupants", Materials and Design, Elsevier, 2009.
- [26] Grujicic M., Pandurangan B., ș.a. "Musculoskeletal computational analysis of the influence of car-seat design/ adjustments on long-distance driving fatigue", International Journal of Industrial Ergonomics, Elsevier, 2010.
- [27] Gyouhyung K., Maury A., „Driver sitting comfort and discomfort (part II): Relationships with and prediction from interface pressure”, International Journal of Industrial Ergonomics, Elsevier, 2008.
- [28] Harris M.C., Crede Ch.E. "Șocuri și vibrații", vol. III, Ed. Tehnică, București, 1969.
- [29] Hilohi C., Untaru M., Soare I., Druța Gh., „Metode și mijloace de încercare a automobilelor”, Editura Tehnică București, 1982.
- [30] Hinza B., Seidel H., „The significance of using anthropometric parameters and postures of European drivers as a database for finite-element models when calculating spinal forces during whole-body vibration exposure”, International Journal of Industrial Ergonomics, Elsevier, 2008.
- [31] Kolich M., „A conceptual framework proposed to formalize the scientific investigation of automobile seat comfort”, Applied Ergonomics, Elsevier, 2008.
- [32] **Kulcsar R. M.**; Borozan I. S.; "Biomechanics of the Lumbar Spine. Lifting Simulation", International Conference on Human-Machine Systems, Cyborgs and Enhancing Devices HUMASCEND, Iasi, Romania, June 14-17, 2012.

- [33] **Kulcsar R. M.**; Madaras L.; "Ergonomical study regarding the effects of the inertia and centrifugal forces on the driver", MTM & Robotics 2012, The Joint International Conference of the XI International Conference on Mechanisms and Mechanical Transmissions (MTM) and the International Conference on Robotics (Robotics'12), Clermont-Ferrand, France, June 6-8, 2012 Applied Mechanics and Materials, Vol. 162, Mechanisms, Mechanical Transmissions and Robotics, ISBN-13:978-3-03785-395-5, pp. 84-91.
- [34] **Kulcsar R. M.**; Argesanu V.; „The human body behaviour under vehicle vibrations”, Recent Research in Automatic Control, The 13th WSEAS International Conference on AUTOMATIC CONTROL, MODELLING & SIMULATION (ACMOS '11), Lanzarote, Canary Islands, Spain, May 27-29, 2011, ISBN: 978-1-61804-004-6, pp. 368-373.
- [35] **Kulcsar R. M.**; Talpos - Niculescu, C.; Argeşanu, V., ş.a. "Biomechanics of lumbar back pain in dentistry", Annals of DAAAM for 2010 & Proceedings of the 21st International DAAAM Symposium, ISBN 978-3- 901509-73-5, ISSN 1726-9679, pp 0685, Editor B. Katalinic, Published by DAAAM International, Vienna, Austria 2010.
- [36] **Kulcsar R. M.**, Argeşanu, V., ş.a. "Ergonomical study regarding working in seating postures of the dentists", Annals of DAAAM for 2010 & Proceedings of the 21st International DAAAM Symposium, ISBN 978-3- 901509-73-5, ISSN 1726-9679, pp 0686, Editor B. Katalinic, Published by DAAAM International, Vienna, Austria 2010.
- [37] **Kulcsar R. M.**, Argesanu, A., ş.a. "Ergonomical Aspects Regarding Mechanical Vibration Damages to the Lumbar Spine", Annals of DAAAM for 2010 & Proceedings of the 21st International DAAAM Symposium, ISBN 978-3-901509-73-5, ISSN 1726-9679, pp 0688, Editor B. Katalinic, Published by DAAAM International, Vienna, Austria 2010.
- [38] Lawtona C., Cook S., "Postural support strategies of disabled drivers and the effectiveness of postural support aids", Applied Ergonomics, Elsevier, 2008.
- [39] Manolescu A., Lefter V., Deaconu A., ş.a., "Ergonomie", Editura Economică Bucureşti, 2010.
- [40] Muksian R., Nash C.D.Jr. "A model for the response of seated humans to sinusoidal displacements of the seat", J. Biomechanics, vol.7, pp 209-215, Pergamon Press, 1974.
- [41] Muksian R., Nash C.D.Jr. "On frequency dependent damping coefficients in lumped – parameter models of human body beings", J. Biomechanics, vol.9, pp 339-342, Pergamon Press, 1976.
- [42] Nawal A., Michael J., „Fore-and-aft transmissibility of backrests: Variation with height above the seat surface and non-linearity", Journal of Sound and Vibration, Elsevier, 2007.
- [43] Olariu V., Roşca I., Barbu D., „Biomecanica", vol.I, Bazele biomecanicii, Ed. Macarie, Colecţia Universitaria, PP 208, Târgovişte, 1998.
- [44] Pandrea, N. Popa, D., Parlac, S. "Models for the study of vehicle vibration", Ed. Tiparg, Piteşti, 2001.
- [45] Qiu Y., Griffin M.J., „Transmission of vibration to the backrest of a car seat evaluated with multi-input models", Journal of Sound and Vibration, Elsevier, 2004.

- [46] Qiu Y., Griffin M.J., „Transmission of roll, pitch and yaw vibration to the backrest of a seat supported on a non-rigid car floor”, *Journal of Sound and Vibration*, Elsevier, 2005.
- [47] Rahmatallaa S., Xia T., „Three-dimensional motion capture protocol for seated operator in whole body vibration”, *International Journal of Industrial Ergonomics*, Elsevier, 2008.
- [48] Seokhee Naa, Sunghyun Limb, Hwa-Soon Choia, Min K. Chung, „Evaluation of driver’s discomfort and postural change using dynamic body pressure distribution”, *International Journal of Industrial Ergonomics*, Elsevier, 2005.
- [49] Seung-Bok Choi, Young-Min Han, „Vibration control of electrorheological seat suspension with human-body model using sliding mode control”, *Journal of Sound and Vibration*, Elsevier, 2007.
- [50] Steven M. K., Avram A. E. “SPINE Technology Handbook”, Elsevier, 2006.
- [51] Stratul, S. I.; Chirileanu, I. O.; **Kulcsar, R. M.** ș.a., “Thermo Graphical Methods in Highlighting the Muscle Strain of Dentists during Dental Treatments under the Microscope”, *Annals of DAAAM for 2010 & Proceedings of the 21st International DAAAM Symposium*, ISBN 978-3-901509-73-5, ISSN 1726- 9679, pp 0683, Editor B. Katalinic, Published by DAAAM International, Vienna, Austria 2010.
- [52] Stratul, S. I.; Rusu, D.; **Kulcsar, R. M.**, ș.a. “Thermographical Methods in Highlighting the Tendinitis in Dentistry”, *Annals of DAAAM for 2010 & Proceedings of the 21st International DAAAM Symposium*, ISBN 978-3-901509-73-5, ISSN 1726-9679, pp 0687, Editor B. Katalinic, Published by DAAAM International, Vienna, Austria 2010.
- [53] Tae-Yun Koo¹, Kee-Jun Park, „A Study on Driver’s Workload of Telematics Using a Driving Simulator: A Comparison among Information Modalities”, *International journal of precision engineering and manufacturing* vol. 10, no. 3, pp. 59-63, 2009.
- [54] Talpos-Niculescu C.; Argeșanu V.; **Kulcsar R. M.**; “Evidențierea zonelor de suprasolicitare musculară prin tehnica termografică”, *Al II-lea Congres de Ergonomie, Prevenție și Management Performant în Medicina Dentară*, Constanta, Romania, 25-27 Mai.
- [55] Talpos - Niculescu, C.; **Kulcsar R. M.**; ș.a. “Investigation of Postural Status Using a Podocanalyzer”, *Annals of DAAAM for 2010 & Proceedings of the 21st International DAAAM Symposium*, ISBN 978-3-901509-73-5, ISSN 1726-9679, pp 0684, Editor B. Katalinic, Published by DAAAM International, Vienna, Austria 2010.
- [56] VerveraM., R. de Langea, J. van Hoofa, J.S.H.M. Wismans, „Aspects of seat modelling for seating comfort analysis”, *Applied Ergonomics*, Elsevier, 2005.
- [57] Voinescu M., „Contribuții la creșterea performanțelor protezelor transtibiale”, *Universitatea „POLITEHNICA” din Timișoara*, 2012.
- [58] Wanga W., Rakheja S., „The role of seat geometry and posture on the mechanical energy absorption characteristics of seated occupants under vertical vibration”, *International Journal of Industrial Ergonomics*, Elsevier, 2006.
- [59] Zenk R., Franz M., Bubb H., Vink P., “Technical note: Spine loading in automotive seating”, *Applied Ergonomics*, Elsevier, 2012.
- [60] ***ams.protectiamuncii.ro/conferinta/materiale/0702_galati.doc, accesat

-
- 2010.
- [61] *** www.flirb200.com/ FLIR B200 Infrared Camera Users's Manual and Tutorials, accesat 2010.
- [62] *** https://osha.europa.eu/fop/romania/ro/pdfs/Vaslui_SE2007.pdf, accesat 2010.
- [63] *** <http://robofun.ro/>, accesat 2012.
- [64] *** <http://ro.scribd.com/doc/119609616/Afectiuni-si-imbolnaviri-la-locurile-de-munca>, accesat 2010.
- [65] *** <http://www.anybodytech.com/> , accesat 2012.
- [66] *** <http://www.fizioterapie-kinetoterapie.ro/hernie-de-disc/> , accesat 2010.
- [67] *** <http://www.slideshare.net/vins049/ergonomics-automotive-presentation>, accesat 2010.
- [68] *** <http://www.reno.ro/manual-de-utilizare-megane-2-t173887.html>, accesat 2011.
- [69] *** <http://www.pasco.com/>, accesat 2011.
- [70] *** <http://www.jmpholdings.com.au/speedhumps.html>, accesat 2012.

ANEXA 1

**Prelucrarea înregistrărilor termografice la nivelul
spatelui conducătorului auto și a pasagerului,
utilizând softul *FLIR Reporter V8.5***

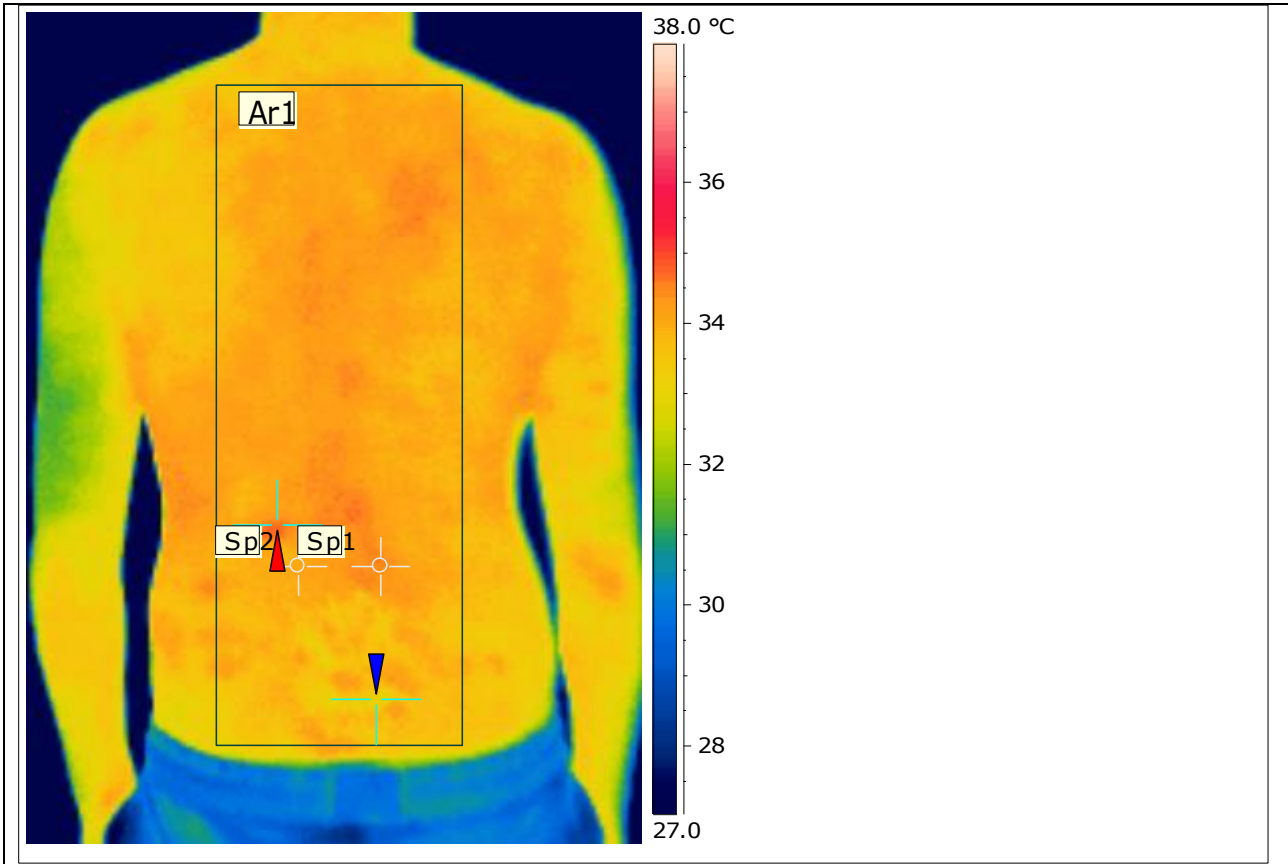
ANEXA 1.1

Prelucrarea înregistrărilor termografice la nivelul spatelui conducătorului auto la prima parcurgere

IR-image

Image file name: IR_2748.jpg

Image date: 11.04.2012



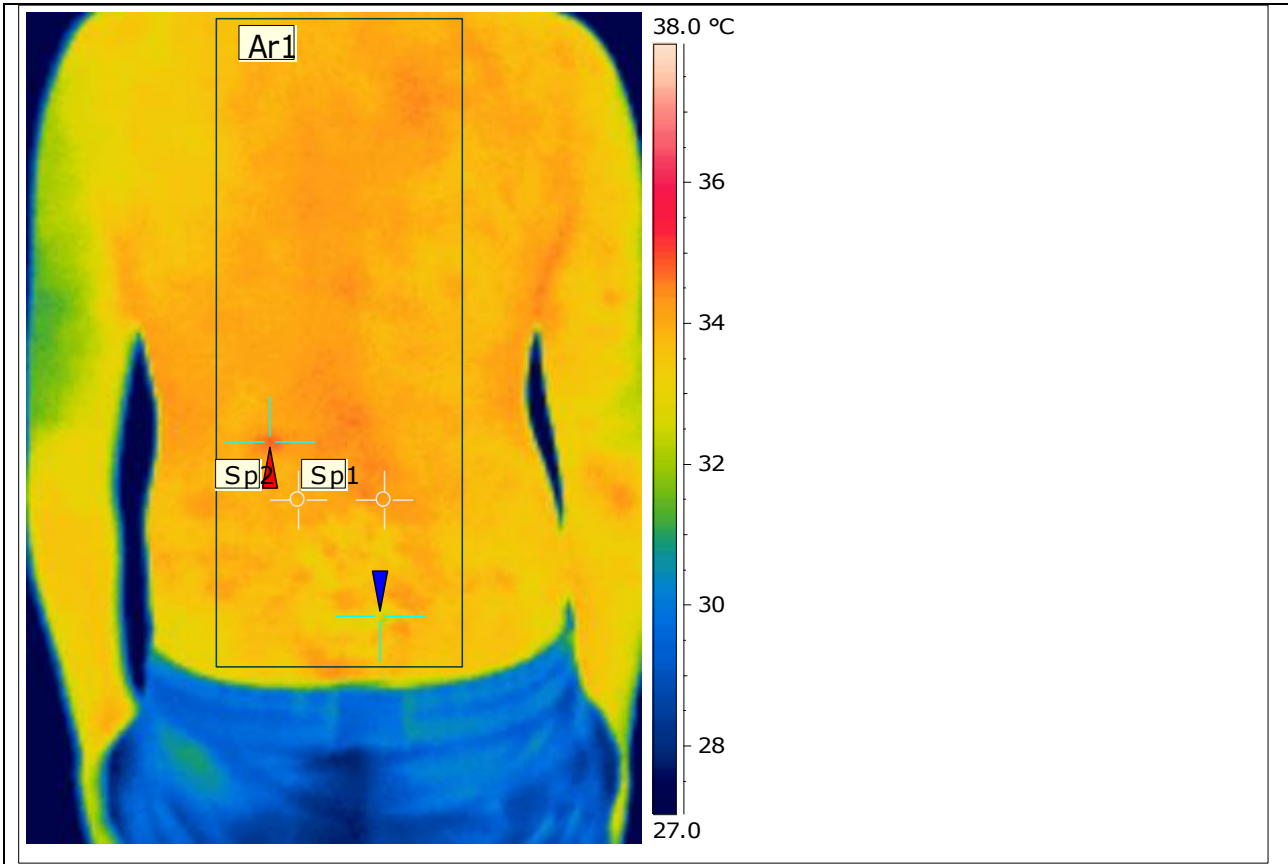
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	34.8 °C
Sp1 Temperature	34.4 °C
Sp2 Temperature	34.0 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2750.jpg

Image date: 11.04.2012



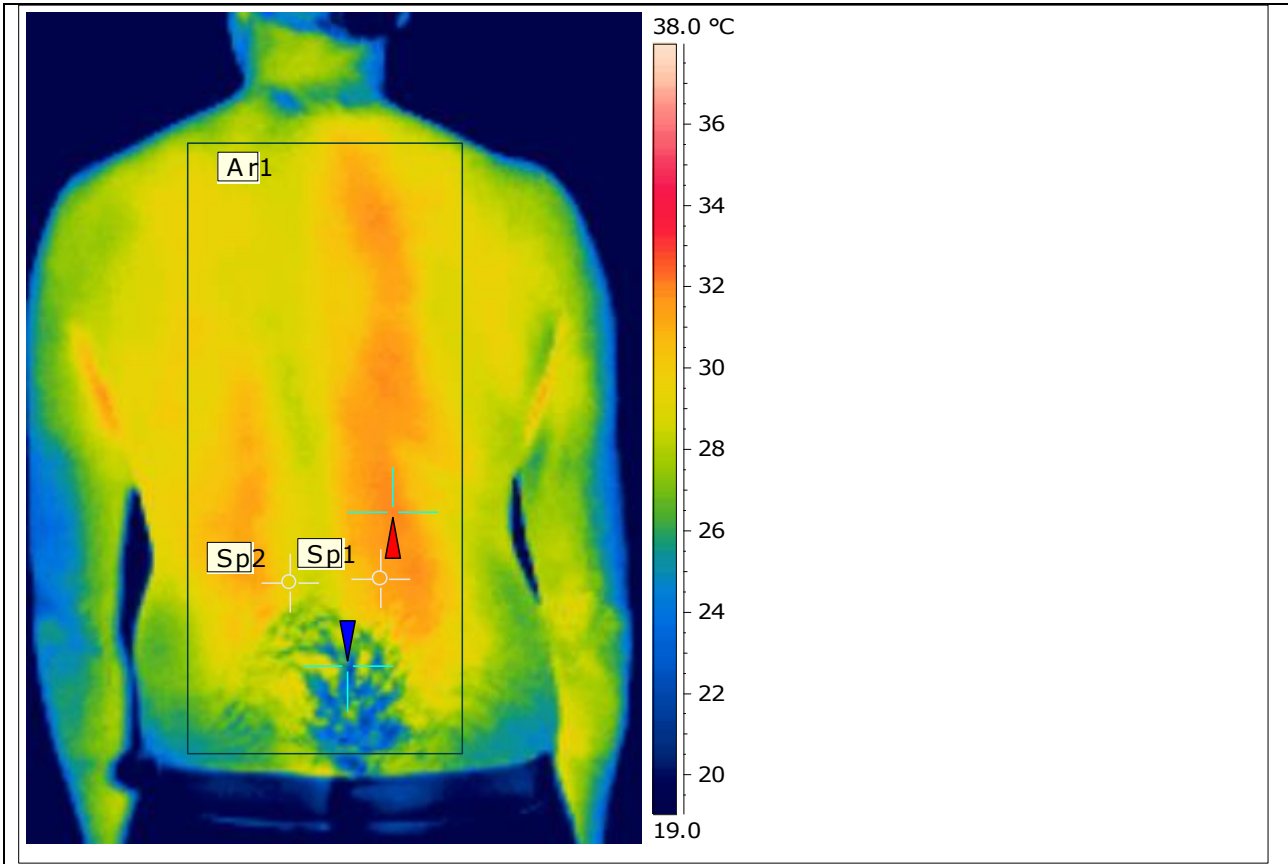
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	34.8 °C
Sp1 Temperature	34.2 °C
Sp2 Temperature	34.0 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2764.jpg

Image date: 11.04.2012



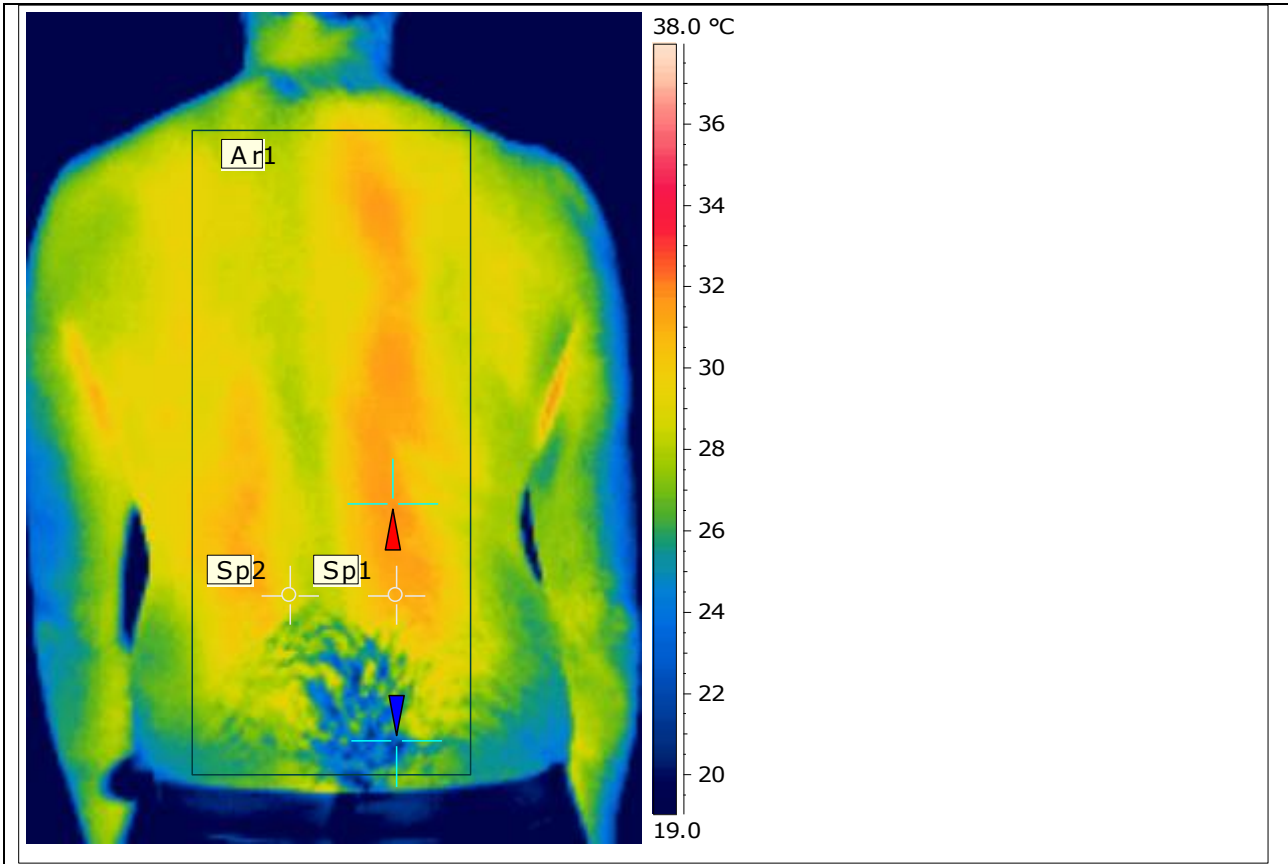
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	32.0 °C
Sp1 Temperature	31.2 °C
Sp2 Temperature	28.6 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2766.jpg

Image date: 11.04.2012



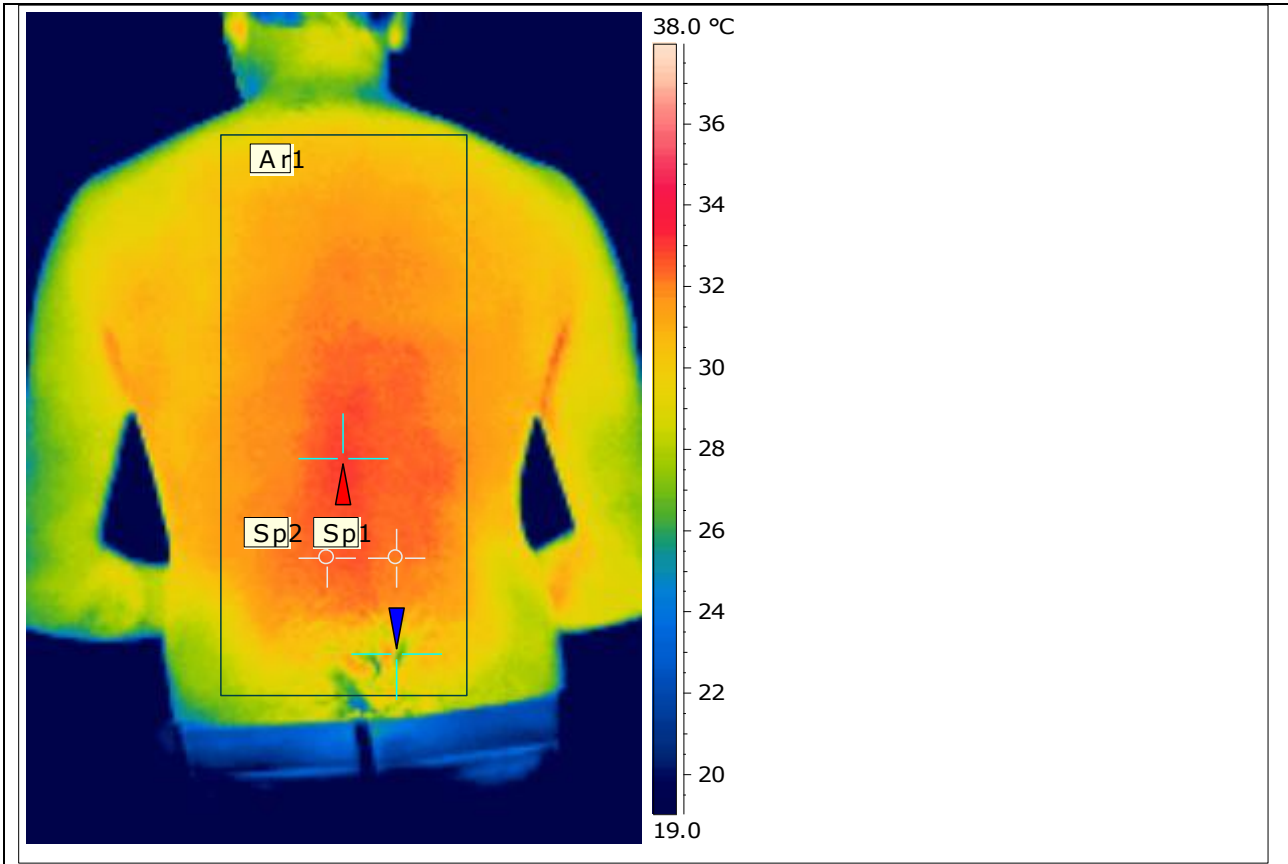
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	31.8 °C
Sp1 Temperature	30.9 °C
Sp2 Temperature	29.1 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2780.jpg

Image date: 11.04.2012



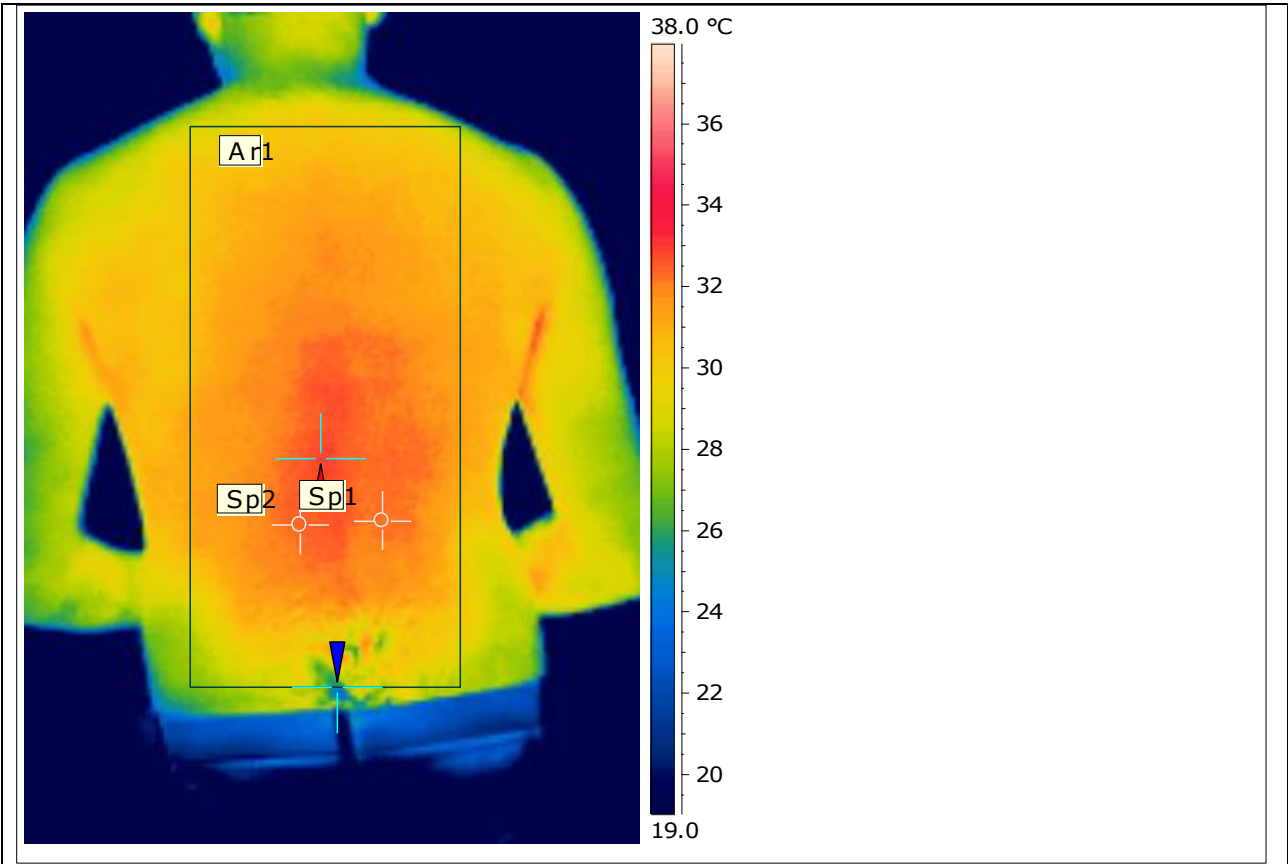
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	33.1 °C
Sp1 Temperature	32.1 °C
Sp2 Temperature	32.4 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2782.jpg

Image date: 11.04.2012



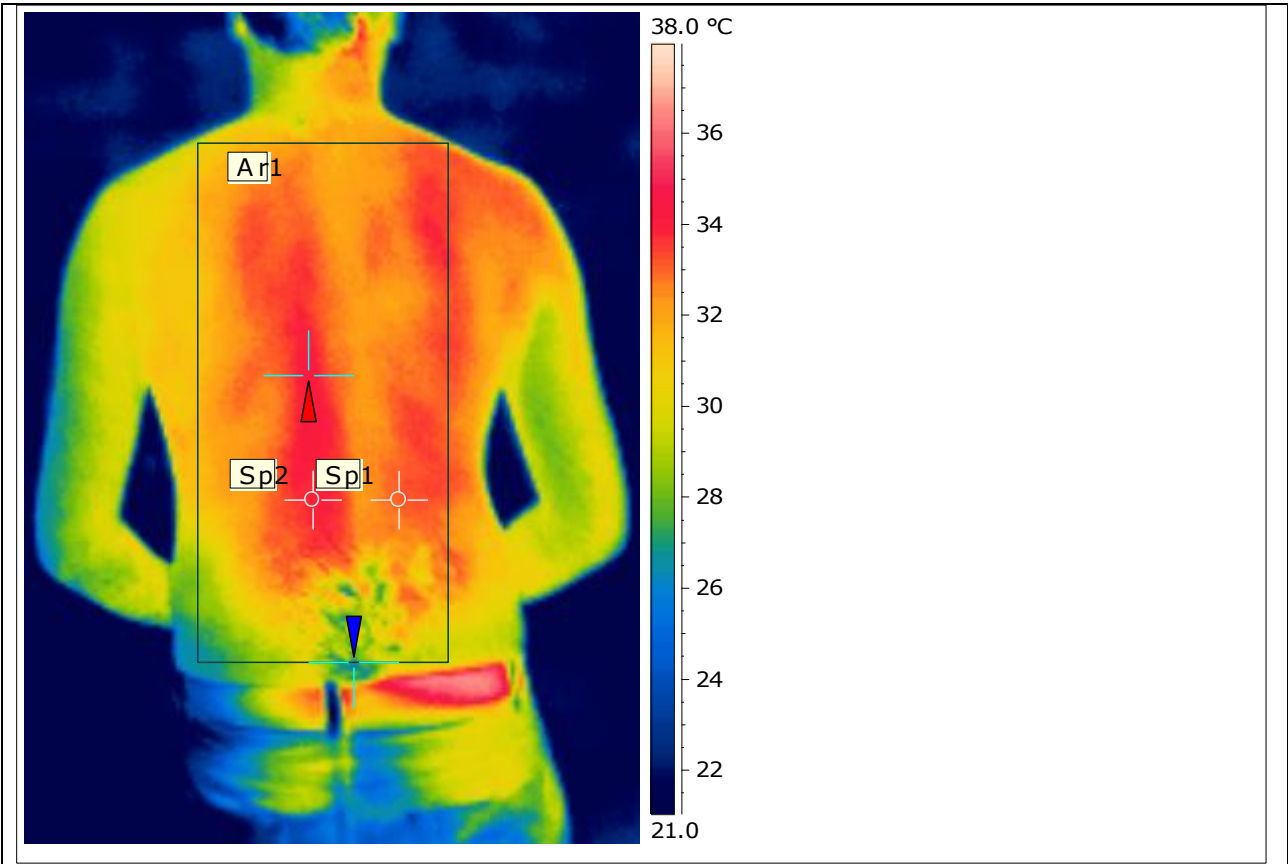
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	33.0 °C
Sp1 Temperature	32.1 °C
Sp2 Temperature	32.3 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2796.jpg

Image date: 11.04.2012



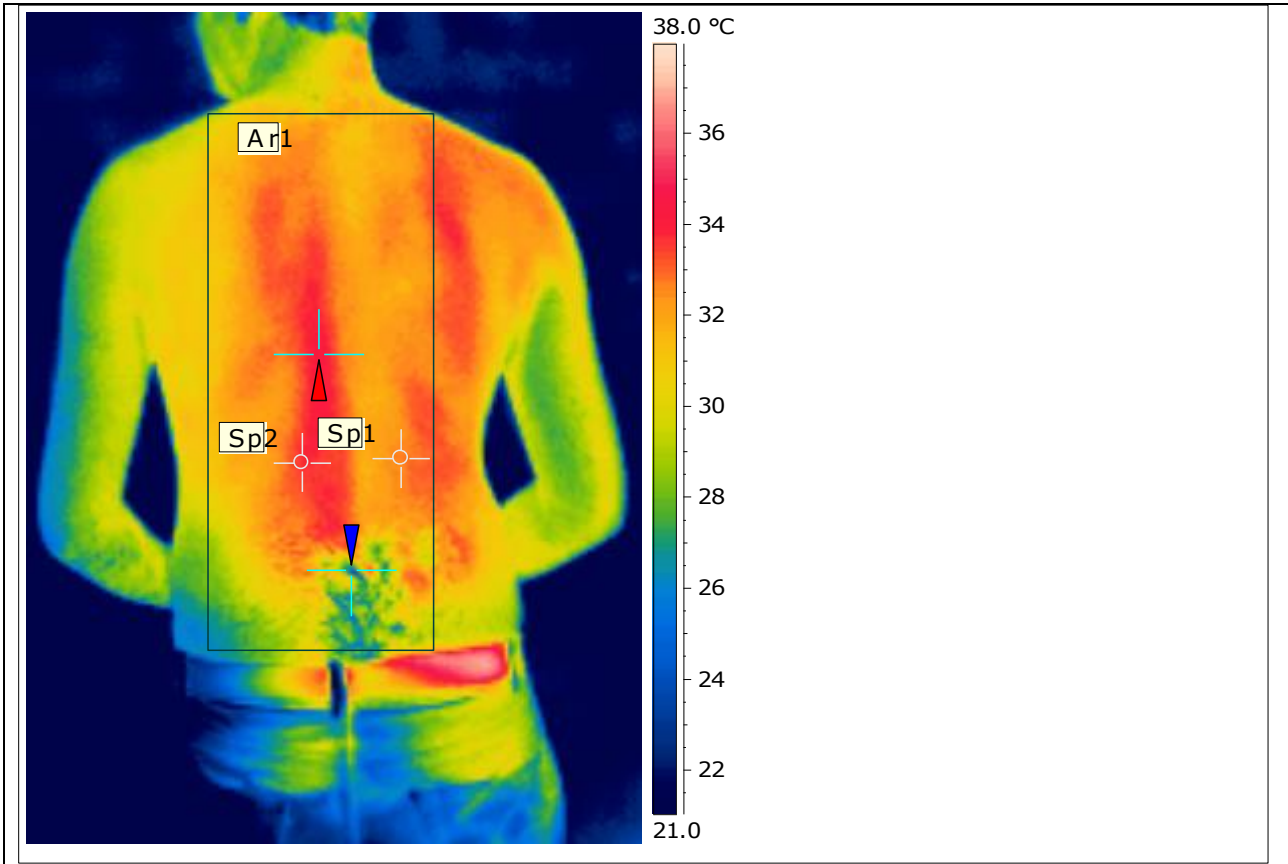
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	34.4 °C
Sp1 Temperature	33.1 °C
Sp2 Temperature	33.8 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2798.jpg

