



**Universitatea *Transilvania* din Brașov**

## **TEZĂ DE ABILITARE**

**Utilizarea tehnologiilor de Realitate Virtuală (RV) și Realitate Augmentată (RA) în aplicații din inginerie, medicină și patrimoniu**

**Domeniul: Inginerie mecanică, mecatronică și robotică**

**Autor: conf.dr.ing. Silviu Luis Butnariu  
Universitatea Transilvania din Brașov**

**BRASOV, 2016**



Cuprins

<b>A. REZUMAT .....</b>	<b>7</b>
<b>A. SUMMARY .....</b>	<b>9</b>
<b>B.1. REALIZĂRI ȘTIINȚIFICE, PROFESIONALE ȘI ACADEMICE.....</b>	<b>13</b>
<b>1. TEHNOLOGIILE RV - UN NOU CONCEPT AL PROTOTIPĂRII VIRTUALE ..</b>	<b>15</b>
1.1. Tehnologiile RV în inginerie. Feedback-ul haptic.....	15
1.2. Despre sistemele haptice.....	16
1.3. Utilizarea sistemului haptic [28].....	17
1.4. Utilizarea sistemului haptic în aplicații de comandă [34].....	23
1.5. Reconstrucție 3D - Mașini unelte [35].....	29
<b>2. RECONSTRUCȚIA VIRTUALĂ ȘI URMĂRIREA MIȘCĂRII ÎN ROBOTICA MEDICALĂ.....</b>	<b>33</b>
2.1. Brahiterapia robotizată.....	33
2.2. Reconstrucția virtuală 3D a corpului uman [32].....	35
2.3. Planificarea în mediul virtual a traiectoriei acelor de brahiterapie [32] .....	36
2.4. Robotul utilizat în procedura de brahiterapie [73].....	40
2.5. Planificarea virtuală a traiectoriilor robotului BT [73].....	42
2.6. Respectarea planificării traiectoriilor acelor de BT .....	46
<b>3. SISTEM MEDICAL PENTRU DIAGNOSTICAREA ȘI TRATAMENTUL TULBURĂRILOR COLOANEI VERTEBRALE .....</b>	<b>53</b>
3.1. Tulburări ale coloanei vertebrale și provocări pentru proiectarea sistemelor medicale [213] 53	
3.2. Realizarea modelelor geometrice.....	56
3.3. Metode de scanare 3D și prelucrarea a datelor achiziționate.....	60
3.4. Realizarea modelului CAD al coloanei vertebrale.....	66
3.5. Modelul cinematic al coloanei vertebrale .....	69
3.6. Dispozitive pseudo-medice portabile [36] .....	74
3.7. Utilizarea senzorilor în monitorizarea mișcărilor umane.....	75
3.8. Măsurarea mișcării coloanei vertebrale .....	77
3.9. Propunere sistem portabil [36].....	78

3.10.	Sistemul propus și metodologia de funcționare .....	79
3.11.	Specificațiile hardware ale sistemului de urmărire a posturii [7], [36], [214] .....	83
3.12.	Reconstrucția curburilor coloanei vertebrale folosind curbele Bézier [7] .....	94
3.13.	Metoda de corecție a curbei reconstruite a coloanei vertebrale prin monitorizare cu markeri [29] .....	98
<b>4.</b>	<b>RECONSTRUCTIA VIRTUALĂ 3D A PATRIMONIULUI.....</b>	<b>107</b>
4.1.	Introducere în reconstrucția virtuală 3D [33].....	110
4.2.	Tehnologiile Realității Virtuale și a Realității Augmentate.....	110
4.3.	Metodologia pentru reconstrucția 3D folosind fotogrametria .....	113
4.4.	Programe de reconstrucție 3D a clădirilor bazate pe imagini .....	114
4.5.	Studiu de caz 1 - Biserica Neagră .....	115
4.6.	Studiu de caz 2 - Biserica Sf. Vineri.....	116
4.7.	Utilizarea AR în reconstrucția 3D [75].....	121
4.8.	Metodologia pentru crearea unei aplicații de reconstrucție virtuale bazate pe AR [75] 123	
4.9.	Studiu de caz - reconstrucția virtuală bazată pe AR a unei statui exterioare a Bisericii Neagre [75] .....	124
<b>B.2.</b>	<b>PLANURI DE EVOLUȚIE ȘI DEZVOLTARE A CARIEREI .....</b>	<b>127</b>
	<b>SUMAR DE ACTIVITATE.....</b>	<b>127</b>
	Aspecte relevante ale activității didactice.....	127
	Aspecte relevante ale activității de cercetare .....	130
	Alte activități.....	131
	<b>CONTRIBUȚIA ȘTIINȚIFICĂ ȘI PRESTIGIUL PROFESIONAL .....</b>	<b>132</b>
	<b>PROPUNERI DE DEZVOLTARE A CARIEREI UNIVERSITARE DIDACTICE ȘI ȘTIINȚIFICE.....</b>	<b>134</b>
	Propunere de dezvoltare a carierei didactice .....	135
	Propunere de dezvoltare a carierei științifice.....	136
<b>B.3.</b>	<b>BIBLIOGRAFIE.....</b>	<b>137</b>

(A)

Rezumat



# A. REZUMAT

Lucrarea de față prezintă o serie de rezultate obținute în activitatea de cercetare desfășurată de autor după obținerea titlului de *doctor inginer*, odată cu susținerea tezei *Cercetări teoretice și experimentale asupra curelelor sincrone* la Universitatea Transilvania din Brașov, în anul 2004.

În această perioadă, autorul a continuat cercetările în domeniul tezei de doctorat și, pe de altă parte, începând cu anul 2007, odată cu angajarea în cadrul Universității, cercetarea s-a axat pe utilizarea tehnologiilor de Realitate Virtuală – RV și Realitate Augmentată - RA (inginerie, medicină, robotică, restaurări patrimoniu).

În cea mai mare parte, activitățile de cercetare s-au desfășurat în cadrul Centrului de Cercetare D10 – *Informatica industrială și robotică* din cadrul Institutului de Cercetare - Dezvoltare al Universității Transilvania din Brașov.

Conform instrucțiunilor de editare, teza este structurată în două secțiuni: (A) Rezumat, (B) Realizări științifice și profesionale și planuri de evoluție și dezvoltare a carierei, ce cuprinde, la rândul ei, (B.1) Realizări științifice, profesionale și academice (B.2) Propunere de dezvoltare personală și (B.3) Bibliografie.

Principalele realizări științifice prezentate în lucrarea de față sunt realizate în domeniile utilizării tehnologiilor de Realitate Virtuală în inginerie, medicină și patrimoniu. În acest sens, secțiunea B.1 a tezei este divizată în patru capitole, fiecare acoperind un subdomeniu din cele amintite anterior și care prezintă rezultate obținute ca urmare a derulării unor proiecte de cercetare la care autorul participă sau a participat ca director, responsabil de partener sau ca simplu membru. La subsolul fiecărei pagini de început a capitolelor sunt prezentate sursele folosite, existând și trimiteri către acestea în vederea identificării.

În primul capitolul sunt prezentate rezultate relevante privind utilizarea tehnologiilor haptice în domeniul mecanismelor cu 1 DOF. Astfel, în urma derulării proiectului *Nou sistem haptic de tip exoschelet pentru robotică și automatică spațială – EXORAS 13/2012* (responsabil partener) Agenția Spațială Română, 2012 – 2015, au fost efectuate cercetări privind obținerea de efecte de retur în forță pentru utilizatorii echipamentului de tip exoschelet pentru braț. Sunt detaliate următoarele aspecte: considerații generale privind returul în forță, principiul de funcționare al mecanismului cu 1 DOF, dispozitive și prototipuri construite pentru validarea conceptului, aplicațiile software utilizate și modul de funcționare, rezultate obținute. Totodată, este prezentat

și un model reconstituit al unei mașini unelte, folosind tehnici de RV, realizat în vederea utilizării în procesul de învățare.

Implementarea tehnologiilor de RV și RA în medicină a fost studiată odată cu participarea autorului în cadrul a mai multor proiecte de cercetare în domeniul roboților medicali: *Brahiterapia asistată robotic, o abordare inovativă în terapia cancerelor inoperabile (CHANCE)*, 2012-2016, PCCA Tip 2, 173/2012 (responsabil partener) și *Biopsia prostatei asistată robotic, o metoda inovativa de mare precizie (ROBOCORE)*, 2014-2017 Parteneriate, nr. 247 / 2014 (membru) sau în domeniul urmării posturii umane: Sistem de diagnosticare și terapie a afecțiunilor coloanei vertebrale (SPINE) 2014-2017 Parteneriate 2013, nr. 227/2014 (director proiect). Capitolele doi și trei conțin rezultate obținute din derularea acestor proiecte.

Astfel, în capitolul doi sunt prezentate tehnologiile de reconstrucție 3D a structurilor anatomice, precum și tehnici și algoritmi de pre-planificare a operațiilor de brahiterapie folosind tehnologiile RV: modelarea pacientului, modelarea mediului virtual (sală de operație, instrumente, echipamente), simularea traiectoriilor acelor de brahiterapie, optimizarea traiectoriilor.

Capitolul trei cuprinde o serie de rezultate privind utilizarea tehnologiilor de urmărire a mișcării (tracking), în vederea stabilirii posturii corpului uman și a determinării formei coloanei vertebrale. Sunt prezentate, pe lângă contextul global al descoperirilor științifice din domeniu, studii, propuneri, prototipuri, tehnologii, algoritmi de calcul, rezultate privind diagnosticarea și tratamente de recuperare în urma tulburărilor de poziție a coloanei vertebrale. Tehnologiile de RV folosite au fost scanarea și reconstrucția 3D, urmărirea mișcării (tracking) folosind aplicații în VRML, MATLAB și ADAMS.

În capitolul patru sunt prezentate elemente ale activităților de reconstrucție virtuală 3D a obiectelor de patrimoniu, de la clădiri la artefacte, folosind tehnologii de RV. Cercetările în acest domeniu au fost realizate în ultimii 3 ani și continuă prin derularea unui proiect de tip Horizon 2020 – *Twinning: Expanding the Research and Innovation Capacity in Cultural Heritage Virtual Reality Applications (eHeritage)*, 2015-2018 (membru echipă). Au fost subliniate realizările în domeniu, metodologiile și echipamentele utilizate, obiectivele urmărite precum și câteva studii de caz.

În secțiunea a doua (B.2) se prezintă planuri de evoluție și dezvoltare a carierei profesionale, științifice și academice, cuprinzând direcțiile de cercetare vizate precum și moduri probabile de acțiune pentru punerea în practică a acestora.

A treia secțiune (B.3) prezintă referințe bibliografice asociate conținutului primelor două secțiuni.



# A. SUMMARY

This paper presents some results of the research activities carried out after obtaining the title of PhD at Transilvania University of Brasov in 2004, with thesis *Theoretical and experimental research on synchronous belts*.

During this period, I continued the research into the thesis area and, on the other hand, since 2007, starting with employment at the University, the research was focused on Virtual Reality - RV and augmented reality - RA technologies (in engineering, medicine, robotics, and heritage).

The best part, research activities were conducted at the Research Centre D10 - *Industrial Computer Science and Robotics* from Research - Development Institute of Transilvania University of Brasov.

According to the instructions of editing, the thesis is divided into two sections: (A) Abstract (B) scientific and professional achievements and development plans and career development, which includes: (B.1) Achievements scientific, professional and academic (B.2) Motion for personal development and (B.3) References.

The main scientific achievements presented herein are made in the areas of Virtual Reality technologies used in engineering, medicine and heritage. On this line, section B.1 of the thesis is divided into four chapters, each covering a subdomain of those mentioned previously and presenting results obtained following the performance of research projects in which the author has been engaged as director, partner responsible or as a simple member. At the bottom of each starting page of the chapters are presented the used sources, with references to them for identification.

In the first chapter are presented relevant results of research in haptic technologies in 1 DOF mechanisms area. Thus, based on the research project *New system type haptic exoskeleton robotics and automation space - EXORAS 13/2012* (responsible partner) Romanian Space Agency, 2012-2015, were conducted research on the effects of haptics for arm exoskeleton. The following elements are detailed: general considerations about haptics, the operating principle of the 1 DOF mechanism, devices and prototypes built in order to validate the concept, used software and operation method, obtained results. It is also presented a model of a machine tool reconstituted using techniques RV, made for use in learning.

Implementation of VR and AR technologies in medicine was studied with the author's participation in several research projects in the field of medical robotics: *Brachytherapy assisted robotic, an innovative approach in the therapy of inoperable cancers (CHANCE)*, 2012-2016 PCCA type 2 ,

173/2012 (responsible partner) and *Prostate biopsy assisted robotic, an innovative method of high accuracy (ROBOCORE)*, 2014-2017, Partnerships, no. 247/2014 (member) or in the field of human posture tracking - *System for diagnosis and therapy of spine diseases of the (SPINE)* 2014-2017 Partnerships 2013 no. 227/2014 (project manager). Second and third chapters contain results obtained from these projects.

Thus, in the second chapter are presented 3D technologies for reconstruction of anatomical structures and, on the other hand, techniques and algorithms of pre-planning of brachytherapy procedure using VR technologies: patient and virtual environment modelling (human body, surgery room, tools, equipment), simulated trajectories for brachytherapy needles, the needle paths optimizing.

The third chapter covers a range of technologies results on motion tracking used for establish a human body posture and determining the shape of the spine. There are shown, in addition to the overall context of scientific discoveries in the thematic area, a series of studies, proposals, prototypes, technologies, algorithms, results on diagnosis and treatment of recovering from disorders of the spine position. VR technologies used were: scanning and 3D reconstruction, motion tracking, VRML applications, MATLAB and ADAMS.

Chapter number four presents elements of virtual 3D reconstruction activities of heritage objects, starting buildings from artifacts using VR technologies. Research in this area have been made over the last three years and continues through a Horizon 2020 - Twinning project: *Expanding the Research and Innovation Capacity in Cultural Heritage Virtual Reality Applications (eHeritage)*, 2015-2018 (team member). Here it were highlighted achievements in the methodologies and equipment used, objectives and are presented several case studies.

In the second section (B.2) are presented the professional development and career scientific and academic plans, including targeted research directions and probable the action modes to implement them.

The third section (B3) contains the references related to the content of the first two sections.

(B)

Realizări științifice și  
profesionale și planuri  
de evoluție și dezvoltare  
a carierei



## B.1. REALIZĂRI ȘTIINȚIFICE, PROFESIONALE ȘI ACADEMICE

Teza de doctorat intitulată *Cercetări teoretice și experimentale asupra curelelor sincrone* a fost elaborată sub coordonarea științifică a d-lui prof. dr. ing. Aurel Jula și a fost susținută în 2004. Titlul științific de doctor a fost obținut în domeniul Inginerie Mecanică, domeniul fundamental Științe Inginerești. Conform metodologiei de desfășurare a procesului de obținere a certificatului de abilitare, în această secțiune se prezintă realizările științifice, profesionale și academice, pe direcții tematice disciplinare sau interdisciplinare, realizate în perioada ulterioară susținerii tezei de doctorat.

În această secțiune a lucrării sunt prezentate realizările științifice ale autorului din perioada 2008-2016, în domeniul implementării tehnologiilor de Realitate Virtuală (RV) și Realitate Augmentată (RA) în aplicații din industrie, medicină și patrimoniu. Realizările profesionale sunt cuprinse în anexele prezentei lucrări (CV, listă de publicații, fișa îndeplinirii criteriilor minime de promovare).

Această nouă direcție de cercetare a apărut odată cu integrarea autorului în colectivul de cercetare *Realitate Virtuală și Robotică* din cadrul *Universității Transilvania din Brașov*, începând cu anul 2008 și constituie o evoluție naturală de la domeniul *Inginerie mecanică*, în care a fost dezvoltată teza de doctorat, spre domeniul *Mecatronicii și Roboticii*.

Realitatea Virtuală (Virtual Reality - VR) reprezintă un sistem de concepte, tehnici, tehnologii și metode care se utilizează la elaborarea și construirea de produse software în scopul utilizării lor prin intermediul unor sisteme de calcul moderne. Acestea oferă modalitatea de a modifica modul de a percepe realitatea din mediul natural, prin simularea / modelarea unei alte realități.

Realitate Augmentată (Augmented Reality - AR) este un concept ce presupune îmbunătățirea (augmentarea) percepției unui observator asupra mediului înconjurător, prin suprapunerea unei realități virtuale peste cea reală, adăugând diverse elemente ce îmbunătățesc procesul cognitiv.

Implementarea tehnologiilor de Realitate Virtuală / Realitate Augmentată este, probabil, una dintre cele mai revoluționare și promițătoare schimbări din ultimii ani și este pe punctul să schimbe fundamental o serie de concepte din domeniul cercetării, inovării și dezvoltării.

Există o multitudine de aplicații în care se pot utiliza tehnologiile RV și RA, în toate domeniile de activitate:

- modelare, simulare și vizualizare în domeniul științific - se obține imaginea în vederea studiului diferitelor modele sau fenomene inaccesibile observației directe (fluxuri de informații, structuri atomice, sisteme meteorologice, sisteme cosmice, monumente culturale reconstituite etc.);

- software educațional;
- experimente și simulări în domeniul medicinei, pentru învățarea diferitelor proceduri fără riscul vieții pacientului (de exemplu, în chirurgie);
- simulatoare pentru antrenamentul piloților, astronauților, șoferilor etc., prin care se pot exersa manevre dificile, fără a se pune în pericol viața participantului sau securitatea altor participanți la trafic sau a cabinei de vehicul (avion, elicopter, mașină, tren, navă maritimă, navă spațială etc.);
- proiectare asistată de calculator (CAD) în diferite domenii (construcții, marketing imobiliar, arhitectură etc.), prin care proiectantul are posibilitatea să vadă rezultatele proiectului sub forma imaginii acestuia, să observe detaliile, să studieze respectarea diverselor condiționalități, să ia decizii de modificare a parametrilor înainte de construirea propriu-zis a prototipului;
- realizarea jocurilor distractive pe calculator și a filmelor de animație.

Un număr de patru elemente esențiale compun aplicațiile de Realitatea Virtuală:

1. *Lume virtuală* - un spațiu imaginar care se manifestă de multe ori printr-un mediu; o descriere a unei colecții de obiecte într-un spațiu și a normelor și a relațiilor care reglementează aceste obiecte.
2. *Imersie* - percepția de a fi într-un spațiu particular sau într-un anumit loc. Imersia mentală - senzație de "prezență", stare de a fi profund angajat, eliminarea neîncrederii, implicare; Imersia fizică - corpuri aflate într-un mediu, stimuli sintetici pentru simțurile organismului).
3. *Feedback senzorial* – vizual, haptic & tactil, auricular, vestibular (echilibru, accelerație, orientare pe baza gravitației), olfactiv, gust, magnetorecepție.
4. *Interactivitate* - reacție la acțiunile utilizatorului, capacitatea de a afecta o lume virtuală, capacitatea de a schimba punctul de vizualizare al unui subiect într-o lume virtuală.

Utilizarea tehnologiilor RV în cercetare urmăresc o serie de deziderate:

- Creșterea preciziei;
- Utilizarea într-o gamă mai largă de aplicații;
- Portabilitatea;
- Micșorarea costurilor;
- Scurtarea timpului de răspuns.

În lucrarea de față sunt prezentate o parte dintre aplicațiile realizate în cadrul unor proiecte de cercetare derulate în ultimii ani, coordonate de autor, și în care au fost utilizate diverse tehnologii din RV și RA: crearea de elemente ale mediilor virtuale (scanare și măsurare 3D, reconstrucție 3D), vizualizare 3D (cu ochelari de RV, în sistem CAVE), urmărirea mișcării (optic, magnetic), feedback senzorial (retur haptic).

# 1. TEHNOLOGIILE RV - UN NOU CONCEPT AL PROTOTIPĂRII VIRTUALE<sup>1</sup>

## 1.1. Tehnologiile RV în inginerie. Feedback-ul haptic

În prezent, Realitatea Virtuală (RV) este un domeniu de cercetare vast și foarte dinamic. Noile tehnologii de interacțiune ale RV sunt într-un proces de dezvoltare și de îmbunătățire permanentă, având un rol esențial în interacțiunea cu utilizatorul într-un mediu virtual [60]. În acest fel, un obiectiv important al cercetării la nivel mondial este facilitarea punerii în aplicare a realității virtuale în aplicații industriale și pentru evaluarea impactului asupra pieței și asupra vieții de zi cu zi, în ceea ce privește costurile, interacțiunea om-mașină și efectele secundare asupra utilizatorilor, precum și impactul asupra mediului de lucru, la nivel individual și la nivel corporativ [190]. Multe dintre aplicațiile de RV prezentate până în prezent au dovedit potențialul important al acestei tehnologii în industrie [8], [59], [60], [174].

Feedback-ul haptic este una dintre tehnologiile cele mai complexe ale realității virtuale, deoarece scopul este de a crea senzația de „rezistență mecanică” la contactul cu obiecte virtuale, care se adresează simțului tactil uman. În ingineria mecanică, calculul forțelor și al rezistenței aparține analizei CAE ale cărei rezultate sunt de obicei afișate sub formă de tabele de rezultate numerice și grafice - în contrast cu mișcarea care este prezentată, de asemenea, sub formă intuitivă de animații grafice. Acest lucru înseamnă că un inginer interpretează informații legate de forță, încercând să evalueze efectul diferitelor rezultate numerice obținute.

Tehnologiile haptice sunt bine dezvoltate în zilele noastre. O gamă largă de dispozitive sunt disponibile în comerț, cum ar fi dispozitivul bine cunoscut PHANTOM, cu 3 și 6 grade de libertate, fabricat în SUA de către Sensable, precum și sistemul Virtuose produs de Haption, Franța. Există, de asemenea, dispozitive cu diverse structuri și dimensiuni, care oferă modalități diferite de interacțiune haptică cu mediul virtual [8], [23]. Se poate observa că toate dispozitivele haptice prezentate în literatura de specialitate materializează o conexiune cinematică între obiecte virtuale și reale.

În inginerie, au fost utilizate programe de Computer Aided Engineering (CAE), în combinație cu RV în mod special pentru afișarea rezultatelor într-un mediu de vizualizare 3D stereoscopic. Complexitatea modelului matematic face uneori imposibilă simularea în timp real, iar acesta este

---

<sup>1</sup> Capitolul prezintă unele rezultate obținute ca urmare a participării autorului în proiectele de cercetare: VEGA - Virtual Reality in Product Design and Robotics, 2005-2008, Comisia Europeană, FP6 - SSA Project AC, 16565 (membru); VIRPE - Realitate Virtuală pentru ingineria produsului, 2006-2009, CEEX M2, Nr:II-5920/2006 (membru); EXORAS - Nou sistem haptic de tip exoschelet pentru robotică și automatică spațială – nr. 13/2012 (coordonator UT Cluj), Agenția Spațială Română (ROSA) 2012, perioada 2012 – 2015 (resp. partener). Lucrările care au stat la baza acestei secțiuni sunt prezentate în cap. Bibliografie: [28], [34], [35].

motivul pentru care interacțiunea online cu modelul virtual este uneori limitată la sisteme reduse, cu o complexitate redusă.

În general, se poate observa că aplicarea sistemului haptic în analiza CAE este redusă, în special din cauza complexității mecanice a dispozitivelor haptice disponibile pe piață, care lasă puțin volum pentru dezvoltarea aplicației în sine. Ideea acestei cercetări este de a utiliza dispozitive haptice pentru afișarea rezultatelor CAE ale forței de calcul într-un mod intuitiv pentru utilizator și a reduce pe această cale sarcina cognitivă de interpretare a rezultatelor.

Cercetarea de față își propune explorarea facilităților oferite de utilizarea sistemelor haptice în medii imersive, în scopul prezentării rezultatelor obținute prin tehnici CAE. Principalele aplicații sunt pentru realizarea de prototipuri virtuale a sistemelor mecanice acționate direct de către om - de exemplu, sistemele mecanice ale unei mașini (schimbător de viteze, comutator lumini de direcție, pedale, volan etc.). În zilele noastre, aceste sisteme au un rol esențial în confortul și ergonomia poziției de conducere al unei mașini moderne de pasageri și este necesar să se găsească condiții specifice pentru a satisface o varietate de gusturi. Din acest motiv, s-au efectuat simulări complexe folosind programe CAE, precum și testări pe prototipuri reale [197].

Dezvoltarea unui sistem de instrumente haptice pentru simulare pe baza returului de forță reprezintă un deziderat important în inginerie. În acest fel, cu modificările de rigoare a parametrilor de proiectare, inginerul va fi capabil să „simtă” în mod direct și natural efectele modificărilor asupra confortului de funcționare a acestor dispozitive și, în aceeași măsură, va fi capabil să descopere efectele nedorite înainte de dezvoltarea prototipului fizic (de exemplu vibrația ambreiajului la eliberarea pedalei, instabilitatea comutatorului de lumini în poziții specifice, probleme de cuplare de transmisie, etc).

În același timp, reglajul fin și de optimizare pot fi făcute pentru soluția selectată prin testarea unei multitudini de prototipuri virtuale în condiții naturale, similare cu prototipul real. În momentul de față, pentru identificarea acestor tipuri de probleme se utilizează diagrame de forță, animații și alte reprezentări ale rezultatelor, care necesită o interpretare intuitivă bazată pe o experiență îndelungată în procesul de proiectare.

Abordarea inițială a cercetării constă în ideea unui sistem haptic adaptat la aplicația utilizată. Toate sistemele haptice disponibile prezentate în literatura de specialitate au un design multi-scop generic și teoretic, fiind capabile să satisfacă o varietate de aplicații. În același timp, odată cu creșterea numărului de grade de libertate, crește și complexitatea sistemelor haptice, iar acest lucru determină limitarea domeniului de aplicare datorită dimensiunii dispozitivului haptic în sine. În acest context, gradul de utilizare a dispozitivelor haptice sunt restricționate.

## **1.2. Despre sistemele haptice**

Un curriculum de inginerie mecanică de licență include invariabil un curs despre Teoria Mecanismelor și Mașinilor unde studenții învață modelarea și analiza mecanismelor. Teoria de



predare a mecanismelor și mașinilor s-a bazat în mod tradițional pe modele fizice, care furnizează o reprezentare intuitivă a structurii mecanice, ceea ce le permite studenților să exploreze diverse aspecte, precum tipul și construcția articulațiilor, mobilitate etc. Metoda de predare clasică este o sarcină dificilă, care necesită un mare efort imaginativ din partea studenților sau, pe de altă parte, utilizarea de machete costisitoare. Mai mult decât atât, se pare că nu este bine înțeles de către studenți, deoarece acestea sunt mai interesați în alte domenii interdisciplinare legate de subiectul tratat, de exemplu, robotică și mecatronică.

Descoperirile recente în proiectarea asistată de calculator (CAD) și inginerie (CAD / CAE) au permis crearea unor prototipuri virtuale, care pot reprezenta sisteme mecanice la orice scară și complexitate. În vederea utilizării unor sisteme CAD / CAE pentru realizarea de prototipuri virtuale, utilizatorul trebuie să fie un inginer abil, deoarece aceste sisteme permit doar vizualizarea rezultatelor sub forma unor desene 2D, tabele sau grafice și necesită o transformare mentală a obiectelor 2D în obiecte dinamice 3D, fiind un proces dificil pentru un student în ciclul de studii de licență.

Tehnologiile realității virtuale facilitează dezvoltarea de noi aplicații industriale, oferind capacități avansate de vizualizare și interfețe de interacțiune umană multi-senzorială.

În literatura de specialitate, au fost raportate rezultatele pozitive în aplicarea tehnologiilor RV în domenii precum inginerie auto, inginerie aerospațială, inginerie medicală, precum și în domeniile educației și al divertismentului [46].

De curând, interfața haptică a fost propusă ca o interfață ideală pentru predarea sistemelor dinamice la studenții înscriși în ciclul de licență de inginerie mecanică [35], [52], [71], [145], [221]. Utilizarea sistemelor haptice, rezultatele numerice ale simulărilor și testelor pot fi transformate în forțe pe care utilizatorul le poate percepe și înțelege.

Astfel, diagramele și graficele pot fi înlocuite cu experiența reală a unui dispozitiv special proiectat și construit, care reproduce returul de forță care ar caracteriza echipamentul omolog real, cu un grad ridicat de fidelitate [55].

Capitolul prezintă o metodologie și un prototip de sistem haptic destinat mecanismelor, în vederea utilizării acestuia pentru predarea la cursurile de inginerie mecanică. Pentru a obține astfel de rezultate, această metodă constă în tehnologii de realitate augmentată [12], utilizate pentru a co-localiza modele de calcul (virtuale) cu modelele fizice reale și feedback haptic, pentru a furniza informații suplimentare despre modelele augmentate. Folosind acest concept de predare, pot fi studiate o multitudine de modele ale unor mecanisme, ceea ce ar reduce nevoia unui experiment clasic care implică instalații costisitoare.

### **1.3. Utilizarea sistemului haptic [28]**

Crearea modelelor de calcul 3D necesită, în mod tradițional, abilități avansate de hardware și de programare. Cu toate acestea, progresele recente în programele de modelare 3D (de tip

WYSIWIG), împreună cu scăderea costurilor și creșterea capacităților de procesare ale calculatoarelor personale, a deschis oportunități pentru ca studenții să poată construi modele 3D complexe.

### Mecanismul biela-manivela virtual

În conformitate cu aceste inovații, pentru modelarea 3D s-a folosit programul SolidWorks. Pentru a dezvolta modelul matematic, au fost folosite componente ale software-ului Matlab / Simulink. Cea din urmă este o platformă care deține în mare parte aceeași funcționalitate ca Matlab, dar permite inginerilor să construiască sisteme grafice, folosind o interfață cu scheme bloc. Simulink dispune de biblioteci de blocuri standard care permit utilizatorului să pună în aplicare sarcini de bază, cum ar fi intrări și ieșiri, rutare de semnal, grafice, calcule etc. Cu SimMechanics (ce face parte din Simulink), proiectanții de mecanisme pot simula atât sistemele mecanice cât și cele de control în același mediu de programare. Inginerii pot acum construi automat modele mecanice din ansamblurile realizate în SolidWorks și simula mișcarea sistemului. Noua versiune a SimMechanics oferă posibilitatea de a colabora și de a partaja desene sau modele în Simulink, permițând astfel reiterarea și îmbunătățirea designului produsului. Pentru a crea fișiere pentru simulări în RV s-au folosit module software, cum ar fi VrmlPad sau VRbuild din Matlab. Cu toate acestea, modelul 3D și funcționarea acestuia trebuie să fie vizualizat într-un program dedicat pentru RV. Din acest motiv, s-a folosit programul BS Contact [198]. În plus, VRML este un limbaj independent de platformă și este ușor de vizualizat pe internet folosind un plug-in gratuit și un browser Web.



**Fig. 1 Stand pentru simulare mecanisme cu 1 DOF**

Odată ce s-au ales programele de lucru Simulink, SolidWorks, VrmlPad și BS Contact, a fost necesară în egală măsură, alegerea hardware-ului potrivit pentru a sprijini în mod adecvat integrarea. S-a utilizat un calculator portabil obișnuit, bazat pe procesorul Intel Centrino, care rulează Win XP. Acesta are intrări și ieșiri de tip analog și digital, trei porturi USB și conexiuni PC tipice, cum ar fi tastatura, mouse-ul și display VGA. Pentru a genera momentul necesar pentru returnul în forță, a fost dezvoltat un sistem haptic specializat, cu 1 DOF, compus din următoarele componente: sursa de alimentare 24 V curent discontinuu, un controler Maxon, de tipul EPOS

70/10, motor electric Maxon, EC-powermax, fără perii, 200 Watt, dotat cu un reductor planetar GP 42 C, cu un raport de transmitere de 1:50. Controlerul este conectat la calculator printr-un port USB (Fig. 1). Pe arborele de ieșire al reductorului s-a montat o manivelă cu o lungime de 200 mm, pentru a crea momentul generat de mecanismul virtual simulat.

În principiu, sarcina studentului a fost formulată în așa fel încât să acopere secvențial, următoarele etape (Fig. 2):

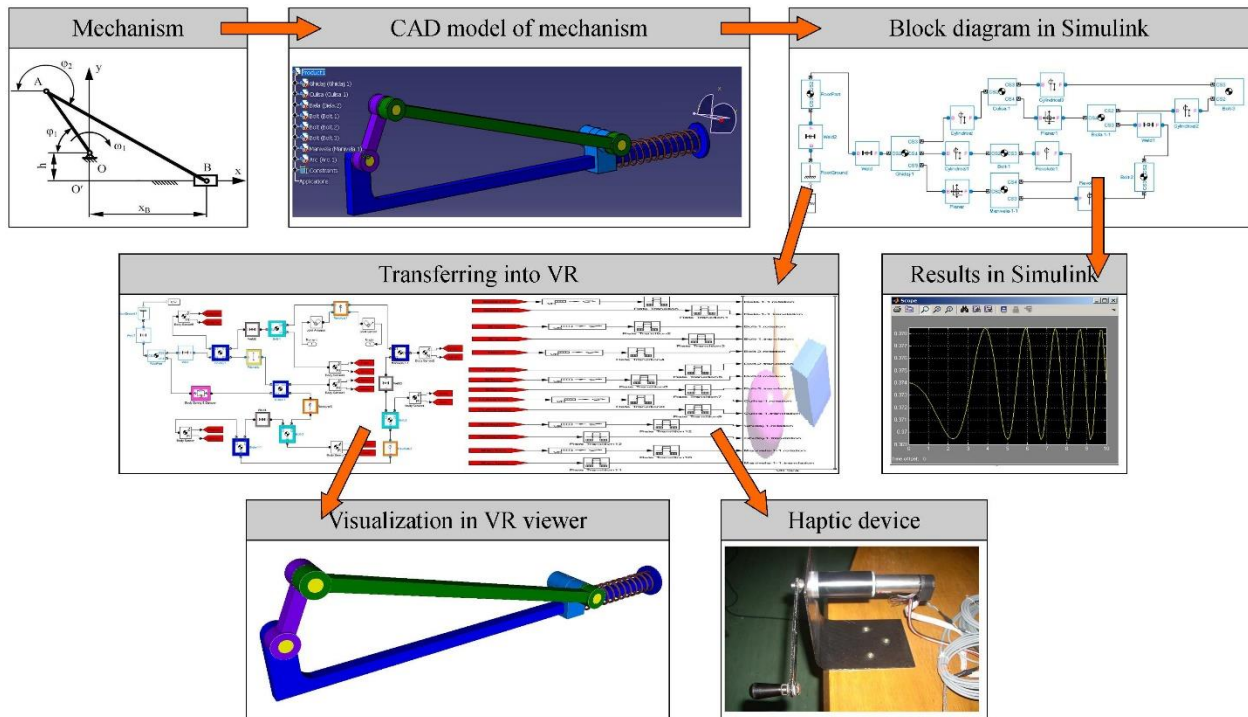


Fig. 2 Etapele simulării sistemului mecanic

**Et. (I)** Analizarea și crearea modelului CAD. Pentru a analiza un mecanism, în primul rând, este necesar un model CAD pentru a identifica componentele, poziția lor și articulațiile dintre ele. De obicei, se începe prin modelare geometrică a componentelor. În acest scop, studenții vor proiecta și construi un model de 3D folosind un program de modelare specializat (SolidWorks). Obiecte geometrice realizate în SolidWorks pot fi acum salvate direct în format VRML, ce este folosit pentru dezvoltarea obiectelor 3D. Procedura se bazează pe conceptul de comportament în cazul în care fiecare obiect într-o scenă posedă anumite calități, acestea incluzând seturi de date matrice, cum ar fi poziția, culoarea și senzorul. Mișcarea într-un mediu VRML este realizată folosind interpolatori (noduri care iau un set de valori ce definesc un interval și generează automat valorile intermediare). Intrarea la interpolatori este cunoscută sub numele de Key și Key Value. O matrice pentru un key este format din trei valori, acestea fiind valorile de intersecție, putând varia numai de la 0 la 1. De asemenea, key value este format din trei seturi de valori, cu trei numere pe set separate prin virgulă, iar fiecare set de aceste valori reprezintă datele de poziție ale unui obiect [148].

**Et. (II)** Crearea și verificarea modelului Simulink. Pentru a transfera modelul în mod manual de către modelul CAD, fără erori, este un proces dificil și implică o serie de cunoștințe de programare.

O soluție mai rațională și mai riguroasă este de a utiliza pachetele de programe care efectuează în mod automat această sarcină. Pe de altă parte, pentru a studia comportamentul modelului într-un context real de operare necesită o modelare dinamică.

Software-ul folosit este Matlab [199], al cărui modul Simulink / SimMechanics permite modelarea dinamică a modelelor CAD concepute cu SolidWorks. Cu toate acestea, este necesar ca modelul CAD să fie exportat înainte de a utiliza SimMechanics, iar acest lucru se realizează prin programul de conversie SimMechanics-CAD. În continuare, a fost definit un model de sistem multicorp, acesta fiind compus din corpuri conectate prin articulații. Modelul geometric va include corpuri echivalente SimMechanics, corespondente cu articulațiile, sistemele de coordonate ale corpului și constrângerile aferente. Fiecare element corespunde unui bloc și permite SimMechanics să fie conectat la blocuri Simulink, astfel încât rezultatul poate fi salvat și reutilizat în diferite domenii.

Pentru a crea modelul SimMechanics sunt necesare caracteristicile de masă pentru fiecare component, precum și caracteristicile legăturilor definite în SolidWorks. Listarea este salvată într-un fișier XML generat de SimMechanics, care permite crearea automată a unui model de SimMechanics adecvat, utilizând o comandă specifică Matlab: *mech import*. După crearea automată, modelul poate fi verificat prin SimMechanics pur și simplu prin rularea unei simulări. De reținut este faptul că nu toate modelele pot fi transformate prin constrângeri ale elementelor generate de SolidWorks. Odată ajunși la acest punct, se poate studia comportamentul dinamic al componentelor folosind facilitățile SimMechanics, utilizând blocuri de Joint Sensors, conectați la diferite îmbinări și blocuri Scope pentru a vizualiza comportamentul unor parametri: poziția liniară /unghiulară, forța de reacție, viteza, accelerația, forța calculată / cuplu și / sau forța de reacție/ cuplu (Fig. 3).

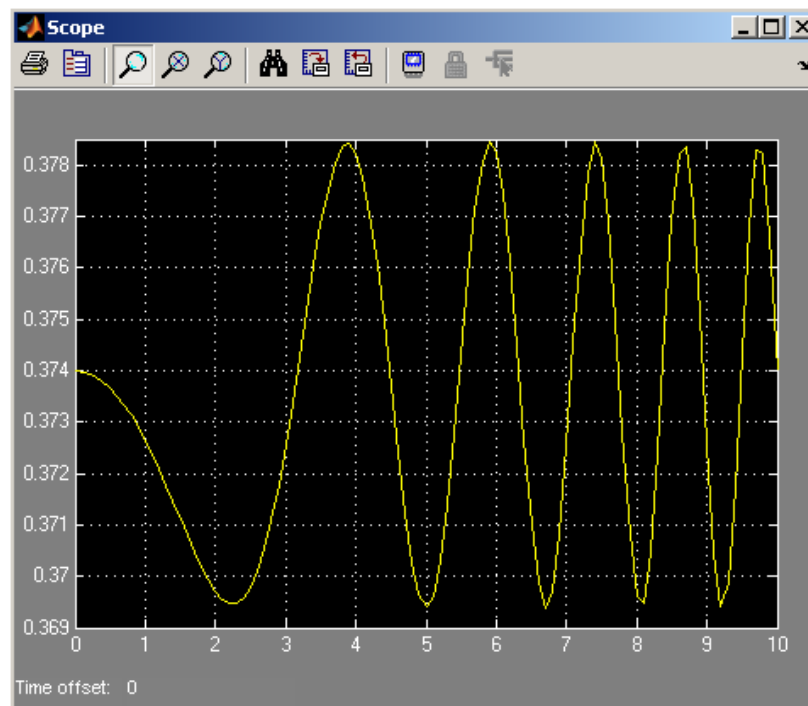


Fig. 3 Rezultate grafice în SimMechanics

**Et. (III)** Conectarea cu programele de Realitate Virtuală. Vizualizarea simulării în SimMechanics nu este o soluție bună, deoarece calitatea este foarte slabă. Pentru a obține vizualizări de înaltă calitate și interacțiuni dinamice cu modelul, se propune utilizarea tehnologiei realității virtuale care necesită crearea unei legături dintre modelele matematice generate de SimMechanics și un program de vizualizare de Realitate Virtuală, de exemplu BS Contact.

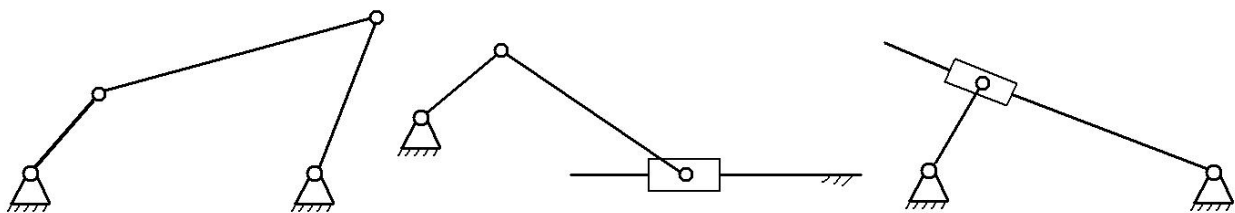
Se pot folosi diferite tipuri de senzori (Body Sensor blocks, conectate la sistemul de coordonate al componentelor), care măsoară orice combinație a poziției, vitezei, accelerației și orientării precum și rotația, viteza și accelerația unghiulară. Aceste valori măsurate trebuie să fie trimise la modelul VRML, în scopul de a conduce mișcarea mecanismului. Pentru aceasta, se folosesc blocuri Go To, unul pentru fiecare valoare măsurată.

Pe de altă parte, pentru recepționarea semnalelor transmise de către modelul SimMechanics, s-a construit un model cu blocuri de Realitate Virtuală (VR Sink) care utilizează conectori From. Toate valorile obținute din modelul matematic va fi trimis la controlerul motorului electric, în scopul de a genera un cuplu la manivela dispozitivului haptic, proporțional cu datele de intrare în sistem.

**Et. (IV)** Rezultate. În prezent, la disciplinele la care se studiază mecanismele, activitatea practică de laborator este efectuată prin studierea unui model fizic al mecanismului (un model la scară) și prin utilizarea de metode analitice, în scopul de a calcula cinematica și dinamica acestuia. Pentru a studia mecanisme noi, sunt necesare noi modele, dar acest lucru duce la creșterea timpului investit în activitate. Pentru a studia o gamă mai largă de mecanisme, este necesară crearea de noi metode pentru a derula lecția, ceea ce este mai puțin fezabil, luând în considerare resursele materiale limitate.

Cursul va avea loc în următoarea structură: (1) expunerea problemei, incluzând exemple din industrie, (2) obiective, (3), resurse utilizate, (4) metodologie, (5) date de ieșire, (6) concluzii.

Pentru a efectua acest curs, mai multe tipuri de mecanisme sunt prezentate studenților, dintre care unele sunt reprezentate în Fig. 4. Construcția lor, geometria, masele și caracteristicile de funcționare vor fi date de intrare pentru lucrările de laborator. În acest stadiu incipient, există două opțiuni pentru începerea lucrării de laborator: realizarea calcululelor cinematice și dinamice utilizând metode analitice sau utilizând facilitățile oferite de software-ul MATLAB. În scopul de a reduce timpul, metoda care utilizează MATLAB va fi cea aleasă; cealaltă metodă va duce la rezolvarea problemei prin scrierea unui program folosind limbajul C ++.

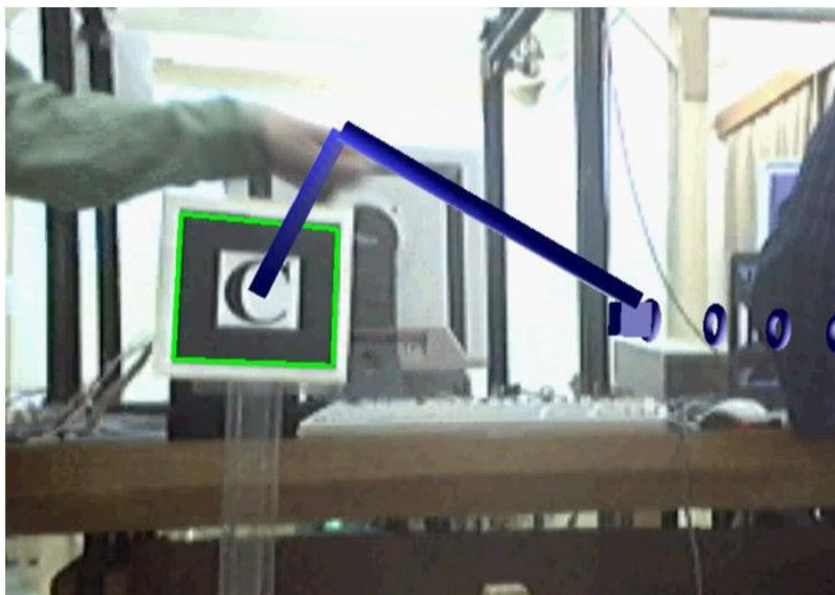


**Fig. 4** Tipuri de mecanisme simulate



Fiecare student va alege un tip de mecanism și apoi, pentru a rezolva problema, acesta va urma pașii descriși anterior.

Introducerea datelor poate fi modificată în orice moment, dacă a furnizat rezultate diferite. Astfel, caracteristicile geometrice pot fi modificate în model, caracteristicile corpurilor materiale (greutatea specifică), constrângerile și sarcinile care acționează asupra unui model fizic. Orice modificare a datelor de intrare vor duce la modificări ale caracteristicilor cinematice sau dinamice ale mecanismului studiat, fiind posibil de observat în modul de vizualizare și la nivelul haptic. Fiecare student va lucra individual pe calculatorul propriu. După ce au conceput modelele CAD, Simulink, fișierele VRML și s-au conectat la programele RV, aceștia vor efectua o simulare pe calculator, conectați fiind la dispozitivul de vizualizare: afișare obișnuită, HMD, afișarea 3D sau sistemul CAVE [47] (Fig. 5) și la dispozitivul haptic .



**Fig. 5 Tehnologie AR pentru vizualizare sistem bielă - manivelă**

Se vor enumera câteva dintre avantajele acestei metode: presupune o durată scurtă pentru învățare, resurse materiale reduse, o mulțime de diferite tipuri de mecanisme studiate, posibilitatea modificării datelor de intrare, posibilitatea de a reda mai rapid date de ieșire, vizualizare 3D, reacție haptică. Această metodă poate fi aplicată studenților din departamentele de Mecatronică și Robotică, presupunând cunoașterea Matlab, SolidWorks și programarea controlerului EPOS.

Modulele Simulink combinate cu o grafică de tip Realitate Virtuală permit controlul dimensiunilor, poziției, rotirii și al imaginii setate în RV, rezultând o animație 3D stereoscopică. Scenele 3D sunt descrise în limbajul VRML și feedback-ul haptic al mecanismului poate fi simțit datorită dispozitivului prezentat în Fig. 6, în funcție de caracteristicile sale.

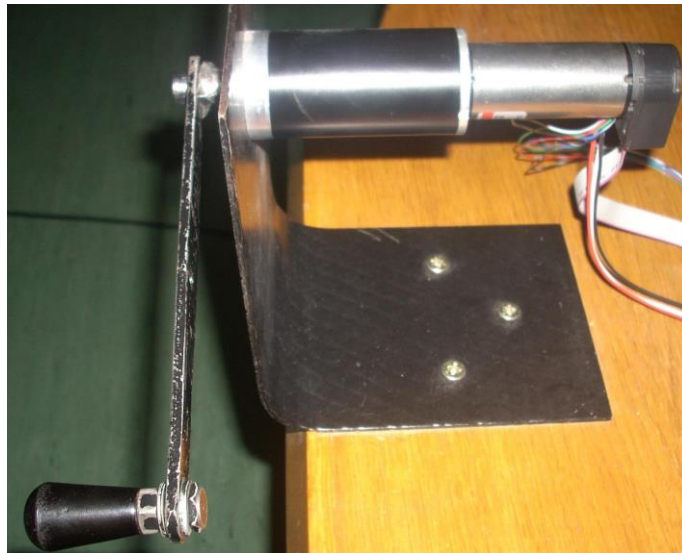


Fig. 6 Dispozitiv haptic

## 1.4. Utilizarea sistemului haptic în aplicații de comandă [34]

### Exoscheletul - comanda robotului

În această secțiune este prezentat un studiu privind posibilitățile de comandă a unui robot industrial virtual folosind o interfață haptică. Pentru a demonstra funcționalitatea acestui concept, a fost dezvoltat un dispozitiv dedicat cu 1 DOF. Piesa de bază este un motoreductor Maxon, dotat cu traductor de poziție, capabil să achiziționeze și să transmită datele unghiulare ale arborelui și în aceeași măsură să redea un feedback haptic corespunzător mișcării robotului. Dispozitivul haptic propus permite să comande o articulație a unui robot industrial și poate fi utilizat ca o componentă esențială pentru dezvoltarea unui exoschelet pentru brațul uman, fiind capabil să genereze o interacțiune în forță pentru toate articulațiile. Soluția exoscheletului permite o similaritate structurală între dispozitivul haptic și brațul articulat al robotului. Rezultatele testului cu feedback haptic arată că sistemul propus poate ajuta utilizatorii neexperimentați să se ocupe de operarea robotului și sarcinile de programare într-un mod intuitiv.

Roboții industriali sunt utilizați în prezent în cadrul operațiilor de fabricație, cum ar fi cele de asamblare, sudură, vopsire, etc. Programarea roboților industriali este o sarcină complexă și mare consumatoare de timp, care necesită o expertiză tehnică.

Datorită produselor personalizate, este necesară creșterea flexibilității și adaptabilității în ceea ce privește posibilitatea de a schimba rapid task-urile robotului. Pentru a face programarea robotului mai ușoară, este necesar să fie concepute noi modalități intuitive de interacțiune ale oamenilor cu roboții.

Prin urmare, un robot asistat are diverse avantaje semnificative comparativ cu automatizarea completă în următoarele domenii: linii de asamblare [109], la sudare [56] sau în construcții [44].

Pe de altă parte, roboții asistați sunt utilizați în domeniul medicinei, în reabilitare [15], în chirurgie [158], [188], sau în intervenții medicale, sau chiar în misiuni spațiale pe termen lung [82], în cazul în care robotul asigură controlul mișcării necesare pentru a respecta particularitățile și restricțiile aplicațiilor. Acești roboți sunt capabili de a efectua proceduri complexe, cu diverse tehnici, ghidați de la distanță de către un specialist în domeniu și pot fi controlați cu ajutorul echipamentelor cu feedback haptic.

Brațele robotizate sunt componente standard în diferite procese de fabricație, iar cinematica lor este inspirată în mod clar de către brațul uman. Sistemul robotizat a jucat întotdeauna rolul de „înlocuire” și „confruntare” a ființei umane [205].

Exoscheletul este o structură electromecanică purtată de către un operator și se potrivește cu forma și funcțiile corpului uman. Acesta este capabil de a mări capacitatea membrului uman și/ sau pentru a trata mușchii, articulațiile sau părți ale scheletului care sunt slabe, ineficiente sau există răni cauzate de o boală sau o afecțiune neurologică. Exoscheletul funcționează mecanic în paralel cu corpul uman și poate fi acționat în mod pasiv sau activ. Punerea în aplicare a exoscheletului poate fi clasificat în trei grupe principale: augmentarea puterii umane, interacțiunea haptică și reabilitarea [5].

În [227], autorii au propus un exoschelet pentru brațe folosindu-se, în scopul de a obține forța de feedback, un sistem pneumatic care constă dintr-un cilindru cu dublă acțiune și un set de supape de mare viteză on-off. În mod similar, Ganguly prezintă în lucrarea sa [64] un dispozitiv de acționare utilizat pentru a genera forța de feedback bazată pe musculară pneumatică artificială (PAM).

Sistemul propus de Abate și echipa sa [1] pune în aplicare un mediu de interacțiune în care fiecare dintre activitățile principale pot fi simulate de către proiectant cu ajutorul unui dispozitiv haptic comercial pe bazat pe mișcarea brațului, în scopul de a oferi o forță de feedback fezabilă doar pentru o acțiune de prindere, în palmă și în degete.

### **Dezvoltarea dispozitivului experimental**

Randarea este definită ca un proces de preluare a informațiilor digitale (volume, texturi, lumini etc.) introduse într-un mediu grafic de modelare 3D, programabil, și de convertire a acestora în imagini finale, vizibile pe monitor sau pe hartie. Randarea haptică este tehnologia de calcul care permite interacțiunea cu mediile virtuale prin simțul tactil. Studiarea sistemelor haptice reprezintă un domeniu multidisciplinar care reunește: cercetarea psihofizică pentru înțelegerea indicilor tactili și a percepției umane, ingineria mecanică pentru proiectarea dispozitivelor robotizate, teoria de control pentru analiza legăturilor dintre mediile reale și virtuale, grafica pe calculator pentru simularea mediului virtual și proiectarea algoritmului de redare haptică [66]. Sistemele haptice oferă posibilitatea de a crea soluții tactile care îmbunătățesc comunicarea între oameni și mașini. Utilizarea sistemelor haptice, rezultatele simulărilor și al testelor pot fi transformate în forțe pe care utilizatorul le poate percepe.



Utilizarea dispozitivelor haptice comerciale de interacțiune / manipulare a unui robot într-un mediu virtual este limitată la aplicații bazate pe contactul virtual punctual. Dezvoltarea și utilizarea unui dispozitiv personalizat haptic dedicat pentru comandarea unui robot industrial poate îmbunătăți performanța utilizatorului. Avantajul dispozitivului haptic dezvoltat sunt costurile reduse ale utilizării echipamentului. În cazul folosirii sistemelor haptice, două aspecte diferite pot provoca dificultăți: cerințele funcționale ale dispozitivului haptic și interfața cu utilizatorul asociat. Dispozitivele haptice ar trebui să asigure dexteritate în manipulare, siguranță umană, portabilitate, ușurință de montare și reglare și să fie autonomă de comunicațiile wireless [172].

### Cooperarea om - mașină

Flexibilitatea activităților robotului este limitată din cauza dificultății programării și abilităților limitate pentru manipularea pieselor complexe. Un operator uman oferă abilități sensomotrice incomparabile pentru a gestiona sarcini complexe și se poate adapta rapid la noile secvențe de proces, dar este restricționat prin forță și precizie. Stațiile de lucru de cooperare combină avantajele unui sistem robotizat și uman [109].

### Dispozitivul experimental

Pentru utilizarea exoscheletului trebuie să fie respectați următorii pași (Fig. 7): (i) utilizatorul aplică o rotație exoscheletului (4); (ii) senzorul de rotație (3), situat pe axul moto - reductorului (1 + 2) detectează modificarea poziției unghiulare a manivelei și transmite date către unitatea de calcul (6); (iii) software-ul primește valoarea variației unghiulare și o folosește pentru simularea robotului (5); (iv) în funcție de tipul de robot, de caracteristicile dimensionale și sarcinile suplimentare, este calculată valoarea forței de feedback în articulație; (v) valoarea cuplului este calculată și o comandă este transmisă către motorul electric (2), în scopul de a genera o forță de feedback; (vi) utilizatorul simte forța de feedback în funcție de acțiunile sale în mediul real (7).

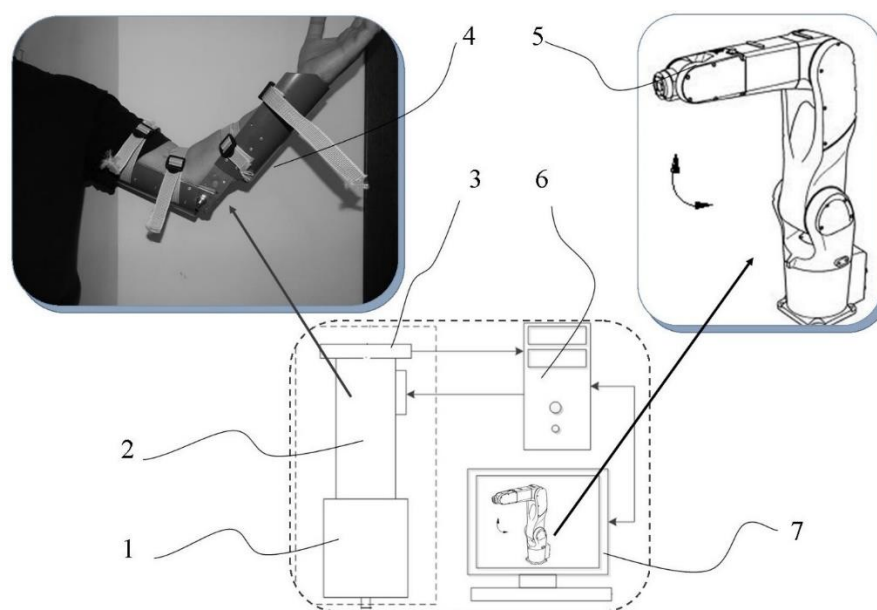
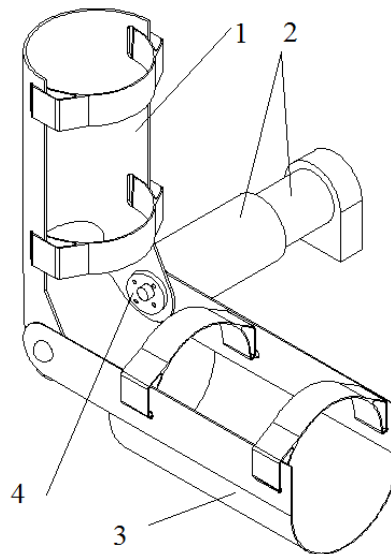


Fig. 7 Schema experimentală

Exoscheletul cu 1 DOF este prezentat în Fig. 8. Motoreductorul (2) este fixat pe partea antebrațului (3). Pe arborele de ieșire al reductorului este montată o flanșă (4), care este utilizată drept articulația brațului (1), pentru a oferi cuplul generat de simularea robotului. Pentru a evalua proiectarea exoscheletului, au fost folosită tehnologii de AR (Fig. 9).



**Fig. 8 Exoschelet cu 1 DOF pentru brațul uman**



**Fig. 9 Exoschelet vizualizat prin tehnici de AR**

Pentru a genera cuplul necesar pentru feedback-ul haptic, a fost dezvoltat un sistem haptic specializat cu 1 DOF (Fig. 10) compus din următoarele componente: brațul exoscheletic (6), sursa de alimentare 24 V curent continuu (4), un controler de poziționare Maxon, tip EPOS 70/10, (3) un motor electric fără perii Maxon, EC powermax, 200 W (1), echipat cu un reductor planetar tip GP 42 C, cu un raport de transmisie 1:50 (2). Controlerul este conectat la calculator (5) printr-o legătură serială.

