

CONTRIBUȚII LA UTILIZAREA DISPOZITIVELOR HAPTICE ÎN APLICAȚIILE BIOMEDICALE

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

Ing. Raluca Elena Sofronia

Conducători științifici: prof.univ.dr.ing. Arjana Davidescu
prof.univ.dr.ing. George Savii
Referenți științifici: prof.univ.dr.ing. Gheorghe Mogan
prof.univ.dr.ing. Radu Bălan
conf.univ.dr.ing. George Belgiu

Ziua susținerii tezei: 28 septembrie 2012

Seriile Teze de doctorat ale UPT sunt:

- | | |
|------------------------|---|
| 1. Automatică | 7. Inginerie Electronică și Telecomunicații |
| 2. Chimie | 8. Inginerie Industrială |
| 3. Energetică | 9. Inginerie Mecanică |
| 4. Ingineria Chimică | 10. Știința Calculatoarelor |
| 5. Inginerie Civilă | 11. Știința și Ingineria Materialelor |
| 6. Inginerie Electrică | |

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

Copyright © Editura Politehnica – Timișoara, 2012

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

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

Cuvânt înainte

Teza de doctorat a fost elaborată pe parcursul activității mele în cadrul Departamentului de Mecatronică al Universității „Politehnica” din Timișoara.

Mulțumiri deosebite se cuvin celor doi conducători de doctorat: prof.dr.ing. Arjana Davidescu și prof.dr.ing. George Savii, care pe parcursul celor trei ani de doctorat mi-au împărtășit cu dărnicie din propria experiență și expertiză, asigurându-mi, totodată, condiții optime pentru desfășurarea activității de cercetare.

Doresc să mulțumesc prof.dr. Torsten Kuhlen și drd.inform. Thomas Knott care m-au sprijinit pe durata stagiului de opt luni în cadrul *Virtual Reality Group* al *RWTH Aachen University*, Germania. Țin să mulțumesc dr.med. Marcus Gerresen din cadrul *Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, Universitätsklinikum Aachen*, pentru expertiza din domeniul medical. Mulțumesc și prof.dr.ing. Manfred Staat și ing. Karl-Heinz Gatzweiler de la *Labor Biomechanik, Fachhochschule Aachen (Campus Jülich)* pentru suportul acordat în proiectarea și construcția standului experimental. De asemenea, țin să mulțumesc și drd.ing. Jonas Forsslund de la *Human-Computer Interaction* din cadrul *KTH Royal Institute of Technology*, Stockholm, Suedia, pentru sprijinul acordat în utilizarea bibliotecii dezvoltate de către acesta, ce stă la baza simulatorului dezvoltat în cadrul tezei.

Aș dori să mulțumesc tuturor cadrelor didactice din cadrul Departamentului de Mecatronică care mi-au asigurat un cadru adecvat pentru cercetare. De asemenea, țin să mulțumesc tuturor celor care m-au ajutat cu diverse sfaturi și indicații utile finalizării tezei, precum și managementului Proiectului de Burse doctorale nr. 88/1.5/S/50783.

Timișoara, 28 septembrie 2012

Raluca Elena Sofronia

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

Sofronia, Raluca Elena

Contribuții la utilizarea dispozitivelor haptice în aplicațiile biomedicale

Teze de doctorat ale UPT, Seria 9, Nr. 118, Editura Politehnica, 2012, 178 pagini, 85 figuri, 14 tabele, 10 anexe.

ISSN: 1842-4937

ISBN: 978-606-554-514-4

Cuvinte cheie:

Realitate virtuală, dispozitive haptice, simulatoare medicale, osteotomie bilateral sagitală, debitare cu ferăstrăul, modelare.

Rezumat,

Teza de față propune o serie de contribuții la utilizarea dispozitivelor haptice în cadrul simulatoarelor medicale pentru îndepărtarea țesutului tare. Aplicația dezvoltată are ca scop trainingul debitării cu ferăstrăul din cadrul osteotomiei sagitale bilaterale, procedură de referință din domeniul chirurgiei ortognatice, în vederea înlocuirii parțiale a metodelor tradiționale de învățare din medicină.

În cadrul procedurii simțul tactil este esențial pentru reușita operației, ceea ce face necesară utilizarea dispozitivelor haptice în cadrul simulatorului. Teza propune o serie de modele matematice obținute experimental pentru debitarea cu un ferăstrău electric cu mișcare rectilinie alternativă a materialului osos compact și spongios în funcție de zonele din mandibulă și de direcțiile de debitare specifice procedurii. Modelele sunt integrate în cadrul unui simulator de realitate virtuală ce conține algoritmi originali dezvoltați de către autor.

Teza este interdisciplinară, subiectul ales necesitând cunoștințe din domeniul mecanicii, tehnologiei informației și medicinei.

Cuprins

Listă de tabele	7
Listă de figuri	8
Listă de termeni	11
1 Introducere	13
1.1 Prezentarea și justificarea temei.....	13
1.2 Structura tezei	14
2 Stadiul actual al utilizării dispozitivelor haptice în aplicațiile biomedicale.....	17
2.1 Dispozitivele haptice – echipamente ale realității virtuale	17
2.1.1 Realitatea virtuală.....	17
2.1.2 Dispozitivele haptice cu reacție de forță	19
2.2 Aspecte teoretice privind interacțiunea haptică	23
2.2.1 Interacțiunea haptică	23
2.2.2 Metode de modelare a obiectelor virtuale	25
2.2.3 Metode de detectare a coliziunii	27
2.3 Utilizarea dispozitivelor haptice în aplicațiile biomedicale	28
2.3.1 Simulatoarele medicale.....	28
2.3.2 Simularea procedurilor efectuate asupra țesutului moale	30
2.3.3 Simularea procedurilor efectuate asupra țesutului tare	32
2.3.4 Limitările simulatoarelor și cerințe de viitor	36
2.4 Chirurgia ortognatică – domeniu de interes pentru dezvoltarea simulatoarelor medicale	37
2.4.1 Chirurgia ortognatică.....	37
2.4.2 Osteotomia sagitală bilaterală	38
2.4.3 Mandibula – elemente de anatomie și biomecanică.....	40
2.5 Metode de cercetare în proiectarea simulatoarelor	43
2.6 Instrumente software pentru dezvoltarea aplicațiilor în domeniu	45
2.7 Concluzii	47
3 Obiectivele tezei de doctorat.....	49
4 Elemente dezvoltate pentru deformarea virtuală a țesuturilor	51
4.1 Introducere	51
4.2 Structura simulatorului	51
4.3 Simularea deformării țesutului	53
4.4 Concluzii	56
5 Elemente pentru proiectarea simulatorului haptic pentru osteotomia sagitală bilaterală. Analiza modurilor de defectare și a efectelor lor	59
5.1 Introducere	59
5.2 Implementarea AMDEC pentru osteotomia sagitală bilaterală.....	60
5.2.1 Definirea obiectivului	60
5.2.2 Grupul de lucru.....	60
5.2.3 Descompunerea procedurii.....	60
5.2.4 Colectarea datelor.....	60
5.2.5 Analiza AMDEC propriu-zisă.....	63
5.2.6 Trasarea cerințelor impuse simulatorului.....	66
5.3 Concluzii	67

6 Cuprins

6	Modelarea matematică a îndepărtării de material prin debitare cu ferăstrăul pentru aplicații de realitate virtuală utilizând dispozitive haptice	69
6.1	Introducere	69
6.2	Modelul matematic al îndepărtării de material	69
6.2.1	Procesul tehnologic de aşchiere	69
6.2.2	Analiza forței de debitare cu un ferăstrău cu mișcare rectilinie alternativă	72
6.2.3	Modelul îndepărtării de material în cazul ferăstrăului cu mișcare rectilinie alternativă	73
6.3	Standul experimental	75
6.4	Protocolul experimentelor	80
6.5	Dezvoltarea modelelor matematice ale îndepărtării de material	82
6.5.1	Introducere	82
6.5.2	Prelucrarea imaginilor cu secțiunile debitate	82
6.5.3	Prelucrarea datelor experimentale	86
6.5.4	Identificarea și modelarea matematică	89
6.6	Concluzii	94
7	Algoritmi dezvoltați pentru elementele de realitate virtuală ale simulatorului haptic pentru osteotomia sagitală bilaterală	97
7.1	Introducere	97
7.2	Structura simulatorului	98
7.3	Contribuții la modelarea țesuturilor tari	100
7.4	Algoritmi dezvoltați pentru detectarea coliziunii	104
7.5	Algoritmi dezvoltați pentru reacția haptică	110
7.6	Algoritmi dezvoltați pentru îndepărtarea materialului	114
7.7	Implementarea vizualizării	117
7.8	Dezvoltarea mediului virtual al simulatorului	119
7.9	Algoritmul sintetic al metodei propuse	125
7.10	Concluzii	127
8	Concluzii, contribuții originale și direcții viitoare de cercetare	129
8.1	Concluzii	129
8.2	Contribuții originale și direcții viitoare de cercetare	130
Anexe	133
Anexa 1	Etapele osteotomiei sagitale bilaterale și instrumentele utilizate	133
Anexa 2	Anatomia mandibulei	136
Anexa 3	Descompunerea ierarhică a osteotomiei sagitale bilaterale	137
Anexa 3	Tabelele AMDEC ale medicilor experți	138
Anexa 4	Codul sursă Matlab pentru Matlab pentru prelucrarea datelor experimentale	141
Anexa 5	Comenzile unu pentru generarea unui fișier .nrrd din unul .png	144
Anexa 6	Comenzile unu pentru realizarea transferului datelor între aplicația de segmentare și simulator	145
Anexa 7	Codul sursă pentru algoritmul detectării coliziunii	146
Anexa 8	Codul sursă pentru algoritmul reacției haptice	148
Anexa 9	Codul sursă pentru algoritmul îndepărtării de material și al atenționării lezării nervului și devierii de la planul de debitare	151
Anexa 10	Fișierul .x3d al mediului virtual al simulatorului	154
Bibliografie	165
Lista publicațiilor personale	175

Listă de tabele

Tabelul 2.1. Modulele de elasticitate ale structurii compacte pentru cele trei zone ale liniei osteotomiei (Schwartz-Dabney & Dechow, 2003).....	42
Tabelul 4.1. Caracteristicile dispozitivelor haptice utilizate.....	51
Tabelul 5.1. Evaluarea gravității, frecvenței de apariție și a gradului de nedetectare în cadrul analizei AMDEC pentru osteotomia sagitală bilaterală.....	64
Tabelul 5.2. Tabelul AMDEC pentru osteotomia sagitală bilaterală	65
Tabelul 6.1. Probele debitate pentru segmentul vertical	84
Tabelul 6.2. Probele debitate pentru segmentul sagital	85
Tabelul 6.3. Probele debitate pentru segmentul orizontal	86
Tabelul 6.4. Verificarea modelelor matematice ale procesului de debitare	94
Tabelul 7.1. Rezultatele obținute în cazul discretizării prin elemente cubice cu latura de 0.6mm.....	109
Tabelul 7.2. Rezultatele obținute în cazul discretizării prin elemente cubice cu latura de 0.5mm.....	110
Tabelul 7.3. Rezultatele obținute în cazul discretizării prin elemente cubice cu latura de 0.4mm.....	110
Tabelul A.1. Tabelul AMDEC al medicului expert nr.1	138
Tabelul A.2. Tabelul AMDEC al medicului expert nr.2	139
Tabelul A.3. Tabelul AMDEC al medicului expert nr.3	140

Listă de figuri

Figura 2.1. Structura unui sistem haptic	20
Figura 2.2. Analogia interacțiune haptică om-mașină.....	21
Figura 2.3. Dispozitive haptice cu reacție de forță fixe	22
Figura 2.4. Dispozitive haptice cu reacție de forță atașate utilizatorului.....	23
Figura 2.5. Principiul interacțiunii haptice.....	24
Figura 2.6. Tipurile de interacțiune haptică.....	24
Figura 2.7. Simulatoare comerciale pentru chirurgia minim invazivă.....	31
Figura 2.8. Metoda <i>voxmap point-shell</i>	34
Figura 2.9. Metoda <i>multi-point sampling</i>	35
Figura 2.10. Metoda <i>volumetric sampling</i>	35
Figura 2.11. Metoda câmpurilor de distanțe.....	35
Figura 2.12. Simulatoare comerciale pentru îndepărtarea țesutului tare.....	36
Figura 2.13. Principalele proceduri ale chirurgiei ortognatice.	38
Figura 2.14. Linia de osteotomie.....	39
Figura 2.15. Scopul osteotomiei sagitale bilaterale	40
Figura 2.16. Traseul canalului mentonier al mandibulei.....	41
Figura 2.17. Structura osului (exemplificare pe segmentul distal obținut în urma unei osteotomii)	42
Figura 2.18. Orientarea axei de maximă rigiditate.....	43
Figura 4.1. Simulatorul pentru deformarea dintelui	52
Figura 4.2. Structura aplicației.....	53
Figura 4.3. Aplicația „20-map” a bibliotecii CHAI3D	54
Figura 4.4. Principiul deformării țesutului	55
Figura 4.5. Algoritm actualizării poziției punctelor la deformarea țesutului	56
Figura 4.6. Simularea deformării țesutului.....	56
Figura 5.1. Descompunerea ierarhică a osteotomiei sagitale bilaterale, cu detalierea etapei de debitare a liniei osteotomiei.....	61
Figura 6.1. Forțele ce acționează în procesul fundamental al îndepărtării de material prin așchiere în cazul tăierii ortogonale	70
Figura 6.2. Relațiile geometrice dintre forțele procesului de așchiere	70
Figura 6.3. Componentele forței de așchiere pentru un ferăstrău cu mișcare rectilinie alternativă	72
Figura 6.4. Lamă de ferăstrău tipică osteotomiei sagitale bilaterale (lama de ferăstrău GC909R al firmei Braun GmbH).....	73
Figura 6.5. Analiza mișcării unui dinte al ferăstrăului	74
Figura 6.6. Standul experimental	75
Figura 6.7. Elementele componente ale standului experimental	76
Figura 6.8. Componentele de bază ale standului experimental	77
Figura 6.9. Sistemul Braun Aesculap Microspeed Artho	78
Figura 6.10. Subsistemul de fixare a osului	78
Figura 6.11. Sistemul inițial de prindere.....	78
Figura 6.12. Zonele interfeței grafice a programului de achiziție a datelor	80
Figura 6.13. Zonele de recoltare a mostrelor din cadrul mandibulei	81
Figura 6.14. Etapele procesării datelor în vederea determinării modelelor matematice ale îndepărtării de material osos.....	83

Figura 6.15. Exemplificarea mărimilor determinate în urma prelucrării imaginilor cu secțiunile debitate	83
Figura 6.16. Etapele prelucrării datelor experimentale	87
Figura 6.17. Determinarea începutului și sfârșitului debitării.....	88
Figura 6.18. Netezirea datelor achiziționate.....	89
Figura 6.19. Variația ratei de îndepărtare a osului compact pentru segmentul orizontal	90
Figura 6.20. Variația ratei de îndepărtare a osului compact pentru segmentul vertical.....	90
Figura 6.21. Variația ratei de îndepărtare a osului compact pentru segmentul sagital	91
Figura 6.22. Forța totală înregistrată și forța necesară îndepărtării osului compact	93
Figura 6.23. Variația ratei de îndepărtare a osului spongios pentru segmentul sagital	93
Figura 7.1. Simulatorul pentru debitarea liniei osteotomiei.....	98
Figura 7.2. Sistemul vizo-haptic pentru debitarea liniei osteotomiei.....	98
Figura 7.3. Structura aplicației.....	98
Figura 7.4. Etapele algoritmului de creare a unui fișier .nrrd din unul .png	101
Figura 7.5. Modelul utilizat în etapa de dezvoltare și testare a algoritmilor	101
Figura 7.6. Etapele modelării țesuturilor tari.....	102
Figura 7.7. Segmentele anatomice ale modelului mandibulei	102
Figura 7.8. Etapele algoritmului pentru transferarea datelor de la aplicația de segmentare la simulator	103
Figura 7.9. Sistemele de coordonate ale mediului virtual.....	104
Figura 7.10. Construcția volumelor de delimitare a ferăstrăului (secțiune).....	105
Figura 7.11. Construcția volumelor de delimitare a segmentelor volumice a ferăstrăului (secțiune)	107
Figura 7.12. Determinarea elementelor de volum aflate în interiorul ferăstrăului pe baza algoritmului lui Bresenham de trasare a unei linii (secțiune)	107
Figura 7.13. Volumele de delimitare a segmentelor volumice ale ferăstrăului în implementarea finală (secțiune).....	108
Figura 7.14. Structograma algoritmului dezvoltat pentru detectarea coliziunii.....	109
Figura 7.15. Forțele de reacție la nivelul elementelor de volum (secțiune).....	111
Figura 7.16. Forța de reacție proporțională cu volumul intersectat (secțiune)	112
Figura 7.17. Forța de reacție proporțională cu adâncimea maximă de pătrundere în mandibulă (secțiune)	112
Figura 7.18. Forța de reacție laterală din partea mandibulei la deplasare pe direcție normală la planul debitării.....	114
Figura 7.19. Cauza apariției discontinuităților din cadrul forței de reacție	116
Figura 7.20. Eliminarea cauzei de apariție a discontinuităților din cadrul forței de reacție	116
Figura 7.21. Parametrii structurii de date tip listă.....	116
Figura 7.22. Algoritmul îndepărtării elementelor de volum aflate în coliziune cu lama ferăstrăului	117
Figura 7.23. Vizualizarea modelului mandibulei.....	118
Figura 7.24. Modelul ferăstrăului.....	118
Figura 7.25. Atenționarea utilizatorului cu privire la lezarea nervului alveolar inferior (sfera de control din stânga)	120
Figura 7.26. Parte din graficul scenei. Atenționarea vizuală asupra îndepărtării de elemente de volum atașate nervului	121

10 Listă de figuri

Figura 7.27. Atenționarea utilizatorului cu privire la abaterea de la planul debitării (sfera de control din dreapta)	122
Figura 7.28. Parte din graful scenei. Atenționarea vizuală asupra abaterii de la planul de debitare	123
Figura 7.29. Algoritmul îndepărtării elementelor de volum și al atenționării utilizatorului cu privire la lezarea nervului și devierea de la planul de debitare	124
Figura 7.30. Linia de osteotomie debitată în cadrul simulatorului	125
Figura 7.31. Algoritmul sintetic al metodei propuse	126
Figura 7.32. Relațiile între mărimile ce intervin în cadrul procesului.....	127
Figura A.1. Realizarea liniei de osteotomie	133
Figura A.2. Fracturarea mandibulei	134
Figura A.3. Relocarea segmentelor mandibulare	135
Figura A.4. Structura mandibulei	136
Figura A.5. Descompunerea ierarhică a osteotomiei sagitale bilaterale.....	137

Listă de termeni

Apendicectomie	Îndepărtarea chirurgicală a apendicelui.
Apex	Extremitatea unei formațiuni anatomice; în medicina dentară este vârful rădăcinii dintelui.
Artroscopie	Investigarea și tratarea articulațiilor.
Bronhoscopie	Explorare a traheei și bronhiilor cu ajutorul unui bronhoscop.
Cateter	Tub prin care sunt introduse/eliminate lichide în/din organism.
Cefalometrie	Măsurarea dimensiunilor segmentelor osoase craniomaxilare, pe baza schemelor obținute după radiografii.
Colecistectomie	Îndepărtarea chirurgicală a vezicii biliare împreună cu canalul cistic.
Endourologie	Investigarea aparatului urinar.
Endoscopie	Metodă de examinare pe viu a unui organ cavitătar sau tubular cu ajutorul endoscopului.
Facial	Parte a dintelui sau a maxilarului adiacentă cu fața.
Genioplastie	Operație chirurgicală de modificare sau de refacere a bărbiei.
Histerectomie	Îndepărtarea chirurgicală a uterului.
Histeroscopie	Investigarea cavității uterine.
Inferior	Se referă la direcția către picioarele corpului uman.
Lingual	Parte a dintelui sau a maxilarului adiacentă cu limba.
Malocluzie	Aliniere proastă a dinților și/sau o relație anormală între dinții celor două arcade dentare.
Mezial	Termen opus aceluia de distal, utilizat în medicina dentară pentru a indica acea parte a arcadei dentare care privește spre linia mediană a maxilarului.

12 Listă de termeni

Ortodonție	Ramură a medicinei dentare care se ocupă cu diagnosticarea, prevenirea și tratamentul anomaliilor maxilarelor sau/și dinților.
Osteotomie	Secționare chirurgicală a unui os, în scop terapeutic sau pentru remedierea unei diformități.
Parodonțiu (peridonțiu)	Complex morfologic funcțional care asigură fixarea dinților în osul maxilar.
Periost	Membrană conjunctiv-fibroasă care învelește osul.
Prognatism	Conformație a feței omului care constă în proeminența anterioară (în formă de bot) a maxilarelor sau a arcadele dentare ale acestora.
Resorbție	Dispariția lentă a unui lichid, țesut sau organ prin absorbția lui treptată în țesuturile vecine.
Retrognatism	Conformație a feței caracterizată prin poziția posterioară a bărbiei față de frunte.
Segment distal	Parte a mandibulei obținută în urma osteotomiei sagitale bilaterale care conține dinții.
Segment proximal	Parte a mandibulei obținută în urma osteotomiei sagitale bilaterale care conține articulația temporomandibulară.
Sindromul temporomandibular	Inflamație acută sau cronică a articulației temporomandibulare.
Superior	Se referă la zona către capul corpului uman.
Sătură	Act medical care dă posibilitatea închiderii unei plăgi accidentale (tăietură) sau unei incizii chirurgicale, favorizând astfel cicatrizarea.
Unghiul SN-MeGo	Unghi specific cefalometriei (sella turcica-nasion/menton-gonion).