Image date: 11.04.2012



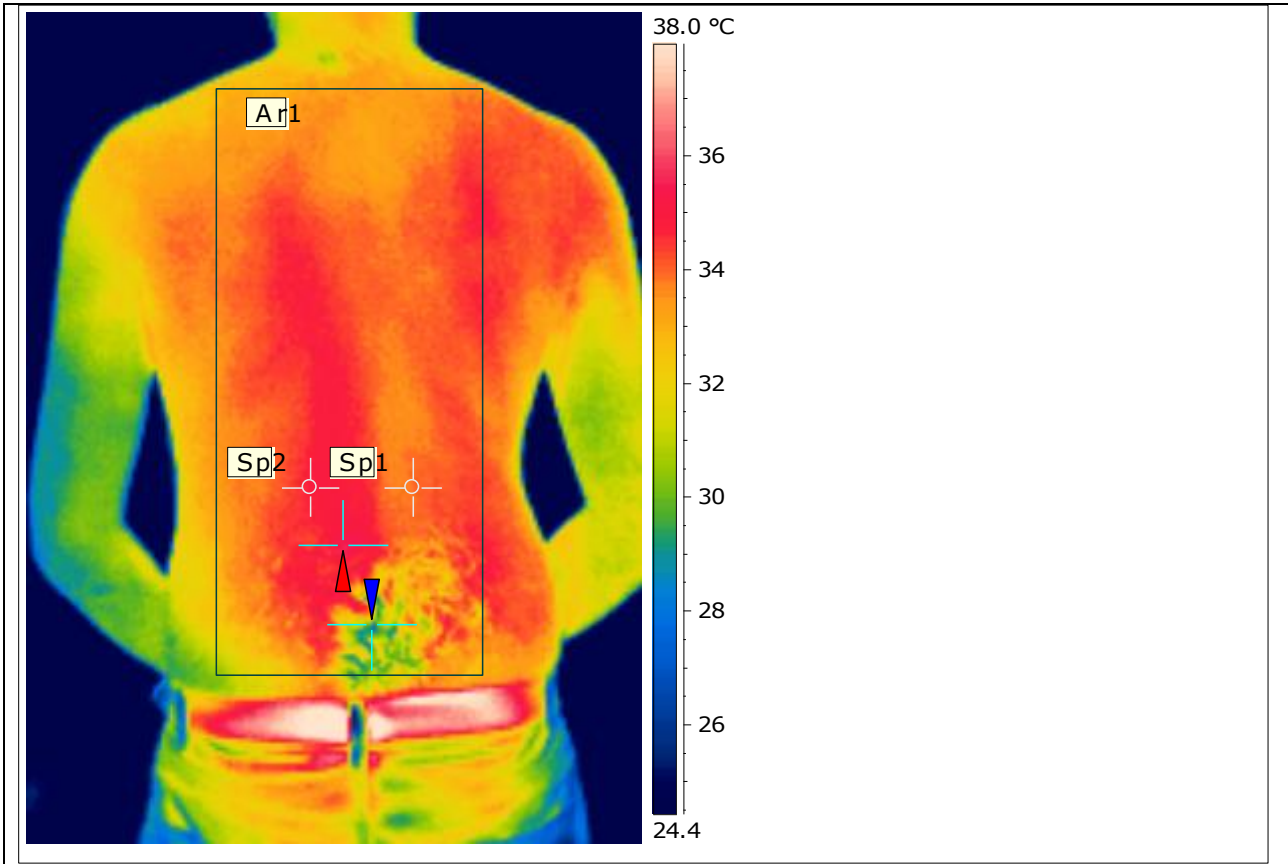
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	34.3 °C
Sp1 Temperature	32.7 °C
Sp2 Temperature	33.7 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2812.jpg

Image date: 11.04.2012



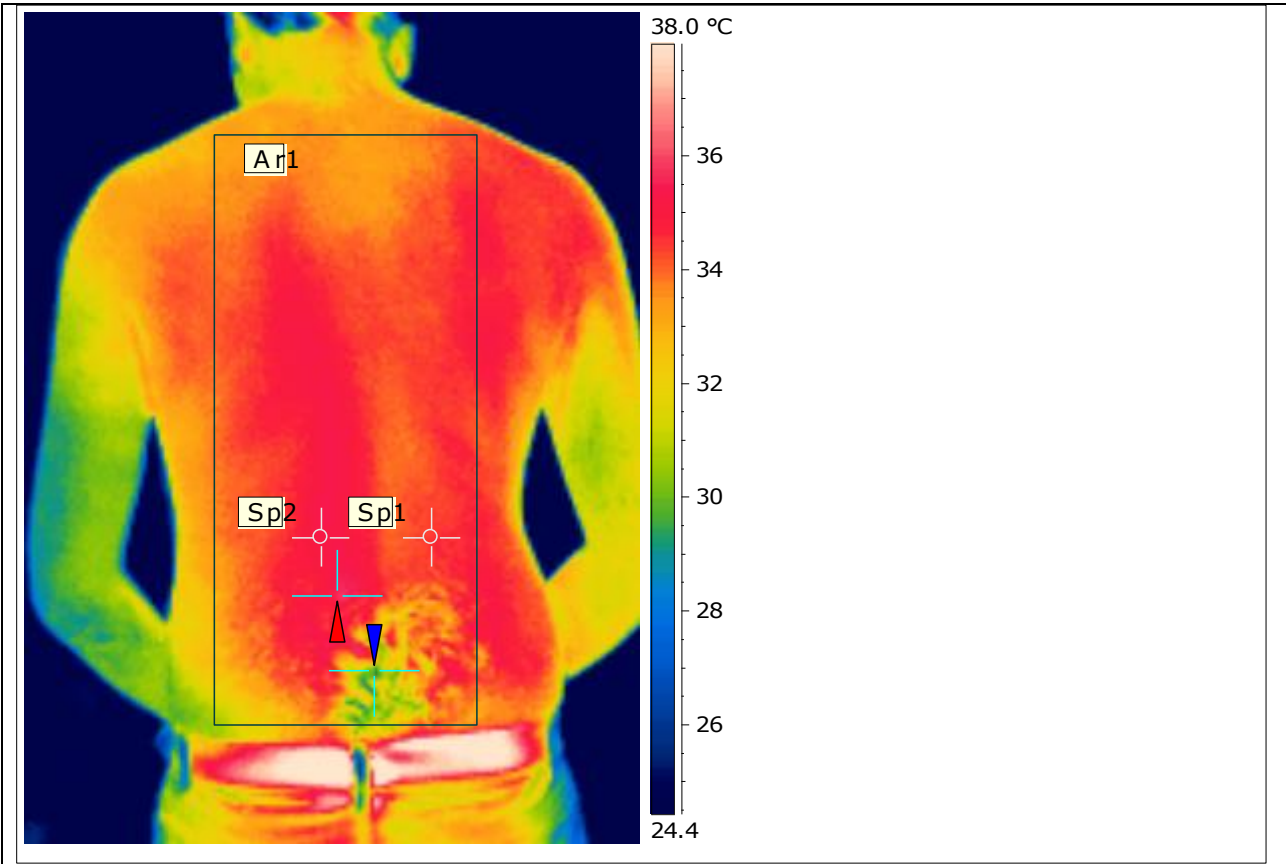
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	35.6 °C
Sp1 Temperature	33.9 °C
Sp2 Temperature	34.8 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2814.jpg

Image date: 11.04.2012



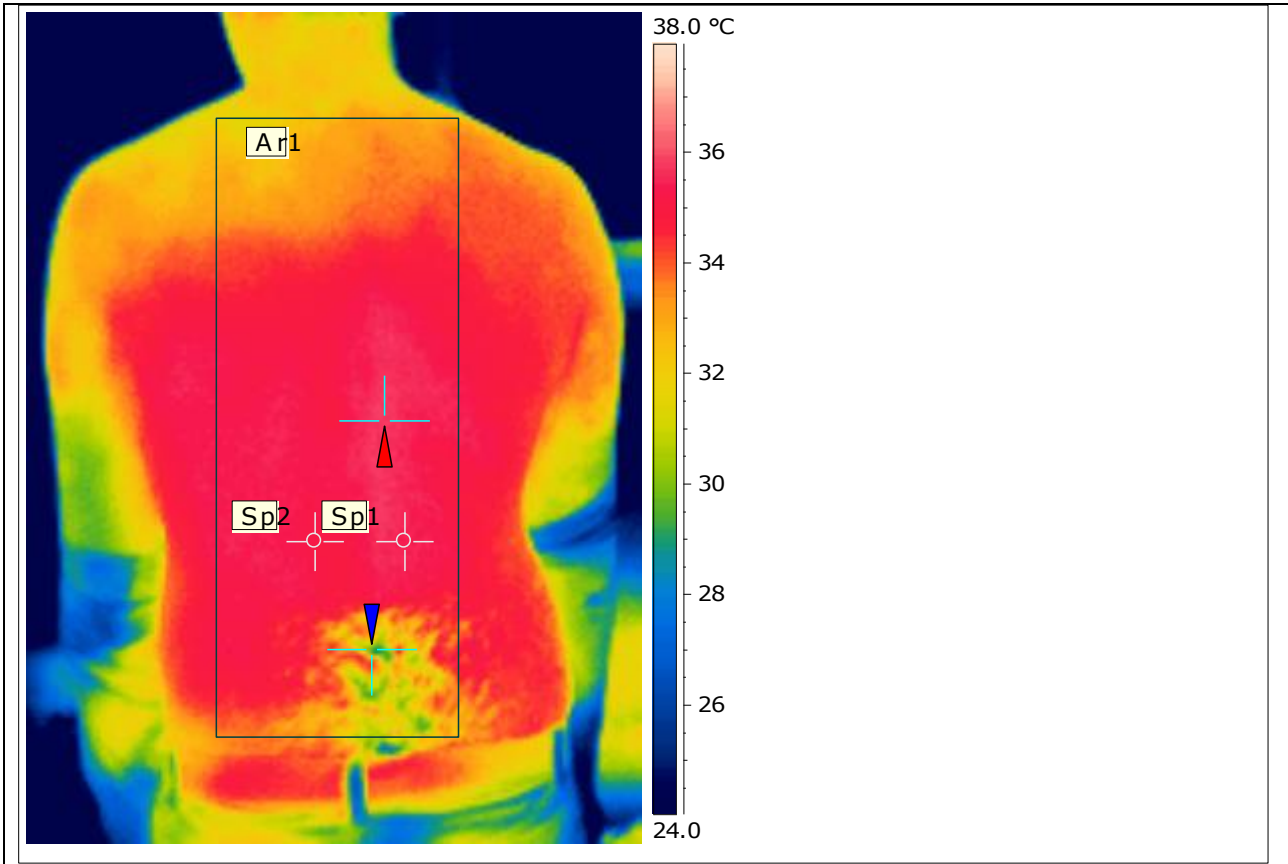
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	35.8 °C
Sp1 Temperature	34.5 °C
Sp2 Temperature	35.2 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2828.jpg

Image date: 11.04.2012



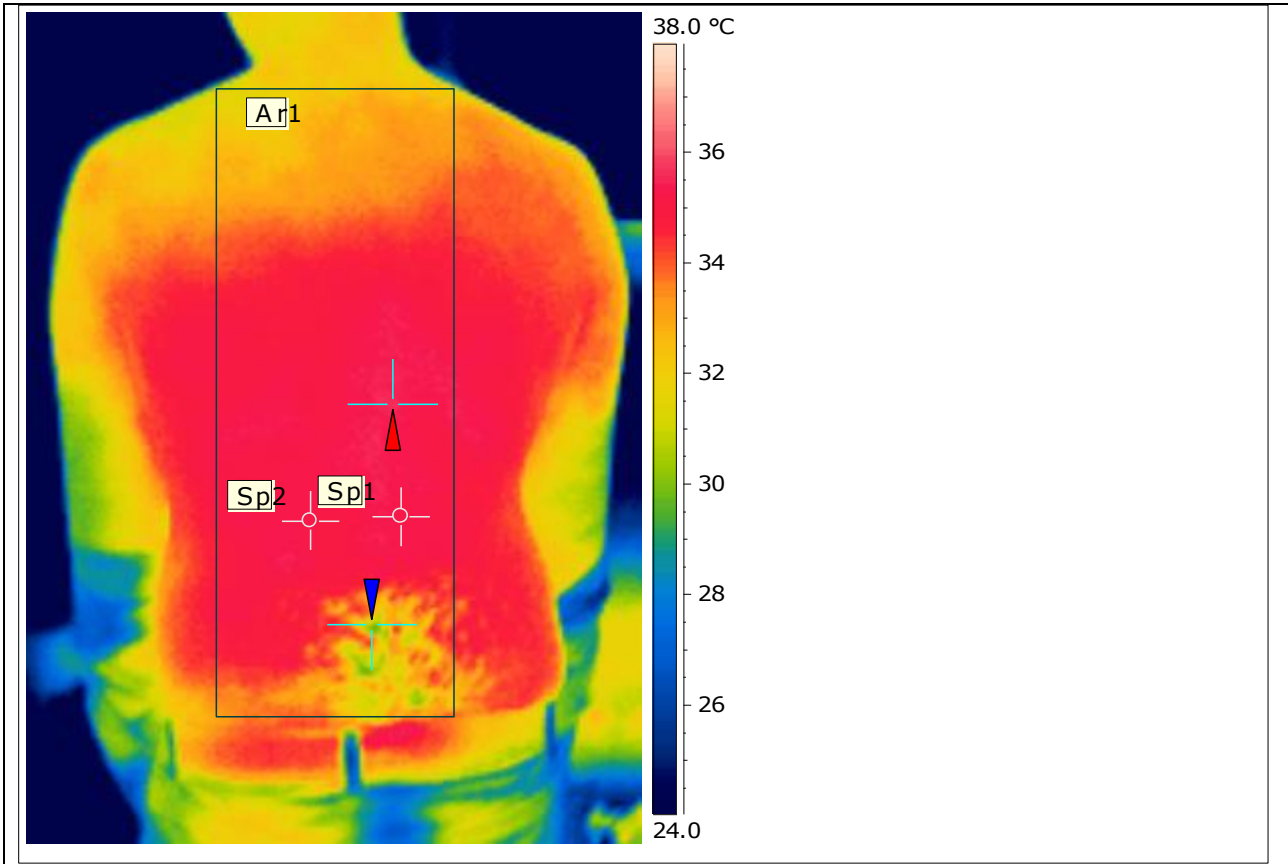
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	35.9 °C
Sp1 Temperature	35.5 °C
Sp2 Temperature	35.1 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2830.jpg

Image date: 11.04.2012



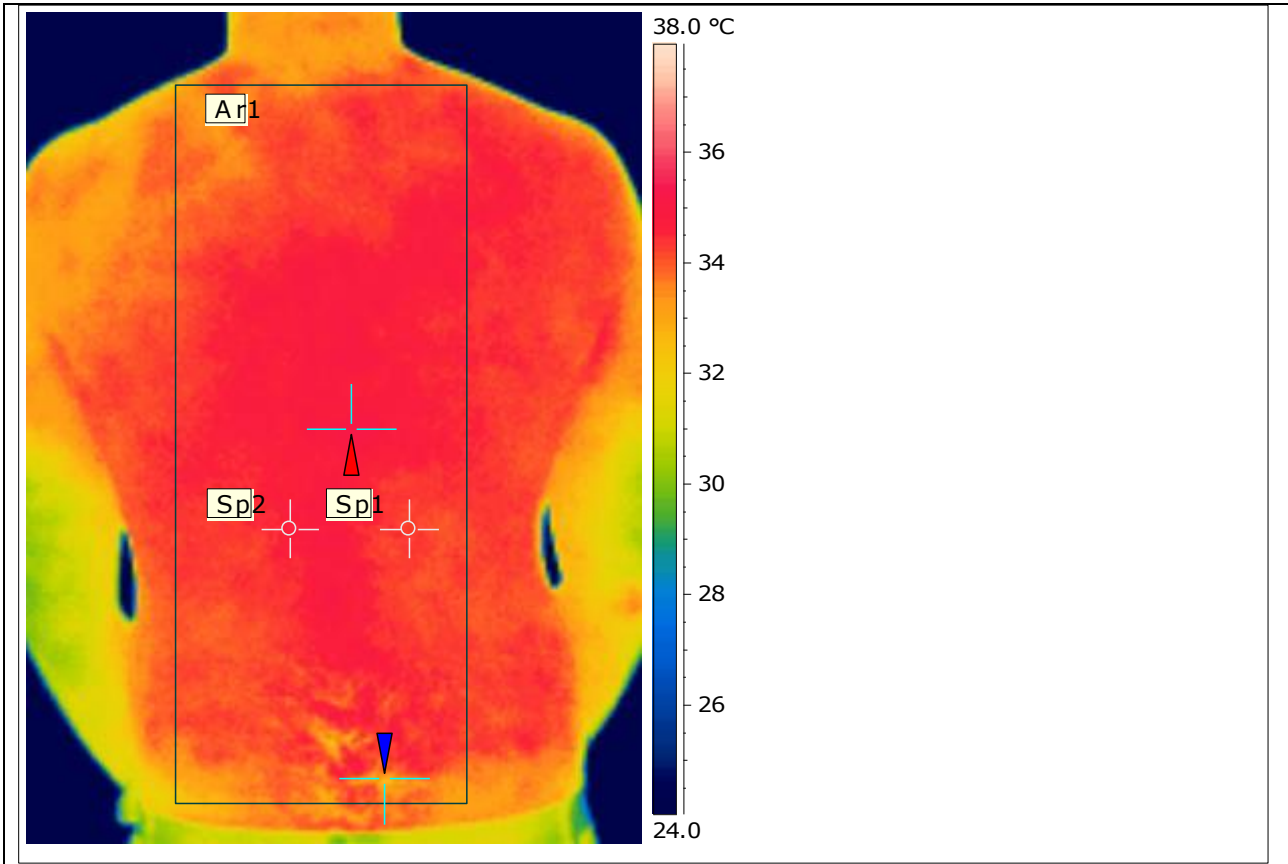
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	35.7 °C
Sp1 Temperature	35.3 °C
Sp2 Temperature	35.1 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2846.jpg

Image date: 11.04.2012



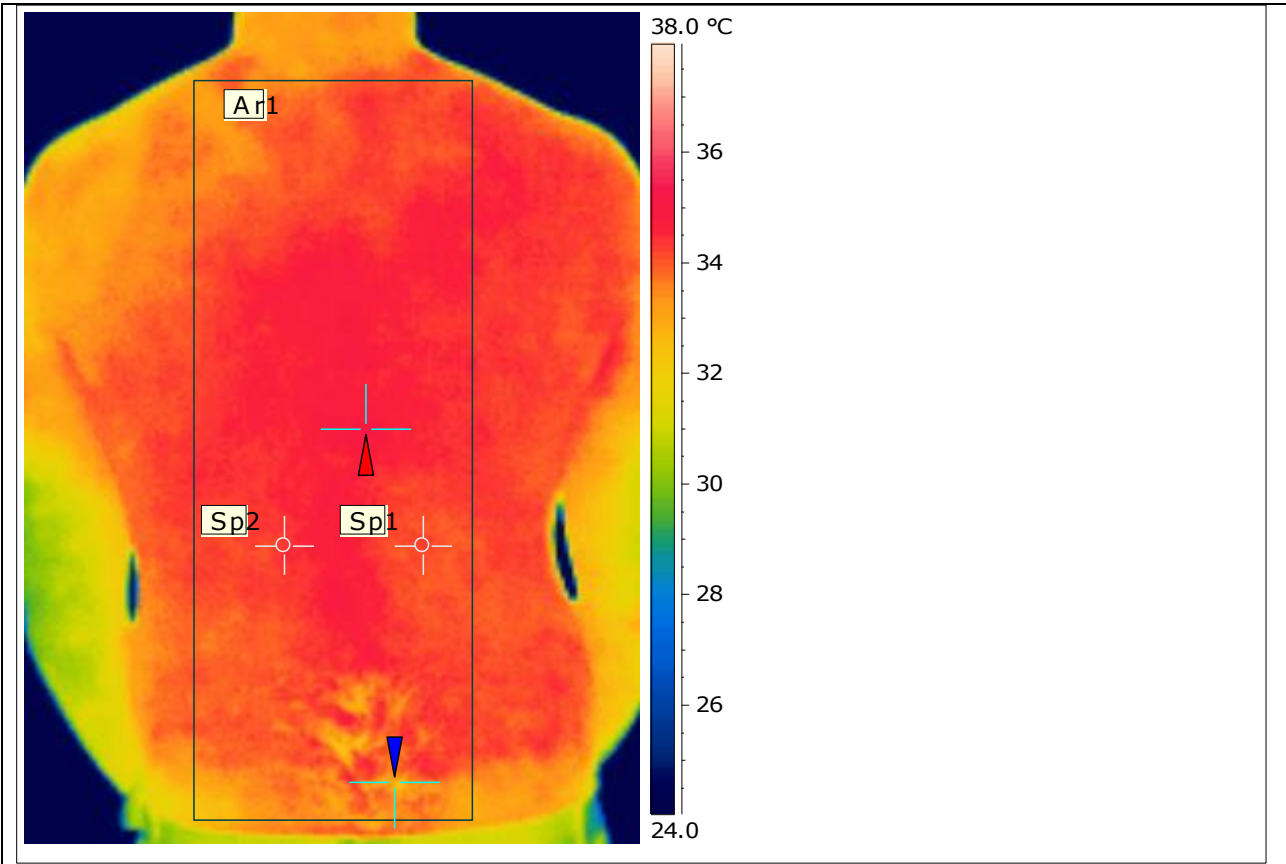
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	35.3 °C
Sp1 Temperature	34.4 °C
Sp2 Temperature	34.6 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2848.jpg

Image date: 11.04.2012



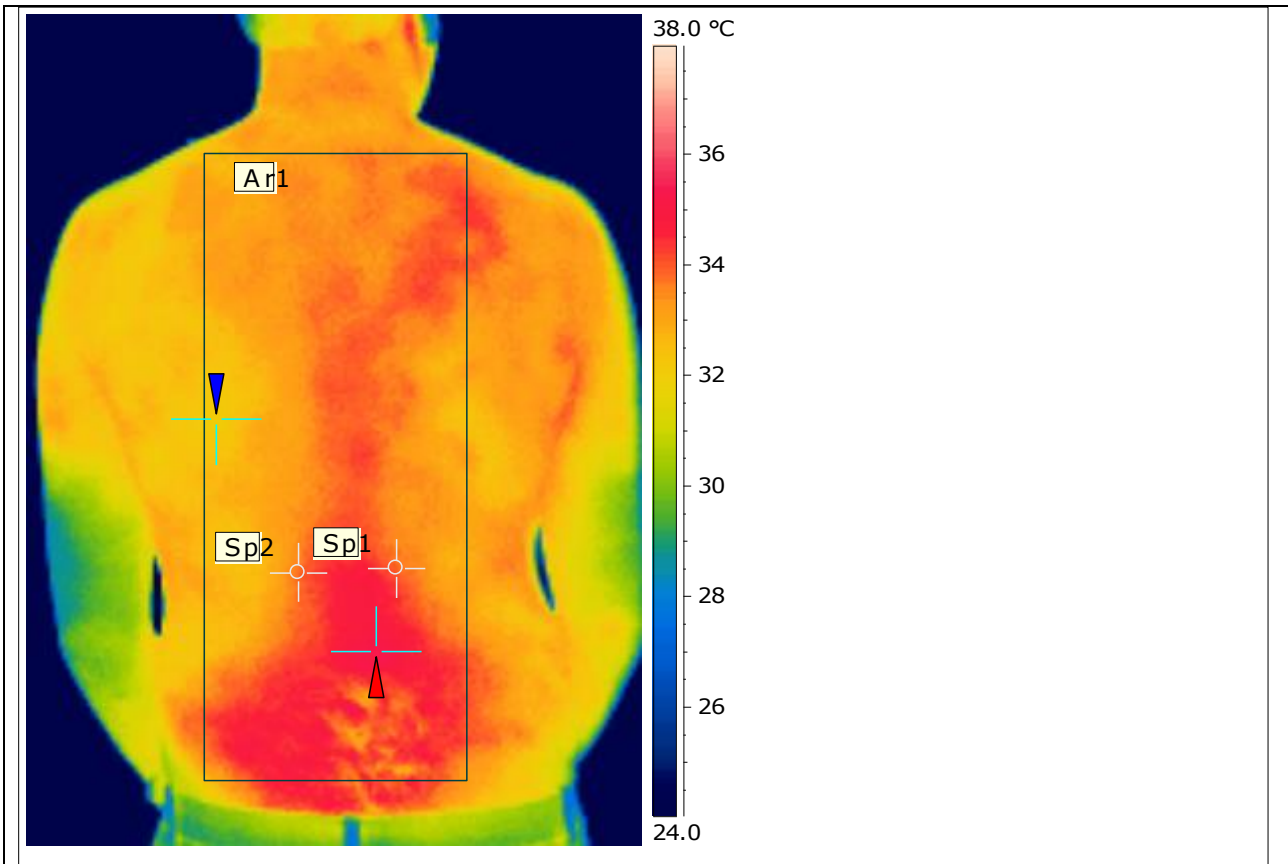
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	35.2 °C
Sp1 Temperature	34.2 °C
Sp2 Temperature	34.3 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2862.jpg

Image date: 11.04.2012



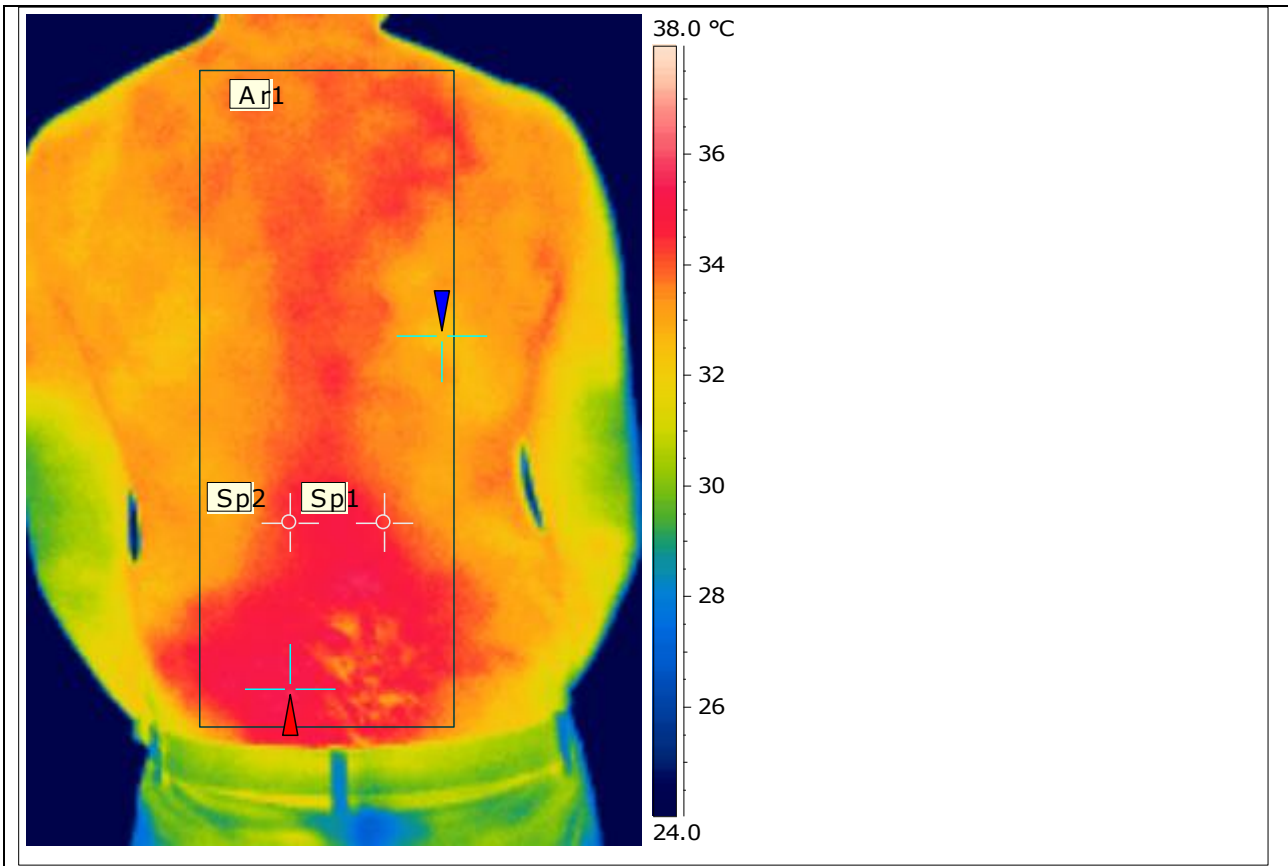
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	35.4 °C
Sp1 Temperature	33.8 °C
Sp2 Temperature	34.0 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2864.jpg

Image date: 11.04.2012



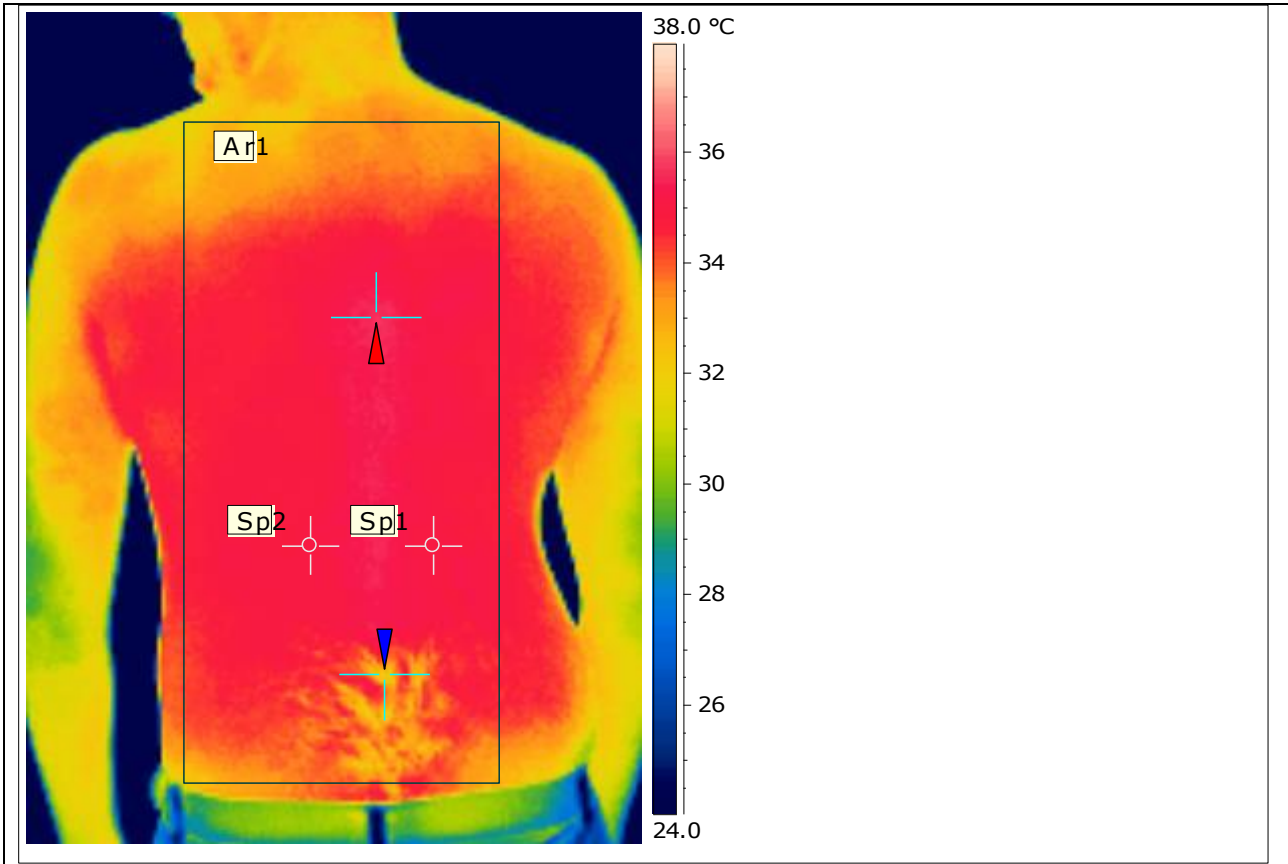
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	35.6 °C
Sp1 Temperature	34.2 °C
Sp2 Temperature	34.4 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2872.jpg

Image date: 11.04.2012



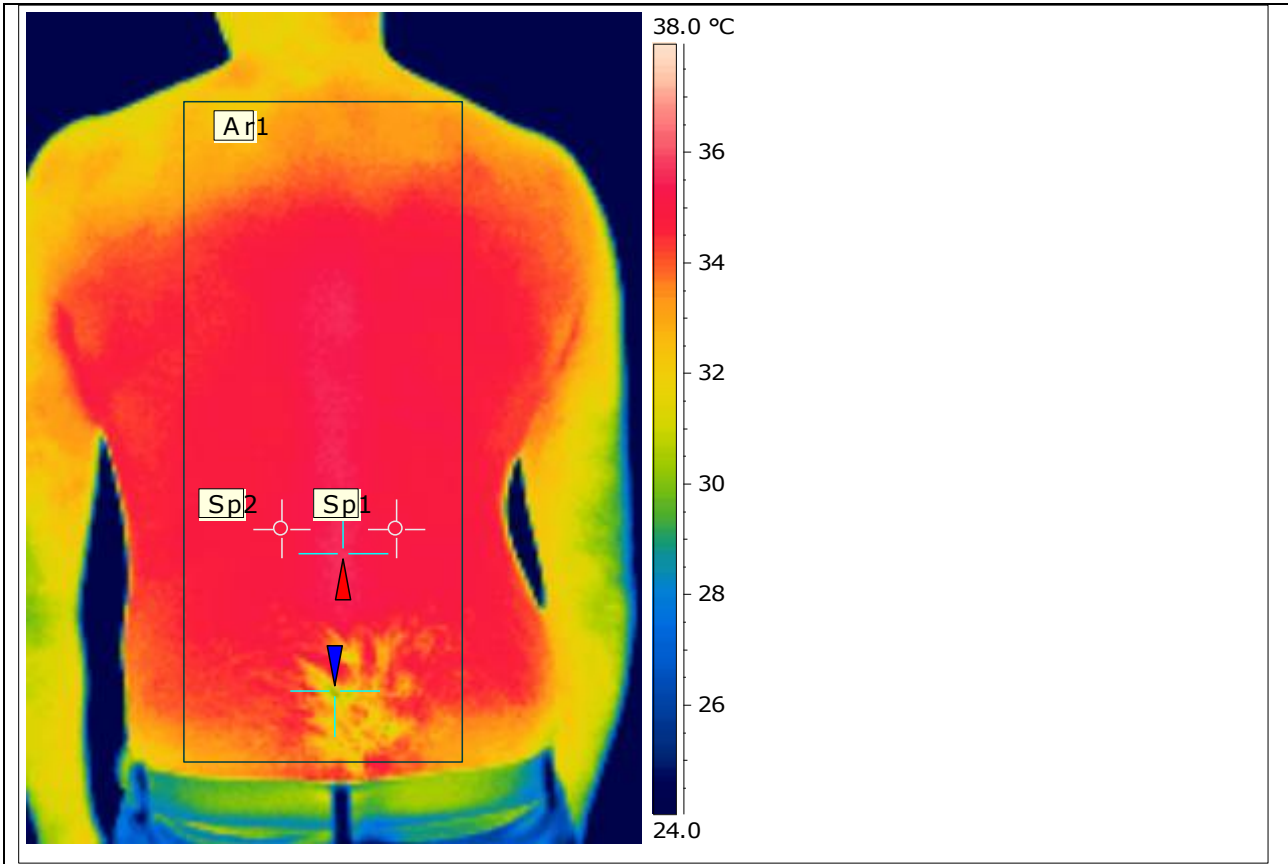
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	35.7 °C
Sp1 Temperature	35.2 °C
Sp2 Temperature	35.0 °C

Place for comment:

IR-image

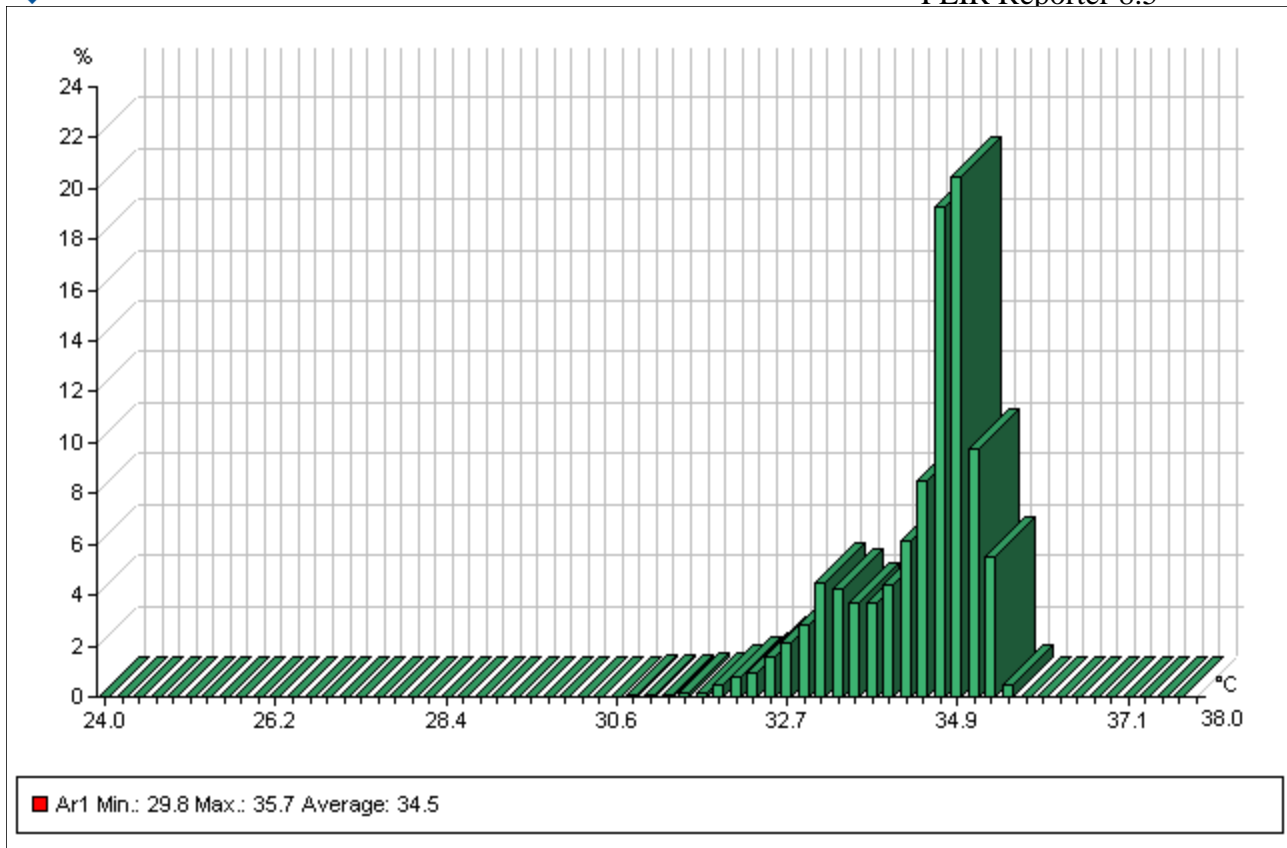
Image file name: IR_2874.jpg

Image date: 11.04.2012



Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	35.7 °C
Sp1 Temperature	35.1 °C
Sp2 Temperature	35.0 °C

Place for comment:



Ar1 Max. Temperature	Ar1 Min. Temperature	Sp1 Temperature	Sp2 Temperature
34.8 °C	32.8 °C	34.4 °C	34.0 °C
34.8 °C	32.2 °C	34.2 °C	34.0 °C
32.0 °C	21.3 °C	31.2 °C	28.6 °C
31.8 °C	20.2 °C	30.9 °C	29.1 °C
33.1 °C	25.2 °C	32.1 °C	32.4 °C
33.0 °C	23.6 °C	32.1 °C	32.3 °C
34.4 °C	25.3 °C	33.1 °C	33.8 °C
34.3 °C	24.1 °C	32.7 °C	33.7 °C
35.6 °C	27.7 °C	33.9 °C	34.8 °C
35.8 °C	28.8 °C	34.5 °C	35.2 °C
35.9 °C	28.8 °C	35.5 °C	35.1 °C
35.7 °C	29.4 °C	35.3 °C	35.1 °C
35.3 °C	32.1 °C	34.4 °C	34.6 °C
35.2 °C	31.8 °C	34.2 °C	34.3 °C
35.4 °C	32.0 °C	33.8 °C	34.0 °C
35.6 °C	32.3 °C	34.2 °C	34.4 °C
35.7 °C	31.0 °C	35.2 °C	35.0 °C
35.7 °C	29.8 °C	35.1 °C	35.0 °C

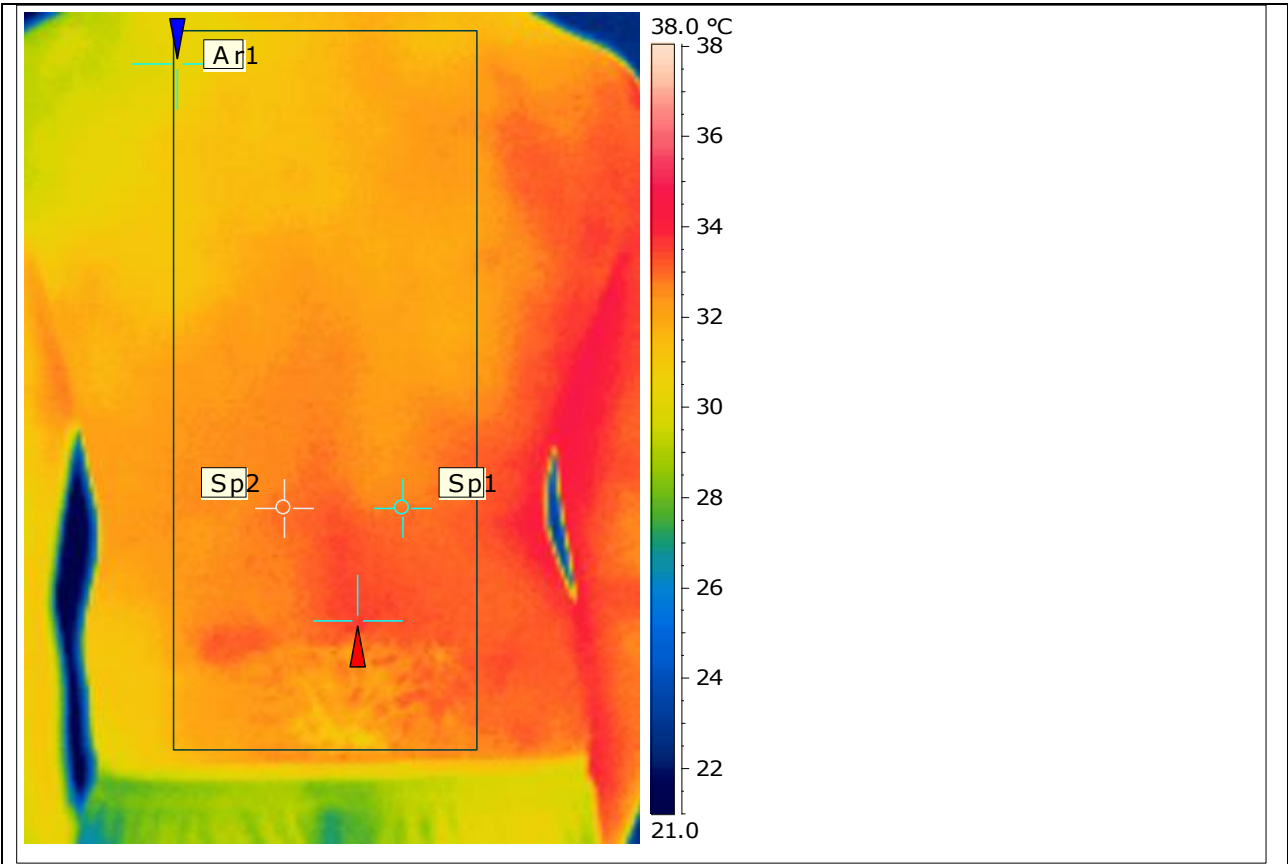
ANEXA 1.2

**Prelucrarea înregistrărilor termografice la nivelul
spatelui conducătorului auto la a doua
parcursere**

IR-image

Image file name: IR_2902.jpg

Image date: 21.04.2012



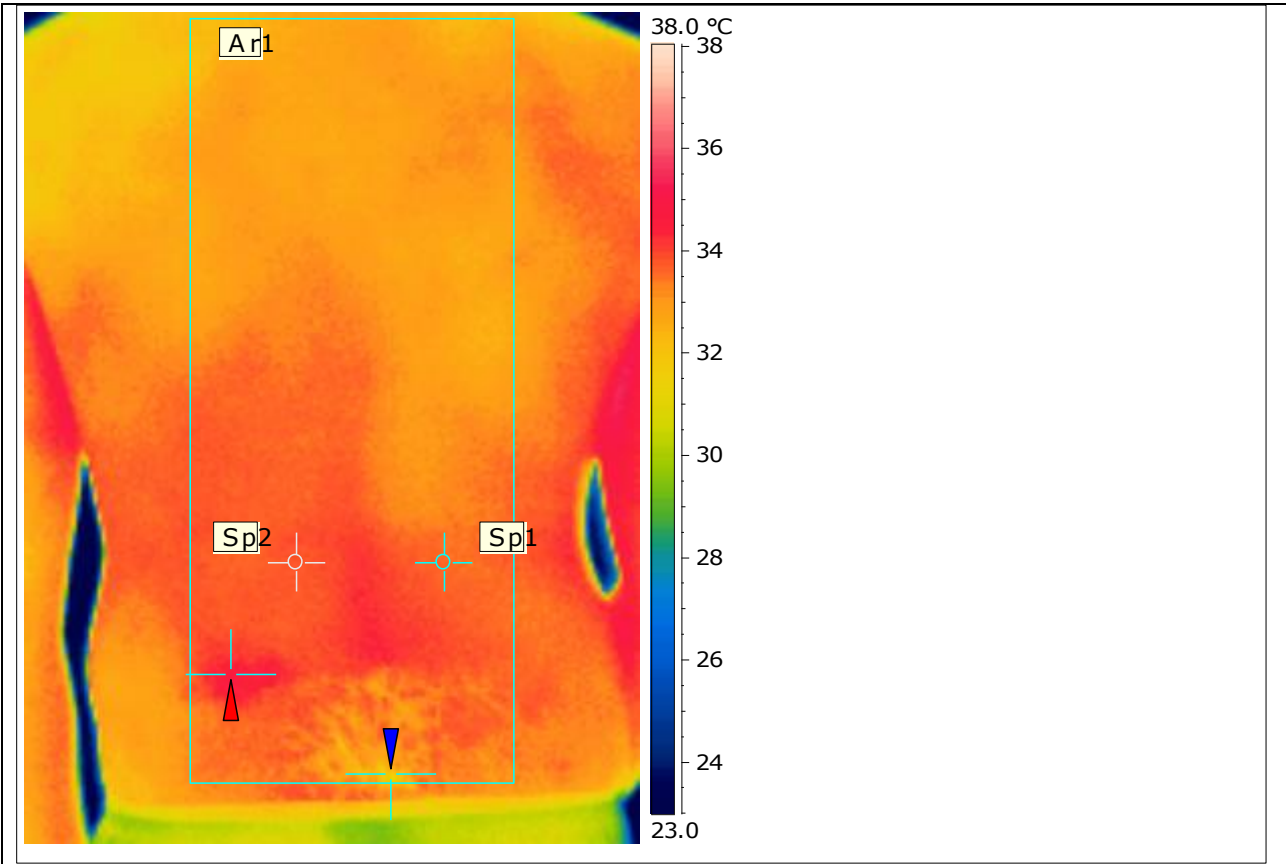
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	33.6 °C
Sp1 Temperature	32.8 °C
Sp2 Temperature	33.0 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2903.jpg

Image date: 21.04.2012



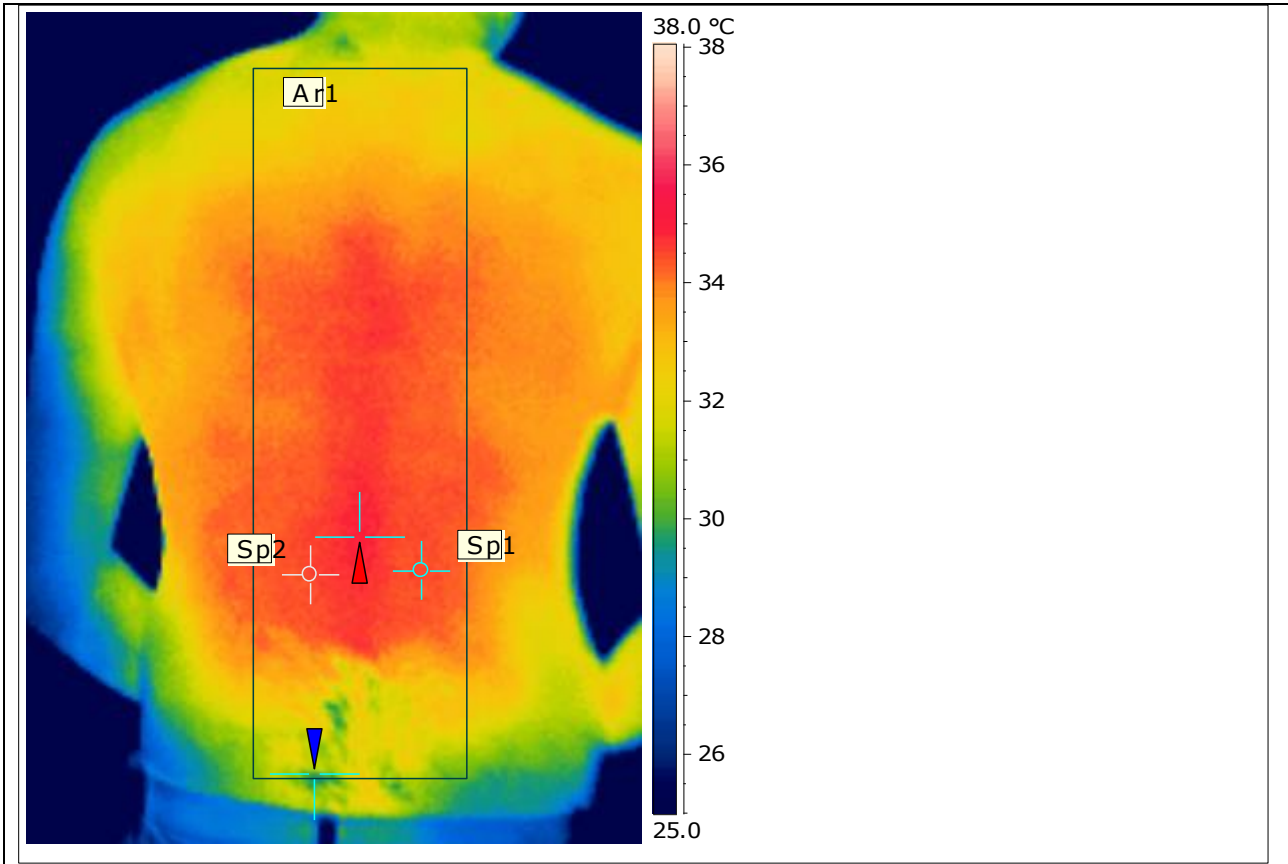
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	34.7 °C
Sp1 Temperature	33.5 °C
Sp2 Temperature	33.8 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2917.jpg

Image date: 21.04.2012



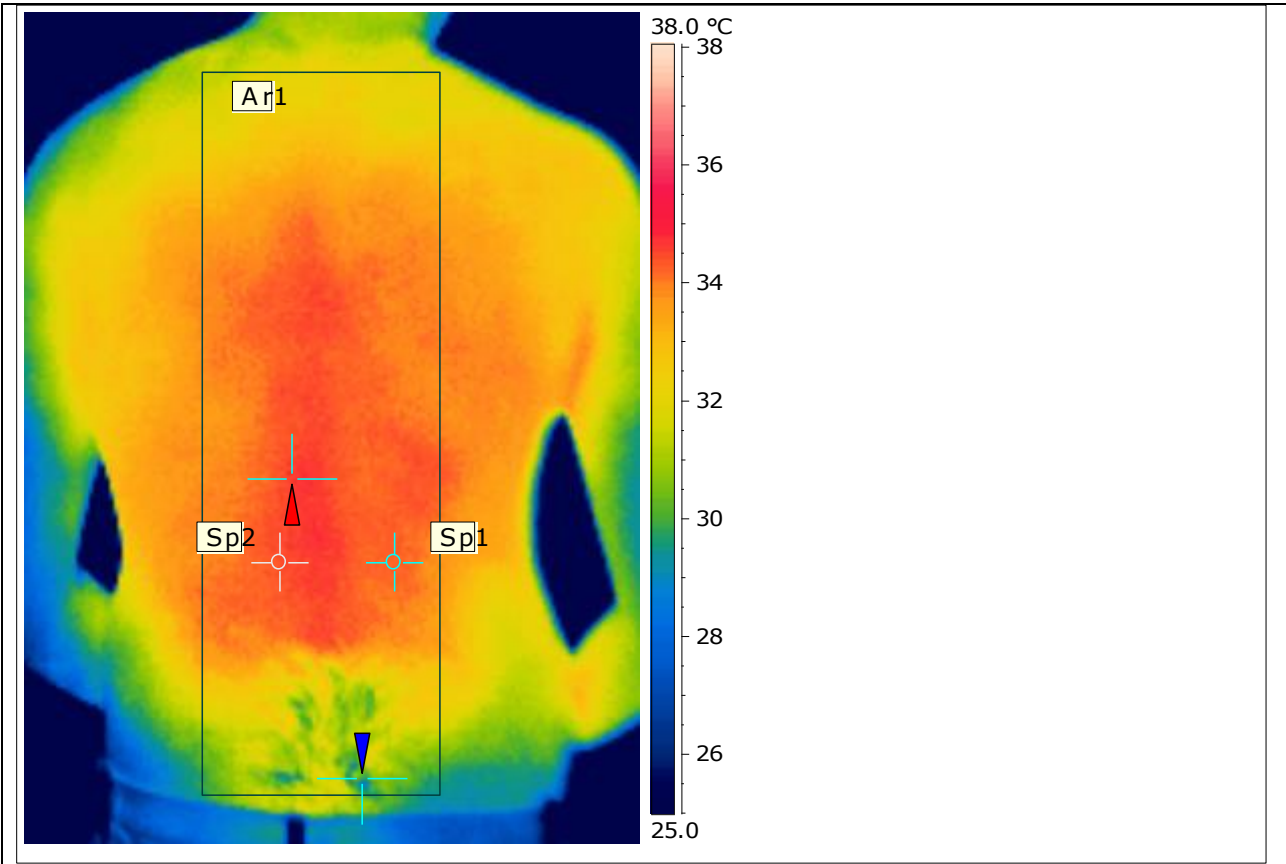
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	35.0 °C
Sp1 Temperature	34.4 °C
Sp2 Temperature	34.4 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2919.jpg

Image date: 21.04.2012



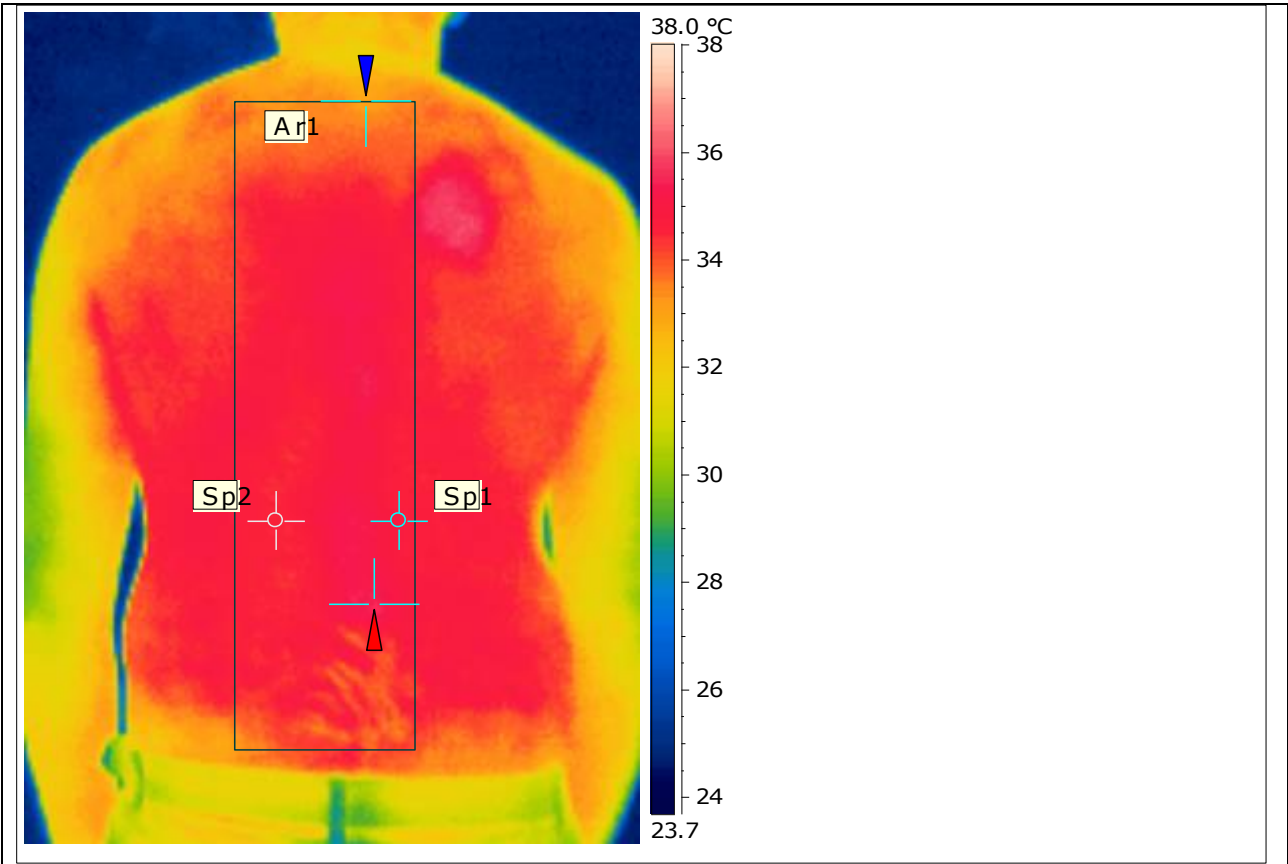
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	34.8 °C
Sp1 Temperature	34.2 °C
Sp2 Temperature	34.4 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2934.jpg

Image date: 21.04.2012



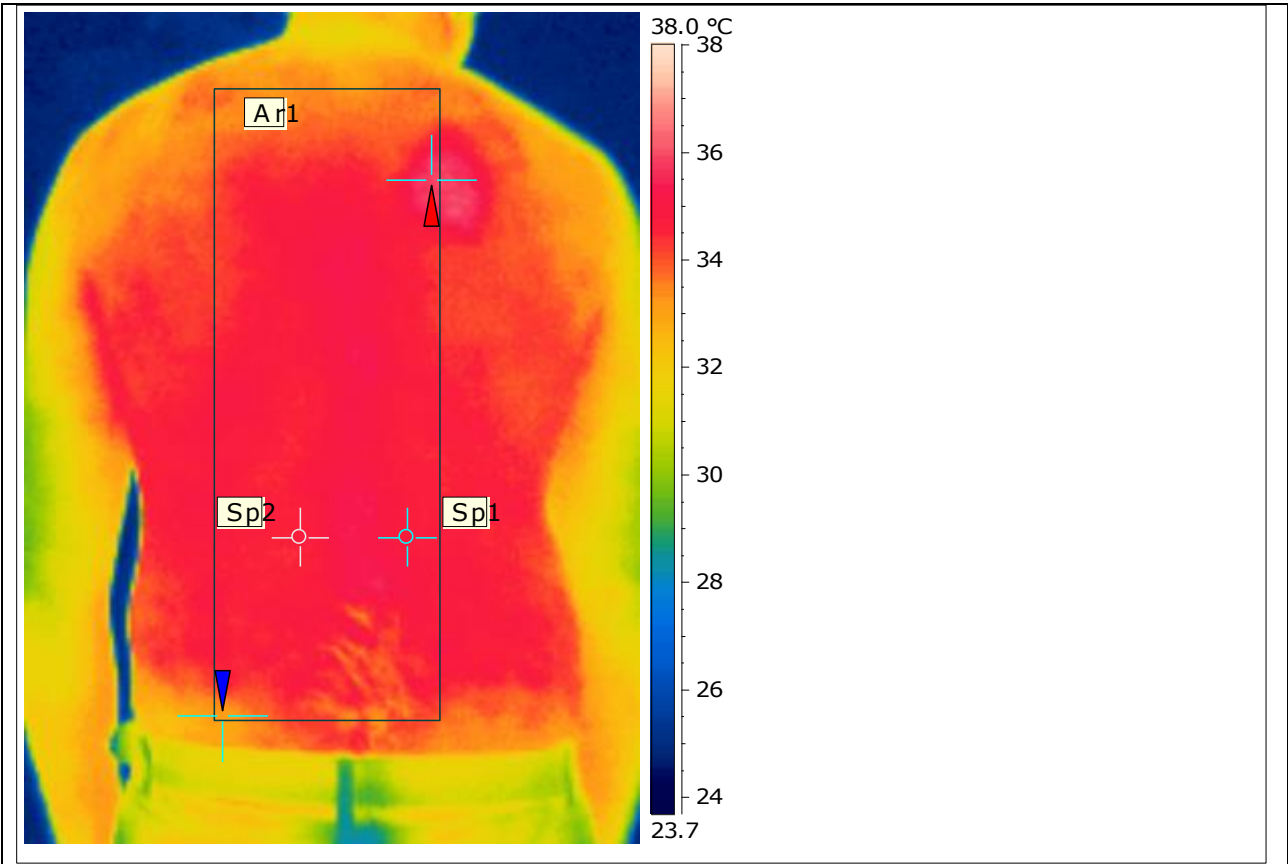
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	35.6 °C
Sp1 Temperature	34.8 °C
Sp2 Temperature	34.6 °C

Place for comment:

IR-image

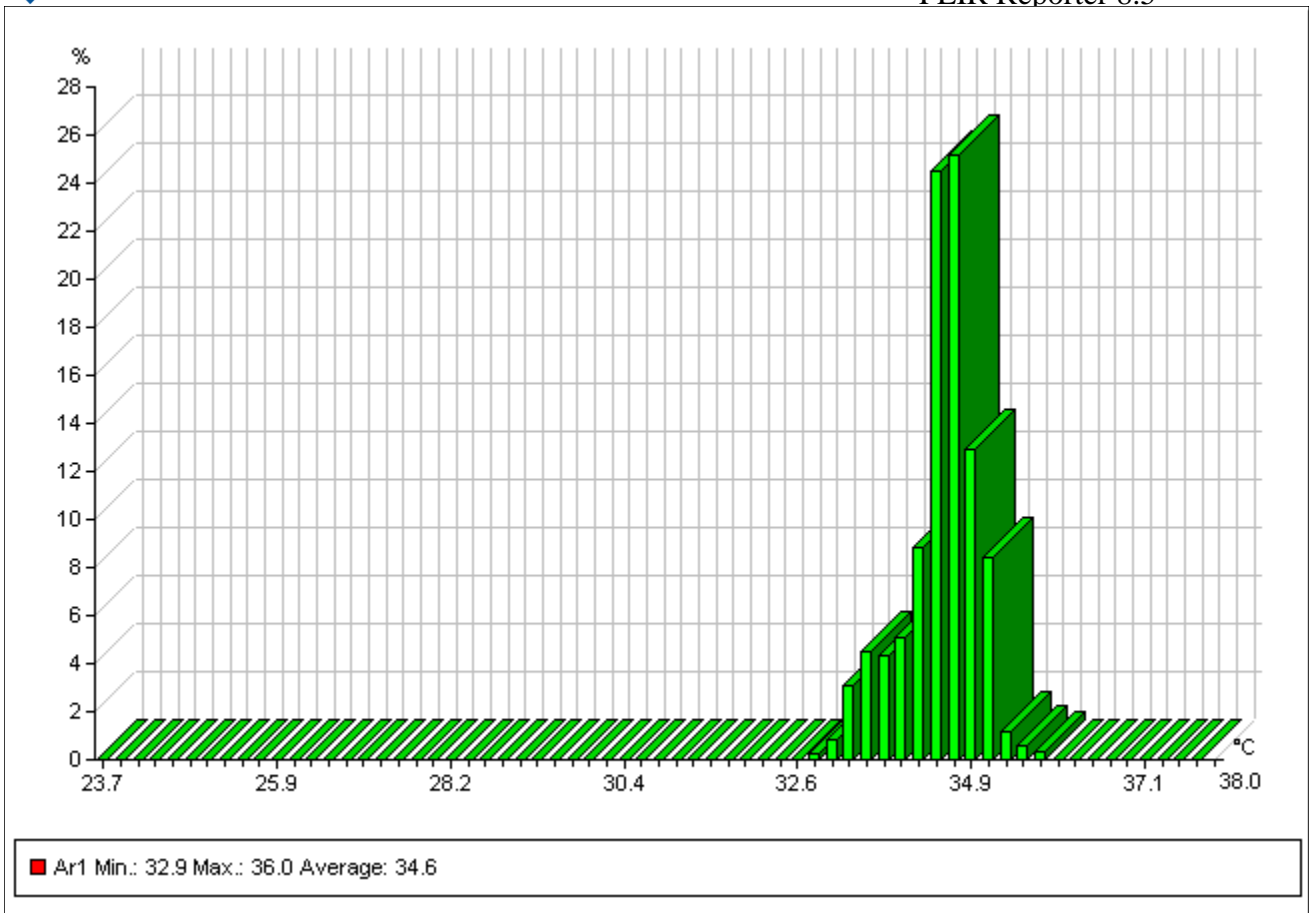
Image file name: IR_2936.jpg

Image date: 21.04.2012



Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	36.0 °C
Sp1 Temperature	34.8 °C
Sp2 Temperature	34.6 °C

Place for comment:



Ar1 Max. Temperature	Ar1 Min. Temperature	Sp1 Temperature	Sp2 Temperature
33.6 °C	30.0 °C	32.8 °C	33.0 °C
34.7 °C	31.1 °C	33.5 °C	33.8 °C
35.0 °C	29.2 °C	34.4 °C	34.4 °C
34.8 °C	28.7 °C	34.2 °C	34.4 °C
35.6 °C	32.8 °C	34.8 °C	34.6 °C
36.0 °C	32.9 °C	34.8 °C	34.6 °C

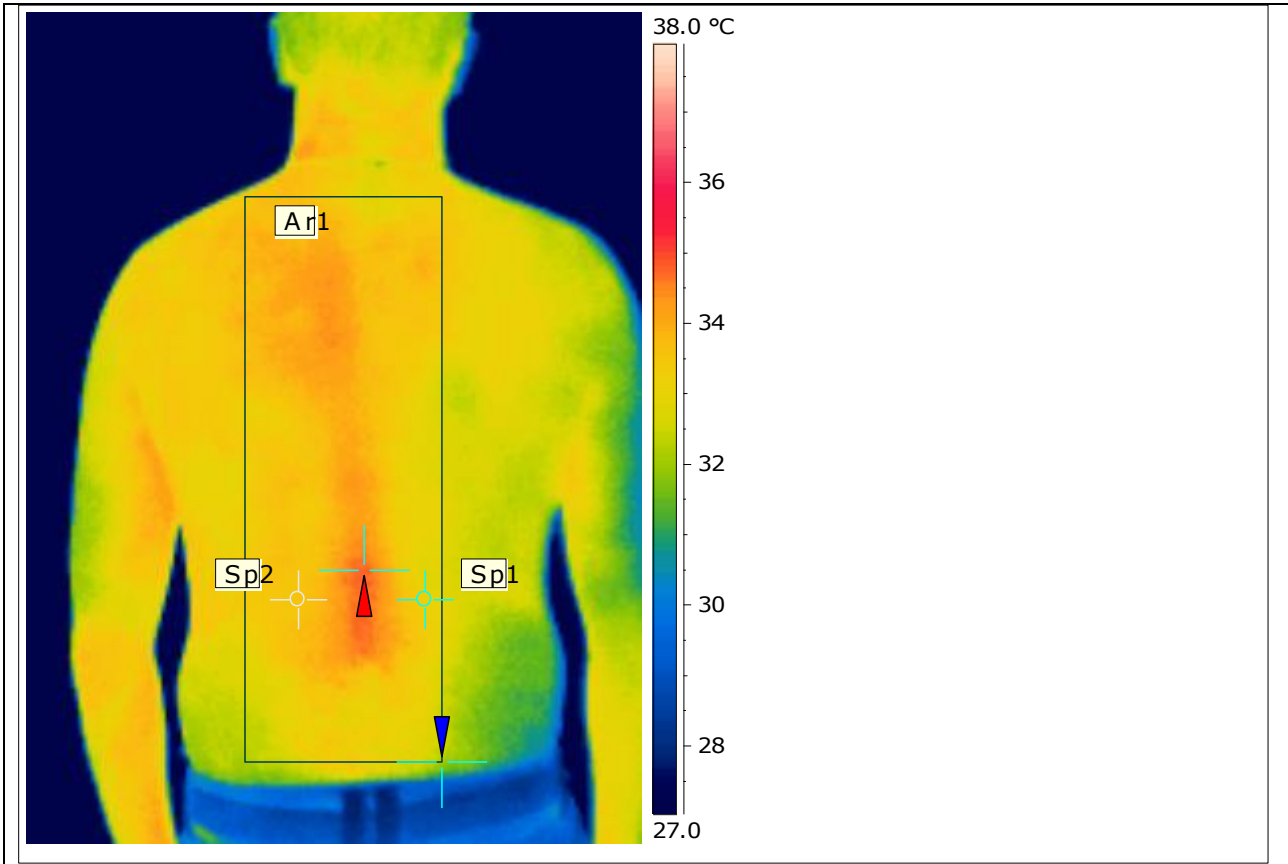
ANEXA 1.3

**Prelucrarea înregistrărilor termografice la nivelul
spatelui pasagerului la prima parcurgere**

IR-image

Image file name: IR_2756.jpg

Image date: 11.04.2012



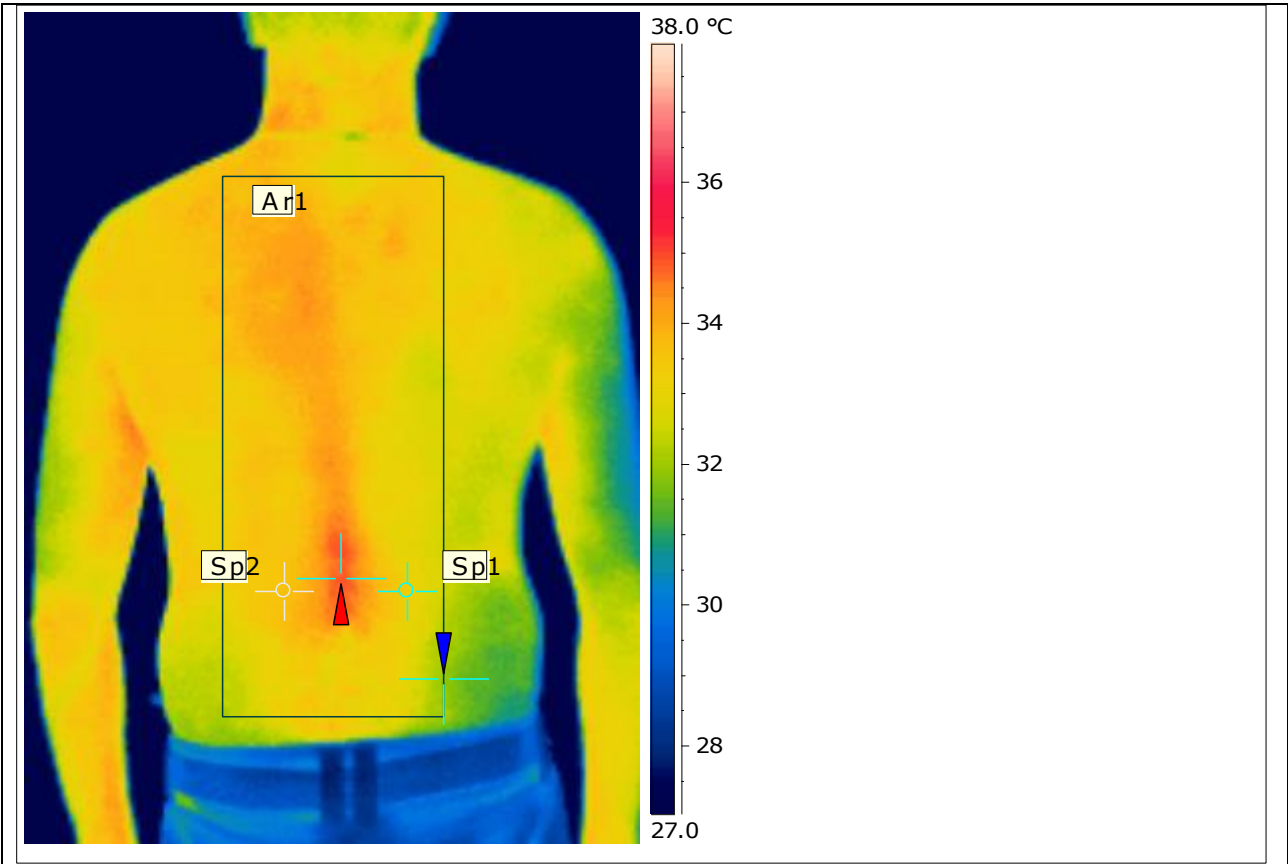
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	34.8 °C
Sp1 Temperature	33.1 °C
Sp2 Temperature	33.6 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2758.jpg