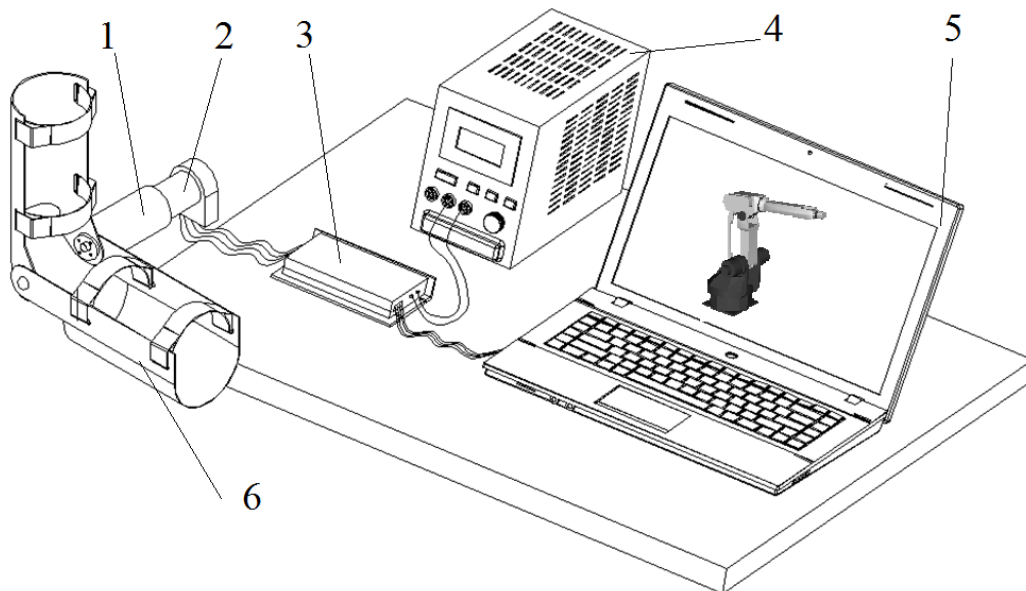


Fig. 10 Sistem de generare a feedback-ului haptic

### Calculul de feedback haptic

Orice tip de motor electric transformă energie electrică  $P_{el}$  (curent și tensiune) la puterea mecanică  $P_{mec}$  (turație și cuplu). Pierderile de energie  $P_J$  provin din frecări și efectul Joule.

$$P_{el} = P_{mec} + P_J \quad \text{Eq. 1}$$

Această ecuație poate fi scrisă într-o formă explicită după cum urmează:

$$U \cdot I = \frac{\pi}{30000} n \cdot M + R \cdot I^2 \quad \text{Eq. 2}$$

Momentul  $M$  (ce simulează forța haptică) și controlul curentului  $I$  (trimis ca referință la controlerul motorului) sunt proporționale și pot fi scrise în forma următoare:

$$I = \frac{M}{k_M \cdot i \cdot \eta} \quad \text{Eq. 3}$$

Ec. 1 poate asigura o legătură proporțională între cuplurile mecanice, necesare pentru a simula forțele haptice și controlul curentului transmis ca referință la controlerul motorului. Pentru a obține senzații realiste la nivelul operatorului, interfața trebuie să fie controlată la o frecvență de minim 1000 Hz [38].

Feedback-ul cuplului calculat la fiecare iterație și trimis la motorul electric are două componente:

(1) forța de frecare și un cuplu al articulației robotului, care nu poate fi calculată și considerată constantă;

(2) coliziunea roboților cu obiecte virtuale din spațiul de lucru, ce modifică forța și cuplul de feedback.

## Rezultate preliminare

A fost dezvoltat un prototip pentru a demonstra metodologia prezentată mai sus. Dispozitivul haptic permite utilizatorilor să interacționeze cu robotul virtual în timpul procesului de programare al robotului. În sistemul dezvoltat, a fost utilizat un model 3D virtual al robotului ABB IRR 1600 cu 6 DOF integrat într-o celulă robotizată industrială (Fig. 11). Utilizatorul poate selecta o articulație a robotului și prin utilizarea interfeței haptice dezvoltate, acesta poate modifica unghiul articulației. Pentru a putea vizualiza mediul virtual 3D, este folosit un sistem de afișare cum ar fi CAVE 3D stereoscopic.

Acțiunea de detectare a coliziunilor continue între robot și obiectul din spațiul de lucru este implementată folosind Open Dynamic Engine ([www.ode.org](http://www.ode.org)). Obiectele din mediul 3D sunt approximate de volume paralelipipedice de tip AABB, folosind structura discretizării triunghiulare. Forța de coliziune asigură că robotul virtual nu se ciocnește de celelalte obiecte din mediul de lucru, atâta timp cât utilizatorul nu aplică forțe mari, care ar putea duce la deteriorare. Direcția forței este perpendiculară pe triunghiul obținut din discretizarea suprafeței obiectului virtual, forța deplasează articulația robotului departe de suprafața exterioară a obiectului, iar magnitudinea poate fi calculată ca:

$$F_c = [k_s \cdot d(t)] \cdot \bar{n}(t) \quad \text{Eq. 4}$$

unde:  $k_s$  este coeficientul de rigiditate a forței externe,  $d(t)$  este adâncimea de penetrare măsurată ca distanța până la cel mai apropiat triunghi și  $n(t)$  este vectorul normal al triunghiului de coliziune a structurii discretizate a obiectului virtual.

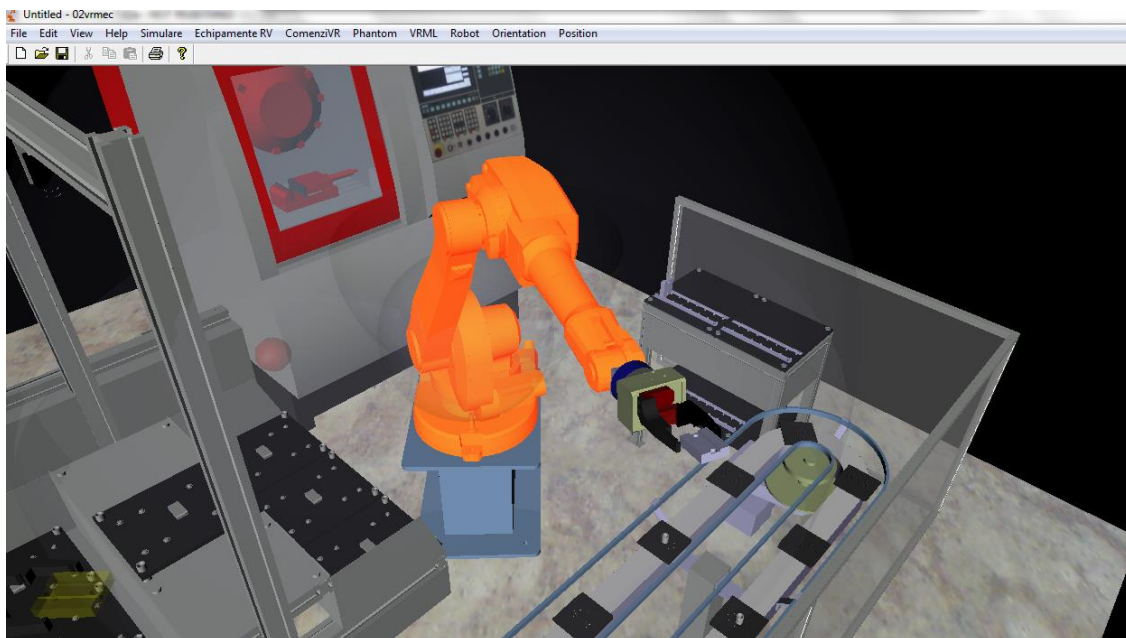


Fig. 11 Robotul ABB în mediul virtual

De la datele obținute folosind detectarea coliziunilor, forțele de contact și direcțiile acestor forțe se calculează și se trimit înapoi la programul de control al motorului. Forțele și direcțiile acestora

sunt convertite în valori ale intensității curentului și sunt trimise spre motor, în scopul de a produce nivelul fizic real al acestor forțe.

Prin utilizarea dispozitivului haptic, operatorul va poziționa robotul într-o poziție specificată, iar atunci când robotul ajunge în respectiva poziție, utilizatorul apasă un buton pentru a salva configurația robotului într-un fișier text conținut de program. Aplicația calculează, de asemenea, cuaternionul și alte date necesare pentru a scrie programul corespunzător. Pentru a fi ușor de înțeles de către controlerul robotului ABB, fișierul text generat trebuie să fie scris folosind un limbaj special numit RAPID (specific acestui tip de roboți).

În această lucrare, am prezentat o metodologie originală, care oferă un instrument promițător pentru comanda roboților industriali care operează în medii inadecvate sau prea departe de operatori.

Ținând seama de returul de forță sesizat de către operator metodologia propusă oferă oportunitatea de a crea noi proceduri de lucru, folosind teleoperarea. Noutatea acestei cercetări este utilizarea unui exoschelet individualizat pentru fiecare tip de robot și utilizarea echipamentelor comune și necostisitoare pentru a genera returul de forță. A fost dezvoltat un sistem experimental pentru a demonstra metodologia propusă. Din experimentele efectuate putem evidenția că abordarea s-a dovedit a fi un instrument serios, care oferă posibilitatea de a crea o serie cu acest tip de echipament, pentru a putea fi utilizat în mediile industriale. Un alt avantaj este ușurința creației, la care se adaugă micșorarea timpului necesar reviziilor și reprogramării.

## **1.5. Reconstrucție 3D - Mașini unelte [35]**

În prezent, există trei metode de învățare în vederea utilizării mașinilor-unelte cu comandă numerică, Prima metodă presupune învățarea directă, folosind mașini-unelte reale. Dar pentru a avea acces la o mașină reală și / sau personal tehnic cu experiență nu este o opțiune viabilă, având în vedere costurile implicate.

Cea de-a doua metodă se concentrează pe utilizarea software-ului dedicat CNC (Computer Numeric Control). Această metodă este folosită în principal pentru învățarea programării CNC, nefiind completă, deoarece îi permite doar unei persoane să se obișnuiască cu aparatul propriu-zis, să învețe procesul fizic de calibrare, să fixeze piesele de prelucrat și să atingă panoul de comandă.

A treia metodă se bazează pe o combinație a primelor două metode, prezentată în cele ce urmează. Mașinile-unelte sunt integrate într-un mediu virtual 3D interactiv și educativ, care permite accesul la o experiență de învățare completă cu privire la modul de a opera o mașină unealtă fără a fi nevoie de a avea acces la o mașină reală. Acest concept profită de recente progrese ale tehnologiei de realitate virtuală. Acest al treilea concept a fost utilizat în prezenta lucrare pentru învățarea modului de funcționare a mașinilor-unelte cu comandă numerică. Avantajul soluției prezentate este posibilitatea de a oferi o experiență de învățare completă, care integrează în mod puternic

utilizatorul cu lumile virtuale și fizice, oferind o interfață integrată a utilizatorului și care să îi permită acestuia să manipuleze direct obiectele din ambele lumi.

Obiectivul principal al acestei teme de studiu a fost de a elabora o aplicație de realitate virtuală (RV) pentru o mașină CNC. Obiectivele specifice au fost: modelarea virtuală a modelelor de mașini; dezvoltarea mediului virtual interactiv; integrarea evenimentelor pentru interacțiunea cu utilizatorul prin intermediul tastaturii; modelarea unei animații cu procesul de tăiere realizat de CNC. Primul pas a constat în crearea modelelor 3D ale mașinilor-unelte. După aceea, modelele 3D au fost integrate în software-ul de realitate virtuală dedicată, care permite interacțiunea cu mașina virtuală prin intermediul tastaturii sau a butoanelor virtuale. Rezultatul a fost o mașină virtuală funcțională ce permite învățarea comenzilor de bază ale unei mașini NC și de programare CNC.

În literatura de specialitate există mai multe abordări ale acestui subiect. Simulatoarele virtuale sunt concepute pentru o varietate de domenii: formare în chirurgie, testare de îmbrăcăminte, în automatizare [65], conducerea unor mașini [68] sau conducerea unor vehicule industriale - excavatoare [142], pentru formarea în mentenanță [68], formarea în mașini-unelte [98], [141], [166], [167], procese de fabricație [92], [130] sau accidente în procesele industriale [126], aplicații în construcții de tuneluri [95]. Pentru formarea de echipamente industriale sunt prezentate simulatoare care pot fi efectuate într-o interacțiune față-în-față sau pentru programarea de la distanță prin roboți sau mașini-unelte cu CNC prin Web [41].

De asemenea, pentru pregătirea personalului în aplicații industriale, se pot utiliza și tehnologiile Realității Augmentate (RA), în care se suprapun informații legate de imaginile din lumea reală cu cele din mediul virtual [50]. Aceste simulatoare folosesc în mare parte un mediu virtual 3D interactiv și utilizează diverse echipamente RV de interacțiune (mănuși RV și senzori de urmărire a mișcării). Percepția vizuală poate fi realizată cu ajutorul unor ecrane de calculator, ecrane montate pe cap (HMD) sau sisteme avansate de vizualizare de tip CAVE. Avantajul folosirii echipamentelor de interacțiune RV este posibilitatea de a mări senzația de imersie și prezență în mediul virtual. Dar costul ridicat al acestor echipamente limitează utilizarea acestor tehnologii la procesul de învățare în licee și universități. În cadrul studiului prezentat este prezentată o abordare bazată pe utilizarea dispozitivelor comune de interacțiune pe calculator pentru elaborarea unui mediu virtual 3D de învățare interactivă.

Procesul de elaborare a mediului virtual a constat în:

- I. modelarea 3D a mașinilor-unelte CNC (cu ajutorul mediului de proiectare CATIA), Mașina a fost divizată în componente, apoi toate acestea au fost îmbinate într-un singur ansamblu 3D. S-au obținut mai multe medii virtuale prin exportarea de ansambluri din CATIA într-un format generic în limbajul de programare de realitate virtuală (VRML). A fost necesară centralizarea tuturor fișierelor VRML pentru a obține mașini-unelte CNC în mediul virtual.



- II. dezvoltarea de coduri de programare pentru interacționarea cu mașina virtuală. După modelarea structurii 3D folosind CATIA, mediul virtual a fost elaborat folosind software-ul de RV și RA Instant Reality ([www.instantreality.org](http://www.instantreality.org)).

Trebuie remarcat faptul că inclusiv panoul de control este conceput ca un ansamblu de mai multe componente (butoane, afișaj, potențiometre) care pot reacționa independent la interacțiunea cu utilizatorul. Fig. 12 prezintă o comparație între modelul real și virtual (mașină proiectată în CATIA). Se poate observa că mediul virtual are unele neajunsuri, dar conține principalele elemente ale mașinii reale: carcasă, menghină, cap revolver, panou de control, buton de pornire / oprire, ușă.

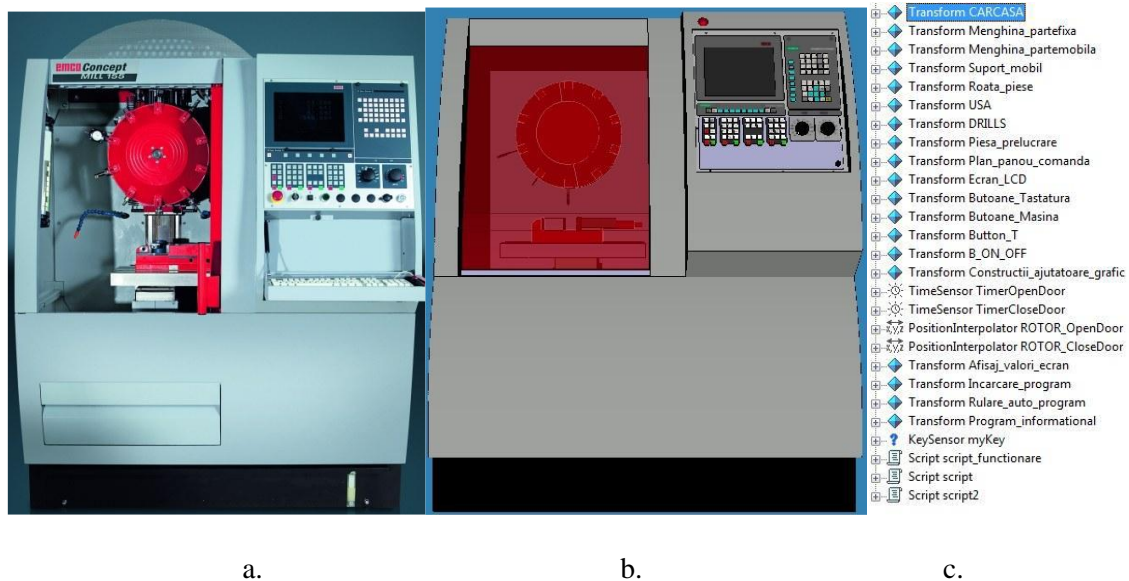


Fig. 12 Mașină unealtă CNC tip EMCO MILL 155 (a. Real, b. Virtual, c. structura VRML)

Întregul ansamblu al mașinii-unealtă CNC este controlat în totalitate de la panoul de control, astfel încât utilizatorul poate interacționa numai cu aceste componente și alte câteva butoane. Problema principală este crearea conexiunilor dintre butoanele corespunzătoare celor de la panoul de control (funcții de activare, pornirea mașinii) și părțile mecanice ale mașinii (modificarea poziției piesei în lucru). Aceste evenimente de interacțiune au fost implementate cu ajutorul VRML în noduri de rutare și funcții personalizate JavaScript.

Scopul principal al sistemului elaborat este de a oferi un mediu interactiv, care permite utilizatorului să învețe elementele cheie ale mașinii CNC EMCO MIL 155 și modul de utilizare al acesteia prin definirea funcționalității tuturor butoanelor de pe interfața de control.

Studiul experimental al utilizării mediului virtual elaborat a evidențiat o creștere a interesului educațional și al eficienței în învățare, însă nu ar fi posibilă eliminarea completă al unui instructor în procesul de învățare. În plus, acesta este un sistem de formare sigur și ieftin, pentru că nu necesită utilizarea mașinii reale. Ușurința programului, precum și modulul de formare face acest program ușor de înțeles și de folosit de către studenți.

Cu toate că acest mediu virtual de formare prezintă doar elementele necesare pentru operațiuni minime, acesta este punctul de plecare pentru studenții care doresc să învețe cum să opereze o

mașină CNC, datorită unui sistem informatic bogat capabil de a informa utilizatorul cu privire la toate componentele mașinii și modul în care funcționează aparatul CNC. Arhitectura programului bazat pe aplicația software Instant Reality ([www.instantreality.org](http://www.instantreality.org)) permite îmbunătățirea funcționalităților de interacțiune a sistemului de formare prin utilizarea unui joystick sau a unor mănuși VR, împreună cu vizualizarea 3D stereoscopică, crescând astfel nivelul de detaliere perceput de către utilizator. De asemenea, multe alte caracteristici suplimentare față de cele prezentate până acum pot fi puse în aplicare, cum ar fi: un modul pentru scrierea programelor mașinii folosind limbajul de programare ISO; simularea funcționalității complete a ecranului mașinii; poziționarea manuală a piesei de lucru; adăugarea unui număr mai mare de instrumente; punerea în aplicare al unei simulări de mișcare a elementelor mobile; un modul de comunicație serială cu aparatul CNC propriu-zis.

În concluzie, sistemul de instruire în mediul virtual elaborat este un excelent punct de plecare pentru învăța modul de operare al mașinilor-unelte CNC. În viitor, această aplicație ar putea fi utilizată ca model pentru dezvoltarea unor sisteme mai complexe, capabile să simuleze orice funcționalitate a mașinii MILL 155 ECMO și chiar utilizarea programului WinNc Sinumerik, în scopul de a asigura comunicarea în două sensuri între mașina virtuală și cea reală.

## Concluzii

Recent, prototiparea virtuală bazată pe CAD/ CAE și Realitatea Virtuală (RV) a fost propusă ca o interfață îmbunătățită pentru predarea sistemelor dinamice studenților la inginerie mecanică [35], [52], [74], [221]. Prin utilizarea sistemelor haptice, rezultatele numerice ale simulărilor și al testelor pot fi transformate în forțe pe care utilizatorul le poate percepe. În acest fel, diagramele și graficele pot fi înlocuite cu experiența reală a unui dispozitiv de comutare virtuală care reproduce forța de feedback care ar caracteriza omologul real, cu un grad ridicat de fidelitate [55]. Dezavantajul utilizării tehnologiilor de RV pentru predare este de gradul ridicat de complexitate și costurile ridicate.

Realitatea Augmentată (RA) este o direcție relativ nouă de cercetare, care permite crearea unui spațiu virtual interactiv încorporat în mediul real. Spre deosebire de sistemele de Realitate Virtuală, în care utilizatorii sunt complet imersați în mediul virtual, utilizatorii de RA pot vedea obiectele virtuale și lumea reală coexistând în același spațiu (colocalizat) [195]. Acesta este obiectivul RA, de a completa realitatea, mai degrabă decât să o înlocuiască complet ca în aplicațiile RV convenționale [12].

Tehnologia RA furnizează informații utile despre mediul înconjurător, îmbunătățirea percepției informației spațiale și interacțiunea cu lumea reală. Tehnologiile RA sunt acum utilizate în diverse domenii de aplicare, cum ar fi medicina, industrie, în armată, educație și divertisment [12]. În învățământul superior sunt puține materiale didactice bazate pe RA, aproape toate fiind dezvoltate în cadrul educației în inginerie [101], [128].



## 2. RECONSTRUCȚIA VIRTUALĂ ȘI URMĂRIREA MIȘCĂRII ÎN ROBOTICA MEDICALĂ<sup>2</sup>

### 2.1. Brahiterapia robotizată

În ultimele decenii, chirurgia minim invazivă, cum ar fi laparoscopia, a adus beneficii importante în procedurile chirurgicale, cum ar fi: îmbunătățirea vizualizării, reducerea durerii, a pierderii de sânge, fiind superioară față de o intervenție chirurgicală deschisă. Pe de altă parte, au fost identificate și limitări: o curbă de învățare abruptă, oboseală chirurgicală și o durată prelungită a intervenției chirurgicale din cauza dificultății tehnice, motiv pentru care mulți chirurghi preferă să continue cu o intervenție chirurgicală deschisă.

Chirurgia robotică a apărut ca o soluție la această dilemă. Avantajele obținute prin utilizarea tehnologiei robotizate au fost mai bine fructificate și reflectate în rezultate mai bune pentru pacienți. Roboții au depășit capacitățile umane în anumite aspecte, cum ar fi mai multe grade de libertate în mișcare [70].

În aceste condiții, apariția procedurii brahiterapiei robotizate este privită ca un progres în creșterea calității procesului de asistență medicală.

În prezent, procedura brahiterapiei este aplicată numai manual de chirurghi, folosind echipamente speciale și necesitând o pregătire pre-operatorie laborioasă. Cel mai frecvent caz este tratamentul pentru cancerul de prostată. Pregătirea intervenției chirurgicale implică estimarea mărimii tumorii, localizarea sa prin metode imagistice neinvazive și stabilirea unei distribuții de semințe radioactive. Introducerea semințelor radioactive în tumoră se face manual de către chirurg folosind ace și un șablon de ghidare cu găuri dispuse într-o matrice, pe baza planului pre-operator și verificată cu sisteme bazate pe ultrasunete.

Un al doilea obiectiv major în acest studiu se referă la returnul de forță (return haptic). În literatura de specialitate există referințe cu privire la astfel de echipamente, inclusiv în chirurgia robotică. Feedback-ul haptic poate fi aplicat în diverse cazuri în chirurgie, fiind capabil să înlocuiască dispozitivele de comandă și de manipulare, cum ar fi teleoperatori, forcepsul [11], [16] sau controlul forței de prelevare țesut cu acele de biopsie [103].

Sistemele haptice presupun utilizarea unei tehnologii care reconstituie simțul tactil prin aplicarea forțelor, vibrațiilor sau mișcărilor utilizatorului, constând din elemente de acționare liniare sau rotative (care creează deplasări) sau elemente vibratoare (care creează vibrații). Acele forțe, deplasări și vibrații sunt controlate de un program încorporat și integrat în interfețele utilizator și

---

<sup>2</sup> Capitolul prezintă unele rezultate obținute ca urmare a participării autorului, ca responsabil partener, în proiectul de cercetare CHANCE - Brahiterapia asistată robotic, o abordare inovativă în terapia cancerelor inoperabile, 2012-2016, PCCA Tip 2, UEFISCDI, Nr.:173/2012 (coordonator UT Cluj). Lucrările care au stat la baza acestei secțiuni sunt prezentate în cap. Bibliografie: [32], [69], [73], [76].

aplicațiile dispozitivelor. Comparativ cu alte aplicații de pre-planificare (Fig. 13) pentru inserția robotizată a acului prezentate în [32], [54], [162] noutatea acestei abordări o reprezintă posibilitatea de a utiliza un dispozitiv haptic pentru a stabili traiectorii pentru acele de brahiterapie care să evite zone anatomice critice.

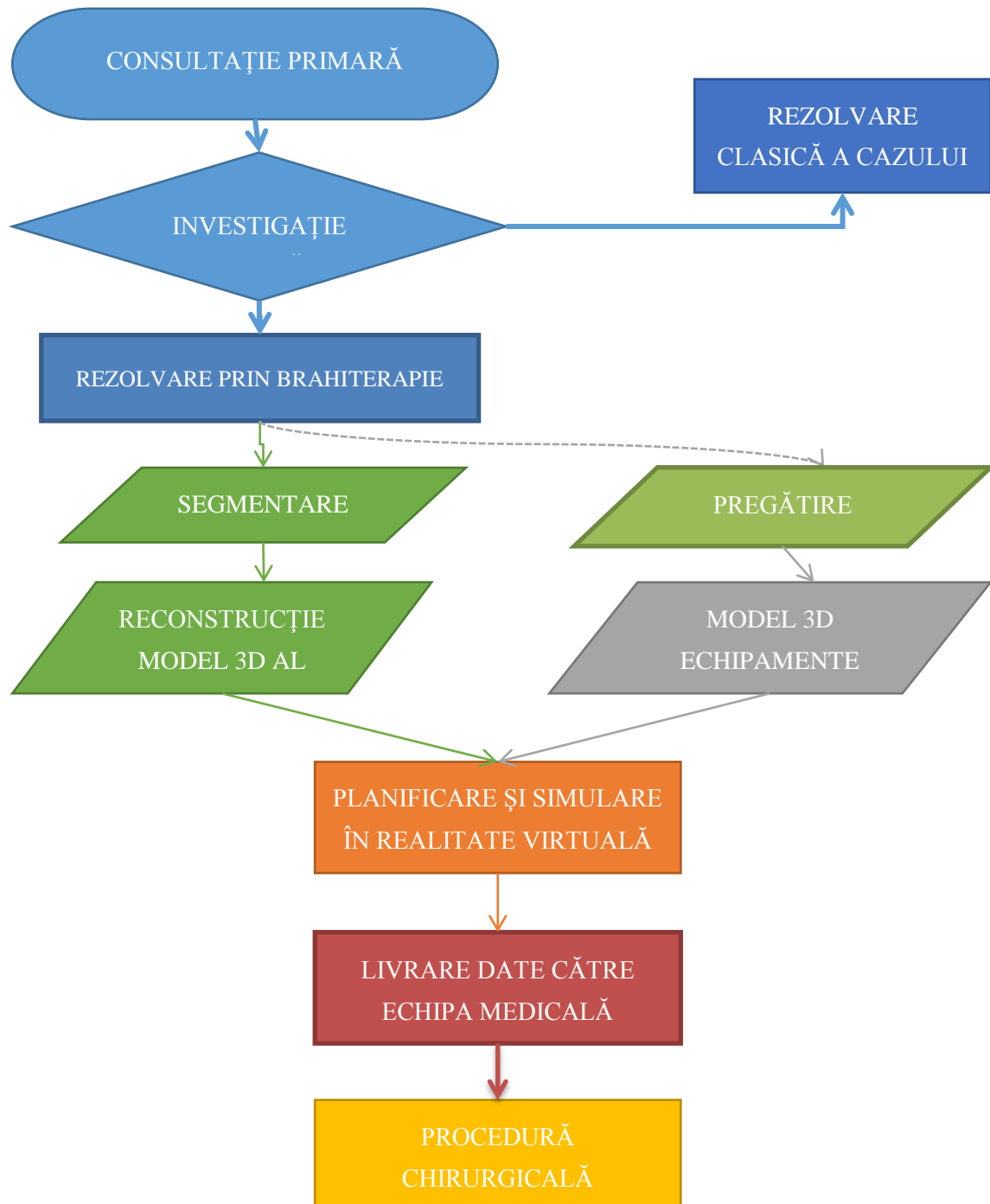


Fig. 13 Algoritm de lucru în procedura de brahiterapie robotizată

## 2.2. Reconstrucția virtuală 3D a corpului uman [32]

### Modelul virtual 3D reconstruit pentru cazuri particulare de pacienți.

Datele de intrare sunt constituite din reconstrucția 3D a corpului pacientului, folosind fișiere DICOM standard obținute prin tomografia computerizată (CT). Folosind modelul reconstruit 3D al pacientului, integrat într-un mediu virtual, putem simula procedura de brahiterapie, prin stabilirea traiectoriei acelor.

DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) este un standard utilizat pentru manipularea, depozitarea, tipărirea și transmiterea informațiilor în imagistica medicală. Acesta include un format de fișier și un protocol de comunicații în rețea. Protocolul de comunicare între sisteme se bazează pe standardul TCP / IP.

În practică, imaginile obținute folosind slice-uri (felii) CT sunt analizate în mod independent sau utilizând anumite software-uri specializate și se convertesc imagini 2D în modele 3D.

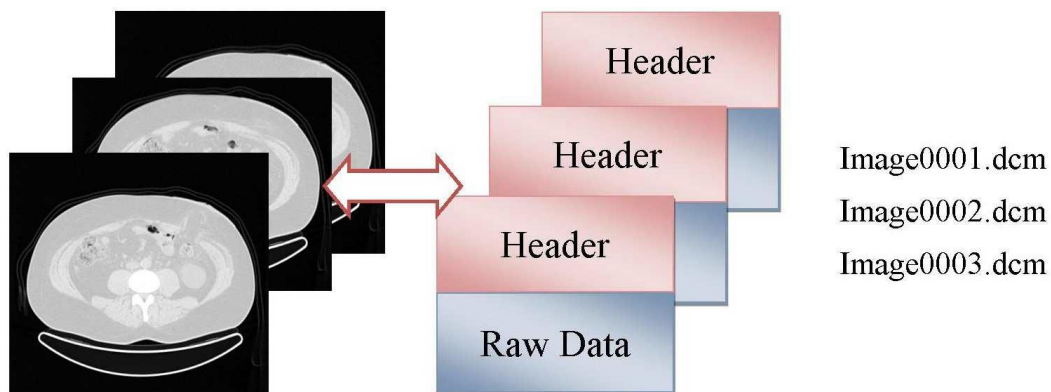


Fig. 14 Date obținute prin metoda CT

Imaginile obținute (Fig. 14), cu ajutorul unui software dedicat sunt suficient de exacte și foarte aproape de realitate pentru a fi utilizate de către medici în procedurile de investigație și / sau pregătire chirurgicală. Pentru aplicațiile care necesită o transformare a imaginilor 2D (CT) în modele 3D, folosim tehnica de segmentare (separarea și etichetarea imaginilor structurilor anatomice, salvându-le în straturi diferite) (Fig. 15).

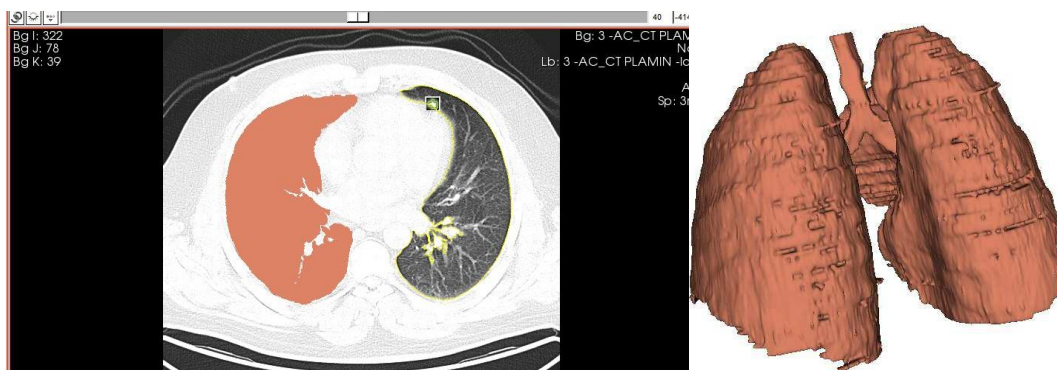


Fig. 15 Segmentarea imaginilor CT și reconstrucția corpurilor 3D

Au fost identificate următoarele aplicații software capabile să reconstruiască modelul 3D al corpului uman pornind de la tipul de fișier DICOM, folosind tehnologia de segmentare: 3D Doctor, 3D Slicer, Amira, Image-Pro Plus 3D, Brain Voyager, etdips, FiAlign, FiRender, FreeSurfer, GE – Advantage 4D, Imaris, Imod, MRVision, Voxar 3D Workstation, Stradx, SurfDriver, SliceOmatic, Voxel-Man, Siemens – 3D Virtuoso.

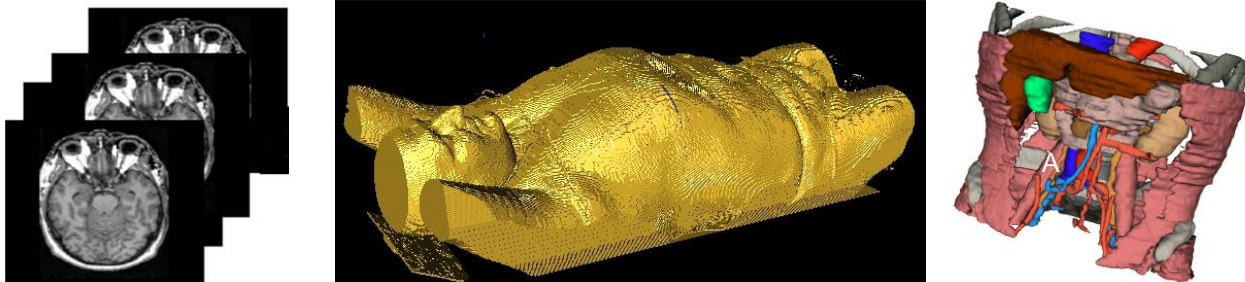


Fig. 16 Modele 3D obținute prin metoda segmentării imaginilor CT

În ceea ce privește rezultatele raportate la cost și calitate, una dintre aplicațiile cele mai convenabile este 3D Slicer. Rezultatele obținute prin utilizarea procedurii de segmentare vor fi obiecte individuale 3D, constând dintr-o serie de suprafețe discretizate în formatul neutru al fișierului 3D \*.wrl (VRML - Virtual Reality Modeling Language). Un model obținut prin această tehnică este prezentată în figura următoare (Fig. 16).

### 2.3. Planificarea în mediul virtual a traiectoriei acelor de brahiterapie [32]

Roboții chirurgicali, inclusiv cei destinați procedurii de brahiterapie, necesită o înregistrare preoperatorie înainte de a fi utilizați pentru procedurile de plasare a acului. Înregistrarea imaginii este procesul de transformare a imaginilor achiziționate la diferite momente de timp sau cu diferite modalități de formare a imaginii, în același sistem de coordonate.

Utilizând un mediu virtual pentru programarea traiectoriilor acelor, se propune procedură mai sigură pentru brahiterapia robotizată, prin evitarea structurilor vitale și furnizarea unei inserări eficiente a semințelor radioactive.

În această lucrare se propune o metodologie bazată pe tehnologii de realitate virtuală (VR), care pot fi folosite pentru a genera și a optimiza traiectoria acului în etapa de planificare a procedurii de brahiterapie robotizată.

#### Introducere

În pre-planificarea procedurii de brahiterapie, utilizată pentru tratarea cancerului, un aspect important este acela de a identifica o metodă de abordare optimă pentru alegerea traiectoriei între

toate posibilele traiectorii ale acelor, stabilite din punct de vedere geometric, pentru a se evita străpungerea organelor vitale (oase, vase de sânge majore și organe interne).

Luând în considerare rigiditatea și precizia ridicată a brațelor robotizate, comparativ cu mâinile umane, sistemele robotizate permit evitarea obstacolelor și ajustarea în mod semnificativ a poziției și orientării acului înainte de a penetra țesutul canceros, iar ca atare, aceste caracteristici îmbunătățesc accesul la tumori canceroase.

Recent, mai multe grupuri de cercetare au dezvoltat cercetări în domeniul sistemelor robotizate pentru efectuarea procedurii de brahiterapie [78], [93], [161], [179], [201], [202], [203], care permit o mai bună manevrabilitate și flexibilitate pentru poziționarea acelor în orice direcție. Traiectoriile sistemelor robotizate sunt efectuate intraoperator cu ajutorul unor sisteme senzoriale (de exemplu, aparat de fotografiat digital de mici dimensiuni, montat în dispozitive specializate.) [201], [202], [203], [228].

O nouă abordare în ceea ce privește poziționarea acelor în procedura brahiterapiei este prezentată în [228] unde direcțiile acelor nu sunt paralele. O altă abordare este găsită în [84], unde se utilizează un robot paralel reconfigurabil ghidat prin metode imagistice de tip rezonanță magnetică (RMN) pentru operațiunile de neurochirurgie și intervenție chirurgicale în brahiterapia de prostată. În [48] este prezentat un alt tip de robot utilizat în procedura de brahiterapie, care poate efectua o acțiune bazată pe planificarea pre-operatorie folosind imagini standard de tip DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine).

În cercetările anterioare, tehnologiile RV au fost utilizate pentru învățarea procedurii de brahiterapie prin simulare haptică [78], [85], [88] și pentru a simula poziționarea acelor necesare pentru procedura de brahiterapie manuală [97], [134], [184], [218], [220]. Noutatea acestei cercetări este utilizarea tehnologiei RV pentru a defini traiectorii preoperatorii pentru sistemul robotizat propus. Bazat pe o tehnologie de ultimă oră elaborată de autori, o astfel de abordare nu este prezentată în cercetările anterioare.

### **Metodologia propusă**

În principiu, metodologia propusă pentru planificarea procedurii brahiterapiei robotizate într-un mediu virtual 3D ar putea fi formulat în vederea respectării etapelor prezentate în continuare.

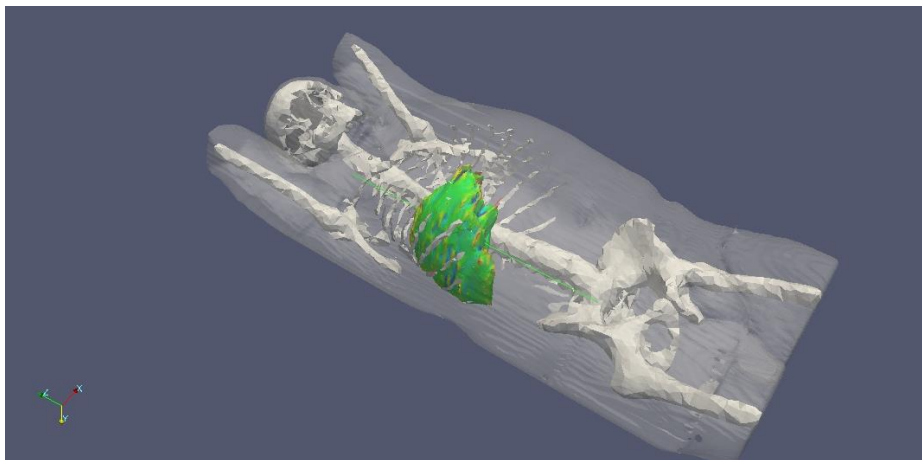
Modelarea mediului virtual 3D utilizat pentru procedura de brahiterapie robotizată. În scopul de a spori realismul procedurii brahiterapiei robotizate virtuale, a fost modelată o sală virtuală de operații care conține echipamente chirurgicale medicale clasice (pense, bisturiu, masă de operație, lampă de iluminat, perfuzie, suport, pat și așa mai departe), un set de echipament folosit pentru brahiterapie (ace și grila de sprijin) și avatarul unui pacient (Fig. 17).



**Fig. 17 Sala de operație reconstituită în mediul virtual**

Mediul virtual a fost de asemenea folosit pentru a defini poziția relativă dintre robot și pacient. Pentru reprezentarea mediului 3D a fost folosit standardul ISO VRML 2.0 (Virtual Reality Modeling Language). Geometria modelelor este realizată folosind nodul IndexedFaceSet și este compus dintr-un număr de vertexuri și triunghiuri.

Modelarea 3D a pacientului (Fig. 18). Rezultatul etapei de reconstrucție 3D, folosind imagini CT ale pacientului, va fi un model geometric 3D (tip VRML). Pentru a putea utiliza acest model în vederea optimizării traiectoriei acului este absolut necesară procesarea informațiilor cu privire la geometria modelului discretizat pentru a îmbunătăți calitatea acesteia, definiția informațiilor topologice și extragerea datelor necesare pentru detectarea coliziunilor.



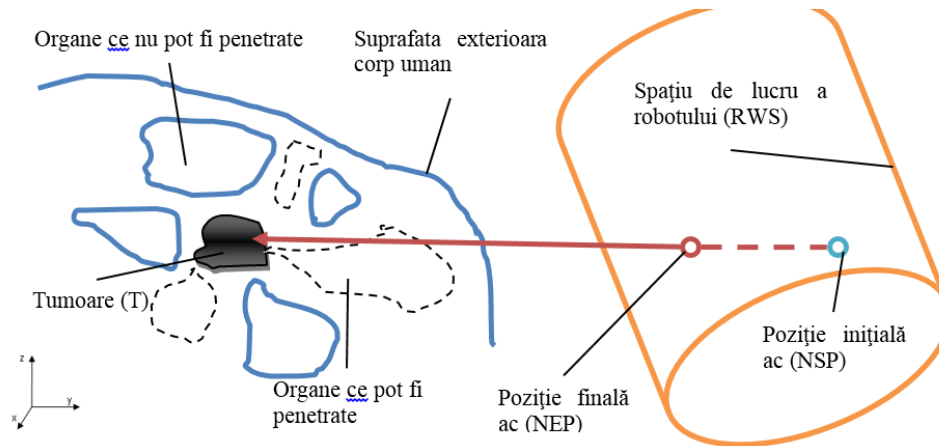
**Fig. 18 Modelul 3D al zonei ficatului obținut din imaginile CT**

Pentru a îmbunătăți performanța de detectare a coliziunilor, dimensiunea specifică modelului 3D a pacientului (fețe / noduri) obținută inițial în etapa anterioară trebuie să fie redusă menținând în



același timp parametrii geometrici. De asemenea, calitatea modelului discretizat 3D generat trebuie să fie ridicată și validată. Pentru procesarea modelului geometric, poate fi utilizată biblioteca cu acces liber Meshlab (<http://meshlab.sourceforge.net>).

Generarea unei traiectorii a acului pentru procedura de brahiterapie robotizată. Analiza traiectoriei acului pentru brahiterapie va fi realizată folosind aplicații software de realitate virtuală, care va permite detectarea coliziunii dintre ac și organele interne.



**Fig. 19 Traiectoria acului de brahiterapie**

În Fig. 19 este prezentată o analiză a traiectoriei acului pentru brahiterapie. Problema principală este de a găsi un segment de dreaptă care pornește dintr-un punct al spațiului de lucru al robotului (RWS) și se termină în punctul țintă (o sămânță introdusă în tumora (T)), ținând seama de faptul că traiectoria acului nu intersectează organe vitale.

Se consideră următoarele puncte:

- punctul țintă al seminței în tumoare -  $P_1$ ;
- poziția finală a acului (PFN) -  $P_3$ ;
- poziția inițială a acului (NSP) -  $P_2$ .

Între punctele  $P_1$  ( $\bar{r}_1$ ) și  $P_2$  ( $\bar{r}_2$ ), este necesară trasarea unui segment de dreaptă, definit printr-o funcție  $d: T \rightarrow RWS$ . Relația pentru acest segment de dreaptă este (Eq.7)

$$\mathbf{d}: (\bar{\mathbf{r}} - \bar{\mathbf{r}}_1) \times (\mathbf{r}_2 - \mathbf{r}_1) = \mathbf{0} \quad \text{Eq. 5}$$

În plus, este necesară verificarea următoarelor condiții:

- coordonatele punctului  $P_3$  trebuie să verifice ecuația (Eq.7).;
- coordonatele  $P_1$  trebuie să fie plasate în vol. T;
- coordonatele  $P_2$  și  $P_3$  trebuie să fie plasate în volumul RWS;
- limitarea lungimii acelor și deplasarea lor (nu sunt discutate în această lucrare).

Pentru a detecta coliziune cu organele interne, este realizat un algoritm de detectare a razei de coliziune, cu o rază definită de vectorul  $d$ . Algoritmul de calcul propus generează rezultate privind



nodul intersectat, normala la punctul de intersecție și punctul de intersecție în sistemul local de coordonate al formei vizate.

În cazul în care este detectată o coliziune cu un organ vital, un nou set de coordonate sunt alocate pentru punctul  $P_2$ . Aplicația elaborată este reiterată, până când se obțin traiectoriile necesare.

Aplicațiile software RV utilizate sunt: BS Contact (<http://www.bitmanagement.com/products/interactive-3d-clients/bs-contact>) pentru vizualizarea mediului virtual VRML și detectarea razei de coliziune, Matlab (<http://www.mathworks.com/products/matlab/>) pentru operațiuni specifice și matematice, limbaj de programare C ++ pentru dezvoltarea de External Authoring Interface.

În acest capitol a fost prezentată o metodologie originală, care oferă un instrument promițător pentru identificarea traiectoriilor acelor utilizate în brahiterapia robotizată. Metodologia propusă oferă posibilitatea de a crea planuri preoperatorii specifice fiecărui pacient.

Noutatea acestei cercetari este utilizarea tehnologiei Virtual Reality (VR) pentru a defini traiectorii preoperatorii pentru sistemul robotizat propus. Această abordare oferă un grad de siguranță mai sporit al plasării acelor. Pentru a demonstra metodologia propusă a fost dezvoltat un sistem prototipal RV (Fig. 20).

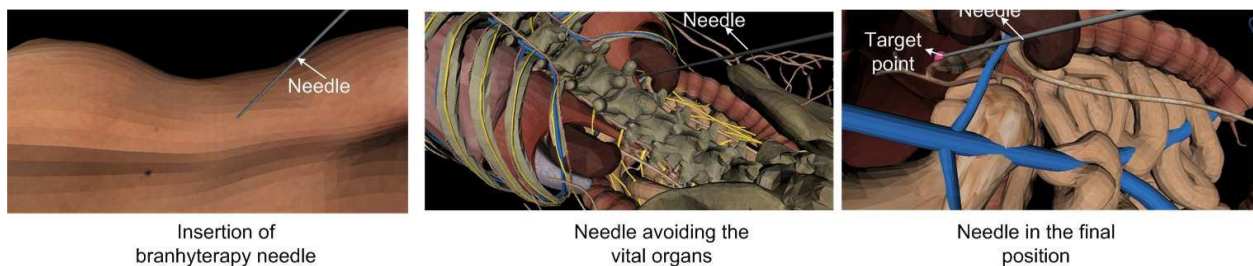


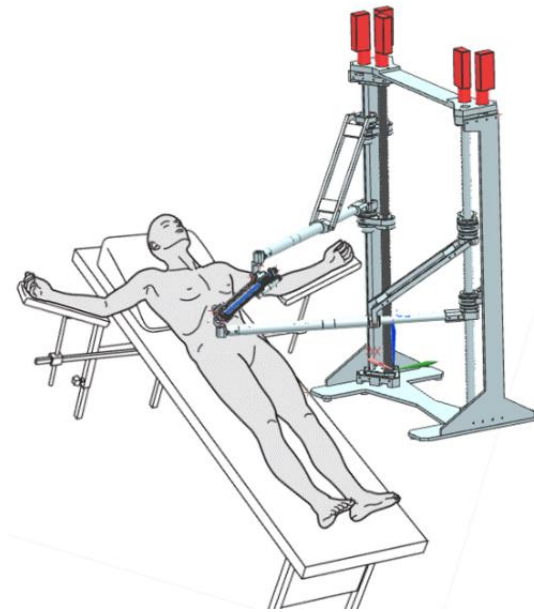
Fig. 20 Sistem de RV dezvoltat

În imaginea de mai sus se poate observa acul care ajunge la punctul țintă al tumorii, evitând penetrarea organelor vitale, vaselor de sânge și al nervilor. Din experimentele efectuate, se poate evidenția faptul că abordarea s-a dovedit a fi un instrument puternic ce oferă posibilitatea de planifica în avans de traiectoria acelor utilizate în brahiterapie pentru scenarii specifice fiecărui pacient. Alte avantaje se referă la simplitatea inovației, o revizuire și analiză mai rapidă a traiectoriei acelor destinate brahiterapiei robotizate.

## 2.4. Robotul utilizat în procedura de brahiterapie [73]

În scopul de a crește acuratețea și calitatea procedurii brahiterapiei, a fost propusă utilizarea unui robot paralel dedicat, dezvoltat la Universitatea Tehnică din Cluj Napoca, în cadrul proiectului CHANCE, numit Para-Brachyrob [160]. Acest robot este montat în sala de operație, aproape de masa cu pacientul (Fig. 21). Traiectoriile brațului efector al robotului, care permit orientarea acelor în tumoare, sunt programate pentru fiecare pacient în parte, pe baza următoarelor informații:

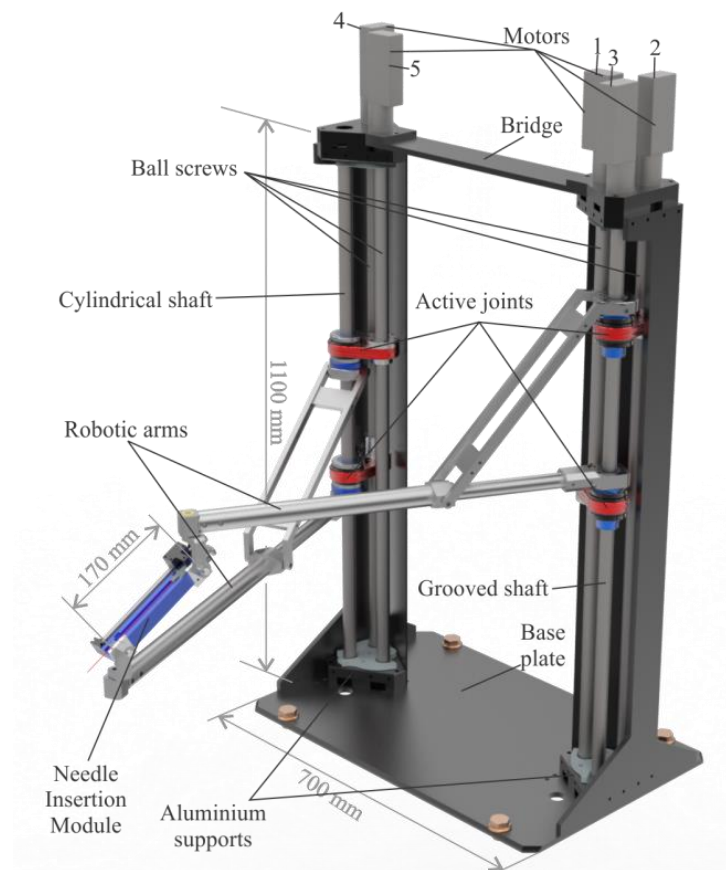
modelul geometric al pacientului și poziția sa de pe masa de operație; modelul geometric și localizarea tumorii; informații despre acele utilizate în brahiterapie (lungime și circumferință).



**Fig. 21** Poziționarea robotului față de pacient

Înainte de procedura de brahiterapie, fiecare pacient va fi scanat cu ajutorul tehnicii computerului tomograf (CT). Bazat pe imagini 2D, un specialist în imagistică va reconstrui modelul 3D al zonei de tratament a pacientului la o scară 1: 1. Modelul virtual 3D reconstruit va evidenția forma și poziția tumorii, care este ținta procedurii. Medicul și asistentul său vor stabili planul de distribuție a semințelor radioactive care vor fi introduse în tumoare. Folosind acest plan, robotul va fi programat să execute orientarea acelor astfel încât să permită distribuția semințelor radioactive, evitând să penetreze zonele anatomiche critice, periculoase. Informațiile legate de zonele anatomiche critice sunt asigurate de echipa medicală.

Robotul paralel Para-BrachyRob pentru ghidarea acului în BT, dezvoltat la centrul de cercetare CESTER UTCj, ilustrat în Fig. 22, a fost prezentat în [159], [160], diferența constând dintr-un mecanism redundant cu 1-DOF adițional, dedicat pentru inserarea acului (modulul de comandă al acului de inserție). Para-Brachyrob este un robot paralel având 5-DOF și două module: primul are 3-DOF și 3 articulații active, reprezentat de motoarele 1 (cuple active de rotație), 2 și 3 (cuple active de translație), în timp ce al doilea are 3-DOF și 2 articulații active, reprezentate de motoarele 4 și 5 (cuple active de rotație, cupla de rotație din jurul axului cilindric fiind pasivă). Cele două module sunt interconectate cu două articulații cardanice pasive. Ambele articulații cardanice au primul ax de rotație în jurul axei Z (vertical), iar al doilea perpendicular pe acesta. Modulul de inserție a acului (Needle Insertion Module) leagă cele două articulații cardanice și permite inserarea acului BT între punctul de inserție în corpul pacientului și punctul țintă, în interiorul tumorii. În timpul introducerii acului, toate celelalte cinci elemente de acționare sunt blocate (fixe). Pe lângă cele două articulații cardanice pasive, robotul are, de asemenea, șase articulații de revoluție pasive și două articulații prismatice pasive.

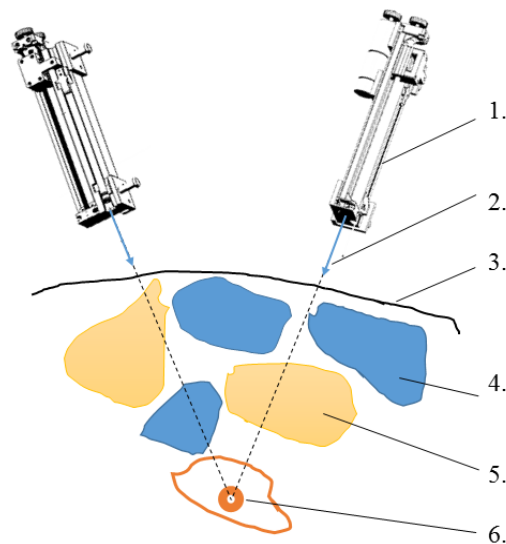


**Fig. 22 Robotul paralel Para-BrachyRob**

O structură de aluminiu a fost concepută pentru a sprijini elementele constitutive ale robotului. O placă montată pe baza echipamentului CT a fost folosită ca o platformă pe care sunt susținute șuruburile cu bile și cei doi arbori (cu caneluri și cel cilindric), în timp ce principalele 5 articulații active (motoare) sunt fixate la capătul superior al acestui cadru (v. Fig. 22). Mișcările modului de inserție a acului vor fi obținute prin rotirea șuruburilor cu bile sau prin arborele cu caneluri fixat de rulmenții conectați la cadrul fix. Cuplele de rotație pasive sunt proiectate cu bușe de frecare din plastic pentru atenuarea eventualelor vibrații și îmbunătățirea preciziei de poziționare și orientare.

## 2.5. Planificarea virtuală a traiectoriilor robotului BT [73]

Stabilirea traiectoriei robotului în brahiterapie poate fi realizată în mod manual sau automat. S-au înregistrat progrese semnificative în cercetare privind metodele de planificare automată, dar aceste metode pot eșua în cazuri anatomice complexe (de exemplu, pentru o tumoră la ficat). Prin urmare, activitatea s-a concentrat pe elaborarea și evaluarea unei metode de planificare într-un mod interactiv și intuitiv cu privire la robotul BT folosind o abordare manuală. Pentru a evita zonele de risc, aplicația ar trebui să furnizeze utilizatorului unele sugestii pentru a sprijini manipularea acului. Acest lucru este util mai ales într-un mediu virtual complex.



**Fig. 23 Traiectoriile acelor de brahiterapie robotizate**

În Fig. 23 sunt prezentate două traiectorii ale acelor de brahiterapie robotizate. Robotul de BT, care are un element efector cu mișcare de de translație (1), va insera acul (2), care trece prin pielea pacientului (3), urmând un traseu stabilit anterior. Principala problemă pentru programarea robotului BT este de a găsi un segment liniar, care pornește dintr-un punct în spațiul de lucru al robotului și se termină în punctul țintă - tumora (6), luând în considerare faptul că acul nu intersectează organele vitale (4), dar poate intersecta alte organe (5). În Fig. 23 este prezentat procesul de identificare a traiectoriilor acelor de brahiterapie. Considerăm posibilitatea utilizării unui număr mare de puncte de pornire  $I(t)$  situate pe suprafața exterioară a corpului uman (pe piele), dar destinația este un singur punct (T), situat în tumoră. Sarcina este de a găsi o traiectorie care nu intersectează organele ce nu pot fi perforate, cum ar fi vasele de sânge sau oasele.



**Fig. 24 Dispozitiv haptic Force Dimension Omega 3 DOF**

Studii recente privind interacțiunea dintre om și robot (Human Robot Interaction - HRI) a demonstrat că nu există o interfață de intrare standard care poate fi folosită pentru toate aplicațiile. Interfața trebuie să fie adaptată, luând în considerare sarcina care va fi completată de către robot. În cercetarea de față am evaluat diferite dispozitive de intrare 3D și moduri de utilizare, fiind astfel elaborat un cadru de aplicație software, care permite definirea traiectoriilor de ac într-un mediu

virtual 3D folosind două metode de intrare: (i) o interfață standard WIMP (Window Icon Menu Pointer) și (ii) un dispozitiv haptic Force Dimension Omega 3 DOF (Fig. 24). În procesul de planificare virtuală, utilizatorii pot manipula dispozitivul haptic Omega pentru a defini traiectorii ale acului, evitând zonele cu risc ridicat. Pe parcursul simulării haptice, modelul de detectare a coliziunilor verifică în mod continuu, dacă vârful acului poate interacționa cu zone cu risc ridicat. Detectarea coliziunilor continuă între vârful acului și modelul virtual 3D a fost bazat pe biblioteca CHAI 3D ([www.chai3d.org](http://www.chai3d.org)). Vârful acului a fost aproximat cu o sferă, iar geometria componentelor cu volume paralelipipedice (AABB). Organele cu risc ridicat, care nu pot fi penetrate de ace, au fost reprezentate sub formă de componente cu rigiditate sporită. În timpul planificării traiectoriilor acelor, forțele de reacție sunt calculate pentru a conduce vârful acului în afara zonelor de risc, iar pozițiile vârfului sunt actualizate permanent pentru a actualiza reprezentarea grafică. Forța de reacțiune se calculează conform Eq.8:

$$\mathbf{F}_r = [\mathbf{k}_s \cdot \mathbf{d}(t)] \cdot \bar{\mathbf{n}}(t) \quad \text{Eq. 6}$$

unde  $F_r$  - forță de reacțiune,  $k_s$ - coeficientul de elasticitate al organului penetrat,  $d(t)$  - adâncimea de penetrare măsurată ca distanța până la cel mai apropiat triunghi,  $n(t)$  - vectorul normal al triunghiului de coliziune cu structura modelului triunghiular 3D discretizat. Când distanța dintre vârful acului și punctul țintă T este mai mică decât un anumit prag, o forță haptică de atracție este aplicată și traiectoria este salvată într-un fișier text. Forța de atracție haptică se calculează conform Eq. 9:

$$\mathbf{F}_a = [\mathbf{k}_a \cdot \mathbf{d}_{threshold}(t)] \cdot \bar{\mathbf{n}}(t) \quad \text{Eq. 7}$$

unde  $F_a$  - forța de atracție,  $k_a$  - coeficient al forței de atracție,  $d(t)$  - distanța de la vârful acului la punctul țintă,  $n(t)$  - vectorul normal. Forța haptică totală  $F$  pe care utilizatorul o percepe prin dispozitivul haptic este:

$$\mathbf{F} = \mathbf{F}_r + \mathbf{F}_a \quad \text{Eq. 8}$$

## Experiment

Studiul prezentat în această secțiune a urmărit evaluarea modului în care interfața haptică poate fi utilizată pentru planificarea traiectoriilor brațului robotului. În experimentul realizat, performanța generală a aplicației haptice a fost măsurată în comparație cu interfața WIMP tradițională pentru un scenariu complex de procedură de brahiterapie. De asemenea, pe baza unui chestionar subiectiv am colectat informații calitative cu privire la acceptarea interfeței haptice în procesul de planificare a traiectoriilor robotului de BT.