1 Introducere

1.1 Prezentarea și justificarea temei

Simțul tactil și reacția de forță sunt esențiale pentru înțelegerea lumii înconjurătoare, pentru a manipula și pentru a interacționa cu obiectele din jurul nostru. Așadar, creșterea în realism a interfețelor om-calculator prin folosirea reacției de forță a ajuns să fie foarte mult utilizată în realitatea virtuală în vederea creșterii interacțiunii cu mediile virtuale. Echipamentele care generează această reacție de forță sunt interfețele haptice.

Deși în ultimul deceniu dispozitivele haptice s-au dezvoltat foarte mult, aplicațiile acestora din anumite domenii sunt încă în curs de dezvoltare. Acest lucru se datorează numărului mare de domenii în care au pătruns dispozitivele haptice. Printre aceste domenii se numără: medicina, ingineria, divertismentul, turismul, arta, domeniul militar etc.

În domeniul biomedical, ca prime utilizări practice, sistemele haptice sunt folosite la antrenarea medicilor sau studenților. Dispozitivele pe care are loc antrenarea se numesc simulatoare medicale.

Utilizarea simulatoarelor își justifică eficiența prin posibilitatea reproducerii unui număr foarte mare de situații posibile, de la cele obișnuite până la cele rar întâlnite, în funcție de necesitățile fiecărui student. Simulatoarele oferă posibilitatea repetării procedurii până când aceasta este efectuată corect, fără periclitarea vieții pacientului sau consumarea materialelor didactice. Eventualele greșeli sunt sesizate de aplicație și anunțate prin semnale sonore sau vizuale. De asemenea, mișcările și forțele pot fi înregistrate foarte ușor și apoi redade pentru studiu și analiză. Un alt aspect benefic pentru procesul de învățare este faptul că simulatoarele oferă standarde pentru evaluarea studenților. Sistemele de simulare se adresează tuturor utilizatorilor, de la începători până la experimențați, în ultimul caz devenind un instrument pentru planificarea intervenției. Pe lângă antrenamentul și planificarea procedurilor, simulatoarele medicale se mai utilizează și în cadrul testării unor noi tehnici și instrumente medicale.

Aplicațiile acestor dispozitive haptice din domeniul biomedical nu se opresc doar la simulatoare, dispozitivele întâlnindu-se și pe consolele roboților chirurgicali, în special pentru teleoperare. Ca să poată opera, chirurgul are nevoie să vadă câmpul operator, să simtă instrumentele cu care intervine și, nu în ultimul rând, să poată decide corect forța și amplitudinea mișcării pe care o realizează de la consola unui robot chirurgical. Pentru a satisface aceste necesități, consola este dotată cu dispozitive haptice corespunzătoare care permit înregistrarea reacției de forță. Pentru a proteja bolnavul, robotul controlează fiecare gest al chirurgului pentru a asigura o precizie ridicată a intervenției.

Scopul simulatoarelor medicale este înlocuirea treptată a metodelor tradiționale de învățare ce implică practica pe pacienți, cadavre, animale sau materiale sintetice. Pentru dezvoltarea acestor simulatoare este nevoie de modele valide pentru țesuturile și organele umane obținute prin imagistică medicală. În timpul procedurii reale, medicii se bazează pe simțul tactil în detrimentul celui

vizual din cauza unui spațiu de lucru și câmp vizual restrâns. Acest lucru conduce la necesitatea implementării unei forțe de reacție cât mai realiste. O adevărată provocare în realizarea simulatoarelor utilizând echipamente haptice este menținerea durității suprafețelor virtuale, lucru pentru care trebuie să crească suficient frecvența detectării coliziunilor și a valorilor forței de răspuns în condițiile obținerii unei simulări stabile. De asemenea, cu cât modelele organelor și ale forțelor sunt mai complicate, puterea de calcul necesară este mai mare, ceea ce duce la necesitatea utilizării unor calculatoare foarte performante.

Majoritatea simulatoarelor dezvoltate la ora actuală se regăsesc în domeniul chirurgiei minim invazive. Acest lucru se datorează faptului că modul în care sunt reprezentate modelele virtuale este specific jocurilor pe calculator care, prin dezvoltarea lor rapidă, au impus creșterea performanțelor adaptoarelor video, ce devin capabile să redea în timp real astfel de modele. Deși în acest domeniu simulatoarele medicale au înlocuit deja parțial metodele tradiționale de învățare, simulatoarele din domeniul chirurgiei clasice se află încă în stadiu de dezvoltare.

Datorită acestor considerente, teza își propune găsirea unor soluții constructive în vederea dezvoltării unui simulator medical cu un raport complexitate/stabilitate cel puțin satisfăcător. Cercetările din cadrul temei au fost susținute prin două stagii de cercetare în străinătate, la *Virtual Reality Group* al *RWTH Aachen University*, Germania (în perioada 1 noiembrie 2010 - 30 aprilie 2011 și 24 octombrie 2011 - 23 decembrie 2011). În urma acestor stagii cercetarea științifică a fost focusată spre chirurgia ortognatică datorită colaborării în cadrul proiectului *Interactive Virtual Reality-based Surgical Simulator for Training of Bilateral Sagittal Split Osteotomy* (Simulator Interactiv de Realitate Virtuală pentru Osteotomia Sagitală Bilaterală).

1.2 Structura tezei

Pentru a sistematiza volumul de informație cuprins în cadrul tezei, prezenta lucrare este structurată pe opt capitole.

Capitolul 1, „Introducere”, prezintă motivația abordării tematicii alese și structura tezei de doctorat.

Capitolul 2, „Stadiul actual al utilizării dispozitivelor haptice în aplicațiile biomedicale”, prezintă suportul teoretic necesar rezolvării unor probleme de actualitate din domeniul tezei. După prezentarea pe scurt a dispozitivelor haptice, echipamente ale realității virtuale, sunt prezentate aspecte teoretice privind interacțiunea haptică. Capitolul se continuă cu o analiză critică a aplicațiilor dispozitivelor haptice din domeniul biomedical, cu evidențierea principalelor limitări și cerințe de viitor. Este prezentat unul dintre posibilele domenii de interes pentru dezvoltarea simulatoarelor medicale, și anume chirurgia ortognatică. În vederea determinării elementelor esențiale ce trebuie simulate, sunt prezentate o serie de metode de cercetare folosite în proiectarea simulatoarelor. Capitolul se încheie cu prezentarea principalelor instrumente software pentru dezvoltarea aplicațiilor de realitate virtuală din domeniu, instrumente folosite pentru eliminarea reimplemării unor lucruri deja rezolvate.

Capitolul 3, „Obiectivele tezei de doctorat”, prezintă în detaliu obiectivele tezei și activitățile prevăzute pentru îndeplinirea acestora. Astfel, în conformitate cu obiectivele formulate, în următoarele capitole sunt prezentate contribuțiile personale ce au dus la îndeplinirea acestor obiective.

Capitolul 4, „Elemente dezvoltate pentru deformarea virtuală a țesuturilor”, sintetizează primele încercări de simulare a interacțiunii haptice

asupra țesuturilor tari în cadrul medicinei dentare. Datorită aspectelor teoretice prezentate în capitolul anterior s-a optat pentru utilizarea modelării prin elemente de suprafață. Rezultate obținute au dezvăluit necesitatea utilizării modelării prin elemente de volum în cadrul simulării îndepărtării de țesut tare, heterogen.

În urma stagiilor de cercetare în străinătate, cercetarea științifică a fost focusată către chirurgia ortognatică, următoarele capitole prezentând contribuțiile aduse în vederea dezvoltării unui simulator pentru osteotomia sagitală bilaterală.

Capitolul 5, „Elemente pentru proiectarea simulatorului haptic pentru osteotomia sagitală bilaterală. Analiza modurilor de defectare și a efectelor lor”, prezintă principalele cerințe ale simulatorului.

Capitolul 6, „Modelarea matematică a îndepărtării de material prin debitare cu ferăstrăul pentru aplicații de realitate virtuală utilizând dispozitive haptice”, prezintă modalitatea de modelare a îndepărtării de material osos în funcție de forța de debitare în cadrul osteotomiei sagitale bilaterale în scopul utilizării în sisteme haptice de realitate virtuală. Pe baza încercărilor experimentale au fost determinate modele matematice care țin cont de zonele din mandibulă și de direcțiile de debitare specifice procedurii.

Capitolul 7, „Algoritmi dezvoltați pentru elementele de realitate virtuală ale simulatorului haptic pentru osteotomia sagitală bilaterală”, prezintă simulatorul haptic pentru învățarea debitării cu ferăstrăul a liniei osteotomiei din cadrul osteotomiei sagitale bilaterale, punându-se accent pe contribuțiile personale. După prezentarea structurii simulatorului și a resurselor hardware și software utilizate, sunt prezentați algoritmi originali dezvoltați în vederea interacțiunii haptice ferăstrău-os. Pe lângă interacțiunea propriu-zisă, au fost dezvoltate și elemente care îmbunătățesc procesul de învățare.

Capitolul 8, „Concluzii, contribuții originale și direcții viitoare de cercetare”, conține o sinteză a concluziilor și contribuțiilor originale desprinse din prezenta lucrare.

2 Stadiul actual al utilizării dispozitivelor haptice în aplicațiile biomedicale

2.1 Dispozitivele haptice – echipamente ale realității virtuale

2.1.1 Realitatea virtuală

Istoria omenirii este marcată de un progres continuu al mediilor folosite pentru a transmite idei și întâmplări. Această dorință de comunicare a fost observată încă de la începuturile omenirii. Prima formă de reprezentare, care s-a conservat până azi, a cunoștințelor o reprezintă picturile realizate pe zidurile peșterilor. Aceste desene au fost un mijloc primitiv pentru a comunica idei, evenimente, întâmplări sau pentru a prezenta istoria unui trib sau a unei comunități. Începând de la aceste picturi primitive, au apărut și s-au dezvoltat noi tehnologii de comunicare. Cu fiecare nouă tehnologie apărută, oamenii au încercat să o exploateze cât mai mult pentru a-și exprima cât mai bine ideile. Una dintre cele mai noi tehnologii de comunicare, în care încă se fac eforturi pentru a dezvolta noi aplicații și mijloace de comunicare, este realitatea virtuală.

Realitatea virtuală reprezintă o simulare pe calculator a unei lumi reale sau imaginare, în care utilizatorul poate interacționa în timp real cu obiectele înconjurătoare (dictionary.com, DEX, 2009).

Un mod mult mai simplu, dar la fel de cuprinzător, de a exprima realitatea virtuală este propus de către Heim (1998) prin utilizarea notației *3I* (*Immersion, Interaction and Information Intensity*):

- Imersia reprezintă abilitatea unui mediu virtual de a genera utilizatorului impresia că se află într-un mediu real, făcându-l pe acesta să uite că experimentează o realitate artificială. Gradul de imersie depinde de echipamentele utilizate și de numărul simțurilor stimulate.
- Interactivitatea este capacitatea mediului virtual de a permite utilizatorului să modifice mediul creat de calculator. Nivelul de interactivitate depinde de naturațea în care este percepută modificarea mediului virtual, atât din punctul de vedere al timpului de răspuns cât și al modului în care este transmisă utilizatorului.
- Informația, și mai ales modul în care aceasta este transferată între utilizator și mediul virtual, este cea care stă la baza creării senzației de imersie și interactivitate. Calculatorul trebuie să reacționeze la modificarea stării mediului virtual de către utilizator, prin transmiterea de semnale către simțurile acestuia.

Realitatea virtuală poate fi percepută ca un sistem ce cuprinde (Sofronia, 2010a):

- Resurse hardware (sistem de calcul și echipamente de intrare-ieșire): reprezintă mijloacele prin care se realizează imersia utilizatorului în lumea virtuală și interacțiunea acestuia cu elementele înconjurătoare;

18 Stadiul actual al utilizării dispozitivelor haptice în aplicațiile biomedicale - 2

- Resurse software (standarde, limbaje de programare și medii dezvoltare a aplicațiilor): reprezintă metodele prin care se realizează transferul informației în vederea creării unui mediu virtual imersiv și interactiv.

Sistemul de calcul reprezintă elementul central al unui sistem de realitate virtuală. De fapt, realitatea virtuală este o consecință a dezvoltării științei calculatoarelor. Odată cu creșterea performanțelor plăcilor grafice, dezvoltarea graficii pe calculator a luat amploare. Fascinația unei noi realități, la început sub forma unui joc de calculator, a dus la proiectarea de echipamente care să stimuleze toate simțurile utilizatorului astfel încât să îi creeze acestuia senzația de apartenență la această realitate artificială.

Echipamente de realitate virtuală se pot clasifica, din punctul de vedere al direcției în care se realizează transferul informației dintre utilizator și mediu, în (Sofronia, 2010a):

- Echipamente de ieșire: utilizate pentru redarea mediului virtual astfel încât utilizatorul să se simtă imersat în acesta. Din această categorie fac parte: ecranul (auto)stereoscopic, *Head Mounted Device (HMD)*, *See Through HMD*, sistemul *Cave Automatic Virtual Environment (CAVE)*, sistemul *Workbench*, ochelari 3D.
- Echipamente de intrare: folosite pentru a primi informații de la utilizator atunci când acesta interacționează cu lumea virtuală. Principalele echipamente din această categorie sunt sistemele de urmărire a mișcării corpului uman (*tracking systems*).
- Echipamente de intrare-ieșire: reprezintă medii de comunicare bidirecțională între utilizator și lumea virtuală. În această categorie se regăsesc: mănușile virtuale, costume virtuale, dispozitive haptice și sistemul *Binocular Omni-Orientation Monitor (BOOM)*.

Datorită impactului avut de această nouă tehnologie, au fost dezvoltate o serie de limbaje speciale destinate modelării lumilor virtuale, precum VRML (*Virtual Reality Modeling Language*) și X3D (*Extensible 3D Graphics*). Creșterea complexității aplicațiilor realității virtuale a dus la dezvoltarea unor instrumente software (biblioteci și interfețe grafice, sisteme de dezvoltare de programe etc.), care oferă proiectantului posibilitatea să reutilizeze un număr mare de funcții deja elaborate și implementate și, astfel, să se concentreze mai eficient asupra proiectării și complexității aplicației.

Cele mai importante aplicații ale realității virtuale sunt (Sofronia, 2010a):

- Modelarea și simularea unor fenomene sau principii din domeniul științific care sunt inaccesibile observației directe (Rick et al., 2011, Schmitz et al., 2011);
- Proiectare asistată de calculator în diferite domenii (mecanică, construcții, arhitectură etc.), prin care proiectul realizat poate fi vizualizat, analizat și modificat înainte de construirea prototipului (Cioi, 2008, Neugebauer et al., 2007);
- Sisteme de simulare pentru antrenamentul șoferilor, piloților, astronautilor, medicilor etc., prin care se pot exersa manevre dificile, fără a fi în pericol viața participantului/pacientului sau securitatea cabinei de vehicul (Vora et al., 2003, Forsslund, Sallnas, & Palmerius, 2009, Arbabtafti et al., 2011);
- Realizarea de jocuri distractive pe calculator și filme de animație sunt unele din cele mai cunoscute aplicații ale realității virtuale (Padgett, Strickland, & Coles, 2006);

- Aplicații în domeniul artelor, ce cuprind: expoziții virtuale, galerii virtuale de artă, turism etc. (Lepouras & Vassilakis, 2004, Karoulis, Sylaiou, & White, 2006).

2.1.2 Dispozitivele haptice cu reacție de forță

Haptica este un domeniu al științei care a pătruns de scurt timp în realitatea virtuală, permițând utilizatorilor să atingă, să simtă și să interacționeze cu obiectele virtuale. Haptica se referă la procedee de simț ale atingerii. Cuvântul „haptic” vine de la grecescul „haptikos” ce înseamnă „a putea atinge” (Berkley, 2003).

Din punctul de vedere al terminologiei se remarcă doi termeni care descriu două senzații diferite care intervin la atingerea obiectelor (Micle, 2004):

- Reacția tactilă (*touch feedback*): este senzația recepționată de către piele când este atinsă mecanic, termic, chimic sau electric. Sensorii tactili sunt plasați la periferia pielii, cea mai mare densitate a acestora găsindu-se în mână. În realitatea virtuală se simulează reacția tactilă prin acționarea cu o forță repartizată spațial asupra extremității degetelor.
- Reacția de forță (*force feedback*): este răspunsul unui obiect la o acțiune externă, de exemplu rezistența la apăsare sau greutatea pe care o prezintă dacă este ridicat. Forța de reacție este recepționată de senzori plasați în interiorul corpului, în general în tendoanele musculare. În realitatea virtuală, forța de reacție se generează prin dispozitive motoare care produc o forță de apăsare asupra organismului.

Istoria utilizării hapticii în realitatea virtuală este foarte bine prezentată de către Berkely (2003). Primul dispozitiv haptic cu reacție tactilă notabil a fost construit de Patrick în 1990, care a utilizat o bobină, precum cea utilizată în cadrul difuzoarelor audio, pentru a genera vibrații pe degetele unui utilizator ce purta mână virtuală *Dextrous Hand Master Exoskeleton*. Minsky și colegii săi au dezvoltat în anul 1995 joystick-ul *Sandpaper* prin care textura unei imagini proiectate pe calculator provoacă vibrații *joystick*-ului. După aceste încercări academice, au apărut și interfețele tactile comerciale: mână virtuală *CyberTouch* în 1995 sau mouse-ul *FEELit* în 1997.

Goertz și Argonne National Laboratories au fost cei care au utilizat pentru prima dată reacția de forță, în anul 1954, în cadrul unui sistem robotic pentru teleoperare în medii nucleare. Ulterior, grupul condus de către Brooks de la *University of North Carolina* a adaptat brațul electromecanic pentru a asigura reacție de forță în timpul andocării moleculare virtuale. Burdea și colegii săi de la *Rutgers University* au dezvoltat în 1992 o mână ușoară și portabilă cu reacție de forță, numită *Rutgers Master*. Dispozitivele comerciale cu reacție de forță au început și ele să apară, precum: *Phantom* în 1993, *Impulse Engine* în 1995 și *CyberGrasp* în 1998.

Reacția de forță este esențială în cadrul medicinei, unde de cele mai multe ori medicul se bazează pe simțul tactil în detrimentul celui vizual din cauza unui spațiu de lucru și câmp vizual restrâns.

Un sistem haptic cu reacție de forță este alcătuit din următoarele componente (Figura 2.1):

- Dispozitiv haptic – mijloc de interacțiune bidirecțional între operatorul uman și mediul virtual;
- Ecran – mijloc de imersie a utilizatorului în mediul virtual;
- Sistem de calcul – mijloace și metode pentru simulare, interacțiune haptică și vizualizare.

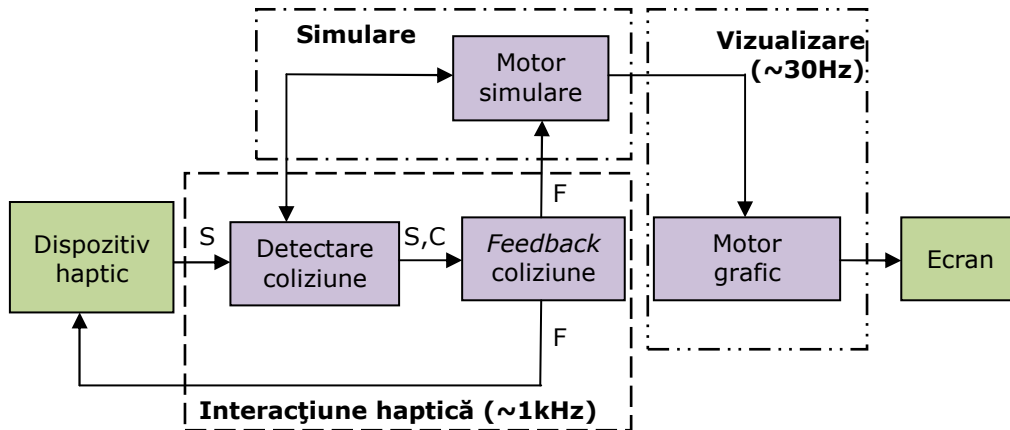


Figura 2.1. Structura unui sistem haptic (Salisbury, 2004)
 S- informații privind starea dispozitivului; C- informații privind existența unor coliziuni;
 F- forță.

În timp ce utilizatorul manevrează dispozitivul haptic, informațiile, *S*, privind starea acestuia sunt citite permanent (cu o frecvență de aproximativ 1kHz) cu ajutorul traductoarelor din componență. Aceste informații sunt transmise apoi sistemului de calcul care conține metode pentru simulare, interacțiune haptică și vizualizare. Interacțiunea haptică preia pe lângă informațiile privind starea dispozitivului și informații privind mediul virtual simulat în vederea detectării coliziunii între modelul virtual al dispozitivului și obiectele mediului. Dacă sunt identificate coliziuni, *C*, se calculează forța de răspuns, *F*, care este transmisă dispozitivului haptic (în vederea transmiterii forței către utilizator prin comanda actuatorilor). În unele cazuri interacțiunea haptică conține și algoritmi de control pentru adaptarea forței de răspuns la capacitățile dispozitivului haptic. Forța de răspuns este transmisă, de asemenea, și mediului virtual în vederea modificării acestuia. Mediul virtual este redat pe un ecran cu o frecvență de cel puțin 30Hz.

Interacțiunea cu dispozitivele haptice poate fi explicată prin analogie cu modul în care omul interacționează cu realitatea înconjurătoare (Figura 2.2).

Dispozitivele haptice cu reacție de forță se clasifică din punctul de vedere al relației cu utilizatorul în două categorii (Agus, 2004):

- Dispozitive haptice fixe: dispozitive tip *joystick*, dispozitive cu sursă punctiformă.
- Dispozitive haptice atașate utilizatorului: dispozitive tip exo-schelet, mănuși, dispozitive portabile.

Dispozitivele haptice de tip *joystick* sunt cele mai simple și mai ieftine echipamente haptice. Au un număr redus de grade de libertate, sunt compacte și sunt capabile să genereze forțe moderate. Un exemplu din această categorie este *joystick*-ul WingMan Force 3D Pro (Figura 2.3.a), dezvoltat de Logitech (Logitech.com), cu trei grade de libertate, dintre care două au retur de forță.