Image date: 11.04.2012



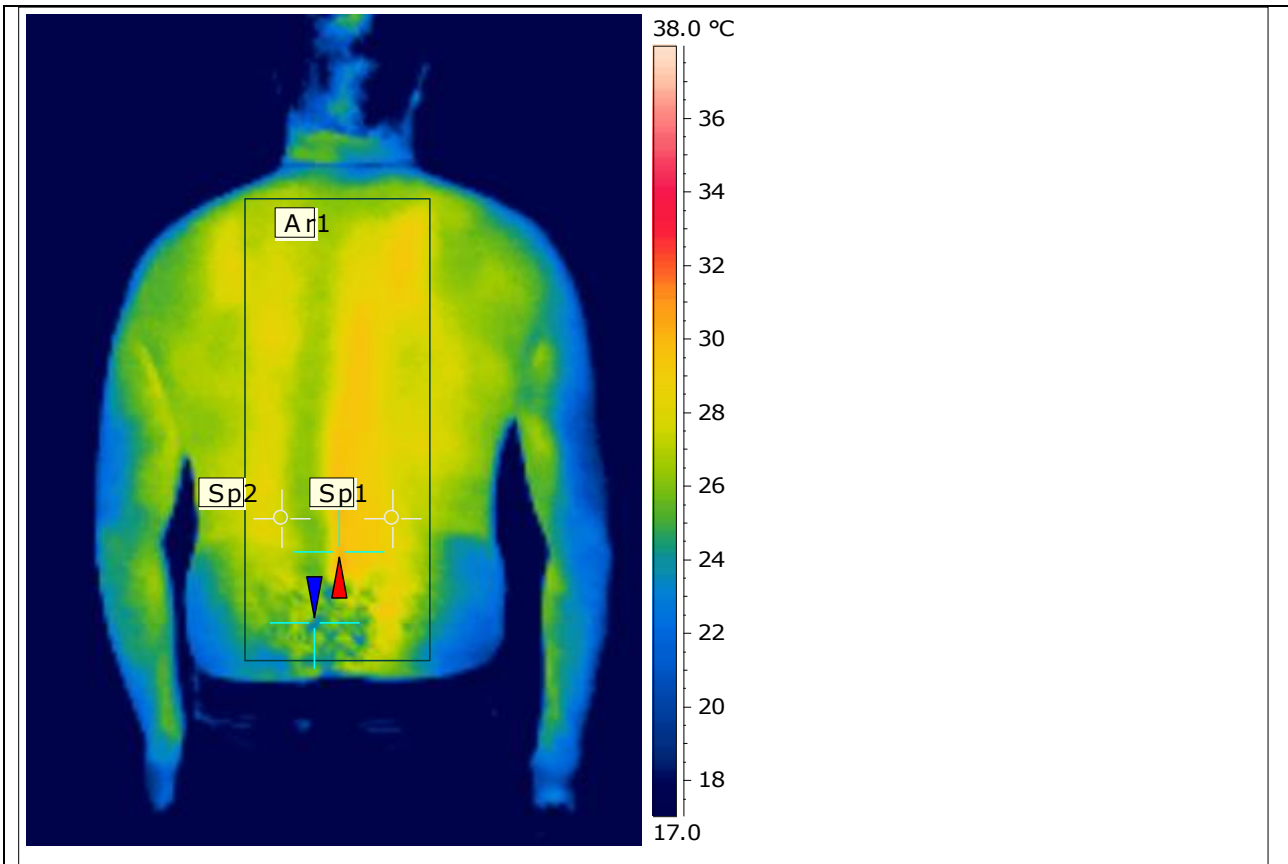
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	34.9 °C
Sp1 Temperature	33.2 °C
Sp2 Temperature	33.8 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2772.jpg

Image date: 11.04.2012



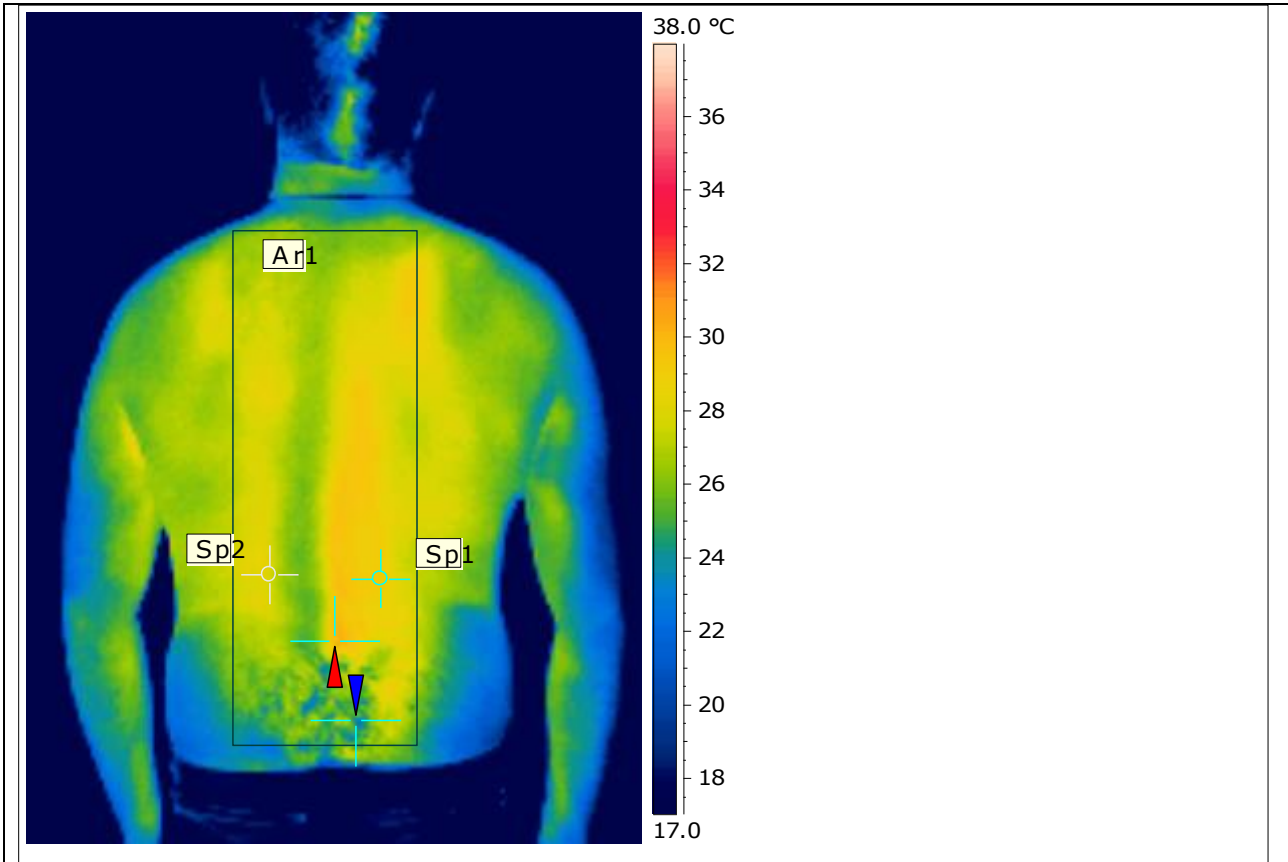
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	30.3 °C
Sp1 Temperature	28.1 °C
Sp2 Temperature	27.3 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2774.jpg

Image date: 11.04.2012



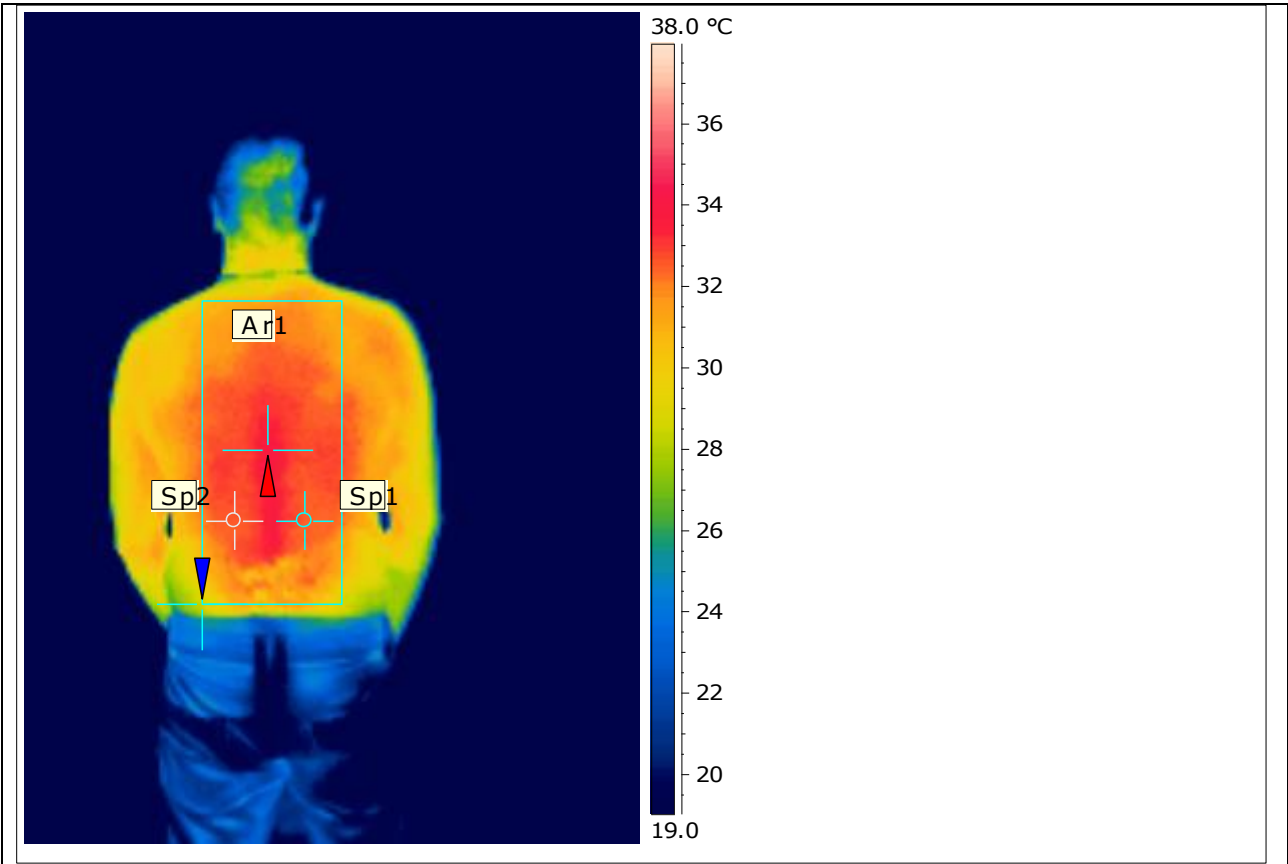
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	30.3 °C
Sp1 Temperature	29.0 °C
Sp2 Temperature	27.6 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2788.jpg

Image date: 11.04.2012



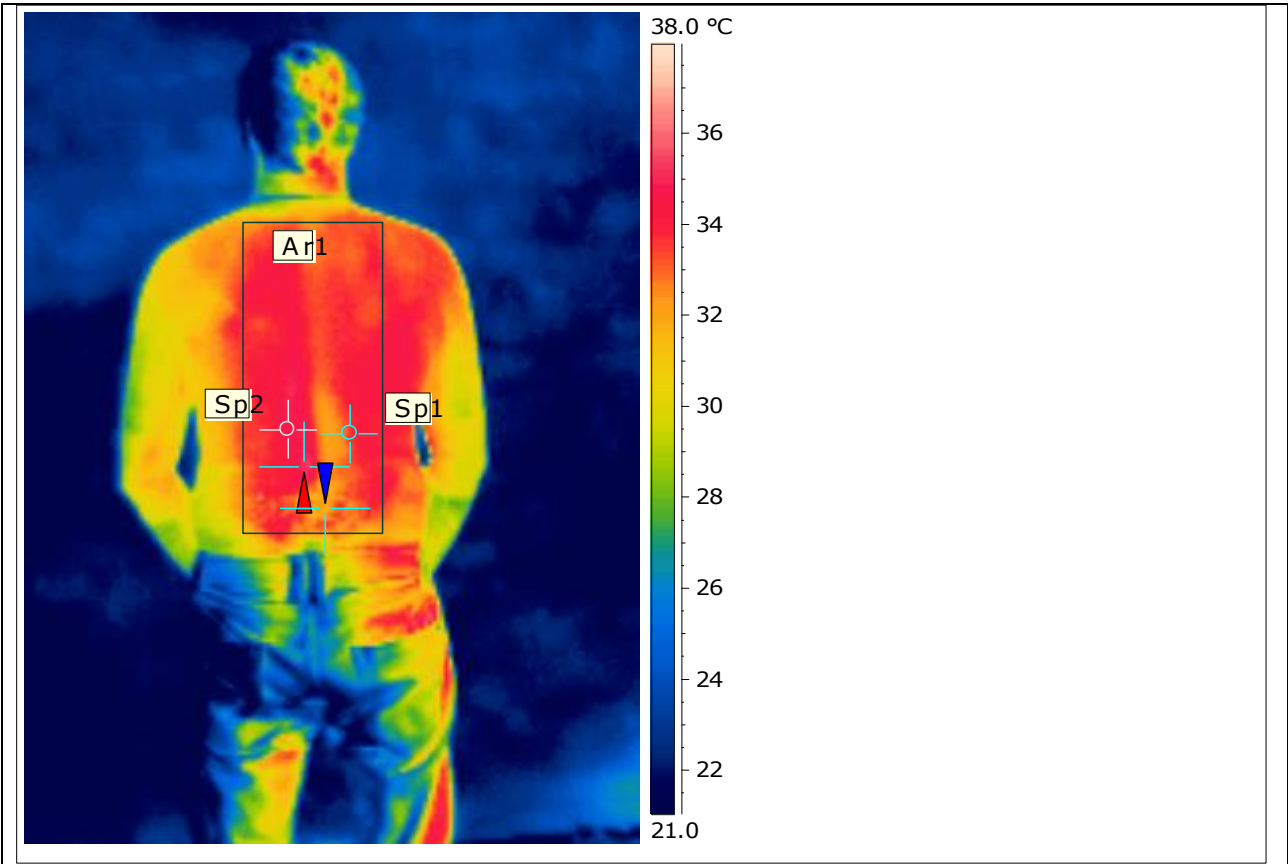
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	33.9 °C
Sp1 Temperature	32.2 °C
Sp2 Temperature	32.4 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2804.jpg

Image date: 11.04.2012



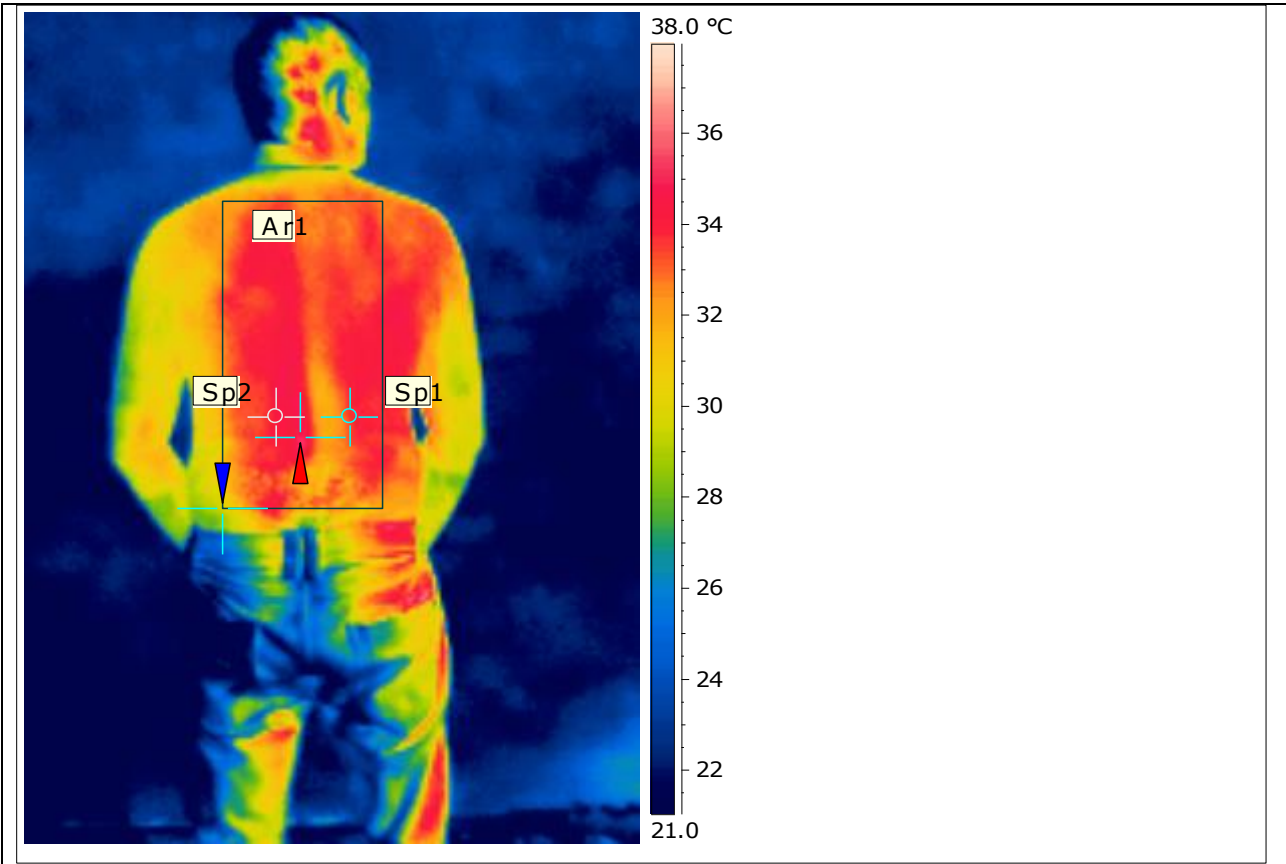
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	35.5 °C
Sp1 Temperature	33.7 °C
Sp2 Temperature	34.7 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2806.jpg

Image date: 11.04.2012



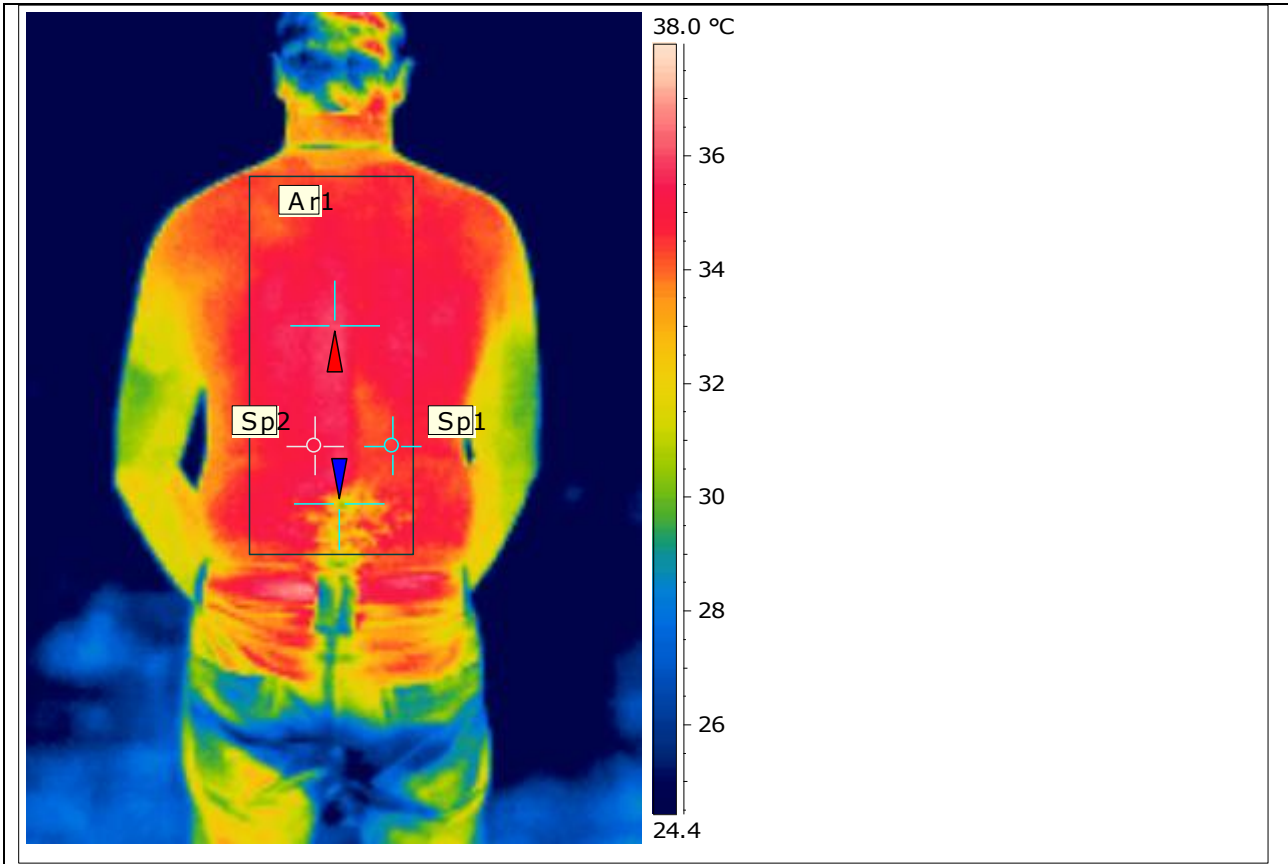
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	35.2 °C
Sp1 Temperature	33.7 °C
Sp2 Temperature	34.4 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2820.jpg

Image date: 11.04.2012



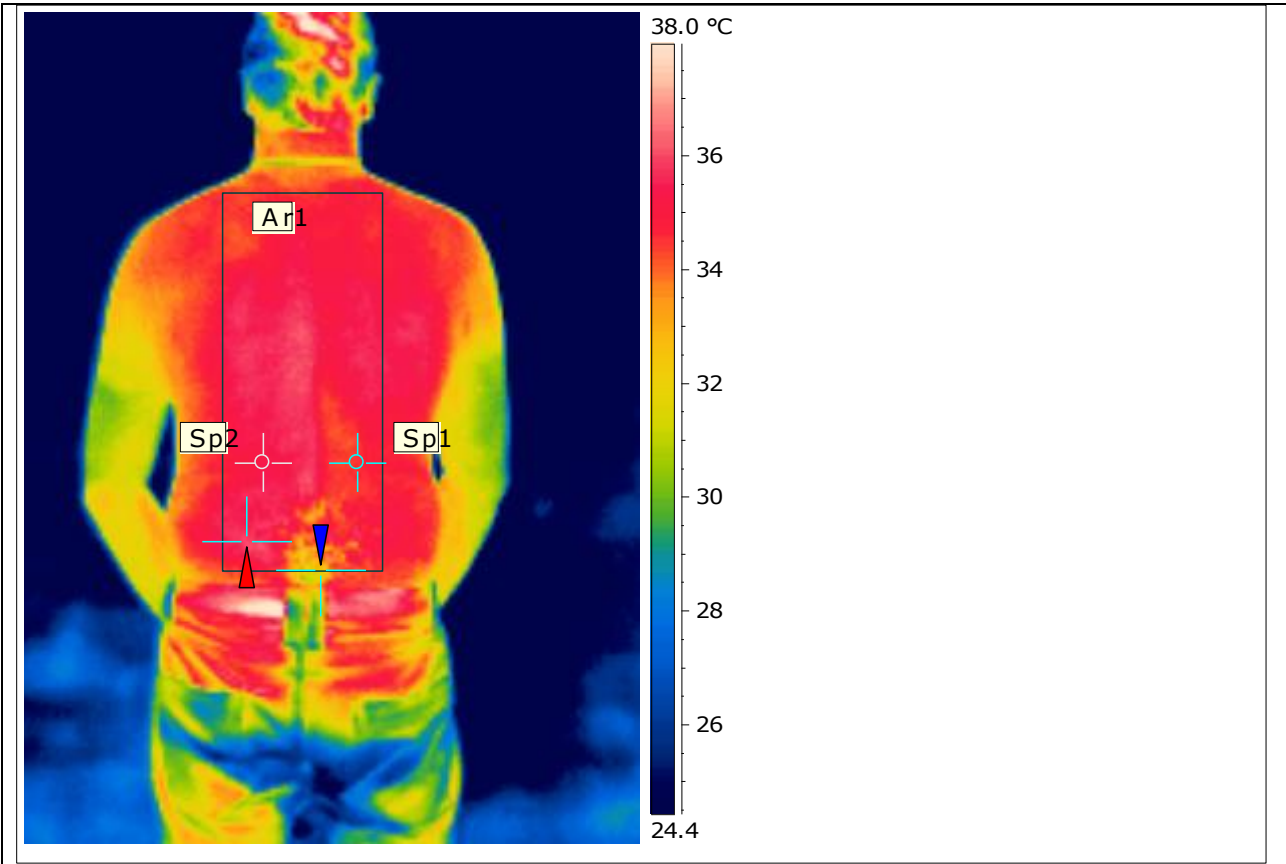
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	36.0 °C
Sp1 Temperature	34.4 °C
Sp2 Temperature	35.1 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2822.jpg

Image date: 11.04.2012



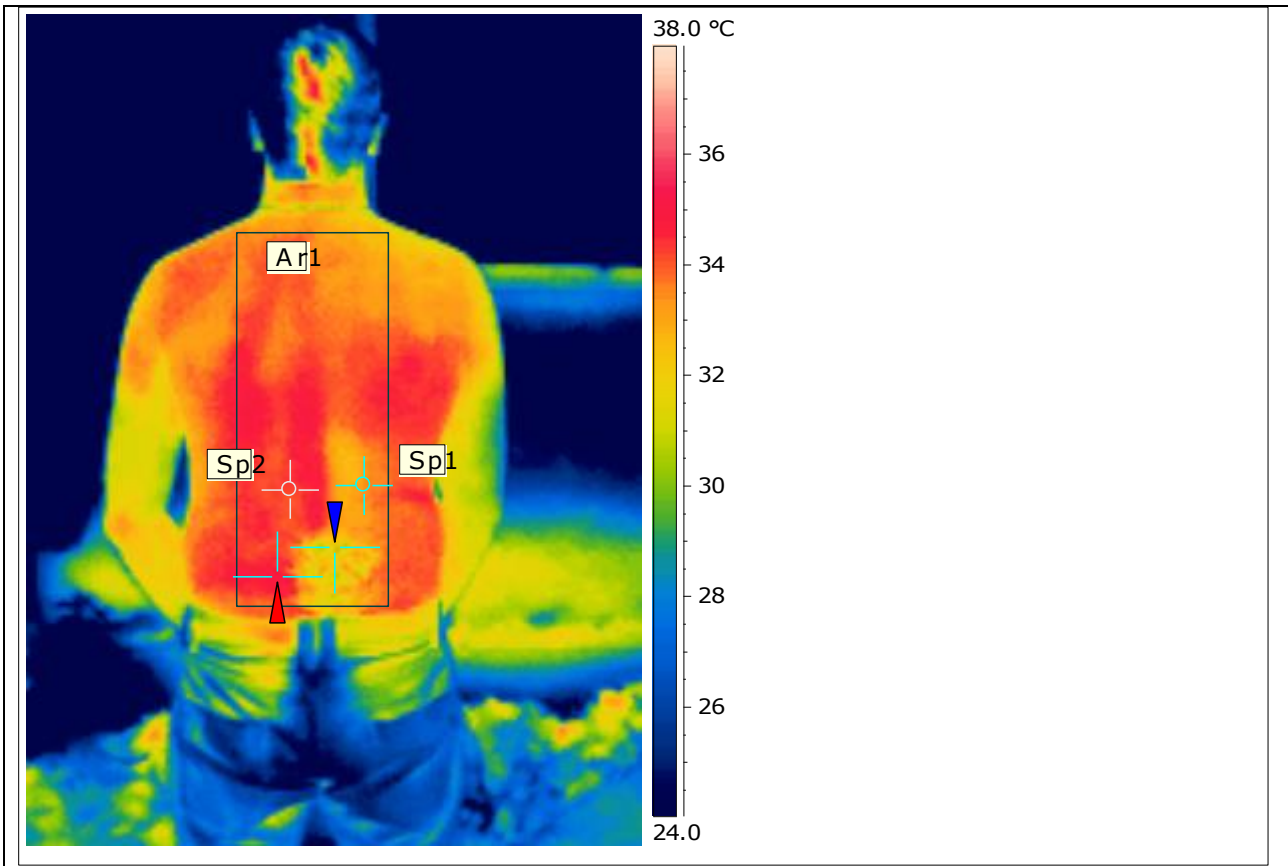
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	36.2 °C
Sp1 Temperature	34.5 °C
Sp2 Temperature	35.3 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2838.jpg

Image date: 11.04.2012



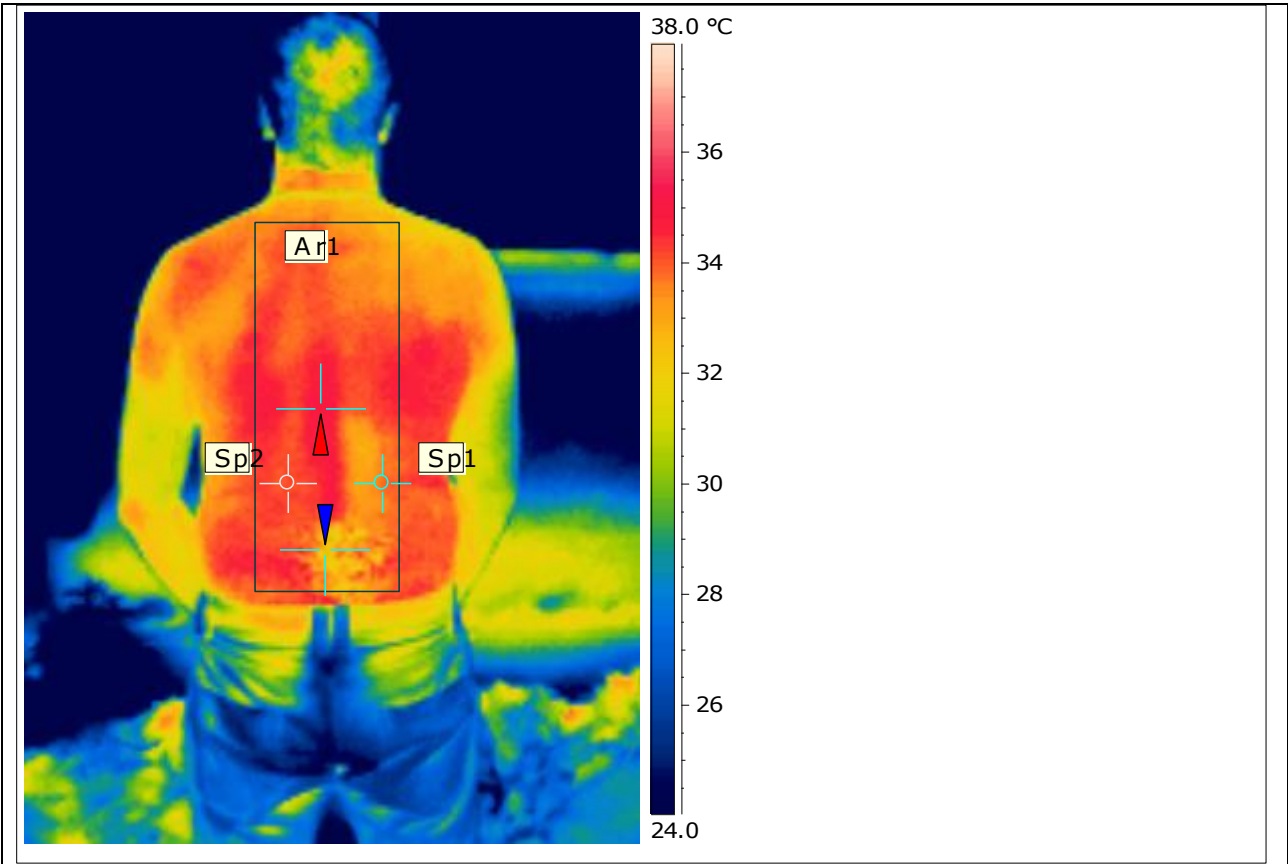
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	35.0 °C
Sp1 Temperature	33.5 °C
Sp2 Temperature	34.1 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2840.jpg

Image date: 11.04.2012



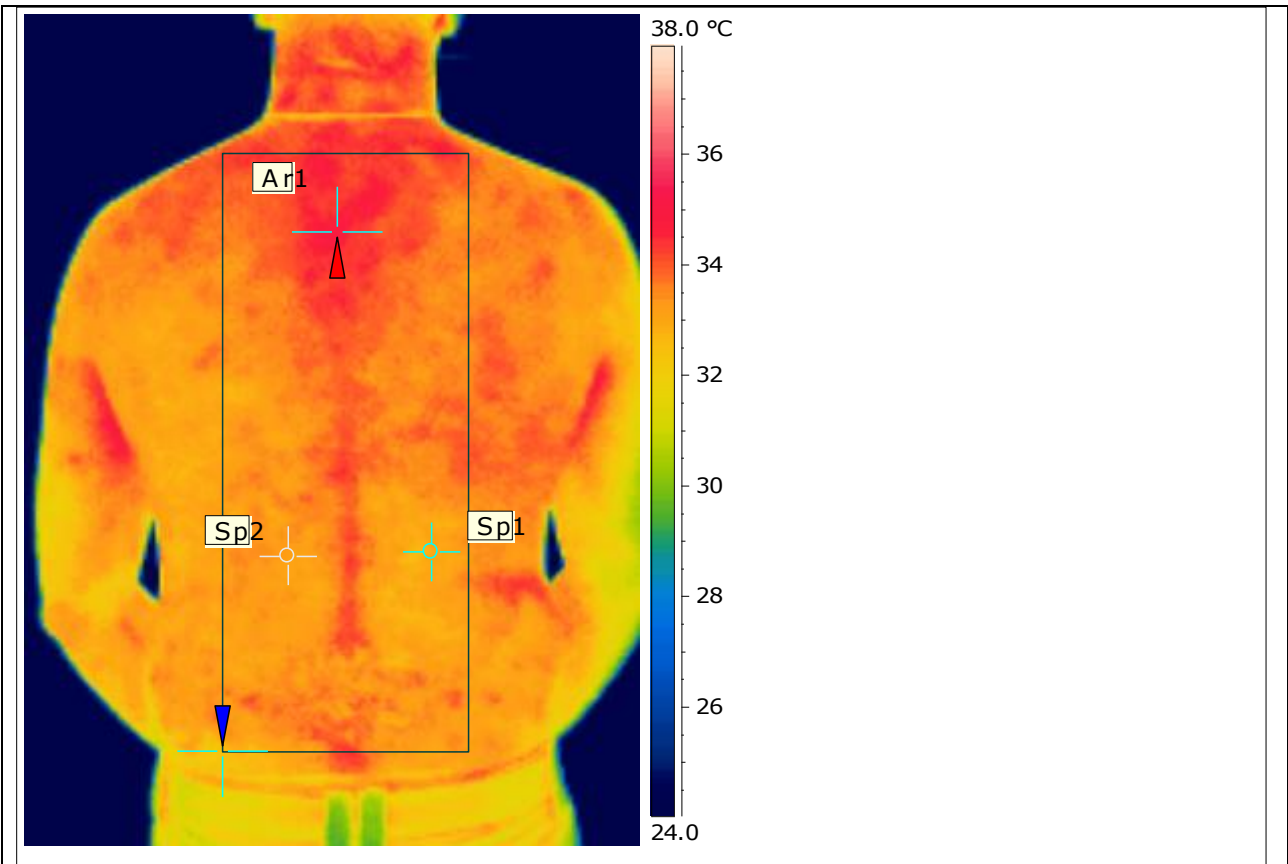
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	35.3 °C
Sp1 Temperature	33.7 °C
Sp2 Temperature	34.2 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2854.jpg

Image date: 11.04.2012



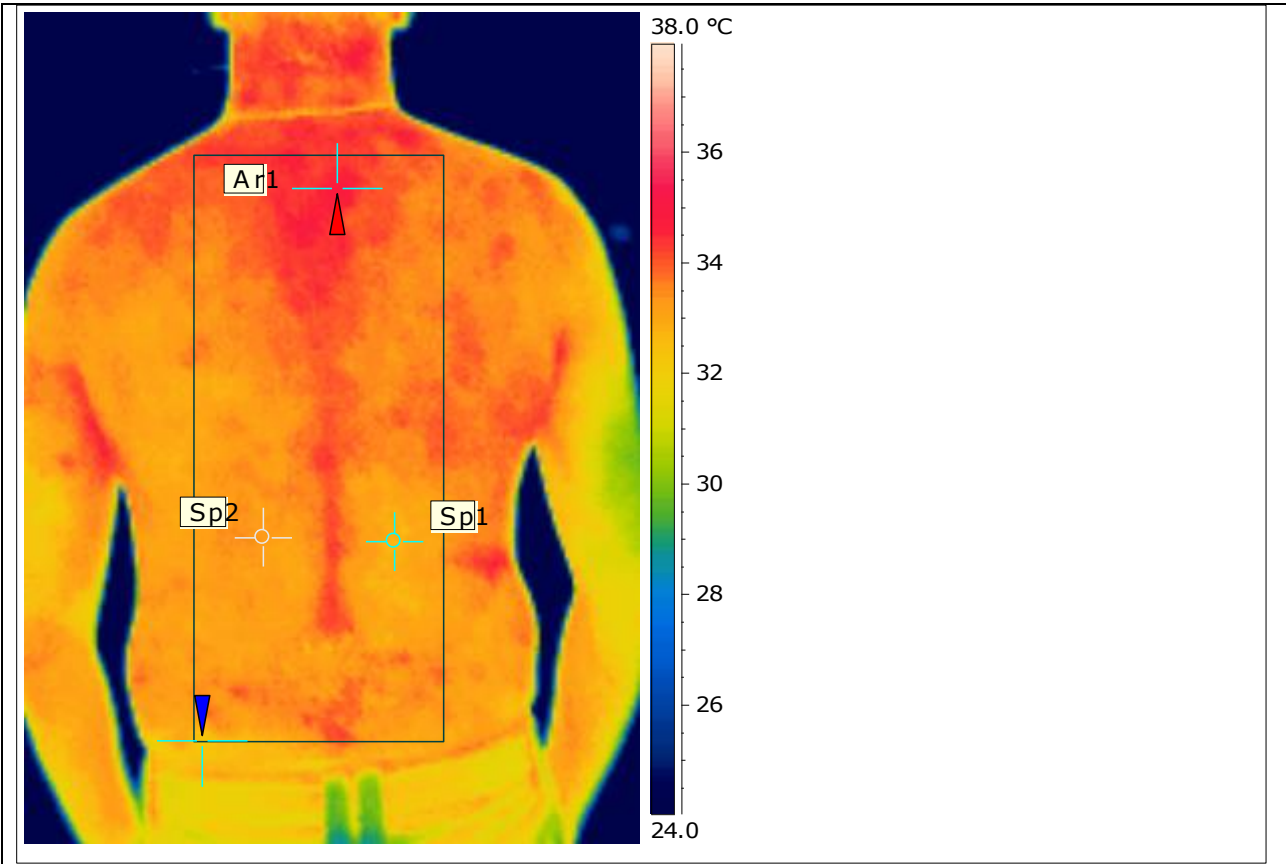
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	34.9 °C
Sp1 Temperature	32.9 °C
Sp2 Temperature	33.1 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2856.jpg