Pentru experiment, a fost realizat un mediu virtual ce conține modelul abdominal uman reconstruit în format 3D al unui pacient. Testele au început prin alegerea zonei țintă de tratament al ficatului. Modelul 3D al zonei anatomice hepatice (modelul VRML) este utilizat pentru a obține modelul scenă haptic prin extragerea nodurile 3D și modul în care acestea sunt conectate într-o structură tri-mesh.



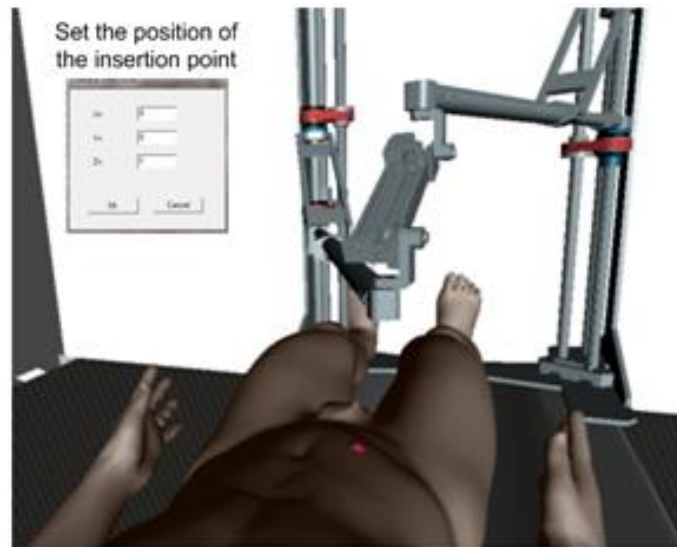


Fig. 25 Mediul virtual pentru planificarea traiectoriilor acelor de BT

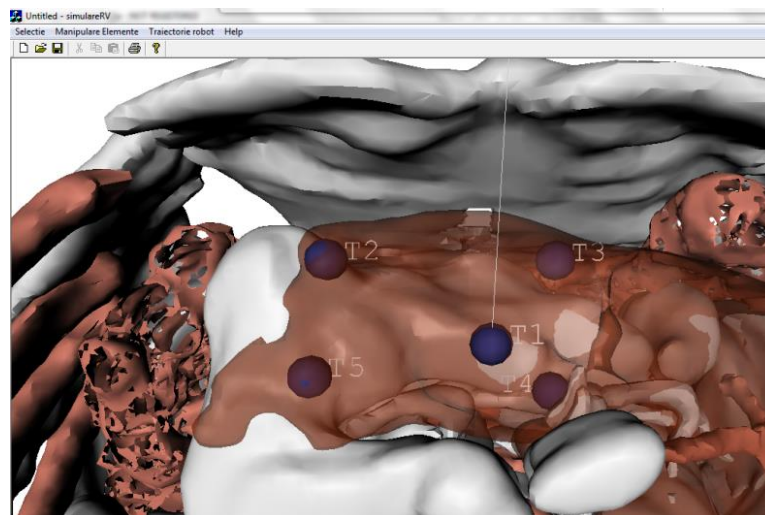


Fig. 26 Vedere a zonelor țintă pentru tratamentul prin BT

Pentru integrarea modelului geometric 3D al zonei țintă hepatică în modulul haptic dezvoltat a fost utilizat VRML2.0 (Virtual Reality Modeling Language). Modelul geometric 3D este reprezentat folosind nodul *IndexedFaceSet* și este compus dintr-un număr de noduri și triunghiuri. Poziția robotului de BT față de zona de tratament a pacientului este stabilită cu ajutorul unei configurații inițiale într-o fereastră a cadrului aplicației dedicate dezvoltate. Utilizatorul are posibilitatea de a translata robotul în poziția zonei de tratament prin utilizarea comenzilor GUI (Fig. 25). Testele au fost efectuate utilizând un PC desktop cu următoarele caracteristici: Intel (R) Core (TM) i7 la 3.47GHZ și 12GB RAM, nVidia QuadroFX 6000 GPU utilizând sistem de operare Windows 7.

Experimentul a constat în planificarea a cinci traiectorii pentru acele de BT, luând în considerare punctul preconfigurat pentru țintă, prezentate în Fig. 26, fiecare dintre ele de două ori: o dată folosind interfața tradițională WIMP și a doua oară utilizând interfața haptică. La experiment a participat un număr de 4 subiecți. Nici unul dintre subiecți nu a avut o experiență anterioară în

planificarea procedurii BT folosind mediile VR, dar aceștia au avut abilități bune în utilizarea calculatorului. La început, fiecare subiect a fost informat cu privire la scopul experimentului și s-au dat instrucțiuni specifice. Înainte de test, fiecare participant a fost lăsat să înțeleagă, să se familiarizeze și să regleze dispozitivul haptic. Utilizatorii au avut 30 de minute înainte de experiment, pentru a se obișnui cu modalitățile de interacțiune pentru un scenariu de test diferit.

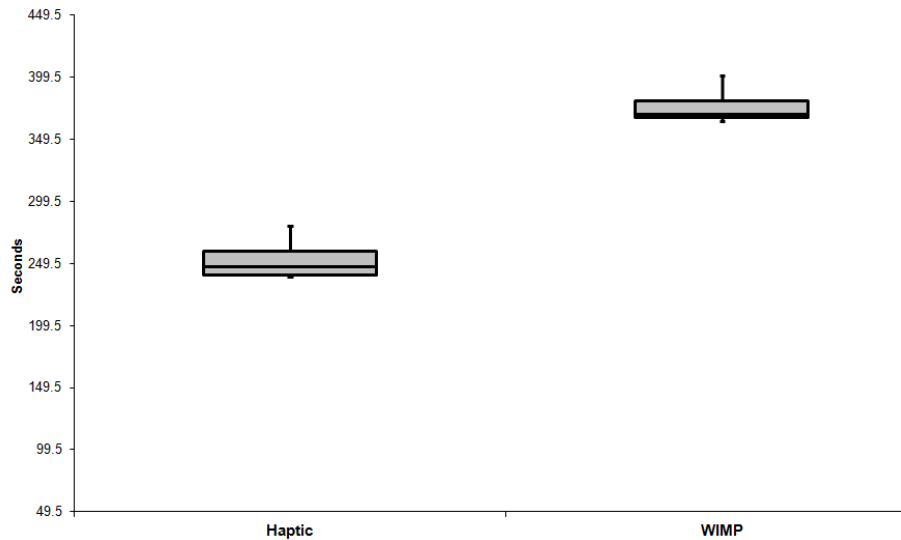


Fig. 27 Media timpului folosit pentru planificarea traiectoriilor robotului de BT

Pentru fiecare participant, a fost măsurat timpul de finalizare a sarcinii. În Fig. 27 este afișată media timpului scurs solicitat de către subiecți pentru a finaliza sarcinile atribuite folosind ambele interfețe de utilizator. În ceea ce privește evaluarea performanței, se observă că a existat o îmbunătățire de 38% folosind dispozitivul haptic în comparație cu interfața bazată pe WIMP.

La sfârșitul experimentului, participanții au fost rugați să evalueze ușurința de utilizare și intuitivitatea pentru fiecare modalitate. Reacțiile cu privire la modul de interacțiune a dispozitivului haptic pentru oricare dintre cele două caracteristici au fost întotdeauna superioare.

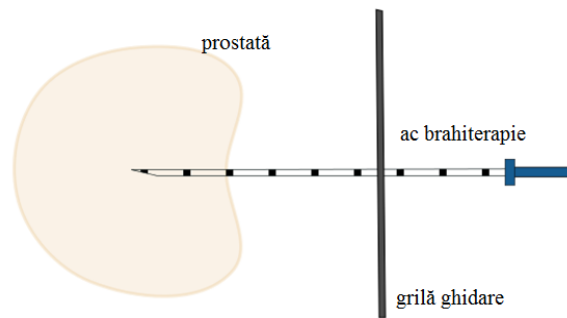
## 2.6. Respectarea planificării traiectoriilor acelor de BT

Această metodă presupune ca semințele radioactive vor fi implantate în prostata unui pacient prin utilizarea unor ace rigide, cu vârf asimetric. În funcție de mărimea și localizarea tumorii la nivelul prostatei, doza și pozițiile semințelor radioactive sunt determinate printr-un calcul ce se efectuează cu ajutorul unui program de calculator sofisticat (ex. VariSeed 7.0, Varian Medical Systems, <https://www.varian.com/>).

În urma efectuării analizelor și determinării coordonatelor punctelor destinație de poziționare a semințelor radioactive, se procedează la inserarea acestora cu ajutorul acelor de brahiterapie.

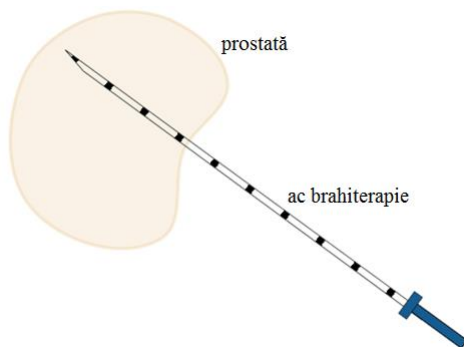
În procedură manuală, utilizându-se șablonul de orientare, acele se poziționează și se deplasează în plan orizontal, viteza și forțele de penetrare a țesuturilor (perineu și prostată) depinzând 100% de îndemânarea și experiența medicului (Fig. 28).



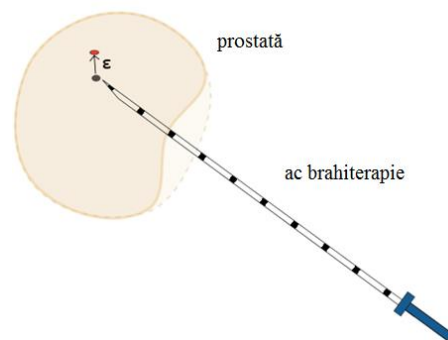


**Fig. 28 Procedura de inserare manuală a acelor de brahiterapie cu ajutorul șablonului [90]**

În procedura robotizată, acele pot fi deplasate pe diverse traiectorii, având diverse valori ale vitezei și ale forțelor de penetrare (Fig. 29). În timpul desfășurării acestor proceduri pot apărea, în funcție de o multitudine de factori, unii ce țin de fiziologia pacientului, alții de experiența medicului sau programarea robotului, alții de poziționarea echipamentelor și a pacientului, modificări ale poziției țintei față de poziția inițială, stabilită de fizician în momentul pregătirii operației. Aceste schimbări apar datorită modificării formei și poziției organului vizat (în cazul de față, prostata) în urma solicitărilor mecanice generate de acul aflat în mișcarea de avans, înainte de penetrarea țesuturilor exterioare (Fig. 30).



**Fig. 29 Procedura de inserare robotizată a acelor de brahiterapie [90]**



**Fig. 30 Deplasarea necontrolată a țintei [90]**

Această deformare a prostatei nu poate fi văzută pe monitor și, prin urmare, nu este posibil ca medicul să contracareze acest efect. În funcție de diferiți factori, cum ar fi unghiul de inserție, acul se poate îndoi în timpul penetrării. Aceste două efecte semnificative trebuie să fie luate în considerare pentru planificarea traiectoriilor optime. Soluția optimă nu este pur și simplu cel mai scurt drum, deoarece este important să se ajungă la pozițiile indicate de semințe cu leziuni tisulare minime și o precizie maximă. La un tratament pe baza brahiterapiei, numărul necesar de semințe pentru un rezultat optim variază între 70 și 150, în timp ce un ac poate plasa până la 8 semințe. Fiecare nouă inserție a acului va afecta țesutul moale, prin urmare, o traiectorie a unui ac ar trebui să ajungă să plaseze cât mai multe semințe [90]. Însurarea acului în corpul uman este un proces complex, care presupune trei faze principale:

1. Deplasarea acului înspre organul vizat, contactul și deformarea acestuia.
2. Penetrarea țesutului exterior.
3. Deplasarea acului prin interiorul organului.

Fiecare dintre aceste faze reprezintă un proces complex din punct de vedere fizic, implicând fenomene specifice (deformarea organelor sub acțiunea forțelor de apăsare a acului, flambajul acului, frecarea dintre ac și țesuturi).

Având în vedere fenomenele fizico – mecanice din timpul inserției acului, odată ce țesutul este tăiat de vârful acului, tija acului este limitată, ca traiectorie, la calea creată de avansarea vârfului. Pe direcția axială, însă, acul întâlnește forțe de frecare datorită aderenței țesutului pe suprafața tijei cilindrice.

În plus față de forțele de frecare, puterea necesară pentru a reduce țesutul la vârful acului impune o forță de rezistență suplimentară la penetrare. În consecință, un model de forță axială este folosită în cazul în care fiecare tip de țesut poate fi parametrizat pentru o anumită dimensiune ac / geometrie de două constante: forța de frecare pe suprafața arborelui și forța vârf necesare pentru tăierea țesutului (Fig. 31) [77].

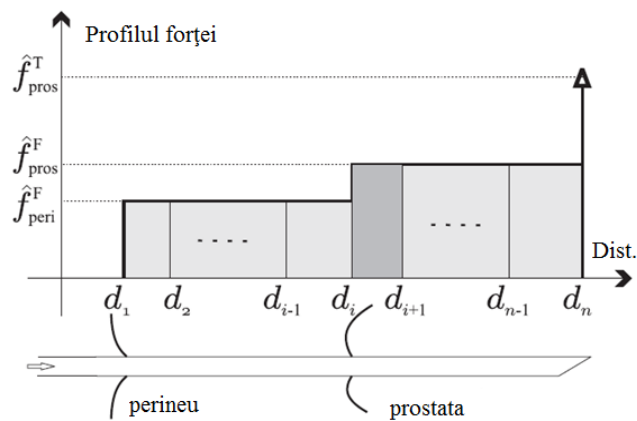


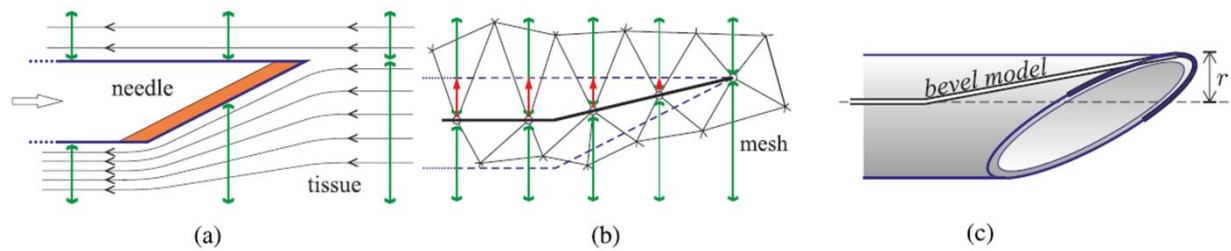
Fig. 31 Straturi de țesuturi penetrate [77]

Acele pentru brahiterapie au în zona ascuțită o teșitură care să le permită să fie orientate mai ușor pe unele direcții pentru a evita interferențele cu arcul pubian, medical fiind capabil să genereze traiectorii care evită osul pelvian (Fig. 32). Medicul oncolog poate utiliza, deasemenea, o altă direcție a acului modificând planul de procedură pentru a viza o sămânță la o locație care nu se aliniează exact cu o gaură din șablon.

Medicii oncologi verifică periodic poziția vârfului acului în timpul introducerii în secțiunea transversală pe baza metodelor ecografice (cu ultrasunete). În cazul în care acul avansează într-o direcție nedorită, acesta este retras (parțial) și apoi reintrodus cu vârful rotit pentru a corecta această eroare. Prin urmare, modelarea vârfului conic este pertinentă operației de brahiterapie [77].

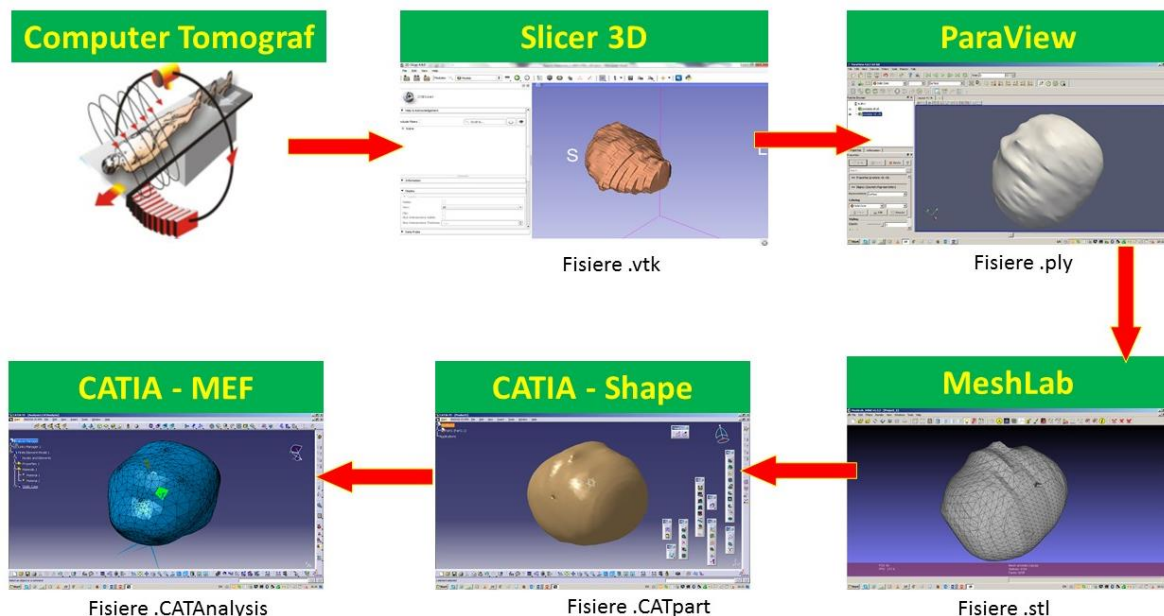
Se consideră că deformarea organelor corespunzător fazei 1 este un fenomen important ce trebuie luat în calcul. În cele ce urmează, este prezentată o analiză pe baza Metodei Elementului Finit care urmărește determinarea unor corespondențe dintre solicitări și deformații, în vederea optimizării metodelor de inserare a acelor.

Pentru aceasta analiza a fost utilizat modulul de MEF din programul CATIA.



**Fig. 32** (a) Înaintarea vârfului conic al acului în interiorul țesutului; (b) nodurile cu ochiuri de alunecare în 2D de-a lungul unui model de vârf unidimensional; și (c) modelul vârfului conic în 3D [77]

Modelul 3D al prostatei pacientului reconstruit pe baza fișierelor DICOM a fost salvat în formatul de reprezentare 3D Visualisation Tool Kit (\*.vtk) al programului Slicer 3D. Pentru realizarea analizei pe baza Metodei Elementului Finit, a fost urmată procedura prezentată în Fig. 33, unde sunt detaliate inclusiv tipurile de fișiere utilizate.



**Fig. 33** Metodologia de lucru pentru analiza folosind MEF

Modelul pentru analiza este prezentat în Fig. 34. Prostata se considera a avea un comportament isotropic. Modulul de elasticitate a lui Young, determinat practic, conform literaturii de specialitate, are valoarea de 55-62 kPa. Se va utiliza o valoare medie de 60.000 N/m<sup>2</sup> [230], [108].

Ca solicitări, au fost utilizate forțe distribuite, având ca suport suprafețe circulare ce simulează contactul dintre vârful acului și prostata. Au fost efectuate mai multe analize, utilizând forțe de 10 N, valoare utilizată în literatura de specialitate și considerată a fi o forță normală pentru acțiunea de penetrare a țesuturilor [107]. A fost modificat unghiul de penetrare a prostatei, precum și zona de inserare (au fost luate în considerare 3 zone de penetrare: central, lateral, superior). În cazul de față, au fost simulate două cazuri: fixare prin intermediul elementelor rigide virtuale și fixare prin elemente elastice virtuale, simulând legătura cu celelalte organe interne. Pentru a realiza aceste

constrângeri de fixare, a fost generată o serie de mici suprafețe circulare pe exteriorul prostatei precum și câteva puncte în spațiu care simulează celelalte organe ale corpului uman. Acestea au fost conectate prin intermediul elementelor virtuale rigide și elastice (Fig. 35).

În interiorul corpului uman, prostata se regăsește în contact direct sau indirect cu organele alăturate, care au un comportament diferit (sistemul osos prin oasele bazinului, vezica urinară, intestinele). Din acest motiv, o simulare reală a legăturilor este un proces foarte dificil.

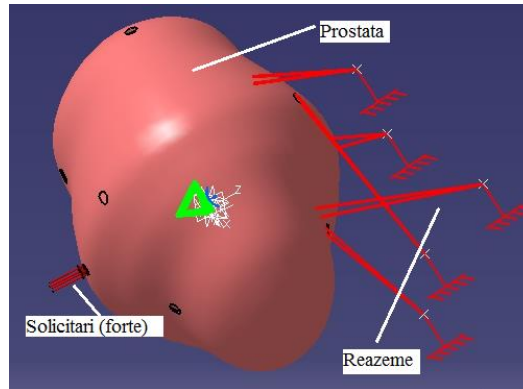


Fig. 34 Modelul pentru analiza

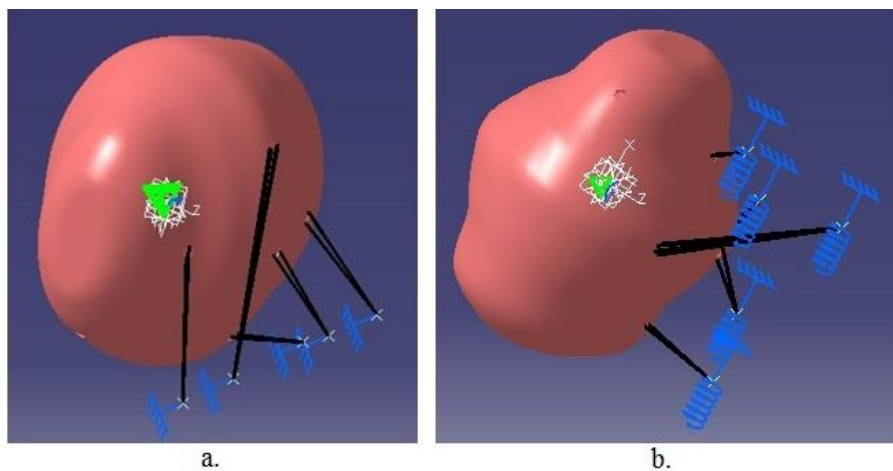


Fig. 35 Rezemarea prostatei: (a) elemente virtuale rigide, (b) elemente virtuale elastice

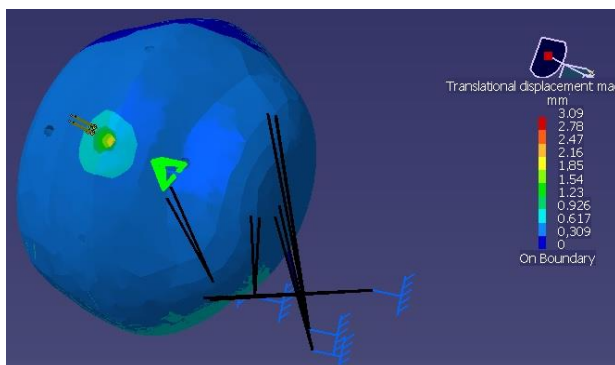


Fig. 36 Analiza deformațiilor și deplasărilor apărute în cazul inserării acului

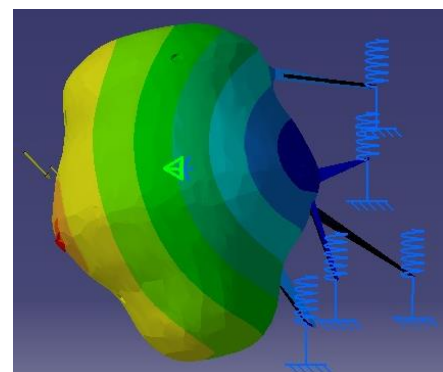
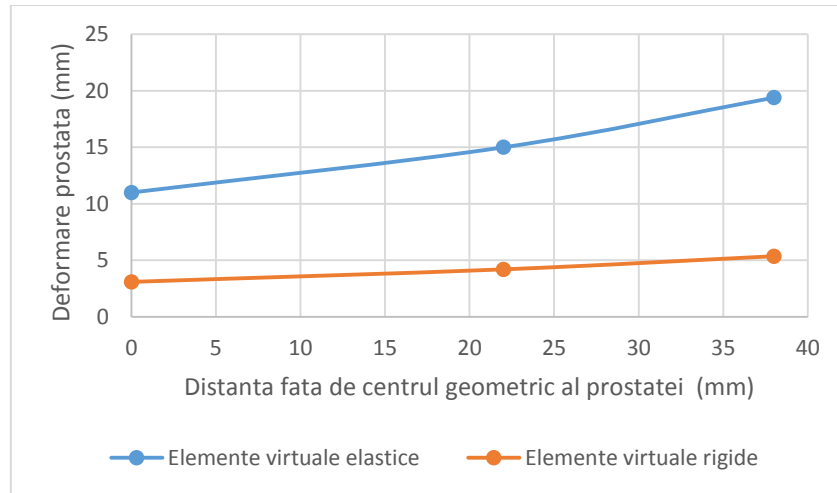


Fig. 37 Simbolizarea valorilor deformațiilor

În Fig. 36 este prezentat modul de vizualizare a rezultatelor analizei cu MEF folosind CATIA.

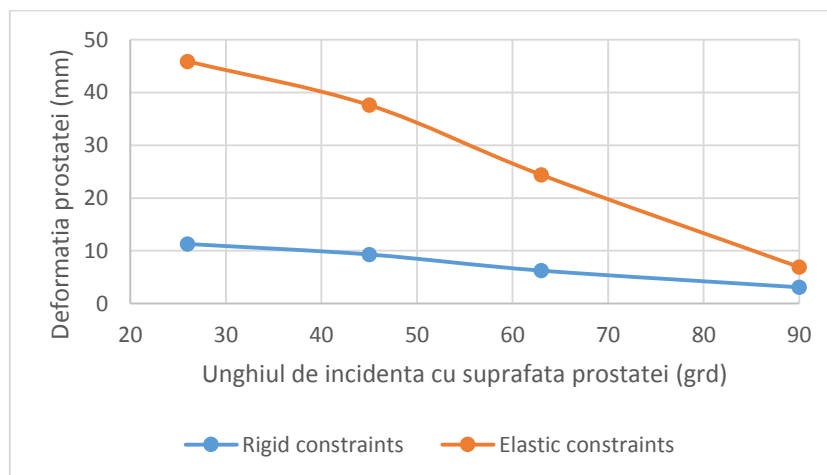
Deformația prostatei se poate identifica direct pe interfața grafică a programului de analiză (Fig. 37), precum și utilizând rapoartele de analiză.

Variația deformațiilor prostatei în funcție de localizarea punctului de inserție a acului fata de centrul geometric este prezentată în Fig. 38.



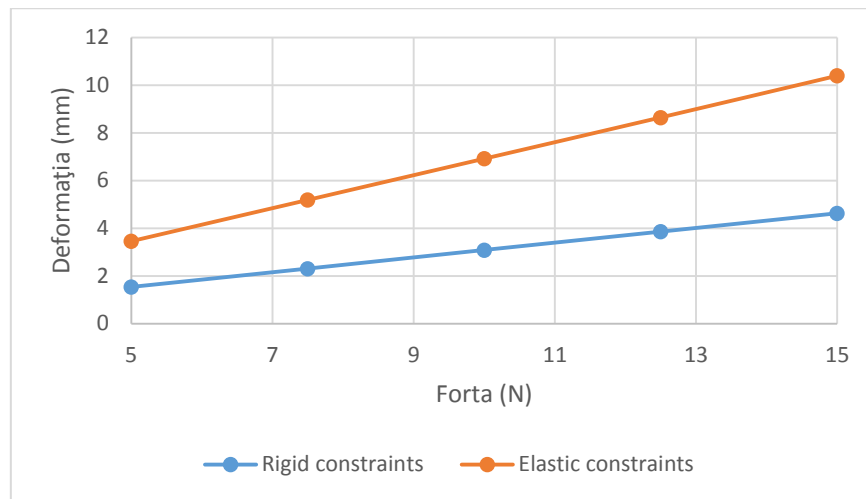
**Fig. 38 Deformația prostatei în funcție zona de penetrare**

Variația deformațiilor prostatei în funcție de unghiul de incidență a acului cu suprafața prostatei este prezentată în Fig. 39. Se poate observa faptul că valorile deformației cresc odată cu devierea acului de la normala la suprafața prostatei (daca se consideră prostata o sferă, se ia în considerare devierea de la direcția radială).



**Fig. 39 Deformația prostatei în funcție de unghiul de incidență al acului**

În Fig. 40 este prezentată variația deformației prostatei în funcție de valoarea forței de apăsare, luând în considerare ipoteza că acul nu penetrează țesuturile exterioare.



**Fig. 40 Deformația prostatei în funcție de valoarea forței de apăsare**

Inserarea acului în materiale biologice poate produce ruperea și înmulțiri ale fisurilor instabile. A fost demonstrat că deformarea și deteriorarea țesuturilor penetrate pot scădea odată cu creșterea vitezei acului. Inserările rapide ale acului pot fi folosite pentru a crește precizia traiectoriei acului și pentru a reduce leziunile tisulare [125].



**Fig. 41 Utilizarea ancorelor pentru fixarea prostatei [116]**

În urma studiului realizat se poate concluziona că inserarea acelor utilizând robotul trebuie să se producă odată cu fixarea prostatei cu ajutorul unor echipamente speciale (ancorare), în vederea păstrării poziției punctelor țintă (Fig. 41). Cercetări în acest domeniu sunt prezentate în [116].



### **3. SISTEM MEDICAL PENTRU DIAGNOSTICAREA ȘI TRATAMENTUL TULBURĂRILOR COLOANEI VERTEBRALE<sup>3</sup>**

Conform unui raport al Agenției Europene pentru Securitate și Sănătate în Muncă (<https://osha.europa.eu/ro>), tulburările coloanei vertebrale datorate locului de muncă, ce includ atât dureri lombare, cât și traumatisme la nivelul coloanei lombare, reprezintă o problemă semnificativă și au o tendință de creștere în Europa. Studiile estimează că între 60% și 90% din populație va suferi de boli ale coloanei vertebrale, la un moment dat în viața lor și o valoare estimată de 15% până la 42% din populație suferă în prezent de această boală (valorile disponibile în literatura de specialitate variază în funcție de populația studiată și definiția cazului). Studiile epidemiologice recente au raportat o creștere în prevalență de timp de viață a durerilor lombare de spate (LBP) de până la 84%. Datele dintr-un studiu european privind condițiile de muncă indică faptul că 30% dintre lucrătorii din Europa suferă de dureri de coloană vertebrală. Această boală poate fi găsită în fruntea listei de boli raportate, legate de profesie [36].

În conformitate cu estimarea statelor membre ale UE, costul economic al întregii game de boli profesionale este cuprinsă între 2,6% și 3,8% din PIB, chiar dacă nu există statistici exacte. Cu toate acestea, valorile reale ar putea fi chiar mai mari, deoarece costurile sociale reale sunt dificil de estimat.

Un studiu de cost al bolilor ce implică dureri ale coloanei vertebrale în Olanda a estimat costurile directe medicale totale de dureri de spate, la 367,600,000 USD, ceea ce reprezintă aproximativ 1,7% din PIB sau aproape o șesime din 1991 cheltuielile de îngrijire a sănătății din Olanda [21].

Extrapolarea acestor date, folosind o estimare minimă a pieței, conduce la valori de aproximativ 2 milioane de utilizatori potențiali din România și 50 de milioane în UE. Astfel, piața potențială a produsului propus poate fi estimat la scara de miliarde de euro, în funcție de costul sistemului.

#### **3.1. Tulburări ale coloanei vertebrale și provocări pentru proiectarea sistemelor medicale [213]**

Tulburările coloanei vertebrale, cu precădere durerile de spate și de gât sunt o situație foarte frecventă, indiferent de vârstă, sex sau statut social. Conform unor studii recente, tulburări ale coloanei vertebrale afectează capacitatea noastră de muncă și consumă mai multe resurse de îngrijire a sănătății decât orice alte probleme de sănătate [127]. O metodă eficientă și ușor de

---

<sup>3</sup> Capitolul prezintă unele rezultate obținute ca urmare a participării autorului, ca director, în proiectul de cercetare SPINE - Sistem de diagnosticare și terapie a afecțiunilor coloanei vertebrale, 2014-2017, Parteneriate 2013, UEFISCDI, PN-II-PT-PCCA-2013-4-1596 – Nr: 227/2014 (coordonator UTBv). Lucrările care au stat la baza acestei secțiuni sunt prezentate în cap. Bibliografie: [7], [29], [36], [37], [213], [214].



utilizat pentru a evalua dizabilitățile la persoanele cu durere a coloanei vertebrale este utilizarea unui chestionar Patient-Reported Outcome (PRO) [117]. Deși această metodă este demonstrată pentru a facilita strategiile de autoadministrare ale pacienților [112], acest lucru ar putea să nu fie suficient pentru a monitoriza în mod adecvat eficacitatea unui tratament fizic. Posibilitatea de a obține date obiective, care descriu mișcarea coloanei vertebrale, în timp ce pacientul face exerciții, poate ajuta medicul să îmbunătățească procesul de recuperare.

Dezvoltarea Tehnologiilor Informației și a Comunicațiilor (TIC) au permis sistemelor de sănătate și de asistență medicală să îmbunătățească calitatea vieții și să aducă produse inovatoare pe piața de sănătate. E-sănătatea (e-Health) reprezintă utilizarea TIC în produse de sănătate, servicii și procese, în scopul de a îmbunătăți sănătatea cetățenilor. E-sănătatea sau tehnologiile informaționale de sănătate (HIT) includ interacțiunea dintre pacienți și furnizorii de servicii de sănătate, transmiterea de date între instituții, sau comunicarea individuală între pacienți și cadrele medicale. Domeniile de bunăstare și de e-sănătate prezintă un potențial ridicat de creștere prin deblocarea efectivă a schimbului de date privind sănătatea [57].

Implicarea în Interacțiunea Om- Calculator (Human Computer Interaction - HCI) în e-sănătate va contribui la elaborarea unor registre medicale mai informative pentru medici (5), dar principala oportunitate este de a deschide punți între strategiile de sănătate dezvoltate individual și informații de sănătate furnizate de către profesioniști [185].

Principalii factori care trebuie să fie evaluați în procesul de proiectare și de dezvoltare a unei aplicații de sănătate on-line sunt nevoile utilizatorilor, securitatea datelor și a vieții private, riscurile și beneficiile produselor, fezabilitatea și acceptarea de către utilizator a noilor tehnologii [81].

Sistemele de îngrijire a sănătății au cunoscut o creștere rapidă datorită progreselor tehnologiei informațiilor și a comunicațiilor (TIC). O tendință recentă este de a utiliza echipamente avansate pentru a monitoriza progresul unui pacient din confortul propriei case.

Principalele provocări identificate în [106] pentru proiectarea tehnologiilor informaționale de sănătate (HIT) includ următoarele aspecte: interactivitate ridicată, interoperabilitate, design dinamic și antrenant, și oferă, de asemenea, conexiuni interpersonale ce pot avea o mare deschidere către mass-media.

Factorii care au cea mai mare influență asupra calității unui site web folosit în HIT sunt conexiunea, caracterul ludic și comunicarea reciprocă [110]. Conexiunile interpersonale pot fi dezvoltate cu ajutorul inteligenței artificiale, care poate acționa ca un ghid pentru sesiunea de recuperare, cu toate că această funcție nu va fi pusă în aplicare în prezenta aplicație. O legătură directă între pacient și medici este facilitată de o aplicație de telefon și o interfață a utilizatorului bazată pe web, care poate fi accesată numai cu un nume de utilizator și o parolă. Interoperabilitatea reprezintă abilitatea care permite unor sisteme distincte să schimbe de informații și să efectueze tranzacții compatibile [173].

Alte provocări care trebuie abordate pentru a asigura o comunicare eficientă a aplicațiilor de e-sănătate sunt următoarele: proiectare strategică, monitorizarea precisă și sensibilitate la adaptare [106]. Studiile au arătat că o comunicare între pacienți și medici care se bazează pe aplicații informatice, are potențialul de a spori încrederea și cunoașterea pacientului [215].

În [156] s-a evidențiat o mare provocare care apare în dezvoltarea e-sănătății: care este modul în care se crează o conexiune între indivizi din medii diferite. Profesioniștii IT trebuie să ia în considerare punctul de vedere al utilizatorului și să se concentreze asupra realizării unor aplicații facile de utilizat, într-un context clinic.

Pentru a acorda prioritate caracteristicilor tehnice și funcționale ale sistemului de monitorizare a scoliozei, s-au folosit metode competitive de inginerie. Ierarhia Analitică (Analytical Hierarchy Process - AHP) a fost folosită pentru a ajuta cercetătorii în găsirea unei soluții adecvate care se potrivește nevoilor lor, dar nu garantează că va fi alegerea corectă. AHP oferă un mediu cuprinzător și comprehensiv, care ajută în procesul de luare a deciziilor, prin reprezentarea și cuantificarea elementelor problemei, corelarea acestora cu principalele obiective ale sistemului și evaluarea altor soluții posibile.

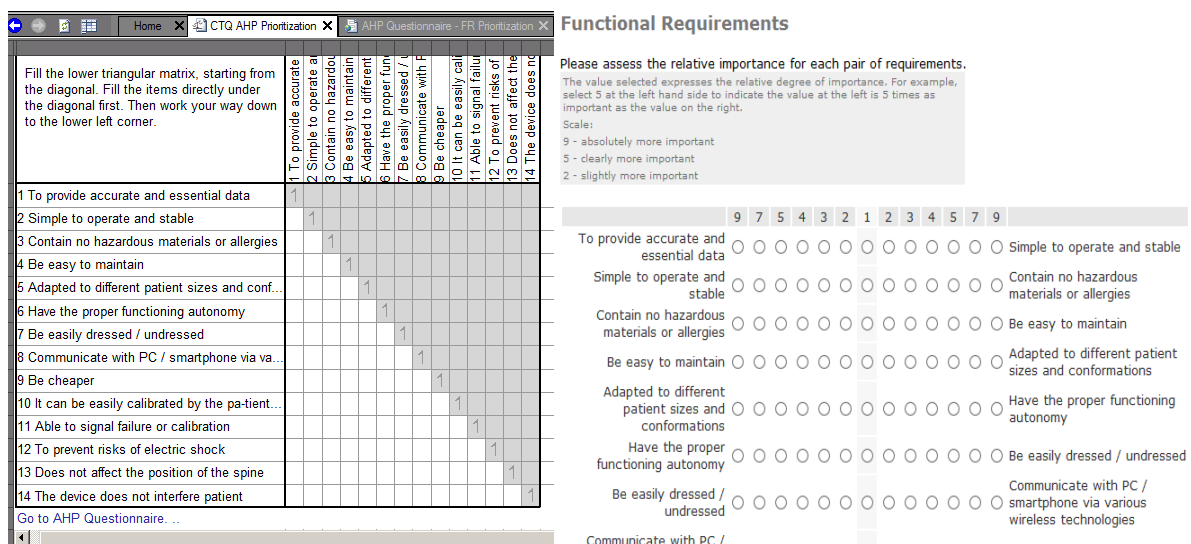


Fig. 42 Matricea de comparare a criteriilor

Pentru a efectua analiza AHP bazată pe criterii, a fost utilizat programul Qualica QFD [169]. Primul pas este de a identifica criteriile, care sunt introduse într-o matrice (Fig. 42), iar cea de a doua etapă necesită o comparație directă între criterii prin ierarhizarea lor cu ajutorul unor numere de la 0 la 9 (9 - cel mai important, 0 - mai puțin important).

Rezultatele procesului de prioritizare a criteriilor sunt prezentate în Fig. 43. Două criterii ies în evidență din grafic, ilustrând astfel cele mai importante condiții pe care sistemul de monitorizare al tulburărilor de postură trebuie să le îndeplinească: dispozitivul nu trebuie să afecteze poziția coloanei vertebrale și trebuie să furnizeze date exacte și semnificative în ceea ce privește mișcarea.

Criteriile care sunt incluse în intervalul 5.5-10% sunt deasemenea vitale și se referă la aspecte precum ergonomia, siguranța, stabilitatea, adaptabilitatea și comunicarea. Cele șase criterii, ar trebui să fie luate în considerare în egală măsură, dar impactul acestora asupra sistemului global este mai mic.

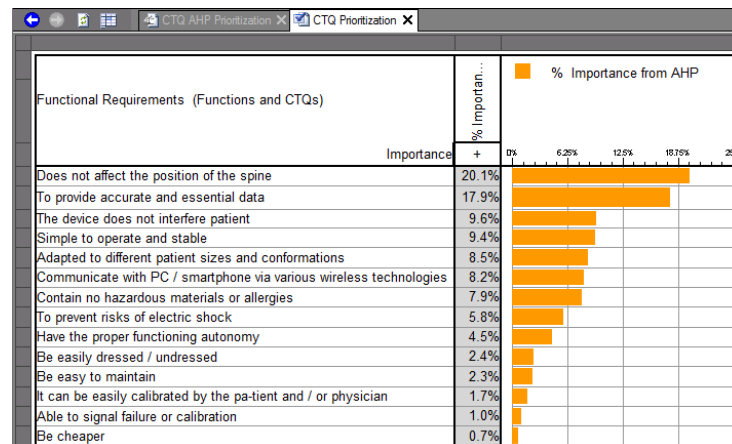


Fig. 43 Rezultatele ierarhizării criteriilor

Tehnologiile de sănătate sunt din ce în ce mai larg răspândite și au început să devină o parte a vieții noastre. Prin dezvoltarea unor dispozitive portabile pe care pacienții le pot utiliza la domiciliu, cu intruziuni minime în viața lor de zi cu zi, sesiunile de recuperare pot deveni mai eficiente. Există mai multe aplicații portabile care monitorizează parametrii legați de sănătate, dar nu sunt suficient de precise pentru a fi luate în considerare de către medici. O soluție pentru a permite măsurători mai bune la domiciliu este de a utiliza echipamente / senzori speciali care pot transfera datele direct pe Internet, în cazul în care personalul medical poate avea acces. Problema principală este garantarea securității datelor și blocarea accesului neautorizat.

Sistemul de monitorizare al tulburărilor de postură ale coloanei vertebrale utilizează senzori specifici pentru a măsura mișcarea și a transmite datele la un smartphone. Pacienții au acces la propriile lor date și pot primi un feedback cu privire la postura lor, iar datele cu privire la pacienți sunt salvate în mod regulat pe un server și pot fi vizualizate numai de către medicul lor corespunzător.

### 3.2. Realizarea modelelor geometrice

Punctul de plecare pentru a putea îndeplini obiectivul temei de cercetare îl reprezintă realizarea unui model geometric CAD al coloanei vertebrale. În cele ce urmează vor fi discutate tehnici de reconstrucție 3D a structurilor anatomice, programe software utilizate în reconstrucția 3D precum și realizarea modelului CAD al coloanei vertebrale.

#### Tehnici de reconstrucție 3D a structurilor anatomice

**Pixeli.** Pentru a putea fi prelucrate cu ajutorul calculatorului, imaginile grafice trebuie mai întâi să fie digitalizate, adică împărțite în multe elemente mici (de exemplu ca o tablă de șah, o matrice)

astfel încât fiecare element să aibă o singură culoare, sau măcar o singură culoare clar dominantă. În acest fel, fiecare astfel de element, numit pixel [123], posedă trei atribute care se pot exprima digital (numeric): culoare, opacitate (transparență) și poziție în matricea în care se divide imaginea. Pixelii sunt aproximări ale punctelor în spațiul cu două dimensiuni și din punct de vedere al imaginii sunt entitățile indivizibile de dimensiuni minime. Dacă pixelii sunt foarte mici și numeroși, atunci prezentarea integrală a imaginii din memoria calculatorului pe un ecran sau prin tipărire poate atinge o calitate sau o fidelitate optică/grafică foarte înaltă, cu un grad de detaliere foarte mare, cât se poate de asemănătoare cu calitatea imaginilor tipărite obișnuite (analogice). La împărțirea imaginii într-un număr insuficient de pixeli, și calitatea prezentării scade, astfel pot apărea efecte de trepte și de neclaritate deranjante, acolo unde de fapt ar trebui să se vadă de ex. o linie subțire clară.

Numărul absolut de pixeli ai unei imagini digitale definește așa-numita rezoluție digitală a unei imagini. În Fig. 44 este prezentat un exemplu referitor la cum apare aceeași imagine pentru diferite rezoluții digitale. Pentru o bună înțelegere a imaginii pixelul a fost prezentat în forma unui pătrat.

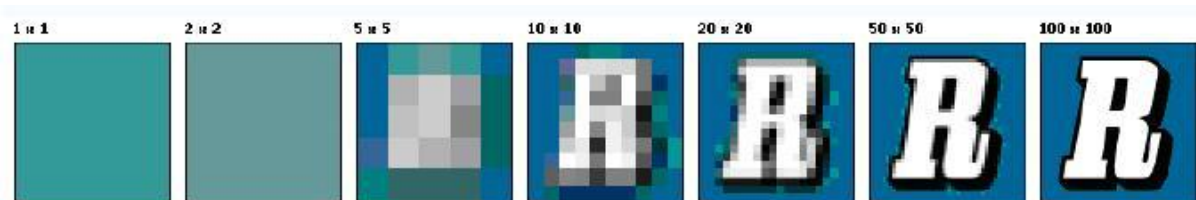


Fig. 44 Rezoluția digitală a unei imagini

**Voxeli.** Similar pentru spațiul cu trei dimensiuni se consideră ca fiind entitatea indivizibilă de dimensiuni minime voxelul [18] (voxel = "volume element"). Putem considera reprezentarea cu ajutorul voxelilor a unei imagini în trei dimensiuni ca fiind o listă de matrici de voxelii ce reprezintă felii din spațiu sau un grid de voxelii.

Modelele reprezentate cu ajutorul voxelilor sunt modele scalare ce aproximează modelul real. Fiind modele scalare nu pot fi folosite în modelarea propriu-zisă cum ar fi în aplicații de gen CAD sau CAM dar fiind modele volumetrice sunt folosite în aplicații de biomecanică pentru a reprezenta datele de volum obținute de la surse ca scanerile tomografice (CT) sau analiză nedistructivă. Unele obiecte pot fi reprezentate doar prin aproximare folosind enumerarea spațială sau pot fi obținute din obiecte simple bine definite numite primitive (cilindri, sfere, paralelipede, conuri etc.) asupra cărora se aplică operații booleene sau de mișcare. Pentru ca un obiect să poată fi reprezentat exact prin enumerare spațială folosind voxelii de tip cub trebuie să aibă fețele drepte și paralele cu laturile cubului reprezentat de un voxel iar vârfurile trebuie să cadă exact pe grilă. Pentru a avea reprezentări cât mai fidele trebuie aleasă dimensiunea unui voxel cât mai mică asemănător cu pixelii din harta de biți a unei imagini 2D. Apare în acest caz problema spațiului deoarece pentru a reprezenta un obiect cu rezoluția de  $n$  voxelii avem nevoie de  $n^3$  celule (Fig. 45).

Avantajele modelării cu ajutorul voxelilor :

- permite înlăturarea unei părți a obiectului facilitând observarea interiorului acestuia
- permite posibilitatea de descriere a obiectelor complexe neregulate
- redarea este independentă de punctul de vizualizare.

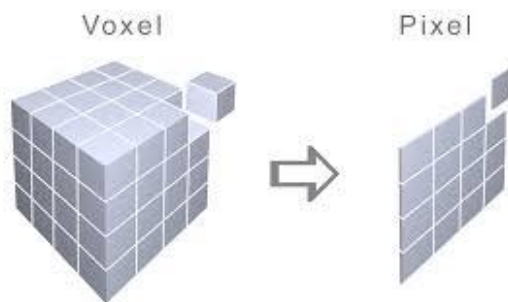


Fig. 45 Voxeli și pixeli



Fig. 46 Segmentarea imaginii 2D

## Segmentarea

Segmentarea reprezintă împărțirea imaginii în zone de interes [91], după anumite criterii. Fiecărui pixel  $i$  se va atribui o valoare, 0 sau 1, reprezentând apartenența acestuia la o anumită zonă sau regiune de interes. De regulă, segmentarea urmărește extragerea, identificarea sau recunoașterea unui anumit obiect dintr-o imagine. Zonele sau regiunile care alcătuiesc o imagine poartă numele de segmente. Pentru o imagine  $f(m;n)$ , segmentarea reprezintă împărțirea lui  $f$  într-un număr  $N$  de zone  $f_i(m;n)$ , cu  $i = 1 \dots N$ , ca Fig. 46. Aceste segmente se numesc complete, dacă au următoarele proprietăți:

- $f_i \cap f_j = \emptyset$ , pentru  $i \neq j$ ,
- $\bigcup_{i=1}^N f_i = f$ ,
- segmentul  $f_i$  să fie compact, pentru  $\forall i$ ,
- pentru  $\forall i$ , un anumit criteriu de uniformitate  $E(f_i)$  este satisfăcut,
- pentru  $\forall i, j$ , criteriul de uniformitate pentru  $f_i \cup f_j$  nu este satisfăcut

Metodele de segmentare a imaginilor se pot clasifica în:

- metode de segmentare orientate pe regiuni
- metode de segmentare orientate pe contururi

Segmentarea orientată pe regiuni. În general, operația de segmentare orientată pe regiuni urmărește extragerea din imagine a zonelor (regiunilor) ocupate de diversele obiecte prezente în scenă. Un obiect se definește ca o entitate caracterizată de un set de parametri ale căror valori nu se modifică în diferitele puncte ce aparțin entității considerate. Unul dintre cei mai simpli parametri de definiție este nivelul de gri al pixelului. Dacă nivelul de gri caracterizează în mod suficient obiectele din imagine, atunci histograma imaginii va prezenta o structură de moduri dominante - adică de intervale de nivele de gri ce apar cu probabilitate mai mare. Fiecare mod al histogramei va reprezenta câte un obiect sau o categorie de obiecte. Separarea modurilor histogramei, și deci identificarea obiectelor din imagine, se face prin alegerea unor nivele de gri, numite praguri de

segmentare. De obicei aceste praguri se aleg ca fiind corespunzătoare minimelor locale ale histogramei.

Segmentarea orientată pe contururi. Într-o imagine, variațiile de nivel ale pixelilor reprezintă schimbări ale proprietăților fizice sau geometrice ale obiectelor ce compun scena. Într-un număr mare de cazuri, aceste variații de intensitate corespund frontierelor (conturilor) regiunilor determinate de obiectele dintr-o imagine.

Principiul acestor metode constă în definirea punctelor de contur [14] ca fiind acei pixeli ai imaginii pentru care apar schimbări abrupte ale nivelului de gri.

## Vectorizarea

În grafica pe calculator, grafica vectorială este un procedeu prin care imaginile sunt instruite cu ajutorul descrierilor matematice prin care se determină poziția, lungimea și direcția liniilor folosite în desen. Imaginile vectoriale sunt complementare imaginilor bitmap, din grafica raster, în care imaginile sunt reprezentate ca un tablou de pixeli.

Display-urile computerelor sunt alcătuite din puncte minuscule numite pixeli. Imaginile bitmap sunt de asemenea construite folosind aceste puncte. Cu cât sunt mai mici și mai apropiate, cu atât calitatea imaginii este mai ridicată, dar și mărimea fișierului necesar pentru stocarea ei este mai mare. Dacă imaginea este afișată la o mărime mai mare decât cea la care a fost creată inițial, devine granulată și neclară, deoarece pixelii din alcătuirea imaginii nu mai corespund cu pixelii de pe ecran.

În cazul imaginilor vectoriale însă, fișierul stochează liniile, formele și culorile care alcătuiesc imaginea, ca formule matematice. Un program de grafică vectorială folosește apoi aceste formule pentru a construi imaginea pe ecran, la calitate optimă, în funcție de rezoluția ecranului. Așadar, acestea pot produce o imagine de orice mărime și nivel de detaliu, calitatea imaginii fiind determinată doar de rezoluția display-ului, mărimea fișierului rămânând aceeași. Imprimarea unei imagini vectoriale pe hârtie sau pe orice alt material va da un rezultat mai clar și de o rezoluție mai înaltă decât cea posibilă pe un ecran, folosind exact același fișier.

Pentru a crea și modifica imagini vectoriale sunt folosite programe software de desen vectorial. O imagine poate fi modificată prin manipularea obiectelor din care este alcătuită, acestea fiind salvate apoi ca variații ale formulelor matematice specifice. Operatori matematici din software pot fi folosiți pentru a întinde, răsuci, colora diferitele obiecte dintr-o imagine. În sistemele moderne, acești operatori sunt prezentați în mod intuitiv folosind interfața grafică a calculatorului.

Adesea este necesar ca o imagine, odată ce este adusă la forma dorită, să fie convertită din format vectorial într-un format raster comun, ce poate fi folosit de o gamă largă de aplicații și dispozitive. Mărimea fișierului astfel generat va fi direct proporțională cu rezoluția selectată, în timp ce mărimea fișierului sursă va rămâne aceeași. Conversia din format vectorial se face practic de

fiecare dată când este afișată imaginea, astfel încât procesul de salvare ca bitmap într-un fișier este destul de simplu.

Mult mai dificil este procesul invers, care implică aproximarea formelor și culorilor din imaginea bitmap și crearea obiectelor cu proprietățile corespunzătoare. Numărul obiectelor generate este direct proporțional cu complexitatea imaginii. Cu toate acestea, mărimea fișierului cu imaginea în format vectorial nu va depăși de obicei pe cea a sursei bitmap.

Aplicațiile grafice avansate pot combina imagini din surse vectoriale și raster și pun la dispoziție unelte pentru amândouă, în cazurile în care unele părți ale proiectului pot fi obținute de la o cameră, iar altele desenate prin grafică vectorială.

Datorită flexibilității în ceea ce privește rezoluția imaginilor vectoriale, acestea sunt folosite intensiv pentru crearea materialelor ce trebuie imprimate la mărimi foarte diverse: același fișier poate fi folosit pentru un card de vizită cât și pentru un panou publicitar, în ambele cazuri rezultatele fiind foarte clare și precise.

O altă aplicație semnificativă a graficii vectoriale este în modelarea suprafețelor 3D, unde se dorește o calitate ridicată a obiectelor.

### 3.3. Metode de scanare 3D și prelucrarea a datelor achiziționate

Un scanner 3D este un dispozitiv care analizează un obiect real sau un mediu, pentru a colecta date cu privire la forma și, eventual, aspectul său (de exemplu culoare). Datele colectate pot fi apoi utilizate pentru a construi modele digitale tridimensionale.

Multe tehnologii diferite pot fi folosite pentru a construi aceste dispozitive de scanare tridimensionale; fiecare tehnologie vine cu propriile sale limitări, avantaje și costuri. Multe limitări apar datorită tipului de obiecte care pot fi digitalizate, de exemplu, tehnologiile optice se confruntă cu numeroase dificultăți atunci când obiectele scanate sunt cu lucioase, tip oglindă sau sunt transparente. De exemplu, scanarea cu ajutorul computerului tomograf industrial poate fi folosită pentru a construi modele 3D digitale, aplicând control nedistructiv.

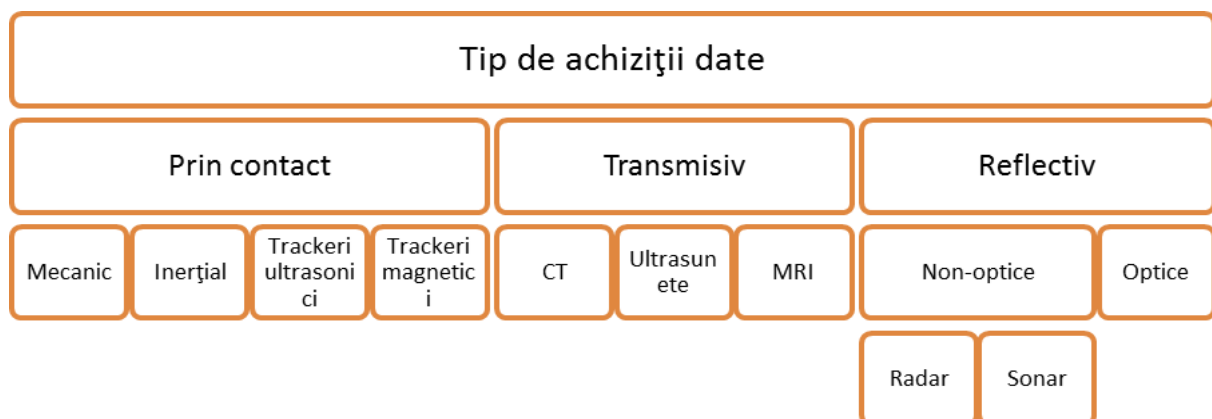


Fig. 47 Tehnologii de scanare a suprafețelor



Colectarea datelor tridimensionale este utilă pentru o largă varietate de aplicații. Aceste dispozitive sunt utilizate pe scară largă de către industria de divertisment în producția de filme și jocuri video. Alte aplicații comune ale acestei tehnologii includ designul industrial, construcția de orteze și proteze, prototiparea, controlul de calitate și documentare de artefacte culturale.

Scanarea 3D (digitizarea 3D) este operația de utilizare a unui dispozitiv de achiziție de date tridimensionale, prin culegerea de coordonate X, Y, Z pentru o multitudine de puncte de pe suprafața unui obiect fizic. Orice set discret de coordonate X, Y, Z se referă la un punct. Suma acestor puncte poartă denumirea de “nor de puncte” (eng. point cloud). Formatul tipic al fișierului de date pentru norii de puncte este un fișier text ASCII care conține valorile X, Y, Z pentru fiecare punct. Pe de altă parte, informațiile de tip nor de puncte sunt de regulă post-procesate într-o rețea de mici poligoane ce poartă numele de mesh (3D mesh). Acest tip de informație poate fi salvat sub diferite formate, cel mai des întâlnit fiind formatul .STL (Surface Tessellation Language).

Scanarea 3D a anumitor elemente poate fi efectuată în diferite moduri (Fig. 47). Utilizare:

- Uz medical: chirurgie plastică, ortopedie, îngrijire post-traumatică, dietologie, proteze medicale, etc. – digitizarea 3D a unor părți ale corpului;
- Aplicații industriale: prototiparea rapidă a diverse obiecte, digitizarea obiectelor 3D în inginerie inversă (reverse engineering) în diverse industrii producătoare, laboratoare de control al calității, etc;
- Design: studiouri de cercetare pentru ergonomie în design, ateliere de proiectare 3D și arhitectură, sculptură;
- Modă: producția de modele și manechine, croitorie pe comandă;
- Studiul și conservarea patrimoniului: muzee, paleontologie, arheologie, istorie, muzee virtuale 3D;
- Educație: utilizarea scannerului 3D în cadrul universităților și facultăților de artă și design, inginerie, arhitectură etc. pentru digitizare tridimensională;
- Alte domenii: criminalistică, asigurări de daune și auto (reconstituiri și studiul deformațiilor în cazul accidentelor).

În continuare, sunt prezentate cele mai utilizate metode de scanare 3D în domeniul medical.