Interfețele haptice cu sursă punctiformă controlează un punct în spațiul virtual, așa numitul *Haptic Interface Point (HIP)*. Această categorie conține o gamă destul de largă de echipamente comerciale precum: familia dispozitivelor Phantom (Figura 2.3.b) a SensAble (sensable.com), familiile Omega și Delta ale Force

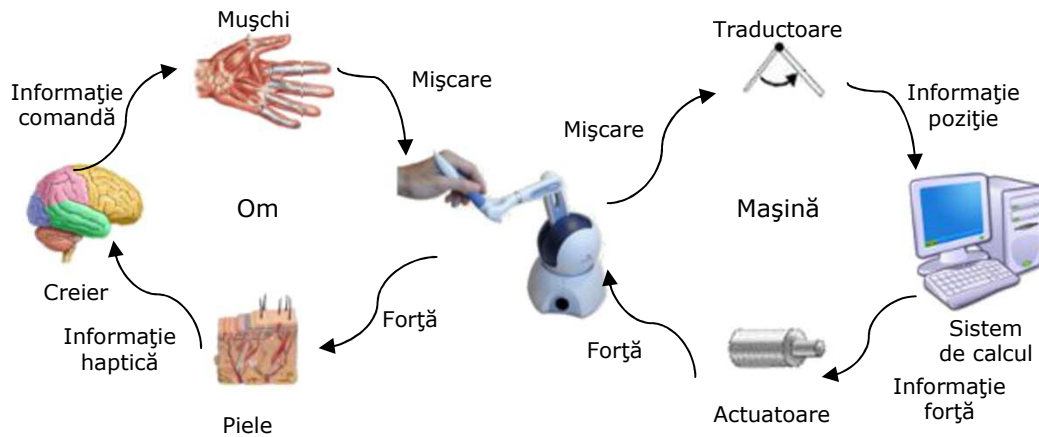


Figura 2.2. Analogia interacțiune haptică om-mașină (Harding, 2009)

Dimension (forcedimension.com), sistemul Novint Falcon (Figura 2.3.c) al Novint Technologies (novint.com). Nevoia îmbunătățirii performanțelor acestor tipuri de dispozitive a dus la dezvoltarea unora în mediul academic. Un astfel de exemplu este dispozitivul haptic cu șase grade de libertate creat la Universitatea „Transilvania” din Brașov (Butnaru, 2007) ce utilizează fire tensionate pentru transmiterea forței. Un alt exemplu este dispozitivul creat la *KTH Royal Institute of Technology* (Figura 2.3.d), care are șase grade de libertate și generează o forță maximă de 52N, mult mai mare decât în cazul dispozitivelor comerciale (Khan, Andersson, & Wikander, 2011). Și în cadrul Departamentului de Mecatronică al Universității Politehnice din Timișoara a fost dezvoltat, de către Cioi (2008), un dispozitiv haptic *Sphere Device* cu trei grade de libertate de intrare și ieșire. Pe lângă aceste interfețe ce se pot utiliza într-o gamă largă de aplicații, au fost proiectate și echipamente haptice cu reacție de forță specializate pe o singură aplicație. Din această categorie face parte artroscopul haptic (Figura 2.3.e) utilizat în cadrul simulatorului VEkATS (*Virtual Environments Knee Arthroscopy Training System*) (Sherman et al., 2001).

Dispozitivele de tip exo-schelet se prezintă sub forma unor structuri mecanice care se atașează utilizatorului, în paralel cu scheletul uman. Sunt sisteme robuste, capabile să genereze forțe relativ mari. Un exemplu de astfel de dispozitiv este *Iowa State's Force Feedback Exoskeleton* (Figura 2.4.a) care utilizează câmpuri magnetice pentru a transmite utilizatorului forța de reacție (Luecke & Chai, 1997). Forța mai poate fi transmisă și prin actuatoare pneumatice, precum în cazul *Master Arm* al *Southern Methodist University* (Hurmuzlu, Ephanov, & Stoianovici, 1998). Printre echipamentele comerciale, se numără *CyberForce* (Figura 2.4.b) al firmei VRLOGIC (vrlogic.com), care atașată unei mânuși dotate cu senzori, permite utilizatorului să simtă și să manipuleze obiecte virtuale.

Mănușile și echipamentele portabile sunt o consecință a dezvoltării dispozitivelor tip exo-schelet, fiind relativ mici și putând fi purtate într-un mod mai natural de către utilizatori. Un astfel de dispozitiv este mânușa *CyberGrasp* (Figura 2.4.c), capabilă să genereze o forță de 12 N pe fiecare deget (vrlogic.com). Un alt tip de echipament portabil, care nu se prezintă sub forma unei mânuși, este *WearableMaster* (Figura 2.4.d) dezvoltat la *University of Tsukuba* din Japonia, un

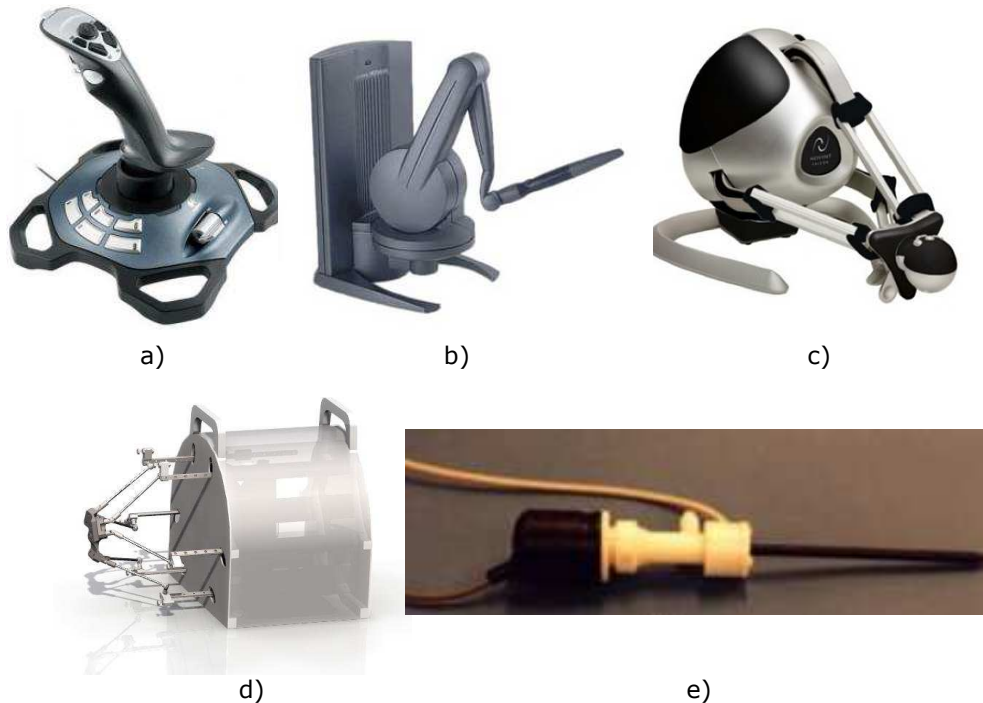


Figura 2.3. Dispozitive haptice cu reacție de forță fixe
a) joystick-ul haptic *WingMan Force 3D Pro*; b) dispozitivul haptic *Phantom Desktop*; c) dispozitivul haptic *Novint Falcon*; d) interfața haptică dezvoltată de *KTH Royal Institute of Technology*; e) artroscopul simulatorului haptic *VEKATS*.

joystick cu trei grade de libertate care se montează pe mâna utilizatorului (tsukuba.com).

Alegerea dispozitivului haptic se face în funcție de cerințele aplicației ce se dorește a se dezvolta. O serie de caracteristici trebuie avute în vedere (Sofronia, Savii, & Davidescu, 2010): numărul gradelor de libertate, spațiul de lucru, greutatea, forța de frecare internă, inerția, rigiditatea structurală, rezoluția, precizia, domeniul forței, forța/momentul maxim exercitat, forța/momentul continuu exercitat, interfața calculator-dispozitiv, structura.

Dispozitivele haptice cu reacție de forță sunt utilizate într-o gamă largă de aplicații, cu precădere din următoarele domenii (Sofronia, 2010b):

- Medicină: simulatoare pentru exersarea procedurilor medicale (Forslund, Sallnas, & Palmerius, 2009, Arbabtafti, et al., 2011), teleoperarea roboților chirurgicali (intuitivesurgical.com), sisteme de reabilitare (Burdea et al., 2000) etc.;
- Divertisment: jocuri video și simulatoare (Park, Bae, & Koo, 2004, LaViola, 2008);
- Educație: simularea unor fenomene fizice (Sato et al., 2008, Hamza-Lup & Adams, 2008);
- Industrie: proiectare asistată de calculator (Cioi, 2008);
- Arte: realizarea de picturi și sculpturi virtuale (McDonnell, Qin, & Wlodarczyk, 2001).

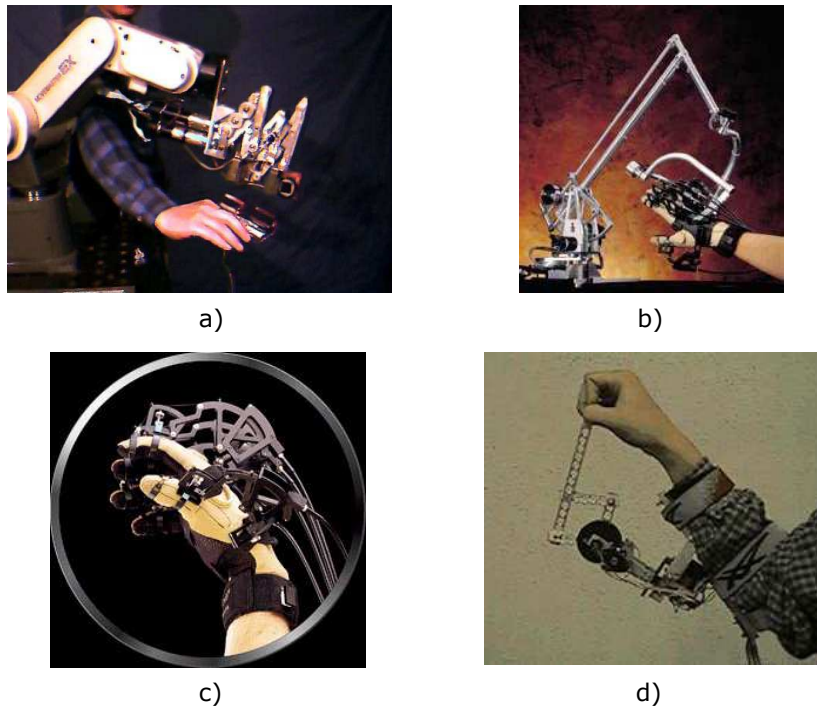


Figura 2.4. Dispozitive haptice cu reacție de forță atașate utilizatorului
 a) dispozitivul haptic tip exo-schelet *Iowa State's Force Feedback*; b) dispozitivul haptic tip exo-schelet *CyberForce*; c) mănușa *CyberGrasp*; d) joystick-ul portabil *WearableMaster*.

2.2 Aspecte teoretice privind interacțiunea haptică

2.2.1 Interacțiunea haptică

Interacțiunea haptică (*haptic rendering*) este procesul prin care utilizatorul atinge, simte și manipulează obiectele virtuale printr-o interfață haptică. Algoritmul interacțiunii haptice (Basdogan & Srinivasan, 2002) este alcătuit din două etape (Figura 2.5):

- Detectarea coliziunii: citind permanent poziția și orientarea dispozitivului haptic se determină coliziunea dintre acesta și obiectul virtual;
- *Feedback*-ul coliziunii: în cazul detectării unei coliziuni se calculează forța de răspuns haptic ca fiind proporțională cu adâncimea de pătrundere; forța este apoi transmisă utilizatorului prin dispozitivul haptic, acesta putând astfel să perceapă obiectul virtual.

În vederea percepției de către utilizator a unei forțe realiste, fără discontinuități, este recomandat ca valorile necesare interacțiunii haptice să fie calculate cu o frecvență de aproximativ 1kHz (Basdogan & Srinivasan, 2002). Altfel suprafețele virtuale se vor simți moi la atingere sau, chiar mai rău, dispozitivul haptic va vibra. De asemenea, pentru ca utilizatorul să perceapă o imagine stabilă pe ecran este recomandat ca aceasta să fie redată la o frecvență de cel puțin 30Hz (Basdogan & Srinivasan, 2002). Datorită celor două frecvențe diferite apar probleme la integrarea răspunsului haptic cu cel vizual.

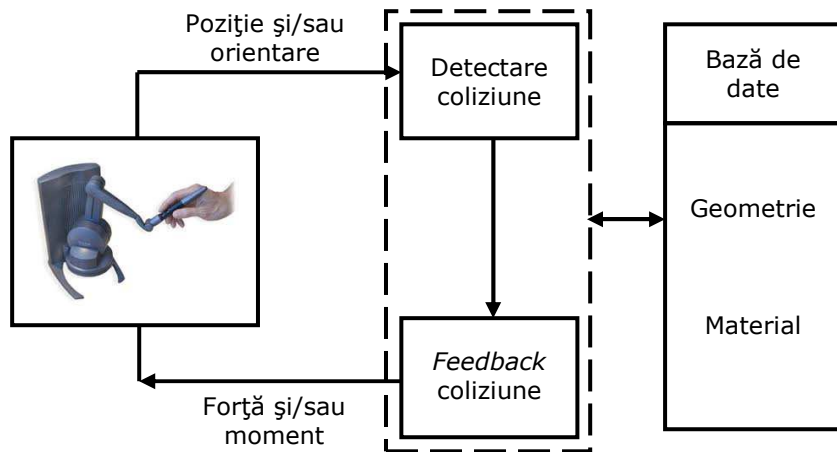


Figura 2.5. Principiul interacțiunii haptice (Basdogan & Srinivasan, 2002)

La ora actuală există trei tipuri de interacțiune haptică, în funcție de modul în care este modelat palpatorul dispozitivului haptic (*stylus*) (Figura 2.6):

- Interacțiune haptică punct-obiect;
- Interacțiune haptică segment-obiect;
- Interacțiune haptică obiect-obiect.

În cadrul interacțiunii punct-obiect, doar punctul caracteristic al dispozitivului haptic (*Haptic Interface Point - HIP*) interacționează cu obiectele virtuale. Interacțiunea punct-obiect necesită dispozitive haptice cu 3 grade de libertate, ceea ce conduce la un timp de calcul relativ scăzut, obținându-se astfel un sistem stabil. Detectarea coliziunii constă în a verifica dacă punctul se află în interiorul unui obiect. În caz că este identificată o coliziune, se calculează forța de reacție (pornind de la legea lui Hooke) ca fiind proporțională (coeficientul de proporționalitate reprezentând rigiditatea materialului) cu adâncimea de pătrundere (Basdogan & Srinivasan, 2002). Adâncimea de pătrundere este distanța dintre *HIP* și punctul corespunzător de pe suprafața obiectului (*Ideal Haptic Interface Point - IHIP*, denumit și *god-object* sau *proxy-object*). Acest algoritm a fost dezvoltat de către Zilles și Salisbury (1995). Dezavantajul principal al algoritmului este că *HIP* poate pătrunde prin mici găuri ale obiectului (atunci când rețeaua de puncte utilizată la modelarea suprafeței obiectului prezintă discontinuități) fără ca utilizatorul să simtă opunere la pătrunderea în obiect. Această problemă este soluționată de către

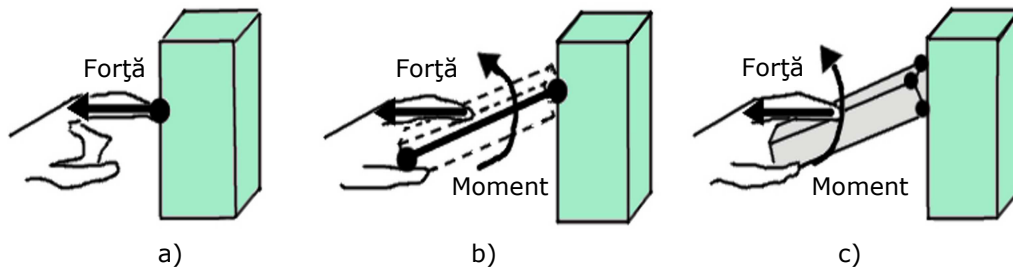


Figura 2.6. Tipurile de interacțiune haptică (Basdogan & Srinivasan, 2002)
a) punct-obiect; b) segment-obiect; c) obiect-obiect.

Ruspini, Kolarov, și Khatib (1997), care utilizează o sferă în locul unui punct pentru modelarea IHIP.

În cazul interacțiunii segment-obiect, palpatorul dispozitivului haptic este modelat sub forma unei linii a cărei orientare este luată în considerare la detectarea coliziunii. Pe lângă forțe, pot fi simulate și momente de torsiune, ceea ce face necesară utilizarea unor dispozitive haptice cu șase grade de libertate. Interacțiunea segment-obiect poate fi folosită pentru interacțiunea obiect-obiect, atunci când obiectul dinamic corespunzător palpatorului poate fi modelat printr-o serie de segmente (Basdogan et al., 1998).

Interacțiunea obiect-obiect este dorită în multe aplicații, însă implică un timp de calcul mult mai ridicat față de metodele prezentate mai sus, care de multe ori este limitat de performanțele resurselor hardware. Pentru reducerea timpului de calcul s-au utilizat modelări ale obiectelor 3D sub forma unor puncte distribuite pe suprafața obiectului dinamic. Această abordare, introdusă de către McNeely, Puterbaugh și Troy (1999), reprezintă baza multor algoritmi dezvoltați pentru interacțiune cu obiecte heterogene (Agus, 2004, Petersik et al., 2007).

2.2.2 Metode de modelare a obiectelor virtuale

Interacțiunea haptică este influențată de modul în care sunt modelate obiectele mediului virtual (vezi Figura 2.5). În vederea alegerii modului de modelare trebuie să se țină cont de două aspecte: particularitățile aplicației și reducerea timpului de calcul pentru detectarea coliziunii.

Tehnicile de modelare se pot clasifica, conform lui Basdogan și Srinivasan (2002), în două categorii:

- A. Modelare geometrică: obiectele putând fi modificate haptic prin manipularea geometriei acestora;
- B. Modelare fizică: obiectele putând fi modificate haptic sub acțiunea forțelor externe și interne.

Tehnicile de modelare geometrică sunt mai rapide și mai ușor de implementat. Se pune mai mult accent pe vizualizare, scopul fiind acela de a permite utilizatorului să modifice structura obiectelor într-un mod cât mai ușor. În schimb, tehnicile de modelare fizică sunt folosite pentru o simulare mai realistă a obiectelor, dar sunt costisitoare din punctul de vedere al timpului de calcul, ceea ce le face să nu fie întotdeauna adecvate pentru aplicațiile în timp real. Există însă și abordări hibride care profită de caracteristicile ambelor categorii și funcționează bine pentru aplicațiile în timp real.

Pe de altă parte, în cazul modelării geometrice, sistemul de calcul trebuie să determine atât forța haptică de răspuns cât și deplasările punctelor modelului, existând astfel două modele matematice, ceea ce ridică anumite probleme. În schimb, în cazul modelării fizice există un singur model matematic care generează simultan atât forța haptică de răspuns cât și deplasările.

Tehnici de modelare geometrică

Există mai multe tipuri de metode de modelare geometrică, cele mai cunoscute fiind (Sofronia, 2010b):

- Modelarea prin elemente de suprafață (fațete definite prin vârfuri-*vertices*);
- Modelarea prin curbe *spline*;
- Modelarea prin elemente de volum (*voxels*).

În cazul modelării prin elemente de suprafață, vârfurile fațetelor sunt considerate puncte de control, manipularea lor ducând la deformarea modelelor. Forța de reacție poate fi modelată folosind legea lui Hooke, adâncimea de pătrundere fiind calculată pe baza poziției inițiale și finale a celui mai apropiat punct de control față de punctul de contact.

În loc de a controla direct vârfurile modelului, punctele de control sunt atribuite unui grup de vârfuri, obținându-se o deformare mai ușoară și mai lină. În acest caz, deformarea se face după o funcție continuă și netedă (curbă *spline*), care are valori date în punctele de control.

Metodele de mai sus sunt specifice deformării obiectelor. Dacă se dorește modificarea topologiei obiectelor sau modelarea unor obiecte stratificate sau heterogene, aceste metode s-au dovedit a nu fi potrivite (Arbabafti et al., 2011). Pentru modelarea unor obiecte care să îndeplinească aceste condiții, a fost dezvoltată modelarea tip raster prin elemente de volum (*voxels*). Un *voxel* (*volumetric picture element*) este elementul analog într-un spațiu 3D al pixelului din spațiul 2D. Rasterul este format dintr-o rețea matricială de celule volumice de anumite dimensiuni, fiecare celulă având atribuită o valoare numerică.

Tehnici de modelare fizică

Cele mai cunoscute tehnici de modelare fizică utilizate în aplicațiile haptice sunt (Sofronia, 2010b):

- Metoda de modelare Masă-Arc;
- Metoda Elementelor Finite;
- Metoda Elementelor Lungi;
- Metoda Elementelor Finite Extinsă;
- Metode fără rețea de puncte.

Metoda Masă-Arc (*Mass-Spring Method*) constă în împărțirea obiectului modelat într-o rețea de puncte (rețea de tip *mesh*) de o anumită greutate, conectate între ele prin elemente elastice. Această rețea este utilizată pentru a discretiza ecuația de mișcare. Metoda este ușor de implementat și timpul necesar calculului este mic, dar ținând cont de faptul că se iau în calcul doar câte două puncte, apar probleme la modelarea unor obiecte volumice. De asemenea, trebuie determinați coeficienții ecuațiilor prin măsurarea proprietăților materialelor și este dificilă exprimarea unor proprietăți (incompresibilitatea sau anizotropia). Modelele cu coeficienți de elasticitate mari ridică probleme la simulare deoarece au nevoie de un timp de calcul mare. Din aceste considerente, metoda se utilizează mai ales la simularea deformării țesuturilor umane (Cakmak & Kuhnappel, 2000, Montgomery et al., 2003) și a hainelor (Magnenat-Thalmann et al., 2004).