Image date: 11.04.2012



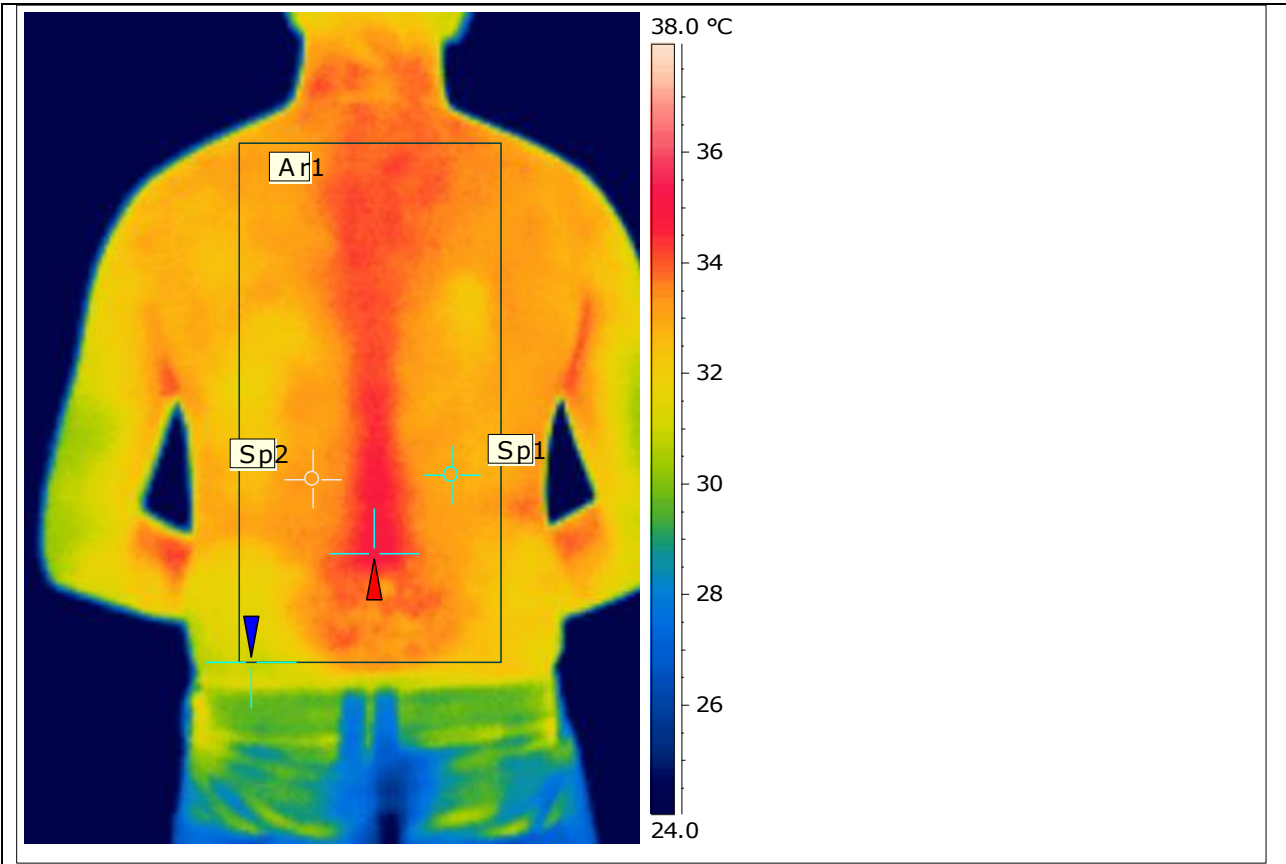
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	35.0 °C
Sp1 Temperature	32.5 °C
Sp2 Temperature	33.3 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2868.jpg

Image date: 11.04.2012



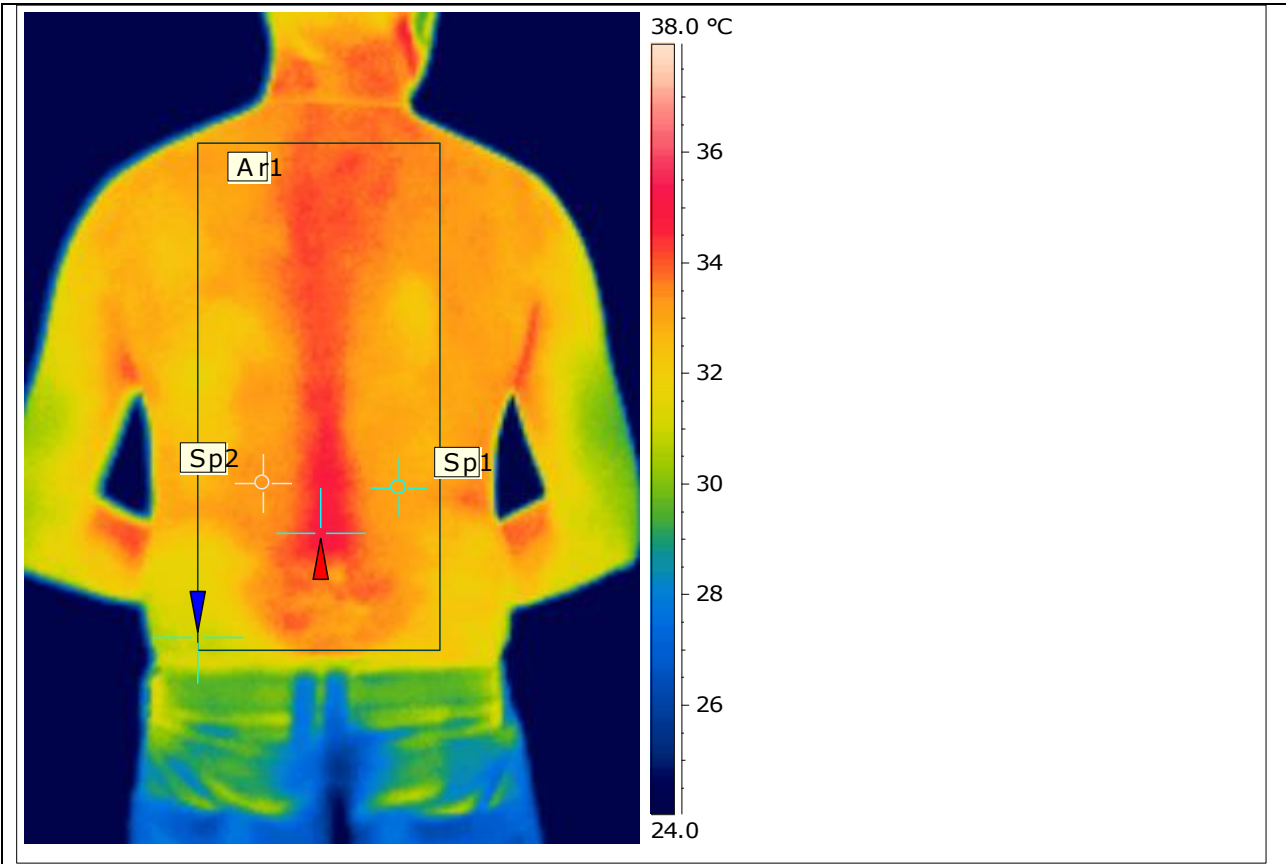
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	35.1 °C
Sp1 Temperature	33.0 °C
Sp2 Temperature	33.3 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2870.jpg

Image date: 11.04.2012



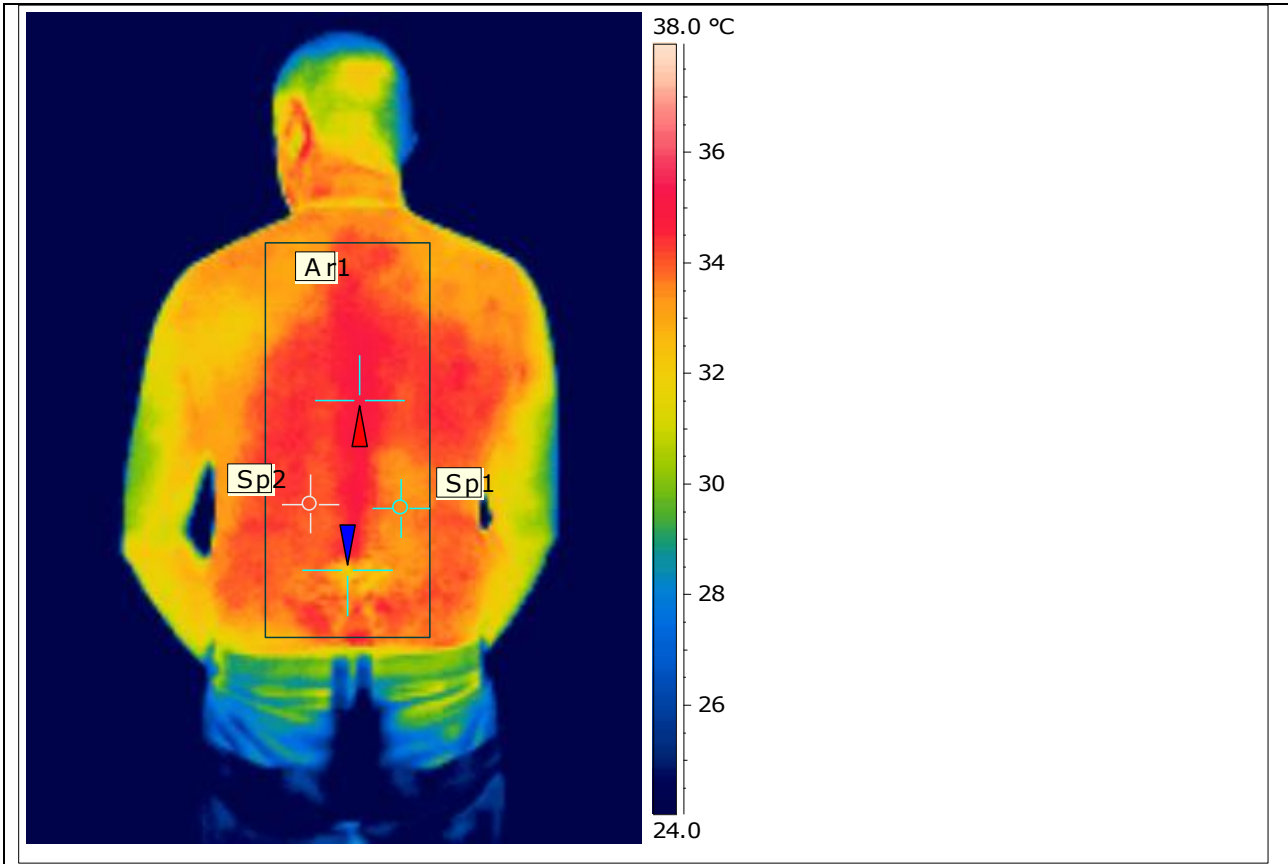
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	35.0 °C
Sp1 Temperature	33.0 °C
Sp2 Temperature	33.4 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2880.jpg

Image date: 11.04.2012



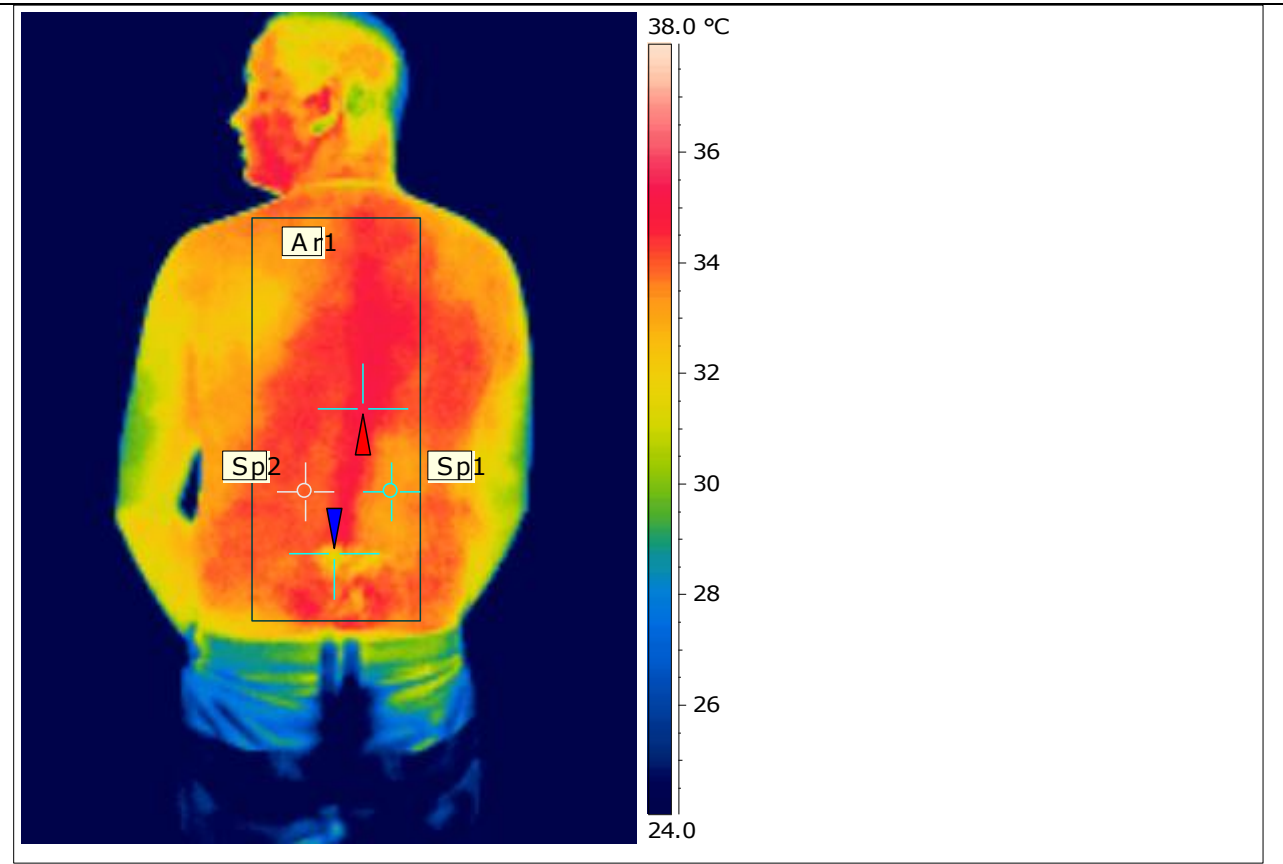
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	35.2 °C
Sp1 Temperature	33.4 °C
Sp2 Temperature	34.0 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2882.jpg

Image date: 11.04.2012



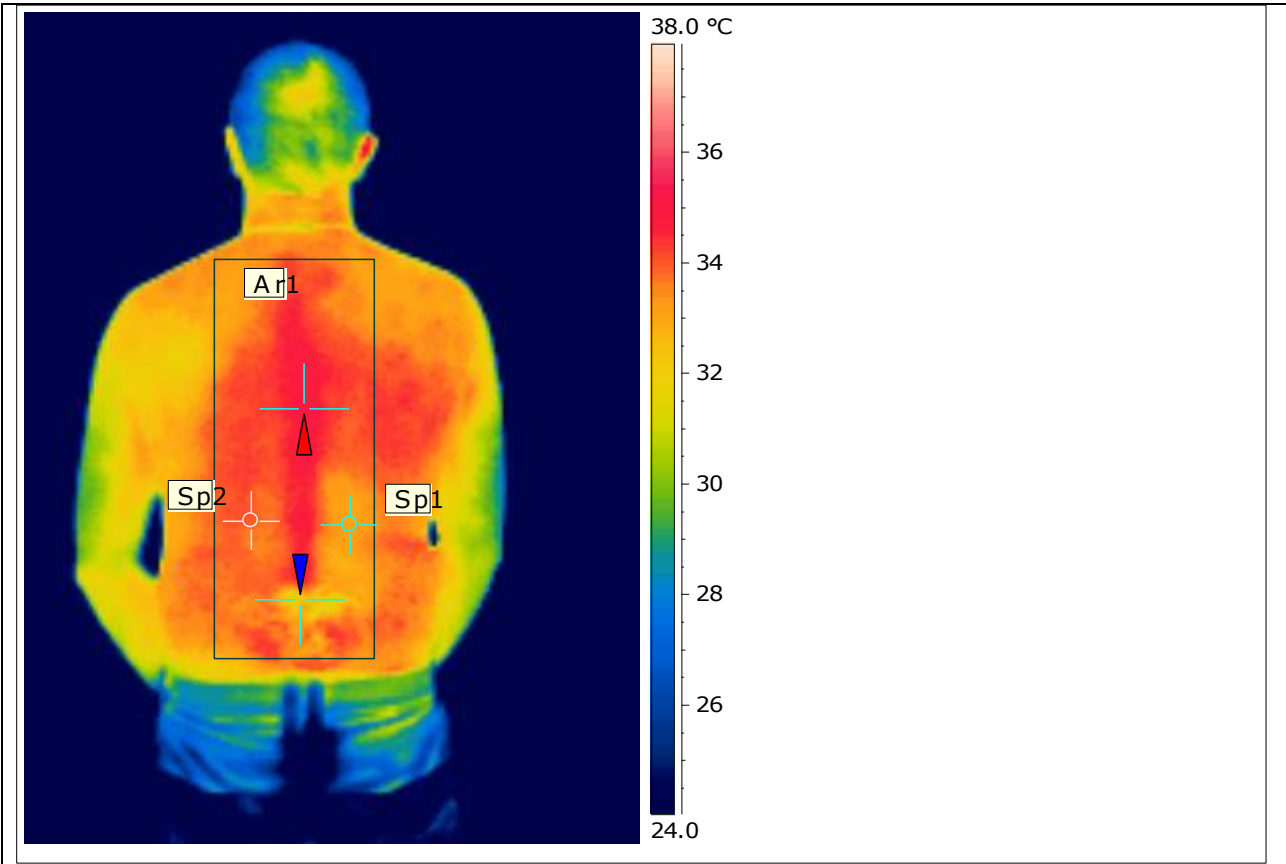
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	35.3 °C
Sp1 Temperature	33.2 °C
Sp2 Temperature	34.0 °C

Place for comment:

IR-image

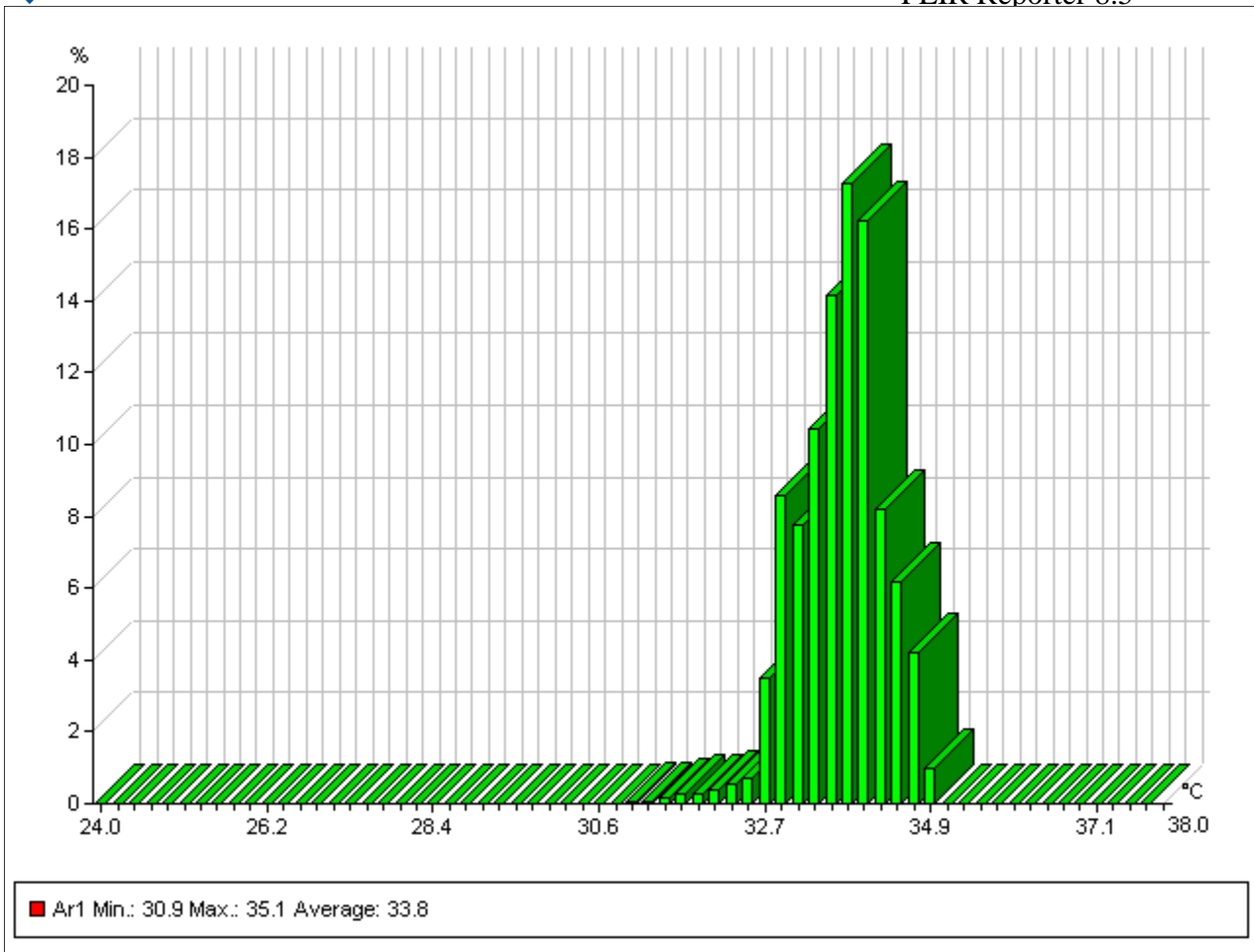
Image file name: IR_2884.jpg

Image date: 11.04.2012



Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	35.1 °C
Sp1 Temperature	33.1 °C
Sp2 Temperature	34.0 °C

Place for comment:



Ar1 Max. Temperature	Ar1 Min. Temperature	Sp1 Temperature	Sp2 Temperature
34.8 °C	31.7 °C	33.1 °C	33.6 °C
34.9 °C	31.8 °C	33.2 °C	33.8 °C
30.3 °C	22.5 °C	28.1 °C	27.3 °C
30.3 °C	21.9 °C	29.0 °C	27.6 °C
33.9 °C	28.5 °C	32.2 °C	32.4 °C
35.5 °C	30.3 °C	33.7 °C	34.7 °C
35.2 °C	29.7 °C	33.7 °C	34.4 °C
36.0 °C	30.2 °C	34.4 °C	35.1 °C
36.2 °C	31.2 °C	34.5 °C	35.3 °C
35.0 °C	30.3 °C	33.5 °C	34.1 °C
35.3 °C	30.9 °C	33.7 °C	34.2 °C
34.9 °C	32.3 °C	32.9 °C	33.1 °C
35.0 °C	32.1 °C	32.5 °C	33.3 °C
35.1 °C	30.7 °C	33.0 °C	33.3 °C
35.0 °C	30.8 °C	33.0 °C	33.4 °C
35.2 °C	31.3 °C	33.4 °C	34.0 °C
35.3 °C	31.2 °C	33.2 °C	34.0 °C
35.1 °C	30.9 °C	33.1 °C	34.0 °C

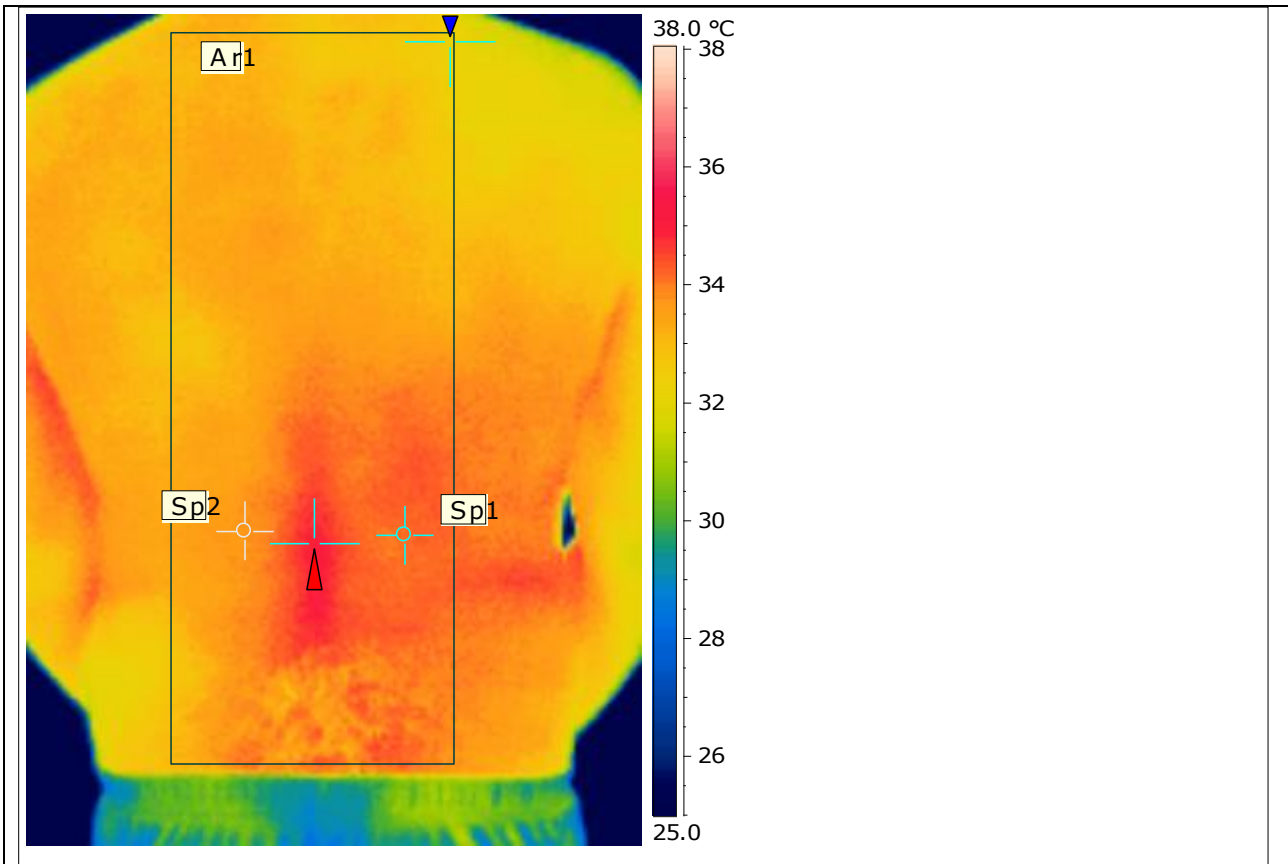
ANEXA 1.4

**Prelucrarea înregistrărilor termografice la
nivelul spatelui pasagerului la a doua
parcursere**

IR-image

Image file name: IR_2909.jpg

Image date: 21.04.2012



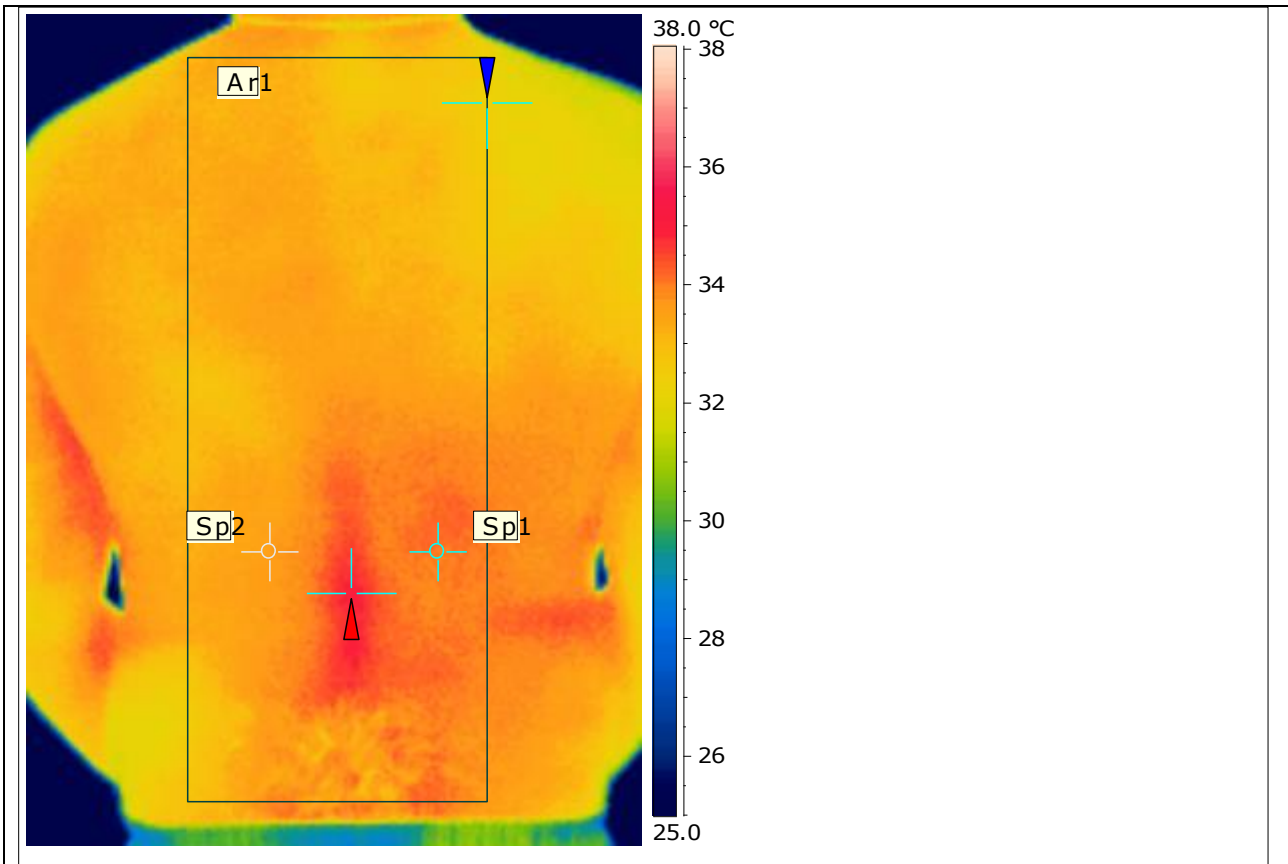
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	35.2 °C
Sp1 Temperature	34.1 °C
Sp2 Temperature	33.7 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2911.jpg

Image date: 21.04.2012



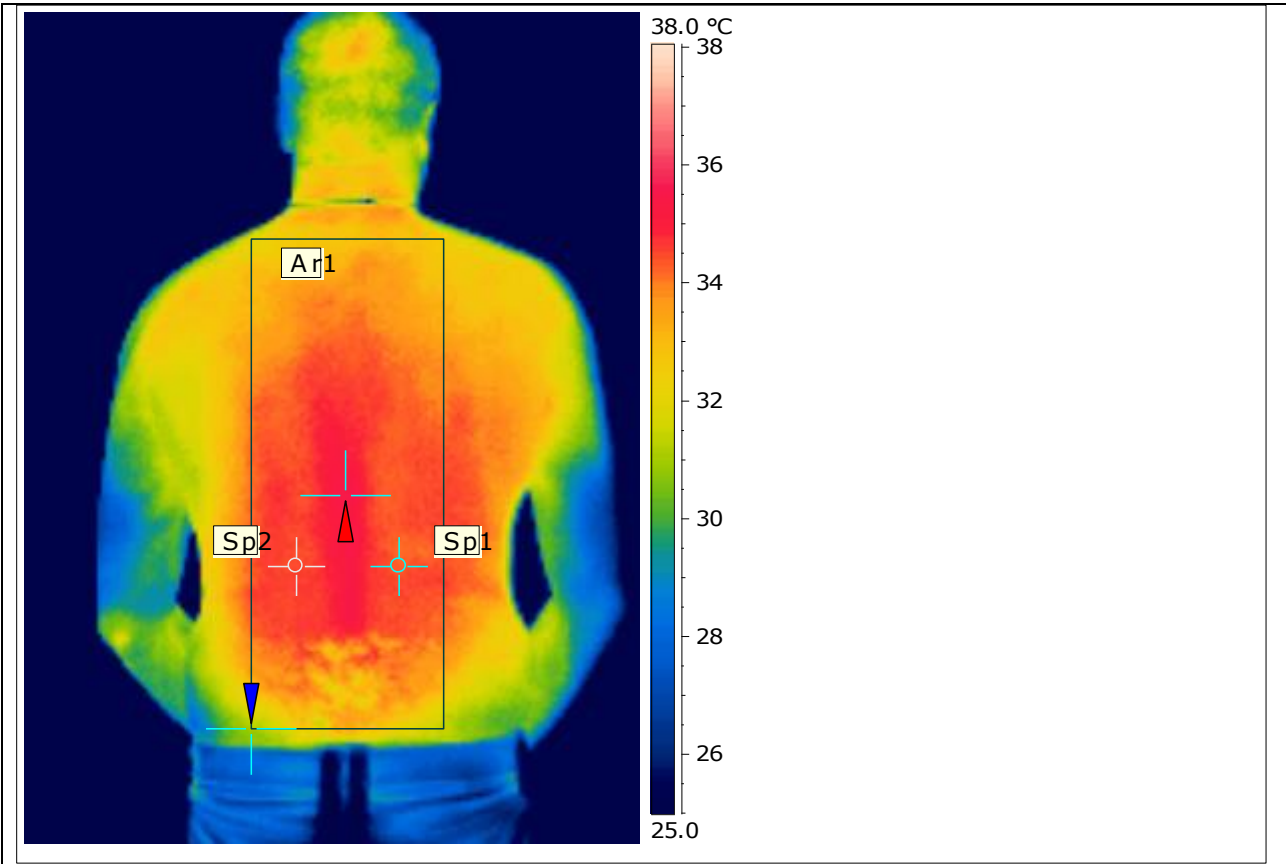
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	35.1 °C
Sp1 Temperature	33.9 °C
Sp2 Temperature	33.6 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2925.jpg

Image date: 21.04.2012



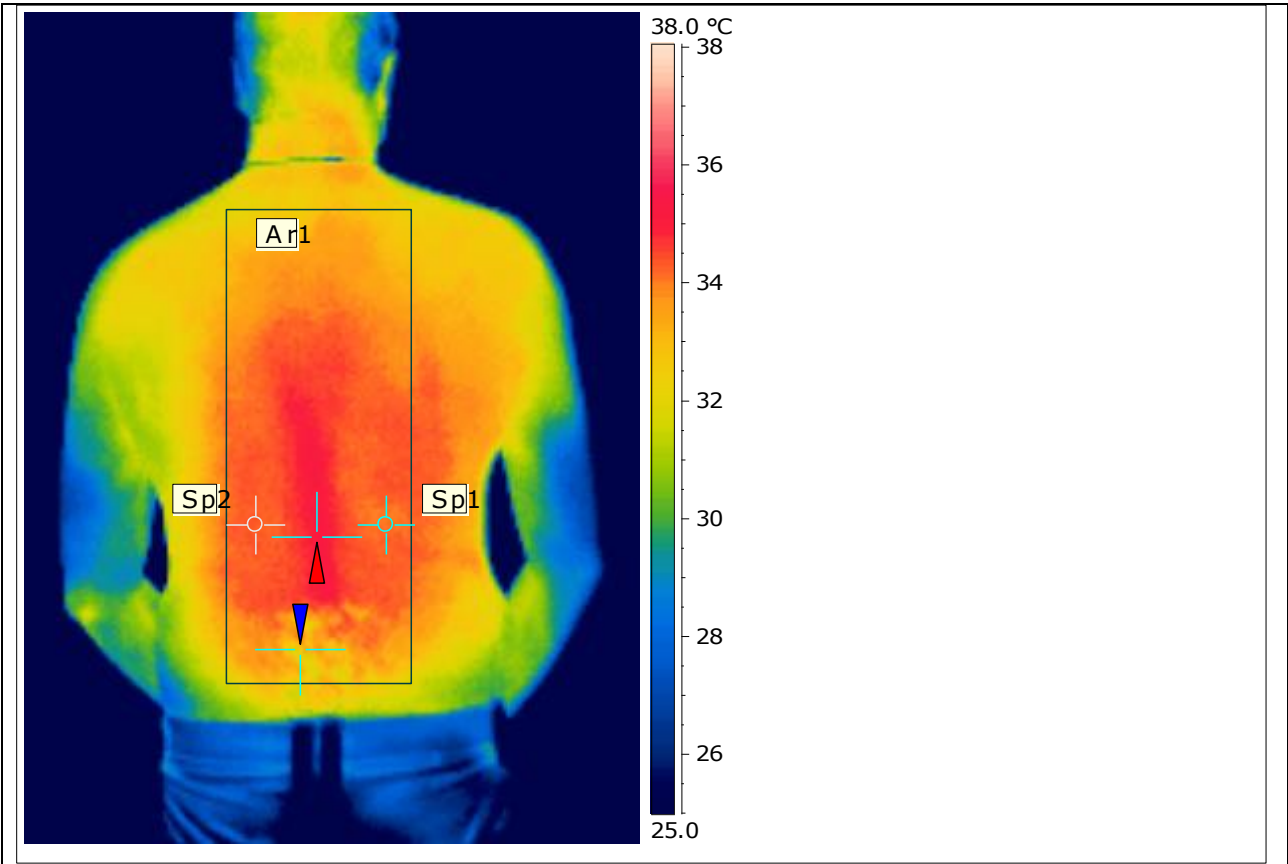
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	35.5 °C
Sp1 Temperature	34.2 °C
Sp2 Temperature	34.5 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2927.jpg