### Scanarea prin contact

MicroScribe® [<http://www.3d-microscribe.com>] (Fig. 48) este un instrument metrologic portabil folosit pentru realizarea de măsurători digitale precise punct cu punct. Este utilizat în diverse domenii ale industriei în companiile de top din lume, a fost utilizat în medicina chirurgicală pentru modelarea protezei de șold, a fost utilizat de către arheologi pentru măsurarea fosilelor și de către inginerii din industria autovehiculelor pentru a recrea piese personalizate pentru automobilele clasice.



**Fig. 48** Scanarea cu ajutorul echipamentului MicroScribe

Sistemul de măsurare portabil MicroScribe G oferă o precizie adecvată pentru o gamă largă de modelare și capturi de date utilizată în proiectare, aplicații de inginerie industrială, medicală și inginerie inversă (reverse engineering). Sistemele MicroScribe G lucrează cu obiecte fizice de orice formă, dimensiune și material. Un obiect complex tridimensional poate fi construit în termeni de minute, doar urmărind conturul unui obiect fizic.

### Scanarea fără contact

Handheld Laser Scanner (scaner cu laser de mână) (Fig. 49) – scanerul tridimensional cu laser sunt utilizate în mod obișnuit la realizarea de modele 3D pentru aplicații de post-procesare în inginerie inversă. Acest tip de scaner prezintă funcția de auto-poziționare precum și puternice și eficiente caracteristici 3D. Scanarea 3D cu laser permite utilizatorului să înregistreze proprietățile unui obiect cu cel mai mare grad de precizie. Chiar și cele mai obiectele de dimensiuni foarte mari pot fi scanate cu acest tip de scaner. Scanarea 3D cu laser este utilizată în diverse domenii ale industriei, în care inspectarea produselor și analiza sunt deosebit de importante. Proto 3000 oferă scanere 3D cu laser care sunt ușoare în utilizare, astfel mărunțind productivitatea și eficiența.



**Fig. 49** Scanner portabil



**Fig. 50** Scanner fix

Utilizarea unui astfel de scaner este echivalentă cu un laborator metrologic mobil. Unice în design și în posibilitățile lor ingineresti, scanerul 3D cu laser își folosesc modulul de optică pentru a trimite miliarde de fotoni înspre obiectul măsurat și de a primi doar un procent mic din acei fotoni înapoi. Prin valorificarea acestei tehnici de scanare, scanerul tridimensional pot construi

modelele 3D ale diverselor obiecte cu rapiditate nema fiind necesară utilizarea consumatoare de timp a șublerelor tradiționale. Scanerele 3D ilustrează și descriu distanța dintr puncte în cazul obiectelor selectate pentru a fi scanate. Mai mult decât atât, performanțele tehnologice și științifice ale acestor scanere permit fotonilor sondarea suprafețelor obiectelor cu viteza luminii. Scannerul tridimensional cu laser Roland LPX-600 (Fig. 50) permite chiar și celor începători să scaneze 3D obiecte cu ajutorul laserului. Designerii, artiștii, animatorii și dezvoltatorii de jocuri au abilitatea de a scana obiecte și de a le salva în calculator în mod automat. Astfel, utilizarea acestui tip de scanner este foarte ușoară, tot ceea ce este necesar să fie făcut este plasarea obiectului ce se dorește să fie scanat în interiorul scannerului și stabilirea parametrilor de scanare. Scannerul LPX-600 va scana automat obiectul și va crea un model tridimensional.

Scanerele tridimensionale cu laser produc “nori de puncte de date” (point cloud data). Pentru a pregăti fișierul de date scanate în vederea utilizării lui cu programul 3D CAD, Roland include și un pachet de programe numit 'EZ Studio' ale cărui date de ieșire sunt grupate în fișiere STL.

Importanța pe care o are precizia măsurătorilor 3D efectuate prin scanare este în general dictată de aplicația urmărită. De aceasta variabilă depind costurile cât și echipamentele ce vor fi utilizate.

Pentru aplicații medicale cum ar fi obținerea unui mulaj dentar în format digital 3D de regulă nu se impun toleranțe deosebit de ridicate (uzual este acceptată o abatere  $\pm 0.3\text{mm}$ ). Astfel de aplicații pot fi efectuate de către aproape toate scanerele 3D din lume fără eforturi deosebite.

Aplicațiile în domeniul cultural deasemenea nu impun condiții de precizie deosebite. Ce se dorește de cele mai multe ori este o digitizare 3D color a obiectelor (statui, unelte, vase etc.). Aplicarea culorii (texturii) pe fișierul scanat (.stl / .g3d) se face prin capturarea unor imagini color provenite de la o cameră foto digitală profesională (ca de exemplu cea utilizată la sistemul TRITOP) și randarea imaginilor în poziția exactă asupra suprafeței scanate. Sistemele ATOS și TRITOP sunt perfect compatibile de aceea operația de mapare a imaginilor se face automat de către software pentru a evita alterarea texturii color.

În domeniul industrial este necesar un prag destul de ridicat al calității datelor. Specificațiile tehnice din desenele de execuție impun condiții foarte înalte (abateri situate în pragul  $\pm 0.001\text{mm}$  ...  $\pm 0.01\text{mm}$ ). Deși sunt mulți producători de echipamente destinate scanării 3D în prezent, foarte puțini dintre aceștia reușesc să ofere date de bună calitate ce pot fi utilizate în aplicațiile industriale.

Sistemele GOM prezintă stabilitate în funcționare, precizie ridicată și cel mai important aspect repetabilitatea măsurătorilor (GAUGE R & R). Fără a face un test de repetabilitate și reproductibilitate (măsurarea repetitivă a unor repere în diferite poziții și de către mai mulți operatori) nu trebuie luate în serios valorile indicate în broșurile producătorilor.

Toate sistemele GOM sunt supuse la teste de R&R conform standardului în vigoare pentru sisteme optice VDI / VDE 2634 înainte de livrare către beneficiar.

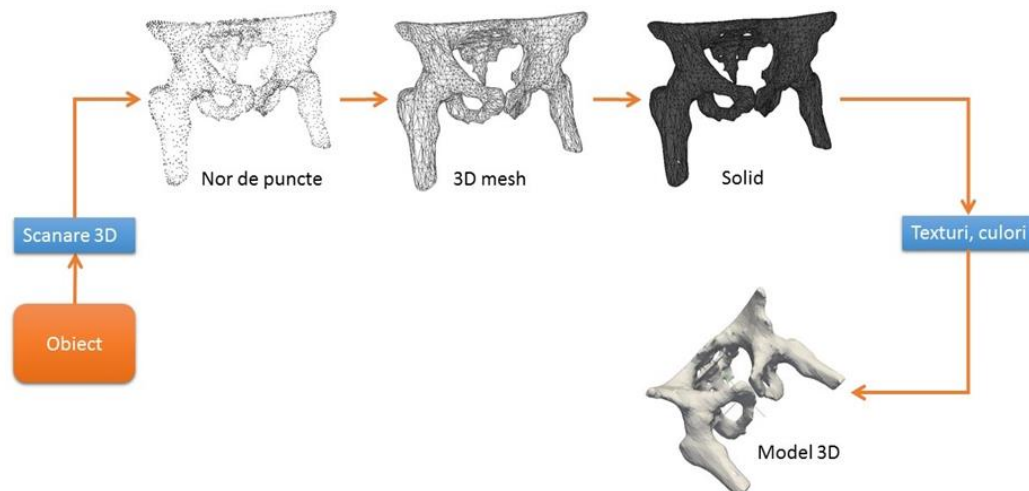
## Rezoluția

Rezoluția unui mesh este de fapt densitatea numărului de puncte sau distanța inter-punct. Distanța inter-punct este de regulă de ordinul 0,01mm - 0,1mm. Această valoare nu trebuie confundată cu precizia de măsură a sistemului.

Rezoluția datelor scanate 3D poate fi modificată prin post-procesare în sensul creșterii sau descreșterii numărului de puncte. Creșterea numărului de puncte se face prin interpolare. Această operație nu va "îmbunătăți precizia de măsură" ci doar va mării cantitatea de date stocată pe calculator.

Reducerea densității se va face prin decimarea poligoanelor. Această operație poate fi utilă de exemplu la calcule de rezistență a materialelor cu element finit FEM, unde numărul de puncte influențează semnificativ durata calculului. Reducerea drastică a numărului de poligoane poate afecta acuratețea informațiilor măsurate.

Procesarea informațiilor de tip Point cloud (Fig. 51)



**Fig. 51 Algoritm de procesare a informațiilor de tip point cloud**

Calitatea suprafețelor generate de majoritatea software-urilor de reverse engineering este influențată de doi factori: calitatea modelului ce trebuie scanat și calitatea datelor obținute prin scanare. Din păcate în lumea reală nici una din aceste două cerințe nu ating în mod normal un standard suficient de ridicat. Majoritatea modelelor produse manual conțin mici imperfecțiuni, în timp ce componentele existente au defecte. Similar majoritatea datelor obținute prin scanare includ un număr mic de puncte eronate care vor îngreuna generarea de suprafețe continue. Ca rezultat, o mare cantitate de timp va fi consumată pentru editarea punctelor înainte de a obține suprafețe de calitate dorită.

## Programe software utilizate în reconstrucția 3D

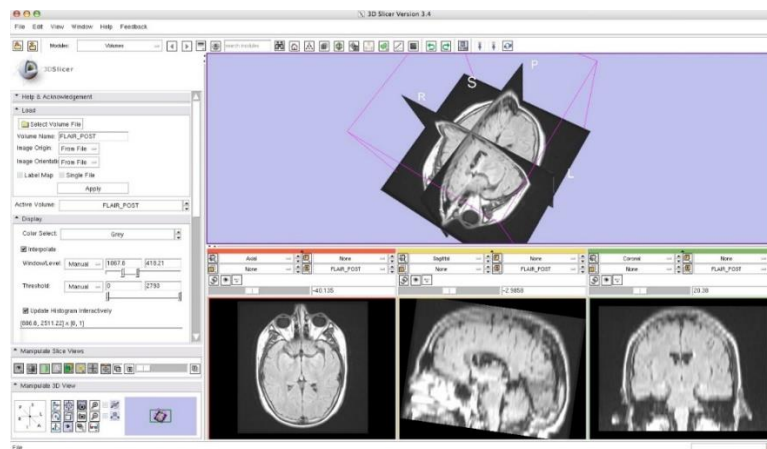
Modelarea 3D a coloanei vertebrale a necesitat identificarea aplicațiilor software capabile să construiască modelul 3D al corpului uman folosind fișiere de tip DICOM, pe baza tehnicii de

segmentare. Acestea sunt: Voxel-Man (<http://www.voxel-man.de/>), Siemens – 3D Virtuoso (<http://www.sms.siemens.com/3denvironment.html>), MRVision (<http://www.mrvision.com/html/main.shtml>), Imod (<http://bio3d.colorado.edu/imod/>), Imaris (<http://www.imaris.com/>), Brain Voyager (<http://www.brainvoyager.com/>), Amira (<http://www.amira.com/>), 3D Slicer (<http://www.slicer.org/>), 3D Doctor (<http://www.ablesw.com/3d-doctor/>).

**Tabel 1** Analiza comparativă a aplicațiilor software de segmentare

<i>Criteria</i>	<i>3D Doctor</i>	<i>3D Slicer</i>	<i>Amira</i>
<i>Funcții înglobate</i>	3	5	4
<i>Modalitate de lucru</i>	4	4	4
<i>Ergonomia interfeței</i>	5	4	3
<i>Tipuri de date de intrare</i>	4	5	5
<i>Tipuri de formate de fișiere rezultate</i>	4	5	5
<i>Resurse hardware necesare</i>	5	4	4
<i>Viteză de procesare</i>	4	5	4
<i>Preț</i>	2	5	2
<i>Modalitate de livrare a pachetului software</i>	2	5	2
<i>Capabilități de up-grade</i>	5	5	5
<b>TOTAL</b>	<b>38</b>	<b>47</b>	<b>38</b>

Pentru a simplifica procesul de analiză al aplicațiilor de segmentare s-au ales doar trei dintre ele, acestea fiind cele mai utilizate. S-au luat în considerare atât date oferite de producător, cât și date obținute după efectuarea unor teste practice. Rezultatele se regăsesc în Tabel 1. Fiecare aplicație a primit un punctaj cuprins între 1 (foarte slab) și 5 (foarte bun) pentru fiecare criteriu.



**Fig. 52** Interfața aplicației 3D Slicer [<http://www.slicer.org/>]

Aplicația software aleasă pentru procesarea imaginilor DICOM este 3D Slicer (Fig. 52). Acesta este un pachet software gratuit, conceput pentru vizualizarea și analiza imaginilor medicale. Este

disponibil pentru Windows, Linux și Mac OS X. 3D Slicer permite vizualizarea și analiza imaginilor obținute prin intermediul CT, RMN, medicinei nucleare și microscopiei.

### 3.4. Realizarea modelului CAD al coloanei vertebrale

Pentru mai multe tipuri de patologii musculo-scheletice, o imagine radiografică simplă nu furnizează informațiile necesare pentru a da un diagnostic clar. În studiul de față, dorim să obținem reconstrucția coloanei vertebrale pentru analiza și diagnosticarea următoarelor boli: scolioze, cifoze și lordoze [7]. Literatura de specialitate a identificat o serie de studii care vizează reconstrucția organelor ale corpului uman din datele obținute prin metode imagistice convenționale [100]. Astfel, cele mai multe aplicații utilizează date furnizate de tomografia computerizată, transformând secțiunile 2D (fișierele DICOM), în modele 3D [204].

Începând cu anii 1970, alte studii au încercat să realizeze reconstrucții 3D bazate pe 2 sau mai multe radiografii în plane perpendiculare. Principiul este acela de a identifica 4 ... 25 de repere anatomice pentru fiecare vertebră și imagine. Apare însă o problemă geometrică, aceea de a identifica punctele comune în cele două radiografii ale aceluiași pacient. S-a stabilit că o eroare de poziție 2 mm față de punctul de reper duce la o reconstrucție 3D cu o eroare de 5 mm [6], [83], [99], [111].

În [53], s-a estimat timpul pentru identificarea punctelor de referință comune din radiografiile (minim șase repere anatomice per vertebră) ajungând la 5 minute în modul semi-automat, obținându-se o precizie de 2,2 ... 3,2 mm.

În [10] au fost comparate diferite modele de reconstrucție bazate pe scanare CT cu o serie de modele ale vertebrelor umane de la cadavre. Rezultatele arată că metodele bazate pe CT au o precizie relativ bună (1,1 mm + - 0,8 mm) în toate direcțiile, dar sunt mai scumpe.

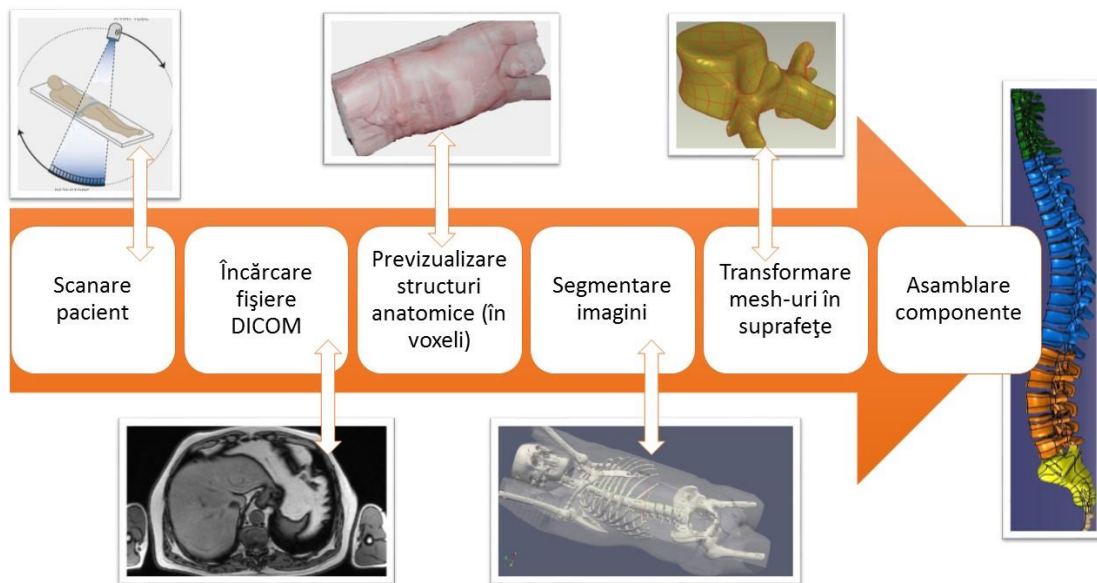
În [138], în scopul de reconstrucție mai rapidă, utilizatorii trebuie doar să identifice pe fiecare radiografie o linie care reprezintă linia mediană a coloanei vertebrale, apoi se folosește un model articulată al coloanei vertebrale, care se deformează după curba mediană. Această metodă este foarte bună pentru localizarea și orientarea vertebrelor, cu excepția geometriei lor. Erorile sunt de aprox.  $2,2 \pm 1,3$ mm.

Cu toate cele prezentate mai sus, aceste metode de reconstrucție sunt offline, ceea ce nu este în acord cu obiectivele asumate. În aplicația de față, este necesară o reconstrucție 3D în timp real a liniei coloanei vertebrale, fără a urmări geometria vertebrelor. Există unele aplicații care sunt mai aproape de acest obiectiv, dar acestea nu reconstruiesc coloana vertebrală, ci doar oferă înclinațiile corpului uman.

#### Segmentarea coloanei din CT

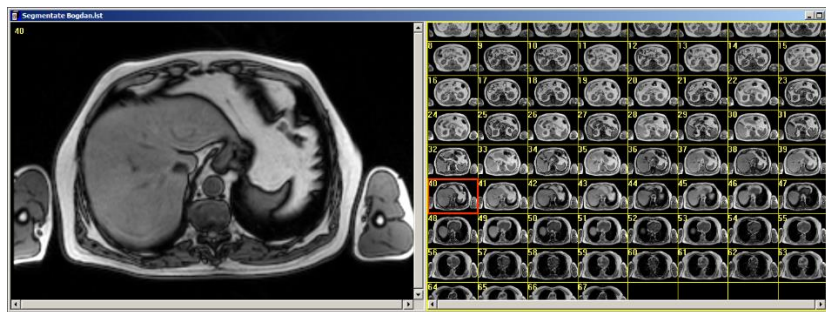
În vederea obținerii imaginilor vectorizate ale unei structuri anatomice, se propune următorul algoritm (Fig. 53):





**Fig. 53** Procedură de lucru pentru reconstruirea 3D a coloanei vertebrale umane

- A. Scanarea pacientului cu ajutorul Computerului Tomograf CT;
- B. Încărcarea fișierelor de tip DICOM într-un program software dedicat (Fig. 54) (3D Slicer, 3D Doctor etc);

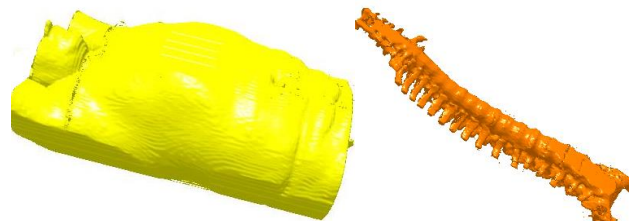


**Fig. 54** Încărcarea fișierelor DICOM

- C. Previzualizarea structurilor anatomice (Fig. 55);
- D. Segmentarea fiecărei imagini (automat sau manual, în funcție de tipul structurii anatomice vizate) (Fig. 56);



**Fig. 55** Previzualizare structuri anatomice în format voxeli

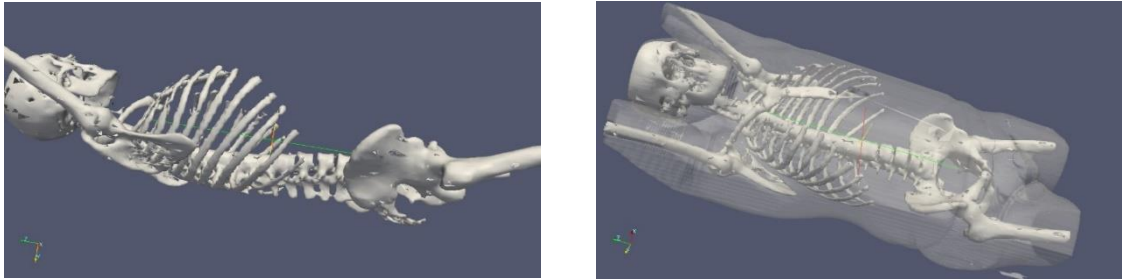


**Fig. 56** Corp uman și coloană vertebrală (segmentare semiautomată)

- E. Salvarea imaginilor segmentate, pentru fiecare organ, în fișiere separate, de tip point cloud;

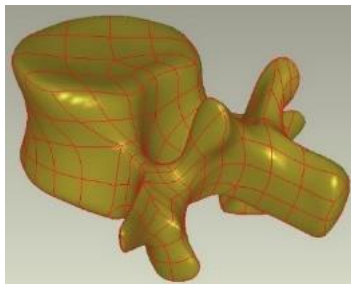


- F. Prelucrarea fișierelor de tip point cloud și obținerea imaginilor de tip mesh (MeshLab - <http://meshlab.sourceforge.net/>); prelucrarea mesh-urilor / identificarea, selectarea și extragerea mesh-urilor corespunzătoare unei structuri anatomice (Fig. 57);

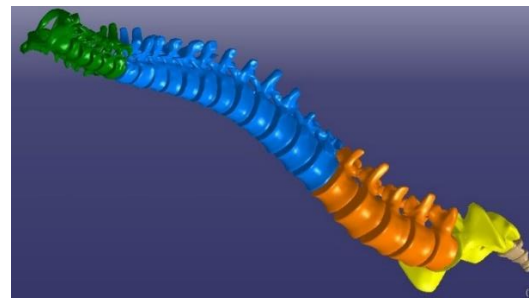


**Fig. 57 Transformarea imaginii din point cloud în mesh pentru diverse structuri anatomice (piele și sistem osos)**

- G. Transformarea mesh-urilor în suprafețe / reconstrucția organelor în fișiere separate (MeshLab) (Fig. 58);



**Fig. 58 Vertebră reconstruită din mesh**



**Fig. 59 Coloană vertebrală reconstruită complet și asamblată**

- H. Asamblarea organelor în medii de proiectare parametrizate (ex. CATIA - <http://www.3ds.com>), (Fig. 59).

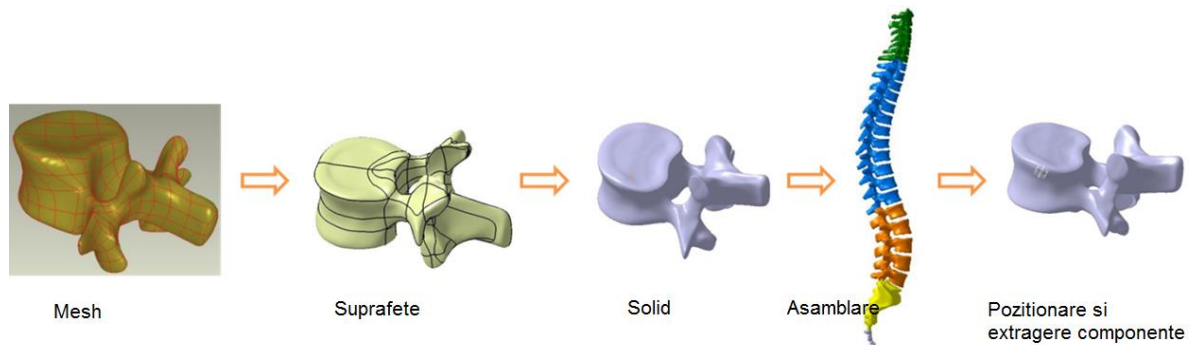
### Extragerea modelelor 3D ale componentelor coloanei vertebrale

În vederea realizării unui model cinematic funcțional, folosind medii de proiectare avansată 3D este nevoie ca elementele componente ale coloanei (vertebre) să fie salvate independent, în fișiere separate, sub formă de solid (Fig. 60). Pentru această operație, s-a utilizat mediul de proiectare CATIA. Ca date de intrare, s-au utilizat fișierele de tip .stp obținute anterior cu programul software MeshLab, ce conține elemente de tip suprafață.

Algoritmul de lucru a constat din următorii pași:

- Separarea fiecărui element (vertebra) de tip suprafață în fișiere CATPart (26 fișiere);
- Transformarea elementelor din suprafețe în solid;
- Asamblarea tuturor celor 26 fișiere într-un fișier de tip CATProduct;
- Identificarea, pentru fiecare vertebră, a unui punct ce va deveni centrul sistemului de referință local;

- Realizarea pentru fiecare vertebra a unui fișier de tip *assembly* și poziționarea sistemului de referință local peste sistemul de referință global;
- Salvarea fiecărui fișier de tip *assembly* pentru fiecare vertebra în fișiere neutre de tip *.stp*.



**Fig. 60** Extragerea componentelor de tip *part*

Asfel, au fost obținute toate vertebrele unei coloane vertebrale reale, obținute prin scanarea cu CT, ce pot fi utilizate mai departe pentru construcția unui model cinematic.

### 3.5. Modelul cinematic al coloanei vertebrale

Cinematica este studiul mișcării corpurilor rigide fără considerarea forțelor care acționează asupra lor și de masele lor. Obiectivul analizei cinematice este determinarea traiectoriilor diverselor puncte de interes ale elementelor cinematice (poziții, viteze și accelerații liniare și unghiulare).

Programul ales pentru dezvoltarea modelului cinematic al coloanei [137] este SimMechanics [222], [183]. SimMechanics face parte din programul Matlab și este dedicat simulărilor cu metoda multicorp.

#### Cinematica coloanei vertebrale

Fiecare vertebră prezintă 3 grade de libertate de rotație:

- rotație: flexie-extensie(fata-spate)
- rotație: indoire laterala(stanga-dreapta)
- torsiune: rotație în jurul axei coloanei

Aceste componente de rotație au centre de rotație diferite și axe de rotație non-ortogonale. Modelarea fiecărei vertebre ca articulație individuală fără a lua în considerare comportamentul de cuplare care există între ele din cauza comportamentului rotației nu este recomandată deoarece duce la posturi ale coloanei nerealiste.

În schimb este preferabil să se folosească doar câteva articulații necuplate/independente plasate strategic pe coloana pentru a avea o rigiditate mai realistă a sistemului. De asemenea prin reducerea gradelor de libertate ale coloanei este simplificat și controlul acesteia [51].

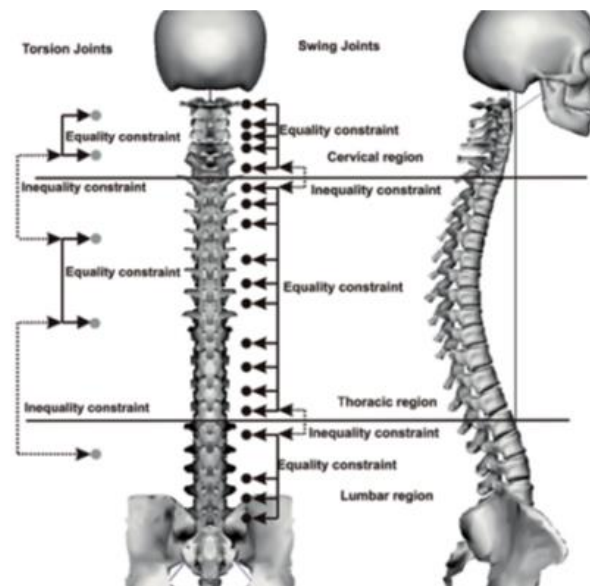


Fig. 61 Model al coloanei vertebrale

În Fig. 61 este prezentat un model al coloanei vertebrale compus din 3 zone în care s-a decuplat componentele miscării de torsiune și oscilație a vertebrelor prin folosirea a 2 tipuri de cuple plasate strategic:

- cuple de rotație (1 grad de libertate) - orientate de-a lungul axei coloanei pentru modelarea torsiunii;
- cuple oscilante (2 grade de libertate) - folosite pentru evitarea singularitatilor în intervalul de mobilitate.

O altă abordare a problemei cinematice este modelarea coloanei prin împartirea ei în segmente, poziția unei vertebre fiind dată de discretizarea coloanei (Fig. 62) conform distanței [170] sau unghiurilor dintre vertebre [67].

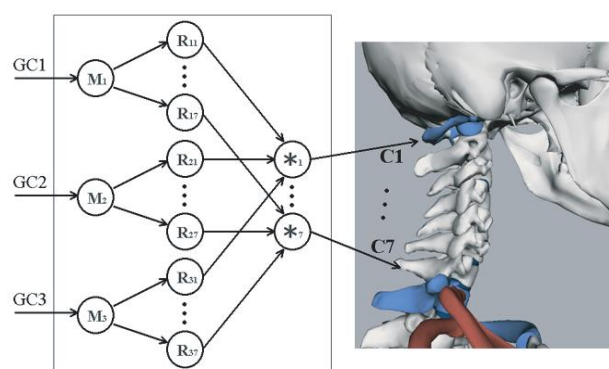


Fig. 62 Funcția pentru coloana cervicală

Cartografierea cuplelor permite modelarea expresiilor cuplelor pentru mai multe segmente osoase. Aceasta cartografiere este de fapt o funcție care are ca intrare gradele de libertate iar ca ieșire valorile modificate ale cuplelor (variația unghiulară). Ieșirea acestei funcții poate fi combinată cu intrarea altei funcții pentru a crea comportamente ale coloanei din ce în ce mai complexe [219].

Acest sistem este compus din trei seturi de cuple, fiecare având 3 grade de libertate de rotație pentru flexie/extensie, îndoire laterală și răsucire, rezultând un total de 9 grade de libertate pentru controlul întregii coloane și a cutiei toracice.

### Limitele anatomice normale ale mișcărilor vertebrelor coloanei

Studiile din literatura de specialitate arată că unghiurile de orientare ale vertebrelor L1 comparat cu cele ale vertebrei T12 pot avea valori relativ mari. Valorile prezentate în Tabel 2 corespund celor șase studii Van Verp, 2000 [206]; Pearcy, 1985 [155]; Pearcy, 1989 [154]; Hindle, 1990 [87]; Peach, 1998 [153]; Russel, 1993 [175]. Aceste valori maxime admise stau la baza modelului cinematic dezvoltat.

**Tabel 2 Unghiuri de orientare ale vertebrelor**

	<i>Van Verp,</i> 2000	<i>Pearcy,</i> 1985	<i>Pearcy,</i> 1989	<i>Hindle,</i> 1999	<i>Peach,</i> 1998	<i>Russel,</i> 1993
<i>Flexiune</i>	56,4	51	75,6	74,6	71,6	75,1
<i>Extensie</i>	22,5	16	23	26,8	-	25,8
<i>Îndoire spre stânga</i>	25,8	18	27,9	29	29,7	28
<i>Îndoire spre dreapta</i>	26,2	17	28,5	29	30,8	28
<i>Rotație spre stânga</i>	14,4	5	16	15	16,6	16,4
<i>Rotație spre dreapta</i>	12,8	4	15,4	15	15,6	16,4

### Modelul cinematic

Modelul cinematic al coloanei vertebrale conține următoarele elemente:

- un sistem de referință global în care vor fi analizate pozițiile tuturor vertebrelor
- vertebrelor, având geometria din modelul 3D și cu un sistem de referință local atașat fiecăreia
- deoarece legătura dintre vertebre nu se realizează prin cuple cinematice, pentru analiza pozițiilor relative ale vertebrelor se vor introduce elemente de comparare a pozițiilor relative ale vertebrelor adiacente.

Vertebra este modelată ca un element nedeformabil din modelul cinematic. Modelul SimMechanics al vertebrei este prezentat în Fig. 63 și cuprinde următoarele elemente:

- 1- legătura cu sistemul de referință global,
- 2- transformarea de translație: coordonatele sistemului de referință local (în sistemul de referință global) ale vertebrei,
- 3- transformarea de rotație: rotația sistemului de referință local în sistemul global al vertebrei,
- 4- coordonatele vertebrei în sistemul global,

- 5- transformarea de translație pentru a identifica poziția relativă la vertebra vecină,
- 6- legătura cu elementul de comparare,
- 7- informații referitoare la geometria vertebrei.

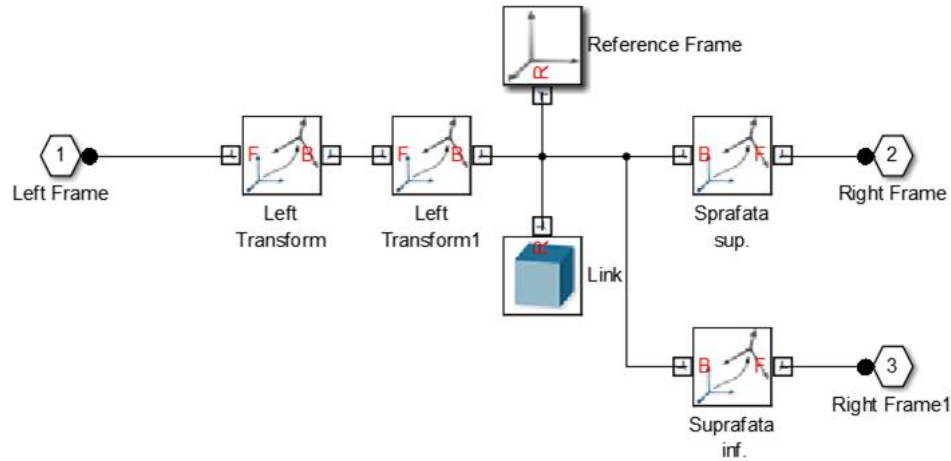


Fig. 63 Model SimMechanics al vertebrei (I)

În cazul în care poziția vertebrei este comparată cu două vertebre vecine, atunci modelul vertebrei are două ieșiri (2 și 3 din Fig. 63)

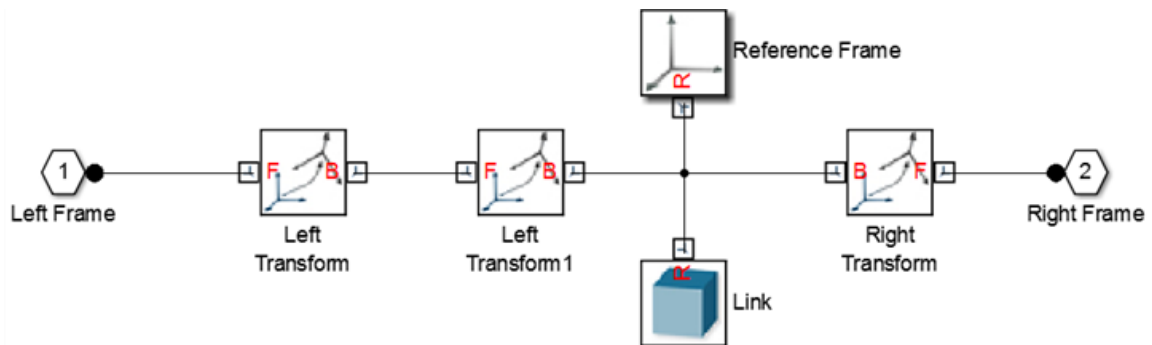


Fig. 64 Model SimMechanics al vertebrei (II)

Vertebrelor sunt poziționate în sistemul global de referință prin parametrii citiți dintr-un fișier în care se calculează și se stochează coordonatele vertebrelor. Tot în acest fișier sunt calculate și unghiurile de orientare ale vertebrelor conform valorilor maxime admise din Tabel 2.

Modelul cinematic complet al coloanei este prezentat în Fig. 65. Acest model cuprinde vertebrele L1 ... L5 și T1 ... T10. Elementele componente sunt:

- 1- sistemul de referință global,
- 2- modelul unei vertebrei (conform celor prezentate în Fig. 63 și Fig. 64),
- 3- blocuri de comparare pentru suprafețele adiacente.

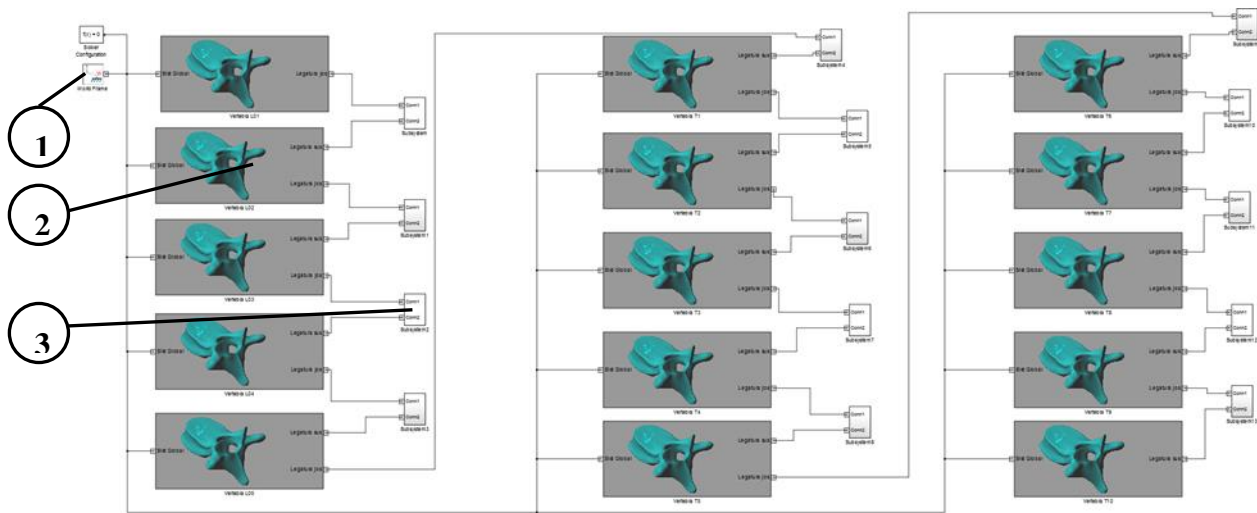


Fig. 65 Model cinematic complet al coloanei vertebrale

Blocurile de comparare (Fig. 66) au în componență:

- 1- un element de comparare a pozițiilor relative ale celor două suprafețe adiacente,
- 2- un bloc de transformare din date geometrice (lungimi, unghiuri) în date numerice,
- 3- blocuri de afișare date măsurate.

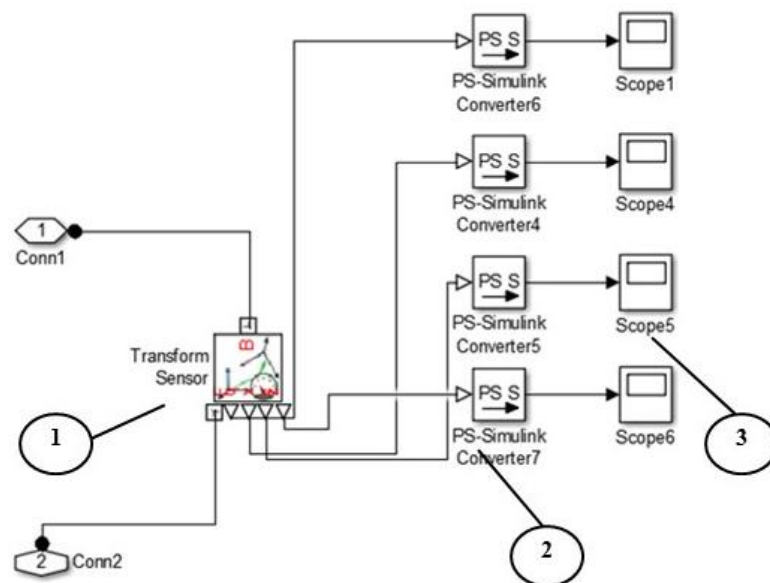


Fig. 66 Blocuri de comparare

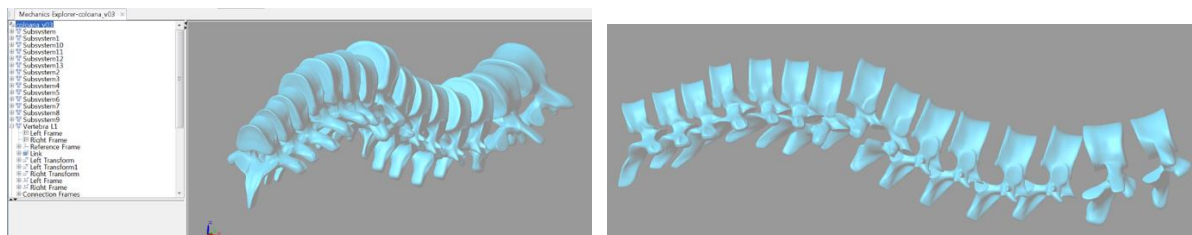


Fig. 67 Coloana vertebrală reconstruită



În urma rulării modelului cinematic al coloanei s-au obținut rezultatele prezentate în Fig. 67. Acest model cinematic poate fi personalizat, în funcție de caracteristicile geometrice ale coloanei vertebrale reconstituite precum și de datele obținute din activitățile de diagnosticare.

### 3.6. Dispozitive pseudo-medicele portabile [36]

Coloana vertebrală este o structură complexă, alcătuită dintr-o serie de elemente rigide (vertebre) conectate cu unități flexibile vâscoelastice (discuri intervertebrale). Comprimarea, îndoirea și forfecarea pot fi transmise printr-o combinație de forțe la nivelul discurilor intervertebrale, articulațiile apofizale, structurilor ligamentare și al contractiei musculare active. Coloana vertebrală este parte a scheletului trunchiului, alături de coaste, stern, pelvis și articulațiile dintre acestea. Coloana vertebrală este segmentul axial al trunchiului scheletului uman, și este format din 33-34 vertebre și discuri intervertebrale ce se suprapun, măsurând aproximativ 73 cm la bărbați și 63 cm la femei. Vertebrele sunt aranjate metamerice, una peste alta, și sunt împărțite pe regiunile cărora aparțin: cervical (7 vertebre), toracic (12 vertebre), lombar (5 vertebre), sacral (5 vertebre) și cocigian (4 sau 5 vertebre) [151].

Coloana vertebrală are un grad ridicat de mobilitate datorită articulațiilor intervertebrale, având o amplitudine variabilă de deplasare de la o regiune la alta. Curburile coloanei vertebrale sunt consecința adaptării la poziția verticală. Postura corectă a corpului uman este un semn al echilibrului fizic și psihic, rezultând dezvoltarea normală și armonioasă a corpului [133], [138], [139].

Strategiile de prevenire a bolii coloanei vertebrale includ atât ridicarea calității locului de muncă, cât și a măsurilor medicale. Există o recunoaștere tot mai mare a faptului că o soluție eficientă la această problemă necesită o abordare integrată, care încorporează ambele tipuri de intervenții. Există mai multe metode de evaluare a diferitelor aspecte ale bolilor coloanei vertebrale: metode de laborator, metode radiologice, metode metrologice, indici funcționali, indici de activitate a bolii, indici globali, indici clinici [181], [194].

Pe piața europeană, există câteva dispozitive medicale și pseudomedicele destinate monitozării poziției coloanei vertebrale și corectarea posturii corporale. Aceste dispozitive, prezentate mai jos, au doar o acțiune pasivă:

- „Kosmodisk” este un dispozitiv de masaj care aplică o forță de contact asupra coloanei vertebrale, printr-o formă specială [234];
- „Virtual Corset” [236] pentru urmărirea și monitorizarea posturii. Virtual Corset™ a fost descris ca fiind „un memento blând pentru a sta în picioare drept”. Acest aparat folosește un înclinometru și o alarmă vibratoare într-un pager. Scopul este de a păstra utilizatorul într-o postură erectă și de a reduce activitatea musculară a trunchiului și a sarcinii asupra coloanei vertebrale. Un specialist clinic impune limitele pentru unghiul de înclinare și frecvența pagerului. Ori de câte ori se ajunge la unghiul de înclinare, dispozitivul avertizează



utilizatorul, iar datele sunt înregistrate și pot fi citite utilizând un calculator. Acest echipament este proiectat numai pentru urmărirea înclinării corpului, nu și curbura coloanei vertebrale.

- Vertebrae Orthosis - este un dispozitiv pentru corectarea off-line a poziției coloanei vertebrale [232];
- „Vertetrac” este o unitate portabilă de tracțiune a coloanei vertebrale sau lombare. Acest dispozitiv este similar cu bretelele de corp sau mesele de decompresiune, dar oferă tracțiune în trei direcție: tracțiune verticală, orizontală și simetrică. Bazat pe combinarea mișcării cu tracțiunea, îmbunătățește gama de mișcare și promovează recuperarea [235];
- Decompression Spinal Air Traction Belt - Decompression Back Brace Support for the lumbar vertebrae; aceste bretele lombare acționează pentru a oferi tracțiune între partea inferioară a cutiei toracice și partea superioară a șoldului [231];
- Natural Curve Deluxe Full Spine Tractor - combină ambele exerciții de gât și spate într-unul singur [233].

Toate dispozitivele de mai sus au un principiu de lucru similar, pentru a aplica o forță care ajută la corectarea curburii coloanei vertebrale. Cu toate acestea, forța este întotdeauna aceeași, indiferent de boală sau de pacient.

În ceea ce privește sistemele de urmărire portabile în timp real, au fost identificate unele brevete, dar acestea nu ating complexitatea noului produs propus [58]:

- Brevetul nr. IES86477B2 - dispozitiv de măsurare portabil pentru gama de mișcare a coloanei cervicale – sistemul mobil este alcătuit din două elemente, amplasate unul în spatele pacientului, altul pe capul acestuia și poate monitoriza și înregistra poziția relativă dintre senzorii care cauzează deplasarea zonei cervicale.
- Brevetul nr. KR20160010929A - Metodă și sistem de determinare a bolilor coloanei vertebrale cu ajutorul senzorilor inerțiali - un sistem care utilizează patru senzori inerțiali, doi senzori montați pe umeri și doi pe șolduri; aceștia pot înregistra postura unui pacient în poziția șezut.
- Brevetul nr. US5772610A - Metodă și aparat pentru măsurarea dinamică și directă a lordozei lombare - dispozitiv pentru măsurarea unghiului de curbură a coloanei vertebrale lombare.
- Brevetul nr. US2014156218A1 - Metodă de monitorizare a mișcării - un sistem de monitorizare a membrelor umane și mișcări ale corpului cu ajutorul unor senzori inerțiali.

### **3.7. Utilizarea senzorilor în monitorizarea mișcărilor umane**

Există mai multe cercetări ce vizează elaborarea unui echipament portabil de monitorizare uman, în scopul de a înțelege cerințele de mobilitate în diferite sporturi. Câteva din de tehnologiile portabile au fost revuie în [30], [42], [113], mai ales cele care se bazează, în principal, pe senzori inerțiali și micro-senzori electro-mecanici.

Există unele aplicații care utilizează metode de urmărire a mișcării bazate pe sisteme optice, în principal, cu markeri reflectorizanți în infraroșu sau markeri emițători de lumină activă. Aceste dispozitive sunt limitate la utilizarea în proximitatea sistemelor de urmărire optice [86].

Durerile lombare (LBP) sunt cunoscute ca fiind asociate cu mișcări ale articulațiilor lombare (CMs - mișcări care au loc în direcții diferite în jurul mișcării primare). Unele studii au măsurat CMs lombar cu ajutorul senzorilor inerțiali lipiți direct pe pielea pacientului, în zona vertebrelor lombare în L1-L5. În acest sens, s-au efectuat analize comparative între subiecți umani sănătoși și bolnavi [229].

Alte cercetări studiază comportamentul poziției trunchiului uman prin utilizarea unor instrumente de detectare inerțială și magnetică, în timpul operațiunilor de rutină zilnice [40]. În [79] este prezentat un sistem bazat pe detecție inerțială pentru măsurarea în timp real 3D a mișcării coloanei vertebrale umane, într-un mod portabil și non-invaziv. Datele transmise de senzori sunt transformate în trei parametri unghiulari (rotație, flexie și îndoirea laterală a coloanei vertebrale) și pot fi folosite pentru a modela coloana vertebrală ca model polar flexibil, care poate fi animat în timp real, folosind Graphic User Interface (GUI).

În [104] se propune o metodă de estimare a lungimii unui pas, folosind o singură unitate de măsurare inerțială (plasată la nivelul pelvisului și fixată la centura subiectului) prin integrarea accelerației de-a lungul direcției de deplasare.

În [182] obiectivul studiului a fost de a evalua un instrument de măsurare în diagnoza funcțională, în condiții apropiate de practica clinică cu ajutorul unui sistem de măsurare inerțial bazat pe senzor. Sistemul este alcătuit dintr-o serie de senzori montați pe frunte, spate, partea superioară a brațelor și antebrate, mâini și pe picioare superioare și inferioare.

O abordare apropiată de proiectul vizat există în [193], unde autorul prezintă o modalitate de a efectua exercițiile impuse de către medic, controlate în timp real, prin intermediul unei interfețe VR. Durerile lombare (LBP) afectează oameni de toate vârstele și este o problemă foarte frecventă de sănătate la nivel global. Datele de la senzorii de pe corp sunt transmiși prin Wi-Fi, ceea ce limitează spațiul de lucru al sistemului.

### **Despre curbura coloanei vertebrale**

Tema lucrării de față este de a utiliza datele furnizate de un dispozitiv portabil, ce măsoară unghiurile de înclinare a le coloanei vertebrale, pentru a calcula o curbura a acesteia.

Există diverse abordări în literatura de specialitate, însă nu utilizează aplicații în medicină. Astfel, Milosevic [135] a introdus un sistem portabil, cu costuri reduse, care poate fi folosit pentru a schița desene folosind rețele de curbe 3D. Sistemul se bazează pe un dispozitiv în formă de stilou fără fir și o cameră stereo. Camera dispozitivului înregistrează mișcările și transformă punctele de coordonate în curbe, pe care apoi le interpolează, transformându-le în suprafețe.

În [152] se prezintă o nouă modalitate de estimare a mișcării prin transformarea unei serii de puncte discrete, folosind datele transmise de către senzori. În [102], obiectivul este de a determina o curbă pentru a crea o hartă bazată pe datele din două unități de măsurare inerțială microelectromecanice ușoare pentru urmărirea mișcării utilizatorului.

Folosind doar un singur senzor, Sabatini [176] a dezvoltat o metodă originală pentru a estima deplasarea 3D a unei părți a corpului în timpul mișcărilor ciclice cu ajutorul senzorilor inerțiali purtați pe corp.

### **3.8. Măsurarea mișcării coloanei vertebrale**

Măsurarea mișcării coloanei vertebrale are un rol esențial în procesul de reabilitare a pacienților cu devieri ale coloanei vertebrale. Una dintre aceste tulburări este scolioza, care constă dintr-o curbare laterală a coloanei vertebrale, unde unghiul Cobb depășește 10 grade, așa cum se specifică de către Societatea de Cercetare a Scoliozei [186]. Metoda standard pentru diagnosticarea scoliozei se bazează pe radiografiile antero-posterioare 2D, pe toată lungimea coloanei vertebrale [223]. Pacienților cu un unghi Cobb mai mic de 25 grade (scolioză ușoară), li se recomandă terapie fizică și observarea periodică, pentru a monitoriza progresul sau regresul tulburării.

#### **Analiza echipamentelor existente**

O metodă de măsurare a curburii coloanei vertebrale este prin utilizarea unui goniometru potențiomtric. Acest dispozitiv are un număr de potențiometre de precizie, care sunt conectate printr-o serie de bare de metal pentru achiziția de coordonate în spațiul tridimensional. Goniometrele potențiometrice sunt folosite cu succes în aplicații clinice și de cercetare, însă nu sunt adecvate pentru monitorizarea pe termen lung, din cauza timpului necesar pentru a potrivi și de a ajusta sistemul, dimensiunea acestuia și costurile ridicate.

Progresele realizate în electronică și telecomunicații au permis dezvoltarea unor sisteme mai precise și fiabile de captarea mișcării. De mare interes sunt sistemele de monitorizare a mișcării umane utilizate în terapiile de reabilitare [26], [96] și alte rețele de monitorizare la distanță pentru pacienții din spitale și, de asemenea, în propriile lor case [19]. Monitorizarea sănătății presupune integrarea unor cercetări din domenii cum ar fi de culegerea de date, senzori, stocarea datelor și comunicații, de prelucrare a semnalului, tehnici de extragerea unor caracteristici și de fuziune a datelor provenite din multi-senzori. Fuziunea datelor este utilizarea sinergică a datelor și a cunoștințelor din mai multe resurse pentru a crea o reprezentare coerentă și corectă a unui sistem.

Există mai multe tehnologii de captare a mișcării, care au fost dezvoltate în ultimii ani, cum ar fi cele optice, pe bază de imagine, mecanice, magnetice, acustice și sisteme hibride.

Sistemele optice de captare a mișcării sunt frecvent utilizate în domeniul animației pe calculator, în industria de film și în diagnosticul medical și de reabilitare [140], [208]. Această abordare oferă rezultate fiabile și exacte, dar aduce cu sine o portabilitate slabă, la costuri foarte ridicate. Aceste

sisteme se bazează pe un număr mare de camere video care folosesc metode de triangulație și markeri care sunt plasați pe corp, prin urmare, ele pot fi folosite cu succes numai în medii controlate [210].

O altă variantă folosește tehnici de vizualizare pe calculator pentru a obține parametri de mișcare de la o înregistrare video și este mai puțin precisă decât sistemele optice, dar această abordare nu necesită utilizarea unor markeri speciali [43].

Sistemele acustice folosesc sisteme emisie – recepție pentru a măsura timpul emiterii unui semnal audio, în scopul de a calcula locațiile marcate. Un dezavantaj major este numărul limitat de markeri și o sensibilitate ridicată la câmpurile magnetice externe [212].

Unități de măsurare inerțială (IMU) au devenit cele mai utilizate dispozitive în studiul mișcării umane, deoarece acestea sunt de dimensiuni reduse, ușor de purtat și non-invazive. Un IMU este un dispozitiv electronic care măsoară și transmite viteza, orientarea și forțele gravitaționale, folosind o combinație de accelerometre, giroscopuri și, de asemenea, magnetometre.

### **3.9. Propunere sistem portabil [36]**

Obiectivul urmărit este proiectarea, elaborarea și testarea unui sistem inovativ pentru diagnosticarea și tratamentul unor afecțiuni ale coloanei vertebrale. Dispozitivul este capabil să măsoare în timp real poziția instantanee a coloanei vertebrale umane, facilitând un diagnostic precis, precum și o monitorizare continuă pentru prevenirea și / sau tratamentul afecțiunilor coloanei vertebrale.

Cele mai multe dintre afecțiunile coloanei vertebrale sunt cauzate de posturi anormale în timpul rutinei de zi cu zi, care sunt caracteristice pentru anumite activități sau obiceiuri proaste legate de posturi ale coloanei vertebrale când poziția de șezut sau în picioare. Odată ce a fost dobândită această afecțiune, în cele mai multe dintre cazuri se eliberează medicamente doar pentru ameliorarea durerii, în timp ce pentru a o vindeca, adoptarea unor poziții corective și educarea posturii sunt singurele remedii. În cazuri mai grave, sunt posibile intervenții chirurgicale, dar ulterior apar alte riscuri secundare.

În fazele acute, tratamentul constă în urmărirea unor exerciții fizice specifice și respectarea pozițiilor corective care se află sub strictă supraveghere în spital, până la ameliorarea simptomelor. După externare, este nevoie de o disciplină strictă a posturii pentru mult timp. Cu toate acestea, cei mai mulți dintre pacienți reiau rutina zilnică destul de rapid - aceeași care a cauzat boala și, de foarte multe ori, boala recidivează.

Ideea centrală a sistemului propus este de a crea un element de îmbrăcăminte inteligent (vestă) capabilă să identifice, în timp real, abaterea de la posturile prescrise și să avertizeze pacientul cu privire la aceasta. Vesta senzorială este echipată cu senzori de poziție, elemente de acționare de dimensiuni mici, controlere și un sistem de calculator portabil (smartphone, tabletă), care pot

identifica în timp real pozițiile geometrice ale vertebrelor. Informațiile adunate sunt apoi prelucrate de un software dedicat, care poate servi pentru două scopuri medicale importante:

a) **Diagnoză**, care constă în măsurarea precisă a poziției instantanee a coloanei vertebrale, interpretarea datelor și compararea cu datele de referință cu privire la bolile coloanei vertebrale, care sunt stocate într-o bază de cunoștințe. În scopul diagnosticării, sistemul este conectat la un calculator și include o interfață 3D a utilizatorului, care este convenabil de utilizat de către echipa medicală, atât pentru interpretarea rezultatelor și simularea posibilelor tratamente posturale.

b) **Terapie** - sistemul este condus de un smartphone și este capabil de a efectua o monitorizare permanentă a posturilor de coloană vertebrală și să le compare cu referințele prescrise. În cazul în care postura prescrisă nu este respectată, pacientul primește un stimul de avertizare delicat în zona cu pricina, pentru a-i reaminti să își corecteze postura. În plus, aplicația instalată pe smartphone va fi capabil să adapteze posturile de referință, în funcție de progresul terapiei.

Mișcările vertebrelor sunt detectate prin utilizarea diferitelor tipuri de traductoare și astfel postura reală poate fi identificată prin intermediul unui model 3D care ilustrează vertebrele interconectate prin articulații adecvate. În contextul priorităților europene legate de îmbătrânirea sănătoasă, produsul are un mare potențial de piață, dat fiind faptul că 60-90% din populație este afectată de probleme lombare, până la vârsta de 90 ani. Date fiind cele mai bune cunoștințe ale consorțiului de proiect, niciun produs sau un sistem similar există pe piață.

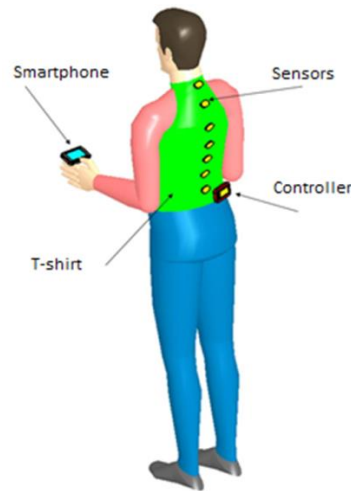
### **3.10. Sistemul propus și metodologia de funcționare**

Se propune, pentru prima dată, un sistem complet automatizat, care se adresează în totalitate problematicii medicale de diagnostic și terapie a bolilor coloanei vertebrale. În particular, se consideră că metoda propusă în acest proiect este precisă și se bazează pe tehnologii de ultimă oră, fiind complet automatizată, dar relativ accesibilă. Metoda include un model geometric detaliat și exact ale vertebrelor coloanei vertebrale, calibrat cu date reale și monitorizate continuu, oferind un confort și o precizie mult mai mare decât tehnicile actuale. Soluția inițială a dispozitivului portabil, luată în considerare pentru monitorizarea și corectarea poziției coloanei vertebrale, este compusă din următoarele elemente (Fig. 68) [36], [214]:

- jacheta (vestă, tricou) cu senzori;
- sistem de culegere de date, de calcul și transfer de date (controller);
- dispozitive de afișare (smartphone, tabletă etc.)