Metoda Elementelor Finite (*Finite Element Method - FEM*) constă în discretizarea volumului obiectului într-un anumit număr de elemente finite, fiecărui element atribuindu-i-se anumite proprietăți. Elementele sunt apoi asamblate, iar modelul astfel obținut este deformat sub acțiunea unor încărcări. Legile mecanicii clasice sunt aplicate fiecărui element, obținându-se un sistem de ecuații ce trebuie rezolvat utilizând algebra liniară. Metoda FEM este utilizată cu precădere în modelarea țesuturilor umane (Hirota et al., 2001). Dezavantajele cele mai importante sunt: timp mare pentru calcule, aplicabilă doar la simularea materialelor cu deformații mici (precum metalele) și dificil de aplicat dacă se schimbă topologia obiectului în timpul simulării. Totuși metoda asigură simulări mai realiste decât metoda Masă-Arc.

Metoda Elementelor Lungi (*Long Element Method - LEM*) este o nouă metodă de modelare utilizată cu precădere pentru simularea țesuturilor umane. Cele două

principii care stau la baza metodei sunt principiul lui Pascal și principiul conservării volumului. Avantajele metodei constau în faptul că parametrii necesari modelării sunt mai ușor de determinat decât la celelalte metode și se obține un sistem de ecuații cu un număr redus de necunoscute, ce conduce la un timp de calcul scăzut. Dezavantajul principal este că nu se poate aplica în cazul deformațiilor mari. Datorită acestor considerente, metoda LEM se utilizează la modelarea țesuturilor umane (Mendoza, Sundaraj, & Laugier, 2003) și a materialelor neomogene sau a celor compozite (Laugier, Mendoza, & Sundaraj, 2001).

Principiul Metodei Elementelor Finite Extinsă (*Extended Finite Element Method - XFEM*), introduse de Moës, Dolbow și Belytschko (1999), constă în aproximarea deplasărilor, în primă fază, fără a se ține cont de discontinuitățile ce pot apărea la deformare. Apoi, peste aceste deplasări sunt suprapuse deplasările cauzate de discontinuitățile ce apar la deformare. Timpul de calcul necesar metodei este mult mai scăzut. Metoda XFEM se utilizează cu precădere la modelarea tăierii țesuturilor (Jerabkova, 2007).

Un alt grup de metode bazate pe legile mecanicii clasice sunt metodele fără rețea de puncte. Obiectul simulat este reprezentat printr-o mulțime de puncte care nu prezintă relații de legătură între ele. Aceste metode permit simularea obiectelor deformabile, incluzând modificarea topologiei și deformații mari (Guo & Qin, 2005), dar timpul de calcul este mai mare chiar decât cel necesar metodei FEM. Metodele se utilizează în special la animarea fenomenelor fizice, la care nu e posibilă existența unei rețele fixe de puncte (de exemplu, la topirea sau combinarea unor fluide sau solide (Keiser, 2006)).

2.2.3 Metode de detectare a coliziunii

Detectarea coliziunii reprezintă procesul prin care obiectele din mediile virtuale sunt verificate pentru a determina dacă și unde vin în contact cu alte obiecte virtuale.

Cerințele necesare pentru un algoritm de detectare a coliziunilor diferă în funcție de aplicație. Caracteristicile importante ce trebuie avute în vedere la dezvoltarea unui astfel de algoritm sunt: resursele hardware disponibile, modul de reprezentare a obiectelor virtuale și simplitatea implementării. O problemă des întâlnită în detectarea coliziunii o reprezintă modificarea topologiei obiectelor.

Metodele de detectare a coliziunii se clasifică în funcție de tipul elementelor modelului care sunt ierarhizate și apoi parcurse pentru determinarea elementului/elementelor care se află în interacțiune cu alte obiecte (Sofronia, 2010b):

- Metodele de ierarhizare prin volume de delimitare;
- Metode stocastice;
- Metoda câmpurilor de distanțe;
- Metoda subdivizării spațiale;
- Metode imagistice.

Metodele de ierarhizare prin volume de delimitare (*Bounding-Volume Hierarchies - BVHs*) s-au dovedit a fi cele mai eficiente abordări pentru detectarea coliziunii. Metodele au fost aplicate frecvent pentru detectarea coliziunii obiectelor rigide. Principiul BVHs este de a împărți într-un mod recursiv primitivele obiectului până când se ajunge într-un punct terminal (numit *leaf*), obținându-se un arbore alcătuit din noduri. De obicei, un punct terminal conține un singur element primitiv. Elementele primitive sunt entități ce se utilizează la reprezentarea grafică a

obiectelor (poligoane, curbe etc.). Volumele care încadrează primitivele se numesc volume de delimitare (*bounding volumes*), având rolul de a aproxima cu un grad mai mic sau mai mare de acuratețe forma primitivei (Frâncu, 2007). De-a lungul timpului au fost propuse o serie de tipuri de volume de delimitare (Teltzrow et al., 2005): sfere, AABBs (*Axis-Aligned Bounding Boxes*), OBBs (*Oriented Bounding Boxes*), k-DOPs (*Discrete Orientation Polytopes*), cochilii sferice sau înfășurători convexe.

La ora actuală metodele stocastice (*Stochastic Methods*) de determinare a coliziunii (ce utilizează teoria probabilităților) au ajuns în centrul atenției cercetătorilor deoarece s-a acceptat îmbunătățirea vitezei algoritmilor de detectare a coliziunii în defavoarea preciziei (Teschner et al., 2005). Metodele stocastice se utilizează cu precădere la simulările în timp real.

Metoda câmpurilor de distanțe (*Distance Fields Method*) constă în împărțirea obiectelor în mai multe câmpuri (Teschner et al., 2005). Pentru fiecare câmp se specifică distanța minimă dintre toate punctele câmpului și o suprafață închisă corespunzătoare acestuia. Pe baza distanțelor (ținându-se cont de semnul acestora) se pot determina punctele care se află în interiorul sau exteriorul câmpului. Evaluarea distanțelor se realizează rapid și independent de geometria obiectului (Kim & Park, 2009). Metoda oferă robustețe detectării coliziunii deoarece divide spațiul în termeni de interior și exterior.

Metoda subdiviziunii spațiale (*Spatial Subdivision Method*) constă în aproximarea modelului printr-o rețea de elemente relativ mici, iar determinarea punctului de contact cu modelul se face în urma parcurgerii fiecărui element al modelului cu ajutorul unei funcții (Teschner et al., 2005). Datorită utilizării unor elemente simplificate, această metodă necesită mai puțin timp de calcul față de metodele BVHs. Un alt avantaj esențial al acestei metode este faptul că algoritmul subdiviziunii nu depinde de modificările din topologia obiectului. Dificultatea majoră ce se întâlnește la implementarea metodei este alegerea formei și a dimensiunilor elementului de bază al rețelei.

Metodele imagistice (*Image-Space Techniques*) lucrează cu proiecții ale obiectelor pentru accelerarea interogărilor necesare detectării coliziunilor (Teschner et al., 2005). Datorită faptului că nu necesită pre-procesare, aceste metode sunt adecvate simulărilor în timp real asupra obiectelor deformabile. Deoarece aceste metode sunt bazate pe reprezentări discretizate ale obiectelor, precizia detectării coliziunilor este influențată de nivelul de discretizare. Un avantaj esențial al acestei metode este faptul că algoritmul subdivizării nu depinde de modificările din topologia obiectului.

2.3 Utilizarea dispozitivelor haptice în aplicațiile biomedicale

2.3.1 Simulatoarele medicale

Simularea reprezintă o tehnică de realizare a experimentelor cu ajutorul calculatorului, implicând utilizarea unor modele matematice sau logice care descriu comportarea sistemului real pe durata unui interval de timp.

Simularea este utilizată în multe contexte, precum modelarea unor sisteme, naturale sau umane, pentru a le înțelege modul de funcționare sau modelarea acestora pentru optimizare, testare, educație sau practică.

Simularea a pătruns și în domeniul medical, în vederea înlocuirii tehnicilor tradiționale de învățare. Aceste tehnici tradiționale constau în (Sofronia, 2010c):

auto-practica (aplicabilă la un număr limitat de proceduri), practica pe pacienți (implică riscuri evidente pentru sănătatea și chiar viața pacientului), practica pe animale (aspecte anatomice diferite) sau practica pe cadavre (accesibilitate limitată, câmp vizual diferit, lipsa caracteristicilor hemodinamice).

Odată cu dezvoltarea realității virtuale, simulatoarele medicale au crescut în realism și performanță. Ținând cont de faptul că simțul tactil este esențial în timpul unei proceduri, dispozitivele haptice au început să fie un element esențial al simulatoarelor medicale.

Avantajele principale ale simulatoarelor medicale sunt (Bradly, 2006, Kunkler, 2006, Sofronia, 2010b, Sofronia, 2010c):

- Oferă posibilitatea simulării unei game largi de situații, de la cele obișnuite până la cele rar întâlnite;
- Oferă posibilitatea conceperii scenariilor în funcție de necesitățile fiecărui student;
- Permite practica repetitivă;
- Se adresează tuturor utilizatorilor, de la cei începători până la cei experimentați;
- Este o formă de învățare mai puțin costisitoare decât cele tradiționale;
- Oferă un mediu de învățare ce nu periclitează sănătatea și viața participanților;
- Oferă standarde pentru evaluarea performanțelor studenților;
- Oferă *feedback* utilizatorilor în vederea creșterii realismului;
- Reprezintă un puternic instrument pentru învățarea noilor tehnici și proceduri sau testarea de noi instrumente.

Totuși, simulatoarele medicale prezintă și unele dezavantaje, cele mai importante fiind (Kunkler, 2006, Sofronia, 2010b, Sofronia, 2010c):

- Relația față în față cu pacientul lipsește;
- Lipsa comunicării, emoțiilor și a *feedback*-ului uman;
- Imposibilitatea dezvoltării abilităților de comunicare și îngrijire a pacienților;
- Simulatoarele actuale nu pot simula toate scenariile sub toate circumstanțele.

În concluzie, combinația dintre practica pe simulatoare și apoi pe oameni este rețeta perfectă pentru o dezvoltare a abilităților medicale într-un mod efektiv, sigur și cu costuri reduse.

O simplă clasificare a simulatoarelor medicale, în funcție de tipul modelelor asupra cărora se exersează procedurile, le împart pe acestea în trei categorii (Kneebone, 2003):

- Simulatoare bazate pe modele fizice: utilizează manechine sau modele ale părților corpului uman pentru exersarea unor proceduri medicale relativ simple;
- Simulatoare bazate pe modele virtuale: utilizează medii virtuale create de un calculator pentru a exersa procedurile medicale;
- Simulatoare hibride: sunt o combinație între cele două tipuri anterioare de simulatoare.

Simulatoarele bazate pe modele virtuale se clasifică la rândul lor în funcție de complexitatea procedurilor simulate în (Kneebone, 2003):

- Simulatoare pentru poziționare precisă: permit exersarea deprinderii de poziționare și manipulare precisă, precum puncția lombară;
- Simulatoare pentru sarcini simple: sunt utilizate pentru exersarea în funcție de mediul virtual proiectat pe calculator a unor sarcini relativ

simple, precum investigarea pe viu a unor organe în cadrul endoscopiei, histeroscopiei sau artroscopiei;

- Simulatoare pentru sarcini complexe: sunt destinate pentru exersarea unor sarcini relativ complexe, precum cele din chirurgia minim invazivă (navigarea instrumentelor, disecție, sutură);
- Simulatoare integrate: permit exersarea unei întregi proceduri prin integrarea mai multor sarcini, precum apendicectomia, histerectomia sau colecistectomia.

În funcție de duritatea țesutului asupra căruia este efectuată procedura, simulările medicale bazate pe modele virtuale pot fi grupate în două categorii:

- Simularea procedurilor medicale efectuate asupra țesuturilor moi;
- Simularea procedurilor medicale efectuate asupra țesuturilor tari.

Această clasificare propusă de către autor își are justificarea în faptul că cele două grupe utilizează metode diferite pentru modelare, vizualizare, detectare a coliziunii și interacțiune haptică. Simulatoarele din prima categorie au cunoscut o dezvoltare mai mare (Montgomery, 2005), principalul domeniu de aplicare fiind chirurgia minim invazivă. Simulatoarele din cea din a doua categorie se află încă în stadiu de cercetare.

2.3.2 Simularea procedurilor efectuate asupra țesutului moale

Motivul pentru care simulatoarele din această categorie sunt mai dezvoltate este faptul că modelarea obiectelor se face de regulă prin elemente de suprafață. Utilizarea acestui mod de reprezentare este o consecință a dezvoltării jocurilor pe calculator, care a condus la creșterea performanțelor adaptoarelor grafice ce devin capabile să redea rapid astfel de reprezentări. Așadar, simulările au fost îndreptate în primă fază spre investigarea endoscopică, palparea manuală și puncții. Mai apoi s-au extins, datorită dezvoltării metodelor de modelare și a algoritmilor pentru modificarea topologiei obiectelor virtuale, la suturi, incizii și chiar întregi proceduri chirurgicale.

Spre deosebire de chirurgia clasică, în care se practică incizii mari care să permită chirurgului un câmp de lucru larg, chirurgia minim invazivă (laparoscopică) are avantajul unor incizii mult mai mici, ceea ce conduce la o recuperare mai rapidă a pacientului. Prin aceste incizii se introduc instrumente medicale speciale, subțiri și lungi pentru a ajunge în profunzime. Instrumentele sunt dotate cu o cameră de luat vederi pentru a transmite imagini pe un monitor, pe baza cărora chirurgii controlează intervenția.

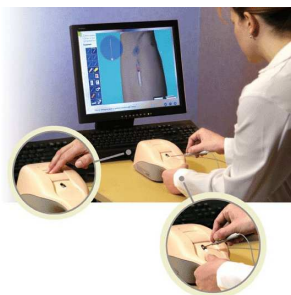
Simulatoarele de realitate virtuală dezvoltate în domeniul chirurgiei minim invazive și-au dovedit deja validitatea și eficiența în procesul de învățare, unele dintre ele fiind deja comercializate și utilizate în universități. Principalele firme care comercializează la ora actuală simulatoare medicale pentru chirurgia minim invazivă sunt: Immersion (SUA), Mentice (Elveția), Surgical Science AB (Suedia), Symbionix Ltd (SUA), VirtaMed (Elveția) și VoxelMan (Germania).

Immersion, firmă ce se descrie ca fiind liderul pieței în ceea ce privește *the science of touch*, comercializează atât simulatoare cât și dispozitive haptice. Immersion vinde la ora actuală două simulatoare (immersion.com): *CAE EndoscopyVR Surgical Simulator* (pentru endoscopia gastrointestinală și brohoscopia) și *Laerdal's Virtual I.V.* (Figura 2.7.a) (pentru exersarea plasării cateterului intravenos).

Mentice este o corporație din Suedia care dezvoltă simulatoare medicale. Cel mai cunoscut produs al lor este *MIST (Minimally Invasive Surgical Trainer)* (Figura 2.7.b), introdus la mijlocul anilor '90 și care a devenit cel mai vândut sistem. Mentice mai comercializează (mentice.com): sistemele *VIST (Vascular Intervention Simulation Trainer)* și *C-VIST* (variante portabilă a precedentului) pentru exersarea procedurilor specifice chirurgiei vasculare și sistemele *Xitact ITP* și *IHP* pentru exersarea investigațiilor endoscopice din domeniul laparoscopiei, ginecologiei, artroscopiei și chirurgiei cardiace.

Surgical Science AB este o corporație din Suedia care oferă la ora actuală următoarele sisteme (surgical-science.com): simulatorul *EndoSim* pentru exersarea endoscopiei și familia de simulatoare *LapSim* pentru chirurgia laparoscopică. Sistemele *LapSim* sunt destinate atât învățării unor sarcini comune laparoscopiei cât și unora specifice procedurilor din această categorie. În prima categorie se regăsesc: *LapSim Basic Skills* (Figura 2.7.c) (realizarea de incizii, disecții, suturi, navigarea camerei de luat vederi sau a instrumentelor medicale etc.), *LabSim Camera Anatomy* (investigarea aspectelor anatomice cu ajutorul camerei de luat vederi) și *LabSim Suturing & Anastomosis* (realizarea de diferite tipuri de suturi). Cea de-a doua categorie cuprinde: *LapSim Cholecystectomy* (exersarea colecistectomiei), *LapSim Hysterectomy* (exersarea histerectomiei), *LapSim Appendectomy* (exersarea apendicectomiei).

Simbionix Ltd. comercializează o gamă largă de simulatoare pentru diverse proceduri din cadrul chirurgiei minim invazive, printre care (simbionix.com): proceduri laparoscopice (*LAP Mentor*), proceduri endovasculare (*ANGIO Mentor*), endoscopie (*GI Mentor*), bronhoscopie (*BRONCH Mentor*), endourologie (*URO Mentor*), histeroscopie (*VirtaMed HystSim*) și artroscopia (*ARTHRO Mentor* (Figura 2.7.d)).



a)



b)



c)



d)

Figura 2.7. Simulatoare comerciale pentru chirurgia minim invazivă
a) Laerdal's Virtual I.V.; b) MIST; c) LapSim Basic Skills; d) ARTHRO Mentor.

VoxelMan comercializează un singur simulator pentru chirurgia minim invazivă, și anume *VoxelMan Sinus* (voxel-man.de) destinat examinării endoscopice a sinusului (endoscopia nazală).

VirtaMed pune la dispoziție un număr de trei simulatoare pentru exersarea unor proceduri specifice chirurgiei minim invazive. Procedurile avute în vedere sunt (virtamed.com): histerectomia (*HystSim – Virtual Reality Simulator for Hysteroscopy*), rezecția prostatei (*TURPSim – Virtual Reality Simulator for TURP*) și artroscopia (*ArtroS – Virtual Reality Simulator for Arthroscopy*).

Până a fi acceptate de către chirurghi în cadrul procesului de învățare, simulatoarele au fost supuse unor numeroase studii. Pe lângă dezvoltarea unui simulator realist din punct de vedere vizual și haptic, necesar pentru exersarea procedurii, trebuie dezvoltate și o serie de aspecte didactice în vederea integrării simulatorului în procesul didactic de specialitate. Majoritatea studiilor pentru validarea simulatoarelor au fost îndreptate către aspectul didactic, către capacitatea acestora de a îmbunătăți eficiența procesului de învățare. Rezultatele obținute au demonstrat validitatea standardelor utilizate pentru măsurarea performanțelor (Carter et al., 2005, Patel et al., 2006), îmbunătățirea abilităților (van Dongen et al., 2005, Patel et al., 2006) și capacitatea de transfer a abilităților între simulator și sala de operație (Larsen, et al., 2009).

Pe lângă simulatoarele pentru chirurgia minim invazivă, în această categorie se mai întâlnesc și o serie de simulatoare dezvoltate în centre universitare și destinate unor abilități generale, precum palparea, incizia, sutura și inserarea acelor.

Inserarea acelor este întâlnită într-o gamă largă de proceduri, de la o simplă recoltare de sânge (puncția venoasă) până la puncția lombară. Un astfel de simulator este *Virtual Veins*, destinat puncției venoase, la care novicele simte haptic rezistența la pătrunderea în diferite materiale (Smith & Todd, 2007). De cele mai multe ori inserarea acelor este însoțită de palparea zonei în vederea recunoașterii elementelor anatomice. Acest fapt a stat la baza dezvoltării de către Ullrich (2012) a unui simulator pentru anestezie ce are în componență două dispozitive haptice, unul destinat palpării și unul anesteziei. Studiul realizat de către acesta a dezvăluit importanța interacțiunii bimanuale în cadrul simulatoarelor medicale.

Incizia și sutura reprezintă etape comune oricărei intervenții chirurgicale. Față de palpate și puncție, simularea acestor etape implică modificări ale topologiei modelului, ce ridică unele probleme din punctul de vedere al timpului de calcul. Însă odată cu dezvoltarea metodelor de modelare (vezi 2.2.2), simularea acestora a fost posibilă. Spre exemplu, Metoda Elementelor Finite Extinse a fost utilizată de către Jerabkova (2007) în dezvoltarea unui simulator pentru exersarea inciziilor, iar Metoda Masă-Arc de către Lian și Chen (2006) pentru exersarea suturii.

2.3.3 Simularea procedurilor efectuate asupra țesutului tare

Prin raportare la simulatoarele destinate procedurilor efectuate asupra țesuturilor moi, se poate afirma că cele din categoria de față sunt încă la începutul dezvoltării. Deși există o serie de simulatoare valide pentru anumite proceduri, acestea nu au pătruns în sistemul educațional. O posibilă cauză ar fi faptul că au pătruns de un timp relativ scurt în atenția cercetătorilor, fiind limitate de resursele hardware. Însă creșterea performanțelor resurselor hardware a făcut posibilă și modelarea interiorului obiectelor virtuale, nu doar a exteriorului. Prin utilizarea elementelor de volum (*voxels*), se poate realiza modelarea unor structuri

heterogene și simularea îndepărtării de material. Modele virtuale se obțin direct din datele pacientului, prin prelucrarea imaginilor obținute din tomografiile computerizate sau de rezonanță magnetică.

Frezarea, găurirea și debitarea cu ferăstrăul reprezintă principalele operații din cadrul procedurilor medicale efectuate asupra țesuturilor tari (oase, dinți). Majoritatea cercetărilor din această categorie au fost îndreptate către frezare și găurire, deoarece acestea necesită trei grade de libertate pentru forța de răspuns. Debitarea cu ferăstrăul a ajuns în atenția cercetătorilor odată cu dezvoltarea dispozitivelor haptice cu șase grade de libertate pentru reacție. Un alt considerent pentru care s-a pus accent pe frezare și găurire este faptul că instrumentele medicale din aceste categorii pot fi approximate cu o sferă, detectarea coliziunii acesteia cu mediul virtual fiind una dintre cele mai avantajoase metode de ierarhizare prin volume de delimitare din punct de vedere al timpului de calcul.