Image date: 21.04.2012



Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	35.4 °C
Sp1 Temperature	34.0 °C
Sp2 Temperature	34.2 °C

Place for comment:

IR-image

Image file name: IR_2942.jpg

Image date: 21.04.2012



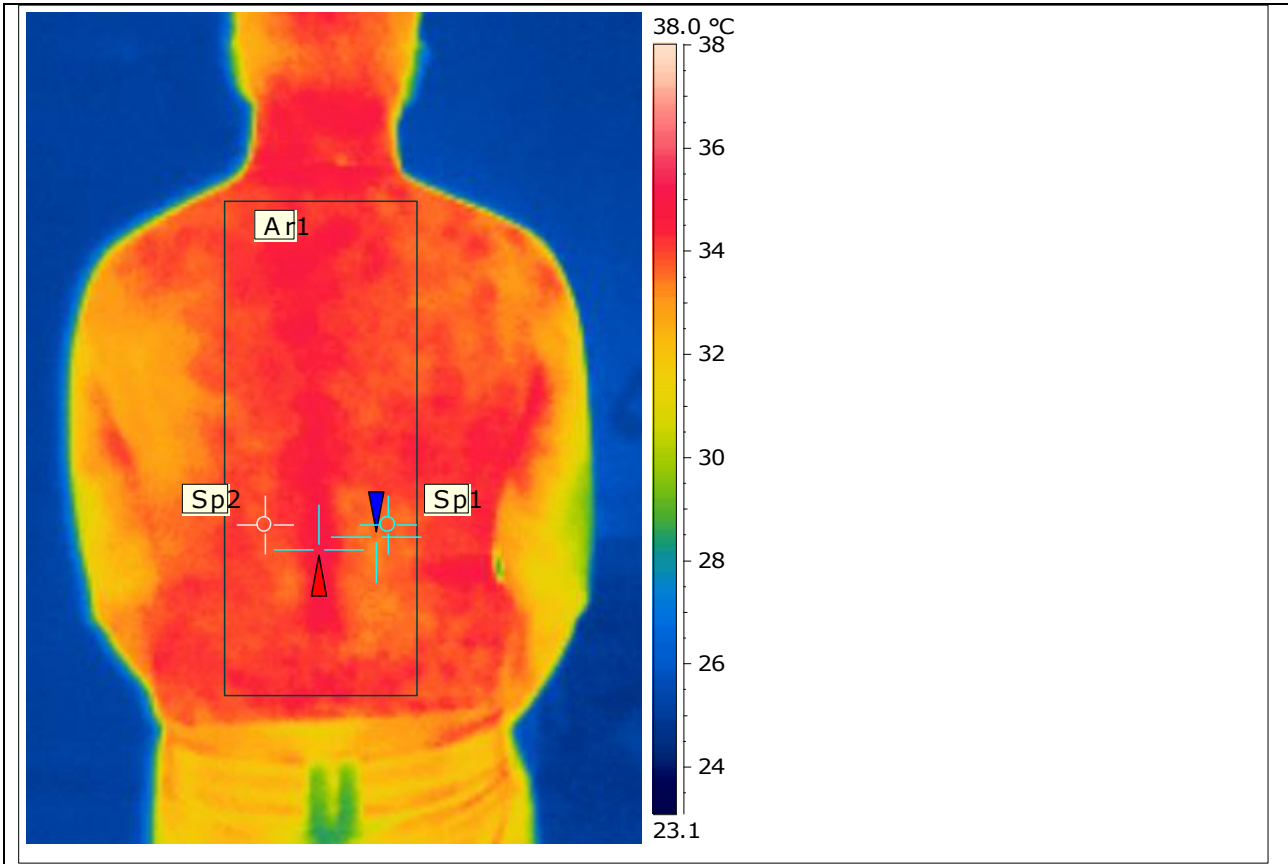
Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	35.2 °C
Sp1 Temperature	33.7 °C
Sp2 Temperature	33.8 °C

Place for comment:

IR-image

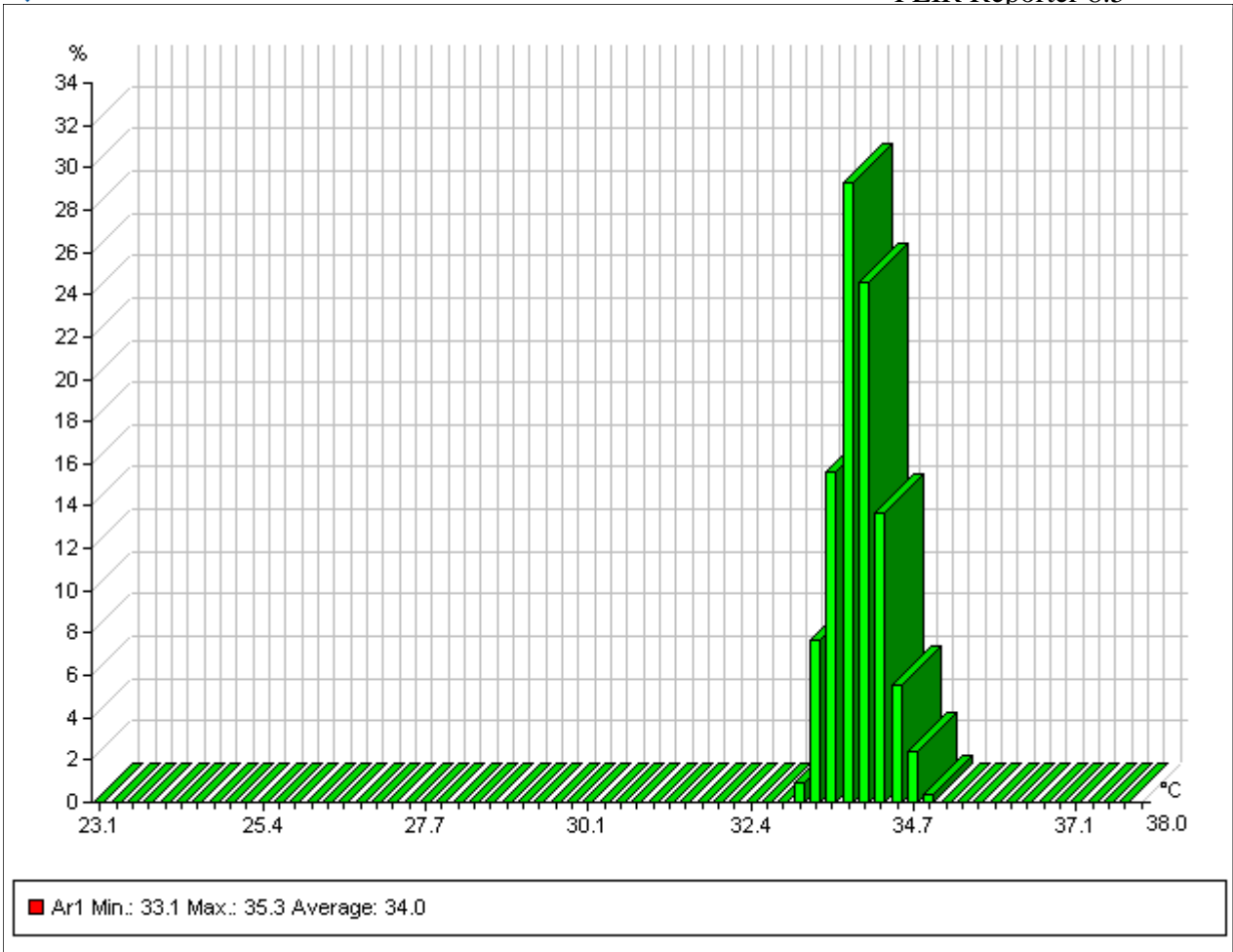
Image file name: IR_2944.jpg

Image date: 21.04.2012



Emissivity	0.95
Reflected Apparent Temperature	20.0 °C
Atmospheric Temperature	25.0 °C
Object Distance	0.4 m
Ar1 Max. Temperature	35.3 °C
Sp1 Temperature	33.7 °C
Sp2 Temperature	33.9 °C

Place for comment:



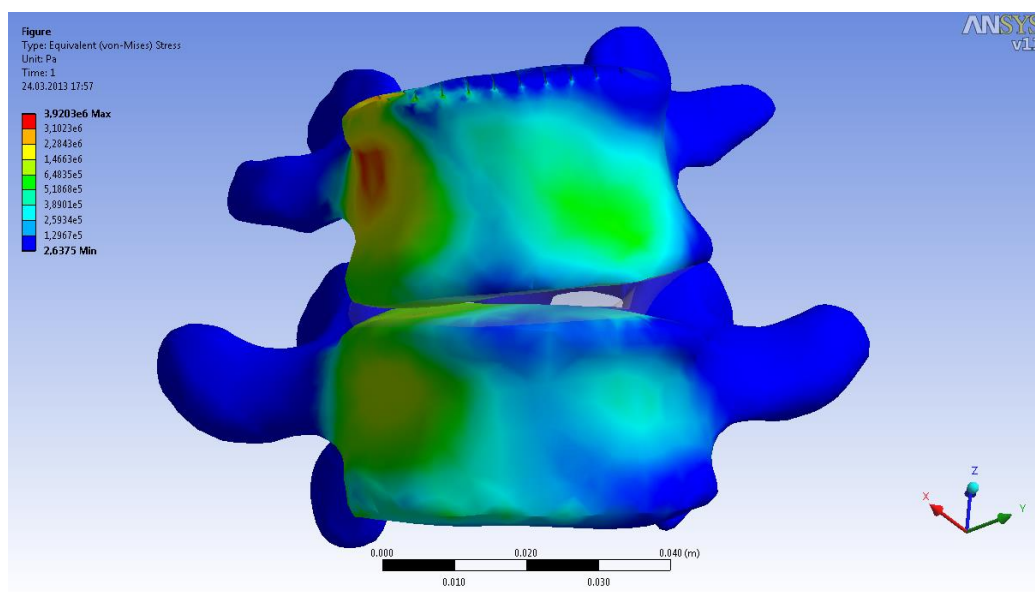
Ar1 Max. Temperature	Ar1 Min. Temperature	Sp1 Temperature	Sp2 Temperature
35.2 °C	32.0 °C	34.1 °C	33.7 °C
35.1 °C	32.2 °C	33.9 °C	33.6 °C
35.5 °C	30.9 °C	34.2 °C	34.5 °C
35.4 °C	31.6 °C	34.0 °C	34.2 °C
35.2 °C	33.0 °C	33.7 °C	33.8 °C
35.3 °C	33.1 °C	33.7 °C	33.9 °C

ANEXA 2

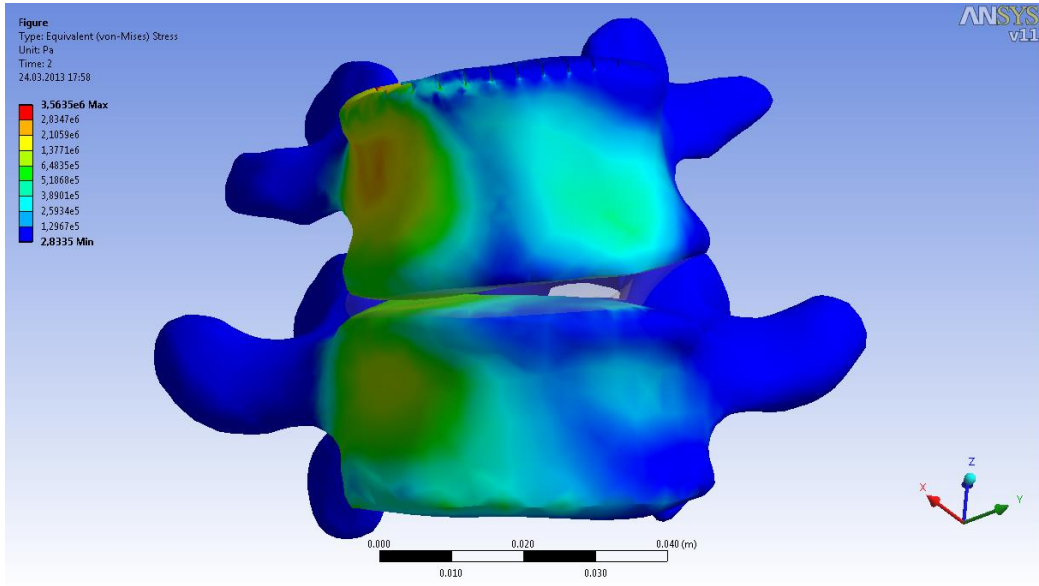
**Rezultatele analizei FEM utilizând softul
*ANSYS 11.0***

Anexa 2.1

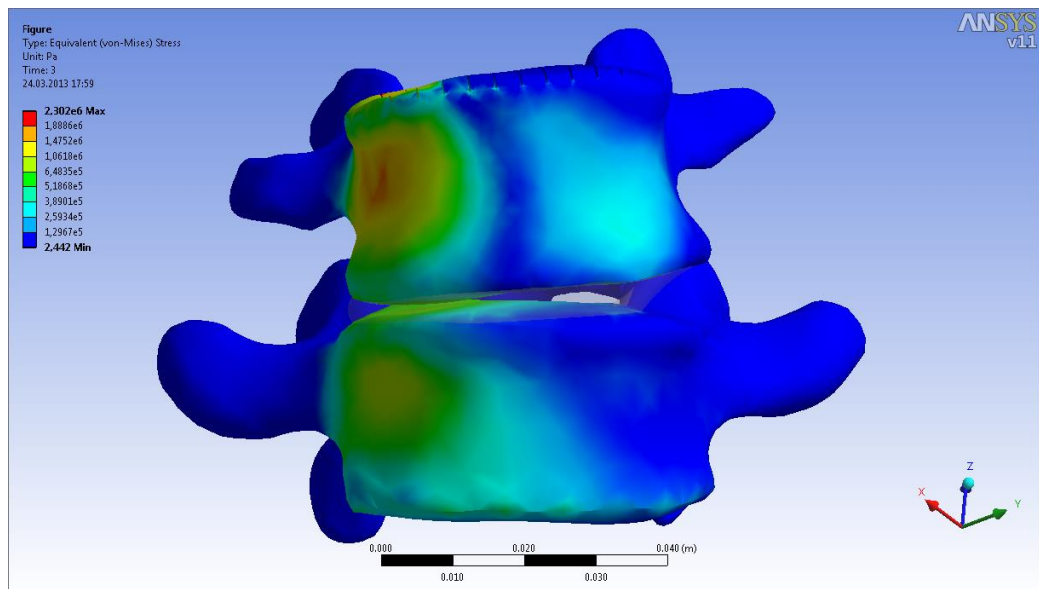
Distribuția tensiunilor echivalente în vertebrele L4 și L5



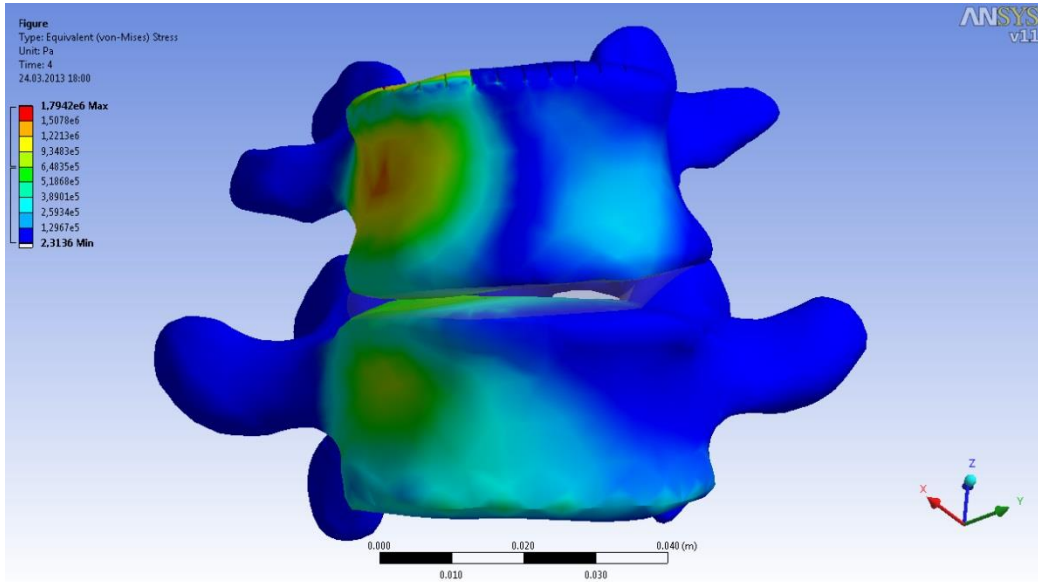
1.



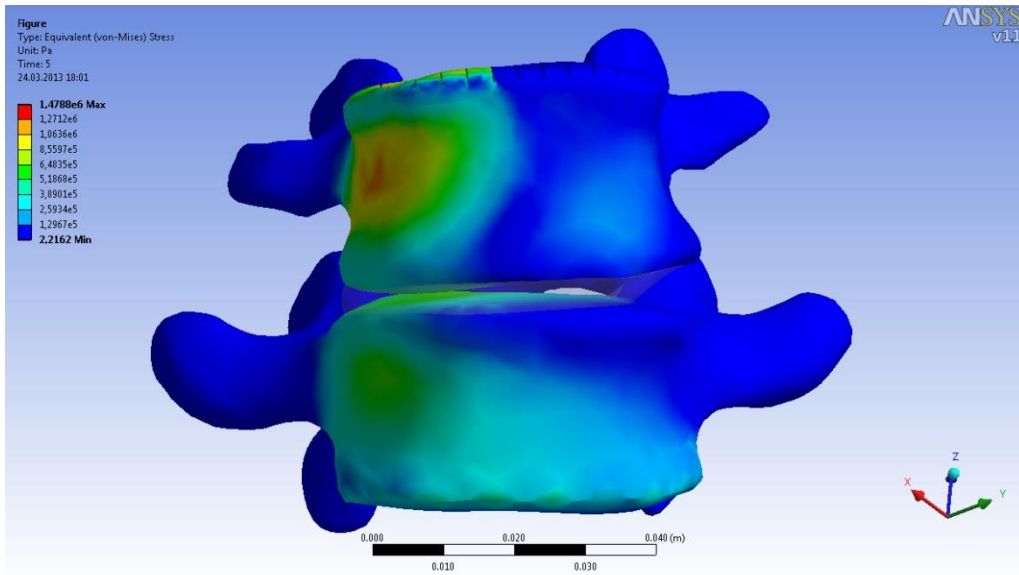
2.



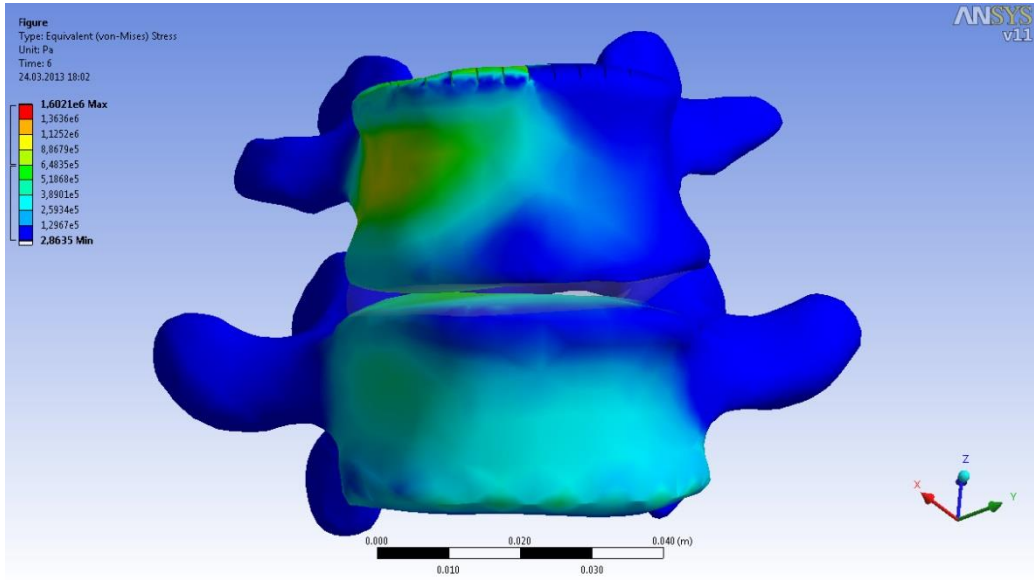
3.



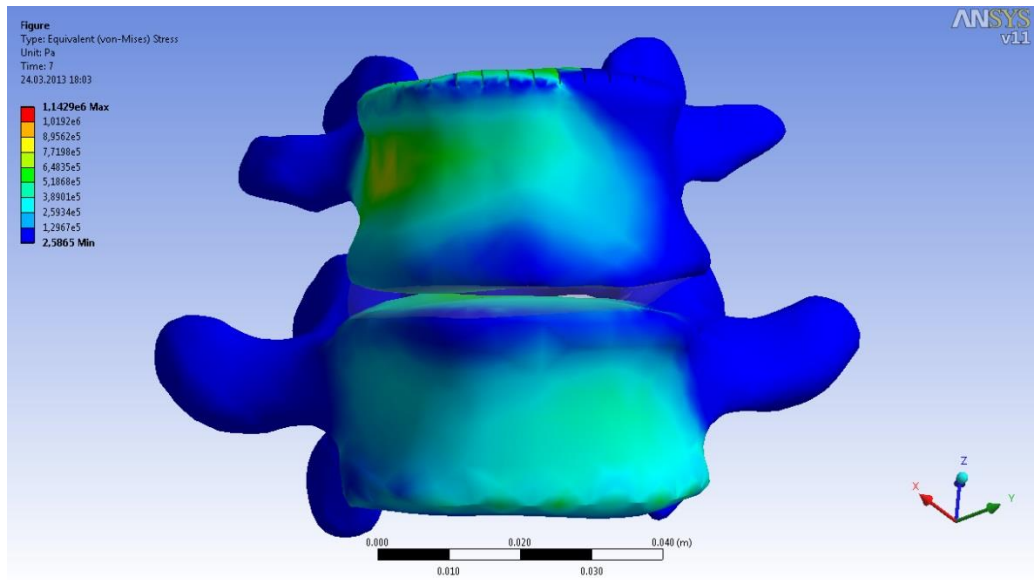
4.



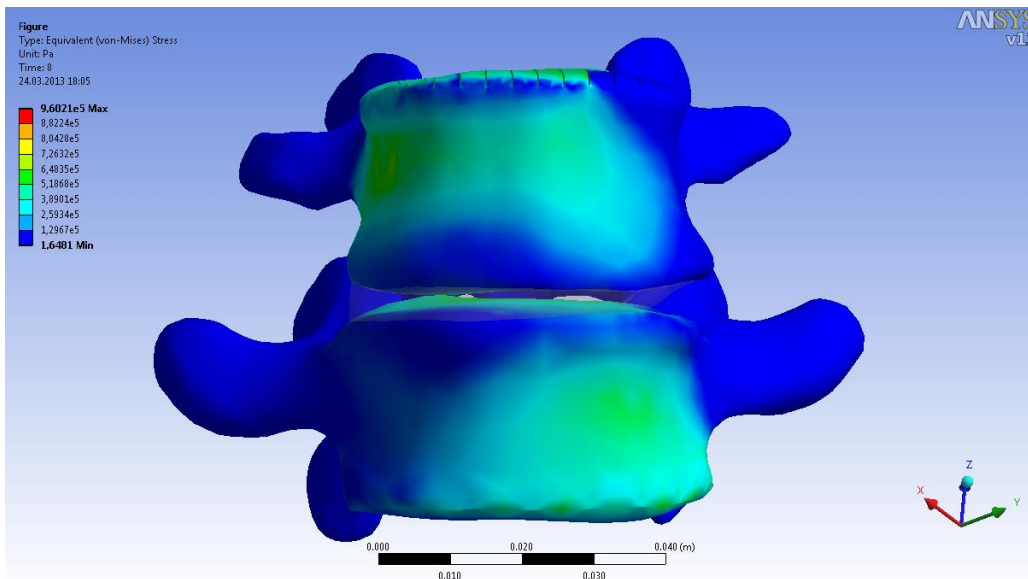
5.



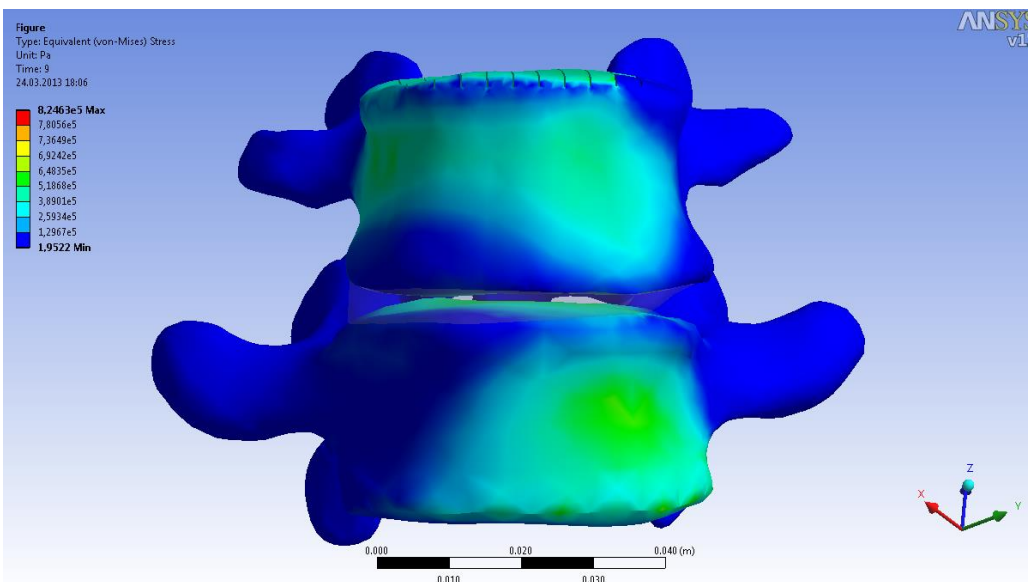
6.



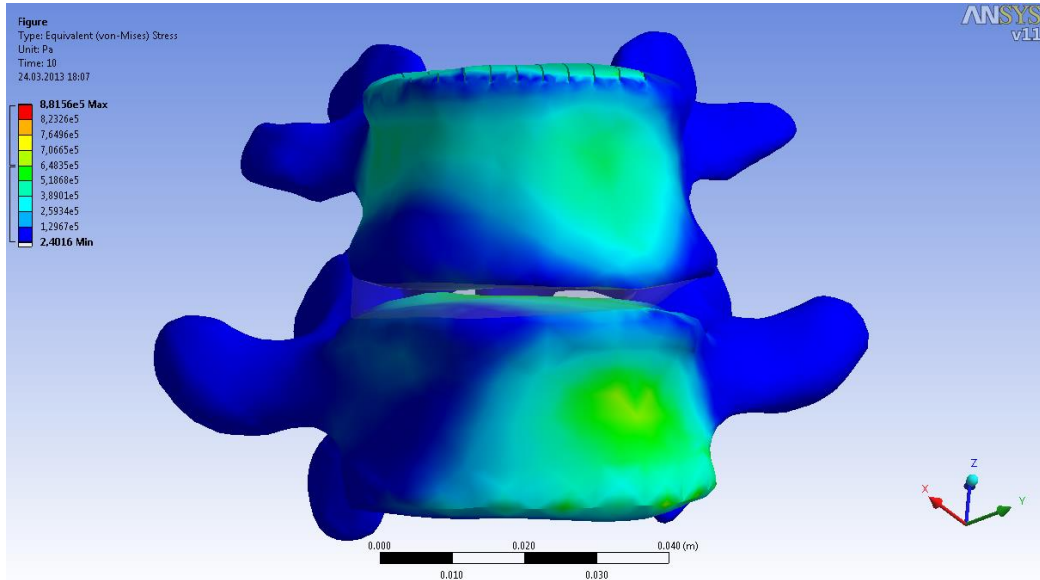
7.



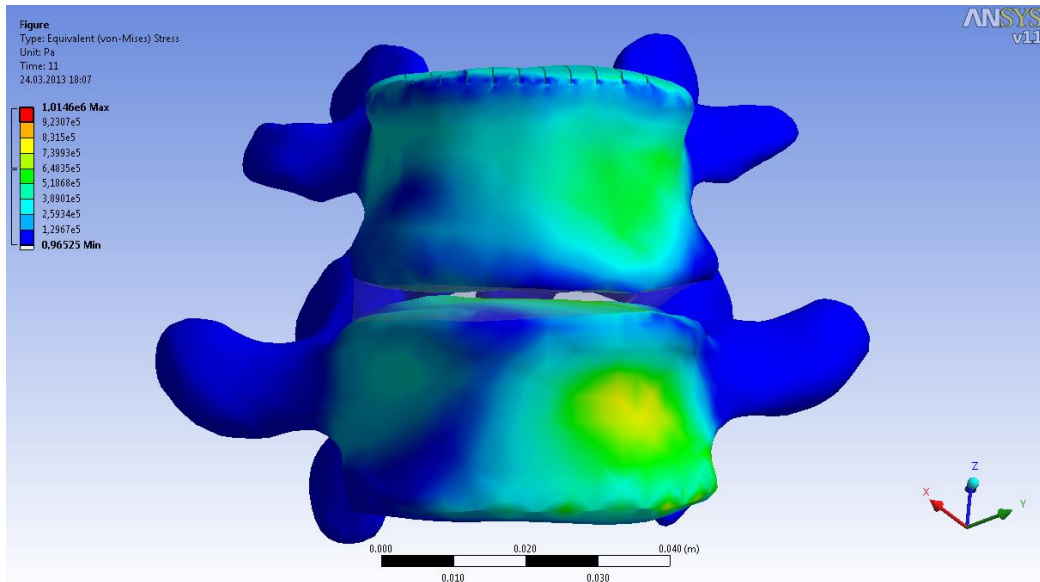
8.



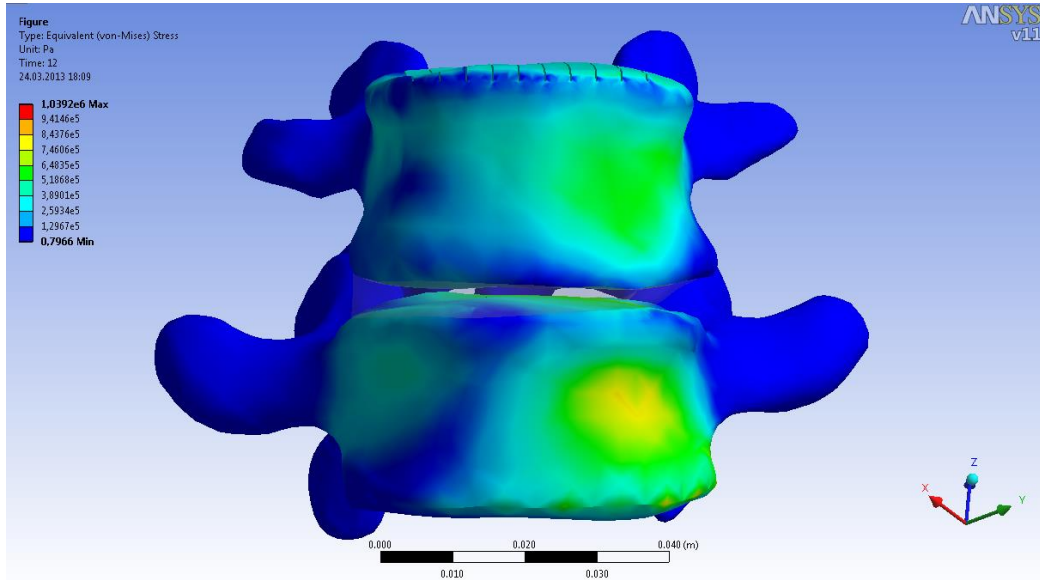
9.



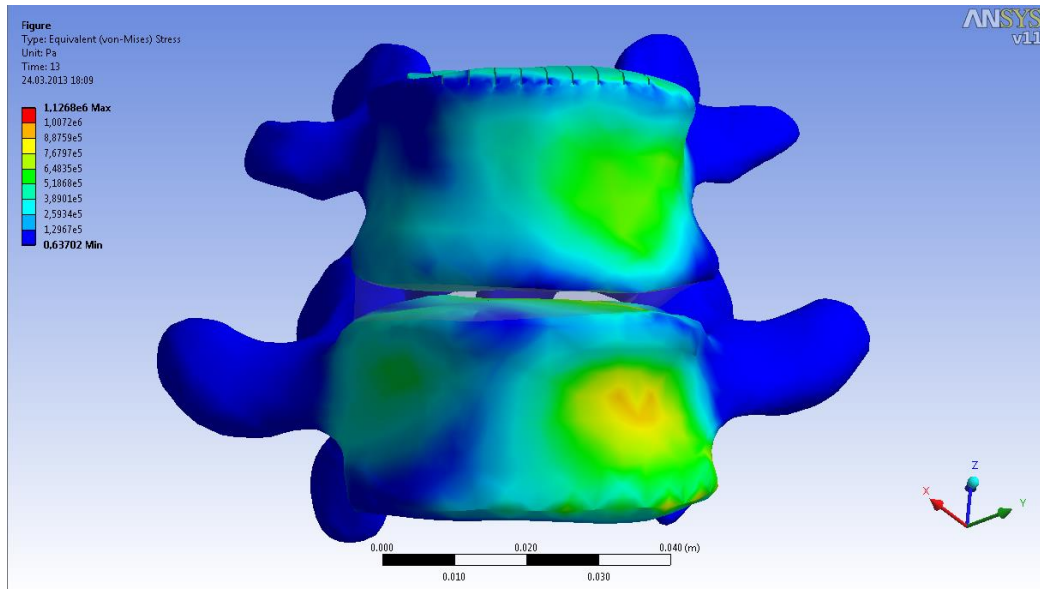
10.



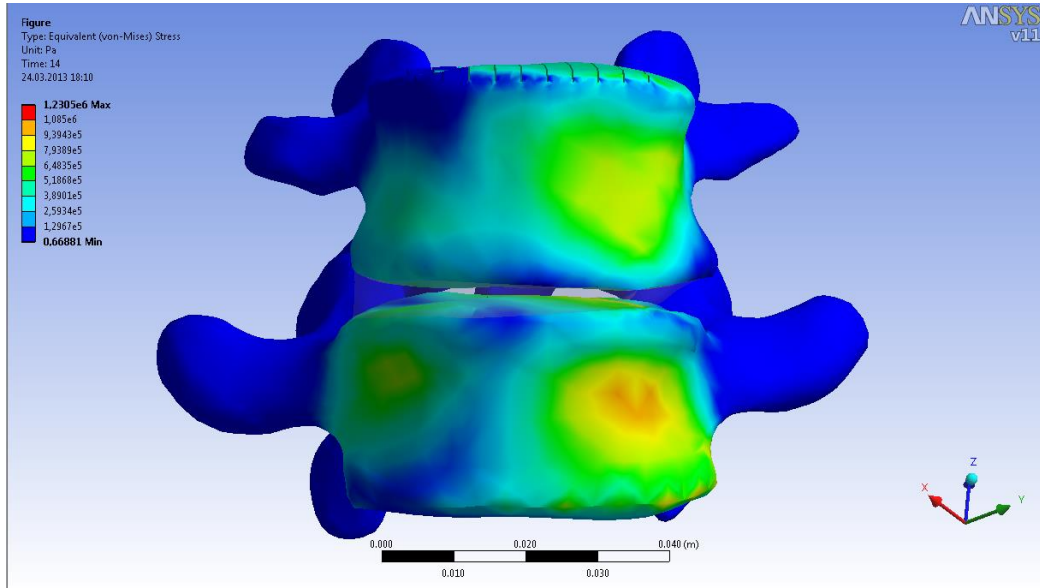
11.



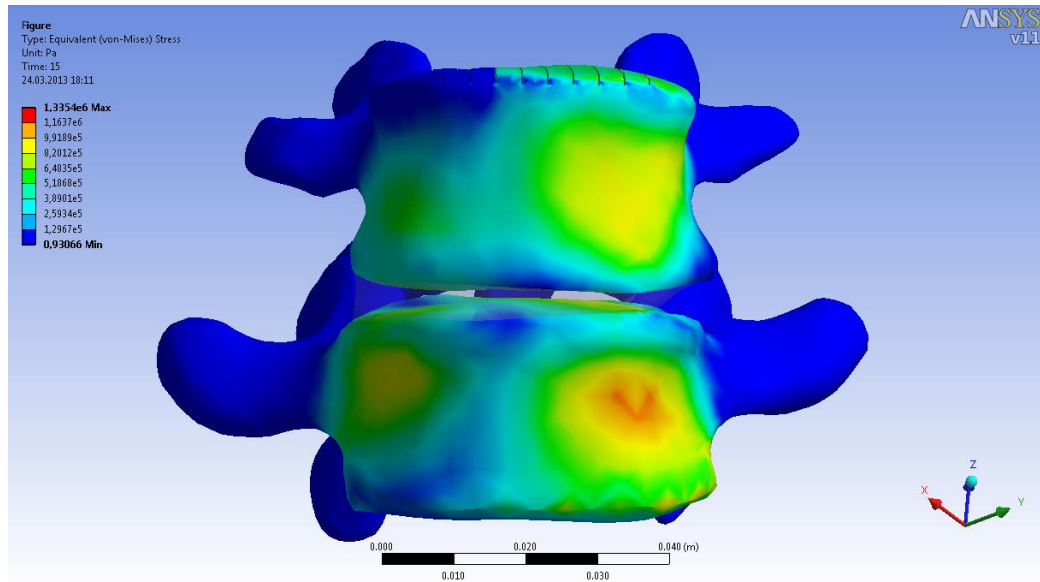
12.