Ideea principală a acestui dispozitiv este reprezentat de metoda de colectare a datelor, în special, de setul de senzori aplicat pe jachetă: structura cinematică a coloanei vertebrale este reprodusă prin elementele asociate vertebrelor, legate prin articulații. Mișcarea lor trebuie să fie o deviație de mișcare a coloanei vertebrale, fiind capturată de un sistem de senzori și traductoare. Construcția dispozitivului este ilustrată în Fig. 68 și include o vestă dotată cu senzori și care comunică prin wireless cu aplicația de pe smartphone. Vesta este prevăzută cu senzori care efectuează

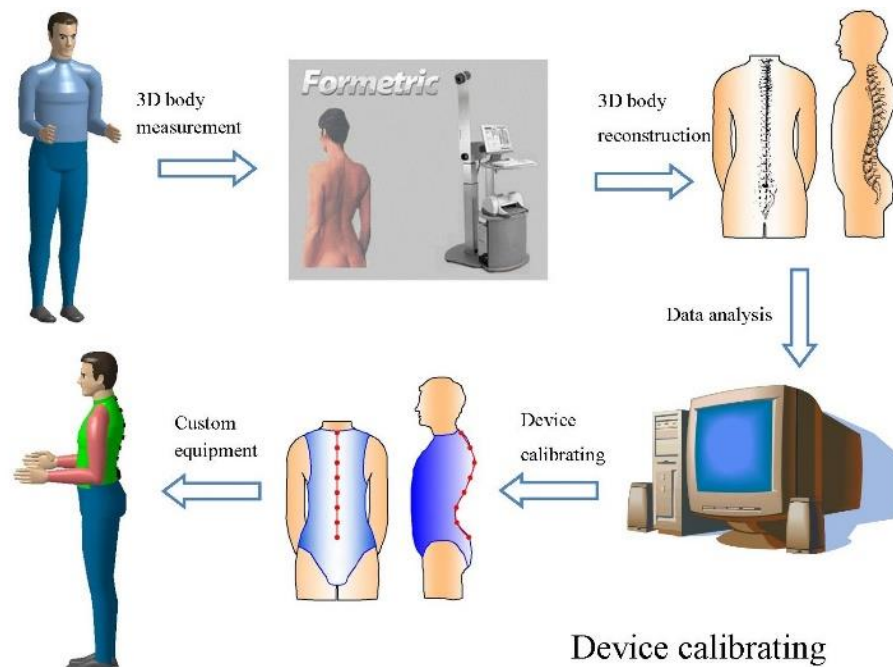
măsurătorile necesare, precum și elemente de acționare de mici dimensiuni pentru a produce vibrații de avertizare (similare cu cele din telefoanele mobile - buzzere), toate acestea fiind acționate de un controller ce comunică cu smartphone-ul. Sistemul trebuie să fie complet determinat, din punct de vedere mecanic.



**Fig. 68 Sistem de urmărire a posturii coloanei vertebrale**

Pentru operarea tuturor echipamentelor, sunt necesare următoarele etape:

- 1) Se măsoară în laborator, de către un medic, datele antropometrice ale pacientului prin utilizarea unui echipament dedicat.
- 2) Se parametrizează modelul CAD generic (Fig. 69)

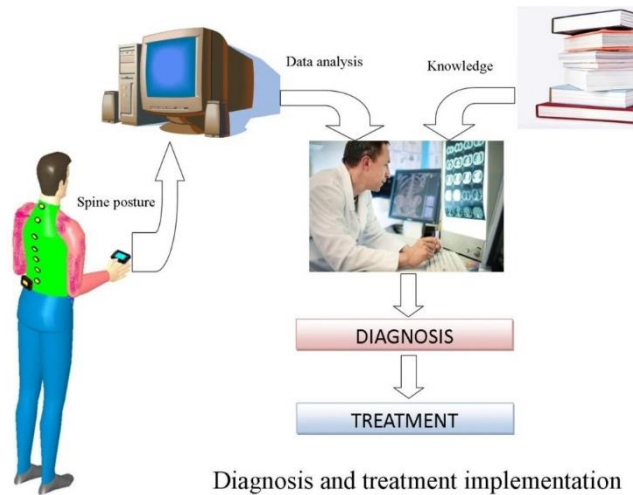


**Fig. 69 Faza de calibrare a sistemului**

3) Se identifică forma coloanei vertebrale, se diagnostichează pacientul și se prescrie de către medic tratamentul optim și / sau pozițiile de prevenire.

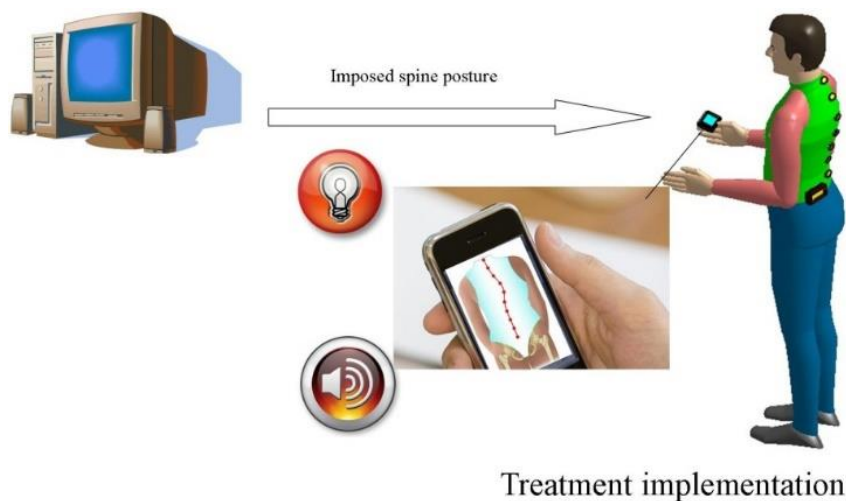


4) Se transferă datele către controlerul portabil și se calibrează senzorul în concordanță cu caracteristicile pacientului (Fig. 70).



**Fig. 70 Diagnosticare**

5) Se instruește pacientul în utilizarea dispozitivului (Fig. 71)



**Fig. 71 Utilizarea echipamentului**

Computerul primește date de la senzorii plasați pe vestă și reconstruiește parametric un model virtual al posturii reale a coloanei vertebrale, la anumite intervale de timp. Această poziție este comparată cu poziția de referință extrasă din baza de cunoștințe.

În cazul în care diferențele dintre aceste posturi depășesc o toleranță necesară, punctul deviat este identificat și sistemul de avertizare alertează utilizatorul prin vibrații ușoare în zona respectivă, să își corecteze poziția. Cinematica coloanei vertebrale virtuale este reprodusă pe baza datelor senzorilor, prin crearea unor elemente virtuale, reprezentate de vertebre, conectate prin articulații cinematice.

Postura coloanei vertebrale nu va fi identificată folosind reprezentări punct cu punct, ci folosind un tip de interpolare care integrează întregul set de puncte identificate. În acest fel, erorile



senzorilor, afectați de diferite deplasări temporare în ceea ce privește vertebrele lor în diferite poziții de lucru, vor fi corectate prin poziția celorlalte puncte. Acest algoritm va fi inclus în modulul de calibrare a sistemului.

Pentru a realiza un dispozitiv mobil care este capabil să măsoare postura coloanei vertebrale, se consideră folosirea senzorilor inerțiali montați pe spatele pacientului ca în Fig. 72 [214].

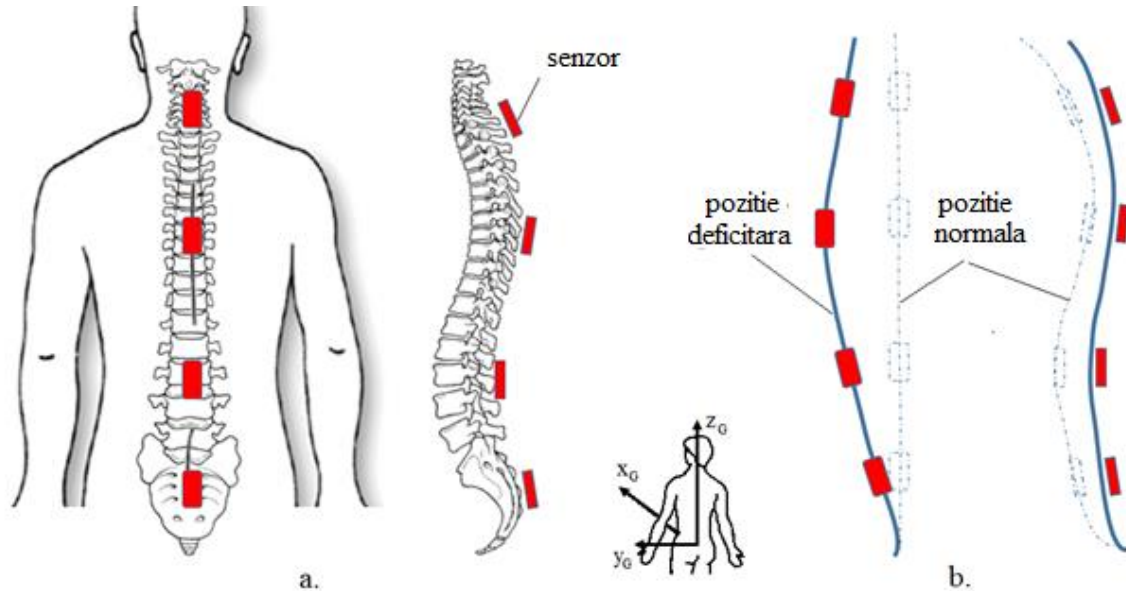


Fig. 72 Metodă de măsurare a posturii coloanei vertebrale

Dispozitivele care pot monitoriza și transmite date în mod continuu ar permite sistemelor de medicină de tip Telecare să identifice mai multe patologii pentru care monitorizarea intermitentă nu este suficientă. Furnizorii de asistență medicală ar putea în acest fel să crească calitatea vieții pacienților lor. Sistemul propus poate fi împărțit în două componente separate: calibrarea dispozitivului și implementarea tratamentului.

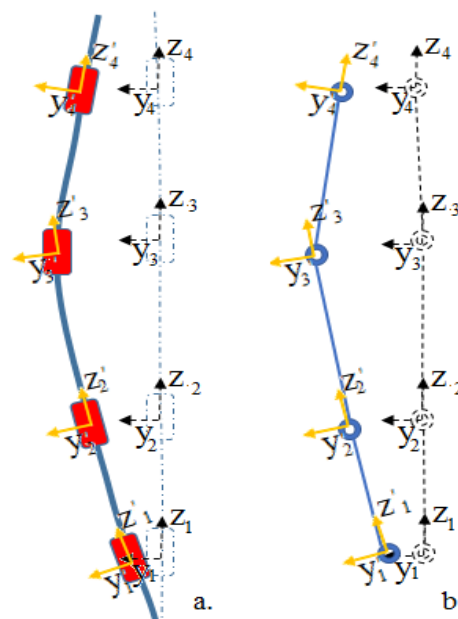


Fig. 73 Măsurarea unghiurilor cu ajutorul senzorilor

Odată ce echipamentul personalizat este calibrat, așa cum este prezentat în Fig. 74, pacientul poate începe procesul de recuperare. Sistemul de monitorizare a scoliozei are două opțiuni pentru a interacționa cu pacientul:

- Cu un buzzer, care este atașat la vesta cu senzorii inerțiali. În cazul în care pacientul are o postură nefavorabilă pentru o perioadă predeterminată de timp, el va primi o vibrație ușoară să-i amintească să își corecteze poziția;
- Prin intermediul aplicației smartphone. Pacientul poate vizualiza postura recomandată și / sau postura lor curentă în timp real.



**Fig. 74 Configurarea unui sistem de monitorizare a tulburărilor de postură a coloanei vertebrale**

Aplicația de pe smartphone are, de asemenea, rolul de a transmite în mod regulat date la un server în tehnologia cloud, de unde poate fi accesată de către un medic.

Principalele aspecte care au fost luate în considerare în timpul proiectării sistemului de monitorizare a scoliozei sunt următoarele: (i) calibrarea dispozitivului; (ii) eroarea de deviație a senzorului; (iii) eficiența energetică; (iv) siguranța; (v) poziția centrului senzorului și (vi) reproductibilitatea.

### **3.11. Specificațiile hardware ale sistemului de urmărire a posturii [7], [36], [214]**

Avantajul de a elabora un dispozitiv portabil, este faptul că se obține un suport interactiv pentru pacienți și bolile coloanei vertebrale statice și dinamice se pot corecta activ. Este bine cunoscut faptul că cele mai frecvente terapii prescrise pentru afecțiunile coloanei vertebrale constau în corectarea poziției pe perioade lungi de timp (luni sau chiar ani). Tratamentul acestor tulburări este de obicei realizată cu succes pe parcursul perioadei de spitalizare, deoarece pacienții se află sub supraveghere medicală.

Au fost identificate câteva brevete de invenție ce vizează echipamente de monitorizare cu ajutorul senzorilor inerțiali:

- Brevetul nr. CN102859388A – dispozitiv multiutilizator de monitorizarea mișcării folosind senzori - sistemul de senzori inerțial montat pe diverse platforme, care își schimbă poziția unul în raport cu celălalt, putând determina poziția relativă a platformelor în timp real.
- Brevetul nr. US2009204031A1 – Monitorizare continuă utilizând senzori inerțiali - o metodă comună pentru estimarea unghiurilor dintre diferitele segmente ale brațului.

Arhitectura hardware (Fig. 75) este împărțită în nodurile de senzori și unitatea centrală (UC). Nodurile de senzori sunt echipate cu senzori LSM9DS0 cu 9 grade de libertate (DOF), un

microcontroler MSP430F5x cu consum redus și un adaptor ZigBee Pro. MSP430F5x este un microcontroler cu consum redus de energie, 16-bits la 25MHz, care oferă o performanță înaltă și încorporează un port USB 2.0, un bloc de gestionare a energiei, un card de memorie flash de 512 KB și 66 KB RAM [119], [120].

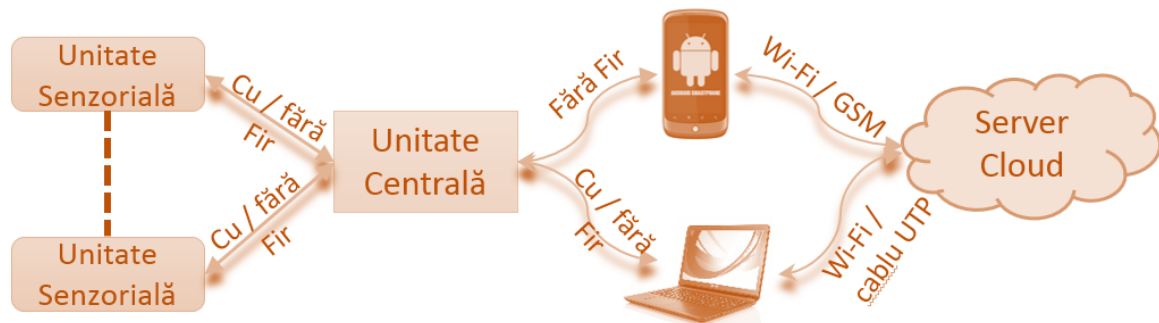


Fig. 75 Arhitectura hardware [214]

IMU LSM9DS0 are o accelerație liniară la scala completă de  $\pm 2 \text{ g} / \pm 4 \text{ g} / \pm 6 \text{ g} / \pm 8 \text{ g} / \pm 16 \text{ g}$ , un câmp magnetic la scala completă de  $\pm 2 / \pm 4 / \pm 8 / \pm 12$  gauss, și o rată unghiulară de  $\pm 245 / \pm 500 / 2000 \pm \text{dps}$ . Acesta include o interfață serială I2C care suportă modurile standard și rapid (100 kHz și 400 kHz), precum și o interfață standard serială SPI. Acesta oferă o procedură auto-test încorporată, un senzor de temperatură încorporat și senzorii magnetic, accelerometru și giroscop care pot fi activați sau setați în modul de oprire separat pentru administrarea inteligentă a energiei. LSM9DS0 este un sistem inerțial modular foarte compact, măsurând doar  $4 \times 4 \times 1.0 \text{ mm}$  [63].

Sistemul proiectat va utiliza 4-5 senzori, care au la bord un subsistem de fuziune, pe baza filtrului Kalman. Giroscopul măsoară viteza unghiulară, care ce indică cât de repede și de-a lungul cărei axe se rotește dispozitivul. Vitezele unghiulare sunt măsurate în grade pe secundă (DPS) sau  $^{\circ}/\text{s}$ . LSM9DS0 poate măsura până la  $\pm 2000 \text{ DPS}$ , deși această scara poate fi în egală măsură setată fie la 245, fie 500 DPS pentru o rezoluție mai bună.

Un accelerometru încorporat poate indica modificarea vitezei dispozitivului. Acesta este de obicei măsurată în  $\text{m/s}^2$  sau în g (gravitația - circa  $9,8 \text{ m/s}^2$ ). LSM9DS0 măsoară accelerația în g, iar scara poate fi setată fie  $\pm 2, 4, 6, 8$ , sau  $16 \text{ g}$ . Ultimul component senzorial este magnetometrul, care măsoară puterea și direcția câmpurilor magnetice. LSM9DS0 măsoară câmpuri magnetice în unități de gauss (Gs), iar scala de măsurare poate fi setată fie la  $\pm 2, 4, 8$  sau  $12 \text{ Gs}$ . Direcțiile care pot fi măsurate cu ajutorul 9DOF IMU sunt prezentate în Fig. 77.

Pentru a putea transmite sau primi date, LSM9DS0 suportă două protocoale de comunicație, Serial Peripheral Interface (SPI) și I2C. SPI este de obicei mai ușor de implementat, dar necesită, de asemenea, mai multe fire, patru, față de cele două utilizate de I2C. În Fig. 76 este prezentat un setup simplu pentru a testa accelerometrul și giroscopul cu ajutorul unui microcontroler Arduino.

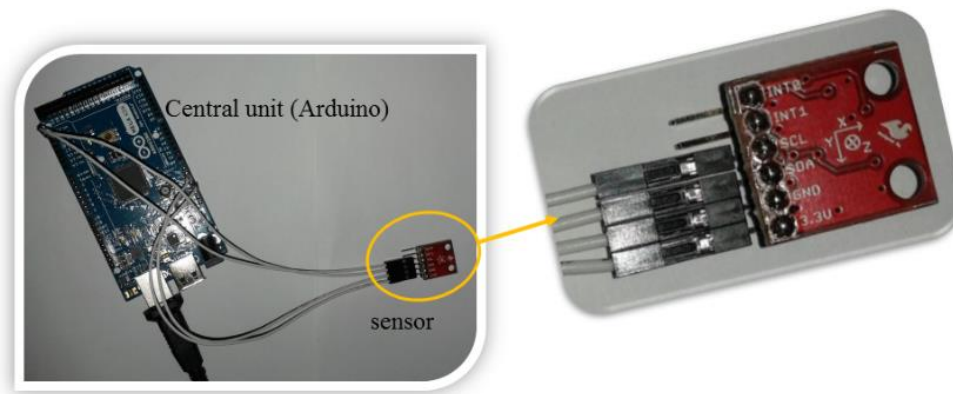


Fig. 76 Senzor IMU conectat la o placă de achiziții de tip Arduino

În aceste determinări practice se consideră doar estimările pe axele Y și Z, în scopul de a detecta curbura laterală a coloanei vertebrale (a se vedea sistemul de referință în Fig. 72).

### Scurtă analiză comparativă a echipamentului hardware

Principalele componente electronice necesare pentru realizarea sistemului de monitorizare a scoliozei pot fi clasificate în două categorii:

- Placă de achiziție și control (în Tabel 3 este prezentată o scurtă comparație a echipamentului disponibil)
- Senzori inerțiali (în Tabel 4 este prezentată o comparație a echipamentului disponibil).

Tabel 3 Comparație plăci de achiziție și control

Caracteristică	Arduino Due	Teensy 3.1	Intel Edison
CPU, Frecvență	Atmel SAM3X8E ARM Cortex-M3 CPU	MK20DX256VLH, Cortex-M4	Dual-core, dual - threaded Intel® Atom™ CPU
Frecvență	84 MHz	72 MHz	500MHz
Tensiune de alimentare	7-12V	4.5V to 5.5V	3.3V – 4.5V
Memorie flash	512KB	256 KB	4 GB
Memorie RAM	96KB	64 KB	1 GB
EEPROM	Nu	2 KB	Nu
DMA (Direct Memory Access)	Da	Da, pe 16 canale	Nu
Număr pini digitali Intrare / Ieșire, Tensiune de alimentare	54	34	20
Număr pini analogici	12	21	6
Convertor digital-analog	Da, rezoluție	Rezoluție de 12 biți	Nu
Interfață de comunicare	USB; UART, I2C, SPI, JTAG, CAN	USB, SPI, I2C, CAN, I2S, UART	USB, I2C, SPI, UART + WiFi, Bluetooth

S-au realizat teste sumare cu toate cele trei plăci, în special cu Arduino Due și Teensy 3.1. Avantajul plăcii Intel Edison este faptul că are Bluetooth integrat, deci nu necesită un modul separat. Din punct de vedere al dimensiunii fizice, Teensy este cel mai mic, urmat de Arduino și apoi Edison.

Tabel 4 Comparație senzori inerțiali

Caracteristică	Bosch BNO055	MPU 9150	Flora LSM9DS0	AltIMU 10 v.4	MinIMU 9 V3
Accelerometru	$\pm 2g/\pm 4g/\pm 8g/\pm 16g$	$\pm 2g, \pm 4g, \pm 8g$ and $\pm 16g$	$\pm 2/\pm 4/\pm 6/\pm 8/\pm 16$ g	$\pm 2, \pm 4, \pm 6, \pm 8,$ or $\pm 16$ g	$\pm 2, \pm 4, \pm 6,$ $\pm 8,$ or $\pm 16$ g
Giroscop	$\pm 125^\circ/s$ to $\pm 2000^\circ/s$	$\pm 250, \pm 500,$ $\pm 1000,$ and $\pm 2000dps$	$\pm 245/\pm 500/\pm 2000$	$\pm 245, \pm 500,$ or $\pm 2000^\circ/s$	$\pm 245, \pm 500,$ or $\pm 2000^\circ/s$
Magnetometru	$\pm 1300\mu T$ (x-, y-axis); $\pm 2500\mu T$ (z-axis)	$\pm 1200\mu T$	$\pm 2/\pm 4/\pm 8/\pm 12$ gauss	$\pm 2, \pm 4, \pm 8,$ or $\pm 12$ gauss	$\pm 2, \pm 4, \pm 8,$ or $\pm 12$ gauss
Senzor de temperatură	Da	Da	Da	Nu, include un barometru pe 24 biți	Nu
Dimensiune [mm]	20 x 27 x 4	15.5 x 29 x 4	Diametru de 16mm, Grosime 0.8mm	25.4 x 12.7 x 2.54	20 x 13 x 3
Comunicație	HID-I2C / I2C / UART	I2C	SPI / I2C	I2C	I2C
Tensiune de alimentare	2.4 V până la 3.6 V	2.4 V până la 3.46 V	2.4 V până la 3.6 V	2.5 V până la 5.5 V	2.5 V până la 5.5 V
Funcție de economisire energie	Da, cu trei moduri de funcționare	Nu	Da	Nu	Nu
Cost [lei]	210	200	115	125	105

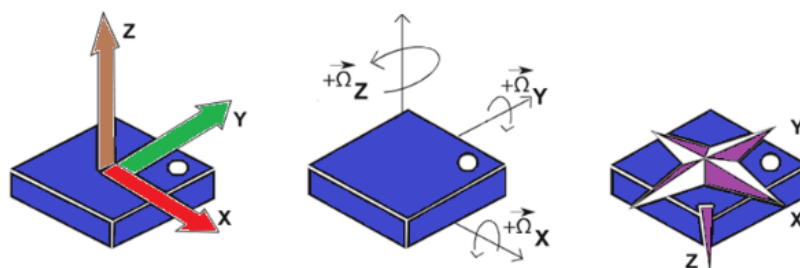


Fig. 77 Senzor IMU cu 9 DOF (detectează accelerația, viteza unghiulară, câmpul magnetic)

Senzorul inerțial Bosch BNO055 dispune de o caracteristică unică, și anume funcția de auto-calibrare. Este un senzor de orientare absolută care poate oferi date stabile ce nu suferă de erorile senzorilor inerțiali datorită algoritmului integrat. Din punct de vedere al tensiunii de alimentare și al interfețelor de comunicare, senzorii au caracteristici foarte similare.

Proprietățile senzorilor IMU sunt (Fig. 77):

- Giroscopul poate măsura viteza unghiulară. O metodă simplă de calibrare a giroscopelor presupune caracterizarea traductorilor în condiții cunoscute, în acest mod obținându-se datele necesare pentru formulele de corecție. O abordare de compensare liniară, care gestionează deviațiile de prim ordin și erorile de scală, este suficientă pentru a atinge o eroare compusă sub 1%.
- Accelerometrul poate furniza măsurători lipsite de erori prin detectarea vectorului de gravitate. Prin utilizarea senzorilor magnetici se pot obține estimări ale poziției lipsite de drift.
- Magnetometrul măsoară puterea și direcția câmpurilor magnetice [119], [120]. Magnetometrul nu poate fi calibrat de către producător pentru că liniile magnetice ale Pământului diferă în funcție de zona geografică și se pot schimba în fiecare an. Datele de la magnetometru sunt influențate de către materialele feromagnetice din apropiere, de către interferențele dintre câmpul magnetic și structura unui vehicul, materiale magnetizate permanent și de către limitările tehnologice ale senzorului.

BNO055 este un senzor care poate genera mai multe date, dar în aplicația de față se folosesc doar componentele ce măsoară unghiurile de orientare pe trei axe absolute, la o rată de refresh de 100Hz [22].

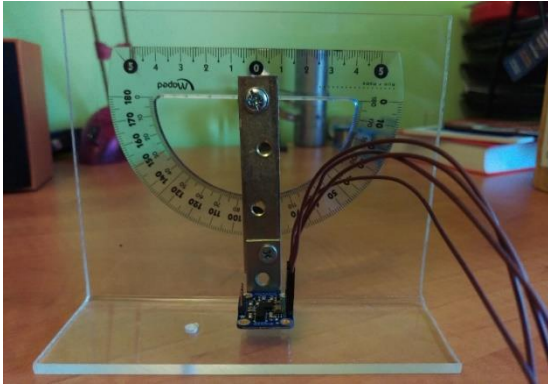
### Metodologie de testare a senzorilor inerțiali

Pentru testarea senzorilor inerțiali s-a realizat un dispozitiv ce permite poziționarea individuală a senzorilor inerțiali la un anumit unghi prestabilit.

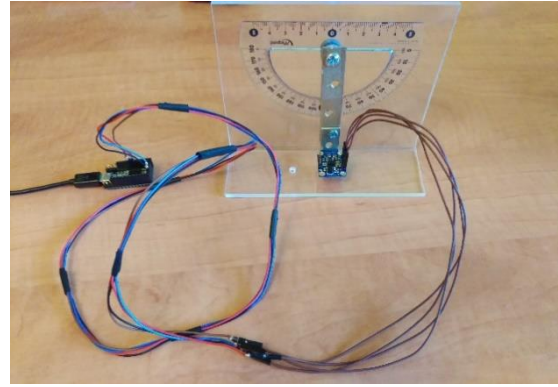
În Fig. 78 este prezentat echipamentul de testare, având senzorul inerțial Bosch BNO055 montat. Plăcile de achiziție utilizate sunt Arduino Due (Fig. 80), Teensy 3.1 (Fig. 79) și Intel Edison (Fig. 81).

Pentru testarea simultană a unui număr mai mare de senzori inerțiali este necesară o placă de prototipare și un comutator / multiplexor I2C. În Fig. 82 este prezentat ansamblul hardware utilizat pentru testarea a cinci senzori.

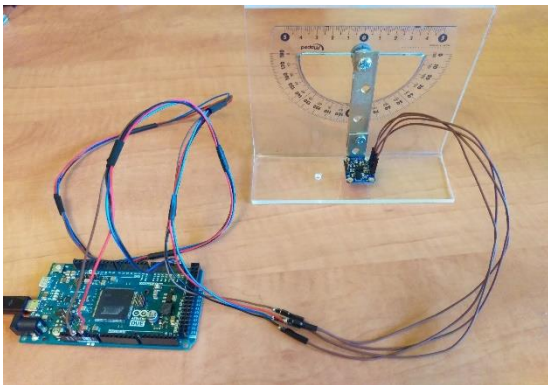




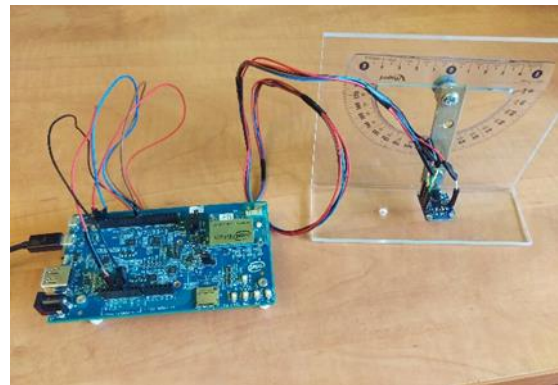
**Fig. 78** Suport de testare al senzorilor inerțiali



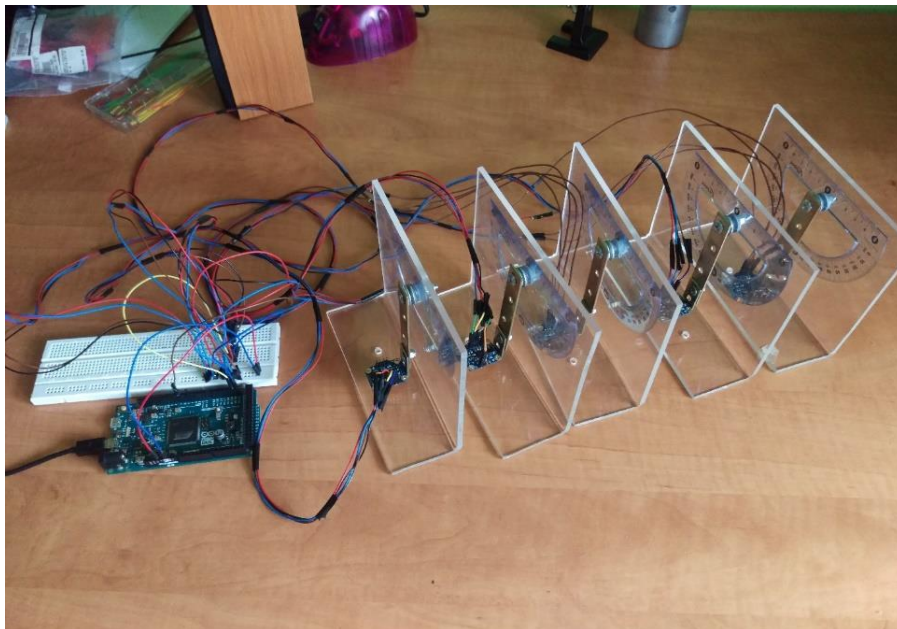
**Fig. 79** Suportul de testare cu Teensy 3.1



**Fig. 80** Suportul de testare cu Arduino Due



**Fig. 81** Suportul de testare cu Intel Edison



**Fig. 82** Ansamblu hardware pentru testarea senzorilor inerțiali



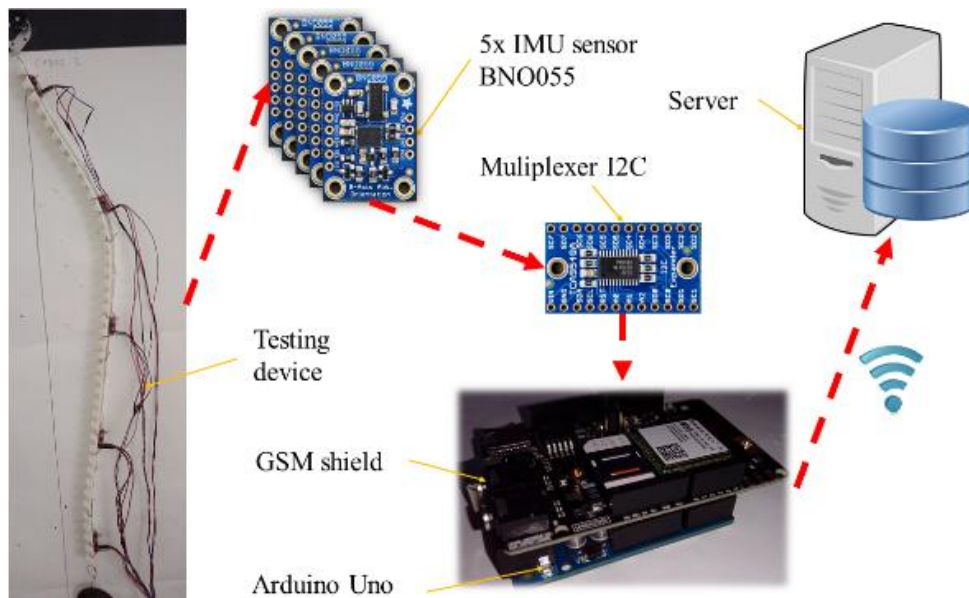


Fig. 83 Schema de funcționare a sistemului de urmărire a posturii [7]

Până în momentul de față, dispozitivul experimental pentru diagnosticare și tratament a fost asamblat în două prototipuri, folosindu-se trei tipuri de senzori. Au fost finalizate două canale de comunicare: între dispozitiv și server și, de asemenea, între utilizator și server.



Fig. 84 Sistem de urmărire a posturii coloanei vertebrale [7]

În scopul de a calcula curbura coloanei vertebrale, au fost considerate următoarele ipoteze: coloana vertebrală se poate îndoi numai în planul coronal (frontal), segmentele  $L_1$ ,  $L_2$  și  $L_3$  rămânând constante, iar punctul  $P_1$  are o poziție cunoscută, pe care nu și-o va schimba ( $P_1$  și  $P'_1$  sunt aceleași). Pașii următori sunt: (i) citirea datelor din nodul senzorului - unghiurile  $\alpha_1$ ,  $\alpha_2$ ,  $\alpha_3$ ,  $\alpha_4$  sunt măsurate

pe verticală; (ii) calcularea poziției  $P'_2$ ,  $P'_3$ ,  $P'_4$ ; (iii) trasarea curbei coloanei vertebrale folosind coordonatele punctelor calculate (Fig. 85).

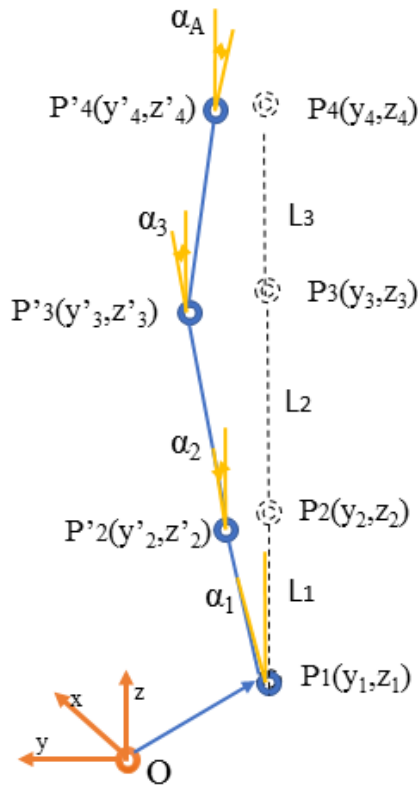


Fig. 85 Unghiurile măsurabile pentru aproximarea curburii coloanei vertebrale

Știind poziția punctului  $P_1$  ( $y_1$ ,  $z_1$ ) și măsurarea unghiurilor de rotație în planul coronal corespunzător punctelor  $P'_2$  ...  $P'_4$ , se poate calcula poziția punctului următor, folosind poziția punctului actual. Astfel, coordonatele pentru  $P'_2$  sunt:

$$y'_2 = y_1 + L_1 \cdot \sin \alpha_1 \quad \text{și} \quad z'_2 = y_1 + L_1 \cdot \sin \alpha_1 \quad \text{Eq. 9}$$

și pentru orice punct  $i$ :

$$\begin{bmatrix} y'_i \\ z'_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} y'_{i-1} \\ z'_{i-1} \end{bmatrix} + L_{i-1} \cdot \begin{bmatrix} \sin \alpha_{i-1} \\ \cos \alpha_{i-1} \end{bmatrix} \quad \text{Eq. 10}$$

algoritmul fiind o operație iterativă.

Există mai multe tehnici de fuziune a senzorilor, cum ar fi filtrul complementar timp-spațiu de prim ordin [177]: se aplică un filtru cu frecvență joasă de trecere pentru semnalele de la perechea de senzori-accelerometru magnetic, iar un filtru cu frecvență înaltă de trecere pentru semnalele giroscopice; O altă abordare include utilizarea unor tehnici deterministe de estimare cu un singur cadru [178]. Motivul pentru care s-a ales filtrul Kalman se datorează faptului că este o tehnică documentată și validată. Algoritmul calculează estimarea de orientare într-un ciclu continuu de etape de predicție și de corecție, așa cum este prezentat în Fig. 86.

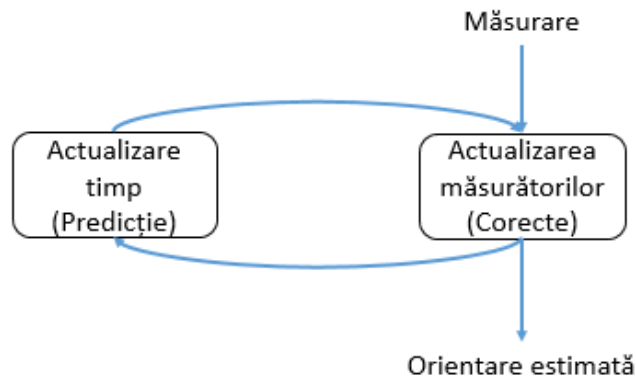


Fig. 86 Algoritm de principiu al filtrului Kalman

Se cunoaște faptul că IMU furnizează măsurători care sunt afectate de devieri și compensații. Producătorii furnizează toate informațiile necesare în fișele tehnice. Pentru a dispune de date valide provenite de la senzori, aceștia trebuie să fie calibrați.

Accelerometrul ar putea oferi o măsurare liniară a inerției prin detectarea vectorului gravitațional. Senzorul magnetic detectează vectorul câmpului magnetic terestru [178].

O calibrare simplă a giroscopului implică caracterizarea individuală a traductoarelor în condiții cunoscute, furnizând astfel datele necesare pentru formulele de corecție. O abordare de compensare liniară, care gestionează erorile de polarizare de prim ordin și scara factorului va fi suficientă pentru a ajunge la o eroare generală de mai puțin de 1%.

Magnetometrul nu poate fi calibrat din fabrică, deoarece liniile magnetice ale Pământului variază în funcție de zona în care este utilizat și s-ar putea schimba chiar după trecerea fiecărui an. Citirile magnetometrice sunt alterate de elementele feromagnetice care se află în apropierea senzorului, interferența dintre câmpul magnetic și o structură a vehiculului, materialele din zonă magnetizate permanent, precum și limitările tehnologice de senzori [207].

### Portabilitatea și ergonomia

Un aspect foarte important este modul în care sistemul de alimentare cu energie electrică poate fi realizat în mod eficient, pentru a se evita reîncărcarea frecventă a bateriilor. Au fost identificate următoarele soluții ce vor fi aplicate:

- utilizarea unui microcontroler cu consum redus și cu bloc de gestionare a puterii;
- utilizarea inteligentă a senzorilor: detectarea mișcării cu accelerometrul, apoi inițierea prelevării datelor de probă de la giroscop, respectiv magnetometru
- nodurile de senzori au integrate o caracteristică pentru a reduce la minimum datele care sunt transmise [2]. Datele brute sunt stocate la nivel local pe un card microSD și se transferă, fie printr-un cablu USB sau wireless atunci când nodurile de senzori sunt reîncărcate;
- noduri de senzori sunt conectate prin fire la unitatea de procesare, care are o interfață wireless pentru a comunica cu un smartphone sau laptop.

## Rezultate și discuții

Prima etapă a constat în testarea sistemului într-o poziție fixă, astfel determinându-se acuratețea statică a sistemului. Acuratețea statică reprezintă deviația orientării măsurate comparativ cu orientarea reală a dispozitivului, în situația în care acesta are o poziție stabilă. Au fost realizate măsurători pentru înregistrarea unghiurilor de orientare când senzorul era poziționat pe o masă la diferite unghiuri. Acuratețea statică este influențată în principal de magnetometru și de giroscop.

Pentru a determina acuratețea statică a unghiului de orientare, sistemul a fost poziționat la un unghi  $\alpha_0$  cu următoarele valori:  $0^\circ, 5^\circ, 10^\circ, 15^\circ, 20^\circ, 25^\circ, 30^\circ$  and  $35^\circ$ .  $P_0$  este punctul de referință și rămâne static, în timp ce banda cu senzorii inerțiali (reprezențați de punctele  $P_1, P_2$  și  $P_3$ ) este poziționată la unghiurile enunțate anterior.

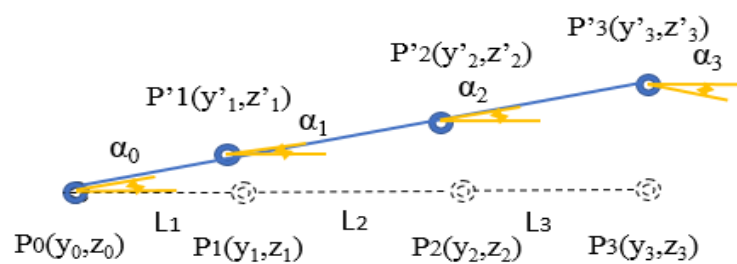


Fig. 87 Metodă utilizată pentru determinarea acurateții statice

Valorile unghiului de orientare roll au fost mediate și introduse în Tabel 5. Se pot observa mici variații între datele de la cei trei senzori, dar se află în limite normale pentru acest tip de senzori.

Tabel 5 Unghiul de orientare roll în cadrul testării statice

Roll / IMU	Grade							
	0	5	10	15	20	25	30	35
$P_1$	-2.11	-1.88	-1.72	-0.87	-0.07	0.33	3.13	3.55
$P_2$	-2.17	-1.95	-1.79	-0.95	-0.14	0.25	3.14	3.52
$P_3$	-2.17	-1.96	-1.80	-0.94	-0.10	0.28	3.13	3.51

În cadrul celei de-a doua etape, sistemul de monitorizare al scoliozei a fost testat pe un participant cu vârsta de 25 de ani. Datele înregistrate de la senzori au o deviație standard de 7.386, 7.423 și 7.415 pentru cei trei senzori. Deși aceste date sunt consistente, este necesară o filtrare mai bună a semnalelor. O altă observație este că placa de achiziție Arduino Due nu este recomandată pentru că nu dispune de o memorie EEPROM integrată necesară pentru salvarea datelor de calibrare, ceea ce înseamnă că procesul de calibrare trebuie repetat la fiecare repornire a sistemului.

## Transmiterea datelor [213]

În ceea ce privește comunicarea sistemului cu utilizatorii și medicii, au fost testate două conexiuni wireless, Wi-Fi și Bluetooth. În timp ce Wi-Fi are avantajul de a transmite direct informațiile de

stocare a datelor la distanță, acesta vine cu costul consumului mare de energie, nefiind recomandată pentru monitorizare în timp real. De aceea, de preferat este utilizarea Bluetooth, deoarece mărește autonomia sistemului, iar utilizatorul poate verifica cu ușurință postura sa recomandată cu ajutorul unei aplicații mobile instalate pe un smartphone sau o tabletă. În scopul de a spori și mai mult autonomia, informațiile culese de la senzori este stocată local pe un card microSD și transmise în mod regulat pentru stocarea de date la distanță.

Numărul de senzori care poate fi utilizat este limitat de mărimea lor, precum și de limitările protocolului de comunicație I2C. În timp ce un număr mai mare de senzori determină o detecție mai bună a mișcărilor coloanei vertebrale, numărul de senzori IMU a fost limitat la cinci, ceea ce a condus la rezultate corespunzătoare.

Un aspect esențial este adaptabilitatea și ergonomia sistemului. În acest sens, cadrul este prevăzut cu benzi de cauciuc care pot fi ajustate cu ușurință pentru a se potrivi pacienților de dimensiuni diferite.

O provocare majoră este reprezentată de securitatea și confidențialitatea datelor. După cum a afirmat Comisia Europeană [124]: „În toate țările, încrederea în sistemele de e-sănătate atât din partea cetățenilor, cât și a profesioniștilor a fost identificată ca fiind o provocare, dacă nu este chiar provocarea esențială. Confidențialitatea este recunoscută ca fiind aspectul cel mai sensibil aspect al sistemelor de înregistrări de e-sănătate”. Informațiile colectate de sistem pot fi accesate de către pacient și medicul său de pe orice calculator, prin utilizarea unui nume de utilizator și o parolă. Controlul accesului asigură faptul că utilizatorii pot accesa doar datele medicale pe care li se permite să le acceseze, bazate pe nivelurile lor de autentificare și acces.

Aplicația mobilă pentru pacienți are două roluri principale: să informeze pacientul cu privire la postura recomandată și să îl avertizeze în cazul menținerii unei posturi nefavorabile și, de asemenea, transmiterea informațiilor primite de la dispozitiv într-o aplicație de tip cloud.

Interfața utilizator a aplicației e-sănătate este proiectată pentru a fi ușor de utilizat atât de către pacienți, cât și de medici și nu necesită o pregătire specială pentru a o utiliza. Un studiu ulterior este necesar pentru a găsi mai multe modalități de a crește motivația și de a îmbunătăți nivelul de acceptare, pentru a face tehnologia mai ușor de utilizat pentru persoanele în vârstă [143].

Echipamentele propuse pot fi elaborate prin înregistrarea posturii coloanei vertebrale în planul sagital și coronal, luând în considerare performanța senzorilor utilizați pentru a diagnostica câteva boli ale coloanei vertebrale, de ex. scolioza, cifoza și lordoza.

Acest produs conține o mare valoare adăugată (componentă software) pe o structură hardware care există deja pe piață, anumite piese, cum ar fi: smartphone sau tabletă, senzori inerțiali (LSM9DS0), și controler (Raspberry, Phidget, TeenSy, Arduino).

### 3.12. Reconstrucția curburilor coloanei vertebrale folosind curbele Bézier [7]

Dispozitivul de înregistrare a posturii, construit sub formă de bandă flexibilă, este atașat la articolul de îmbrăcăminte al subiectului și urmărește mișcările coloanei vertebrale în tot timpul utilizării. Reprezentarea coloanei vertebrale se face prin calcularea poziției dispozitivului de urmărire folosind valorile unghiurilor de înclinare măsurate de senzorii de orientare. Postura utilizatorului este identificată cu o curbă reconstruită a benzii, într-un sistem de referință atașat la utilizator. Această curbă, în punctele de inflexiune, trebuie să fie continuă și cu tangentele comune.

Aproximarea curburii segmentului de bandă dintre doi senzori poate fi realizată cu diferite tipuri de curbe având reprezentări explicite, implicite și parametrice. Curbele parametrice sunt cele mai comune utilizate în inginerie și grafica pe calculator și, de asemenea, permite combinarea diferitelor segmente de curbe împreună, îndeplinind specificațiile de continuitate. Curbele Bézier, împreună cu alte tipuri parametrice, sunt folosite pentru a modela curbe line.

Curbele Bézier pătratică sunt definite printr-un punct de start, un punct final și un alt punct care controlează forma, cunoscut sub numele de punct de ancorare. În cazul unui segment de bandă aflat între doi senzori IMU ai dispozitivului de urmărire a posturii coloanei vertebrale, curba Bézier pătratică este definită de pozițiile celor doi senzori ( $S_1$  și  $S_2$ ) și punctul de ancorare  $M$  (Fig. 88), care se află la intersecția dintre cele două tangente ale curbei, corespunzător punctelor de start și cel final. Polinomul de ordinul doi poate fi scris ca:

$$\bar{B}(t) = (1-t)^2 \bar{S}_1 + 2(1-t)t\bar{M} + t^2 \bar{S}_2 \quad \text{Eq. 11}$$

în care  $t$  este un parametru ce ia valori în intervalul  $[0,1]$ .

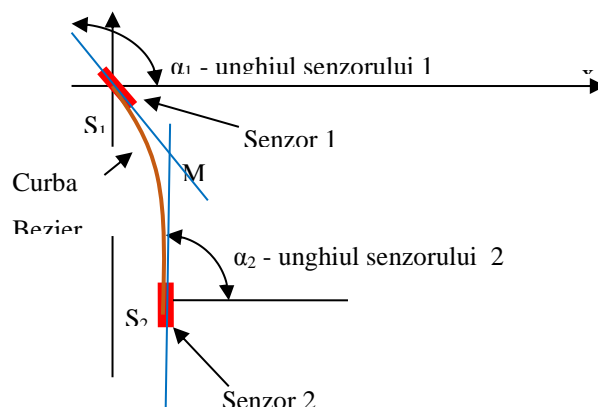


Fig. 88 Primul segment al benzii

Pentru un segment al dispozitivului de urmărire, parametrii cunoscuți sunt cele două tangente și lungimea segmentului (distanța dintre doi senzori) iar necunoscutele sunt pozițiile senzorilor.

Lungimea curbei Bézier poate fi calculată prin metode iterative sau din coordonatele celor trei puncte de control:

$$L = \int_0^t \sqrt{B'_x(t)^2 + B'_y(t)^2} dt \quad \text{Eq. 12}$$

Această integrală este echivalentă cu:

$$L = \frac{1}{8A^{3/2}} \left[ 4A^{3/2} \sqrt{A+B+C} + 2\sqrt{AB}(\sqrt{A+B+C} - \sqrt{C}) + \right. \\ \left. + (4CA - B^2) \log \left| \frac{2\sqrt{A} + \frac{B}{\sqrt{A}} + 2\sqrt{A+B+C}}{\frac{B}{\sqrt{A}} + 2\sqrt{C}} \right| \right] \quad \text{Eq. 13}$$

unde:

$$A = 4(a_x^2 + a_y^2) \\ B = 4(a_x b_x + a_y b_y) \\ C = b_x^2 + b_y^2, \quad \text{si} \quad \text{Eq. 14} \\ a_{x,y} = S_{1x,y} - 2M_{x,y} + S_{2x,y} \\ b_{x,y} = 2M_{x,y} - 2S_{2x,y}$$

Pornind de la primii doi senzori de la capătul de sus al dispozitivului, algoritmul de reprezentare a coloanei vertebrale se va baza pe următoarele considerente:

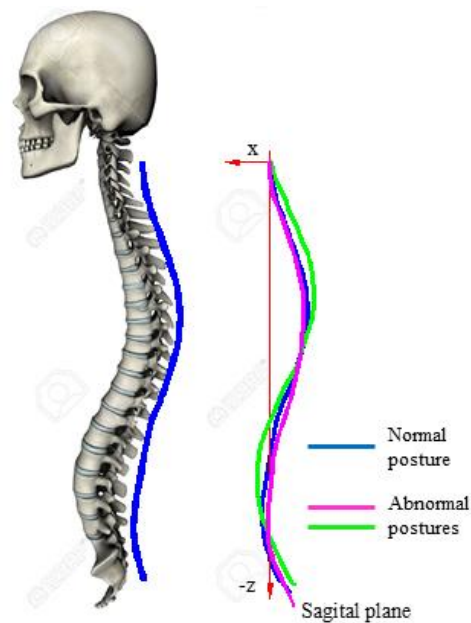
- Primul senzor va fi la originea sistemului de referință al coloanei vertebrale, având axa z pe direcția verticală și x spre partea din față a pacientului (v. Fig. 72),
- Unghiurile absolute măsurate ale primilor doi senzori vor fi generate de tangentele unghiurilor primului segment Bézier,
- Parametrul necunoscut din acest model va fi considerat lungimea segmentului tangent  $S_1M$ , considerată ca fiind egală cu  $S_2M$  (Fig. 88).
- Lungimea curbei Bézier va fi calculată ca funcție de parametrul necunoscut menționat,
- Lungimea corectă a tangentelor va fi aleasă, ca valoare care corespunde cu lungimea cunoscută a segmentului benzii dispozitivului de urmărire a posturii coloanei vertebrale,
- Cele două unghiuri și lungimea tangentei vor fi utilizate pentru a calcula poziția celui de al doilea senzor în sistemul de referință menționat al coloanei vertebrale.

Procesul se repetă pentru perechea a doua de senzori (senzorii  $S_2$  și  $S_3$ ) și toate perechile consecutive următoare. Curba rezultată este compusă din patru segmente Bezier, continuă în punctele de inflexiune.

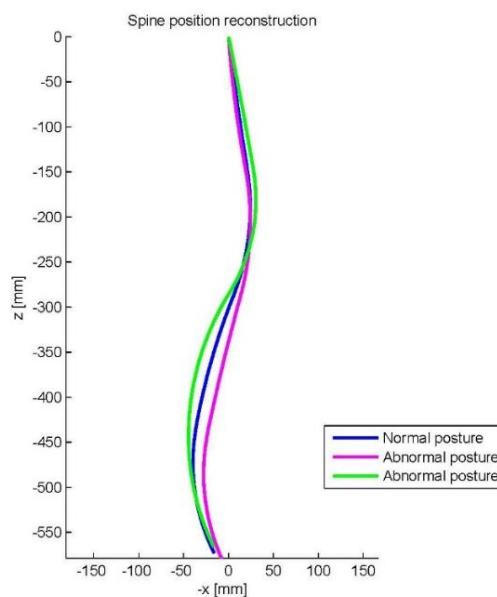
În primul test s-a comparat postura normală a coloanei vertebrale (recomandată de către un medic specialist) cu două posturi improprii (de asemenea, identificate de către medic), care corespund pozițiilor anormale. Acest lucru a fost realizat prin poziționarea benzii cu senzori de-a lungul a trei curbe (Fig. 89), definite de către specialist și, apoi, reconstruirea reprezentării coloanei vertebrale



pe baza algoritmului propus mai sus. Fig. 90 prezintă postura coloanei vertebrale reconstruită în cele trei poziții: una normală și două posturi anormale.



**Fig. 89** Posturile de referință definite de specialist

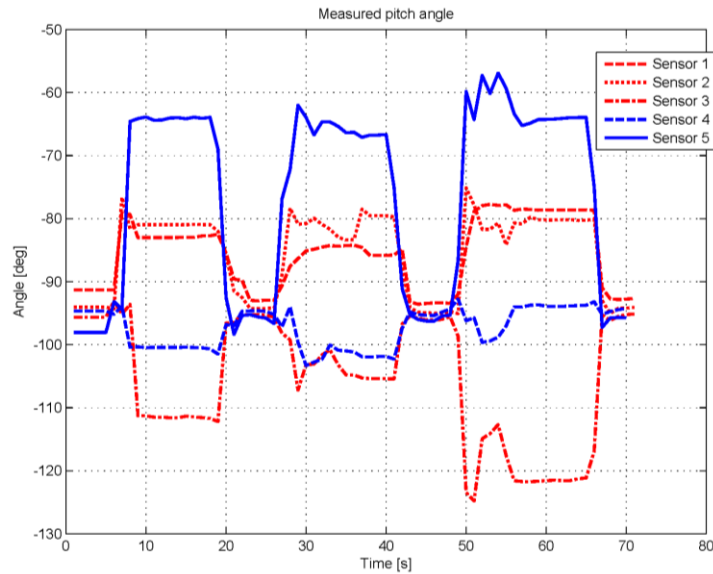


**Fig. 90** Posturile coloanei vertebrale reconstituite pe baza măsurătorilor unghiurilor

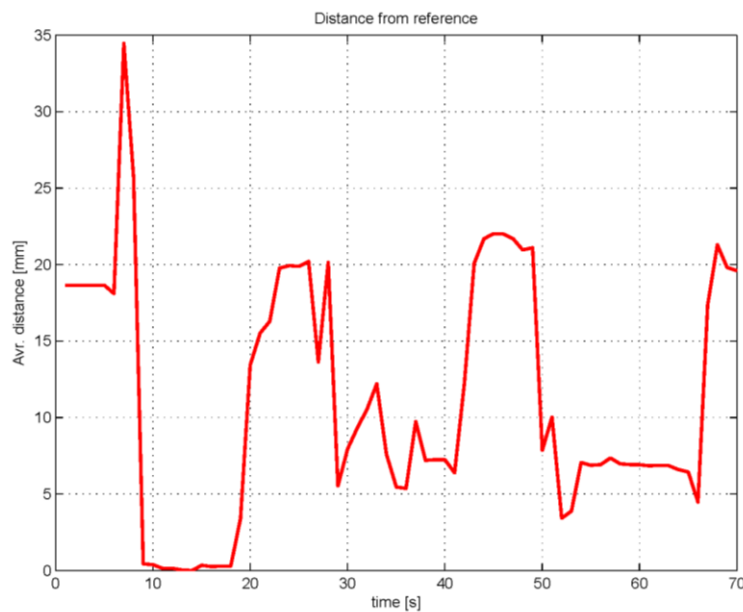
În faza următoare, un pacient sănătos clinic a fost solicitat să poarte aparatul. În acest caz, de asemenea, posturile normale și anormale ale coloanei vertebrale au fost indicate de specialist, similare cu cele din faza de testare. Pacientul a trebuit să simuleze curbura coloanei vertebrale în pozițiile indicate. Cele cinci unghiuri pas măsurate de senzori sunt prezentate în Fig. 91.

Pozițiile normale și anormale ale coloanei vertebrale au fost identificate prin calcularea distanței medii absolute dintre postura actuală și postura normală de referință (măsurată între punctele corespunzătoare, distanța dintre punctele de pe poziția de referință au fost de 2 mm). Fig. 92

prezintă distanța medie înregistrată într-un timp de 70 sec, în timp ce pacientul a trecut de la o postură la alta. Se poate observa că numai atunci când el a fost aproape de postura normală, distanța medie a fost aproape de zero.



**Fig. 91** Variația valorilor unghiulare ale senzorilor în timpul testării



**Fig. 92** Media abaterilor față de postura normală

Algoritmul dezvoltat pe baza curbelor Bézier oferă o reprezentare în timp real a coloanei vertebrale umane. Cunoscând distanțele dintre senzorii de pe dispozitivul de urmărire, precum și unghiurile de înclinare ale senzorilor (măsurate), aceste date pot fi folosite pentru a reconstitui corect curbura coloanei vertebrale.

### 3.13. Metoda de corecție a curbei reconstruite a coloanei vertebrale prin monitorizare cu markeri [29]

#### Introducere, descrierea problemei

Poziția și forma coloanei vertebrale poate fi estimată prin urmărirea posturii corpului uman. Acest lucru se poate realiza prin urmărirea optică folosind markeri reflectorizanți lipiți pe corpul uman, astfel încât datele obținute să poată fi utilizate pentru a genera o postură a corpului uman (Fig. 93). În studiul de față se pune problema dacă, la un anumit moment în procesul mișcării subiectului, poziția unui punct de pe suprafața corpului uman (urmărită de marker) corespunde acesteia față de poziția inițială măsurată într-un cadru de referință fix atașat la un punct de pe coloana vertebrală (pe o vertebră).

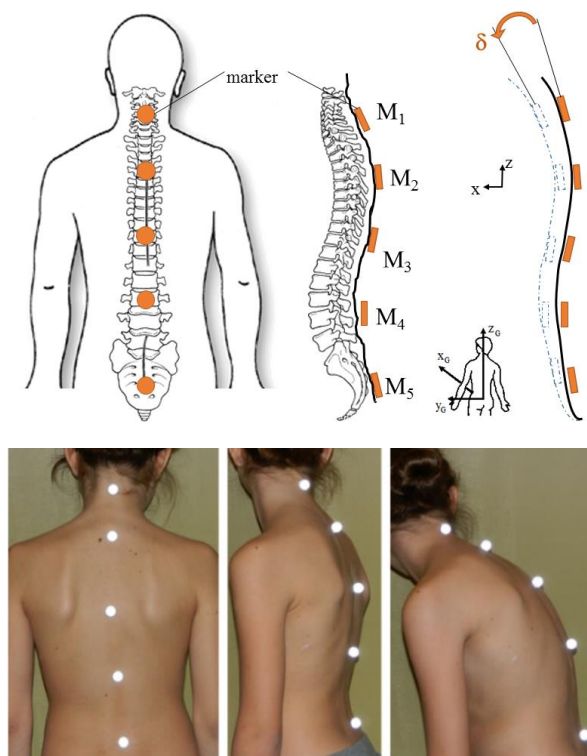


Fig. 93 Poziționarea markerilor reflexivi pe corpul uman

Mai exact, se consideră că în timpul mișcărilor normale ale corpului, datorită proprietăților elastice ale pielii, pentru un punct situat pe suprafața corpului uman, caracterizat printr-o poziție inițială pe un cadru de referință fix, poziția sa se va schimba în funcție de diferiți factori. Se presupune că acești factori sunt determinați de caracteristicile intrinseci ale țesutului, dar și amplitudinea mișcării corpului.