Domeniile în care se regăsesc aceste operații și pentru care au fost dezvoltate simulatoare sunt: medicina dentară (Kim & Park, 2009, Forsslund, Sallnas, & Palmerius, 2009), chirurgia ortognatică (Morris et al., 2005, Kusumoto et al., 2006, Wang et al., 2008), craniană (Morris et al., 2004, Agus, 2004, Petersik, Pflusser et al., 2007) și ortopedică (Hsieh, Tsai, & Yeh, 2006, Tsai, Hsieh, & Tsai, 2007). Majoritatea acestor simulatoare utilizează reprezentarea pe bază de elemente de volum pentru modelarea țesuturilor, însă există și câteva încercări de utilizare a elementelor de suprafață, în special datorită timpului de calcul scăzut (Wang et al., 2008).

Deoarece modelarea prin elemente de volum nu conține suprafața explicită a obiectului, aceasta trebuie calculată în vederea producerii imaginii obiectului, ceea ce duce la creșterea timpului de calcul. Cele mai des utilizate metode sunt: *ray-casting* (Petersik et al., 2007, Forsslund, Sallnas, & Palmerius, 2009), *marching cubes* (Eriksson, Flemmer, & Wikander, 2005) și *3D texture mapping* (Acosta & Liu, 2007).

Ținând cont că este necesară calcularea suprafeței obiectelor virtuale, detectarea coliziunii trebuie să fie cât mai eficientă din punct de vedere al timpului de calcul. Pe lângă utilizarea unor metode deja consacrate (metodele de ierarhizare prin volume de delimitare (Forsslund, Sallnas, & Palmerius, 2009) și metoda câmpurilor de distanțe (Kim & Park, 2009)), au fost dezvoltate o serie de noi metode de detectare a coliziunii bazate pe reprezentarea instrumentului medical sub forma unui nor de puncte (Morris et al., 2004, Petersik et al., 2007).

Un pas important în dezvoltarea simulatoarelor destinate îndepărtării de țesut tare a fost făcut de McNeely, Puterbaugh și Troy (1999) care au dezvoltat așa numita metodă *voxmap point-shell* de interacțiune haptică cu obiecte modelate prin elemente de volum (Figura 2.8). Aceștia sugerează utilizarea unui nor de puncte pentru obiectul mobil (*point shell*, alcătuit din puncte aflate pe suprafața obiectului și normalele corespunzătoare acestora orientate către interior) și o rețea de elemente de volum pentru obiectele statice (*voxmap*). Detectarea coliziunii constă în parcurgerea rețelei și detectarea elementelor în care se găsesc puncte ale suprafeței obiectului mobil. În cazul în care un punct se află în interiorul unui element de volum, se calculează distanța d de la punct la planul tangent al elementului, plan ce trece prin centrul elementului a cărui normală coincide cu normala atașată punctului. Fiecare punct aflat în coliziune cu obiectul static contribuie la forța totală cu o forță proporțională cu distanța de pătrundere. Metoda a cunoscut numeroase modificări, spre exemplu cea propusă de către Acosta și Liu (2007) pentru simularea găuririi, prin introducerea unei noi metode de calcul al distanței de pătrundere în

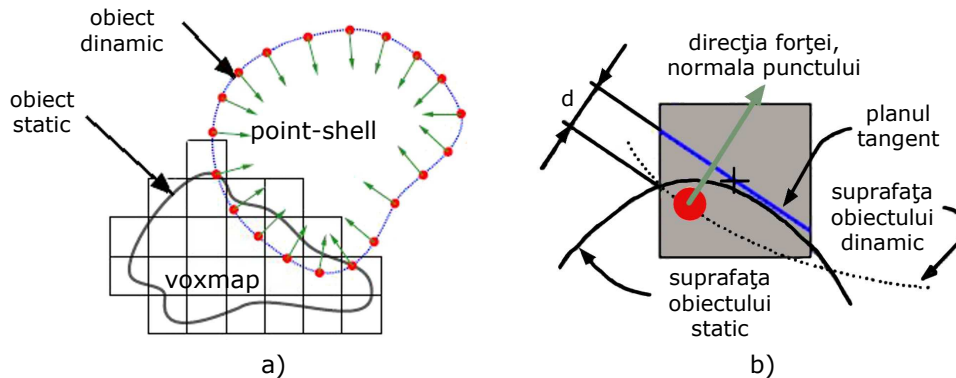


Figura 2.8. Metoda *voxmap point-shell* (McNeely, Puterbaugh, & Troy, 1999)

a) reprezentarea obiectului static și a celui dinamic; b) determinarea distanței de pătrundere și a direcției forței.

vederea eliminării discontinuităților din cadrul forței, ce apar în unele situații particulare.

Pornind de la metoda *voxmap point-shell*, Petersik et al. (2007) au dezvoltat metoda *multi-point sampling* (Figura 2.9) pe care au utilizat-o în cadrul unui simulator haptic pentru chirurgia craniană. Modul de reprezentare a obiectului static și a celui dinamic este menținut, însă apar modificări în ceea ce privește calculul forței de răspuns. Aceasta este proporțională, pentru un punct al suprafeței dinamice, cu distanța parcursă de la punct pe direcția normalei acestuia până la intersecția cu suprafața obiectului fix. Și această metodă a fost supusă unor îmbunătățiri, spre exemplu cea realizată de către Osorio (2008), care reduce timpul de calcul prin detectarea coliziunilor numai în cazul în care există diferențe în cadrul volumului obiectului static între două iterații succesive ale buclei haptice. Acesta sugerează de asemenea două tehnici de implementare a metodei, în funcție de modul în care este discretizată freza: de-a lungul axei de simetrie și la nivelul suprafeței.

Metoda *multi-point sampling* prezintă și o serie de dezavantaje, precum cele dezvăluite de către Morris (2006): îndepărtare de material necorespunzătoare în cazul rezoluției mari a rețelei de elemente de volum, timp de calcul ridicat pentru determinarea distanței de pătrundere, imposibilitatea obținerii unei forțe mari datorită discontinuităților forței ca urmare a distanței relativ mari între punctele de pe suprafața obiectului dinamic.

Pentru eliminarea acestor limitări, Morris (2006) a dezvoltat metoda *volumetric sampling* (Figura 2.10), în care atât obiectul dinamic cât și cel static sunt reprezentate prin rețele de elemente de volum (cu observația că rețeaua dinamică are o rezoluție mai mare decât cea statică). Detectarea coliziunii constă în găsirea acelor elemente de volum ale obiectului dinamic care se găsesc în interiorul elementelor obiectului static. Fiecare din aceste elemente contribuie la forța totală de răspuns haptic cu o forță orientată înspre centrul obiectului static (în cazul de față o freză sferică).

Kim și Park (2009) utilizează metoda câmpurilor de distanțe (vezi 2.2.3) în cadrul unui simulator pentru exersarea realizării implanturilor dentare. Aceștia reprezintă suprafața osului sub forma unui nor de puncte și instrumentul medical sub forma unui câmp de distanțe (Figura 2.11). Avantajul principal al acestei metode este faptul că se poate utiliza pentru instrumente de diferite geometrii.

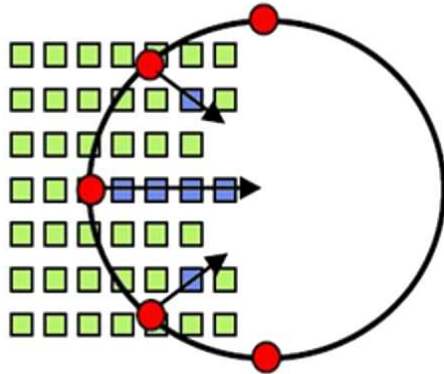


Figura 2.9. Metoda *multi-point sampling* (Morris, 2006)
 Legendă: roșu – norul de puncte; verde – elemente de volum; albastru – elemente de volum care contribuie la calculul forței.

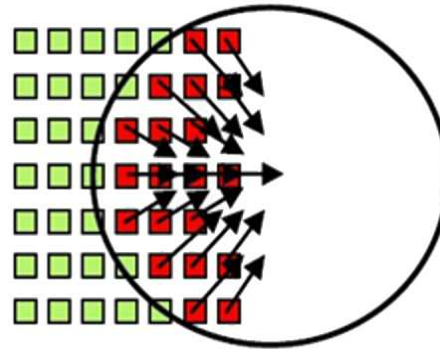


Figura 2.10. Metoda *volumetric sampling* (Morris, 2006)
 Legendă: verde – elemente de volum; roșu – elemente de volum care contribuie la calculul forței.

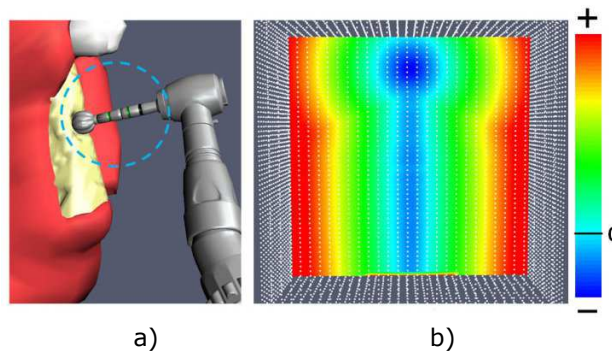


Figura 2.11. Metoda câmpurilor de distanțe (Kim & Park, 2009)
 a) modelul instrumentului medical; b) secțiune prin câmpul de distanțe atașat instrumentului medical împreună cu legenda culorilor.

Una dintre problemele discutate în literatura de specialitate, legate de simulatoarele medicale din ambele categorii, este determinarea nivelului minim de realism pentru care se obține o învățare eficientă. Unii autori își îndreaptă cercetarea pe dezvoltarea de simulatoare care să se plieze pe cerințele și lipsurile sistemului educațional, pe când alții caută să obțină un sistem vizual și haptic cât mai apropiat de realitate. Dezvoltarea unui simulator care să se adreseze ambelor cerințe este la ora actuală încă la nivel de provocare (Löwquist et al., 2011).

Câteva dintre modelele matematice pentru calculul *feedback*-ului coliziunii utilizate în cadrul simulatoarelor sunt bazate pe: procesul tehnologic de aşchiere, teoria contactului elastic a lui Hertz, teorema impulsului și legea frecării uscate a lui Coulomb.

Teoria lui Hertz este utilizată de către Agus (2004) pentru modelarea forței de răspuns haptic al interacțiunii os-freză sferică din cadrul intervenției chirurgicale la nivelul osului temporal. Parametrii modelului sunt determinați în urma încercărilor experimentale. Tot în cazul îndepărtării de material osos prin frezare sferică, Wang et al. (2008) propun utilizarea teoremei impulsului și legea frecării uscate a lui

Coulomb. Datorită asemănării dintre instrumentele medicale utilizate la îndepărtarea țesutului tare și sculele de așchiere, teoria procesului de așchiere a început să stea la baza modelării forței de răspuns haptic. Astfel că Hsieh, Tsai și Yeh (2006) au dezvoltat un simulator pentru debitare cu un ferăstrău electric cu mișcare de rotație alternativă în cadrul chirurgiei ortopedice. Însă modelul propus de aceștia nu ține cont de influența unor parametri specifici procesului, precum: unghiul de atac, viteza de așchiere și avansul. Un model mult mai complex a fost dezvoltat de către Arbabtafti et al. (2011) pentru frezarea sferică. Aceștia au ținut cont de majoritatea parametrilor procesului și au realizat încercări experimentale pentru determinarea coeficienților modelului.

În vederea creșterii realismului, simulatoarele mai prezintă, pe lângă îndepărtarea materialului, și unele operații sau efecte secundare conexe acestuia, precum: răcirea debitării (Agus, 2004), eliminarea surplusului de apă (Agus, 2004), modelarea așchiilor rezultate (Agus, 2004, Morris et al., 2004), vibrațiile instrumentului medical (Kusumoto et al., 2006, Petersik et al., 2007) și modificarea sunetului (Morris et al., 2004, Eriksson, Flemmer, & Wikander, 2005, Kusumoto et al., 2006).

Unele dintre rezultatele obținute în cercetările științifice au fost concretizate în cadrul unor simulatoare medicale comerciale, precum (Figura 2.12): FS-Wisdom (forsslundsystems.se) pentru exersarea extracției măselei de minte și VOXEL-MAN Tempo și Dental (voxel-man.de) pentru simularea unor proceduri din chirurgia craniană și respectiv medicina dentară.

2.3.4 Limitările simulatoarelor și cerințe de viitor

Ținând cont de subcapitolele anterioare, se poate afirma că limitările simulatoarelor actuale sunt (Sofronia, 2010c):

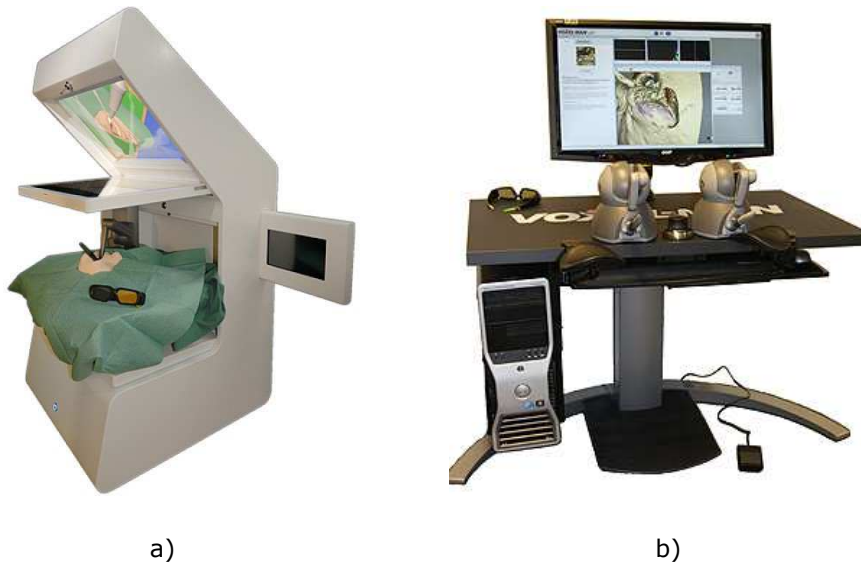


Figura 2.12. Simulatoare comerciale pentru îndepărtarea țesutului tare
a) FS-Wisdom; b) VOXEL-MAN Tempo.

- Calitatea simulatoarelor depinde de gradul de complexitate și de cel de realism ale simulării, precum și de performanțele de viteză, de stocare și de acces ale sistemului;
- Numărul simulatoarelor în uz pentru anumite domenii (de exemplu chirurgia clasică) este redus;
- Simulatoarele tind să se grupeze într-un număr limitat de aplicații (de exemplu chirurgia minin invazivă), datorită metodelor existente pentru modelare și detectarea coliziunii.

Astfel se pot formula următoarele cerințe pentru viitor (Sofronia, 2010c):

- Dezvoltarea unor metode care să asigure un raport complexitate/stabilitate satisfăcător;
- Dezvoltarea de simulatoare pentru îndepărtarea de țesut tare, în special prin debitare cu ferăstrăul.

2.4 Chirurgia ortognatică – domeniu de interes pentru dezvoltarea simulatoarelor medicale

2.4.1 Chirurgia ortognatică

Chirurgia ortognatică reprezintă o ramură a chirurgiei ce se ocupă cu corectarea anomaliilor maxilo-faciale, mai precis cu corectarea poziției oaselor maxilare (Reyneke, 2003). În general, chirurgia ortognatică nu se referă la o chirurgie estetică, ci la una funcțională. Tehnicile chirurgicale se bazează pe fracturarea osului (osteotomie), plasarea lui în poziția corectă și fixarea osului cu ajutorul plăcuțelor de osteosinteză.

De obicei chirurgia ortognatică vine în completarea tratamentului ortodontic (când acesta nu dă rezultate sau când anomalia este prea severă), fiind necesară o bună colaborare între cei doi specialiști (ortodontul și chirurgul).

În general, pregătirea procedurilor ortognatice începe cu îndreptarea dinților cu ajutorul unui aparat dentar. După ce dinții au fost îndreptați este planificată operația. Întreaga procedură este realizată complet în interiorul gurii, nelăsând cicatrici pe fața pacientului. Procedura chirurgicală constă în realizarea unor incizii în maxilar, fracturarea acestuia și plasarea în poziție corectă. După alinierea corespunzătoare, șuruburi și plăcuțe de osteosinteză sunt utilizate pentru fixare. În unele cazuri este nevoie de un surplus de os pentru fixare recoltat de la același pacient. În alte cazuri se utilizează fire chirurgicale pentru a fixa oasele; acestea sunt îndepărtate după vindecare. După vindecare, pacientul se întoarce la medicul ortodont pentru a finaliza alinierea dinților. Întreg procesul ortognatic durează între 12 și 24 luni.

În funcție de localizare, chirurgia ortognatică se clasifică în trei categorii (Reyneke, 2003):

- Chirurgie maxilară;
- Chirurgie mandibulară;
- Chirurgie bimaxilară.

În Figura 2.13 (Gerresen et al., 2008) sunt prezentate cele mai utilizate proceduri ale chirurgiei ortognatice:

- A. Osteotomia sagitală bilaterală;
- B. Genioplastia;
- C. Osteotomia maxilară (sau osteotomia Le Fort I).

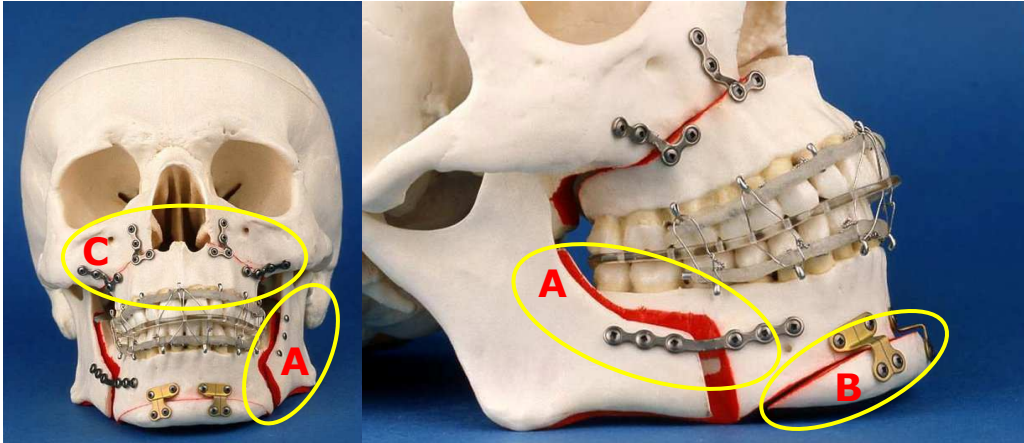


Figura 2.13. Principalele proceduri ale chirurgiei ortognatice.
A) osteotomia sagitală bilaterală; B) genioplastia; C) osteotomia maxilară.

În cadrul chirurgiei ortognatice, au fost dezvoltate o serie de simulatoare de realitate virtuală, însă acestea sunt destinate planificării (Aoki et al., 2001, Xia, et al., 2001, Sohmura et al., 2004). Principalele funcții ale acestora sunt (Aoki et al., 2001): debitarea modelului, relocarea și mobilizarea segmentelor osoase, analiza cefalometrică și modelarea țesutului moale în vederea vizualizării posibilelor rezultate.

2.4.2 Osteotomia sagitală bilaterală

Una dintre cele mai utilizate proceduri din cadrul chirurgiei ortognatice este osteotomia sagitală bilaterală. Avantajul major al acestei proceduri în raport cu celelalte constă în faptul că permite atât deplasări în direcție posterioară cât și în direcție anterioară ale mandibulei (Ylikontiola, 2002).

Conform lui Ylikontiola (2002) osteotomia sagitală bilaterală a fost introdusă de către Schuchardt în 1942, însă variantele actuale au ca bază descrierile lui Obwegeser și Trauner din 1957. Procedura a fost supusă unei serii de modificări cu scopul de a elimina unele dintre dezavantaje. Cele mai cunoscute dintre aceste modificări sunt cele efectuate de către Dal Pont în 1961, Hunsuck în 1968, Gallo în 1976 și Epker în 1977. Dintre toate, cea mai utilizată variantă este cea dezvoltată de Obwegeser și Trauner și modificată de Dal Pont (Gerressen et al., 2006).

Procedura constă în următoarele etape (Reyneke, 2003, Kuhlen, Gerressen, & Fries, 2008, Bucur, 2009):

- Anestezia generală a pacientului;
- Înlăturarea țesuturilor moi din regiunea corpului și a ramului mandibulei;
- Realizarea liniei osteotomiei cu ajutorul unui ferăstrău electric cu mișcare liniar alternativă sau a unui burghiu Lidemann;
- Fracturarea mandibulei prin rotirea relativă a două dălți introduse în spațiul liber rezultat în urma etapei precedente;
- Deplasarea relativă a celor două părți obținute în urma ruperii (segmental distal și cel proximal) în vederea eliminării anomaliei maxilo-faciale;

- Fixarea oaselor cu ajutorul plăcuțelor de osteosinteză sau a firelor chirurgicale;
- Sutura inciziei.

În Anexa 1 se găsesc exemplificate etapele procedurii precum și instrumentele utilizate. Imaginile fac parte dintr-o înregistrare video a procedurii efectuată asupra unei mandibule recoltată de la un cadavru. Înregistrarea a fost realizată în cadrul *Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie a Universitätsklinikum Aachen*. De notat că unele din etapele mai sus enunțate lipsesc din cauza exemplificării metodei pe o mandibulă recoltată și nu pe un pacient (în vederea unei observări mai bune a elementelor esențiale ale procedurii).

Linia de osteotomie (Figura 2.14) se compune din trei segmente:

- Segmentul orizontal: o linie orizontală pe fața internă a ramului mandibulei, poziționată între incizura mandibulei și gaura mandibulei (gaura de intrare a nervului inferior alveolar);
- Segmentul sagital: de-a lungul crestei temporale și a liniei oblice ale mandibulei;
- Segmentul vertical: o linie verticală în corpul mandibulei situată între primul și al doilea molar.