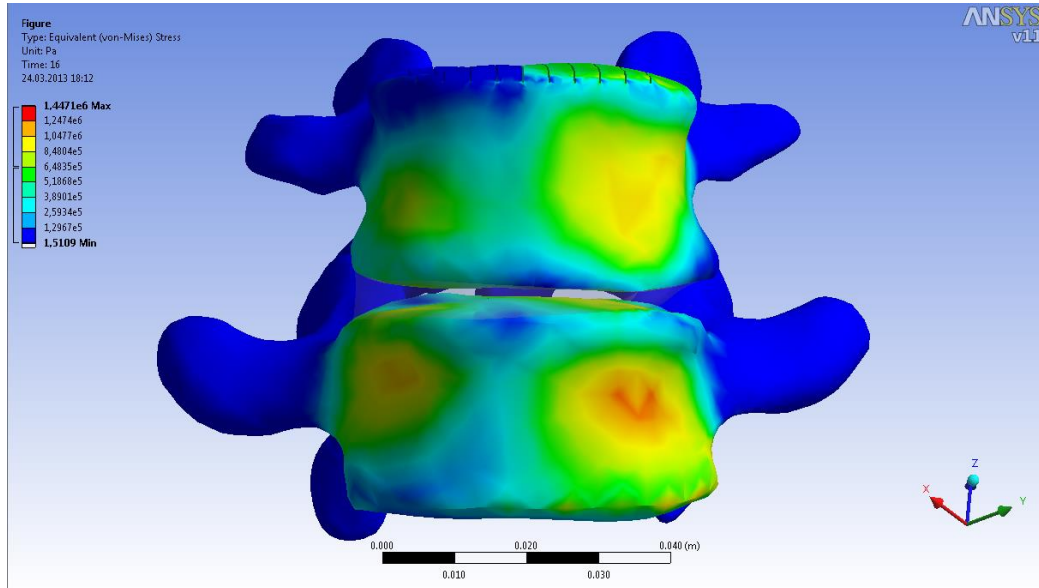
13.



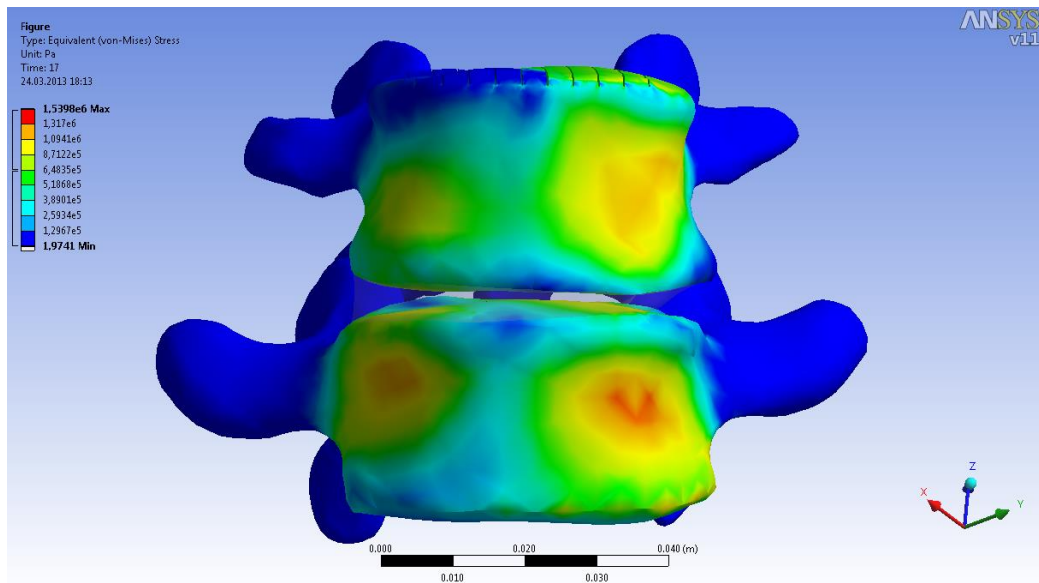
14.



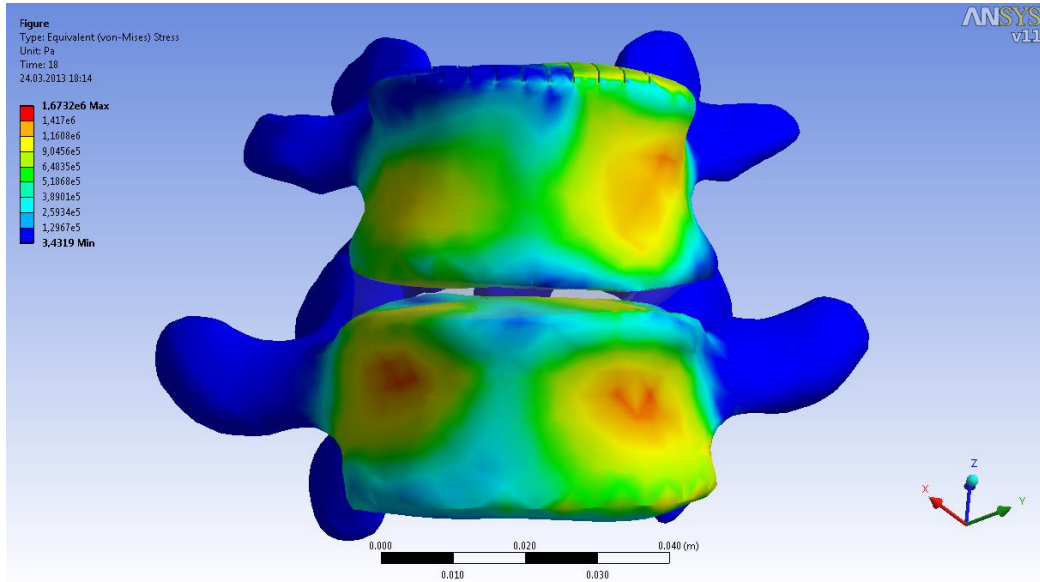
15.



16.



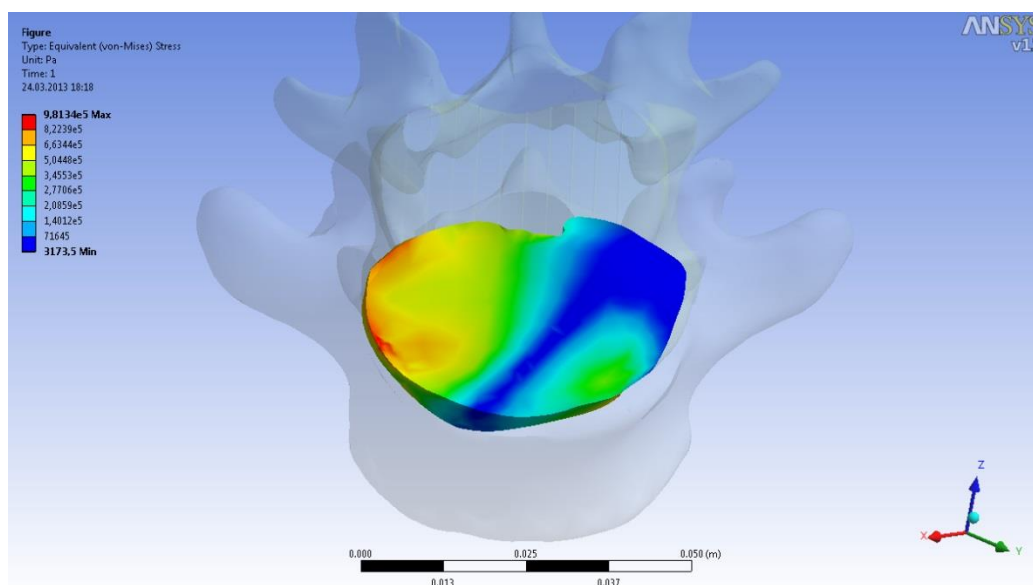
17.



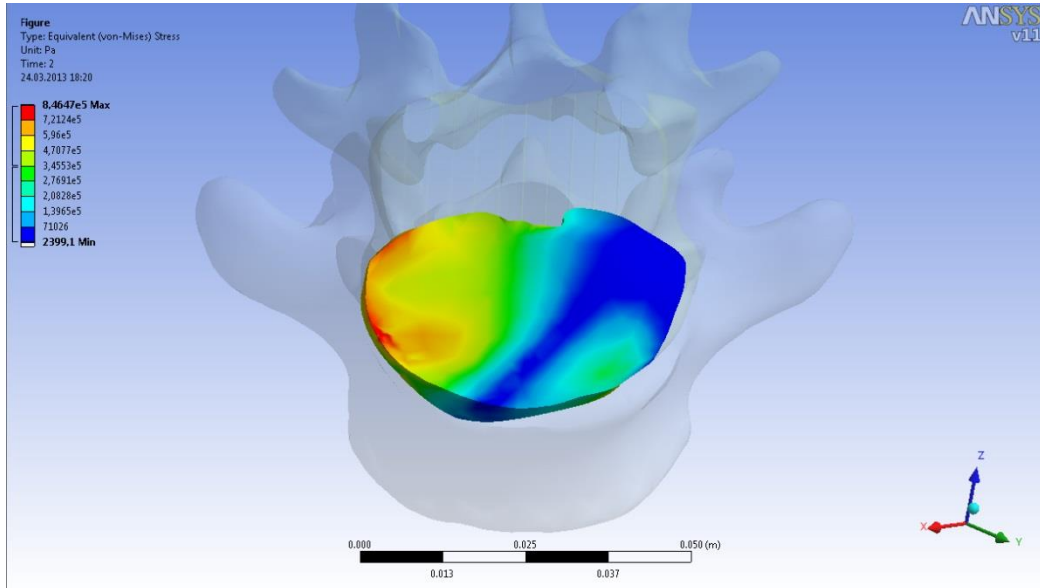
18.

Anexa 2.2

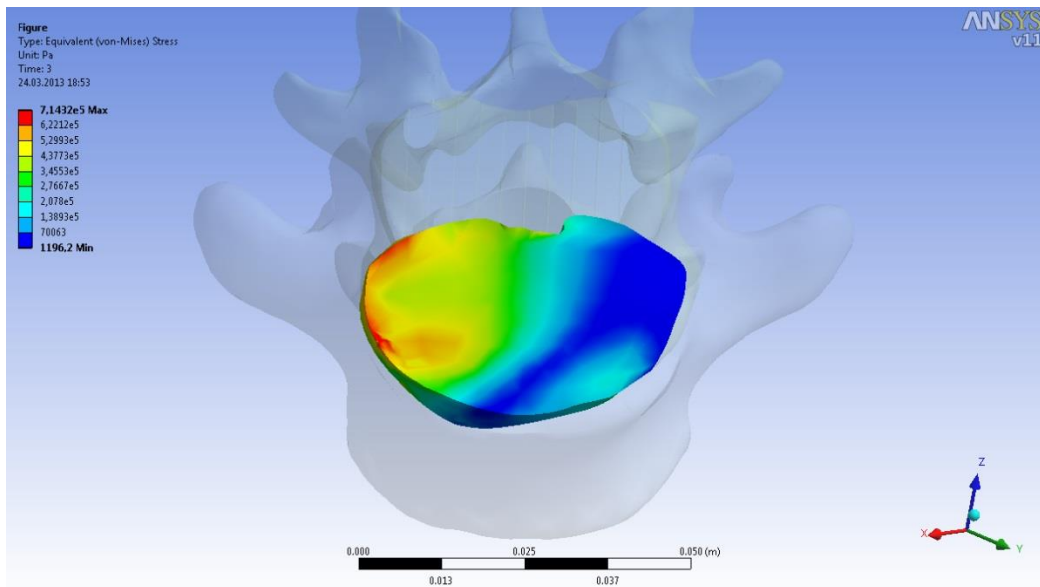
Distribuția tensiunilor echivalente în discul intervertebral



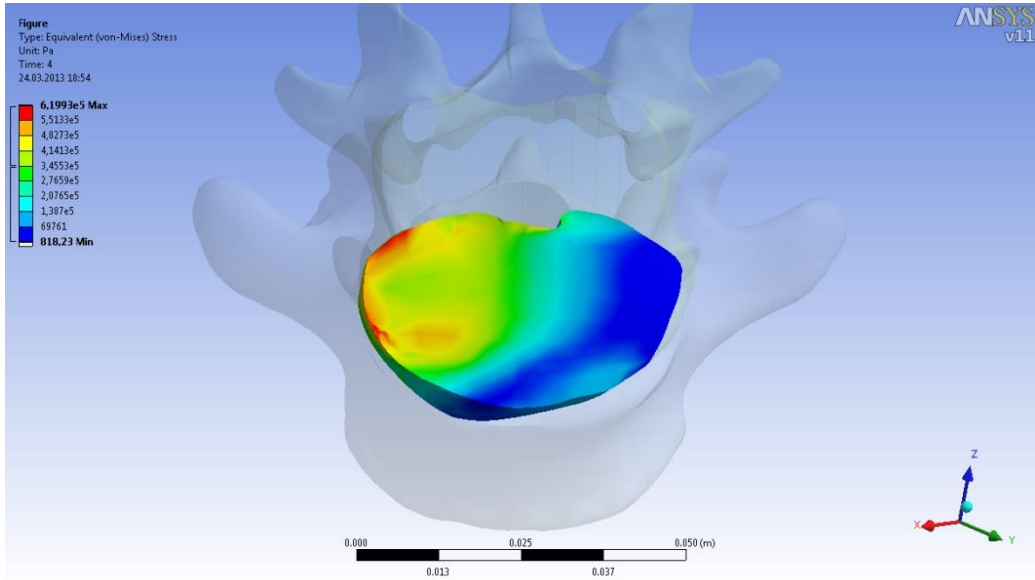
1.



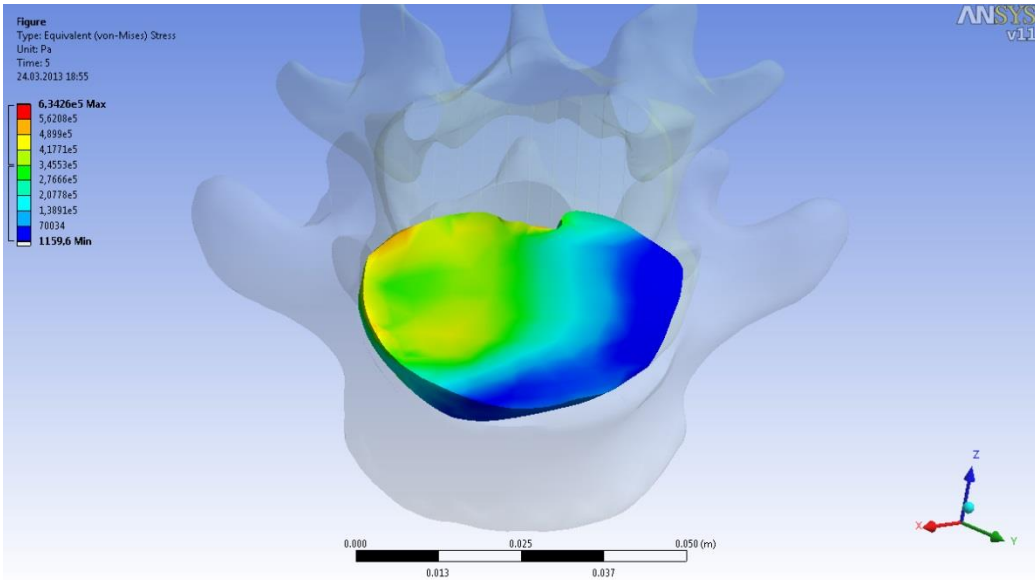
2.



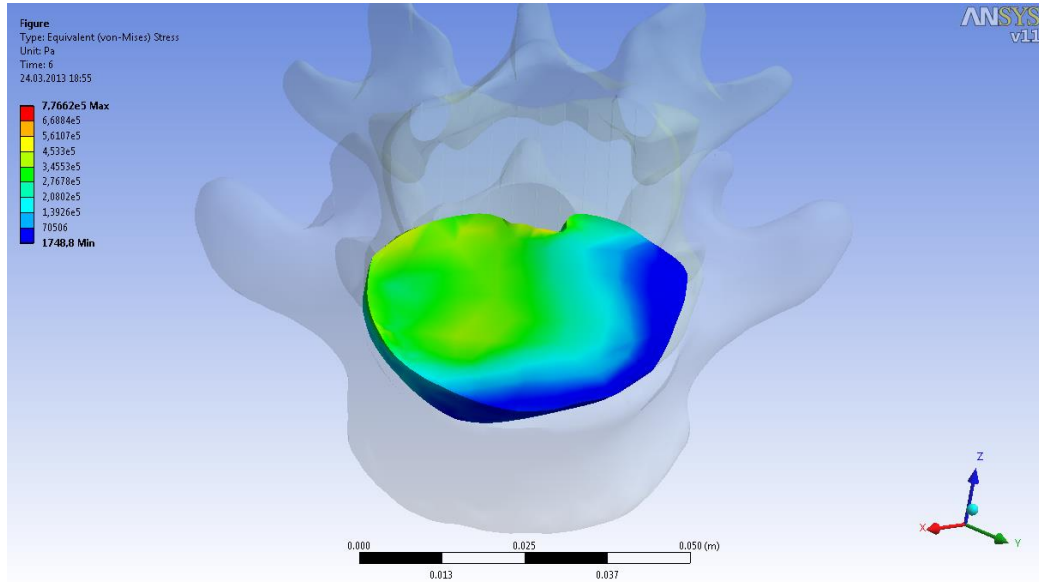
3.



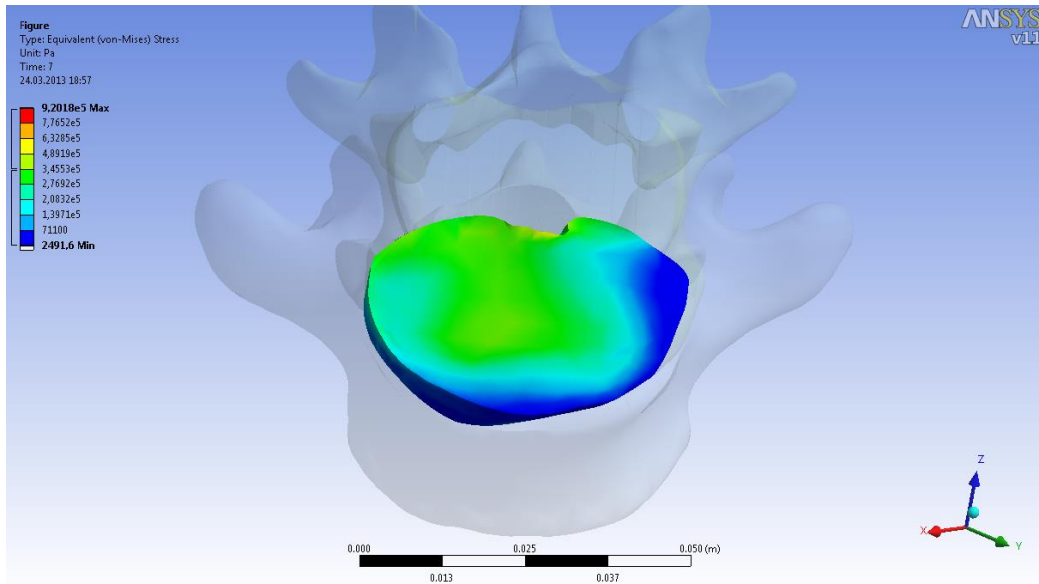
4.



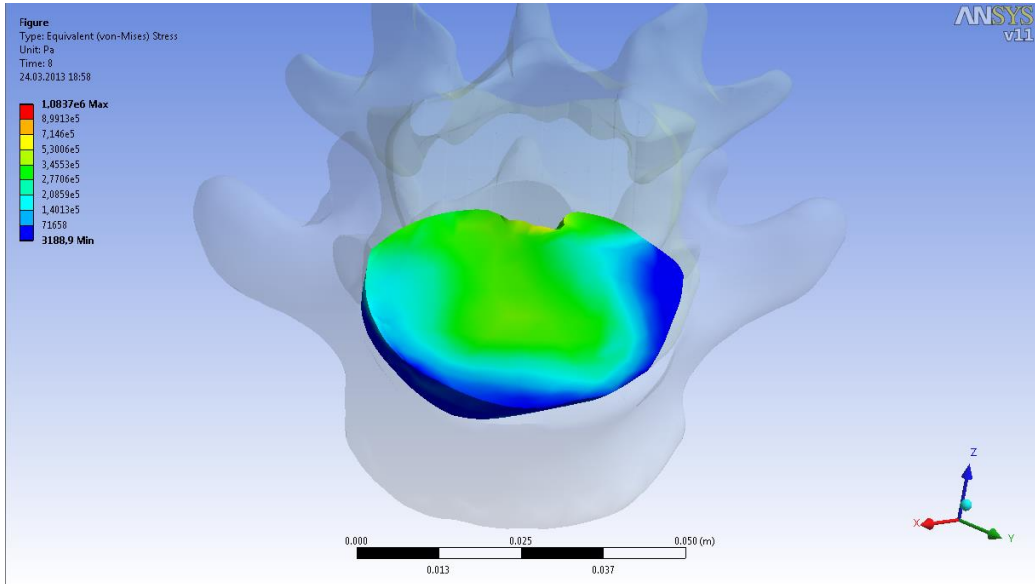
5.



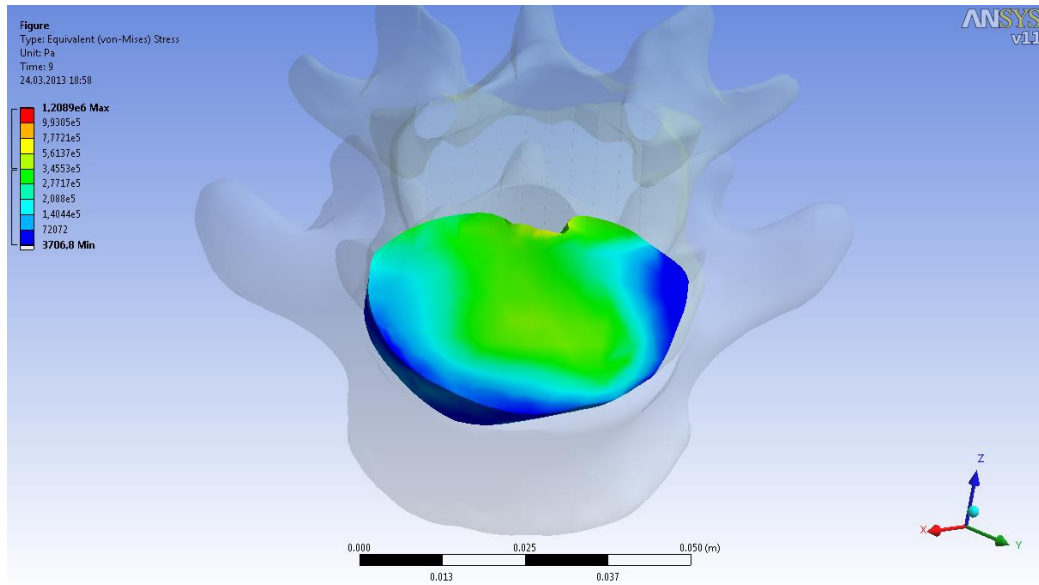
6.



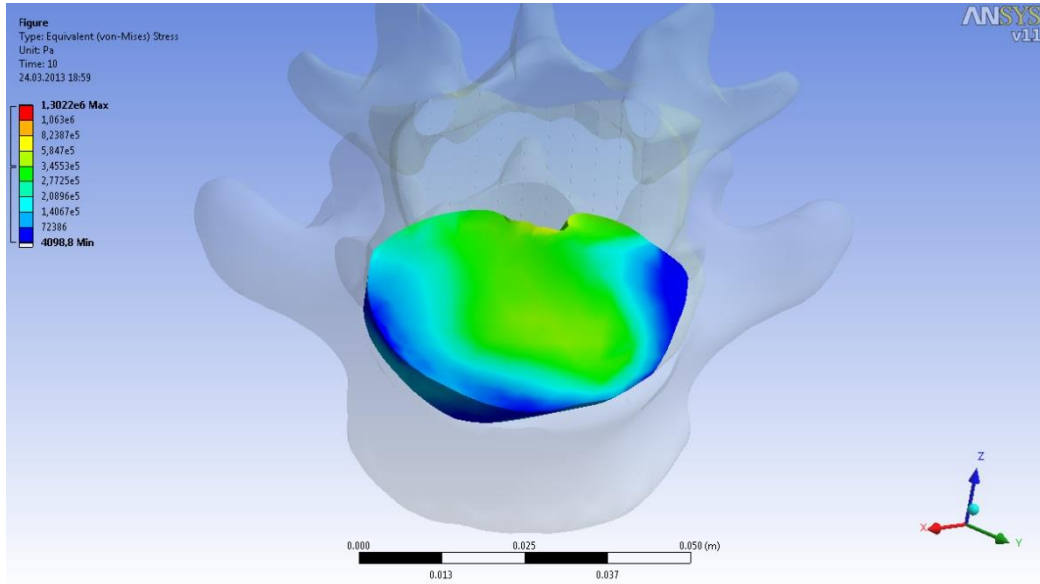
7.



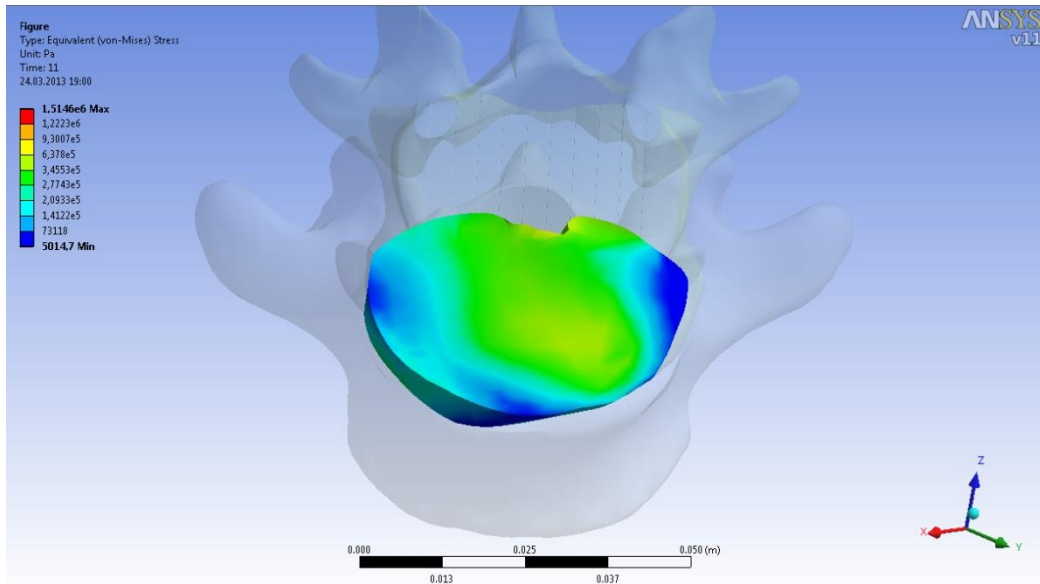
8.



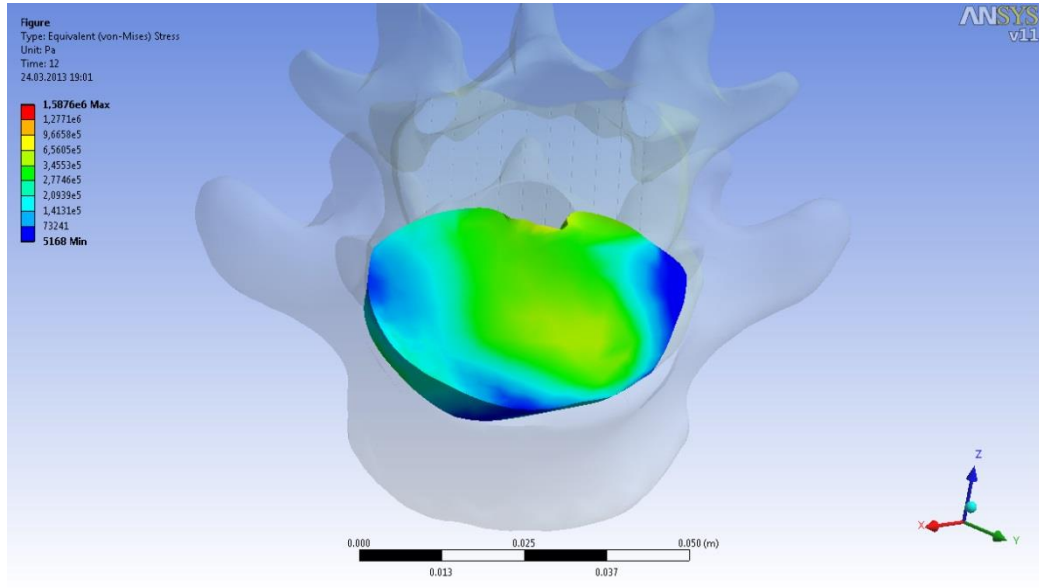
9.



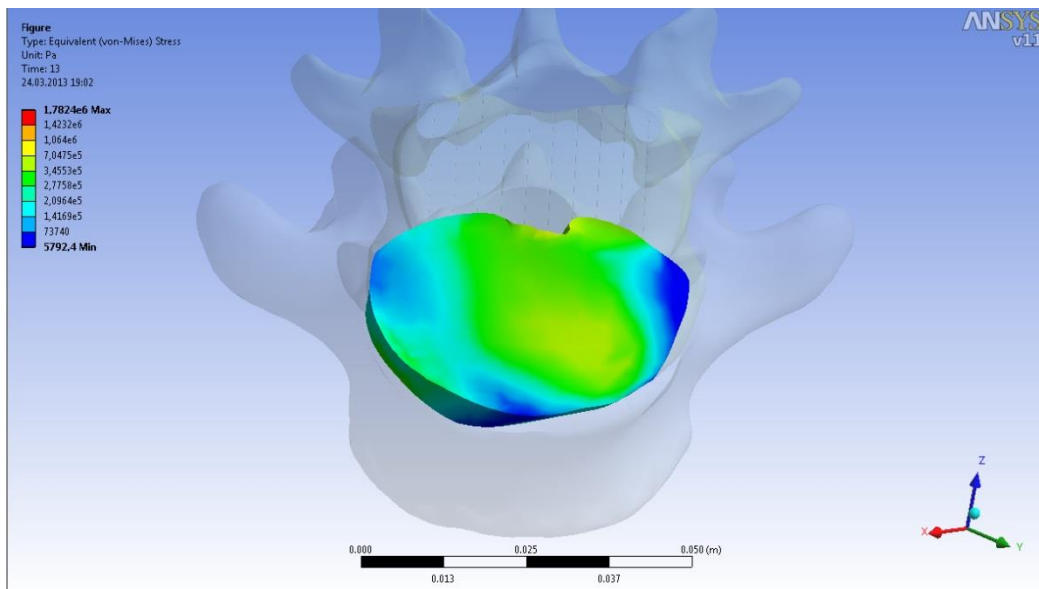
10.



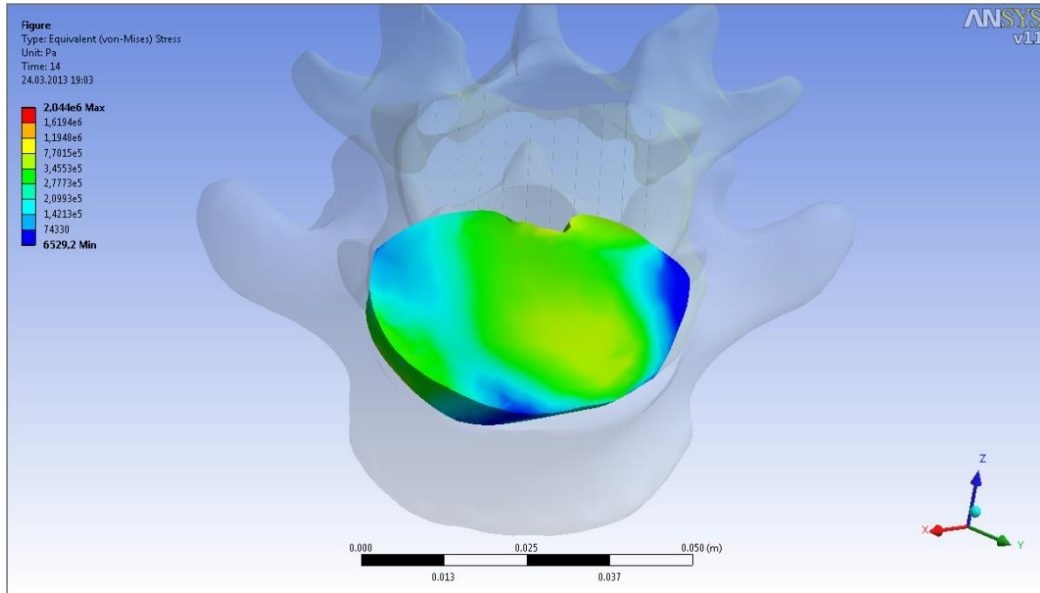
11.



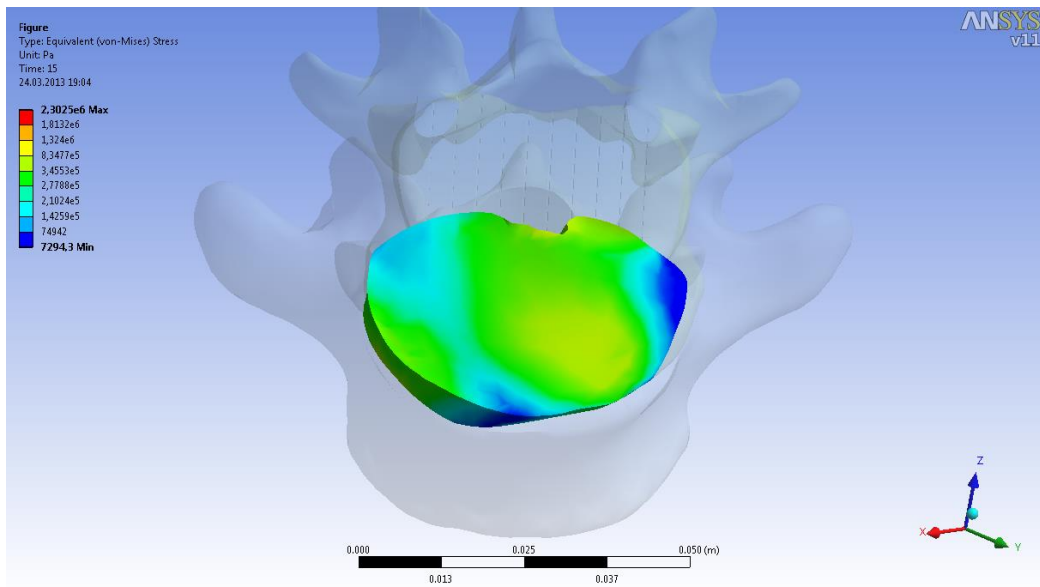
12.



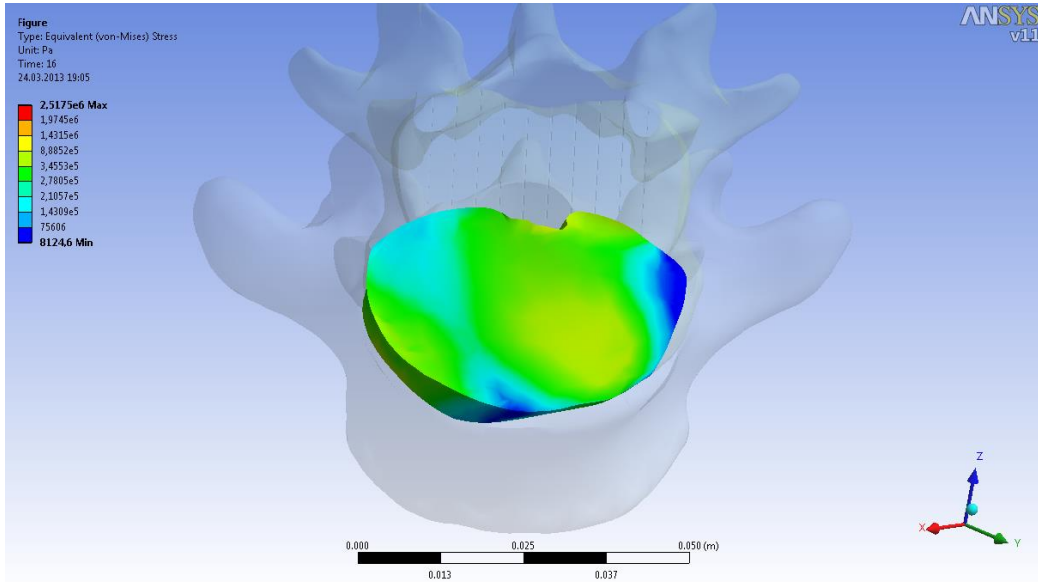
13.