Se pune întrebarea: valorile deformației țesutului exterior pot fi utilizate pentru a estima eroarea de măsurare a curburii și alungirii coloanei vertebrale? În cazul în care acest lucru este posibil, atunci este posibilă calcularea unui factor de corecție care să fie luat în considerare atunci când postura coloanei vertebrale va fi reconstruită, bazată pe monitorizarea mișcării corpului uman.

Deoarece markerii sunt lipiți direct pe piele și, luând în considerare deformarea pielii în timpul mișcării, nu se poate lua în considerare o abordare rigidă pentru corpurile și suprafețele implicate. Pielea are o mișcare relativă la nivelul osului, ceea ce poartă numele de „skin artifacts” [45], [136], [217]. Această proprietate este principala sursă a erorilor în analiza mișcării umane cu ajutorul markerilor reflectorizanți aplicați pe suprafața corpului.

### **Modelarea corpului uman**

Datorită unor evoluții semnificative în domeniul științelor informației în ultimii 20-30 de ani în tehnologiile hardware și software, s-a trecut în cele din urmă la un nou nivel de testare pe modele virtuale într-o multitudine de domenii, care până recent utilizau metode de cercetare tradiționale, analogice, în vederea determinării modului în care funcționează organismul uman și identificarea caracteristicilor sale. În acest fel, costurile și durata cercetărilor și a testărilor au fost reduse și, în același timp, versatilitatea de testare a crescut, aducând cu sine economii semnificative.

Pe parcursul ultimilor ani, au fost dezvoltate modele de analiză și aplicații software pentru diverse activități umane, cum ar fi reconstrucții ale accidentelor, bio-mecanica corpului uman, aplicații în ergonomie, medicină, sport și arte. Cu toate acestea, testarea diferitelor aplicații pe modele virtuale implică o muncă laborioasă în elaborarea modelelelor și validarea acestora.

Aplicațiile care utilizează modele virtuale pot fi clasificate în:

- aplicații deterministe (rezultatele unei acțiuni într-un model poate fi prezis folosind parametri estimați, care reprezintă unele caracteristici ale corpului uman și a mediului cu care interacționează, în conformitate cu legile fizicii);
- aplicații statistice (utilizate pentru a evalua relația dintre condițiile corespunzătoare de sarcină și rezultatele obținute).

Crearea modelelor utilizate pentru testarea corpului uman se bazează pe diferite principii: modelele cu masă concentrată (format din corpuri rigide cu mase conectate prin arcuri și amortizoare, 1D sau 2D), modelele multicorp (MBS, elemente conectate prin diverse tipuri de articulații prin care numărul de grade de libertate dintre elemente poate fi constrâns, 2D sau 3D) și modele de elemente finite (corpul este divizat într-un număr de volume finite, 3D). Notă: modelul cu mase concentrate poate fi considerat un caz particular al modelului multicorp.

Modelul multicorp este o metodă foarte eficientă pentru conexiunile complexe cinematice, cum sunt cele din corpul uman. Metoda elementului finit poate descrie deformări structurale și distribuția tensiunilor locale, dar nu este foarte atractivă pentru studiile de optimizare care implică mai mulți parametri de proiectare. Cu toate acestea, o opțiune care combină cele două metode este considerată optimă.

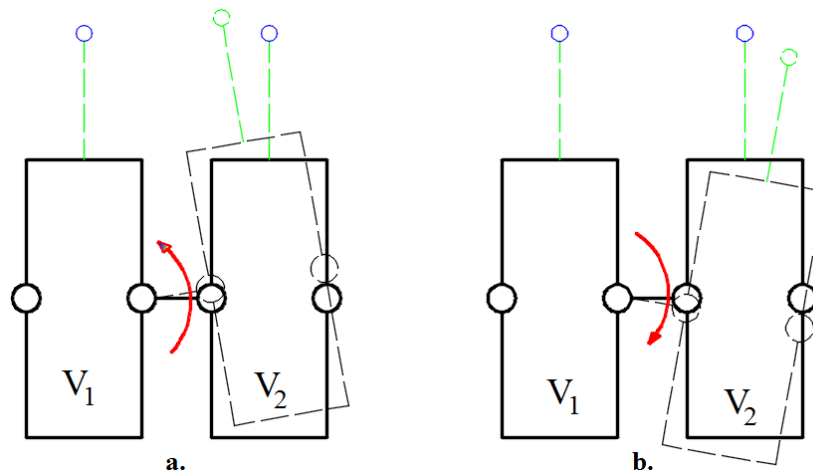
Există mai multe abordări pentru modelarea corpului uman în literatura de specialitate. Astfel, există diferite modele identificabile ale corpului uman sau a unor părți ale acestuia.

Modelarea corpului uman în ansamblul său se face în scopul de a analiza proprietățile cinematice. Există patologii neuromusculare care duc la disfuncții ale sistemului locomotor. O provocare importantă pentru profesioniști este aceea de a identifica problemele musculare prin analiza cinematicii mersului și / sau a mișcării pacientului. În acest caz, modelul se realizează folosind MBS, fiind o metodă generală.

Aceeași metodă este folosită pentru a modela părți ale corpului uman, cuprinzând de obicei o cinematică și articulații (coloană vertebrală, membre, mâini etc.). Monitorizarea poate fi realizată cu sau fără markeri prin diverse metode și concentrându-se în special pe poziția și mișcarea elementelor rigide ale corpului uman (oase) [187], [217].

### Metodologia de lucru

În ceea ce privește alunecarea pielii peste coloana vertebrală, apar două probleme principale care trebuie considerate: fenomenul „skin artefact” și mișcarea relativă 6D ale articulațiilor coloanei vertebrale. În lucrarea de față s-a optat pentru un segment foarte mic pentru analiză, reprezentat de o zonă a suprafeței dorsale a corpului uman, în regiunea toracică a vertebrelor  $T_1 \dots T_4$ . În același timp, s-a încercat să se simplifice modelul de analiză, prin eliminarea unui număr de posibile mișcări ale vertebrelor, una față de cealaltă. Astfel, pentru acest studiu, s-a considerat o singură rotație între două vertebre adiacente (Fig. 94, a), în plan sagital (planul XZ, vezi Fig. 93), și s-a analizat rotirea în sensul acelor de ceasornic numai între vertebre (Fig. 94, b), care provoacă întinderea pielii.



**Fig. 94** Reprezentare grafică a două vertebre consecutive și mișcările de rotație corespunzătoare

Spre deosebire de alte aplicații, unde deplasarea suprafeței pielii față de oase poate obține valori extrem de mari (cum ar fi genunchii) [122], [136], în cazul coloanei vertebrale, se va lua în considerare un model liniar.

Proprietățile pielii vor fi modelate cu ajutorul unui sistem multipunct, cu arcuri și amortizoare (Fig. 95), care va fi pus în mișcare datorită conexiunilor vertebrelor.

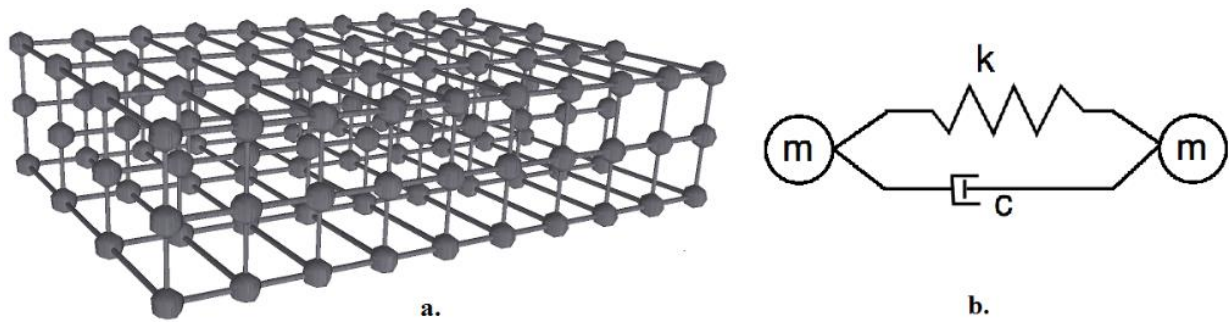


Fig. 95 Sistem multipunct

Deformarea pielii este modelată cu o colecție de puncte de masă interconectate, folosind definiția sistemului multi-particulă (MPS) din [196]. Modelul multi-particulă este o colecție de particule care fac obiectul unui set de constrângeri absolute și relative și forțe din surse externe sau arcuri și amortizoare. Sistemul biomecanic se înlocuiește cu un set de puncte de masă, echivalente din punct de vedere inerțial cu corpul inițial, și un set de arcuri și amortizoare care vor reproduce proprietățile elastice ale pielii. Avantajul principal al formulării MPS este că funcționează cu date geometrice, care este similar cu analiza MEF (particule vs. noduri), ceea ce face mai potrivit acest model pentru utilizarea în studiul sistemelor flexibile sau simulări multi-fizice.

Constrângerile (de mișcare impusă și constrângeri geometrice) precum și ecuațiile dinamice constituie un set de ecuații algebrice diferențiale în coordonatele punctelor de masă ( $q$ ) și multiplicatorii Lagrange ( $\lambda$ ):

$$\begin{bmatrix} [M] & [J]^T \\ J & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{q} \\ \lambda \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Q_{ex} \\ \psi \end{bmatrix} \quad \text{Eq. 15}$$

unde  $M$  este matricea de masă,  $J$  reprezintă constrângerile matricei Jacobiene,  $Q_{ex}$  vectorul forțelor generalizate externe aplicate și  $\psi$  este termenul obținut din a doua derivare a ecuațiilor de constrângere.

În acest studiu, s-a urmărit stabilirea unei metodologii pentru corectarea deplasării măsurate obținute din sistemul de urmărire. Pentru aceasta, se consideră o porțiune a coloanei vertebrale care constă din primele patru vertebre toracice (Fig. 96). Țesuturile externe (pielea) au fost modelate cu ajutorul sistemului multi-punct, folosind două straturi de puncte de masă.

Ipotezele sunt:

- Valorile dimensionale ale vertebrelor și țesuturilor exterioare sunt luate în considerare pentru un copil;
- constanta elastică  $k$  se calculează pentru dimensiunile modelului prezentate în Fig. 97 și se bazează pe modulul lui Young ( $E$ ) determinat în [89], [200] și folosind ecuația (14):



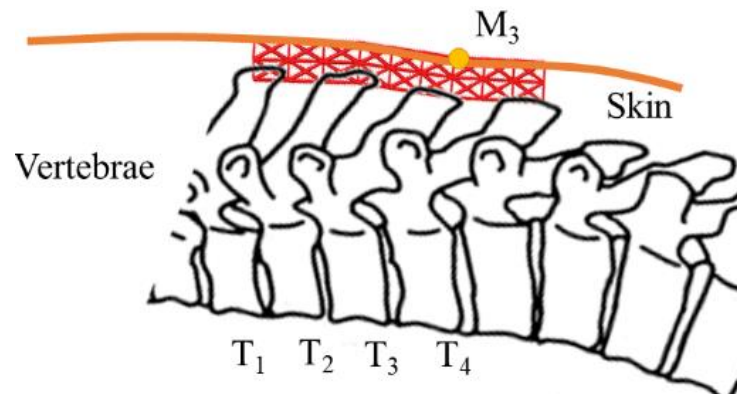


Fig. 96 Segment al coloanei vertebrale studiat

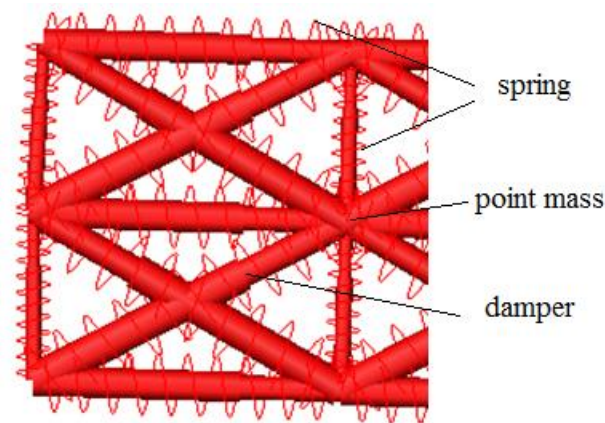


Fig. 97 Model multipunct

$$\mathbf{k} = \mathbf{E} \frac{S}{l_0}$$

Eq. 16

unde  $S$  este suprafața normală a secțiunii și  $l_0$  lungimea inițială.

- stratul interior al țesutului exterior este conectat în mod rigid de vertebre;
- s-a luat în considerare un marker rigid atașat pe piele;
- s-a luat în considerare doar comportamentul elastic al țesuturilor.

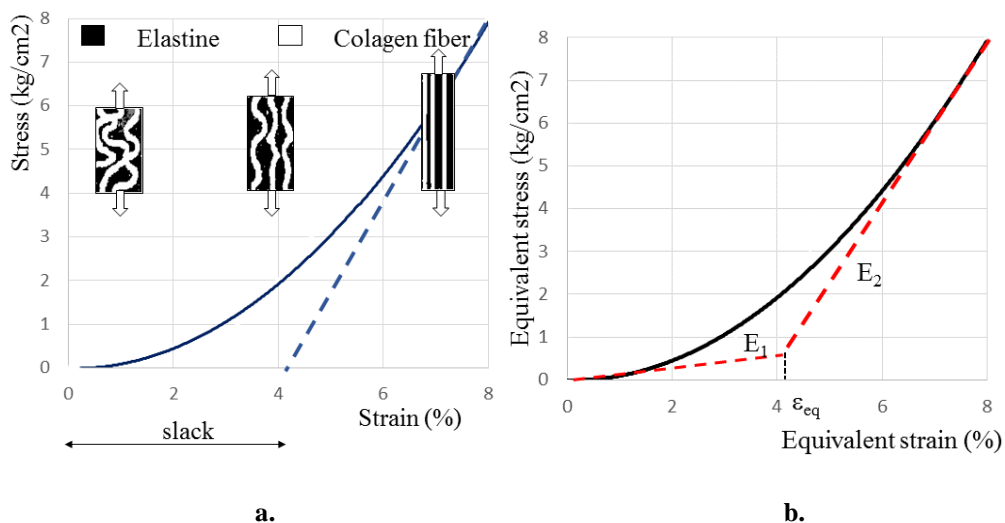
În cele ce urmează sunt prezentate câteva caracteristici tehnice ale elementelor care compun modelul analizat. Țesutul osos este una dintre structurile cele mai rigide ale corpului uman, datorită amestecului de componente organice (colagen) și anorganice (de calciu și fosfat). Osul este un material anizotrop, comportamentul său se va schimba în funcție de direcția de aplicare a sarcinii. În general, osul poate duce la sarcini mari în direcția longitudinală, și o valoare mai mică a sarcinii atunci când este aplicat pe suprafața osului. Osul este, de asemenea, vâscoelastic, ceea ce înseamnă că răspunde în mod diferit, în funcție de momentul când primește sarcini în viteze diferite: osul răspunde mai rigid dacă sarcina acționează rapid, iar atunci când sarcina acționează într-un interval de timp mai mare, osul nu este atât de rigid sau puternic. Proprietățile de flexibilitate ale osului sunt furnizate de concentrația de colagen din os. Osul este în același timp un material fragil, gradul de fragilitate depinzând de constituenții minerali dați de capacitatea de comprimare [49].

Pielea este cel mai mare organ al omului, reprezentând 15-20% din greutatea corpului său. Caracteristicile mecanice ale pielii sunt extrem de complexe și nu au fost simulate în mod satisfăcător cu ajutorul modelelor matematice convenționale. Capacitatea de a prezice comportamentul pielii umane și a schimbărilor în evaluarea proprietăților mecanice ale țesutului sunt informații importante pentru modelare în diverse domenii, care se bazează în prezent pe modele experimentale realizate pe animale.

Unele studii au ca scop crearea unui model predictiv anizotrop construit pe proprietățile hiperelastice ale pielii umane și compararea cu rezultatele obținute în laborator, folosind metoda elementelor finite (FEM) [80].

Alte studii [200] arată că pot fi definite trei tipuri distincte de comportament mecanic al pielii: extinderea imediată atunci când se aplică tensiunea, extinderea ulterioară care continuă în timp ce forța se menține și se subțiază treptat sub compresiune locală. Având în vedere toate cele de mai sus, în ordinea prezentată, primul comportament se numește extensie elastică, al doilea, care este ireversibil și gradual se numește extensie vâscoasă sau alunecare vâscoasă, iar al treilea fenomen - curgere vâscoasă.

Observând Fig. 98, a, unde este reprezentat grafic comportamentul pielii ca urmare a solicitării de întindere, prima observație este că pielea poate fi ușor întinsă cu câteva procente din lungimea inițială, dar este nevoie de valori mult mai mari de forță pentru a o alungi și mai mult.



**Fig. 98 Comportamentul pielii umane la solicitarea de întindere**

Graficul din Fig. 98, b poate fi transformat într-o singură formulă, datorită diferențelor foarte mari de curbură între prima și ultima parte, aceste două zone fiind descrise separat de ecuații distincte.

Fără ajutorul matematicii, există doi parametri care pot fi deduși din grafic: panta medie a ultimei zone, care este cvasiliniară (reprezentând modulul de elasticitate maximă a lui Young pentru acest specimen) și intersecția prelungirii acestei zone pe axa orizontală.

Valorile medii ale modulului de elasticitate a pielii umane sunt în intervalul  $2 \dots 10 \times 10^3 \text{ N/cm}^2$  [89], [180], [200]. Modulul de elasticitate crește proporțional cu vârsta pacientului și este mai mic la femei decât la bărbați. Prin extinderea ultimei zone din grafic și intersecția cu axa orizontală se poate determina alungirea reziduală a țesutului testat, care poate varia între 3 și 14% [200].

Alți cercetători au experimentat determinări elastice pe pielea umană *in vitro*, colectată de la pacienții de sex feminin care avut o intervenție chirurgicală plastică reconstructivă. Datele colectate pentru curba de tensiune / deformație relativă au fost folosite pentru a confirma modelele teoretice hiperelastice (General Polynomial, low Polynomial and Ogden). Printre aceste modele, doar modelul low Polynomial s-a dovedit a fi stabil, prin urmare, a fost utilizat într-un model explicit de elemente finite [115].

Alunecarea vâscoasă este o altă proprietate mecanică a pielii. Pentru a fi determinată, s-a utilizat același echipament ca și în cazul măsurării elasticității, singura diferență fiind timpul de aplicare a încărcării. Cercetările în domeniu arată că pentru o încărcare de câteva secunde, există o relaxare rapidă a materialului în contrast cu cele de valoare mai mică, dar de lungă durată, care determină o alungire ce persistă timp de câteva ore (v. Fig. 98). Extensibilitatea vâscoasă ( $u$ ) - rata de extensie / unitate de forță aplicată, -de ex.un proces foarte lent o tensiune de  $10 \text{ N/cm}^2$ , determină o alunecare de 0,05%.

De menționat este faptul că acest proces este ireversibil. Curgerea vâscoasă este un proces foarte puțin studiat. Acesta este determinat prin măsurarea modificării grosimii pielii după un anumit tip de presiune indicat (compresie) [200].

Pe de altă parte, există abordări ale unor cercetători [24] care măsoară această proprietate *in vivo*, pe pacienți umani. Echipamentele utilizate se bazează pe măsurători mecanice și optice.

În practică, cele trei proprietăți ale pielii (extensie elastică, alunecare vâscoasă și curgere vâscoasă) nu pot fi separate, dar în activitatea de cercetare se poate considera fiecare fenomen în parte, în scopul de a obține rezultate sugestive [200].

Pentru a calcula deplasările punctelor pe țesutul exterior s-a folosit software-ul MSC ADAMS®.

În Fig. 99, este ilustrată poziția inițială a sistemului multipunct. Pe suprafața exterioară a pielii, s-a considerat un marker  $M_3$  (v. Fig. 93). Punctele  $P_1$ ,  $P_2$ ,  $P_3$  și  $P_4$  corespund vertebrelor toracice  $T_1$ ,  $T_2$ ,  $T_3$  și  $T_4$ . În timpul simulării, se consideră că aceste puncte rămân în contact cu vertebrele și mișcările acestor puncte sunt cunoscute, datorită curburii coloanei vertebrale cu un unghi  $\delta$ , unghiul de rotație pe axa  $Z$  în planul  $XZ$ .

Simularea a fost realizată presupunând că segmentul  $P_1P_5$  rămâne fix; punctele  $P'_1$  și  $P'_5$  din Fig. 99, b (poziția finală a sistemului multipunct) sunt aceleași cu  $P_1$  și  $P_5$  din Fig. 99, a. Se presupune că în timpul curbării coloanei vertebrale, poziția relativă a punctului  $M_3$  la  $P_1 \dots P_4$  s-a modificat.

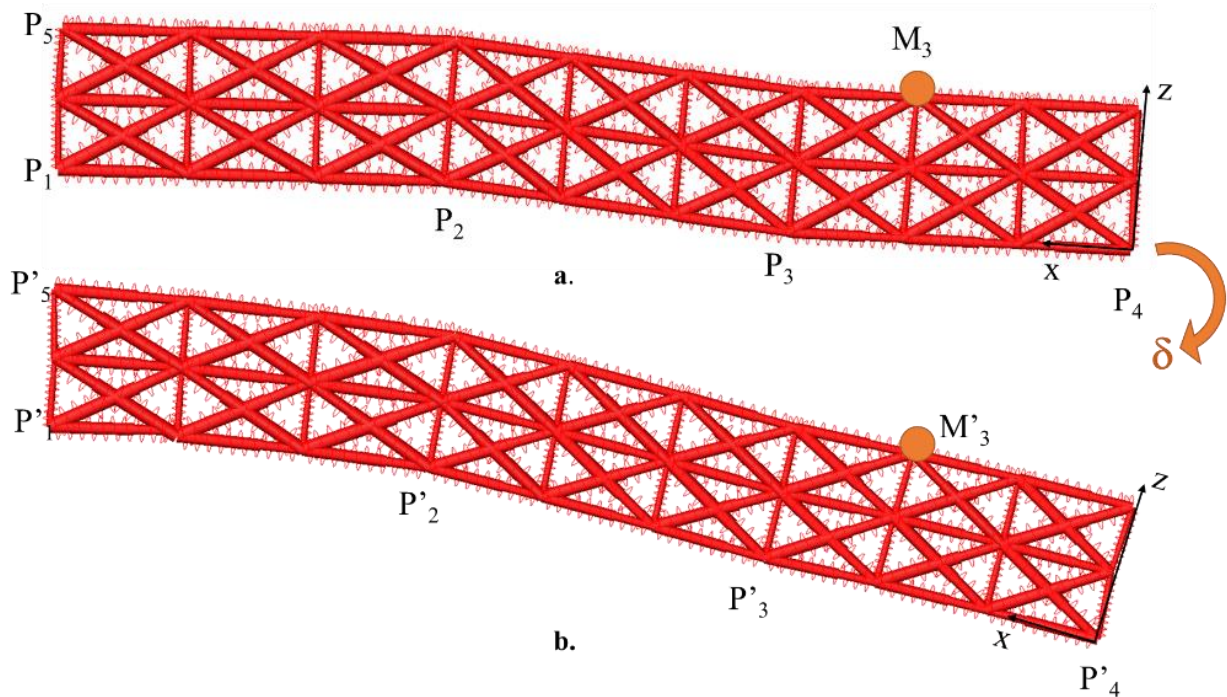


Fig. 99 Simulare efectuată în ADAMS

Pentru a determina poziția punctului  $M'_3$  în timpul simulării, s-a măsurat lungimea segmentului  $P'_4M'_3$  și unghiul dintre segmentul  $P'_4M'_3$  și axa  $Ox$ .

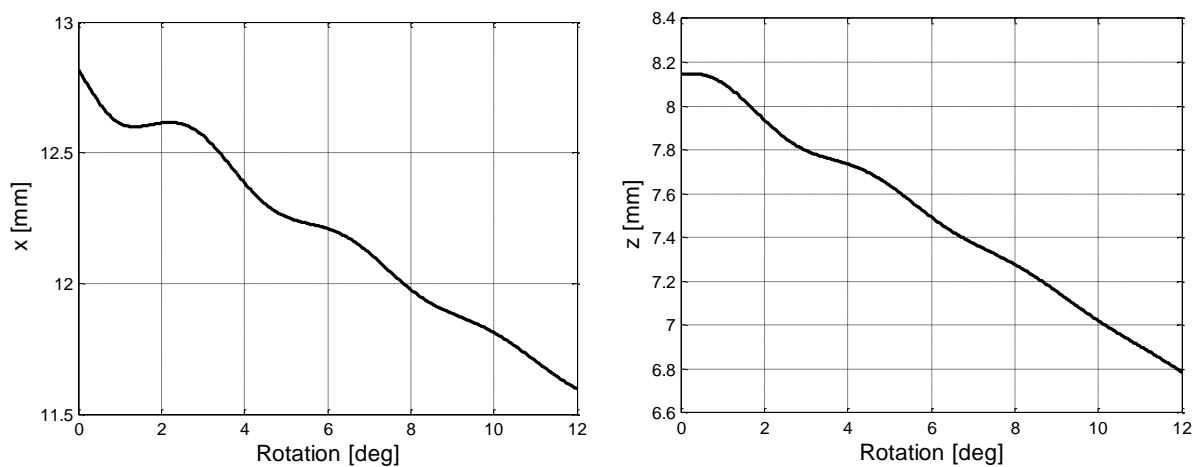


Fig. 100 Deformarea țesutului în funcție de înclinarea corpului

Modelul multipunct va avea dimensiuni apropiate de dimensiunile reale ale subiectului. Astfel, distanțele dintre punctele definite mai sus sunt:  $P_1P_2 = 21$  mm,  $P_2P_3 = 24$  mm și  $P_3P_4 = 26$  mm. Aceste dimensiuni au fost măsurate pe un model 3D reconstruit al coloanei vertebrale umane utilizat în această cercetare. Grosimea țesutului a fost de  $2 \times 5$  mm ( $P_1P_5 = 10$  mm), similară cu cea a corpului uman.

Rezultatele obținute au condus la următoarele considerente (Fig. 100): în timpul curbării coloanei vertebrale, putem observa o deformare a țesutului, ceea ce duce la o nouă poziție a markerului  $M_3$  din cadrul de referință al vertebrei luate în considerare.

Variația de deformare a țesutului are o tendință liniară, care se explică printr-un factor constant  $k$  utilizat. Pentru aceste analize, valoarea factorului de amortizare  $c$  nu are nicio influență asupra rezultatelor.

O altă modalitate de ilustrare a rezultatelor este prezentată mai jos. În Fig. 101, a unde se poate observa o serie formată din mai multe vertebre și suprafața exterioară a țesutului (pielea). Luând în considerare prima vertebră fixă, atunci când coloana vertebrală se curbează cu un unghi  $\delta$  (Fig. 101, b), se poate observa că țesuturile exterioare sunt supuse unor tensiuni de întindere, ceea ce duce la o modificare a grosimii țesutului de la  $h_0$  la  $h$ . De asemenea, în plus față de schimbarea grosimii țesutului, un decalaj (alunecare) poate fi observat la țesutul exterior pe porțiunea rigidă (vertebre).

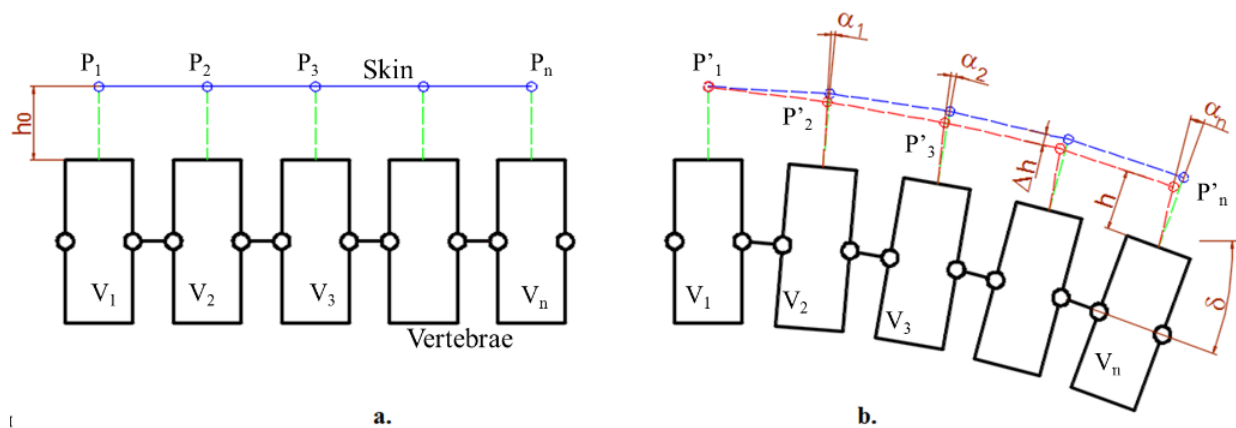


Fig. 101

Orice punct de pe suprafața țesutului exterior va avea un punct de alunecare (linia roșie) în comparație cu poziția geometrică teoretică (linia albastră), care corespunde unghiului  $\delta_1 \dots \delta_n$  de curbare.

Cunoscând coordonatele unui punct de pe suprafața pielii și știind că aceasta este o poziție relativă în raport cu o vertebră și considerând valoarea corecției deplasării relative a punctului, se poate spune că este posibil să se estimeze pozițiile vertebrelor în ceea ce privește markerii externi. Deplasarea relativă a markerilor poate fi obținută de la coordonatele marcatorului obținute din sistemul de capturare a mișcării, urmată de evaluarea curbării coloanei vertebrale din rezultatele prezentate în Fig. 100. Acest lucru poate fi esențial în diagnosticul primar al bolilor coloanei vertebrale cu ajutorul markerilor reflectorizanți împreună cu un sistem de captare a mișcării.



# 4. RECONSTRUCTIA VIRTUALĂ 3D A PATRIMONIULUI<sup>4</sup>

**Introducere** – definiția conceptelor de *Heritage* / *eHeritage* (moștenire, patrimoniu / e-patrimoniu). Moștenirea reprezintă un patrimoniu de valori morale, idei, fenomene culturale, intelectuale, artistice care se transmit de la o generație la alta (<https://dexonline.ro/definitie/mostenire>), sau conform <http://www.collinsdictionary.com>, orice lucru provenit din trecut sau transmis prin tradiție.



Fig. 102 Conceptul de “patrimoniu”

## **eHeritage (e-patrimoniu, patrimoniu electronic)**

Utilizarea tehnologiei informației și a comunicării (ICT), precum și a tehnologiilor digitale pentru reprezentarea și păstrarea moștenirilor culturale se poate manifesta în următoarele cazuri:

- patrimoniu tangibil: situri arheologice, monumente, artefacte;
- patrimoniu deplasabil: artefacte muzeale;
- patrimoniu subacvatic;
- patrimoniu intangibil: povești, dansuri, muzică, limbi, învățături, artă.

**Intrebare fundamentală:** *eHeritage* este doar:

- o reconstrucție 3D?
- o discretizare a suprafețelor exterioare și coliziune între suprafețe?

## **Probleme ale cercetării**

- Este suficientă geometria 3D a obiectelor reconstruite pentru a realiza conceptul *eHeritage*?

---

<sup>4</sup> Cercetările prezentate în această secțiune au fost diseminate prin intermediul lucrărilor ce se regăsesc în cap. Bibliografie: [31], [33], [75][75].



- Ce elemente ar trebui adăugate la acest concept pentru a extinde calitatea informației?
- Cum ar trebui introduse conceptele de masă, structură, echilibru în mediul virtual? Aplicațiile realizate în VRML pot răspunde la aceste întrebări? Se pot extinde capacitățile aplicațiilor VRML?
- Ce se poate face cu aceste informații noi atașate modelului geometric? Se poate demonstra funcționalitatea obiectelor reconstruite, caracteristicile lor de funcționare?

### Rezultate așteptate

- Comparatie între conceptele de Heritage și eHeritage pentru obiectele tangibile (se va face referire la toate aspectele legate de patrimoniu care definesc: formă, texturi, funcționare...)
- O nouă abordare, transformând suprafețele 3D simple în obiecte cu proprietăți proprii, care ar putea fi analizate prin metode inginerești.
- Extinderea conceptului de reconstrucție virtuală prin adăugarea de informații privind compoziția și structura elementului reconstruit, inclusiv proprietățile fizice și mecanice.

### Studii de caz (propuneri)

- Cazul I - analiza clădirilor cu un software avansat dedicat precum și analiza artefactelor.
- Cazul II - arme medievale - reconstruite pe bază de fragmente existente. Se poate realiza modelul de analiză și calculat energia stocată și caracteristicile lor de funcționare.
- Cazul III - instrumente muzicale (corn, harpă, clopote...).

### Analiza multi-criterială

Prioritizarea CTQ AHP - Procesul de ierarhizare analitică (AHP) este o tehnică structurată pentru organizarea și analiza deciziilor complexe, bazate pe matematică și psihologie.

CTQ sunt parametrii critici interni de calitate care se referă la dorințele și nevoile clientului. Ele nu sunt la fel ca CTC (parametri critici la client), iar cele două concepte sunt deseori confundate.

Scopul acestei analize este determinarea unei ierarhizări a problemelor și temelor de studiu din domeniul patrimoniului. Analiza presupune identificarea criteriilor de comparație, introducerea acestora într-o matrice urmată de o evaluare comparativă directă între acestea. Procesul este subiectiv, bazându-se pe utilizarea unor experți pentru evaluare.

În cazul analizei în domeniul reconstituirii virtuale a patrimoniului, au fost identificate 10 criterii de comparație (Fig. 103), care au fost analizate și evaluate:

1. Reconstrucția 3D a formelor exterioare (clădiri, artefacte).
2. Reconstrucția 3D a interioarelor clădirilor.
3. Impresia vizuală a materialelor.
4. Funcționare artefactelor (arme, mecanisme, instrumente).
5. Sunete.
6. Coregrafie.

7. Îmbrăcămintе.
8. Limbi.
9. Cunoștințe.
10. Legende, povești.

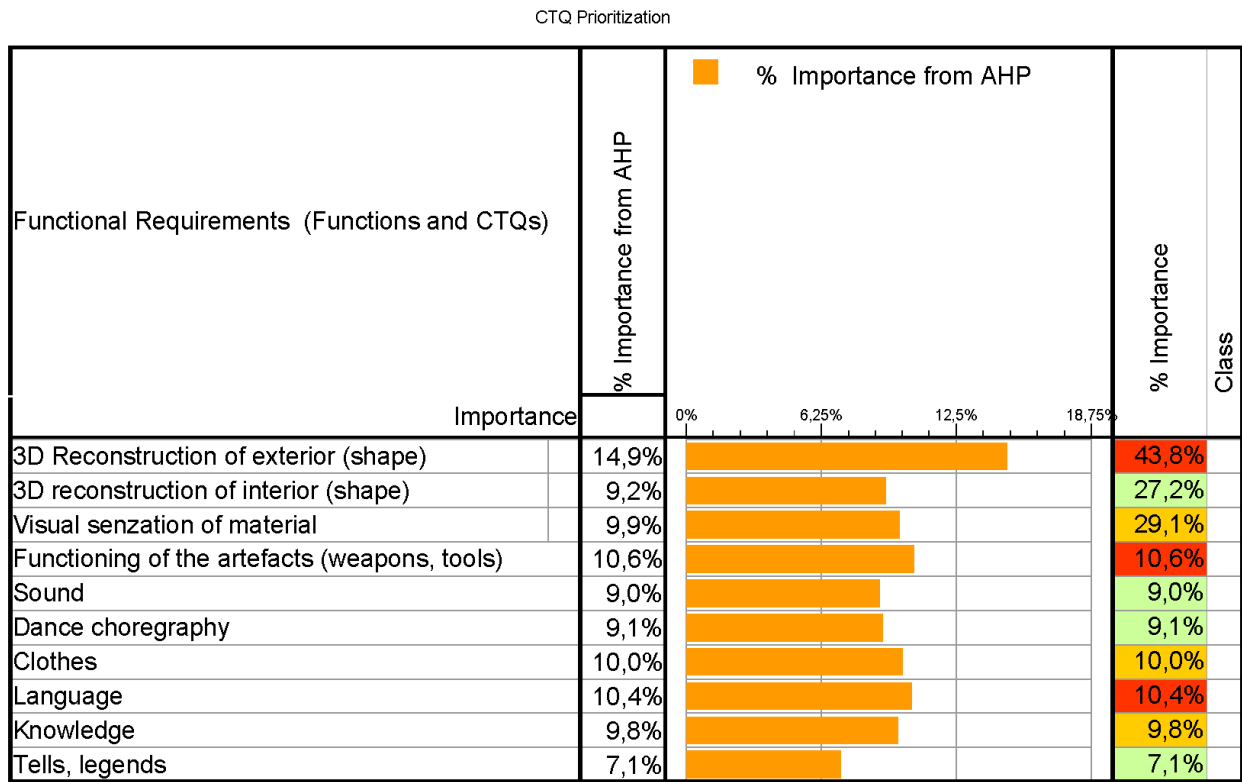


Fig. 103 Criterii de evaluare în ierarhizarea CTQ

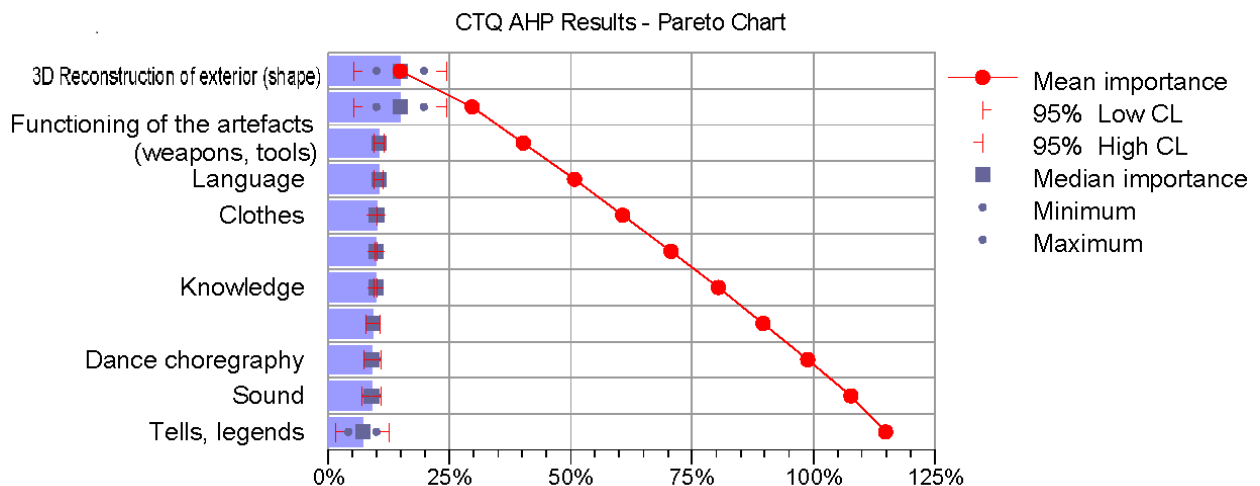


Fig. 104 Rezultatele analizei AHP

Conform rezultatelor prezentate în diagrama Pareto (Fig. 104), se observă că cele mai importante direcții de studiu urmărite se referă la reconstrucția 3D a elementelor de patrimoniu de tipul clădirilor și a artefactelor.

## 4.1. Introducere în reconstrucția virtuală 3D [33]

Realitatea Virtuală (Virtual Reality - VR) se referă la un sistem de concepte, metode și tehnici utilizate pentru a dezvolta aplicații software prin intermediul sistemelor de calcul moderne (calculatoare și echipamente specializate).

O reconstrucție 3D a unei clădiri complet distruse necesită un model 3D CAD, care să respecte detaliile istorice de construcție. Pentru reconstrucția virtuală, se pot folosi mai multe tipuri de date: cronici istorice, desene, gravuri, litografii, fotografiile istorice.

Reconstrucția unui model tridimensional necesar pentru diverse aplicații folosind tehnici și tehnologii de RV este un proces complex. Modelele 3D reconstruite pot fi utilizate în medii virtuale pentru aplicații de vizualizare, clasificare și analiză. Cea mai cunoscută metodă de a obține un model 3D al unui obiect existent este scanarea 3D. Scanarea tridimensională poate fi folosită pentru a colecta rapid coordonatele unor puncte și să obțină, astfel, coordonatele 3D ale suprafeței țintă. Aceasta este o metodă nouă pentru a crea rapid un modelul 3D al obiectului. Aceste modele 3D pot fi aplicate diverselor probleme, în funcție de dimensiuni și complexitate: de la mici piese de ornament până la ansambluri de clădiri.

Recent, tehnologiile folosite în reconstrucția virtuală, bazate pe realitate virtuală (VR) au fost propuse ca o interfață îmbunătățită pentru o multitudine de domenii de specialitate, cum ar fi: reconstrucția arhitecturii antice [62], [94] [121], [131], [165], [225], picturi monumentale din biserici [157], completarea imaginii faciale în picturi antice [114], [216], restaurarea conținutului din documente distorsionate [25], stomatologie [129], monitorizarea mișcărilor umane [168], scene pe scară largă, cum ar fi structurile urbane [224].

Scanarea tridimensională poate fi realizată cu o gamă largă de echipamente, de la cele mai scumpe la unele foarte modeste, de uz comun. Operația de scanare se poate face cu echipamente bazate pe contactul direct (pe principii mecanice: MicroScribe, Romer) sau fără contact (cu ultrasunete, raze X, laser), însă acestea din urmă sunt mai scumpe. În cazul unor aplicații mai puțin pretențioase, utilizarea acestor tehnologii pot fi prohibitive. Prin urmare, obiectivul acestui studiu este de a identifica tehnici și tehnologii care utilizează echipamente industriale, disponibile pentru toți utilizatorii, capabile să realizeze obiecte virtuale de înaltă calitate.

## 4.2. Tehnologiile Realității Virtuale și a Realității Augmentate

Tehnologiile de realitate virtuală RV (Virtual Reality - VR) și augmentată RA (Augmented Reality - AR) au fost introduse în urmă cu mai mult de trei decenii, cu scopul de a oferi posibilități sofisticate de vizualizare și interfețe umane multisenzoriale, și pentru a facilita dezvoltarea unor noi sisteme de aplicații pentru uz industrial și public [31].

De-a lungul anilor, nu numai că numărul tehnologiilor RV și RA a crescut, dar și posibilitățile lor funcționale și de utilitate s-au îmbunătățit. Aceste tehnologii și-au găsit un loc de cinste în aplicații importante în sectoarele industriale și, de asemenea, în domeniul reconstrucției virtuale.

Mediile virtuale (Virtual Environment - VE) oferă posibilitatea de a recrea lumea reală sau a crea lumi complet noi, oferind experiențe care pot ajuta oamenii în înțelegerea unor concepte. Gama de tehnologii care sunt utilizate în prezent includ medii de vizualizare de tip CAVE (CAVE Automatic Virtual Environment), teatre virtuale, pereți de proiecție, mese de lucru holografice, sisteme imersive individuale, căști cu ecrane montate pe cap (HMD), interfețe de detecție tactilă, dispozitive de feedback haptic, dispozitive multisenzoriale, interfețe de vorbire și sisteme de realitate mixtă (Mixed Reality – MR) [195].

Modelul 3D virtual reprezintă un instrument cognitiv valid, fiind un mediu fundamental prin care un utilizator (un student, un vizitator într-un muzeu) poate interacționa cu modele 3D și agenți într-un mediu virtual. În grafica pe calculator, modelarea 3D este procesul de dezvoltare a unei reprezentări matematice a oricărei suprafețe tridimensionale a obiectului (fie neînsuflețit sau viu) prin intermediul unui program specializat. Un model 3D este compus dintr-o colecție de puncte în spațiu 3D, conectate prin diverse entități geometrice, cum ar fi triunghiuri, linii, suprafețe curbe, etc.

Astăzi, modelele 3D sunt folosite într-o varietate de domenii: industria medicală, industria de film, industria jocurilor video, sectorul științei. Această tehnologie poate fi aplicată în lumea patrimoniului cultural ca modalitate de conservare, reconstrucție, documentare, cercetare și promovare.

De obicei, reconstrucțiile virtuale se bazează pe tehnici de scanare 3D, în scopul de a reprezenta în mod fidel obiectele. Această metodă presupune existența unor piese arheologice sau culturale și scanarea 3D a acestora. Pentru componentele care nu mai există, cum ar fi clădiri, monumente, dar despre care avem unele dovezi sub formă de fotografii, gravuri, litografii, tapiserii, se sugerează utilizarea altor tehnici de reconstrucție 3D. Astfel, folosind tehnica fotogrametriei, este posibilă crearea unor modele 3D fotorealiste, care permit explorarea și aprecierea patrimoniului arheologic, variind de la obiecte foarte mici la clădiri întregi. Există, de asemenea, unele tehnici hibride, care pot garanta rezultate satisfăcătoare [26]. Recent, au existat mai multe încercări de a rezolva problema lipsei clădirilor istorice prin utilizarea de reconstrucție virtuală [17], [61], [105], [171], chiar și la nivel național [163], [164], [189], dar utilizatorul a avut o senzație de prezență limitată în mediul virtual 3D reconstruit, deoarece nu au fost utilizate echipamente RV imersive pentru vizualizare și navigare cum ar fi sistemul CAVE.

### **Reconstrucția virtuală 3D experimentală**

Există mai multe motive pentru modelarea 3D a obiectelor din lumea reală, în special al clădirilor și și diverselor scene: reconstrucția virtuală a clădirilor istorice și a monumentelor care nu mai există sau există doar parțial, documentarea digitală a clădirilor și monumentelor istorice în scopuri

de restaurare în caz de incendiu, inundații, război, cutremur, etc.; capacitatea de interacțiune virtuală, fără riscul de deteriorare; producția de date de e-learning pentru resurse educaționale; turismul virtual; exponate de muzeu virtuale; vizualizare interactivă a obiectului 3D, clădiri sau scene [191].

Pentru proiectele de patrimoniu cultural bazate pe CAD și, în special, pentru aplicații de inginerie inversă bazate pe imagini (inclusiv recuperarea și modelarea), la fel ca proiectul bazat pe fotogrametrie, prioritățile sunt reprezentate de următorii factori: flexibilitatea de aplicare, costuri reduse, precizie geometrică ridicată, funcționalitatea meta-datelor și a sistemului e-learning. Aceste cinci obiective sunt considerate ca fiind cerințele de top ale unui proiect datorită simplității datelor disponibile (de exemplu, imagini istorice nedocumentate, fotografiile digitale sau video realizate de amatori), bugetele modeste din zilele noastre acordate pentru documentațiile de patrimoniu arhitectural și cultural, precum și moderne funcționalitățile TIC / Internet cum ar fi meta-date și e-learning [192].

În prezent, nu există o soluție completă a unui sistem automatizat care poate satisface cerințele prezentate mai sus. Studiul actual abordează problema de reconstrucție 3D a unei clădiri demolate bazată pe o singură fotografie, realizată în condiții improprie și fără echipamente profesionale. În acest caz, este o sarcină dificilă pentru a extrage caracteristicile geometrice ale fotografiei: planeitate, paralelism, ortogonalitate, simetrie și topologie plană sau spațială.

Aproape toate modelele 3D pot fi împărțite în două categorii: solide și de suprafețe. În această cercetare, pentru reconstrucția virtuală a unei construcții demolate, a fost utilizată tehnica de modelare 3D de fațadă. Modelul 3D al bisericii demolate a fost obținută prin utilizarea fotogrametriei, care va fi prezentată în secțiunea următoare.

### **Tehnologia fotogrametriei**

Tehnica fotogrametriei poate fi definit ca arta, știința și tehnologia de a obține informații fiabile despre obiecte fizice și mediul înconjurător. Măsurătorile fotogrametrice digitale calculează obiectele direct din fotografiile sau imagini digitale efectuate la o distanță mică cu un aparat de fotografiat.

Modelul de bază în fotogrametria digitală de proximitate este proiecția centrală în perspectivă. Sistemul de coordonate primar este poziționat în mod arbitrar în spațiu obiectului, iar sistemul secundar își are originea în centrul camerei perspectivă  $O$ , axa  $z$  coincide cu axa principală și este direcționată departe de planul (imaginea) de proiecție (Fig. 105). Factorul de scală este setat la unitate [9], [226].

Modelul central de proiecție în perspectivă este doar o idealizare a geometriei optice reale frecvent întâlnite în camere de fotografiat. Calibrarea aparatului de fotografiat se realizează în vederea identificării măsurii în care geometria formării imaginii diferă de o camera reală. Una din diferențele majore se referă la distorsiunile optice cauzate de lentilele aparatului. Distorsiunea radială a lentilei determină variații în mărirea unghiulară cu un anumit unghi de incidență (Fig.

106) [3]. Distorsiunea tangențială a lentilei este deplasarea unui punct din imagine datorită alinierii greșite a componentei lentilei [9].

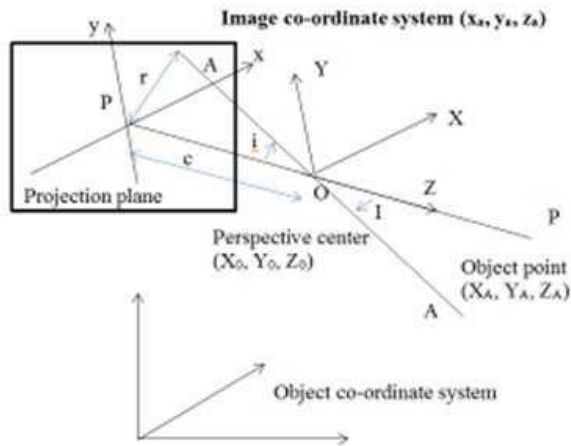


Fig. 105 Sistemele de coordonate primar și secundar

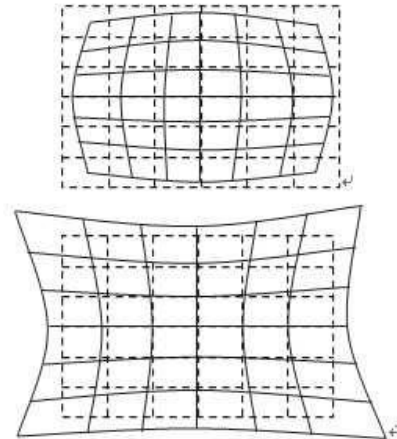


Fig. 106 Distorsiunea radială

### 4.3. Metodologia pentru reconstrucția 3D folosind fotogrametria

În principiu, metodologia propusă pentru reconstrucția virtuală 3D bazată pe imagini a unui obiect ar putea fi formulată în vederea respectării următoarelor etape (Fig. 107) [33]:

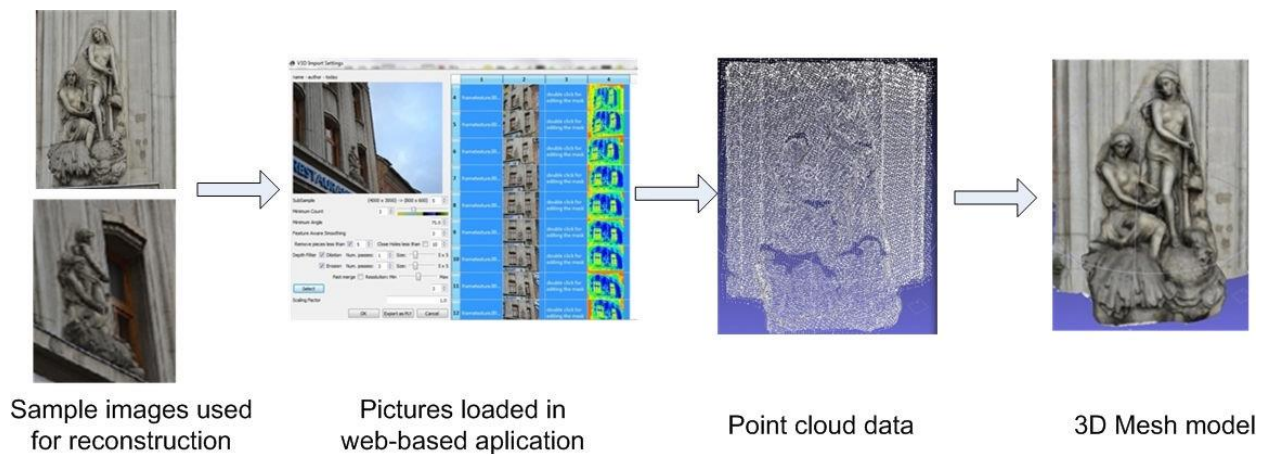


Fig. 107 Etapele propuse pentru reconstrucția 3D

**Dobândirea unui set de imagini.** Primul pas esențial în reconstrucție geometrică folosind principiile de fotogrametrie este de a dobândi un set de imagini ale obiectului care urmează să fie reconstruit. Felul în care sunt procurate fotografiile este un aspect foarte important ce se va reflecta în mare măsură în calitatea reconstrucției finale. Obiectul este fotografiat din unghiuri diferite, aranjate spațial într-un cerc sau arc de cerc în jurul obiectului și fiecare fotografie trebuie să conțină aproximativ 70-80% din conținutul imaginii capturate anterior.

**Generarea unui nor puncte din imagini.** Imaginile din setul de date vor fi folosite pentru a identifica punctele de interes și de a obține coordonatele 3D ale obiectului. Procedul se realizează cu ajutorul unui software dedicat. Deoarece este un proces ce solicită calculatorul în mod intens,



utilizarea unui software independent necesită un sistem de calcul puternic. Așadar, o soluție mai bună este utilizarea unui serviciu web de tip cloud. O trecere în revistă a soluțiilor bazate pe imaginea propriu-zisă vor fi prezentate în secțiunea următoare.

**Generarea unui model 3D discretizat.** La acest pas, norul de puncte rezultat va fi folosit pentru a genera o discretizare 3D texturată, utilizându-se o bibliotecă dedicată (de exemplu, Meshlab). Un exemplu detaliat de utilizare al programului Meshlab pentru a genera o discretizare 3D cu textură a obiectului va fi prezentat în secțiunile următoare.

#### 4.4. Programe de reconstrucție 3D a clădirilor bazate pe imagini

În ultimii ani, datorită dezvoltării sistemelor de calcul de tip cloud, au fost elaborate mai multe programe software pentru reconstrucția bazate pe imagini. Au fost analizate [33] aplicațiile cele mai actuale și au fost comparate caracteristicile și capacitățile lor. În următoarele paragrafe, se va prezenta o scurtă descriere a fiecărei aplicație și se va propune un cadru pentru punerea în aplicare a metodologiei propuse [149].

**ARC3D** [209] este un serviciu web gratuit, care oferă o aplicație software independentă pentru încărcarea fotografiilor pe un server. Aplicația furnizează rezultate bune atunci când se utilizează un număr de aproximativ 70 de fotografii. După procesarea imaginilor, rezultatele sunt primite printr-un e-mail de notificare care conține un link către fișierele generate. Acesta conține două tipuri de date privind reconstrucția:

- (i) hărți pixel în format \*.v3d care pot fi utilizate pentru reconstrucția manuală a discretizării 3D dintr-un nor de puncte generate utilizând programul MeshLab al unei discretizări 3D texturată;
- (ii) mesh în formatul \* .obj procesat de către aplicația serverului ARC3D (dar fără acuratețe).

**Hypr3D** ([www.hypr3d.com](http://www.hypr3d.com)) este un serviciu web gratuit similar cu ARC3D, care oferă doar o interfață web pentru a încărca și descărca fișiere. Rezultate optime se obțin atunci când se utilizează 70-80 imagini. Avantajul acestei soluții, în comparație cu ARC3D, este timpul redus de livrare a rezultatelor reconstrucție (aproximativ 3-4 ore).

Serviciul web oferă două tipuri de geometrie: discretizare la o rezoluție scăzută în format 3D \*.dae cu texturi \*.jpg și un nor de puncte în format \*.ply. De asemenea, pot fi obținute discretizări la o rezoluție mare în format \*.stl, dar fără texturi aplicate.

**My 3D Scanner** ([www.my3dscanner.com/](http://www.my3dscanner.com/)) este, de asemenea, un serviciu web gratuit comparabil cu Hypr3D. Acest serviciu poate procesa până la 100 de fotografii (dar într-o perioadă mai lungă de timp). Avantajul acestei aplicații o reprezintă rezoluția mare a discretizărilor (până la 1000000 triunghiuri). Dezavantajul este lipsa texturilor aplicate dsuprafețelor, deoarece conține informații numai cu referire la culoare. Rezultatul furnizat de această aplicație conține un fișier \*.obj pentru discretizarea 3D și unul \*.ply pentru norul de puncte.

**Autodesk 123d CATCH** este un serviciu gratuit oferit de Autodesk, care utilizează un sistem de calcul de tip cloud pentru reconstrucția obiectelor 3D din imagini. Gestionarea datelor se face printr-o aplicație software de sine stătătoare, instalată pe calculatorul utilizatorului.

Această aplicație permite încărcarea imaginilor, descărcarea rezultatelor, prelucrând norul de puncte sau discretizarea 3D și exportând rezultatul folosind mai multe formate 3D (\*.dwg, \*.fbx, \*.rzi, \*.obj, \*.ipm, \*.las). Acest serviciu poate procesa automat până la 70 de fotografii într-un timp scurt (aproximativ 1-2 ore). Rezultatul procesului de reconstrucție conține nori de puncte, discretizare 3D și textură.

După trecerea în revistă a software-ului de reconstrucție bazat pe imaginile disponibile, au fost selectate programele ARC3D și Meshlab pentru metodologia de restaurare virtuală, deoarece acest sistem permite prelucrarea manuală a norului de puncte care conduce la rezultate mai bune și o mai bună înțelegere a algoritmilor de prelucrare 3D.

## 4.5. Studiu de caz 1 - Biserica Neagră

În această secțiune este prezentată metodologia descrisă în paragraful anterior folosit pentru a reconstrui într-un mediu virtual suprafețele exterioare ale unui monument bazat pe un set de fotografii prin intermediul programelor ARC3D și Meshlab [33].

Obiectul reconstruit este un monument din centrul vechi al orașului Brașov. Software-ul ARC3D a fost folosit pentru a obține un nor de puncte 3D dintr-un set de imagini 2D și programul Meshlab [132] a fost utilizat pentru comenzile de filtrare și reconstrucția suprafețelor 3D din nori de puncte.

Primul pas a constat în realizarea a 16 fotografii ale obiectului în cauză din unghiuri diferite (mai mici de 30 de grade), pentru ca software-ul ARC3D să poată aplica algoritmi de reconstrucție. Au fost luate alte seturi de imagini ale altor monumente, dar pentru că unghiul dintre cele două imagini a fost prea mare, software-ul ARC3D a returnat un mesaj de eroare. Pentru a putea încărca imaginile pe serverul ARC3D, a fost necesară crearea unui cont.

Următorul pas a fost deschiderea în Meshlab a fișierului modelului \*.v3d. Apoi, cele mai semnificative imagini au fost selectate și validată comanda Export ply. După câteva minute, se generează fișierele cu extensia \*.ply în concordanță cu imaginile selectate. Fiecare fișier a fost importat într-un alt strat (layer). Toate straturile s-au unit pentru a crea un singur nor de puncte folosind e comanda Filters / Layer și a atributelor de Attribute Management / Flatten Visible Layers. Punctele care nu făceau parte din monumentul reconstruit au fost șterse utilizând comenzile de editare: Select Vertexes pentru selectarea punctelor și Delete current set of selected vertexes pentru ștergerea vârfurilor. După obținerea norului de puncte care conține doar datele referitoare la monumentul reconstruit, a fost aplicată comanda Mesh Element Subsampling pentru a mări numărul de puncte, de la aproximativ 8.000 la 60.000, folosind comanda Filters / Sampling / Mesh Element Subsampling / Number of Samples 60000 / Apply. În acest fel, un nou nor de puncte a fost creat cu numele Sampled Mesh. Din zona Layer a fost selectat norul de puncte

Sampled Mesh și a fost aplicată comanda Surface Reconstruction: Poisson pentru a obține o discretizare 3D din norul de puncte.