Deoarece permite deplasări ale mandibulei atât pe direcție posterioară cât și anterioară, osteotomia sagitală bilaterală este utilizată în tratarea (Figura 2.15):

- Retrognatismului: în vederea extinderii mandibulei prin deplasarea anterioară a segmentului distal;
- Prognatismul: în vederea reducerii mandibulei prin deplasarea posterioară a segmentului distal; în acest caz o bucată din os este îndepărtată.

Deși este o procedură des utilizată și a fost îndelung studiată și modificată, osteotomia sagitală bilaterală prezintă o serie de complicații, precum (Ylikontiola, 2002): lezarea nervului alveolar inferior, fracturări greșite ale mandibulei, deplasarea postoperatorie a segmentului distal, infecții, malocluzie etc. Majoritatea acestor complicații apar în urma unor erori în timpul realizării liniei osteotomiei și a fracturării mandibulei (vezi 5.2).

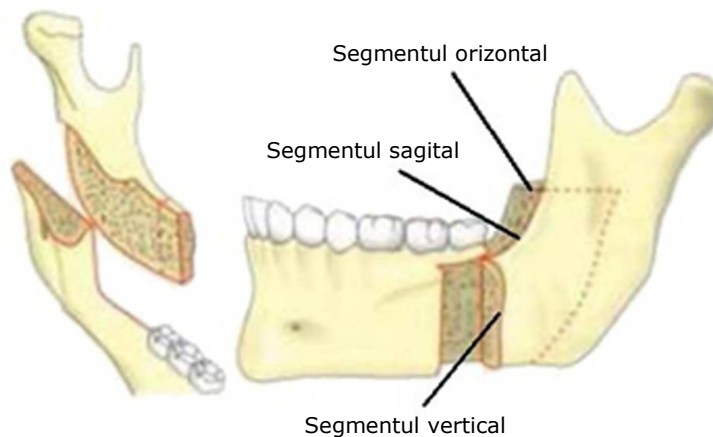


Figura 2.14. Linia de osteotomie (Schwenzer & Ehrenfeld, 2005)

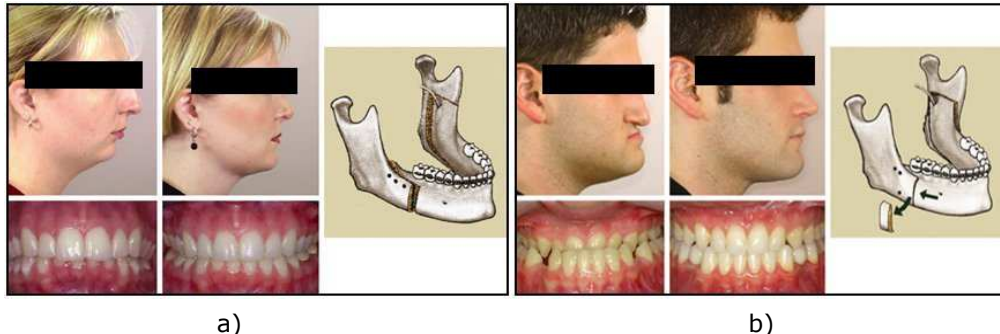


Figura 2.15. Scopul osteotomiei sagitale bilaterale (Sarver, 2000)
a) tratarea retrognatismului; b) tratarea prognatismului.

La ora actuală exersarea procedurii constă în practică pe cadavre sau pacienți. Prima alternativă implică costuri ridicate și nu este tot timpul disponibilă, pe când cea de-a doua alternativă poate periclita sănătatea pacientului. Din aceste considerente, dezvoltarea unui simulator care să permită exersarea celor două etape esențiale ale procedurii este necesară.

2.4.3 Mandibula – elemente de anatomie și biomecanică

Mandibula sau maxilarul inferior este un os median și nepereche situat în partea inferioară a feței. Mandibula este alcătuită din (Papilian, 2003):

- Corpul mandibulei, sub formă de potcoavă;
- Ramurile mandibulei, două porțiuni în formă de lame patruleterale îndreptate oblic în sus și înapoi;
- Procesul condilian, care se articulează cu osul temporal formând articulația temporomandibulară;
- Procesul coronoidian, de care sunt atașați mușchii masticatori;
- Procesul alveolar, care conține dinții mandibulei.

Pentru mai multe detalii privind structura exterioară a mandibulei a se vedea Anexa 2.

Fiecare din cele două jumătăți ale mandibulei este străbătută de canalul mandibulei care conține mănunchiul vasculonervos alveolar inferior (Papilian, 2003): artera și vena alveolară inferioară și nervul alveolar inferior. Canalul începe de la gaura mandibulară și se termină cu două ramuri, una care iese prin gaura mentonieră (canalul mental sau mentonier), iar cealaltă ramură se termină sub rădăcina dinților incisivi (canalul incisivi).

Lezarea nervului alveolar inferior la nivelul canalului mentonier este una dintre complicațiile cele mai frecvent întâlnite ale osteotomiei sagitale bilaterale (Ylikontiola, 2002), efectele cuprinzând înțepături, furnicături, amorțeli sau chiar paralizie la nivelul buzei inferioare și a bărbiei. În vederea evitării complicațiilor, traseul canalului mentonier a fost îndelung studiat. Pentru evitarea lezării nervului, procedura suferă mici modificări (la nivelul de traiectorie a liniei osteotomiei) în funcție de traseul canalului mentonier mandibular al pacientului. O primă clasificare a traseului canalului (Figura 2.16) a fost realizată de Carter și Keen (1971) în urma analizei a opt mandibule recoltate de la cadavre. Studiul a fost extins de Nortje, Farman și Grotepass (1978), care au evaluat un număr de 3612 radiografii. Studiul

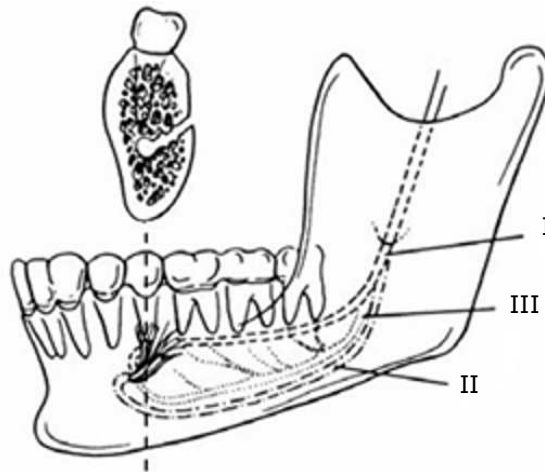


Figura 2.16. Traseul canalului mentonier al mandibulei (Ylikontiola, 2002)

I. Traseu situat în apropierea procesului alveolar; II. Traseu situat în apropierea marginii inferioare a corpului mandibulei; III. Traseu situat în apropierea marginii inferioare a corpului mandibulei ce prezintă mici ramificații către molari.

acestora a arătat că 47% din subiecți au prezentat un canal situat în apropierea procesului alveolar (la 2mm de apexul primului și al celui de al doilea molar), 49% un canal situat în apropierea marginii inferioare a corpului mandibulei, 3% un canal intermediar. Restul de subiecți nu au putut fi încadrați în nici una din aceste categorii, prezentând ramificații anormale ale canalului sau chiar lipsa parțială a acestuia. Studii mai noi (Kieser, Paulin, & Law, 2004, J. Kieser, D. Kieser, & Hauman, 2005) atestă prezența canalului mentonier în apropierea marginii inferioare a corpului mandibulei (cu o probabilitate de aproximativ 70%). Pe lângă traseul canalului, și diametrul acestuia prezintă interes. Conform studiului realizat de Zachow și ceilalți (2006), diametrul interior al canalului este în medie de 1.8mm.

Planificarea traseului liniei osteotomiei în funcție de particularitățile fiecărui pacient este esențială. Însă de o deosebită importanță este și adâncimea de penetrare, aceasta influențând modul de fracturare a mandibulei. În timpul procedurii, decizia privind adâncimea de debitare se ia în funcție de reacția simțită la trecerea dintre cele două zone ale țesutului osos.

Țesutul osos propriu-zis (Figura 2.17) se prezintă sub două aspecte (Papilian, 2003):

- Substanța compactă: omogenă, dură, formată din lame osoase alăturate, fără a delimita cavități intermediare;
- Substanța spongioasă: are aspectul unui burete, alcătuită tot din lame osoase, însă acestea sunt orientate în sensuri diferite, întretându-se în anumite puncte și delimitând o serie de cavități în care se află măduva osoasă.

Atât debitarea liniei osteotomiei cât și fracturarea mandibulei sunt influențate de proprietățile mecanice ale celor două structuri osoase. Deși există un număr mare de studii care se ocupă cu determinarea proprietăților mecanice ale oaselor, doar câteva s-au îndreptat către osul mandibulei, din cauza dificultății obținerii probelor de testare conform majorității standardelor de încercări experimentale.

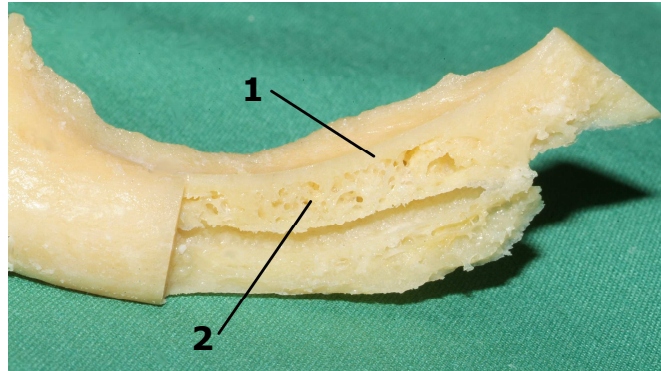


Figura 2.17. Structura osului (exemplificare pe segmentul distal obținut în urma unei osteotomii)

1. Substanța compactă; 2. Substanța spongioasă.

În cazul osului compact s-a constatat că proprietățile diferă atât în funcție de direcția de încercare cât și în funcție de regiunea din structura mandibulei. Majoritatea studiilor atestă faptul că mandibula este mai rigidă pe direcție longitudinală decât pe direcție radială și tangențială, cel mai probabil deoarece lamelele structurii sunt orientate după această direcție (Van Eijden, 2000, Nomura, Gold, Powers, Shingaki, & Katz, 2003).

Unul dintre cele mai extinse studii este cel realizat de către Schwartz-Dabney și Dechow (2003) care au determinat pentru un număr mare de probe din diferite regiuni ale mandibulei (atât pentru zona linguală, cât și pentru zona facială) următoarele proprietăți: densitatea, grosimea, direcția de maximă rigiditate, modulul de elasticitate longitudinal, modulul de elasticitate transversal și coeficientul lui Poisson. Datele obținute pentru cele trei zone specifice liniei osteotomiei sunt redate în Tabelul 2.1. Direcțiile de măsurare a proprietăților sunt: 1- axa de-a lungul grosimii probei, 2- axa de minimă rigiditate (perpendiculară pe axa de maximă rigiditate) și 3- axa de maximă rigiditate (Figura 2.18).

În cazul osului spongios, conform cu Van Eijden (2000), în literatura de specialitate este raportată o gamă largă de valori pentru modulul de elasticitate transversal (între 0.76 și 20 GPa). Acest fapt se datorează variației zonei de recoltare a probelor, a metodelor folosite pentru măsurare, a densității și orientării lamelelor structurii spongioase. Și în această situație, numărul de studii referitoare la proprietățile mecanice ale osului spongios din cadrul mandibulei este limitat. De menționat este studiul realizat de O'Mahony și colaboratorii (2000), care demonstrează caracterul anisotrop al osului spongios. Au fost obținute valori pentru modulul de elasticitate longitudinal de 907 MPa în direcția mezial-distal, 511 MPa în direcția bucal-lingual și 114 MPa în direcția inferior-superior.

Tabelul 2.1. Modulele de elasticitate ale structurii compacte pentru cele trei zone ale liniei osteotomiei (Schwartz-Dabney & Dechow, 2003)

Segment	E_1 [GPa]	E_2 [GPa]	E_3 [GPa]	G_{12} [GPa]	G_{31} [GPa]	G_{23} [GPa]
Orizontal	12.75	17.5	24.23	4.92	5.23	7.15
Sagital	13.2	18.77	23.83	5.08	5.58	7.57
Vertical	13.32	17.88	24.12	5.17	5.73	7.75

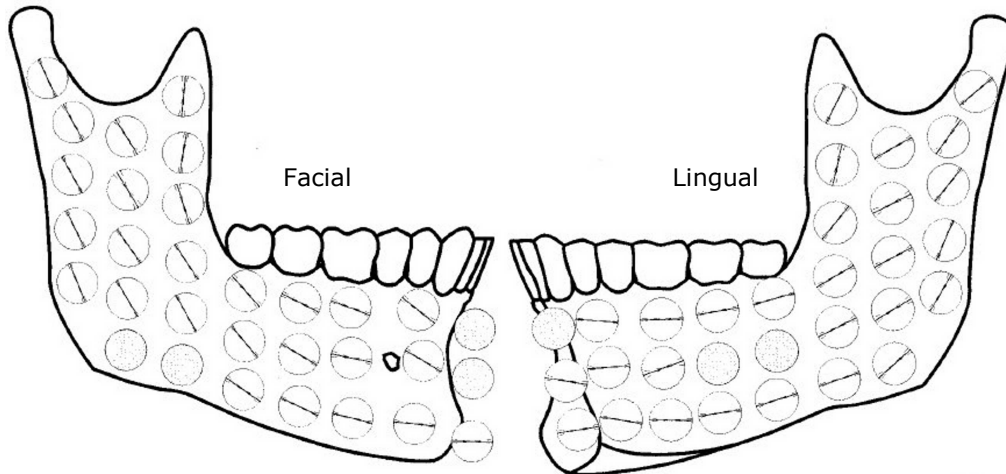


Figura 2.18. Orientarea axei de maximă rigiditate (Schwartz-Dabney & Dechow, 2003)

2.5 Metode de cercetare în proiectarea simulatoarelor

Odată cu creșterea performanțelor resurselor hardware ale calculatoarelor și cu dezvoltarea realității virtuale, au început să fie realizate tot mai multe simulatoare medicale. În vederea atingerii scopului propus, înlocuirea parțială sau totală a tehnicilor tradiționale de învățare, simulatoarele trebuie proiectate astfel încât să asigure validitatea conținutului și un proces de învățare eficient. Pentru îndeplinirea acestor condiții trebuie pus un accent deosebit asupra etapei de proiectare, în care procedura ce se dorește a fi simulată este analizată și sunt determinate cerințele impuse simulatorului. Câteva metode, precum descompunerea ierarhică, grafurile de instrucție sau analiza mișcării, sunt deja utilizate în etapa de proiectare a simulatoarelor medicale (Knott, Ullrich, & Kuhlen, 2011).

Un simulator valid ar trebui să integreze și posibilele complicații care pot apărea în timpul procedurii. De multe ori însă creșterea realismului simulării aduce cu sine și o creștere a timpului de calcul, care este o problemă pentru capacitățile hardware curente. Datorită acestui fapt, doar complicațiile cele mai importante trebuie avute în vedere.

Este cunoscut faptul că oamenii au o capacitate redusă de atenție. Gallagher și colaboratorii (2005) descriu impactul capacității de atenție asupra învățării unor abilități complexe. Dacă un novice este pus să exerseze o procedură complexă fără a avea însușite în prealabil abilitățile de bază, atenția îi va fi îndreptată în special către activitatea psihomotorie, pentru orientarea în spațiu și pentru luarea deciziilor. Datorită acestui fapt, nu se acordă suficientă atenție instrucțiunilor și sunt asimilate cu greu abilitățile vizate. O soluție propusă de autori este dobândirea în primă fază a abilităților de bază și apoi a celor complexe. Totodată, exersarea separată a subsarcinilor nu este suficientă pentru a realiza o procedură complexă care necesită abilități de coordonare și de integrare a abilităților însușite.

Knott, Ullrich și Kuhlen (2011) sugerează următoarele etape pentru proiectarea simulatoarelor:

- Colectarea datelor cu privire la procedura analizată;
- Descompunerea procedurii în etape, subetape și sarcini;

- Analiza procedurii.

Colectarea datelor

O bună colectare a datelor presupune adunarea a cât mai multe informații culese din cât mai multe surse, precum:

- Studiul bibliografic;
- Observarea directă a procedurii în sala de operație;
- Observarea directă a procedurii efectuată asupra materialelor didactice (cadavre sau materiale plastice);
- Observarea indirectă a procedurii din înregistrări video;
- Discuții purtate cu experți în domeniu;
- Participarea la conferințe în domeniu.

În vederea automatizării procesului de colectare a datelor au fost dezvoltate o serie de aplicații software. O astfel de aplicație este *Surgical Workflow Editor* (Burgert, et al., 2007) care permite atât înregistrarea intervenției medicale cât și comentarea directă a materialului de către chirurghi cu privire la deciziile ce trebuie luate sau la particularitățile întâlnite.

Descompunerea procedurii

După colectarea datelor se realizează descompunerea procedurii pentru o înțelegere detaliată a etapelor procedurii, de estimarea realistă a duratei fiecărei etape, de stabilirea relațiilor de dependență dintre acestea și a ordinii în care urmează să fie efectuate. De asemenea, necesarul de resurse trebuie determinat astfel încât fiecărei etape să îi fie alocate resursele necesare conform principiilor eficienței.

Cao, MacKenzie și Ibbotson (1999) propun descompunerea ierarhică pentru a structura procedurile medicale. O intervenție este împărțită în etape, apoi în sub-etape iar la final acestea sunt divizate în sarcini chirurgicale de bază. Reprezentarea grafică a acestei ierarhizări poate fi realizată sub forma unei diagrame sau a unui grafic. Descompunerea ierarhică a procedurilor chirurgicale este o tehnică de analiză foarte bună ce oferă un cadru pentru structurarea mediului complex în care chirurgul și tehnologia interacționează.

Muhnchenberg și colaboratorii (2000) utilizează de asemenea niveluri de detalieri pentru a structura intervenția, însă în locul unei descompuneri ierarhice aceștia utilizează grafuri de instruire a medicilor. În cadrul intervențiilor chirurgicale relativ simple, acestea mai pot fi descompuse în etape prin analiza mișcărilor chirurgului (Cao, MacKenzie, & Payandeh, 1996).

Analiza procedurii

Cele mai cunoscute și utilizate metode în analiza procedurilor sunt analiza cognitivă a sarcinilor și analiza cognitivă aplicată a sarcinilor.

Analiza cognitivă a sarcinilor (*Cognitive task analysis*, CTA) reprezintă procesul de sintetizare a cunoștințelor unui expert și adaptarea acestora la modelul educațional (Grunwald, Clark, Fisher, McLaughlin, Narayanan, & Piepol, 2004). CTA observă atunci când sunt luate deciziile în cadrul intervenției și, cel mai important, care informații sunt utilizate de către expert pentru a lua aceste decizii. Analiza cognitivă aplicată a sarcinilor (*Applied cognitive task analysis*, ACTA) cuprinde o serie de trei tehnici complementare în vederea determinării cunoștințelor și abilităților ce trebuie dobândite de către novici pentru îndeplinirea unei sarcini (Militello & Hutton, 1998).

2.6 Instrumente software pentru dezvoltarea aplicațiilor în domeniu

Instrumentele software, de tipul bibliotecilor, *framework*-urilor, *toolkit*-urilor, mediilor de dezvoltare a aplicațiilor (*Application programming interface - API*), reduc timpul și efortul de dezvoltare a aplicațiilor. Acestea oferă programatorului/proiectantului posibilitatea să reutilizeze un număr mare de funcții deja elaborate și implementate și astfel să se concentreze mai eficient asupra proiectării și complexității aplicației. Odată cu creșterea interesului pentru realitatea virtuală, au început să fie dezvoltate și astfel de instrumente. Deși există o serie de instrumente software ce conțin elemente pentru interacțiunea haptică, gama largă a aplicațiilor în care se utilizează dispozitivele haptice face ca unele particularități să nu fie luate în calcul.

Așadar, este important să fie studiate instrumentele software existente pentru dezvoltarea aplicațiilor în vederea determinării funcțiilor ce se pot utiliza. Selectarea și combinarea funcțiilor reprezintă o modalitate de a elimina reimplementarea unor lucruri deja rezolvate.

În cele ce urmează vor fi prezentate pe scurt instrumentele software existente ce conțin elemente pentru interacțiunea haptică.

H3D API (h3dapi.org), dezvoltat de SenseGraphics, este unul dintre cele mai cunoscute API-uri *open-source scene graph* pentru vizualizare și interacțiune haptică. Avantajul principal este faptul că permite o dezvoltare rapidă a aplicațiilor prin utilizarea standardului X3D (*Extensible 3D*) pentru crearea mediilor virtuale și utilizarea limbajului de programare Python pentru crearea interacțiunilor dintre obiectele mediilor. De asemenea, permite dezvoltarea întregii aplicații în limbajul de programare C++. H3D API suportă o gamă largă de dispozitive haptice comerciale și vine în ajutorul programatorului cu multe exemple bine documentate. Tot cei de la SenseGraphics au dezvoltat o serie de *toolkit*-uri care vin să extindă H3D API, precum: *Volume Haptics Toolkit (VHTK)* pentru vizualizare, *MedX3D* pentru vizualizarea datelor medicale, *RigidBodyPhysics (RBP)* pentru simularea dinamicii corpurilor rigide sau *UserInterface (UI)* pentru realizarea de interfețe grafice cu utilizatorul.

CHAI 3D (*Computer Haptics & Active Interfaces*) este un set de biblioteci *open-source* dezvoltate în C++, utilizat pentru vizualizare și interacțiune haptică în timp real (chai3d.org). Sunt suportate multe dintre dispozitivele haptice comerciale; pentru testarea aplicațiilor dezvoltate, este pus la dispoziție un sistem haptic virtual ce este controlat cu ajutorul mouse-ului. CHAI 3D include și două module specializate în simularea deformărilor (*GEL Module*) și a dinamicii corpurilor rigide (*ODE Module*). De asemenea, sunt puse la dispoziția utilizatorului o serie de exemple bine documentate.