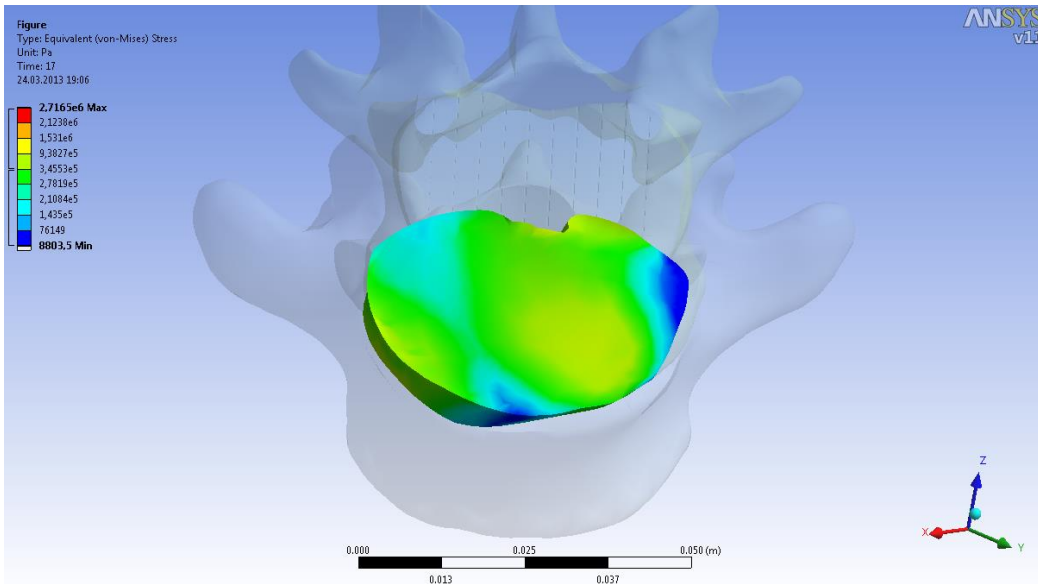
14.



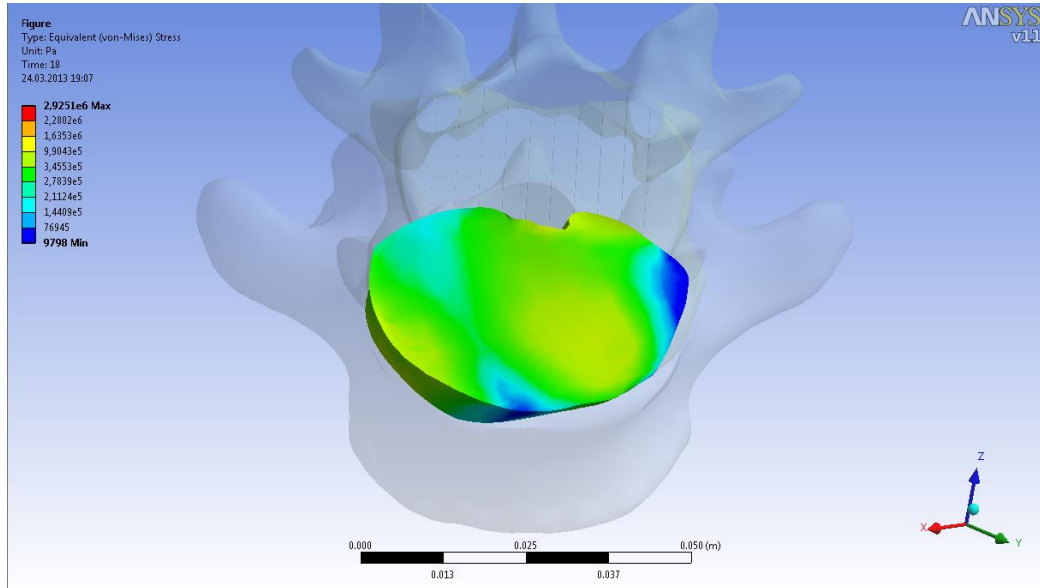
15.



16.



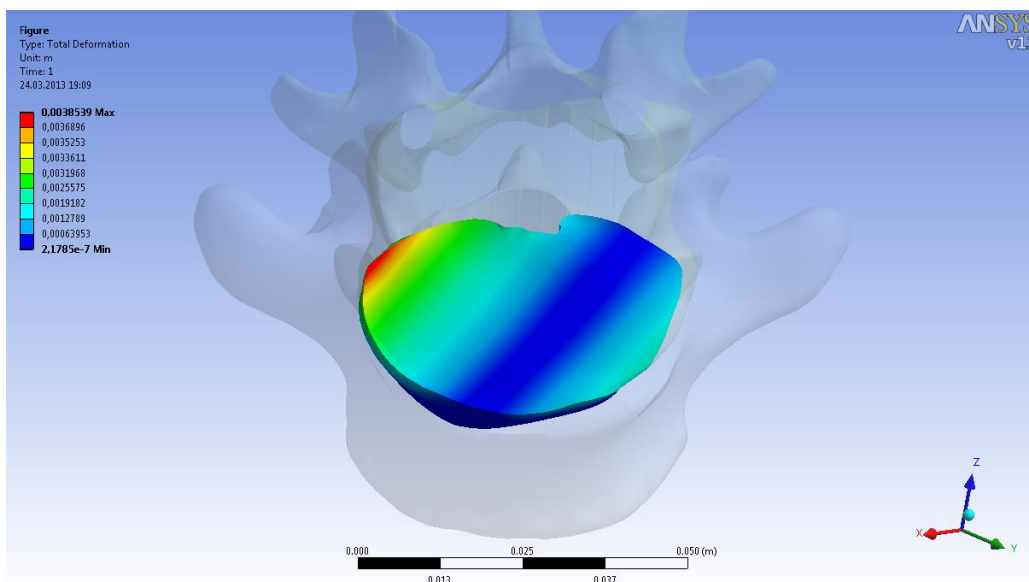
17.



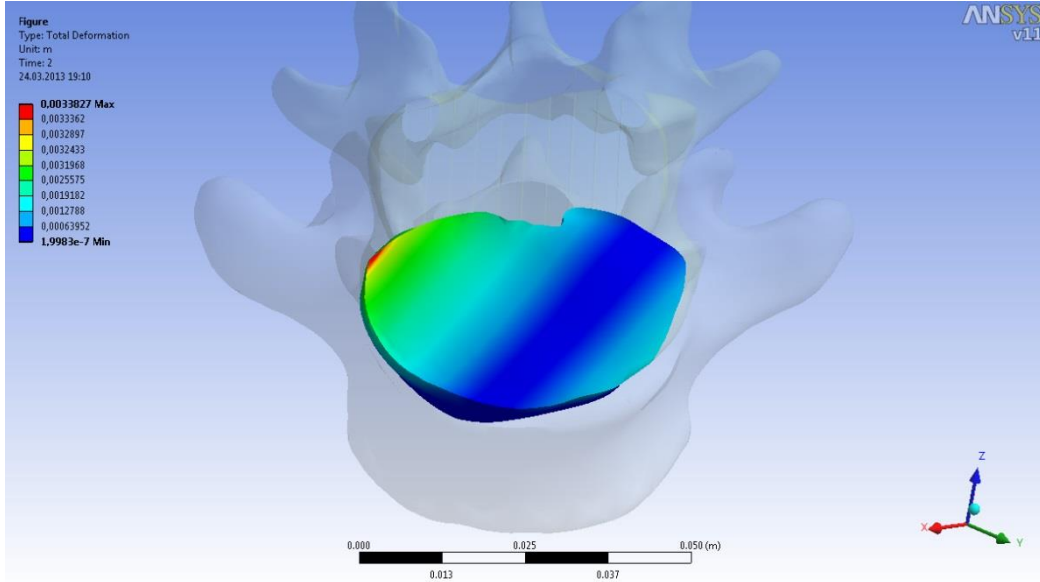
18.

Anexa 2.3

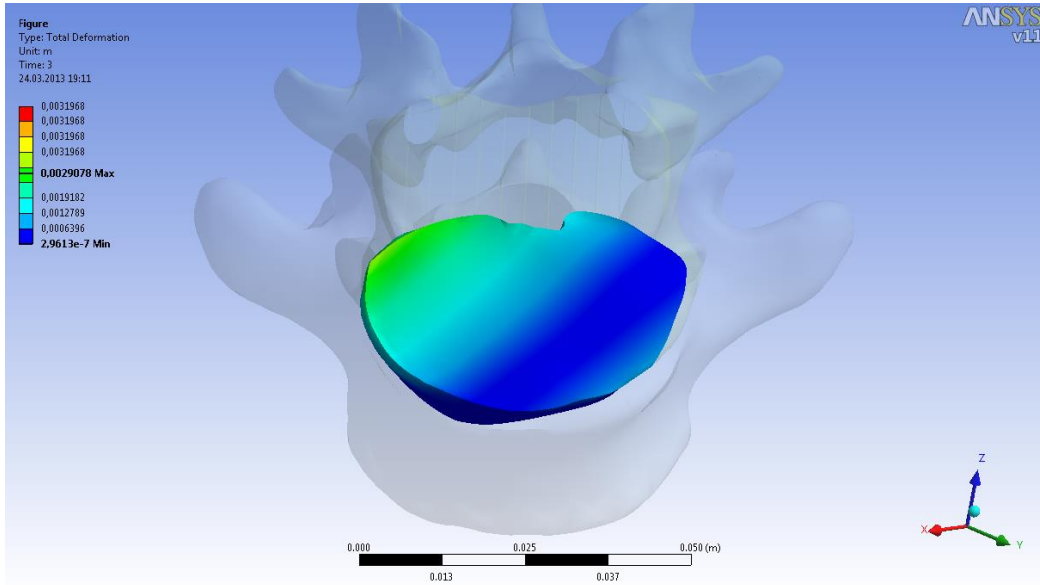
Deformațiile discului intervertebral



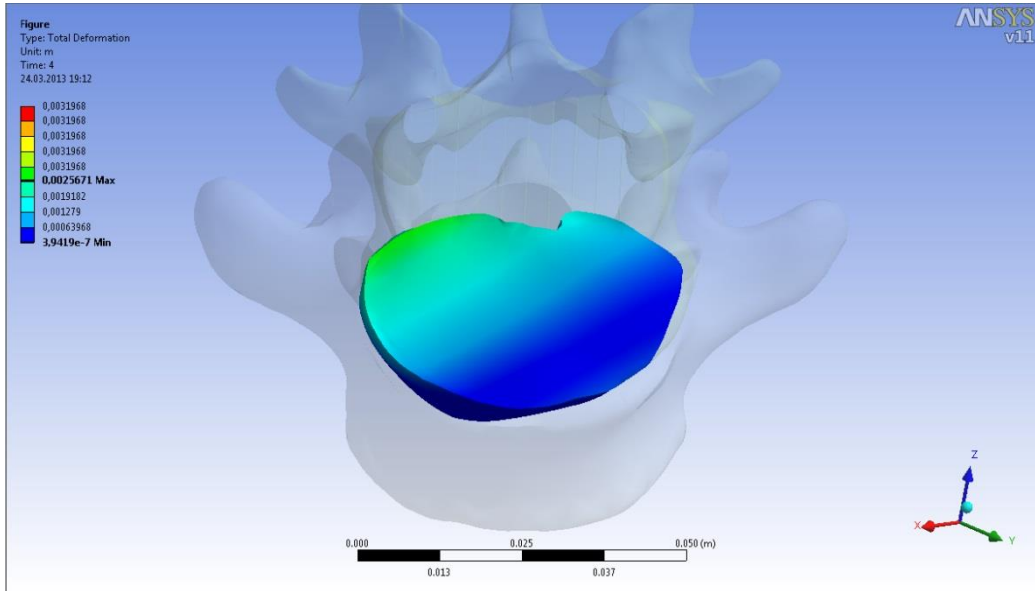
1.



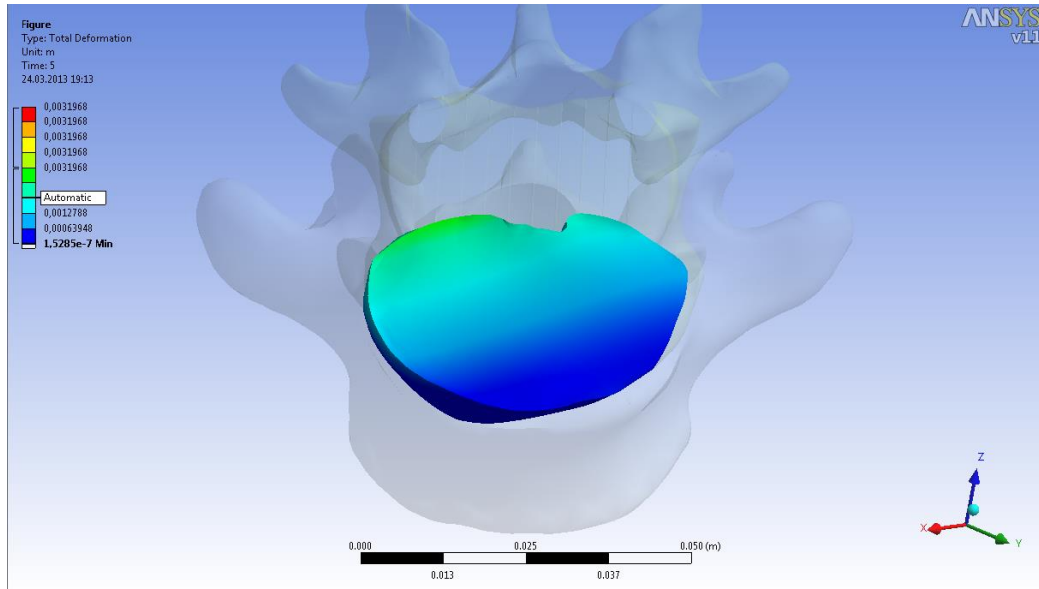
2.



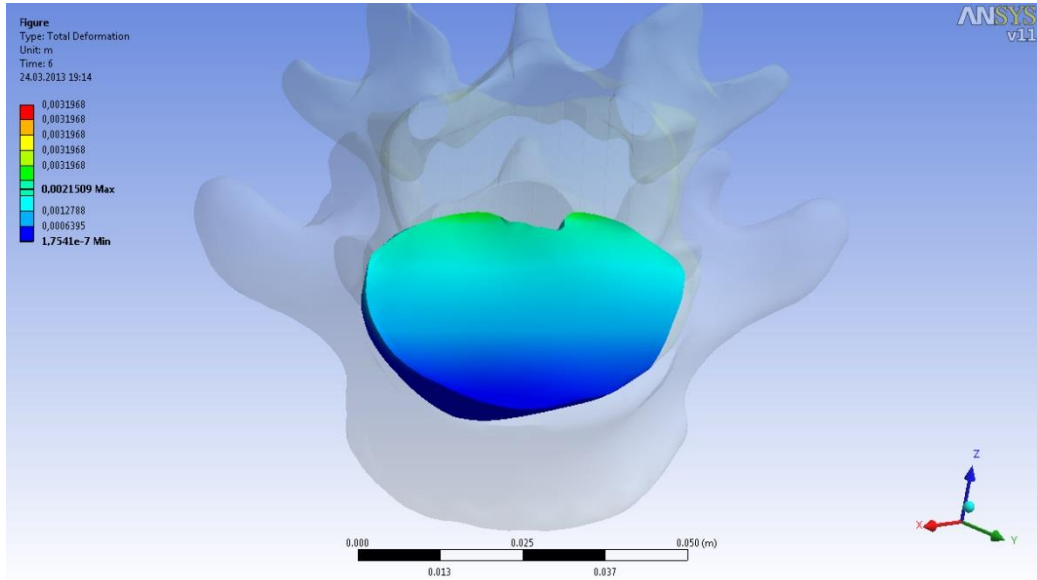
3.



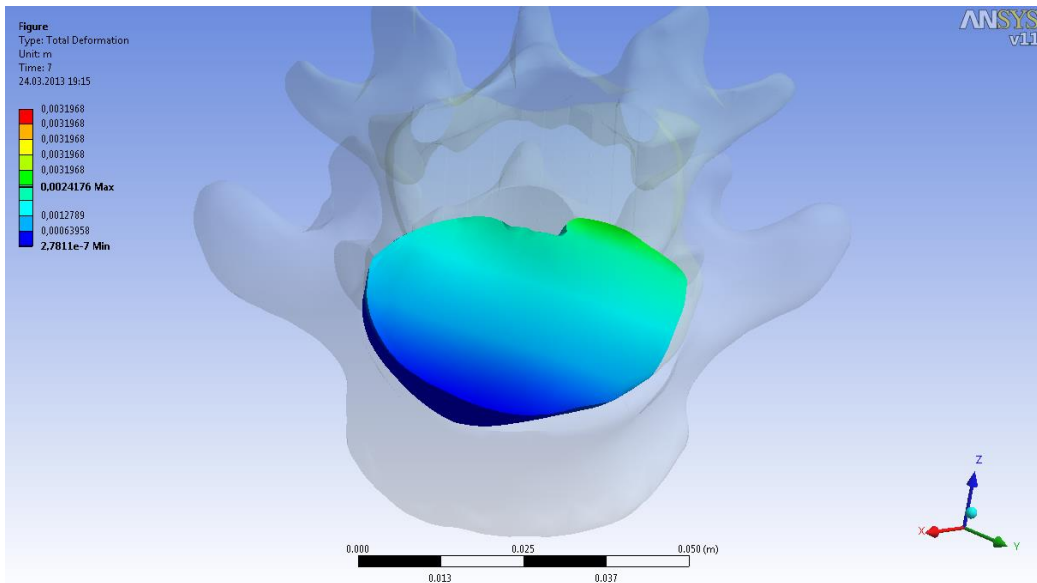
4.



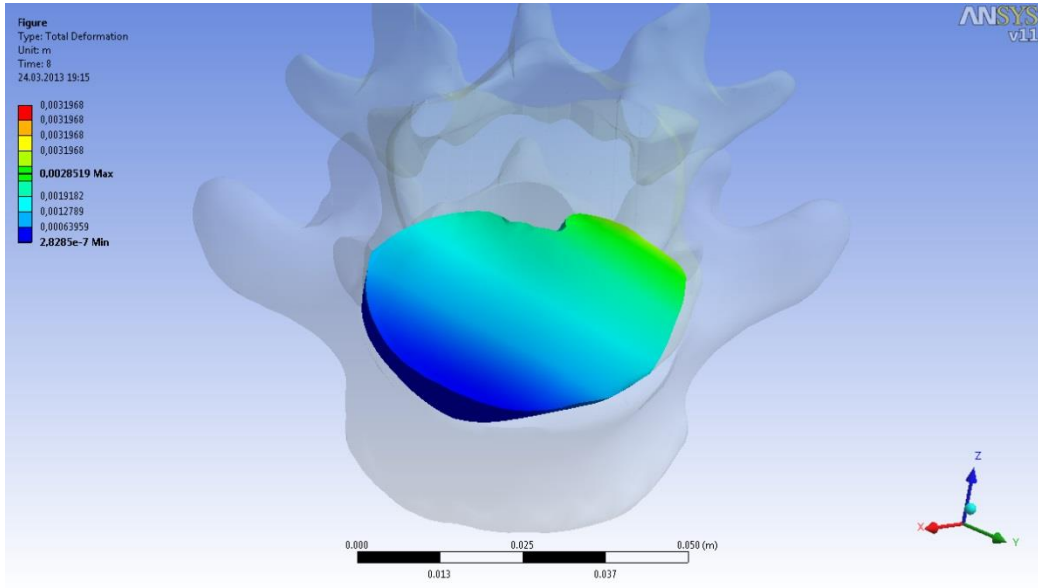
5.



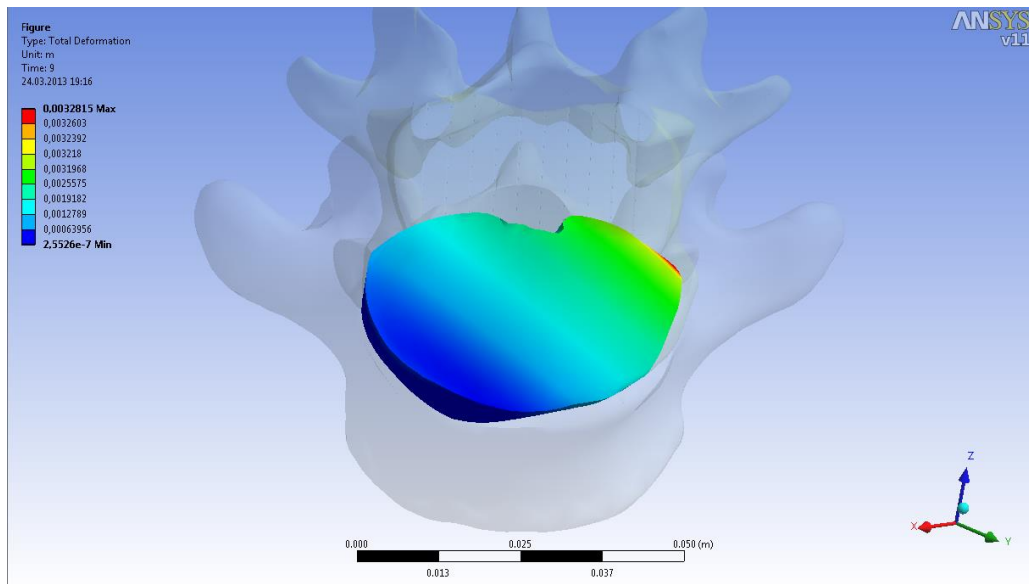
6.



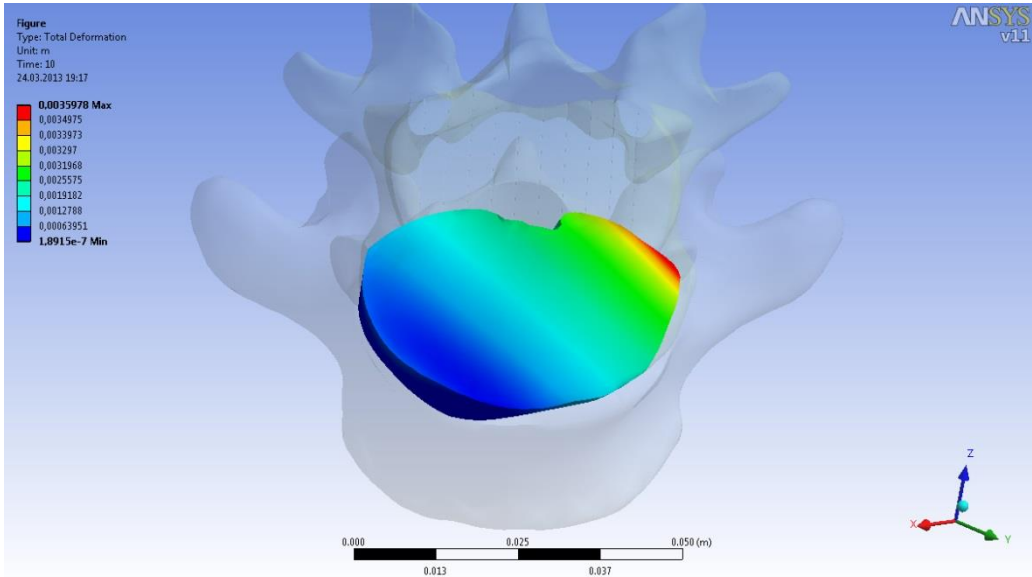
7.



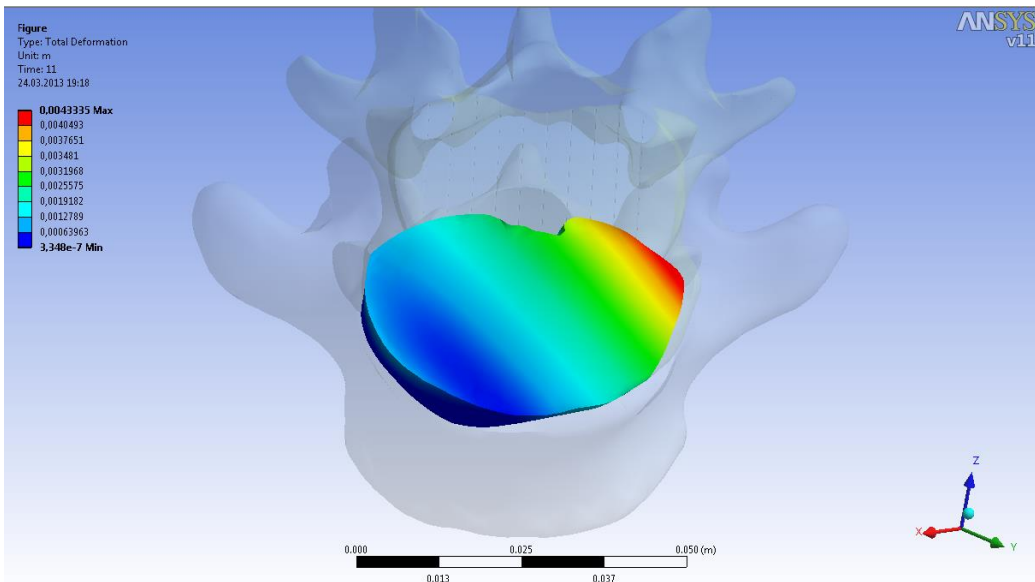
8.



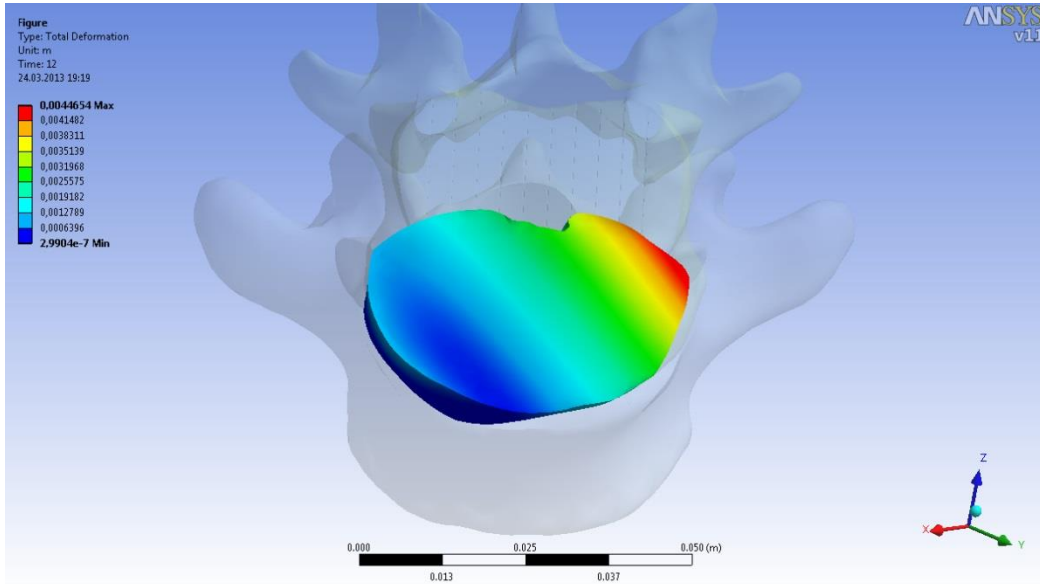
9.



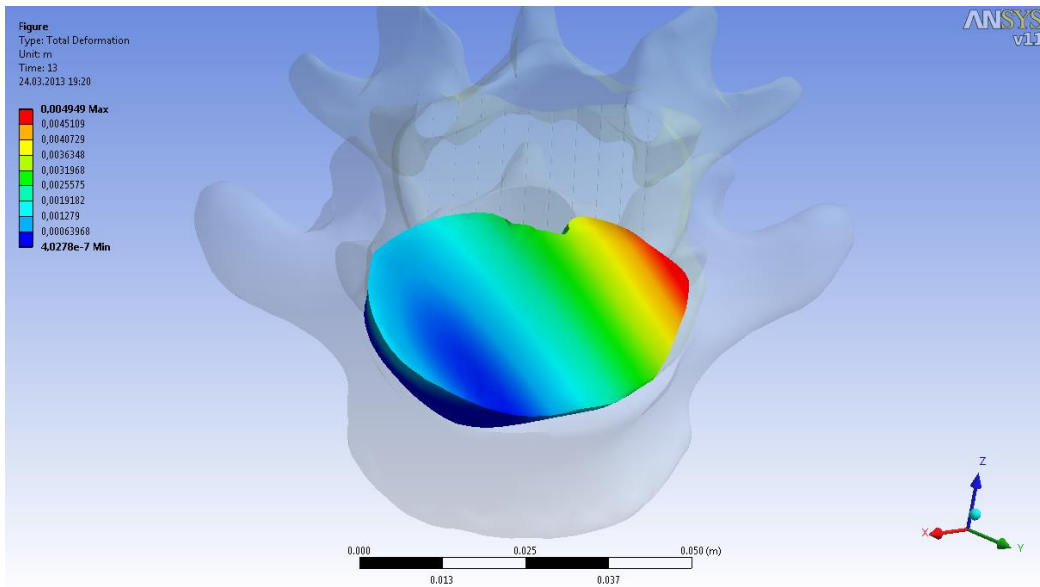
10.



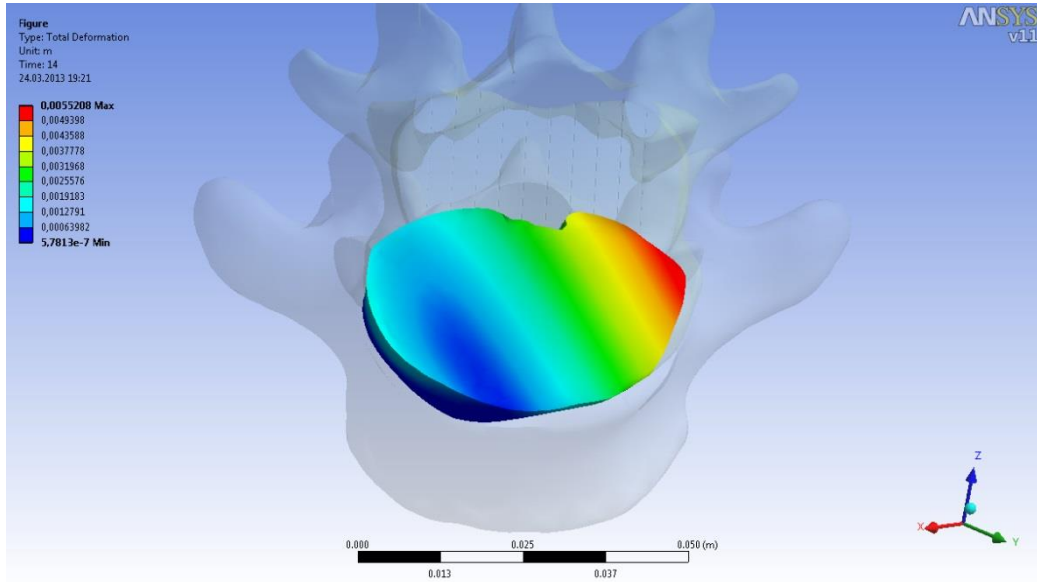
11.



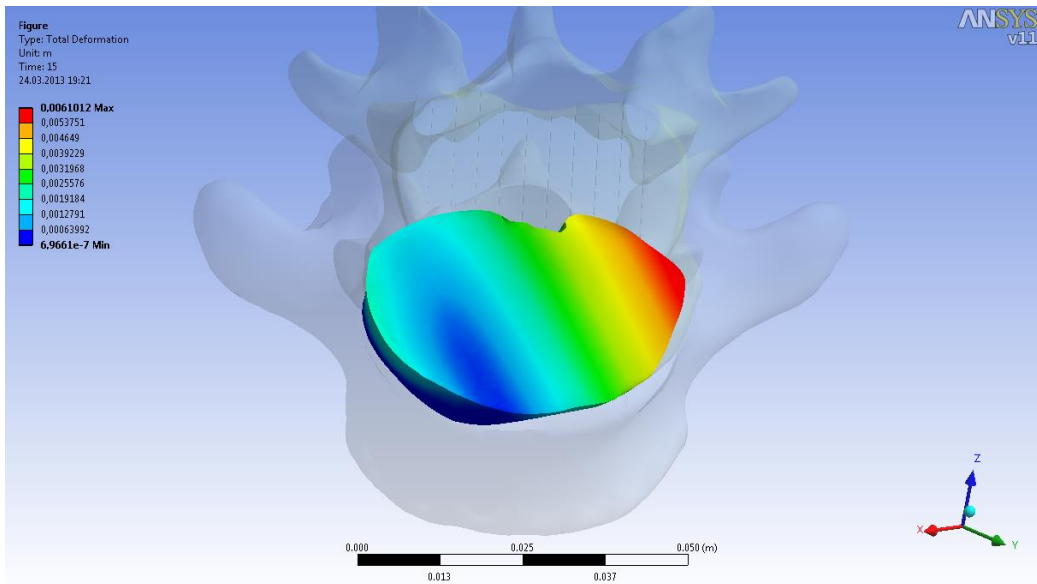
12.



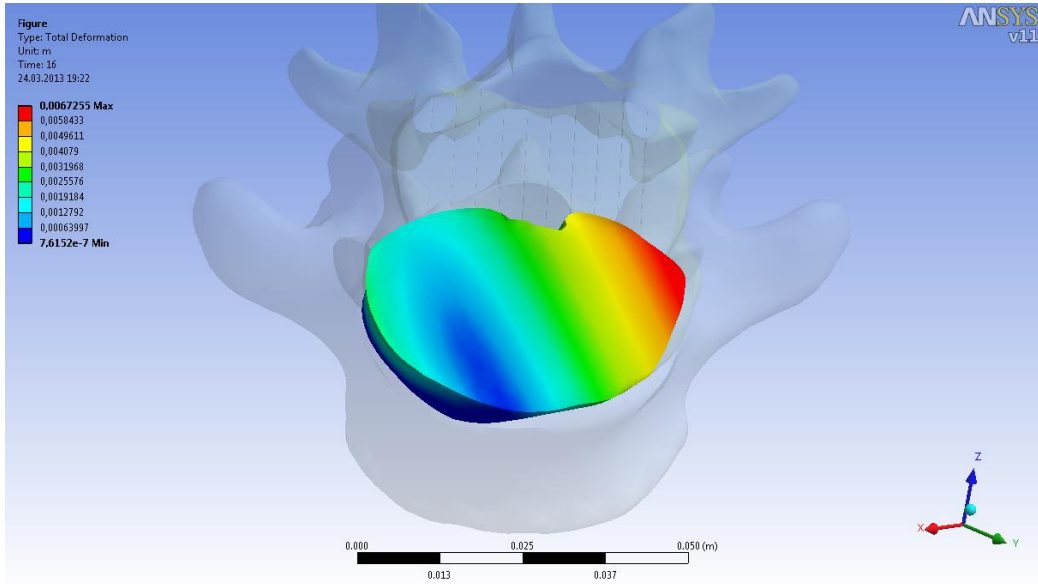
13.



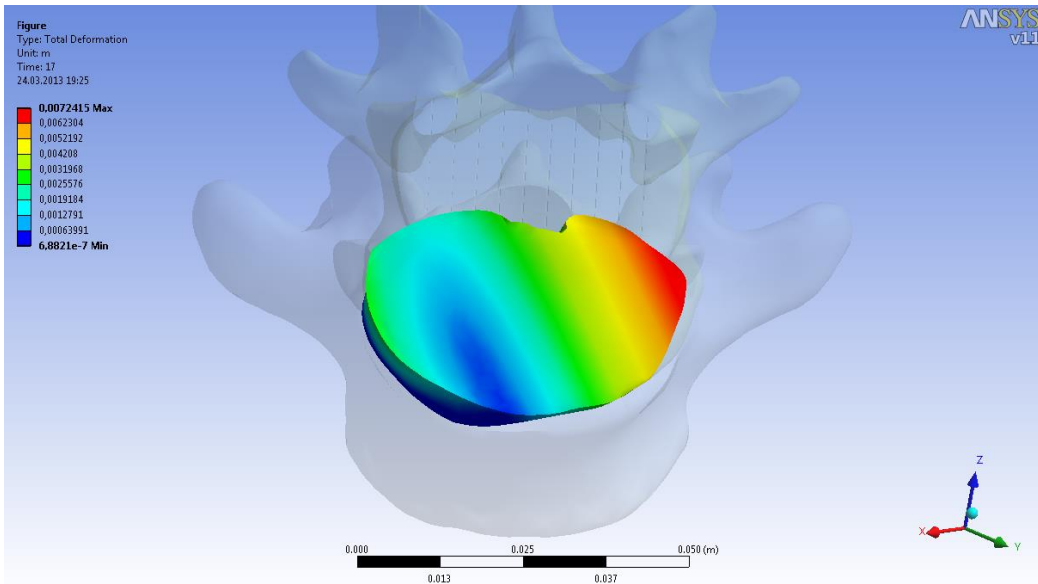
14.



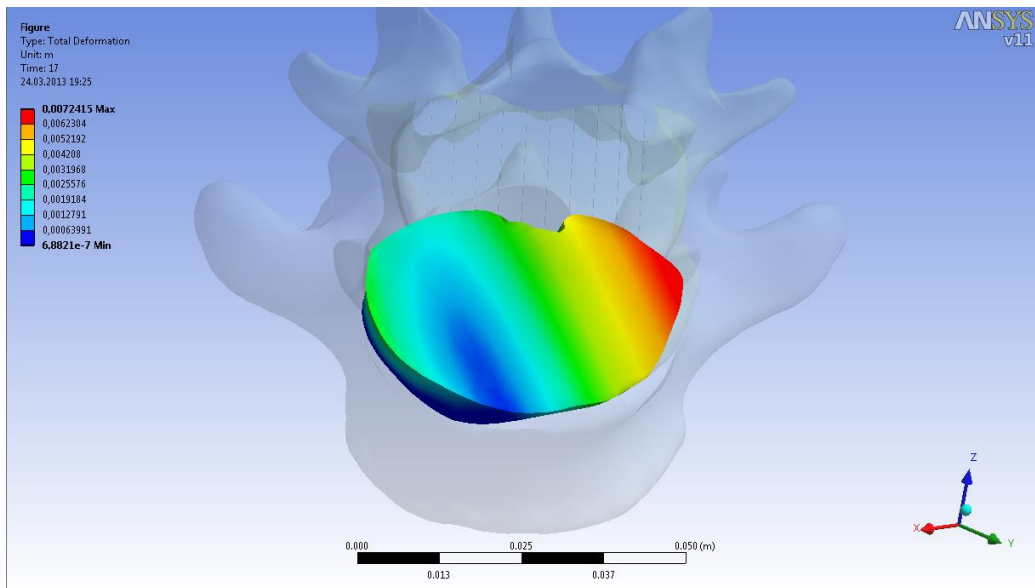
15.



16.



17.



18.