Triunghiurile generate de comanda anterioară, care nu au aparținut modelului, au fost selectate cu ajutorul comenzii Filters / Selection / Select faces with edges longer than și apoi au fost șterse prin aplicarea comenzii Delete current set of selected faces. Pasul final a fost de a aplica comanda Vertex Attribute Transfer, obținându-se astfel modelul 3D al monumentului.

## 4.6. Studiu de caz 2 - Biserica Sf. Vineri

Lucrarea de față își propune să sublinieze modul în care utilizatorul poate vizualiza și interacționa cu un model 3D reconstruit al clădirilor demolate prin utilizarea unor tehnici VR, cum ar fi sistemele de proiecție imersivă. Metoda prezentată este una dintre cele mai noi tehnologii de recuperare, reconstrucție și vizualizare a clădirilor demolate [31].

### Despre Biserica Sf. Vineri

Primul ermitaj al acestei biserici a fost construit în secolul al 13-lea de către credincioșii locali. În 1987, autoritățile comuniste au vrut să demoleze biserica și să elimine astfel un simbol al românilor ortodocși (Fig. 108). Au căutat diverse motive, unul dintre acestea fiind construirea unei clădiri de apartamente pe locul respectiv. Demolarea a început la 17 iunie 1987. Muncitorii au refuzat să demoleze biserica și au fost luați prizonieri, carora li sa promis sentințe reduse [20]. După două decenii de la demolare, s-au depus eforturi importante pentru reconstruirea bisericii „Sf. Vineri”, în apropiere de vechea locație, acum ocupată de blocuri. Însă, vor mai trece mulți ani până la finalizarea reconstrucției.



Fig. 108 Biserica Sf. Vineri din București

Tehnici disponibile pentru reconstrucție virtuală Documentarea unui patrimoniu cultural poate fi definită ca acțiunea de achiziție, prelucrare, prezentare și înregistrare a datelor necesare pentru determinarea poziției și a formei existentă reală, forma și mărimea unui monument în spațiul tridimensional, la un anumit moment în timp.

Există mai multe tehnici de documentare disponibile: metode manuale tradiționale (folosind un echipament foarte simplu: ruletă, fir cu plumb, măsurare manuală cu dispozitive laser), metode topografice (folosind tahometre și stații totale), metode fotogrametrice și metode de scanare (fără contact) [226]. În zilele noastre, tehnicile de reconstrucție și vizualizare 3D a devenit o metodă foarte populară și utilă în domeniul fotogrametriei de proximitate. Modelarea obiectelor 3D și salvarea acestora în diferite formate a devenit larg răspândită folosind reconstrucție și vizualizare 3D.

### Metodologia elaborată și rezultate

Fig. 109 oferă o imagine de ansamblu principală a sistemelor fotogrametrice de bază pentru achiziția imaginilor și procesarea imaginii în fotogrametria arhitecturală. Aparatele clasice de fotografiat au avantajele lor din punct de vedere al rezoluției, împreună cu tehnica de achiziție bine-cunoscută.

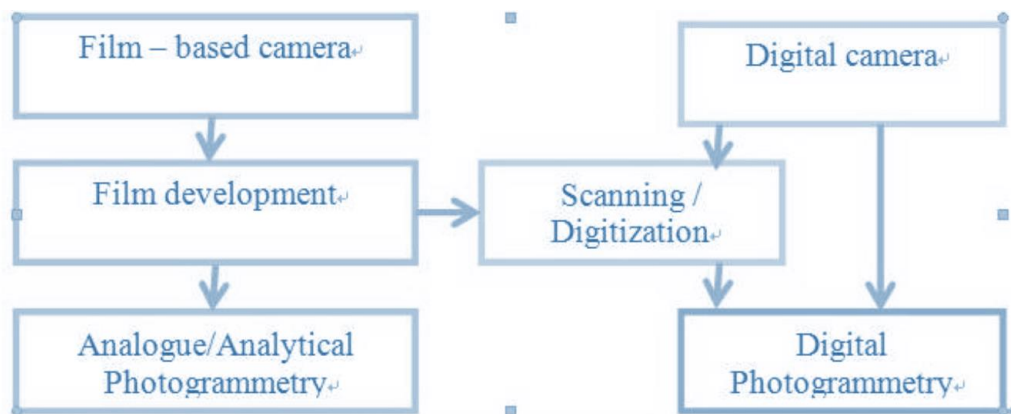


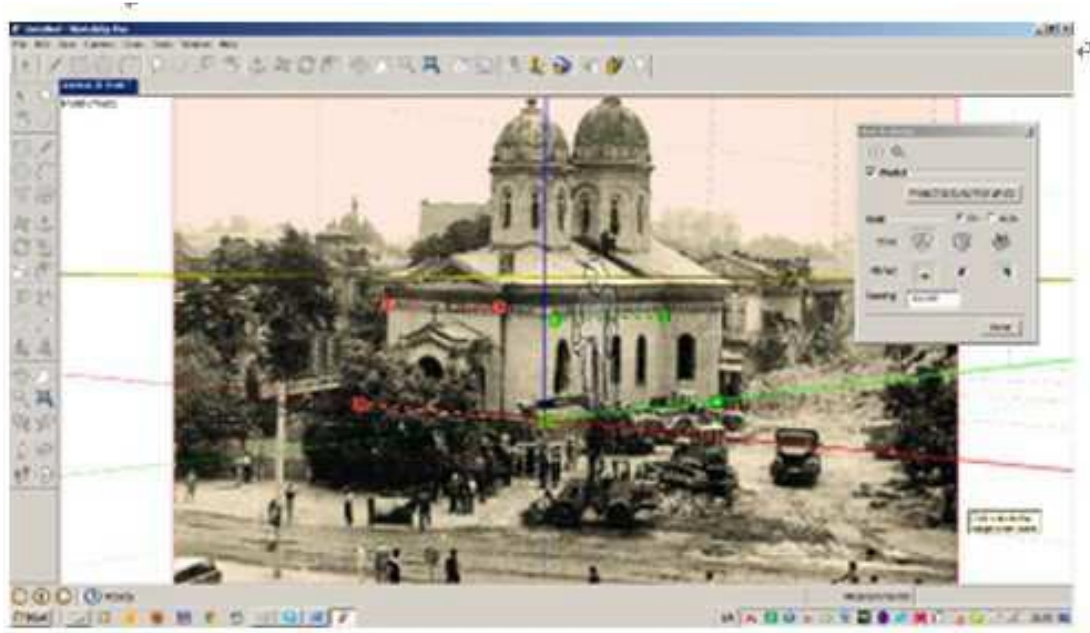
Fig. 109 Algoritm de utilizare a fotogrametriei

Procesul de fotogrametrie analitică se bucură de cunoștințele și experiențele bogate ale operatorului uman. În acest caz, s-a folosit o fotografie făcută în 1987, în timpul demolării (descărcat de pe <http://www.muzeuldefotografie.ro>), pentru care nu există nici o caracteristică tehnică a camerei pe bază de film. A fost necesar să se aleagă între 3-4 fotografii alb-negru cu rezoluție mică. În plus, clădirea vizată a fost acoperită de copaci, stâlpi, mașini, iar imaginile au fost realizate din unghiuri diferite (Fig. 110).



Fig. 110 Fotografii utilizate pentru reconstrucția virtuală

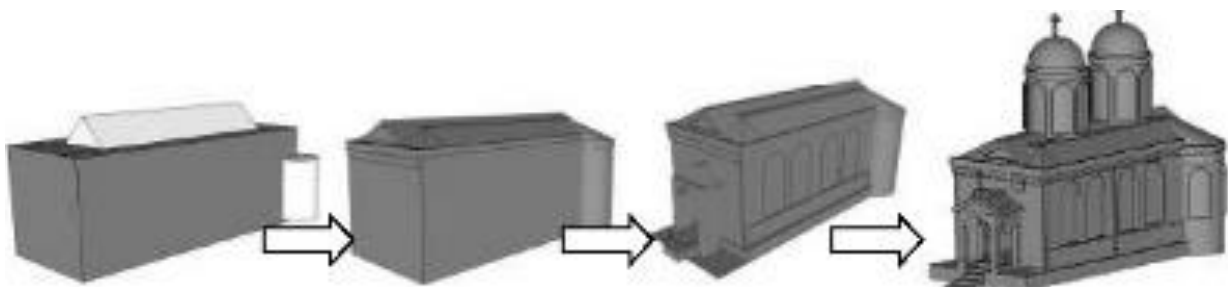
Pentru de a crea modelul 3D, au fost studiate mai multe metode disponibile, cele mai potrivite pentru această aplicație fiind cele care folosesc programe de calculator pentru reconstrucția virtuală, cum ar fi: Autodesk Image Modeler, Google SketchUp, ARC3D, MeshLab, PhotoModeler, Autodesk Maya.



**Fig. 111** Calibrarea interfeței de lucru din SketchUp

Pentru aplicația vizată, s-au selectat două programe cu aproximativ aceleași caracteristici: Image Modeler și SketchUp. După primul test de calibrare pe fotografiile disponibile de construcție (Fig. 111), decizia a fost de a continua cu programul SketchUp deoarece precizia a fost mai bună. În mod obișnuit, etapele de reconstrucție virtuală 3D a clădirii au fost:

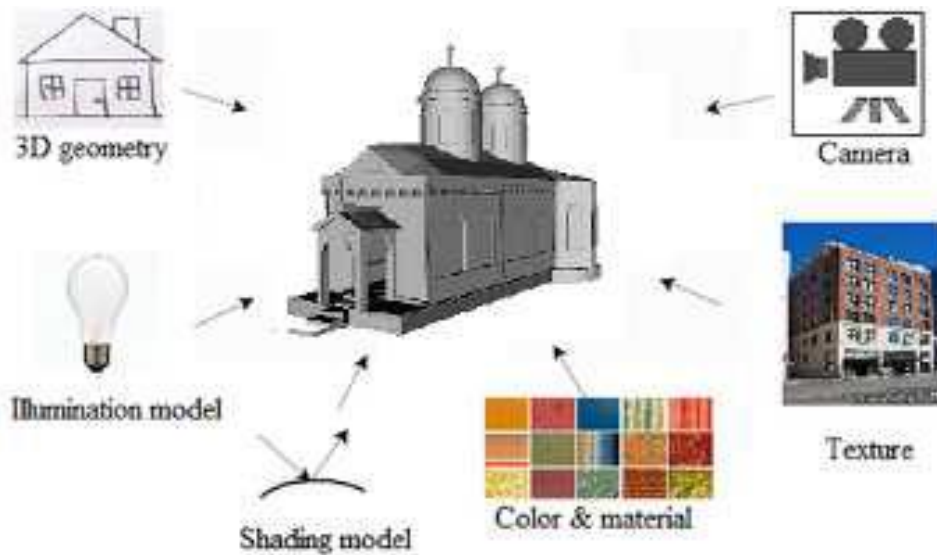
- (i) încărcarea fotografiei,
- (ii) stabilirea sistemelor de referință și calibrarea instrumentelor virtuale,
- (iii) crearea elementelor structurale ale clădirii și adăugarea detaliilor (Fig. 112).



**Fig. 112** Etapele reconstrucției 3D

Pentru a obține un mediu virtual realist, modelul 3D trebuie să fie procesat folosind tehnici grafice specializate pe calculator. Prin urmare, s-a urmat algoritmul prezentat în Fig. 113:



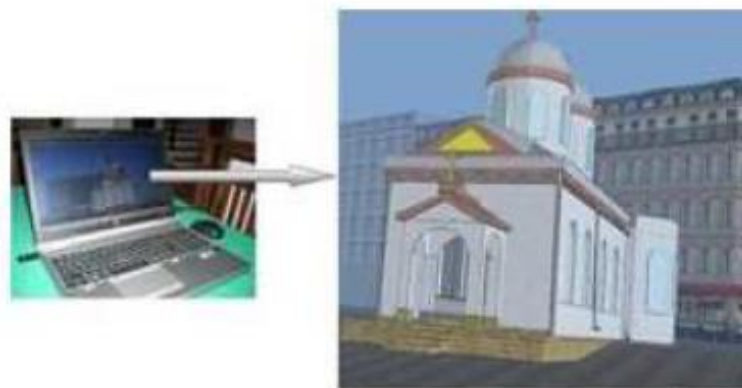


**Fig. 113** Introducerea de detalii asupra geometriei reconstruite

Fiecarei suprafață internă sau externă a modelului 3D a clădirii (pereți, acoperiș, ferestre) i se poate reda textura cu un pattern special. Texturile speciale au fost folosite pentru materialele peretelui exterior, pentru a realiza acoperișul, ferestrele sau balamalele. Pentru pereții de interior, s-au folosit imagini care reprezintă picturi religioase (Fig. 114)



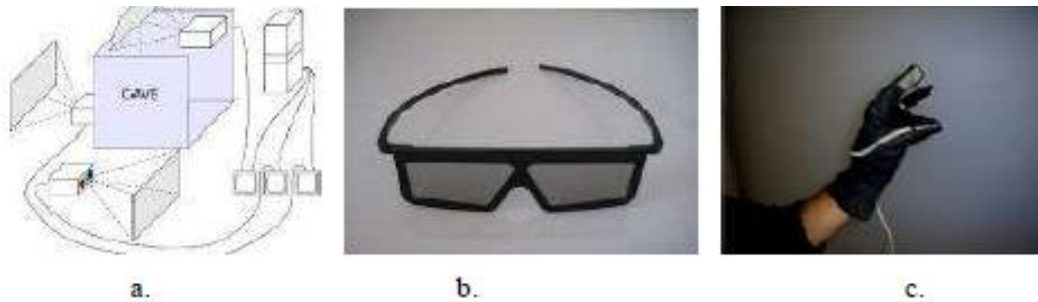
**Fig. 114** Detalii ale exteriorului și interiorului clădirii reconstruite



**Fig. 115** Vizualizare pe ecranul PC-ului



Pentru a putea vizualiza modelul reconstruit în mod imersiv, fișierele trebuie să fie convertite într-un format neutru .wrl, pentru că nu există o procedură de schimb de date standardizată. Modelul VRML rezultat poate fi apoi afișat într-un mediu imersiv folosind un vizualizator VRML (ex. BS Contact Stereo) sau poate fi încărcat pe internet, pe Google Maps. Vizualizarea pe un ecran de computer nu este o soluție potrivită, deoarece senzația de imersiune în mediul virtual este una redusă. Prin urmare, este necesară integrarea aplicației virtuale 3D dezvoltate într-un sistem RV imersiv (Fig. 115).



**Fig. 116 Echipament utilizat: sistem CAVE (a), ochelari polarizați (b), mănușă pentru comenzi RV (c)**

Pentru o bună percepție a mediului virtual, au fost utilizate următoarele echipamente hardware: sistem de tip CAVE, ochelari cu polarizare pasivă, mănuși pentru manipularea modelului și un mouse 3D pentru navigarea în mediul virtual (Fig. 116).



**Fig. 117 Sistem CAVE utilizat la vizualizarea obiectelor 3D reconstruite**

Sistemele desktop convenționale utilizează pentru vizualizarea mediilor virtuale 3D un ecran tradițional 2D de tip CRT sau LCD. Dezavantajul acestui tip de ecran pentru percepția mediilor virtuale este lipsa senzației de adâncime. Sistemele Realității Virtuale Imersivă de tip CAVE [47] sunt ecrane 3D stereoscopice care îmbunătățesc în mod semnificativ modul în care utilizatorii pot vizualiza, naviga și interacționa în mediile virtuale. Comparativ cu alte dispozitive, cum ar fi dispozitivele HMD sau ecranele stereoscopice, sistemele CAVE oferă mai multe avantaje cum ar fi: îmbunătățirea gradului de conștientizare al imersiunii; obținerea unor imagini de înaltă calitate; câmp vizual mare; vizualizare colectivă; colaborare cu mai mulți utilizatori (Fig. 117).

O arhitectură multifuncțională a fost dezvoltată în laboratorul RV din cadrul Universității Transilvania din Brașov, capabil să ofere două posibilități de vizualizare 3D: patru pereți de tip CAVE și funcționalitate Holobench.

Prin urmare, sistemul se numește "Holo-CAVE". Sistemul dezvoltat permite vizualizarea pe scară largă, cu imagini stereoscopice 3D de înaltă rezoluție, cu un câmp vizual larg. Un alt avantaj este îmbunătățirea gradului de conștientizare al imersiunii și posibilitatea de a vizualiza modelul 3D în dimensiunile sale naturale. Recunoașterea gesturilor mâinilor folosite pentru a imita diferite comenzi (selectare, prindere, eliberarea unui model virtual) se face prin utilizarea mănuși tactile Fakespace Pinch Gloves. Aceste gesturi permit utilizatorului să selecteze și să mute obiecte în mediul virtual. Navigarea în mediul virtual se face prin utilizarea unui dispozitiv SpaceNavigator de la 3Dconnexion. Arhitectura programului este concepută ca o rețea distribuită extrem de modular, bazată pe separarea strictă a gestionării sistemului RV în două zone: un server Multi User care efectuează administrarea modelului 3D, împreună cu interacțiunea utilizatorilor și un server Virtual Environment care coordonează proiecțiile locale și dispozitivele de navigație.

Reprezentarea 3D a mediului virtual este în totalitate VRML2.0 în (Virtual Reality Modeling Language), fiind în conformitate cu toți senzorii VRML, evenimentele și sunetele care pot fi utilizate. Software-ul este capabil să încărce și afișeze într-un mod sincronizat o scenă 3D pe mediul de afișare, pentru a afișa imagini 3D stereo pasive.

#### **4.7. Utilizarea AR în reconstrucția 3D [75]**

Există mai multe obiecte religioase de patrimoniu și relicve istorice, pentru care restaurarea nu se poate realiza. Pentru un vizitator fără experiență, în cazul obiectelor deteriorate de patrimoniu, acestuia îi va fi foarte dificil să identifice sau să-și imagineze forma și detaliile originale. Reconstrucția virtuală este o tehnologie adecvată care poate fi aplicată în aceste cazuri. Reconstrucțiile virtuale pot fi definite ca acele medii în care operatorul uman este transportat într-un nou mediu interactiv prin intermediul unor dispozitive care transmit semnale către organele de simț ale operatorului, dar și dispozitive care sesizează diferite acțiuni ale operatorului [131].

Progresele graficii pe calculator și tehnologiile Realității Virtuale (VR) au permis crearea modelului virtual 3D care reprezintă obiecte reale la orice scală și complexitate. Conceptul cheie este acela de a crea din imagini, picturi sau alte materiale istorice ale obiectului original o replică virtuală a obiectului de patrimoniu deteriorat utilizând grafica pe calculator și tehnologii VR.

Tehnologiile RV oferă mai multe avantaje pentru reconstrucție virtuală: îmbunătățirea gradului de conștientizare al imersiunii; obținerea unor imagini stereoscopice de înaltă calitate; unghi mare de vedere; vizualizare colectivă; colaborarea cu mai mulți utilizatori. Dezavantajele utilizării tehnologiilor RV pentru reconstrucție virtuală este nivelul ridicat de complexitate împreună cu utilizarea unor dispozitivelor costisitoare, care au limitat aplicabilitatea acestei tehnologii pentru utilizatori.

Realitatea augmentată (RA) este o direcție relativ nouă de cercetare, care permite crearea unui spațiu virtual interactiv încorporat în mediul real. În scopul de a elimina problemele RV prezentate, tehnologia AR permite crearea unui spațiu virtual interactiv, încorporat în realitate. Spre deosebire de sistemele VR, în care utilizatorii sunt complet imersați în mediul virtual, AR oferă utilizatorilor

posibilitatea de a vedea obiectele virtuale și lumea reală, coexistând în același spațiu (co-localizate). Acest fapt reprezintă obiectivul AR, acela de a completa realitatea, mai degrabă decât să o înlocuiască complet ca în aplicațiile RV convenționale. Tehnologia AR furnizează informații utile despre mediul înconjurător, îmbunătățind percepția informațiilor spațiale și interacțiunea cu lumea reală. Utilizatorul poate interacționa cu obiectele digitale într-un spațiu 3D propriu-zis, care este mai natural și intuitiv. În acest fel, AR oferă posibilitatea de a vizualiza modelul reconstruit 3D al patrimoniului obiecte de co-localizate cu mediul real și realizează un canal eficient de comunicare și foarte intuitiv pentru informații cu referire la spațiu.

În această secțiune se propune o abordare pentru restaurarea virtuală a obiectelor religioase de patrimoniu bazate pe tehnologii AR. Această metodă permite restaurarea virtuală a obiectului de patrimoniu original, prin co-localizarea modelului reconstruit 3D virtual cu cel real. Lucrarea este organizată după cum urmează: secțiunea 2 analizează lucrări anterioare, secțiunea 3 descrie metoda de reconstrucție propusă bazată pe AR, secțiunea 4 evidențiază rezultatele și secțiunea 5 prezintă concluziile.

### **Exemple ale utilizării AR în reconstrucțiile virtuale ale patrimoniului**

În zilele noastre, sunt prezentate mai multe aplicații AR în reconstrucții virtuale. În [150] tehnologiile AR sunt utilizate pentru reconstrucția virtuală 3D a picturilor vechi, mozaicurilor, fauna, flora și personajele din vechiul Pompei. Pentru co-localizarea modelului 3D în mediul virtual a fost folosit un telefon mobil dotat cu cameră, fără a folosi markeri.

În [211] este prezentată elaborarea ghidului electronic personalizat și turul asistat pe baza AR pentru Jocurile Olimpice Antice. Sistemul utilizează o componentă de urmărire a orientării și a poziției pentru a afișa reconstrucția AR a templului și a personajelor animate. Vizitatorii site-ului poartă ochelari AR pentru a vedea imaginile 3D. Dezavantajul acestui tip de vizualizare este rezoluția scăzută și autonomia limitată.

AR a fost de asemenea utilizată pentru reconstituirea virtuală ale unor obiecte de artă deteriorate [4], unde patternul de corecție pentru restaurare este generat din imaginea nedeteriorată a obiectului scanat în prealabil și proiectat asupra obiectului deteriorat cu ajutorul unui proiector LCD calibrat. Cu toate că abordarea lor are aspecte inovatoare, această tehnică poate fi aplicată numai pentru restaurarea obiectelor decolorate de mici dimensiuni, și nu este potrivit pentru a fi utilizat pentru reconstrucția în aer liber de monumente religioase. Recent, în [72] sunt prezentate două exemple de utilizarea unor coduri QR iar sistemul AR este bazat pe acestea coduri pentru reconfigurarea tridimensională a mediului urban, în scopul de a arăta dovezi ale arhitecturii "invizibile".

Având în vedere reconstrucția virtuală a obiectelor de patrimoniu religios, sunt prezentate doar aplicații legate de pictură monumentală [157] și reconstrucția arhitecturală a unui templu [62], [94], [118], [121], [225], folosind tehnologii 3D de VR. Din cunoștințele autorului, în literatura de

specialitate consultată nu se prezintă o metodologie pentru crearea unei aplicații de reconstrucție virtuale bazate pe AR.

De asemenea, în toate aceste documente revizuite, nu este prezentată o reconstrucție virtuală a obiectelor religioase de patrimoniu în aer liber pe bază de AR, cum ar fi sculpturile exterioare ale Bisericii Negre din Brașov.

#### **4.8. Metodologia pentru crearea unei aplicații de reconstrucție virtuale bazate pe AR [75]**

Sistemul bazat pe AR este compus din fișiere care permit vizualizarea modelului 3D reconstruit al și modelului monumentului de patrimoniu inițial, co-localizate. În principiu, metodologia creării unei aplicații de reconstrucție virtuală bazată pe AR ar putea fi formulată în vederea respectării următoarelor etape:

(1) Reconstrucția 3D a obiectului de patrimoniu. Acesta este un pas important, elementar în dezvoltarea procesului de aplicare bazat pe AR. Tehnicile actuale de reconstrucție 3D pentru AR, care sunt potrivite pentru aplicații virtuale de patrimoniu sunt: modelarea pe bază de imagine, modelarea bazată pe distanță, randarea pe bază de imagine, modelarea bazată pe fotogrametrie și o combinație a acestora [144]. Pentru reconstrucția obiectelor de arhitectură în aer liber, modelarea pe bază de imagine este tehnica cea mai des utilizată. Aceasta se referă la utilizarea imaginilor pentru generarea modelului 3D reconstruit. Se utilizează un model matematic pentru a culege informații dimensionale 3D pe baza imaginii 2D sau pentru a obține detalii cum ar fi umbra formei, textura, vizualizarea reflexiilor speculare, conturul gradientilor. Avantajul unei reprezentări bazate pe imagine este capacitatea de a reprezenta o geometrie arbitrară. Această tehnică, de asemenea, poate manipula efecte subtile din mediul real capturate în imagini, dar dificil de reprodus cu ajutorul unor tehnici grafice obișnuite [147].

(2) Conversia datelor modelului 3D reconstruit. Modelul virtual nu poate fi încărcat într-un program AR, deoarece nu există o procedură standard de interoperabilitate. Prin urmare, această etapă constă în extragerea tuturor datelor geometrice ale modelului 3D reconstruit și conversia la un format adecvat al fișierului (de exemplu \*.3ds, VRML, x3d, etc), care pot fi încărcate de programul dedicat AR.

(3) Îmbinarea modelului 3D virtual cu obiectul existent. Înregistrarea în aplicațiile AR presupune o aliniere precisă a obiectelor reale și a celor virtuale. Aceasta este o operație esențială care influențează percepția vizuală a modelului co-localizat și eficiența aplicației AR elaborate. Tracking-ul bazat pe markere este o tehnologie obișnuită utilizată în aplicațiile AR, dar această tehnologie este imposibil de utilizat pentru reconstituiri bazate pe AR de exterior, datorită sarcinii dificile de a plasa markeri cu precizie în diferite locații predefinite.

(4) Vizualizarea co-localizată al obiectului de patrimoniu reconstruit virtual cu ajutorul unui dispozitiv de afișare fizic (HMD, telefoane inteligente sau tabletă, PC).

#### 4.9. Studiu de caz - reconstrucția virtuală bazată pe AR a unei statui exterioare a Bisericii Neagre [75]

Pentru a demonstra metodologia prezentată mai sus, a fost dezvoltat un prototip AR pentru reconstrucția virtuală a unei sculpturi din exteriorul Bisericii Negre. Aceasta reprezintă principalul monument în stil gotic din țară și cea mai mare biserică gotică între Viena și Istanbul. Biserica Neagră a avut o istorie turbulentă: construită între 1385 și 1477 pe locul unei biserici mai vechi (distrusă de invazia mongolă din 1242), construcția Marienkirche a fost deteriorată de raidurile turcești în 1421. Biserica și-a dobândit actualul nume după ce dezastrul a lovit din nou în 1689, când „Marele Foc”, provocat de invadatorii habsburgici, a distrus o mare parte a orașului, a deteriorat considerabil biserica, înnegrindu-i zidurile. Restaurarea bisericii a durat aproximativ 100 ani (<http://www.brasovtravelguide.ro/en/brasov/sightseeing/black-church.php>).

Odată cu trecerea timpului, sculpturile din afara Bisericii Negre, au fost deteriorate sau distruse în totalitate (Fig. 118). Cea mai veche statuie încă în picioare este cea a Sfântului Petru și poate fi văzută în partea de sud a bisericii. Biserica este construită din gresii friabile și andezit de formă cubică. Acesta este motivul pentru care statuile plasate pe exterior nu au putut supraviețui timpului și unele dintre ele lipsesc sau sunt au fost înlocuite cu altele noi. Obiectivul aplicației bazate pe AR elaborate a fost de a reconstrui modelele 3D virtuale ale unor sculpturi exterioare și co-localizarea acestora cu biserica propriu-zisă.



Fig. 118 Biserica Neagră și vedere a zonei din care lipsește statuia

În scopul de a augmenta simțul vizual uman, un dispozitiv de afișare fizic este utilizat pentru a permite combinarea de imagini reale și virtuale și pe care utilizatorul să le folosească.

Multe forme de afișare video pot fi folosite în acest sens: căști HMD, ecrane portabile (cum ar fi telefoane inteligente și tablete PC), monitoare și proiectoare. HMD este o alegere comună pentru AR, fiind portabil, iar acesta este plasat direct pe raza vizuală a utilizatorilor. Dar utilizarea unui HMD pentru activități în aer liber nu este cea mai bună soluție, din cauza autonomiei reduse și costurilor ridicate, însă progresul tehnic în dispozitive portabile și tablete deschis un potențial enorm de dezvoltare a aplicațiilor AR. În această cercetare a fost utilizat un sistem AR portabil compus dintr-o tabletă PC (Fig. 119).





Fig. 119 Utilizarea tabletei ca sistem portabil AR

### Reconstrucția 3D a modelelor virtuale de patrimoniu

Pentru a crea modelul 3D al sculpturii deteriorate, s-a folosit tehnica de modelare bazată pe imagine. Într-o primă etapă, au fost capturate imagini ale sculpturii de patrimoniu, apoi, aceste imagini au fost prelucrate în scopul de a elimina imaginile neclare și pentru a spori vizibilitatea sculpturii de patrimoniu. Pentru a putea aplica tehnica de modelare bazată pe imagine, am studiat mai multe programe de calculator disponibile, cum ar fi: Autodesk Image Molder (<http://usa.autodesk.com/>), Google SketchUp (<http://sketchup.google.com>), ARC3D ([www.arc3d.be](http://www.arc3d.be)), [209], MeshLab (<http://meshlab.sourceforge.net>), PhotoModeler ([www.photomodeler.com](http://www.photomodeler.com)). Pentru elaborarea aplicației, s-a selectat programul ARC3D pentru a genera dintr-un set de imagini un nor de puncte al geometriei 3D și programul MeshLab pentru a genera discretizarea 3D texturată a modelului VRML a obiectului reconstruit. Etapele specifice pentru reconstrucție sunt:

- (i) încărcarea imaginilor procesate în programul ARC3D,
- (ii) descărcarea fișierului rezultat \*.v3d și încărcarea în programul MeshLab,
- (iii) selectarea și ștergerea punctelor corespunzătoare altor obiecte decât cele ale sculpturii,
- (iv) aplicarea unui filtru pe o probă secundară,
- (v) aplicarea filtrului de reconstrucție Poisson,
- (vi) aplicarea texturii și transformarea discretizării într-un format generic VRML (Fig. 120).

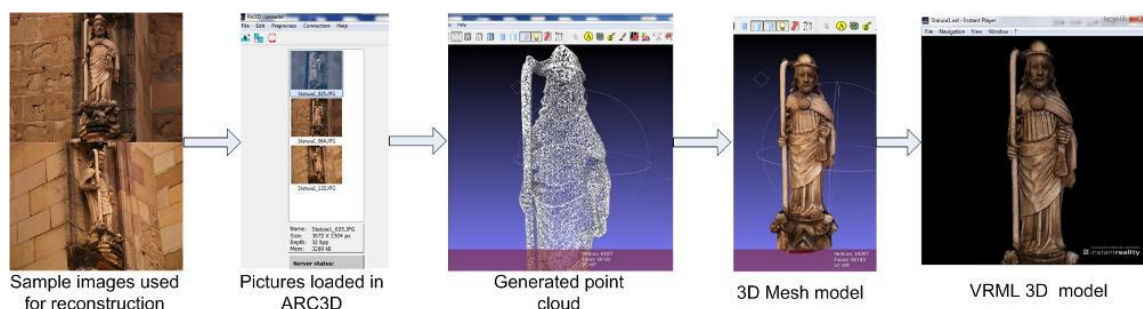


Fig. 120 Etapele reconstrucției virtuale 3D a artefactelor



### Integrarea modelelor 3D reconstruite

Arhitectura programului a fost elaborată pentru vizualizarea modelului 3D reconstruit în mediul de co-localizare (Fig. 121). Codul sursă scris pentru sistemul de reconstrucție virtuală bazat pe AR se bazează pe o bibliotecă numită Instant Player ([www.instantreality.org](http://www.instantreality.org)). Avantajul folosirii acestei biblioteci este posibilitatea de a integra diverse formate grafice VRML și x3d ale obiectelor virtuale și posibilitatea de a crea External Authoring Interface (EAI).



**Fig. 121** Suprapunerea modelului 3D reconstruit peste imaginea clădirii

Integrarea modelului virtual 3D reconstruit cu clădirea bisericii a fost elaborat folosind modulul realității instantanee Generic Poster Tracker pentru urmărirea regiunilor plane texturate [13].

În scopul de a crea o aplicație AR bazată pe această tehnologie de tracking, utilizatorul trebuie să efectueze următoarele etape:

- (i) să realizeze o imagine de referință a scenariului real, cu aparatul foto utilizat pentru tracking prin utilizarea imaginilor capturare de program (de exemplu software-ul gratuit IrfanView [www.irfanview.com](http://www.irfanview.com)),
- (ii) să efectueze o fază de probă offline de clasificare folosind modulul realității instantanee Generic Poster Tracker, perform an offline classifier training phase using the function Generate Poster Tracker of Instant Vision module
- (iii) încorporarea datelor generate din fișierul \*.pm în aplicația AR,
- (iv) co-localizarea modelului virtual pe clădire în plan real prin scalare, poziționare și orientare 3D, în raport cu matricea de transformare camerei și salvarea datelor de înregistrare într-un fișier de configurare. În final, utilizatorul poate vizualiza sculpturile virtuale co-localizate pe structura originală folosind ecranul unei tablete PC sau de laptop.

## **B.2. PLANURI DE EVOLUȚIE ȘI DEZVOLTARE A CARIEREI**

Activitatea profesională în domeniul Ingineriei Mecanice a început în octombrie 1992, după terminarea facultății, ca inginer mecanic la o mare companie din Brașov, producătoare de articole tehnice din cauciuc, continuată apoi în mai multe companii cu profil de producție sau proiectare.

Experiența practică dobândită, contactul cu diverse tehnologii, necesitatea de a adapta cerințele de piață cu activitatea de proiectare și execuție a dus la îmbunătățirea calității mele de inginer și de viitor cadru didactic, oportunitate pe care am valorificat-o în anul 2008, prin angajarea în cadrul *Catedrei de Organe de mașini, Mecanisme și Robotică a Facultății de Inginerie Tehnologică de la Universitatea Transilvania din Brașov*. Din acest moment, întreaga activitate mi-am desfășurat-o în colectivul de cercetare *Robotică și Realitate Virtuală*, grup integrat în *Departamentul de Autovehicule și Transporturi, Facultatea de Inginerie Mecanică*. Aici îmi regăsesc multe valori și apreciez că voi evolua atât didactic cât să științific, contribuind, alături de ceilalți membri, la dezvoltarea și creșterea prestigiului acestui departament. Voi rămâne profund implicat în activitățile de până acum, propunându-mi antrenarea a mai multor colegi în ceea ce am realizat în cadrul departamentului și continuând dezvoltarea domeniului de *Inginerie Mecanică*. Sunt convins că printr-o implicare, un feedback permanent, transparență, prietenie și colegialitate voi participa la dezvoltarea cu succes a *Dpt. de Autovehicule și Transporturi* din cadrul *Universității Transilvania din Brașov* și integrarea acestuia în marile structuri internaționale din domeniu.

## **SUMAR DE ACTIVITATE**

### **Aspecte relevante ale activității didactice**

Incepând din ianuarie 2007 am ocupat următoarele poziții în cadrul Universității: cercetător postdoctoral (2007 - 2008), șef de lucrări (2008 - 2014) și conferențiar (2014 - prezent). Corespunzător fiecărei poziții didactice am desfășurat activități de predare (Metoda Elementului Finit, Sisteme de Fabricație Virtuale, Sisteme de Urmărire a Mișcării, Roboți Mobili în Industrie, Tehnici de scanare și reconstrucție 3D, Mașini de Lucru și Comenzi Numerice, Organe de mașini) precum și de îndrumare a lucrărilor de laborator, proiecte și seminarii. În prezent sunt titularul cursurilor de Organe de mașini de la programul de studii Ingineria Transporturilor și Traficului și de Metoda Elementelor Finite la programul de studii Autovehicule Rutiere (Ro și EN), ambele la ciclul de licență, precum și Analiza cu Elemente Finite la programul de studii de master Virtual Automotive Design.

Activitățile didactice pe care le-am desfășurat au fost apreciate de către studenții diferitelor programe de studii din cadrul Universității Transilvania din Brașov. Am coordonat proiecte de

diplomă și am îndrumat activitatea de practică a studenților programului de studii Robotică. Ofer, în domeniile mele de competență, consultații studenților dar și colegilor mai tineri și sunt deschis oricărei discuții din domeniul meu de activitate cu ceilalți colegi și dascăli cu experiență.

Am fost membru în comisiile de admitere pe facultate și responsabil cu organizarea diverselor activități cu caracter didactic (vizite în laboratoarele colectivului, prezentări în licee, expoziții și târguri universitare etc). Am contribuit activ la activitățile de elaborare a documentației și a evaluării în vederea (re)acreditării programelor de studii Robotică, Informatica Mediilor Virtuale, Virtual Automotive Design, Autovehicule Rutiere (EN). Am participat la activitățile de întocmire a statelor de funcții și a orarului.

Relevanța activității didactice pe care o desfășor se reflectă și prin faptul că, pe parcursul evoluției didactice, am fost solicitat de către colegii din departament, să particip la elaborarea unor manuale didactice care la ora actuală constituie un adevărat suport pentru studenți. Sunt autor (coautor) la 5 manuale suport pentru activități didactice de curs și aplicații publicate în edituri de prestigiu. Astfel, începând din anul 2007 am participat la elaborarea unor îndrumătoare de lucrări de laborator pentru disciplina Metoda Elementului Finit, finalizată prin editarea unor culegeri utilizate cu succes la orele de aplicații.

Începând cu anul 2012 am participat la elaborarea unui curs exhaustiv de *Organe de mașini* (o metodă inovativă de prezentare a prof. Mogan G.) care cuprinde, pe lângă partea de curs (Asamblări demontabile, Asamblări sudate, Asamblări arbore – butuc, Asamblări filetate, Asamblări cu știfturi și bolțuri, Cuplaje, Elemente elastice, Angrenaje, Arbori drepti, Arcuri metalice, Rulmenți, Tribologie) și capitolele de proiectare și aplicații (proiecte pentru ambele secțiuni ale cursului: OM1 și OM2, acestea oferă sprijin studenților în vederea realizării proiectelor de an). Acest curs este scris în format *html*, fiind prezentat sub formă electronică, iar toate notațiile și simbolurile de materiale sunt conform Standardelor Europene în vigoare.

Am elaborat, în anul 2013, un curs de *Analiza structurilor mecanice pe baza Metodei Elementelor Finite*, scris în limba engleză, manual dedicat studenților de la profilele de inginerie mecanică, având o structură bazată pe studiul problemelor de la particular la general, și ce are un caracter puternic aplicativ. O altă lucrare de referință, ca singur autor, în domeniul organelor de mașini, este cartea *Transmisii prin curele sincrone*, apărută în 2009.

Pe lângă editarea lucrărilor de laborator, am realizat singur, cu colegii sau în cadrul unor lucrări de licență sau disertație, cu studenții din an terminal, următoarele lucrări de laborator: stand cu retur haptic pentru studiul experimental al mecanismelor folosind tehnologii de Realitate Virtuală; aplicație software de cunoaștere mașinilor unelte cu comandă numerică; aplicație software de utilizare a comenzilor de bază a mașinilor unelte cu comandă numerică; aplicație software de urmărire a mișcării în medii virtuale cu echipamente de tip Kinect. Aceste aplicații se află în dotarea laboratorului GP2 și sunt utilizate în activitățile de laborator cu studenții.

Am îndrumat lucrări de licență la specializarea Robotică, Autovehicule Rutiere, Inginerie Mecanică, dar și lucrări de disertație la specializarea Informatica Mediilor Virtuale și Virtual Automotive Design. Am făcut parte din comisiile de Licență și Disertație la programele de studii de licență Robotică și de masterat Informatica Mediilor Virtuale, Virtual Automotive Design precum și Securitatea Muncii de la Facultatea de Ingineria și Știința Materialelor.

M-am implicat în modernizarea și adaptarea activităților didactice în conformitate cu cerințele actuale și modelele internaționale. Utilizez tehnici de predare moderne pentru a facilita înțelegerea mai ușoară de către studenți a disciplinelor predate. Pe lângă utilizarea videoproietorului în activitatea de predare, mai folosesc ca și material adițional: filme, fotografii, simulări, machete.

În cadrul întâlnirilor prijeluite de participarea la diverse seminarii și conferințe, am discutat cu profesori cu reputație internațională din mai multe universități din Europa, cu personal cu funcții de răspundere din companii multinaționale, cu ingineri cu experiență. Aceste contacte m-au îndrumat și ajutat în îmbunătățirea metodelor de predare pentru a forma ingineri competenți, cu o pregătire adecvată, astfel încât să facă față cerințelor impuse de marile companii de prestigiu din țară și din străinătate.

Am căutat în permanență să nu-mi limitez activitatea doar în perimetrul universitar și să mențin un contact cât mai strâns cu mediul economic. Am avut ocazia să lucrez în producție începând cu terminarea facultății dar și ulterior să colaborez cu mediul economic, în calitate de cadru didactic universitar. Acest lucru a avut un impact major asupra modului de predare (multe exemple practice, aplicații) și a modului de relaționare cu studenții.

Pe baza experienței de 15 ani în cadrul companiilor industriale românești și străine, am desfășurat și activități de coordonare a activităților practice ale studenților (programul de studii de licență Robotică). Un rezultat al acestei activități l-a constituit elaborarea unui *Caiet de practică*, document individual al studentului, structurat eficient, cuprinzând: elemente de identificare, legislație și regulamente, convenții de practică, teme și portofoliu, jurnal zilnic al studentului, autoevaluare, evaluări ale tutorelui de întreprindere.

În aceeași direcție, am participat activ la depunerea și derularea unor proiecte POSDRU având ca temă practica studentescă. Astfel, au fost acceptate spre finanțare două proiecte (POSDRU/90/2.1/S/64210 / *Parteneriat transnațional universități – întreprinderi pentru practica studenților* și POSDRU 160/2.1/S/133020 *Creșterea capacității de integrare pe piața muncii a studenților și absolvenților prin consiliere și plasamente practice*) în valoare de peste 20 milioane lei ce s-au derulat în perioada 2010 - 2015, având ca rezultate, efectuarea de către 270 studenți de la Universitatea Transilvania din Brașov a unor stagii de practică de 3 săptămâni în companii din Uniunea Europeană, 70 de studenți în companii din România și peste 3.000 de vizite de studii ale studenților în firme din țară. Au fost elaborate, testate și implementate proceduri europene de efectuare a practicii studentești. Ca urmare a finalizării cu succes a acestui proiect, ca o primă măsură, a fost elaborat un *Caiet de practică* ce s-a implementat la nivel de Universitate.

În perioada aprilie - iulie 2007 am parcurs un modul de perfecționare organizat de Universitatea Politehnica București, Université de Technologie de Compiègne (Franța), în colaborare cu Renault Technologie Roumaine, având ca temă formarea de formatori în domeniul autovehiculelor. Ca urmare a absolvirii acestui curs, am primit atestatul de formator în *Ingenierie de proiect automobile*.

În vederea completării cunoștințelor și perfecționării metodelor didactice folosite, în vara anului 2008 am urmat cursurile de psiho-pedagogie și metodică organizate de Departamentul de pregătire a personalului didactic din Universitatea Transilvania din Brașov. În aprilie 2008 am absolvit cursul de *Proiectare, implementare și auditare a sistemelor de management în laboratoarele de încercări / etalonări, conform ISO 17025*, organizat de MRC Craiova. În vederea pregătirii proprii, am urmat în anul 2012 cursuri de utilizarea a programelor de analiză pe baza MEF, ANSYS Workbench 14, organizate în cadrul Universității de către reprezentanții naționali.

Activitatea didactică și cea de laborator desfășurată în cadrul masterului Informatica Mediilor Virtuale s-a bazat pe experiența acumulată în domeniul Realității Virtuale dobândită în cadrul poziției de cercetător postdoctoral ocupat la Universitatea Transilvania din Brașov în proiectul de tip FP6 – VEGA (<http://www.project-vega.ro/>).

Fac parte din echipa de cadre didactice ale Departamentului Autovehicule și Transporturi ce dezvoltă un nou laborator de *Organe de mașini și Mecanisme* cu aplicații din domeniul autovehiculelor. În acest sens, particip la configurarea standului de încercări pentru mișcări de rotație și la realizarea de lucrări de laborator pe acest stand precum și la punerea în funcțiune a unui echipament de testare la întindere / compresiune, aflat la institutul PRODD.

## **Aspecte relevante ale activității de cercetare**

Activitatea de cercetare pe care o desfășor în domeniul Organelor de mașini are la bază subiectul transmisiilor prin curele sincrone. Acesta a fost și subiectul tezei de doctorat elaborată în anul 2004 sub îndrumarea conducătorului științific prof. dr. ing. Aurel JULA de la Universitatea Transilvania din Brașov. Tema tezei de doctorat este "*Cercetări teoretice și experimentale asupra transmisiilor prin curele sincrone*". În cadrul tezei am configurat standul de încercări pentru elemente cu mișcare de rotație pentru a analiza o transmisie prin curele sincrone de la un automobil. Rezultate semnificative ale cercetării doctorale au fost prezentate la conferințe științifice naționale și internaționale, în timpul perioadei de pregătire a tezei sau după aceasta.

Un aspect important al activității de cercetare pe care o dezvolt îl constituie deschiderea către noi abordări științifice ale domeniului Inginerie Mecanică, activitate începută în perioada studiilor postdoctorale în cadrul proiectului FP6 – VEGA *Virtual Reality in Product Design and Robotics* (2007 – 2008), condus de prof. Talabă D. În acest sens, o altă direcție de cercetare în care am activat în ultimii ani este reprezentată de conceptul de Realitate Virtuală, zonă în care am efectuat cercetări în domeniul reconstrucției 3D (reverse engineering) și a sistemelor de urmărire a mișcării în medii virtuale (tracking) precum și a comenzilor cu retur haptic. Pe de altă parte, odată cu începerea cursurilor programului de studii de master *Informatica Mediilor Virtuale*, un alt domeniu

abordat este cel al Sistemelor de Fabricație Virtuale. În acest scop, am inițiat studierea unor aplicații software complete CAD / CAE / CAM pentru care au fost achiziționate și licențe (CATIA, DELMIA – Dassault Systems), în cadrul Institutului de cercetare.

Cunoștințele și deprinderile dobândite în companiile din țară și străinătate, atât în ceea ce privește modul de lucru cât și de management al proiectelor de cercetare, mi-au fost de un real folos în obținerea unor viitoare proiecte. Particip activ, împreună cu ceilalți membri ai colectivului de cercetare D10, în colaborare cu alți parteneri din Universitățile din țară și străinătate, la elaborarea de propuneri și depunerea de aplicații în cadrul programelor de cercetare naționale și internaționale.

Actualmente sunt director la un proiect național de cercetare și responsabil de partener la un altul:

- Parteneriate 2013, UEFISCDI, 2014-2017, PN-II-PT-PCCA-2013-4-1596 – Nr. 227/2014 *Sistem de diagnosticare și terapie a afecțiunilor coloanei vertebrale SPINE* (director) <http://spine.unitbv.ro/>.
- PCCA 173 / 2012-2015 "*Brahiterapia asistată robotic, o abordare inovativă în terapia cancerelor inoperabile (CHANCE)*" <http://www.cester.utcluj.ro/chance.html>.

Valoarea proiectelor, la care am fost sau sunt director sau responsabil partener, care revine universității, este de **1.064.504 RON**. Am făcut achiziții importante de echipamente. Un rezultat al derulării acestor proiecte îl constituie consolidarea unei echipe de cercetare formată din 5 specialiști care lucrează în cadrul Laboratorului de cercetare Realitate Virtuală și Robotică. Proiectele coordonate au făcut posibilă și participarea membrilor echipei la conferințe de prestigiu din țară și din străinătate precum și dezvoltarea de noi colaborări interdisciplinare (chirurgie robotizată, urmărirea posturii corpului uman, reconstrucții virtuale).

## Alte activități

Începând cu anul 1992, de la terminarea facultății, am ocupat următoarele posturi executive, de control sau manageriale: inginer mecanic, resp. ISCIR (oct. 1992 - dec. 1996, SC FARTEC SA); șef Departament Dezvoltare (dec. 1996 - ian. 2005, SC FARTEC SA); director tehnic (ian. 2005 - ian. 2007, SC SIRCUC Brașov SA); proiectant inginer mecanic (dec. 2000 - mai 2004, SC CONCEPT 3T SRL).

În perioada 2010-2013 am activat ca membru (expert termen lung) în cadrul proiectului POS DRU/87/1.3/S/62468-*Profesionalizarea carierei didactice...* (<http://compas2010.ro/>), proiect dedicat formării și dezvoltării competențelor personalului didactic din învățământul preuniversitar. Totodată, în ultimii ani am participat la activitățile proiectelor de tip INTEREG IV C DigitalCities (<http://www.digital-cities.eu/>) și District+ (<http://www.districtplus.ro/>), inclusiv sub-proiectul local East Inno Transfer (<http://www.aippimm.ro/>).

Am activat, în cadrul Universității Transilvania din Brașov, în echipe care au depus, periodic, propuneri de proiecte în programe de tip Erasmus, Tempus, POSDRU, PNCDI, Horizon 2020.



Am participat in comisiile de admitere la nivel de facultate și la organizarea de activități cu caracter didactic (târguri studențești, Ziua Porților Deschise) împreună cu studenții și cadrele didactice ale universității. Am făcut parte din echipa de organizare a Conferinței Internaționale *Robotica 08*, Brașov 2008, The International Congress of Automotive and Transport Engineering (CONAT 2016).

## CONTRIBUȚIA ȘTIINȚIFICĂ ȘI PRESTIGIUL PROFESIONAL

Sunt autor / coautor a 5 cărți de specialitate apărute in edituri recunoscute CNCSIS. De asemenea, am realizat, în calitate de co-autor, două îndrumare de lucrări de laborator la disciplina Metoda Elementelor Finite.

Activitatea de cercetare pe plan internațional cuprinde publicații în reviste de circulație internațională, participări la conferințe internaționale în țară și in străinătate, participări la școli de vară și la cursuri de formare. Lista completă a articolelor publicate este prezentată în anexe. În continuare sunt prezentate jurnalele și conferințele în care am publicat lucrările cele mai importante:

- Jurnalele indexate sau cotate ISI în care am publicat sunt:
  - European Journal of Science and Theology;
  - Applied Mechanics and Materials (2);
  - Advanced Materials Research;
- Articole publicate în volumele unor conferințe internaționale din țară și străinătate cu proceedings indexat ISI:
  - Proceedings of 8<sup>th</sup> International Scientific Conference eLearning and Software for Education (2);
  - Proceedings of ICVL 2011, The 6<sup>th</sup> International Conference on Virtual Learning;
  - ASME International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference;
  - Proceedings of the 10<sup>th</sup> IFTOMM International Symposium on Science of Mechanisms and Machines;
  - Proceedings of Eucomes 2010 Mechanisms and Machine Science, New Trends in Mechanism Science;
  - Proceedings of the 19<sup>th</sup> International DAAAM Symposium Book;
- Alte jurnale și conferințe, indexate în alte baze de date recunoscute CNCSIS:
  - International Journal of Computer Science Research and Application;
  - International Journal of Design Engineering;
  - Balkan Journal of Mechanical Transmissions;
  - Buletinul Universității de Petrol Gaze, Ploiești, seria tehnică;

- Proceedings of 9<sup>th</sup> International Conference on accomplishments in electrical and mechanical engineering and information technology - DEMI (2).

Rezultatele științifice publicate și prezentate la conferințe naționale și internaționale de prestigiu aduc o contribuție semnificativă în ingineria mecanică precum și a noilor abordări ale acestui domeniu. Recunoașterea calității științifice și a prestigiului profesional poate fi cuantificată prin următoarele:

- obținerea unei burse postdoctorale de cercetare (finanțată de Comunitatea Europeană prin Programul Cadru FP6);
- director de proiect la 1 proiect și responsabil partener la 2 proiecte de cercetare naționale;
- membru în alte 6 proiecte de cercetare naționale și internaționale (PN II; Horizon 2020; FP6), fonduri structurale (POS DRU), de integrare (INTEREG IV C);
- membru al următoarelor organizații și asociații profesionale naționale și internaționale:
  - Societatea Inginerilor de Automobile din România (SIAR);
  - Asociația Română de Știința Mecanismelor și Mașinilor (ARoTMM, membru IFToMM);
  - Societatea de Robotică din România (SRR);
  - Asociația Generală a Inginerilor din România (AGIR);
  - Asociația Română de Transmisii Mecanice – vicepreședinte filiala Brașov (ROAMET)
- reviewer la următoarele publicații și conferințe:
  - *New trends in medical and service robots*, Springer Book (ISBN 978-3-319-01592-7), 2013;
  - *Computer Aided Design* (ISSN: 0010-4485), 2008-2009;
  - The XII International Conference on Mechanisms and Mechanical Transmissions (MTM 2016)
  - The International Congress of Automotive and Transport Engineering (CONAT 2016).
  - Journal of Mechanical Engineering Science (SAGE).
- membru al grupului de experți evaluatori de la RENAR (Asociația de Acreditare din România). Am luat parte la evaluarea proiectelor de tip CEEEX modulul IV - *Proiecte de dezvoltare a infrastructurii de evaluare și certificare a conformității* (2008 – 2009);
- evaluator la proiectele de tip TE, 2015.
- participarea, în calitate de invitat, la cursurile școlii științifice de vară (Renewable Energy Systems) organizate de Technological Educational Institute of Patra, Grecia (2008,2009);
- Participarea la cursuri de formare:
  - Pregătire în domeniul Metodei Elementului Finit, ANSYS Workbench 14, Universitatea Transilvania din Brașov, 2012;
  - Formare de formatori în Inginerie de Proiect Automobile, Universite de Technologie de Compiègne, 2007.

## PROPUNERI DE DEZVOLTARE A CARIEREI UNIVERSITARE DIDACTICE ȘI ȘTIINȚIFICE

Cadrul profesional pe care mi l-am format și prin care îmi propun dezvoltarea în continuare a carierei universitare se bazează pe un set de valori, și anume: deschidere spre nou, comunicare, transparență, spirit de echipă, feedback profesional. În acest context, mă bazez pe susținerea acestor valori din partea colectivului meu, a Departamentului de Autovehicule și Transporturi și pe promovarea lor în rândul colaboratorilor, atât din mediul academic cât și din cel economic.

Consider că dezvoltarea domeniului Inginerie Mecanică, a domeniilor conexe, a carierei mele, precum și intensificarea colaborărilor sunt dependente de respectarea și susținerea acestor valori. Deschiderea spre nou în domeniul Inginerie Mecanică, care are rădăcini adânci dar și deschideri spre largi orizonturi, este obligatorie pentru orice inginer mecanic atât pentru dezvoltarea carierei cât și pentru aprofundarea ei în orice moment al evoluției cunoașterii.

Noile provocări ale tehnologiei trebuie evaluate, criticate sau apreciate, încă de la apariție. Într-un mediu universitar, dar și în cercetare, cunoașterea și deschiderea la tot ce e nou este un diferențiator puternic față de partenerii noștri economici. Am fost și-mi propun să rămân deschis la cunoaștere cu același entuziasm cu care am parcurs și mi-am marcat întreaga activitate în inginerie mecanică din anul 1992 - până în prezent.

Abilitățile de bună **comunicare** sunt esențiale la fiecare loc de muncă. Am comunicat și comunic deschis cu discipolii mei, cu colegii și studenții. Am primit sfaturi, am dat sfaturi, dar am acceptat și critici constructive într-o manieră profesională. În toate prezentările didactice, profesionale și științifice am fost încrezător în cunostințele pe care le dețin. M-am asigurat și mă voi asigura în continuare că audiența mea a înțeles și va înțelege ceea ce vreau să le transmit. Sunt deschis la orice discuție și întrebare. Am luat și voi lua în considerare spre analiză toate criticile și sugestiile specialiștilor din domeniu.

**Transparența** informației și a deciziilor sunt esențiale într-o echipă. Transparența permite o atmosferă relaxată care aduce rezultate științifice semnificative. Trebuie spus, criticat, discutat ceea ce e rezultat al muncii echipei din care faci parte. Orice apreciere sau dezapreciere rezultate în urma comunicării va fi un feedback în procesul de dezvoltare și perfecționare a activității educaționale și științifice realizate. Am fost și voi fi mereu o persoană care accepta criticile profesionale și care va promova sinceritatea în cadrul grupului din care fac parte.

**Feedback**-ul constituie cadrul unei îmbunătățiri continue, voi susține și voi folosi în activitățile mele feedback-ul atât de natură didactică (feedback-ul de la activitățile cu studenții) sau de natură științifică (conferințe, seminarii, prezentări interne) cât și de dezvoltare profesională sau industrială (discuții libere, consultanță), îmi doresc să-mi dezvolt în continuare cariera universitară bazată pe o reputație profesională excelentă care să-mi asigure succes, împlinire personală precum și o vizibilitate crescută a mea și a Departamentului din care fac parte.

## Propunere de dezvoltare a carierei didactice

Dezvoltarea carierei pe plan didactic va avea în prim plan interacțiunea cu studenții iar întregul meu sprijin îl voi oferi acestora pentru dobândirea unor pregătiri adecvate cu recunoaștere internațională. Sunt deja implicat în realizarea unor manuale suport de curs, îndrumare de proiect și de laborator în format electronic. Promovarea acestora, promovarea feedback-ului dascăl ←→ student și a transparenței sunt elemente centrale planului de dezvoltare didactic. Completarea activităților didactice din planul de învățământ o voi realiza prin organizarea de workshopuri și școli de vară în domeniul Inginerie Mecanică, în contextul poziționării Departamentului ATR printre departamentele cu cea mai largă răspândire educațională la nivel de universitate, a disciplinei de Organe de mașini în planul de învățământ a 6 facultăți din Universitatea Transilvania din Brașov (IM, SIM, AT, ITMI, CT, DPM), a dotării educaționale de excepție de care se dispune și a structurii colectivului din care fac parte, obiectivele generale ale dezvoltării carierei mele didactice sunt legate de următoarele aspecte:

- asigurarea continuității publicării de materiale didactice destinate studenților;
- participarea la programe de masterat multidisciplinare;
- participarea la programele internaționale destinate schimbului de studenți și a cadrelor didactice;
- participarea la proiecte cu scop didactic;
- participarea la programele naționale și internaționale destinate practicii studenților;
- atragerea unor tineri capabili și dornici de a urma o carieră universitară în domeniul Inginerie Mecanică, în ceea ce privește obiectivele majore necesare și prioritare.

În vederea dezvoltării carierei mele profesionale sunt următoarele:

- obținerea atestativului de abilitare în vederea dobândirii titlului de conducător de doctorat;
- ocuparea poziției de Profesor Universitar în cadrul Departamentului de Autovehicule și Transporturi de la Universitatea Transilvania din Brașov;
- publicarea de manuale — suport de curs destinate studenților este una dintre preocupările mele viitoare necesară pentru obținerea unor rezultate semnificative cu studenții;
- îmbunătățirea continuă a metodelor de transfer de cunoștințe studenților, conform cu programa de învățământ;
- extinderea colaborării cu mediul industrial;
- fiind titular al disciplinei de MEF la domeniul de studii AR (EN), voi încerca să realizez, pe lângă cursul deja finalizat în limba engleză, un îndrumar de lucrări de laborator și aplicații;
- creșterea numărului de specializări în limba engleză și creșterea numărului de studenți străini, cerințele ARACIS privitoare la acreditare necesită realizarea într-un timp cât mai scurt al acestor materiale suport de curs.