SOFA (*Simulation Open Framework Architecture*) este un *framework* pentru simulări în timp real, în special în domeniul medical (sofa-framework.org). Este dezvoltat de către un grup de cercetători din cadrul INRIA (*Institut national de recherche en informatique et en automatique*). SOFA permite crearea unor simulări complexe, la care parametrii pot fi modificați rapid prin editarea unui fișier XML (*eXtensible Markup Language*).

OpenHaptics (sensable.com) este un *toolkit* dezvoltat de către SensAble destinat integrării rapide a dispozitivelor haptice comercializate de către companie în aplicații de realitate virtuală. Instrumentul include: driver-ele dispozitivelor din familia Phantom, *QuickHaptics micro API*, *Haptic Device API (HDAPI)* și *Haptic Library API (HLAPI)*.

HaptiX (haptx.com) este un alt *toolkit* dezvoltat de o firmă producătoare de dispozitive haptice, de Novint, și destinat dezvoltării de jocuri pe calculator. Așadar, se oferă suport doar pentru dispozitivul Falcon. Un dezavantaj major al *toolkit*-ului este faptul că poate fi utilizat doar de pe sistemul de operare Microsoft Windows.

JTouchToolkit (Archer & Prytherch) este un *toolkit open-source*, dezvoltat de către un grup de cercetători ai *Birmingham City University*, ce oferă o interfață *Java Native Interface* către OpenHaptics.

Instrumentele software prezentate mai sus conțin în mare parte elemente pentru interacțiune haptică asupra obiectelor deformabile. Pentru cea de-a doua categorie a simulatoarelor medicale, cele destinate îndepărtării de material, una dintre puținele biblioteci existente destinate acestora este biblioteca *forssim* (Forsslund, Sallnas, & Palmerius, 2009).

Biblioteca *open-source forssim* a fost dezvoltată de către un grup de cercetători ai *KTH Royal Institute of Technology*, Stockholm, Suedia, conduși de Jonas Forsslund. Aceștia au pus bazele unei firme, Forsslund Systems AB, specializată în dezvoltarea de aplicații de realitate virtuală în domeniul medicinei, care la ora actuală comercializează simulatorul creat cu ajutorul acestei biblioteci, FS-Wisdom. Aplicația tipică este simularea interacțiunii burghiu-os.

Biblioteca, destinată interacțiunii freză sferică-os, este bazată pe o serie de alte instrumente software și limbaje de programare:

- API-ul H3D API utilizată pentru interacțiune haptică;
- Biblioteca MedX3D utilizată pentru vizualizare;
- Biblioteca *teem* utilizată la reprezentarea, procesarea și vizualizarea datelor științifice sub formatul raster;
- Limbajul de programare C++ folosit la dezvoltarea bibliotecii;
- Limbajul de programare X3D folosit la dezvoltarea mediului virtual;
- Limbajul de programare Python utilizat la dezvoltarea interacțiunilor între obiectele mediului virtual.

Majoritatea aplicațiilor de realitate virtuală din domeniul biomedical necesită modele 3D ale organelor și țesuturilor umane. Un mod posibil de a crea astfel de modele este utilizarea aplicațiilor destinate modelării, precum 3D Studio Max, însă modele corecte din punct de vedere anatomic sunt greu de obținut. Un mod mult mai precis este obținerea de modele prin prelucrarea datelor obținute din tomografiile computerizate sau rezonanță magnetică. Pentru aceasta au fost dezvoltate o serie de aplicații, majoritatea oferind posibilitatea segmentării datelor și generarea de modele 3D tip *mesh* (reprezentare grafică a suprafețelor sub forma unei rețele de puncte).

Cele mai cunoscute astfel de aplicații sunt (Ruthenbeck, 2012):

- 3D Slicer (*open-source*);
- Amira (Visage Imaging Inc.);
- BioImageXD (*open-source*);
- CT-Analyser (Sky Scan);
- MedINRIA (*open-source*);
- Osirix Viewer (*open-source*);
- ParaView (*open-source*);
- Scan IP (Simpleware);
- True Life Anatomy (True Life Anatomy Pty Ltd);
- VolView (Kitware Inc.);
- VR-Render (IRCAD);
- VTK/ITK (*open-source*).

2.7 Concluzii

Nevoia de comunicare și de exprimare a gândurilor și întâmplărilor a condus la apariția realității virtuale. Trei elemente esențiale definesc un mediu artificial ca fiind unul virtual: imersie, interactivitate și informație. Simțul tactil și reacția de forță (ce definesc haptica) sunt esențiale pentru a interacționa cu lumea înconjurătoare, fie ea reală sau virtuală. Cu atât mai mult este esențială în domeniul medical, cu precădere în chirurgie, unde de multe ori medicul se bazează pe reacția de forță în detrimentul simțului vizual, din cauza unui spațiu de lucru și câmp vizual restrânse.

Dezvoltarea aplicațiilor de realitate virtuală, care să înglobeze reacție haptică, necesită în primul rând o cunoaștere aprofundată a aspectelor teoretice. Așadar, o parte importantă a capitolului de față a fost alocată metodelor și tehnicilor de modelare a obiectelor virtuale și celor de detectare a coliziunii în cadrul interacțiunii haptice. Sunt avute în vedere aspecte privind avantajele, dezavantajele și domeniile de utilizare ale acestor metode și tehnici.

Pentru dezvoltarea unei aplicații care să fie în primul rând utilă (fie din punctul de vedere al utilizării acesteia la scară largă, fie din punctul de vedere al soluționării unor probleme), este necesar a se realiza un studiu în ce privește utilizarea dispozitivelor haptice în domeniul biomedical. În cadrul acestui domeniu, principala aplicație a interfețelor haptice o reprezintă simulatoarele medicale. Scopul acestora este înlocuirea parțială a metodelor tradiționale de învățare a procedurilor medicale și de dobândire a abilităților necesare. Studiul realizat asupra simulatoarelor dezvoltate până la ora actuală scoate la iveală limitările simulatoarelor și trasează cerințele de viitor. Printre aceste cerințe se numără și dezvoltarea de simulatoare medicale pentru îndepărtarea țesutului tare, în special prin debitare cu ferăstrăul.

Un domeniu în care o debitare precisă și corectă cu ferăstrăul este esențială pentru reușita procedurii și recuperarea pacientului este chirurgia ortognatică. În acest domeniu, aplicațiile dezvoltate s-au axat în principal pe planificarea procedurii. Însă studiul realizat asupra procedurilor chirurgiei ortognatice a dezvăluit necesitatea realizării unui simulator pentru etapa de debitare din cadrul osteotomiei sagitale bilaterale. Elementele studiate și prezentate de anatomie și biomecanică a mandibulei sunt esențiale în înțelegerea procedurii.

Dezvoltarea unui simulator pentru osteotomia sagitală bilaterală, care să cuprindă elementele esențiale procedurii, necesită existența unei etape de proiectare, în care să fie determinate cerințele simulatorului. În capitolul de față sunt prezentate o serie de metode și tehnici utilizate în proiectarea simulatoarelor.

În vederea reducerii timpului și efortului de dezvoltare a simulatorului, și pentru a permite programatorului/proiectantului să se concentreze mai eficient asupra proiectării și complexității aplicației, este necesară cunoașterea instrumentelor software pentru dezvoltarea aplicațiilor. Studiul acestora a dus la selectarea unor funcții ce se pot utiliza în cadrul simulatorului pentru osteotomia sagitală bilaterală, pentru a elimina reimplementarea unor lucruri deja realizate.

În concluzie, capitolul de față își justifică importanța pentru dobândirea aspectelor teoretice privind interacțiunea haptică, determinarea limitărilor simulatoarelor actuale, alegerea unei proceduri pentru simulare, inventarierea metodelor de proiectare a simulatoarelor și determinarea elementelor din cadrul instrumentelor software pentru dezvoltarea aplicațiilor ce se pot utiliza.

3 Obiectivele tezei de doctorat

Pornind de la analiza critică asupra stadiului actual în domeniul utilizării dispozitivelor haptice în aplicațiile biomedicale, lucrarea de față are drept obiectiv central dezvoltarea unui simulator de realitate virtuală cu reacție haptică pentru trainingul medicilor pentru etapa de debitare cu ferăstrăul în cadrul osteotomiei sagitale bilaterale.

Dezvoltarea oricărei aplicații software presupune și o etapă de proiectare în vederea determinării cerințelor aplicației. Această etapă este esențială în cadrul dezvoltării de simulatoare medicale deoarece complexitatea și realismul simulării sunt limitate de performanțele resurselor hardware existente la ora actuală. Ținând cont că este în natura umană să comită erori, un simulator valid care să asigure un proces de învățare eficient trebuie să permită novicei să facă toate greșelile posibile în cadrul procedurii reale.

De cele mai multe ori în timpul unei intervenții chirurgicale câmpul vizual al medicului este restrâns. Datorită acestui fapt medicii se bazează pe simțul tactil și reacția de forță în luarea deciziilor necesare reușitei operației. Osteotomia sagitală bilaterală nu face excepție, și de aceea dezvoltarea unui simulator valid pentru debitarea liniei osteotomiei trebuie să aibă la bază un model matematic al procesului de debitare.

Realizarea unei aplicații de realitate virtuală cu reacție de forță presupune dezvoltarea de algoritmi pentru: simulare, interacțiune haptică și vizualizare. Fiecărui algoritm i se impun anumite cerințe, atât generale (specifice acestor aplicații) cât și particulare procesului simulat (obținute în urma etapei de proiectare).

Orice cercetare științifică implică diseminarea rezultatelor obținute. Prezentarea rezultatelor în diferite publicații sau conferințe din domeniu reprezintă o bună modalitate de confirmare a rezultatelor cercetării.

Pe baza acestor considerente și urmând obiectivul principal al tezei, rezultat în urma colaborării în cadrul unui proiect în domeniu (*Interactive Virtual Reality-based Surgical Simulator for Training of Bilateral Sagittal Split Osteotomy*) coordonat de către *Virtual Reality Group* al *RWTH Aachen University*, au fost formulate următoarele obiective și activități:

1. Determinarea cerințelor impuse simulatorului
 - Realizarea unui studiu asupra osteotomiei sagitale bilaterale;
 - Analizarea procedurii prin descompunerea în etape și subetape;
 - Determinarea principalelor complicații și ierarhizarea lor;
 - Determinarea cerințelor.
2. Modelarea matematică a îndepărtării de material prin debitare cu ferăstrăul pentru aplicații de realitate virtuală utilizând dispozitive haptice
 - Realizarea unui studiu asupra procesului de așchiere;
 - Realizarea unei analize a procesului de debitare cu ferăstrăul, de tipul celui utilizat în cadrul procedurii;
 - Determinarea parametrilor procesului de debitare;

- Proiectarea și construcția unui stand experimental pentru determinarea cantitativă a parametrilor;
 - Elaborarea unui protocol al experimentelor;
 - Realizarea de încercări experimentale;
 - Prelucrarea datelor experimentale și dezvoltarea modelelor.
3. Dezvoltarea elementelor de realitate virtuală ale simulatorului
- Concepția structurii simulatorului
 - Determinarea instrumentelor software din domeniu ce se pot utiliza în dezvoltarea simulatorului;
 - Determinarea modalității corespunzătoare de modelare a mandibulei;
 - Modelarea mandibulei având în vedere elementele anatomice esențiale procedurii;
 - Dezvoltarea de algoritmi pentru detectarea coliziunii dintre ferăstrău și mandibulă;
 - Dezvoltarea de algoritmi pentru feedback-ul coliziunii dintre ferăstrău și mandibulă;
 - Dezvoltarea de algoritmi pentru îndepărtarea materialului osos sub acțiunea ferăstrăului;
 - Dezvoltarea mediului virtual al simulatorului;
 - Implementarea de algoritmi pentru vizualizarea mediului virtual;
 - Dezvoltarea de elemente didactice.
4. Diseminarea rezultatelor
- Publicarea rezultatelor;
 - Participarea la activități științifice în domeniu (conferințe, *workshop*-uri, școli de vară etc.).
- Rezultatele obținute în vederea îndeplinirii obiectivelor trasate sunt sintetizate în secțiunile următoare.

4 Elemente dezvoltate pentru deformarea virtuală a țesuturilor

4.1 Introducere

Intervențiile medicale efectuate asupra țesuturilor tari (oase sau dinți) reprezintă principala categorie de proceduri care se află la ora actuală în atenția cercetătorilor. Numărul simulatoarelor din această categorie este redus, fiind limitat până acum de performanțele resurselor hardware. Odată cu dezvoltarea științei calculatoarelor, simularea unor operații precum frezarea dinților, amputații, artroplastii sau osteotomii a devenit posibilă.

Una dintre cele mai utilizate metode de modelare în vederea deformării obiectelor este reprezentarea prin elemente de suprafață, datorită faptului că necesită un timp de calcul scăzut, permițând astfel obținerea de simulări în timp real. Utilizarea acestei metode în cadrul reprezentării țesuturilor tari este controversată; unii cercetători au reușit să obțină rezultate satisfăcătoare pentru anumite cerințe, pe când alții consideră metoda nepotrivită.

În capitolul de față sunt prezentate primele încercări în dezvoltarea unui simulator destinat trainingului în medicina dentară. Obiectivul propus constă în simularea procesului de frezare a dinților, prin utilizarea unor modele stratificate pe bază de elemente de suprafață. Elementele de suprafață sunt poligoane definite prin vârfuri, care împreună formează o rețea, denumită în literatura de specialitate *mesh*.

Înainte de simularea îndepărtării de material prin frezare (ce implică de regulă modificarea topologiei rețelei prin eliminare sau adăugare de elemente), s-a implementat deformarea materialului (prin modificarea poziției punctelor ce definesc elementele).

Deoarece la ora actuală există o gamă largă de biblioteci destinate interacțiunii haptice cu modele reprezentate prin elemente de suprafață, s-a optat pentru utilizarea uneia dintre acestea. Astfel s-a pus accent pe rezolvarea unor probleme de actualitate, evitând reimplementarea unor lucruri deja rezolvate.

4.2 Structura simulatorului

Simulatorul pentru deformarea dintelui (Figura 4.1) poate fi privit ca un sistem vizo-haptic ce are în componență trei elemente esențiale:

- Un sistem de calcul pe care rulează aplicația;
- Un dispozitiv haptic pentru interacțiunea bidirecțională utilizator-mediul virtual;
- Un ecran pentru vizualizarea mediului virtual.

Sistemul de calcul utilizat a fost dotat cu un procesor Intel Core2Quad Q6600, o placă grafică NVIDIA Quadro NVS 290 și o memorie internă de tip RAM de 4 GB. Simulatorul a fost testat cu două tipuri de dispozitive haptice. Caracteristicile esențiale ale acestora sunt prezentate în Tabelul 4.1 (sensable.com).



Figura 4.1. Simulatorul pentru deformarea dintelui

Tabelul 4.1. Caracteristicile dispozitivelor haptice utilizate

Caracteristici	Dispozitive haptice	
	PHANTOM Desktop	PHANTOM Omni
Grade de libertate de intrare	6	6
Grade de libertate de ieșire	3	3
Spațiu de lucru	160x130x130 mm ³	160x120x70 mm ³
Rezoluție	0.023 mm	0.055 mm
Masă aparentă la HIP	<45 g	<45 g
Rigiditate	Axa X > 1.86 N/mm Axa Y > 2.35 N/mm Axa Z > 1.48 N/mm	Axa X > 1.26 N/mm Axa Y > 2.31 N/mm Axa Z > 1.02 N/mm
Forța maximă exercitată	7.9 N	3.3 N
Forța exercitată continuu (24 ore)	1.75 N	0.88 N
Interfața	Port paralel	IEEE 1394 FireWire

Aplicația simulatorului conține trei module (Figura 4.2):

- Interacțiune haptică;
- Simulare;
- Vizualizare.

În timp ce utilizatorul manevrează dispozitivul haptic, poziția punctului caracteristic și orientarea palpatorului dispozitivului sunt citite permanent (cu o frecvență de aproximativ 1 kHz). Aceste informații sunt transmise apoi sistemului de calcul care conține metode pentru simulare, interacțiune haptică și vizualizare. Pe baza acestor informații are loc, în primă fază, detectarea coliziunii între punctul caracteristic al dispozitivului haptic și dintele reprezentat prin elemente de volum. În cazul în care sunt detectate coliziuni, se calculează forța de răspuns haptic, ca fiind proporțională cu distanța de pătrundere. Forța este transmisă apoi utilizatorului prin intermediul dispozitivului haptic. Dacă în momentul existenței unei coliziuni se apasă butonul dispozitivului, se trece din modulul de interacțiune haptică în cel de simulare. În cadrul prototipului actual, simularea presupune deformarea dintelui prin

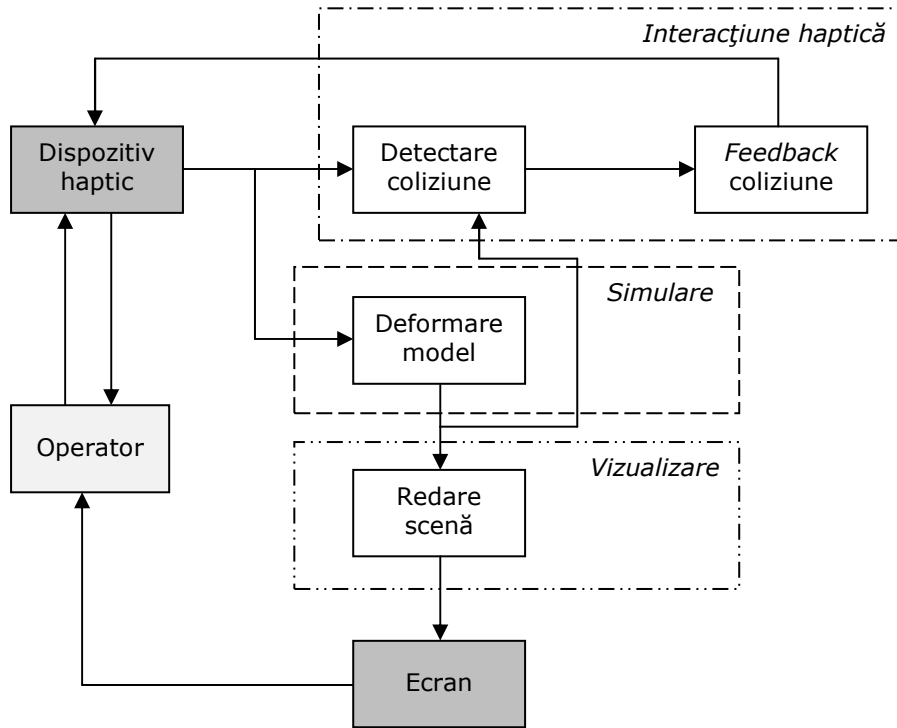


Figura 4.2. Structura aplicației

recalcularea pozițiilor punctelor ce definesc elementele de suprafață. În cadrul modului de vizualizare este redată scena virtuală, cu o frecvență de aproximativ 30 Hz.

4.3 Simularea deformării țesutului

Pentru realizarea simulării deformării țesutului s-a pornit de la o aplicație existentă realizată cu ajutorul bibliotecii CHAI3D. Apelarea la bibliotecii de funcții deja „rodite” permite realizarea unei economii de timp, deci concentrarea pe dezvoltarea elementelor de noutate.

Aplicația utilizată ca și punct de pornire este aplicația „20 - map” (ce se găsește în exemplele ce vin odată cu versiunea 2.0.0 a bibliotecii CHAI3D), ce constă în deformarea cu ajutorul dispozitivului haptic a unui model 3D a unei hărți 2D (Figura 4.3). Modelul 3D este creat prin atribuirea fiecărui pixel al imaginii 2D a unei înălțimi în funcție de culoarea pixelului respectiv. Punctele astfel obținute sunt convertite într-o rețea de puncte ce formează un *mesh*. Imaginea 2D este utilizată ca textură pentru modelul 3D. La coliziunea cu modelul este generată o forță de răspuns care este transmisă utilizatorului prin dispozitivul haptic. În cazul când concomitent cu coliziunea este apăsat butonul dispozitivului, utilizatorul poate deforma modelul. O linie normală la planul modelului este afișată pentru ghidarea utilizatorului. Navigarea în mediul virtual și rotirea modelului se realizează prin manipularea dispozitivului haptic în timp ce butonul acestuia este apăsat, atunci când nu există coliziuni detectate.

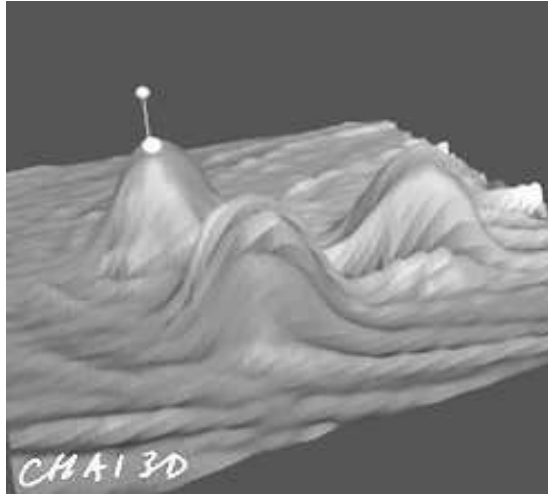


Figura 4.3. Aplicația „20-map” a bibliotecii CHAI3D

În cele ce urmează vor fi prezentate modificările aduse de către autor aplicației „20-map” în vederea simulării deformării țesuturilor.