Mai mult, îmi propun:

- susținerea unor colaborări educaționale sau practică studențească în cadrul programelor ERASMUS sau POSDRU;
- Realizarea de cursuri interactive și mobilitatea studenților la diverse institute de cercetare de specialitate din România și din străinătate (Renault Technologie Roumaine, Schaeffler Romania);
- Introducerea pe scară largă în mediul educațional, în mai multe domenii de studiu cu specializarea inginerie mecanică, a software-ului de modelare - analiză - simulare CATIA / DELMIA dezvoltat de Compania Dassault Systems;
- implicarea centrului de cercetare al cărui membru sunt în disciplinele de master de la Facultatea de Inginerie Mecanică dar și de la alte facultăți cu scopul dezvoltării a noi colaborări în domeniul Inginerie Mecanică.

## **Propunere de dezvoltare a carierei științifice**

Din punct de vedere al dezvoltării carierei științifice, am în vedere aprofundarea activității de cercetare dar și diseminarea rezultatelor în jurnale de interes internațional de prestigiu. Am publicat în reviste internaționale de prestigiu indexate ISI dar și în alte baze de date încă din anul 2008, din anul angajării în Universitate. Doresc să particip în continuare la creșterea prestigiului universității prin publicații în jurnale și în edituri de prestigiu dar și prin coordonarea unor proiecte naționale sau europene.

Mă voi baza pe profesionalism, pe încredere în colegi și colaboratori și pe experiența unor colaborări internaționale. Actualmente, sunt director și responsabil partener la două proiecte naționale de cercetare care se vor finaliza în 2016 și 2017. În aceste proiecte sunt 6 parteneri (universități, institute de cercetare și parteneri industriali) din România. Imi propun să duc la bun sfârșit și cu rezultate semnificative aceste proiecte. Am aplicat deja și la alte competiții de proiecte de cercetare, inclusiv Horizon 2020 și Bridge Grant (PNCDI III).

Partea de cercetare se va reflecta și în proiectele de licență și disertație. Au fost deja studenți care și-au definitivat cu succes lucrările de licență / disertație. Voi încerca integrarea studenților în grupul de cercetare astfel încât aceștia să-și continue cariera în mediul academic și de cercetare ca masteranzi, doctoranzi sau cercetători.

Voi contribui la stimularea diversității, a cunoașterii și a interesului de tot ceea ce e nou științific pentru studenți. În toată munca mea didactică și de cercetare mă voi baza pe profesionalism, pe încrederea departamentului și a tuturor colaboratorilor, pe relațiile stabilite deja cu alte grupuri de cercetare dar mai mult pe experiența pe care mi-am format-o deja în grupuri de cercetare de renume și sub îndrumarea unor profesori universitari renumiți din domeniul Ingineriei Mecanice.

## B.3. BIBLIOGRAFIE

- [1] Abate, A.F., Guida, M., Leoncini, P., Nappi, M. and Ricciardi, S. A haptic-based approach to virtual training for aerospace industry, *Journal of Visual Languages & Computing*, 20,(5), (2009) pp. 318-325.
- [2] Altun, K., Barshan, B., Tuncel, O.: Comparative study on classifying human activities with miniature inertial and magnetic sensors, in *Pattern Recognition* 43 (2010) 3605–3620.
- [3] Alves, N.M., Bartolo, P. J.: Integrated computational tools for virtual and physical automatic construction, *Automation in Construction* 15, pp. 257 – 271, 2006.
- [4] Amano, T., and Suzuki, R.: Virtual Recovery of the Deteriorated Art Object based on AR Technology, *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition CVPR '07*, IEEE, Minneapolis, 2007, 1-2.
- [5] Anam, K. and Al-Jumaily, A.A. Active Exoskeleton Control Systems: State of the Art, *Procedia Engineering*, , 41, (2012), pp. 988-994.
- [6] Andre, B., Dansereau, J. and Labelle, H.: Effect of radiographic landmark identification errors on the accuracy of three-dimensional reconstruction of the human spine, *Med & Biol. Eng & Comput.*, 1992, 30, 569-575.
- [7] Antonya, C., Butnariu, S., Pozna, C.: Real-time representation of the human spine with absolute orientation sensors, *ICARCV Phuket, Thailand*, IEEE, 13-15 nov. 2016
- [8] Antonya, Cs., Butnaru, T., Talaba, D.: Design and development of a wired haptic system for the interaction with virtual mechanical systems. *Euromech Colloquium 476*, Ferrol, (2006).
- [9] Atkinson, K.B. (ed.): *Close Range Photogrammetry and Machine Vision, Theory of Close Range Photogrammetry*, Chap. 2, Whittles Publishing, Scotland, 1996.
- [10] Aubin, C. E., Dansereau, J., Parent, F., Labelle, H. and d. Guise, J. A.: Morphometric evaluations of personalised 3D reconstructions and geometric models of the human spine, *Med. Biol. Eng. Comput*, vol. 35, p. 8, 1997.
- [11] Autorino, R., Kaouk, J. H., Stolzenburg, J. U., Gill, I. S., Mottrie, A., Tewari, A. and Cadeddu. J. A.: Current Status and Future Directions of Robotic Single-Site Surgery: A Systematic Review, *Eur Urol* 63, no. 2 (2013) 266-80.
- [12] Azuma, R.: A survey of augmented reality. *Presence: Teleoperators and Virtual Environments* 6, 4, 355-385, (1997)
- [13] Baker, S. and I. Matthews, I.: Lucas-kanade 20 years on: A unifying framework, *Int. J. Comput. Vision*, 56 (2004) 221.
- [14] Barghout, L., ed. *Visual Taxometric approach Image Segmentation using Fuzzy-Spatial Taxon Cut Yields Contextually Relevant Regions*. Vol. *Communications in Computer and Information Science (CCIS)*. 2014, Springer-Verlag.
- [15] Bartenbach, V., Sander, C., Poschl, M., Wilging, K., Nelius, T., Doll, F., Burger, W., Stockinger, A., Focke, A., and Stein, T. The BioMotionBot: a robotic device for applications in human motor learning and rehabilitation, *J Neurosci Methods*, 213, (2), pp. 282-297, (2013).



- [16] Beelen, M. J., Naus, G. J. L., van de Molengraft, M. J. G., Steinbuch, M.: Force Feedback Control Design for Nonideal Teleoperators, *Control Engineering Practice* 21, no. 12 (2013) 1694-705.
- [17] Bellotti, F., Berta, R., Cardona, R., DeGloria, A.: An architectural approach to efficient 3D urban modeling, *Computers & Graphics* 35, pp. 1001–1012, 2011.
- [18] Bertuch, M., Klötzchenwelten' [Worlds of little blocks], in *c't Magazin*. 2009, Heise Zeitschriften Verlag GmbH & Co. KG.: Hannover
- [19] Bhardway, S., Lee, D.-S., Mukhopadhyay, S. C. and Chung, W.-Y.: Ubiquitous healthcare data analysis and monitoring using multiple wireless sensors for elderly person, in *Sens. Transducer J.*, vol. 90, Special Issue, pp. 87–99, Apr. 2008
- [20] Bichir, F.: Cum a fost daramata Sf. Vineri, *Lumea Credintei*, anul II, nr. 10 (15), 2004.
- [21] Boos, N.: The impact of economic evaluation on quality management in spine surgery, *Eur Spine J* (2009) 18 (Suppl 3):S338–347, DOI 10.1007/s00586-009-0939-3
- [22] Bosch Sensortec, “Data sheet, BNO055 - Intelligent 9-axis absolute orientation sensor”, 2015, [Online], [https://cdn-shop.adafruit.com/product-files/2472/BST\\_BNO055\\_DS000\\_13.pdf](https://cdn-shop.adafruit.com/product-files/2472/BST_BNO055_DS000_13.pdf), [Accessed: 23- Apr - 2016].
- [23] Bouzit, M., Burdea, G., Popescu, G., Boian, R.: The Rutgers Master II- New Design Force-Feedback Glove. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2002.
- [24] Boyer, G., Molimard, J., Ben Tkaya, M., Zahouani, H., Pericoi, M., and Avril, S.: Assessment of the in-plane biomechanical properties of human skin using a finite element model updating approach combined with an optical full-field measurement on a new tensile device, *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 27, pp. 273-282 (2013)
- [25] Brown, M.S., Mingxuan, S., Ruigang, Y., Lin Y. and Seales, W.B., 2007, Restoring 2D Content from Distorted Documents, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 29, 1904.
- [26] Brückner, H. P., Krüger, B., Blum, H.: Reliable orientation estimation for mobile motion capturing in medical rehabilitation sessions based on inertial measurement units, in *Microelectronics Journal* 45 (2014)1603–1611
- [27] Bruno F. et all: From 3D reconstruction to virtual reality: A complete methodology for digital archaeological exhibition, *Journal of Cultural Heritage* 11, pp. 42–49, 2010.
- [28] Butnariu, S. and Talaba, D.: Advanced approaches using VR simulations for teaching mechanisms. In *Proceedings of Eucomes 2010*, published as chapter in *Mechanisms and Machine Science*, vol 5, *New Trends in Mechanism Science*, 2010, 519- 526. [http://link.springer.com/chapter/10.1007%2F978-90-481-9689-0\\_60](http://link.springer.com/chapter/10.1007%2F978-90-481-9689-0_60)
- [29] Butnariu, S., C. Antonya, Correction method for spine flexion tracking with markers, Chapter in *New Trends in Medical and Service Robots*, Volume 39 of the series *Mechanisms and Machine Science* pp 265-275, Print ISBN: 978-3-319-30673-5, DOI:10.1007/978-3-319-30674-2\_20; [http://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-30674-2\\_20](http://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-319-30674-2_20)
- [30] Butnariu, S., Gîrbacia, F., Development of a natural user interface for intuitive presentations in educational process, *The 8th International Scientific Conference eLearning and software for Education*, Bucharest, April 26-27, indexed Web of Knowledge, 2012. – tracking optic, magnetic

- [31] Butnariu, S., Gîrbacia, F., High Quality 3D Restoration of Photographed Structures using V.R. Technologies, IMM 2013 Hong Kong, publicat in Applied Mechanics and Materials Vol. 464 (2014) pp 391-398 © (2014) Trans Tech Publications, Switzerland, doi:10.4028/www.scientific.net/AMM.464.391
- [32] Butnariu, S., Gîrbacia, F., Methodology for the identification of needles trajectories in robotic brachytherapy procedure using VR technology, Optirob 2013, publicat in Applied Mechanics and Materials Vol. 332 (2013) pp 503-508, © (2013) Trans Tech Publications, Switzerland, doi:10.4028/www.scientific.net/ AMM.332.503
- [33] Butnariu, S., Gîrbacia, F., Orman, A.P. Methodology for 3D reconstruction of objects for teaching virtual restoration, International Journal of Computer Science Research and Application, 2013, Vol. 03, Issue 01(Special Issue), pp. 16-21
- [34] Butnariu, S., Gîrbacia, F., The command of a virtual industrial robot using a dedicated haptic interface, ModTech 2013, publicat in Advanced Materials Research Vol. 837 pp 543-548, © (2014) Trans Tech Publications, Switzerland, (2014) doi:10.4028/www.scientific.net/AMR.837.543 ISSN: 1662-8985
- [35] Butnariu, S., F. Gîrbacia, A. B. Şupială, An approach to teaching Machine Tools using Virtual Reality technologies, Proceedings of ICVL 2014 (ISSN 1844-8933, ISI Proceedings) - the 9th International Conference on Virtual Learning, Models & methodologies, technologies, software solutions [www.icvl.eu/](http://www.icvl.eu/); <https://www.scribd.com/doc/243333879/Proceedings-of-ICVL-2014-ISSN-1844-8933>
- [36] Butnariu, S., Gh. Mogan, Cs Antonya, F. Girbacia, A new approach to diagnosis and rehabilitation in spine diseases, VRIC 2016, 18th ed. Conference Laval Virtual 23-27 March 2016, <http://www.laval-virtual.org/en/scientific-conferences/vric/vric-2015.html>, ACM
- [37] Butnariu, S., Nica, A.S., Mogan, G., Mologhianu, G., Antonya, C.: An algorithm to calculate the spine posture using a tracking mobile device, poster + abstract, Journal of Rehabilitation Medicine, Vol.48, Issue 55, aug. 2016, Abstract for The 10th International Society of Physical Rehabilitation World Congress ISPRM 2016, Kuala Lumpur, 29 May- 2 June, 2016. DOI: 10.2340/16501977-2139.
- [38] Butnaru, T. Interfaces used to simulate articulated mechanical systems with force feedback in virtual reality, PhD Thesis, Transilvania University of Brasov, (2007).
- [39] Butnaru, T., Girbacia, F., Butnariu, S. sa , An approach to teaching mechanisms using haptic systems, Proceedings of the 6th International Conference of Virtual Learning, Cluj Napoca, 28-29 oct. (2011)
- [40] Cafolla, D., Chen, I. M. and Ceccarelli, M.: An experimental characterization of human torso motion, Frontiers of Mechanical Engineering, vol. 10, pp. 311-325, 2015.
- [41] Cerezo, E., Baldassarri, S., Pina, A., and Huizi, L. (2005): Learning robotics via web: remote experiment systems for distance training. Paper presented on International Association for the Development of Advances in Technology (IADAT 2005), Biarritz, France.
- [42] Chambers, R., Gabbett, T. J., Cole, M. H. and Beard, A.: The Use of Wearable Microsensors to Quantify Sport-Specific Movements, Sports Med, vol. 45, pp. 1065-81, Jul 2015.

- [43] Chen, Y., Lee, J., Parent, R., and Machiraju, R.: Marker less monocular motion capture using image features and physical constraints, in Proc. Comput. Graph. Int., 2005, pp. 36–46.
- [44] Chotiprayanakul, P., Liu, D.K. and Dissanayake, G. Human–robot–environment interaction interface for robotic grit-blasting of complex steel bridges, *Automation in Construction*, 27, pp. 11-23, (2012)
- [45] Corazza, S., Mundermann, L., Chaudhari, A.M., Demattio, T., Cobelli, C., Andriacchi, T.P.: A markerless motion capture system to study musculoskeletal biomechanics: visual hull and simulated annealing approach, *Annals of biomedical engineering*, 34(6), pp.1019-29 (2006)
- [46] Craig, A., Sherman, W. R. and Will, J.D. *Developing Virtual Reality Applications: Foundations of Effective Design*. Morgan Kaufmann, London, (2009)
- [47] Cruz-Neira, C.: *Virtual Reality Based on Multiple projection Screens: The CAVE and Its Apps to Comp Science and Engineering*”, Univ. of Illinois at Chicago, 1993.
- [48] Cunha, J. A., Hsu, I.-C., Pouliot, J., Shinohara, R. M, K., Kurhanewicz, J., Reed G. and Soianovici, D.: Toward adaptive stereotactic robotic brachytherapy for prostate cancer: Demonstration of an adaptive workflow incorporating inverse planning and an MR stealth robot, *Minimally Invasive Therapy*, vol. 19, pp. 189-202 (2010)
- [49] Dalla Pria Bankoff, A.: *Biomechanical Characteristics of the Bone*, Dr. Tarun Goswami (Ed.), ISBN: 978-953-307-638-6, InTech,: ‘Biomechanical Characteristics of the Bone, Human Musculoskeletal Biomechanics’, pp. 61-83 (2012)
- [50] Dangelmaier, W., Fischer, M., Gausemeier, J., Grafe, M., Matysczok, C., and Mueck, B. (2005): Virtual and augmented reality support for discrete manufacturing system simulation. *Computers in Industry*, 56(4), 371-383. doi: 10.1016/j.compind.2005.01.007
- [51] Daniel Raunhardt and Ronan Boulic, Real-Time Joint Coupling of the Spine for nverse kinematics *Journal of Virtual Reality and Broadcasting*, 5(2008), no. 11, November 2008, urn:nbn:de: 0009-6-15886, ISSN 1860-2037.
- [52] Duma, V. F. *Teaching Mechanisms: from Classical to Hands-on-Experiments and Research-Oriented*. In *Proceedings of The 3-rd European Conference on Mechanism Science*, Technical University of Cluj-Napoca, Cluj-Napoca, 493- 502, (2010)
- [53] Dumas, R., Blanchard, B., Carlier, R., de Loubresse, C. G., Le Huec, J. C. , Marty, C. et al.: A semi-automated method using interpolation and optimisation for the 3D reconstruction of the spine from bi-planar radiography: a precision and accuracy study, *Med Biol Eng Comput*, vol. 46, pp. 85-92, Jan 2008.
- [54] Elgezua, I., Kobayashi, Y., Fujie G., Makatsu, M.: Survey on Current State-of-the-Art in Needle Insertion Robots: Open Challenges for Application in Real Surgery, *Procedia CIRP*, 5 (2013) 94-99
- [55] Erdelyi, H. and Talaba, D.: Virtual prototyping of a car turn-signal switch using haptic feedback. *Engineering with Computers* 26, 99–110, (2010)
- [56] Erden, M.S. and Marić, B. Assisting manual welding with robot, *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, 27, (4), pp. 818-828, (2011)
- [57] European Commision, eHealth Action Plan 2012-2020 - Innovative healthcare for the 21st century, Brussels, 6.12.2012 COM(2012) 736 final

- [58] European Patent Office, “Espacenet patent search”, 2016, [Online], <http://www.epo.org/searching-for-patents/technical/espacenet.html#tab1> [Accessed: 23-Apr - 2016].
- [59] Fiorentino, M., De Amicis, R., Stork, A., Monno, G.: Spacedesign: conceptual styling and design review in augmented reality. In Proc. of ISMAR 2002 IEEE, Darmstadt, Germany, pp. 86-94, (2002)
- [60] Fröhlich, B. et al.: Implementing Multi-Viewer Stereo Displays. Proceedings of the WSCG 2005, Plzen, (2005).
- [61] Gabellone, F.: Ancient contexts and virtual reality: From reconstructive study to the construction of knowledge models, *Journal of Cultural Heritage* 10, pp. 112–117, 2009.
- [62] Gaiani, M., Gamberini, E. and Tonelli, G.: VR as work tool for architectural & archaeological restoration: the ancient Appian way 3D web virtual GIS, Proc. Of 7th International Conference on Virtual Systems and Multimedia, IEEE, Berkeley, 2001, 86-95.
- [63] Gallagher, A., Matsuoka, Y., Wei-Tech, A.: An efficient real-time human posture tracking algorithm using low-cost inertial and magnetic sensors, in Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2004), Sendai, Japan, 28 September–2 October 2004; pp. 2967-2972.
- [64] Ganguly, S., Garg, A., Pasricha, A and Dwivedy, S.K. Control of pneumatic artificial muscle system through experimental modelling, *Mechatronics*, 22, (8), (2012), pp. 1135-1147.
- [65] García, M. E. M., and Alegría, A. R. I. (2013): Virtual Reality Machines to Improve Training in Automation. Paper presented at the 11th Latin American and Caribbean Conference for Engineering and Technology (LACCEI'2013), Cancun, Mexico.
- [66] Garre, C. and Otaduy, M.A. Haptic rendering of objects with rigid and deformable parts, *Computers & Graphics*, 34, (6), (2010), pp. 689-697.
- [67] Gary Monheit and Norman I. Badler, A kinematic model of the human spine and torso, *IEEE Computer Graphics and Applications* 11 (1991), no. 2, 29–38, ISSN 0272-1716.
- [68] Gavish, N., Gutierrez, T., Webel, S., Rodriguez, J., and Tecchia, F. (2011): Design Guidelines for the Development of Virtual Reality and Augmented Reality Training Systems for Maintenance and Assembly Tasks. *BIO Web of Conferences*, 1, 00029. doi: 10.1051/bioconf/20110100029
- [69] Gherman, B., T. Girbacia, D. Cocorean, C. Vaida, S. Butnariu, N. Plitea, D. Talaba, D. Pislă, Virtual Planning of Needle Guidance for a Parallel Robot Used in Brachytherapy, Chapter in: *New Trends in Medical and Service Robots*, Volume 38 of the series *Mechanisms and Machine Science*, Springer International Publishing, pp 109-120, DOI: 10.1007/978-3-319-23832-6\_9, [http://link.springer.com/chapter/10.1007%2F978-3-319-23832-6\\_9](http://link.springer.com/chapter/10.1007%2F978-3-319-23832-6_9)
- [70] Giedelman, C. A.[73], Abdul-Muhsin, H., Schatloff, O., Palmer, K., Lee, L., Sanchez-Salas, R., Cathelineau, X. et al.: The Impact of Robotic Surgery in Urology, *Actas Urológicas Españolas (English Edition)* 37, no. 10 (2013) 652-57.
- [71] Gillespie, R.B., Hoffinan, M.B., Freudenberg, J. Haptic interface for hands-on instruction in system dynamics and embedded control. In Proceedings of The 11th Symposium Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, IEEE Computer Society Washington, Washington, 410- 415, (2003)

- [72] Girgenti, G.M., Filippi, M. and Marrone, F.: Experiments on the Virtual City: Three-Dimensional Reconfigurations of Missing, Never Realized or Destroyed Urban Areas, Proc. of International Conference on Computational Science and Its Applications (ICCSA 2011), IEEE, Santander, 2011, 275-281.
- [73] Gîrbacia, F., B. Gherman, S. Butnariu, N. Plitea, D. Talabă and D. Pîslă, Virtual Planning of Needle Trajectories using a Haptic Interface for a Brachytherapy Parallel Robot: an evaluation study, 22th International Conference on Robotics, ROBOTICS'2014 (October 23th-25th, 2014, Bucharest, Romania), Applied Mechanics and Materials (Volume 762); DOI: 10.4028/www.scientific.net/AMM.762.155; <http://www.scientific.net/AMM.762.155>
- [74] Gîrbacia, F., Butnariu, S., An innovative approach to teaching mechanism using augmented reality technologies, The 8th International Scientific Conference eLearning and software for Education, Bucharest, April 26-27, 2012
- [75] Gîrbacia, F., Butnariu, S., Orman, A.P., Postelnicu, C.C., Virtual restoration of deteriorated religious heritage objects using augmented reality technologies. European Journal of Science and Theology, April 2013, Vol.9, No.2, 223-231.
- [76] Gîrbacia, F., S. Butnariu, D. Voinea, Tzolea B., Gîrbacia T., Pîslă D.: A Virtual Reality System for Pre-Planning of Robotic-Assisted Prostate Biopsy, Applied Mechanics and Materials Vol 772 (2015) pp 585-590, © (2015) Trans Tech Publications, Switzerland, doi:10.4028/www.scientific.net/AMM.772.585; <http://www.ttp.net/978-3-03835-502-1/11.html>
- [77] Goksel, O., Sapchuk, K., Salcudean, S.: Haptic Simulator for Prostate Brachytherapy with Simulated Needle and Probe Interaction, IEEE Transactions ON Haptics, vol. 4, no. 3, July-September 2011
- [78] Goksel, O., Sapchuk, K. and Salcudean, S.E.: Haptic simulator for prostate brachytherapy with simulated needle and probe interaction, Proceedings of the IEEE Conference on Transactions on Haptics, vol. 4, nr. 3, pp. 188-198 (2011)
- [79] Goodvin, C., Park, E. J., Huang, K. and Sakaki, K.: Development of a real-time three-dimensional spinal motion measurement system for clinical practice, Med Biol Eng Comput, vol. 44, pp. 1061-75, Dec 2006.
- [80] Groves, R.B., Coulman, S.A., Birchall, J.C., and Evans, S.L.: An anisotropic, hyperelastic model for skin: experimental measurements, finite element modelling and identification of parameters for human and murine skin, Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, 18, pp. 167-180 (2013)
- [81] Gustafson, D., Taylor, J., Thompson, S.: Assessing the needs of breast cancer patients and their families. J Qual Manage Healthcare, 1993;
- [82] Haidegger, T. and Benyo, Z. Surgical robotic support for long duration space missions, Acta Astronautica, 63, (7-10), pp. 996-1005, (2008)
- [83] Hamadeh, A., and Cinquin, P.: Kinematic study of lumbar spine using functional radiographies and 3D / 2D registration, in CVRMed-MRCAS'97. vol. 1205, J. Troccaz, E. Grimson, and R. Mösges, Eds., ed, 1997, p. 10.
- [84] Hao, S., Xiaoan, I. I. I, Y., Gregory A. C. and Gregory, S. F.: Reconfigurable MRI-Guided Robotic Surgical Manipulator: Prostate Brachytherapy and Neurosurgery Applications, în 33rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Boston, USA, 2011.



- [85] Hao, S., Weijan, S., Harrington, C. G. A, K. and Fischer, G. S.: Haptic system design for MRI guided needle based prostate brachytherapy, *Proceedings of IEEE Haptics Symposium* , pp.483-488 (2010)
- [86] Hejda, J., Kutílek, P., Hozman, J., and Černý, R.: System for Precise Measurement of Head and Shoulders Position, in *XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing*, 2014, pp. 1555-1558.
- [87] Hindle, R.J., Percy, M.J., Cross, A.T., Miller, D.H.T., Three-dimensional kinematics of the human back. *Clin Biomech*, 1990. 5: p. 218-228.
- [88] Hing, J. T., Brooks, A. D. and Desai, J. P.: Reality-based needle insertion simulation for haptic feedback in prostate brachytherapy, *Proceedings of International Conference of Robotics and Automation*, pp. 619-624 (2006)
- [89] Holt, B., Tripathi, A., and Morgan, J.: Viscoelastic response of human skin to low magnitude physiologically relevant shear, *Journal of biomechanics*, 41, (12), pp. 2689-2695 (2008)
- [90] Horn, M., Mombaur, K., Schäfer, A., van Poelgeest, A., Stallkamp, J., Bürgy, D., Wenz, F.: 3D Planning of optimal needle trajectories for robot assisted prostate brachytherapy, <https://www1.iwr.uni-heidelberg.de/groups/orb/research/brachytherapy-trajectory-optimization/>, (Accesat 06.11.2015)
- [91] Hossein Mobahi, S.R., Allen Yang, Shankar Sastry and Yi Ma. , Segmentation of Natural Images by Texture and Boundary Compression,. *International Journal of Computer Vision (IJCV)*, 2011. 95 (1): p. pg. 86-98.
- [92] Hu, Q., Sunb, S., and Dai, H. (2014): A Virtual Mechanical Manufacturing Experimental System. Paper presented at The 9th International Conference on Computer Science & Education (ICCSE 2014), Vancouver, Canada.
- [93] Hungr, N., Troccaz, J., Zemiti N., and Tripodi N.: Design of an ultrasound-guided robotic brachytherapy needle-insertion system, *Proceedings of the IEEE International Conference of Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 250-253 (2009)
- [94] Issini, G., Polverini, D. and Pugnaroni, F.: Virtual Reconstruction and Real-Time Interactive Visualization of the Monumental Area between Thien Mu Pagoda and Van Thanh Temple in Hue City (UNESCO Site), Vietnam, *Proc. of 13th International Conference on Information Visualisation*, IEEE, Barcelona, 2009, 561-567.
- [95] Jardón, A., Victores, J. G., Martínez, S., & Balaguer, C. (2012). Experience acquisition simulator for operating microtunneling boring machines. *Automation in Construction*, 23, 33-46. doi: 10.1016/j.autcon.2011.12.002
- [96] Jarochoowsky, B. P., Shin, S., Ryu, D. and Kim, H.: Ubiquitous rehabilitation center: An implementation of a wireless sensor network based rehabilitation management system, in *Proc. Int. Conf. Convergence Inf. Technol.*, 2007, pp. 2349–2358
- [97] Jiang, Y., Sankerecha, R. and Pignol, J.: Software tool for breast cancer brachytherapy planning using VTK,” *Proceedings of 6th IEEE International Conference on Cognitive Informatics*, pp. 381-384 (2007)
- [98] Kadir, A. A., Xu, X., and Hämmerle, E. (2011): Virtual machine tools and virtual machining—A technological review. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, 27(3), 494-508. doi: 10.1016/j.rcim.2010.10.003



- [99] Kadoury, S., Cheriet, F., Laporte, C. and Labelle, H.: A versatile 3D reconstruction system of the spine and pelvis for clinical assessment of spinal deformities," *Med Biol Eng Comput*, vol. 45, pp. 591-602, Jun 2007
- [100] Kadoury, S.: Three-Dimensional Spine Reconstruction from Radiographs, *Spinal Imaging and Image Analysis*. vol. 18, S. Li and J. Yao, Eds., ed, 2015, pp. 159-191.
- [101] Kaufmann, H., Schmalstieg, D., 2003. Mathematics and geometry education with collaborative augmented reality. *Computers & Graphics* 27(3), Page 339–345.
- [102] Keßler, C. Ascher, C., Flad, M. and Trommer, G. F.: Multi-sensor indoor pedestrian navigation system with vision aiding," *Gyroscopy and Navigation*, vol. 3, pp. 79-90, 2012.
- [103] Kokes, R., Lister, K., Gullapalli, R., Zhang, B., MacMillan, A., Richard, H. and Desai, J. P.: Towards a Teleoperated Needle Driver Robot with Haptic Feedback for Rfa of Breast Tumors under Continuous MRI., *Medical Image Analysis* 13(2009) 445-455.
- [104] Köse, A., Cereatti, A. and Della Croce, U.: Bilateral step length estimation using a single inertial measurement unit attached to the pelvis, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2012, 9:9
- [105] Koutsoudis, A., Arnaoutoglou, F., Chamzas, C.: On 3D reconstruction of the old city of Xanthi. A minimum budget approach to virtual touring based on photogrammetry, *Journal of Cultural Heritage* 8, pp. 26-31, 2007.
- [106] Kreps, G.L. et al.: New directions in eHealth communication: Opportunities and challenges, *Patient Education and Counseling*, 2010, Volume 78 , Issue 3 , 329 – 336
- [107] Krishnan, W.G. O'Dell, High-order 3D FEM of Prostate Needle Insertion Forces, *IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication*, 2005. ROMAN 2005.
- [108] Krouskop, T.A., Wheeler, T.M., Kallel, F., Garra, B.S., Hall, T.: Elastic Moduli of Breast and Prostate Tissues under Compression, *Ultrasonic Imaging*, 20, pp. 260-274, 1998.
- [109] Krüger, J., Lien, T-K., and Verl, A. Cooperation of human and machines in assembly lines, *CIRP Annals - Manufacturing Technology*, 58, (2), pp. 628-646, (2009)
- [110] Kuanchin, C., David, C.Y.: Improving the quality of online presence through interactivity, *Information & Management*, Volume 42, Issue 1, December 2004, Pages 217-226, ISSN 0378-7206, <http://dx.doi.org/10.1016/j.im.2004.01.005>
- [111] Kumar, S., Nayak, K. P. and Hareesha, K. S.: Improving Visibility of Stereo-Radiographic Spine Reconstruction with Geometric Inferences, *J Digit Imaging*, vol. 29, pp. 226-34, Apr 2016.
- [112] Kyte, D.G., Calvert, M., van der Wees, P.J., ten Hove R., Tolan, S., Hill, J.C.: An introduction to patient-reported outcome measures (PROMs) in physiotherapy. *Physiotherapy* 2015;101:119-25.
- [113] Lambrecht, S. and del-Ama, A. J.: Human Movement Analysis with Inertial Sensors," *Biosystems & Biorobotics*, vol. 4, pp. 305-328, 2014.
- [114] Lanitis, A. and Stylianou, G.: e-Restoration of Faces Appearing In Cultural Heritage Artefacts, *Proc of 15th International Conference on Virtual Systems and Multimedia VSMM '09, IEEE, Vienna, 2009, 15-20.*
- [115] Lapeer, R.J., Gasson, P.D., and Karri, V.: Simulating plastic surgery: from human skin tensile tests, through hyperelastic finite element models to real-time haptics, *Progress in biophysics and molecular biology*, 103, (2-3), pp. 208-216 (2010)

- [116] Larry L. Gates, David J. Gladstone, Mohit S. Kasibhatla, John F. Marshall, John D. Seigne, Eugen Hug, Alan C. Hartford, Stability of serrated gold coil markers in prostate localization, *Journal of Applied Clinical Medical Physics* , Vol. 12 , No. 3 , Summer 2011
- [117] Leahy, E., et al.: Patient-Reported Outcome (PRO) questionnaires for people with pain in any spine region. A systematic review, *Manual Therapy* (2015), <http://dx.doi.org/10.1016/j.math.2015.10.010>
- [118] Levy, R.M.: Temple site at Phimai: modeling for the scholar and the tourist, Proc. of 7th International Conference on Virtual Systems and Multimedia, IEEE, Berkeley, 2001, 147-158.
- [119] LSM9DS0 Datasheet, August 2013 DocID024763 Rev 2 1/74, <http://www.farnell.com/datasheets/1836727.pdf>
- [120] LSM9DS0 Hookup Guide, 2016, [Online], Available <https://learn.sparkfun.com/tutorials/lsm9ds0-hookup-guide> [Accessed: 23- Apr - 2016].
- [121] Lu, S.Z.: Virtual Reconstruction of FouGuang Temple Based on Virtual Reality, Proc. of International Conference on Management of e-Commerce and e-Government ICMECG '08, IEEE, Barcelona, 2008, 208-211.
- [122] Lu, T.-W., and O'Connor, J.J.: Bone position estimation from skin marker coordinates using global optimisation with joint constraints, *Journal of Biomechanics*, 32, pp. 129–134 (1999)
- [123] Lyon, R.F., A brief history of 'pixel'. IS&T/SPIE Symposium on Electronic Imaging, 2006.
- [124] Mahony, M.: Trust remains key barrier to eHealth, Available online: <http://euobserver.com/893/31958>
- [125] Mahvash, M. and Dupont, P.E.: Fast Needle Insertion to Minimize Tissue Deformation and Damage, 2009 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Kobe, Japan, May 12-17, 2009
- [126] Manca, D., Brambilla, S., and Colombo, S. (2013): Bridging between Virtual Reality and accident simulation for training of process-industry operators. *Advances in Engineering Software*, 55, 1-9. doi: 10.1016/j.advengsoft.2012.09.002
- [127] Martin, B.I., Deyo, R.A., Mirza, S.K., Turner, J.A., Comstock, B.A., Hollingworth, W., et al.: Expenditures and health status among adults with back and neck problems. *Journal of American Medical Association*, 2008 ;299(6):656–64
- [128] Martín-Gutiérrez, J., et al. 2010. Design and Validation of an Augmented Reality for Spatial Abilities Development in Engineering Students, *Computer & Graphics* 34(1), Page 77-91.
- [129] Martorelli, M and Ausiello, P., 2012, A novel approach for a complete 3D tooth reconstruction using only 3D crown data, *International Journal on Interactive Design and Manufacturing*, ISSN 1955-2513, June 2012.
- [130] Mary, D. G. R., and Kirubakaran, E. (2013): VRIT: An Innovative Approach of Industrial Training through Virtual Reality. *IOSR Journal of Computer Engineering*, 8(6), 5.
- [131] Mehta, M.: Virtual reality applications in the field of architectural reconstructions, Proc. of 7th International Conference on Virtual Systems and Multimedia, IEEE, Berkeley, 2001, 183-190.
- [132] Mesh Lab ver. 1.3.2: <http://meshlab.sourceforge.net/>, 2012

- [133] Milenkovic, S.M., Kocijancic, R.I., Belojevic, G.A.: Left handedness and spine deformities in early adolescence, *Eur J Epidemiol.* 2004, 19(10):969-72.
- [134] Miller, S., Jeffrey, C., Bews, J., Kinsner, W.: Advances in the virtual reality interstitial brachytherapy system, *Proceedings of IEEE Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering*, vol. 1, pp. 349-354 (1999)
- [135] Milosevic, B., Bertini, F., Farella, E. and Morigi, S.: "A SmartPen for 3D interaction and sketch-based surface modeling," *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 2015.
- [136] Moltedo, M., and Sophie Sakka, S.: Improving skin artifacts compensation for knee flexion/extension and knee internal/external rotation, *Proceedings of 2014 IEEE International Conference on Robotics & Automation (ICRA)*, Hong Kong, China, doi: 10.1109/ICRA.2014.6907565, pp. 4825 - 4830 (2014)
- [137] Monheit, G., Badler, N. , A Kinematic Model of the Human Spine and Torso, in *Technical Reports (CIS)*. 1990.
- [138] Moura, D. C., Boisvert, J., Barbosa, J. G. and Tavares, J. M. R. S.: Fast 3D Reconstruction of the Spine Using User-Defined Splines and a Statistical Articulated Model, in *Advances in Visual Computing*. vol. 1, G. Bebis, Ed., ed: Springer, 2009.
- [139] Moura, D.C., Boisvert, J., Barbosa, J.G., Labelle, H., and Tavares, J.M.: Fast 3D reconstruction of the spine from biplanar radiographs using a deformable articulated model, *Medical engineering & physics*, 2011, 33, (8), pp. 924-933
- [140] Nakamura, Y., Yamane, K., Fujita, Y., and Suzuki, I.: Somatosensory computation for man-machine interface from motion-capture data and musculoskeletal human model, in *IEEE Trans. Robot.*, vol. 21, no. 1, pp. 58–66, Feb. 2005.
- [141] Neugebauer, R., Klimant, P., and Witt, M. (2012): Realistic Machine Simulation with Virtual Reality. *Procedia CIRP*, 3, 103-108. doi: 10.1016/j.procir.2012.07.019
- [142] Ni, T., Zhang, H., Yu, C., Zhao, D., & Liu, S. (2013): Design of highly realistic virtual environment for excavator simulator. *Computers & Electrical Engineering*, 39(7), 2112-2123. doi: 10.1016/j.compeleceng.2013.06.010
- [143] Nischelwitzer, A., Pintoffl, K., Loss, C.: Design and Development of a Mobile Medical Application for the Management of Chronic Diseases: Methods of Improved Data Input for Older People, A. Holzinger (Ed.): *USAB 2007, LNCS 4799*, pp. 119–132, 2007.
- [144] Noh, Z., Sunar, M.S. and Pan, Z.: A Review on Augmented Reality for Virtual Heritage System, *Proc. of the 4th International Conference on E-Learning and Games: Learning by Playing. Game-based Education System Design and Development (Edutainment '09)*, Springer-Verlag, Banff, 2009, 50-61.
- [145] Okamura, A.M., Richard, C., Cutkosky, M.R. Feeling is believing: Using a Force-Feedback Joystick to Teach Dynamic Systems. *ASEE Journal of Engineering Education* 91, 3, 345-349, (2002)
- [146] Olive, J., and Thouvenin, I.M. (2011): Virtual tyre production: Learning industrial process through an Informed Virtual Environment. Paper presented at the *IEEE International Conference on Multimedia and Expo ICME*, Barcelona, Spain
- [147] Oliveira, M.M.: Image-Based Modeling and Rendering Techniques: A Survey, *IEEE Revista Iberoamericana de Tecnologías del Aprendizaje*, vol. 9, no.2 (2002) 37-66

- [148] Ong, S.K. and Mannan, M.A.: Virtual reality simulations and animations in a web-based interactive manufacturing engineering module. *Computers & Education*, 43, 361-382 (2004)
- [149] Orman, A.P., 2012, Reconstrucția 3D și vizualizarea colocalizată a unor statui de la Biserica Neagră (3D Reconstruction and co-localized visualization of Black Church's gargoyles) MSc thesis: Transilvania University of Brasov, Department of Automatics, Electronics and Computers.
- [150] Papagiannakis, G., Schertenleib, S., O'Kennedy, B., Poizat, M., Magnenat- Thalmann, N. Stoddart, A. and Thalmann, D.: Mixing virtual and real scenes in the site of ancient Pompeii, *Comput. Animat. Virt. W.*, 16 (2005) 11.
- [151] Papilian, V.: Aparatul locomotor, vol. I, Ediția a Xa revizuită, Editura Bick All, Bucuresti, 2001, 17, 18, 23, 24, 25.
- [152] Patron-Perez, A., Lovegrove, S., and Sibley, G.: A Spline-Based Trajectory Representation for Sensor Fusion and Rolling Shutter Cameras, *International Journal of Computer Vision*, vol. 113, pp. 208-219, 2015.
- [153] Peach, J.P., Surtane, C., McGillm S., Three-dimensional kin-ematics and trunk muscle myoelectric activity in the young lumbar spine: A database. *Arch Phys Med Rehabil* 1998. 79: p. 663-669.
- [154] Percy, M.J., Hindle, R.J., New method for the non-invasive three-dimensional measurement of human back movement. *Clin Biomech*, 1989. 4: p. 73-79.
- [155] Percy, M.J., Portek, I., Shepherd, J., The effect of low back pain on lumbar spinal movements measured by three-dimensional analysis. *Spine* 1985. 10: p. 150-153.
- [156] Petersen, L. S., Bertelsen, P., & Bjørnes, C.: Cooperation and communication challenges in small-scale eHealth development projects. *International Journal of Medical Informatics*, 82(12), e375-e385. 10.1016/j.ijmedinf.2013.03.008, (2013).
- [157] Petrova, Y.A, Tsimbal, I.V., Laska, T.V. and Golubkov, S.V.: Practice of Using Virtual Reconstruction in the Restoration of Monumental Painting of the Church of the Transfiguration of Our Saviour on Nereditsa Hill, *Proc. of 15th International Conference on Information Visualisation (IV'2011)*, IEEE, London, 2011, 389-394.
- [158] Pîslă, D., Szilaghyi, A., Vaida, C., Plitea, N. Kinematics and workspace modeling of a new hybrid robot used in minimally invasive surgery, *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, Vol. 29, Issue 2, pp. 463-474, (2013)
- [159] Plitea, N., Pislă, D., Vaida, C., Gherman, B., Szilaghyi, A., Galdau, B., Cocorean, D., Covaciu, F.: Parallel robot for brachytherapy with two kinematic guiding chains of the platform (the needle) type CYL-U, Patent pending, A/10006/2013.
- [160] Plitea, N., Vaida, C., Gherman, B., Szilaghyi, A., Galdau, B., Cocorean, D., Covaciu, F., Pislă, D.: Structural Analysis and Synthesis of Parallel Robots for Brachytherapy, *New Trends in Medical and Service Robots*, 16 (2014) 191-204.
- [161] Podder, T. K., Buyurovic I. and Yan Y.: Multichannel robot for image-guided brachytherapy, *Proceedings of the IEEE International Conference on Bioinformatics and Bioengineering BIBE*, pp. 209-213 (2010)
- [162] Polo, A., Salembier, C., Venselaar, J., Hoskin, P.: Review of intraoperative imaging and planning techniques in permanent seed prostate brachytherapy, *Radiotherapy and Oncology*, 94 (2010) 12-23.

- [163] Popovici, D.M., Bogdan, C.M., Matei, A., Voinea, V., Popovici, N.: Virtual Heritage Reconstruction Based on an Ontological Description of the Artifacts, *Int. J. of Computers, Comm. & Control*, ISSN 1841-9836, Vol. III, pp. 460-464, 2008.
- [164] Popovici, D.M., Querrec, R., Bogdan, C.M., Popovici, N.: A Behavioral Perspective of Virtual Heritage Reconstruction, *Int. J. of Computers, Communications & Control*, ISSN 1841-9836, E-ISSN 1841-9844, Vol. V, No. 5, pp. 884-891, 2010.
- [165] Popovici, D.M., Talaba, D., Canciu, E., Voinea, V., Bogdan, C.M. and Popovici, N., 2008, Using virtual reality in 3d multi-modal reconstruction of historical sites, *Workshop on Virtual Reality in Product Engineering and Robotics: technology and applications*; Special issue of: *Bulletin of the Transilvania University of Braşov*, ISSN 1221-5872.
- [166] Purwoko, B. S. H. (2010): Virtual reality CNC as teaching and training media of CNC programming. Paper presented at the 1st UPI International Conference on Technical and Vocational Education and Training, Bandung, Indonesia.
- [167] Pürzel, F., Klimant, P., Wittstock, V., and Kuhl, M. (2013): Real NC Control Unit and Virtual Machine to Improve Operator Training. Paper presented at the International Conference on Virtual and Augmented Reality in Education VARE 2013.
- [168] Quah, C.K., Gagalowicz, A., Roussel, R., and Seah, H.S., 2005, 3D Modeling of Humans with Skeletons from Uncalibrated Wide Baseline Views, *Computer Analysis of Images and Patterns Lecture Notes in Computer Science*, 3691, 379-389.
- [169] Qualica Quality Function Deployment, [http://www.qualica.de/qps\\_qfd.html](http://www.qualica.de/qps_qfd.html)
- [170] R. Kulpa, F. Multon, and B. Arnaldi, Morphology-independent representation of motions for interactive humanlike animation, *Computer Graphics Forum* 24 (2005), no. 3, 343–351, ISSN 0167- 7055.
- [171] Remondino, F. et al: Image-based 3D modeling of the erechteion, Acropolis of Athens, *The International Archives of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences*, Vol. XXXVII. Part B5, Beijing, pp. 1083-1091, 2008.
- [172] Ricciardi, S., Nappi, M., Paolino, L., Sebillo, L., Vitiello, M.G., Gigante, G., Pascarella, D., Travascio, L., and Vozella, A. Dependability issues in visual–haptic interfaces, *Journal of Visual Languages & Computing*, 21, (1), (2010), pp. 33-40.
- [173] Rothenberg, J., Botterman, M., Oranje-Nassau, C.: Towards a Dutch interoperability framework. RAND Europe; 2008.
- [174] Runde, C.; Shligerskiy, M.: Kooperation in der Digitalen Fabrik mit VR. *wt werkstattstechnik online*, Jahrgang 95 Issue 1-2, (2005)
- [175] Russell, P., Percy, M.J., Unsworth, A., Measurement of the range and coupled movements observed in the lumbar spine. *Br J Rheumatol* 1993. 32: p. 490-497
- [176] Sabatini, A. M., Ligorio, G., and Mannini, A.: Fourier-based integration of quasi-periodic gait accelerations for drift-free displacement estimation using inertial sensors," *Biomed Eng Online*, vol. 14, p. 106, 2015.
- [177] Sabatini, A.M.: Estimating three-dimensional orientation of human body parts by inertial/magnetic sensing, in *Sensors* 2011, 11, 1489-1525.
- [178] Sabatini, A.M.: Kalman-Filter-Based Orientation Determination Using Inertial/Magnetic Sensors: Observability Analysis and Performance Evaluation, in *Sensors* 2011, 11, 9182-9206; doi:10.3390/s111009182



- [179] Salcudean, S., Prananta, T. D. and Spadinger, I.: A robotic needle guide for prostate brachytherapy, *Robotics and Automation*, vol. Proceedings of IEEE International Conference, pp. 2975-2981 (2008)
- [180] Sanders, J.E., Goldstein, B.S., and Leotta, D.F.: Skin response to mechanical stress: Adaptation rather than breakdown—A review of the literature, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 32, (3), pp. 13 (1995)
- [181] Sbenghe T.: *Kinetologie profilactica, terapeutica si de recuperare*, Editura Medicala, Bucuresti, 1987, p. 54
- [182] Schiefer, C., Kraus, T., Ellegast, R. P. and Ochsmann, E.: A technical support tool for joint range of motion determination in functional diagnostics - an inter-rater study," *Journal of Occupational Medicine and Toxicology*, vol. 10, p. 13, 2015.
- [183] Schlotter, M., *Multibody System Simulation with SimMechanics*. 2003: University of Canterbury.
- [184] Schmidt-Ullrich, P. N., Todor, D. A., Cuttino. L. W. and Arthur, D. W.: Virtual planning of multicatheter brachytherapy implants for accelerated partial breast irradiation, *Proceedings of 26th International Conference of Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 2, pp. 3124-3127 (2004)
- [185] Schraefel, M.C. et al.: Interacting with eHealth: towards grand challenges for HCI, *Proceedings of the 27th international conference extended abstracts on Human factors in computing systems*. Boston, MA, USA: ACM, 2009. 3309-3312
- [186] Scoliosis Research Society, SRS Terminology Committee and Working Groupon Spinal Classification. Revised glossary of terms; 2000 <http://www.srs.org>
- [187] Sholukha, V., Bonnechere, B., Salvia, P., Moiseev, F., Rooze, M., and Van Sint Jan, S.: Model-based approach for human kinematics reconstruction from markerless and marker-based motion analysis systems, *Journal of biomechanics*, 46, (14), pp. 2363-2371 (2013)
- [188] Stan, S-D., Balan, R., Maties, V. Modelling, design and control of 3DOF medical parallel robot, *Journal Mechanika*, No. 6(74), pag. 68-71, (2008)
- [189] Stefanescu, B., Caruntu, C. N. , Jamt, F. I. : The Virtual Reconstruction of the Medieval Citadel of Suceava by Means of Virtual Reality Technologies, *Int. J. of Computers, Comm. & Control*, ISSN 1841-9836, Vol. III, 8, pp. 503-507, 2008.
- [190] Stefani, O., Patel, H. Haselberger, F., Wiederhold, B., Bullinger, A.: Optimizing Immersive Virtual Reality Systems for Office Workplaces. *Proceedings of the HCI2005*, 2005.
- [191] Styliadis, A.D. : Historical photography-based computer-aided architectural design: Demolished buildings information modeling with reverse engineering functionality, *Automation in Construction* 18, pp. 51–69, 2008.
- [192] Styliadis, A.D., Sechidis, L.A.: Photography-based facade recovery & 3-D modeling: A CAD apps in Cultural Heritage, *J. of Cultural Heritage* 12, 2011, pp. 243–252.
- [193] Su, W.-C., Yeh, S.-C., Lee, S.-H. and Huang, H.-C.: A Virtual Reality Lower-Back Pain Rehabilitation Approach: System Design and User Acceptance Analysis," in *Universal Access in Human-Computer Interaction. Access to Learning, Health and Well-Being*. vol. 3, M. Antona and C. Stephanidis, Eds., ed: Springer, 2015, pp. 374-382.
- [194] Suta, M., Suteanu, S.: *Actualitati in spondilita anchilozanta si artritele reactive*, Editura Comandor, Constanta, 2000, p. 137-138



- [195] Talaba, D. et al: Special issue of Computer-Aided Design on virtual and augmented reality technologies in product design, *Computer-Aided Design* 42, pp. 361-363, 2010.
- [196] Talaba, D., Antonya, Cs.: The multi-particle system (MPS) model as a tool for simulation of mechanisms with rigid and elastic bodies, *Multi-body Dynamics: Monitoring and Simulation Techniques III*, Ed. Professional Engineering Publishing Ltd., pp. 111-119 (2004)
- [197] Talaba, D., Erdelyi, H., Antonya, CS., Butnaru, T., Garbacia, F., Butnariu, S. Virtual Reality in CAD/CAE towards a new concept of Virtual Prototyping , *Proceedings of 4th International Conference on Robotics ROBOTICS'08*, November 13-14, Brasov, Romania, vol.2, pp.583-588, (2008)
- [198] The Bitmanagement Software GmbH. (2010) <http://www.bitmanagement.com/en/products/interactive-3d-clients/bs-contact>.
- [199] The Mathworks, Inc. SimMechanics References 3. (2009) <http://www.mathworks.com>
- [200] Tregear, R.T.: The mechanical properties of skin, *J. Soc. Cosmetic Chemists*, 20, pp. 11 (1969)
- [201] Trejos, A. L., Lin, A. W., Mohan, S., Bassan, H., Edirisinghe, C., Patel, R. V. Lewis, C., Yu, E., Fenster, A. and Mathaner, R. A.: MIRA V: an integrated system for minimally invasive robotassisted lung brachytherapy, *Proceedings of the IEEE International Conference Robotics and Automation ICRA*, pp. 2982-2987 (2008)
- [202] Trejos, A. L., Mohan, S., Bassan, H., Lin, A., W. Kashigar, A., Patel R. V. and Malthaner, R. A.: An experimental test-bed for robot-assisted image-guided minimally invasive lung brachytherapy, *Proceedings of the IEEE International Conference Intelligent Robots and Systems IROS*, pp. 392-397 (2007)
- [203] Trejos, A. L., Patel, R. and Malthaner, R.: A device for robot-assisted minimally-invasive lung brachytherapy, *Proceeding of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 4187-4192 (2006)
- [204] Tsouknidas, A., Lontos, A., Savvakis, S. and Michailidis, N.: Nonintrusive 3D Reconstruction of Human Bone Models to Simulate their Bio-mechanical Response," *3D Research*, vol. 03, p. 10, 2015.
- [205] van der Smagt, P., Grebenstein, M., Urbanek, H., Fligge, N., Strohmayer, M., Stillfried, G., Parrish, J., and Gustus, A. Robotics of human movements, *Journal of physiology*, Paris, 103, (3-5), pp. 119-132, (2009)
- [206] Van Herp G., R.P., Salter P., Paul J. P., Three-dimensional lumbar spinal kinematics: a study of range of movement in 100 healthy subjects aged 20 to 60+ years. *Rheumatology*, 2000. 39: p. 1337-1340.
- [207] Vasconcelos, J., Elkaim, G., Silvestre, C., Oliveira, P., Cardeira, B.: Geometric Approach to Strapdown Magnetometer Calibration in Sensor Frame, in *IEEE Transactions on Aerospace Electronic Systems*, Vol. 47, No. 2, April 2011, pp. 1293-1306.
- [208] Venture, G., Yamane, K., Nakamura, Y. and Yamamoto, T.: Identification of human limb viscoelasticity using robotics methods to support the diagnosis of neuromuscular diseases, in *Int. J. Robot. Res.*, vol. 28, no. 10, pp. 1322–1333, Oct. 2009.
- [209] Vergauwen, M. and Van Gool, L., 2006, Web-Based 3D Reconstruction Service, *Machine Vision Applications*, 17, pp. 411- 426.
- [210] Vicon Oxford Metric Ltd., Vicon Motion Systems, Oxford, U.K. [Online]. Available: <http://www.vicon.com>

- [211] Vlahakis, V., Karigiannis, J. Tsotros, M., Gounaris, M., Almeida, L., Stricker, D., Gleue, T., Christou, I., Carlucci, R. and Ioannidis, N.: ARCHEOGUIDE: First results of an Augmented Reality, Proc. of Mobile Computing System in Cultural Heritage Sites, Virtual Reality, Archaeology, and Cultural Heritage International Symposium (VAST 2001), ACM, New York, 2001, 131-140.
- [212] Vlastic, D., Adelsberger, R., Vannucci, G., Barnwell, J., Gross, M., Matusik, W., and Popovic, J.: Practical motion capture in everyday surroundings, in ACM Trans. Graph. (TOG), vol. 26, no. 3, pp. 35:1–35:9, Jul. 2007.
- [213] Voinea, D., C.C. Postelnicu, S. Butnariu, Challenges involved in the design of an e-health application for a wearable scoliosis monitoring system, HCI International 2016, 18th International Conference on Human-Computer Interaction, Toronto, Canada, 20-22 July 2016, <http://2016.hci.international/posters> (2016)
- [214] Voinea, D., S. Butnariu, Design of a Scoliosis Monitoring System using Inertial Sensors, Applied Mechanics and Materials Vol 772 (2015) pp 597-602, © (2015) Trans Tech Publications, Switzerland, doi:10.4028/www.scientific.net/AMM.772.597, <http://www.ttp.net/978-3-03835-502-1/11.html>
- [215] Wald, H.S., Dube, C.E., Anthony, D.C.: Untangling the web—the impact of Internet use on health care and the physician–patient relationship. Patient Educ Counsel 2007;68:218–24.
- [216] Wang, Q., Lu, D. and Zhang, H.: Virtual Completion of Facial Image in Ancient Murals, Proc of Workshop on Digital Media and Digital Content Management (DMDCM 2011), IEEE, Hangzhou, 2011, 203-209.
- [217] Wang, Y., and Rahmatalla, S.: Human head-neck models in whole-body vibration: effect of posture, Journal of biomechanics, 46, (4), pp. 702-710 (2013)
- [218] Wang. X. and Fenster, A.: A virtual reality based 3d real-time interactive brachytherapy simulation of needle insertion and seed implantation, Proceedings of IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Nano to Macro, vol. 1, pp. 280-283 (2004)
- [219] Wei Shao and Victor Ng-Thow-Hing, A general joint component framework for realistic articulation in human characters, Proceedings of the 2003 symposium on Interactive 3D graphics SI3D, 2003, ISBN 1-58113-645-5, pp. 11–18.
- [220] Wei, C. and Firlle, E.: „Realistic and dynamic simulation of needle implantation in brachytherapy: Bildverarbeitung für die Medizin, Vol. %1 from %2<http://ftp.informatik.rwthachen.de/publications/eur-ws/vol-56/150.pdf>, p. online, (2002)
- [221] Wiebe, E.N., Minogue, J., Jones, M.G., Cowley, J. and Krebs, D. Haptic feedback and students learning about levers: Unraveling the effect of simulated touch. Computers & Education 53, 667–676, (2009)
- [222] Wood, G.D., Kennedy, D. C.,, Simulating mechanical systems in Simulink with SimMechanics, in The Mathworks Report. 2003.
- [223] Xue-Cheng, L., Tassone, J. C., Thometz, J. G.: Development of a 3-Dimensional Back Contour Imaging System for Monitoring Scoliosis Progression in Children, in Spine Deformity 1 (2013) 102-107
- [224] Yao, J., Ruggeri, M.R., Taddei, P., Sequeira, V., 2010, Automatic Scan Registration Using 3D Linear and Planar Features, 3D Research, Vol. 1, No. 3, pp. 2-18.

- [225] Yao, J., Zhang, H. and She, F.: Research on Method of 3D Reconstruction of Ancient Architecture (Nanputuo Temple), Proc. of International Conference on Cyberworlds, IEEE, Hangzhou, 2008, 627-630.
- [226] Yilmaz, H.M. et al: Documentation of historical caravansaries by digital close range photogrammetry, Automation in Construction 17, pp. 489–498, 2008.
- [227] Ying, C., Jia-fan, Z., Can-Jun, Y. and Bin, N. Design and hybrid control of the pneumatic force feedback systems for Arm-Exoskeleton by using on/off valve, Mechatronics, 17, (6), (2007), pp. 325-335.
- [228] Yu, E., Lewis, C., Trejos, A. L., Patel, R. V. and Malthaner, R. A.: Lung cancer brachytherapy: robotics-assisted minimally invasive approach, Current Respiratory Medicine Reviews, vol. 7, pp. 1-14 (2011)
- [229] Yun, W. S., Kim, H. Ahn, J. H., Park, Y. B., and Park, Y. J.: Individual characteristics of reliable lumbar coupling motions," Eur Spine J, vol. 24, pp. 1917-25, Sep 2015.
- [230] Zhang, M. et al., Quantitative characterization of viscoelastic properties of human prostate correlated with histology, Ultrasound in Med. & Biol., Vol. 34, No. 7, pp. 1033–1042, 2008.
- [231] [http://jmron.en.ec21.com/Decompression\\_Spinal\\_Air\\_Traction\\_Belt--5138345\\_5138608.html](http://jmron.en.ec21.com/Decompression_Spinal_Air_Traction_Belt--5138345_5138608.html) , accessed 2013, May
- [232] <http://www.healthmedicaltrade.com/Natural-Curve-Neck-and-back-spine-Tractor-health-supplement-h1303904.html>
- [233] <http://www.ib3health.com/products/TractionDevice/Vertetrac.asp>, accessed 2013 May
- [234] <http://www.kosmodisk.ro/index.asp?tn=productview&pid=56011> accessed 2013, May
- [235] <http://www.orteze.ro/orteze-torace-abdomen.html> , accessed 2013 May
- [236] <https://www.microstrain.com/> , Virtual Corset™ Manual ver 3.2.3, accessed 2013, May.