Pentru ca simularea să poată face parte în viitor din cadrul unui sistem de realitate virtuală pentru training în medicina dentară, este nevoie în primul rând de integrarea unor modele obținute prin imagistică medicală. La ora actuală există o serie de aplicații software de prelucrare a imaginilor medicale (obținute din tomografiile computerizate sau rezonanțe magnetice) care oferă opțiunea de salvare în formate corespunzătoare modelelor *mesh*. În cadrul aplicației însă s-a utilizat pentru dezvoltarea simulării un model al unei molar existente în cadrul bibliotecii CHAI3D. Așadar, prima etapă în modificarea aplicației existente a constat în eliminarea algoritmului de creare a unui obiect din imagine 2D cu importarea unui model dintr-un fișier cu extensia *.3ds* (format specific aplicației de modelare 3D Studio Max).

În cadrul aplicației existente, detectarea coliziunii dintre punctul caracteristic al dispozitivului haptic și modelul *mesh* se realizează cu ajutorul metodei de ierarhizare prin volume de delimitare *Axis-Aligned Bounding Boxes*. Deoarece această metodă a dat rezultate și în cadrul aplicației dezvoltate de către autor (obținerea unei interacțiuni haptice de 1 kHz), nu s-au realizat modificări asupra modului de detectare a coliziunii.

Majoritatea aplicațiilor din cadrul CHAI3D, printre care și „20-map”, utilizează algoritmul *proxy-object* pentru interacțiunea haptică dezvoltat de către Zilles și Salisbury (1995). Pentru mai multe detalii referitoare la acest algoritm a se vedea subcapitolul 2.2.1. În cadrul aplicației dezvoltate de autor se menține utilizarea aceleiași metode pentru calculul forței de reacție.

Deformarea modelului se realizează în cadrul reprezentărilor prin elemente de suprafață prin modificarea poziției punctelor ce le definesc. În cadrul aplicației „20-map” punctele sunt modificate după direcție perpendiculară pe planul imaginii 2D. Pentru o deformare liberă este nevoie de modificarea algoritmului existent în vederea deformării în funcție de manipularea dispozitivului haptic, după o direcție dată de două poziții succesive ale punctului caracteristic al dispozitivului. Linia pentru ghidarea utilizatorului a fost eliminată.

Algoritmul deformării modelului (Sofronia, Davidescu, & Savii, 2012a) presupune calcularea diferenței dintre vectorii de poziție ai punctului caracteristic *HIP* al dispozitivului haptic la două iterații succesive, HIP_{t-1} și HIP_t (Figura 4.4):

$$\bar{d}_{HIP} = \bar{r}_{HIP_t} - \bar{r}_{HIP_{t-1}} \quad (4.1)$$

unde:

\bar{d}_{HIP} = diferența dintre vectorii de poziție ai punctului caracteristic *HIP* al dispozitivului haptic la două iterații succesive

\bar{r}_{HIP_t} = vectorul de poziție al *HIP* la momentul *t*

$\bar{r}_{HIP_{t-1}}$ = vectorul de poziție al *HIP* la momentul *t-1*

Vectorul de poziție al fiecărui punct al rețelei P_i se obține prin adăugarea produsului dintre vectorul calculat anterior și un coeficient de proporționalitate:

$$\bar{r}_{P_i} = \bar{r}_{P_i} + \bar{d}_{HIP} \cdot K \quad (4.2)$$

în care:

\bar{r}_{P_i} = vectorul de poziție al punctului P_i

K = coeficient de proporționalitate

Coeficientul de proporționalitate depinde de modulul diferenței dintre vectorii de poziție ai P_i și *IHIP* (punctul corespunzător lui *HIP* de pe suprafața obiectului):

$$K = \cos(|\bar{d}_i|) = \cos(\bar{r}_{P_i} - \bar{r}_{IHIP}) \quad (4.3)$$

unde:

\bar{d}_i = diferența dintre vectorii de poziție ai P_i și *IHIP*

\bar{r}_{IHIP} = vectorul de poziție al *IHIP*

Algoritmul deformării modelului dintelui este prezentat în Figura 4.5. Utilizarea algoritmului a condus la rezultatele din Figura 4.6.

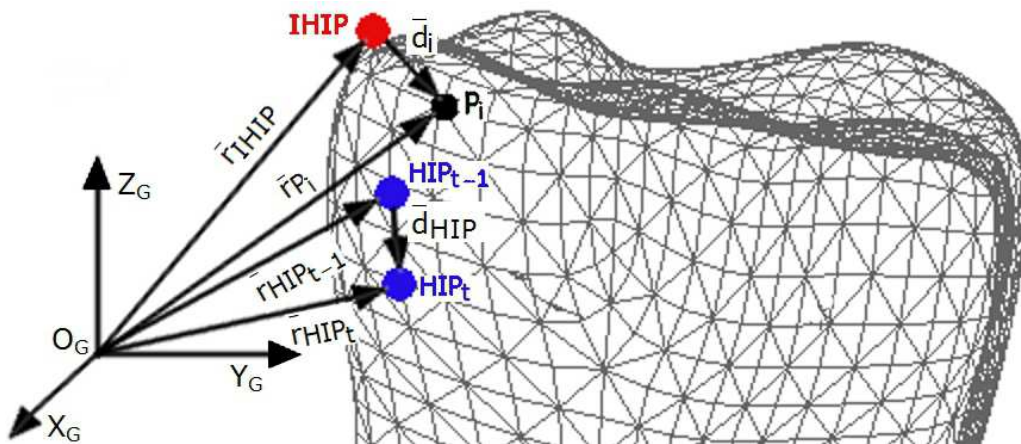


Figura 4.4. Principiul deformării țesutului

Parametrii de intrare: -vectorul de poziție al HIP la momentele t-1 și t -numărul punctelor rețelei
Calculează: -diferența dintre cei doi vectori de poziție ai HIP
Pentru fiecare punct al rețelei
Citește: -vectorul de poziție al IHIP
Calculează: -coeficientul de proporționalitate -vectorul de poziție al punctului
Returnează noii vectori de poziție ai punctelor

Figura 4.5. Algoritm actualizării poziției punctelor la deformarea țesutului

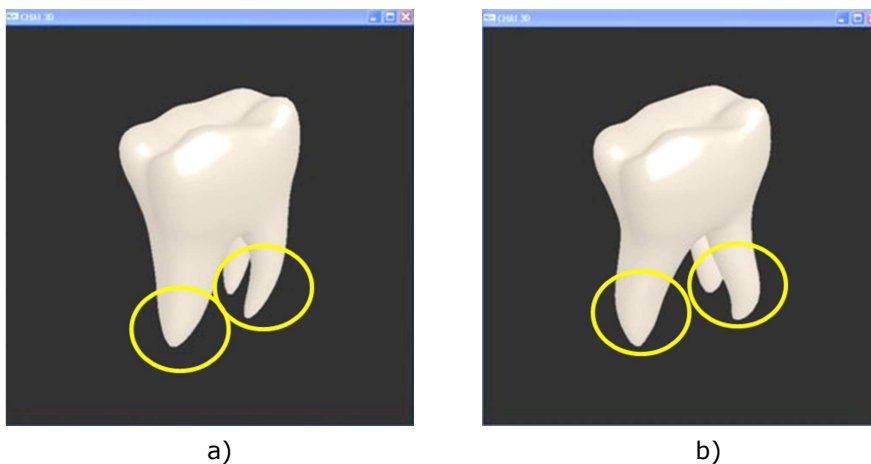


Figura 4.6. Simularea deformării țesutului
 a) model inițial; b) model deformat.

4.4 Concluzii

Capitolul de față sintetizează primele încercări de simulare a interacțiunii haptice asupra țesuturilor tari. Scopul final a constat în dezvoltarea unui simulator pentru trainingul frezării dinților din cadrul medicinei dentare. Pentru modelarea acestora s-a optat pentru utilizarea reprezentării prin elemente de suprafață, una dintre cele mai utilizate metode de modelare datorită timpului de calcul redus ce permite obținerea unor simulări în timp real.

Înainte de a trece la modificarea topologiei modelului, s-a simulat în primă fază deformarea acestuia. Pornind de la o aplicație exemplu din cadrul bibliotecii

CHAI 3D, a fost dezvoltat un sistem vizual și haptic mai complex pentru deformarea unui dinte. Deformarea se realizează într-un mod intuitiv, prin recalcularea poziției punctelor ce definesc elementele de suprafață, în funcție de distanța dintre două poziții consecutive ale punctului caracteristic al dispozitivului haptic.

Deși au fost testate diferite funcții pentru calcularea pozițiilor punctelor rețelei modelului, nu s-a ajuns la simularea unei deformări realiste. Astfel s-a demonstrat faptul că modelarea bazată pe elemente de suprafață, deși permite deformării intuitive, nu este recomandată a se utiliza pentru obținerea unor simulări realiste. Acest fapt conduce la o dificultate mare și în simularea realistă a îndepărtării de material, ce presupune modificarea topologiei. Un alt dezavantaj al acestei metode de reprezentare este faptul că necesită implementarea a doi algoritmi independenți, unul pentru calculul forței de reacție și unul pentru modificarea topologiei. Deoarece modificarea topologiei unei astfel de reprezentări nu poate fi modelată pe baza unui proces fizic, există dificultăți în dezvoltarea unui algoritm care să conducă la o simulare realistă. În anumite condiții, modificarea topologiei poate duce la unele rezultate foarte irealiste. Pe lângă aceste considerente, modelarea unor obiecte stratificate (precum dinții sau oasele) implică, pe lângă modificarea topologiei fiecărui strat, și interacțiunea dintre straturi, care ridică probleme suplimentare. Dacă se dorește și luarea în calcul a anizotropiei acestor materiale, modelarea prin elemente de suprafață este total nepotrivită.

Multe dintre aceste probleme sunt soluționate prin utilizarea reprezentării prin elemente de volum. Astfel că după aceste încercări, comparate cu cele bazate pe elemente de volum, s-a optat pentru modelarea pe bază de elemente de volum în vederea dezvoltării simulatorului pentru debitarea liniei osteotomiei din cadrul osteotomiei sagitale bilaterale. În capitolele următoare vor fi prezentate elemente de proiectare, modelele determinate experimental pentru îndepărtarea de material și algoritmi dezvoltați pentru realizarea simulatorului.

5 Elemente pentru proiectarea simulatorului haptic pentru osteotomia sagitală bilaterală. Analiza modurilor de defectare și a efectelor lor

5.1 Introducere

Pornind de la pașii ce trebuie urmăriți în etapa de proiectare a unui simulator (vezi 2.5), autorul propune utilizarea unei metode de analiză a fiabilității sistemelor (Analiza modurilor de defectare și a efectelor lor) deoarece metoda atinge toți pașii respectivi. Pe lângă determinarea etapelor procedurii medicale și a posibilelor complicații, metoda permite și ordonarea complicațiilor în raport cu gravitatea lor, probabilitatea de apariție și gradul de nedetectare a acestora. De asemenea, prin reprezentarea rezultatelor sub formă tabelară, acestea pot fi ușor vizualizate în vederea determinării cerințelor ce se impun simulatorului.

Analiza modurilor de defectare și a efectelor lor (AMDEC) (*Failure Modes and Effect Analysis*, prescurtată FMEA în lb. engleză) este o metodă de analiză a posibilităților de defectare ale unui produs sau proces, în scopul planificării acțiunilor corective și preventive (Militaru, 2004).

Metoda AMDEC presupune cinci pași (ISO, 2009, Militaru, 2004, Chiozza & Ponzetti, 2009):

1. Definirea obiectivului;
2. Crearea unui grup de lucru alcătuit dintr-un lider, experți AMDEC și experți în domeniul analizat;
3. Descompunerea funcțională a procesului/produsului;
4. Colectarea datelor;
5. Analiza AMDEC propriu-zisă:
 - 5.1. Identificarea modurilor de defectare posibile și a efectelor acestora;
 - 5.2. Estimarea indicilor de gravitate, frecvență și nedetectare;
 - 5.3. Calculul coeficientului de risc.
6. Elaborarea și implementarea de acțiuni pentru cauzele de defectare ce prezintă coeficient de risc superior celui maxim.

Metoda, introdusă inițial în domeniul industriei aerospațiale în anii '60, a ajuns să fie utilizată în diferite domenii, de la proiectarea produselor, la managementul calității și până la sistemul de sănătate.

Primele implementări ale AMDEC în sistemul de sănătate au fost realizate în anii '90 în producerea medicamentelor și în prevenirea erorilor din spitale datorate administrării greșite a medicamentelor (Chiozza & Ponzetti, 2009). Metoda a fost mai apoi utilizată în analiza riscurilor din diferite procese și sisteme, precum: unități de dializă (Bonfant et al., 2001), administrarea intravenoasă a medicamentelor (Apkon et al., 2004) și sterilizarea instrumentelor medicale (Linkin et al., 2005). Datorită numărului ridicat de aplicații în domeniul sănătății, AMDEC a cunoscut modificări în vederea unei mai bune aplicări în această arie de activitate. Metoda extinsă este denumită *Health Care Failure Mode and Effect Analysis (HFMEA)* și a

fost dezvoltată de către *The Veterans Affairs National Center for Patient Safety* (DeRosier et al. , 2002).

5.2 Implementarea AMDEC pentru osteotomia sagitală bilaterală

5.2.1 Definirea obiectivului

Obiectivul principal al studiului AMDEC asupra osteotomiei sagitale bilaterale este de a determina principalele complicații ale procedurii și efectele acestora. Datorită capabilităților limitate ale resurselor hardware actuale, o simulare cu un grad de complexitate și realism ridicat este greu de obținut, fapt pentru care metoda mai are și rolul de a ierarhiza complicațiile. În cazul de față, se poate spune că AMDEC reprezintă un mediu de comunicare între experții în procedură și ingineri, cunoștințele experților fiind transpuse într-un mod accesibil inginerilor dezvoltatori ai simulatorului.

5.2.2 Grupul de lucru

Deoarece obiectivul studiului nu este îmbunătățirea procedurii, ci extragerea elementelor esențiale ale procedurii care trebuie simulate, s-a optat pentru un număr redus de experți în chirurgia ortognatică. Astfel că grupul de lucru a fost compus din: trei medici experți (dintre care unul cu înalt grad de calificare și experiență în procedura studiată), doi experți în realitate virtuală și un expert AMDEC.

5.2.3 Descompunerea procedurii

Descompunerea procedurii permite identificarea etapelor și subetapelor procedurii (și implicit a abilităților ce trebuie dobândite) și ulterior căutarea complicațiilor pe etape și subetape.

Dintre metodele existente de descompunere a procedurilor medicale (vezi 2.5), a fost aleasă pentru utilizare metoda de descompunere ierarhică. Datorită lipsei de spațiu și faptului că etapa de debitare a liniei osteotomiei prezintă interes în lucrarea de față, descompunerea ierarhică a acesteia este prezentată în Figura 5.1, iar descompunerea întregii proceduri se găsește în Anexa 3.

5.2.4 Colectarea datelor

În vederea colectării datelor și informațiilor necesare studiului, au fost analizate o serie de articole relevante din domeniul chirurgiei ortognatice. În cele ce urmează sunt prezentate principalele complicații specifice chirurgiei ortognatice.

Lezarea nervului alveolar inferior

Vătămarea nervului alveolar inferior este una dintre cele mai importante complicații ale chirurgiei ortognatice și în special a osteotomiei bilateral sagitale, cu o incidență cuprinsă între 0 și 85% (Ylikontiola, 2002). Această dispersie a datelor este cauzată de metodele utilizate pentru testarea tulburărilor de sensibilitate. Efectele complicației includ: înțepături, furnicături, amorteli sau chiar paralizie.

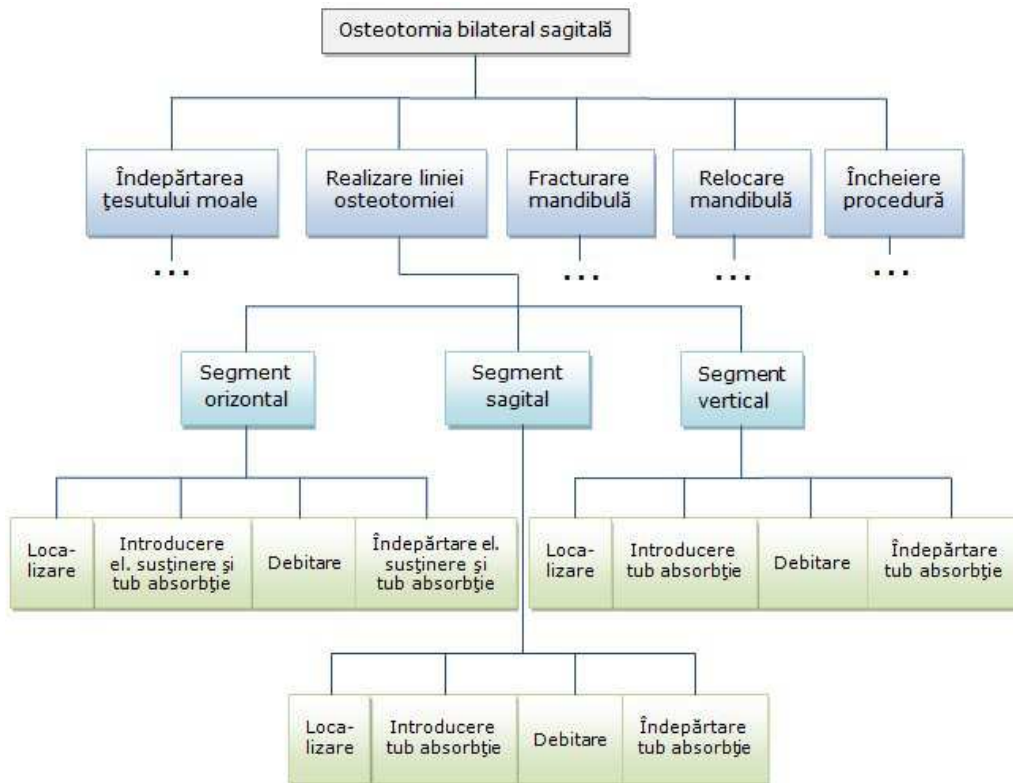


Figura 5.1. Descompunerea ierarhică a osteotomiei sagitale bilaterale, cu detalierea etapei de debitare a liniei osteotomiei

Conform clasificării leziunilor nervoase, efectuată de Seddon din 1943, majoritatea rănilor ce apar în urma procedurilor ortognatice fac parte din categoria neopraxiei (Panula, Finne, & Oikarinen, 2001). Panula și ceilalți grupează leziunile în studiul realizat în funcție de gravitate și raportează un procent de 37% de leziuni medii și 3% leziuni grave. Majoritatea pacienților ce au prezentat această complicație au avut o vârstă mai înaintată (o medie de 33 de ani) decât cei care nu au avut această problemă (o medie de 28.3 ani).

Toate etapele procedurii prezintă un anumit risc de lezare a nervului. Unele dintre cauzele posibile sunt (Panula, Finne, & Oikarinen, 2001, Ylikontiola, 2002): lovirea directă de către instrumentele medicale, comprimarea nervului între lingulă și instrumentele de disecție, întinderea nervului în timpul relocării segmentului distal, comprimarea nervului între segmentul proximal și cel distal, utilizarea unor plăcuțe de osteosinteză prea lungi, plasarea prea joasă a șuruburilor de fixare.

Sindromul temporomandibular

Sindromul temporomandibular, sau al articulației temporomandibulare, reprezintă un diagnostic des întâlnit la pacienții supuși unor proceduri din domeniul chirurgiei ortognatice, dar există și cazuri în care apare postoperatoriu. În studiul condus de Panula și ceilalți (2000), sindromul este prezent la 73% din pacienți

înainte și la 60% după operație. Noi simptome au apărut la 7% dintre pacienții ce nu prezentau această problemă. Există însă și studii recente care susțin că inflamația articulației se agravează postoperatoriu (Gerressen et al., 2006).

Cauzele posibile ale apariției sindromului temporomandibular sunt (Panula, Finne, & Oikarinen, 2001): imobilizarea articulației temporomandibulare prin fixare intermaxilară, deplasarea posterioară a procesului condilar sau lezarea excesivă a periostului.

Resorbția procesului condilar

Resorbția procesului condilar reprezintă o altă complicație ce poate apărea în cadrul chirurgiei ortognatice cu o probabilitate între 1% și 31% (Ylikontiola, 2002, Panula, Finne, & Oikarinen, 2001). Și această problemă se întâlnește la pacienți atât înainte cât și după operație, cu o probabilitate de 11% și respectiv 5% (Panula, Finne, & Oikarinen, 2001). În 63% din cazuri unghiul SN-MeGo a fost mai mare de 32°. Același studiu arată că femeile tinere prezintă un risc mai ridicat față de cele în vârstă sau de bărbați.

În afară de aceste cauze, resorbția procesului condilar poate fi cauzată de (Ylikontiola, 2002, Panula, Finne, & Oikarinen, 2001): prezența sindromului temporomandibular preoperativ, deplasări anterioare mari ale segmentului distal sau rotații în sens invers acelor de ceasornic ale segmentului distal.

Fracturările necorespunzătoare ale mandibulei

Fracturările necorespunzătoare reprezintă una dintre principalele cauze, pe lângă lezarea nervului alveolar inferior, pentru care se impune exersarea procedurii de cât mai multe ori. De multe ori remediarea acestora este posibilă, dar sunt cazuri în care estetica pacientului este grav afectată. În cadrul osteotomiei sagitale bilaterale, astfel de fracturări apar în 3-23% din cazuri (Ylikontiola, 2002, Panula, Finne, & Oikarinen, 2001), cu precădere la pacienții cu o vârstă mai înaintată (Kriwalsky et al., 2008). Fracturarea poate apărea în diferite regiuni și poate avea diferite forme. Fracturarea care implică procesul condilar este mai greu de corectat (Kriwalsky et al., 2008).

Printre posibilele cauze ale acestei complicații se numără (Veras et al., 2008): grosime mică a ramului mandibulei, lingulă înaltă, dălți greoaie, tehnică de rotire a dălților necorespunzătoare, prezența celui de al treilea molar. Una dintre cele mai discutate și contradictorii cauze este prezența celui de al treilea molar.

Nerealizarea contactului între segmente

Nerealizarea unui contact corespunzător între segmentul distal și cel proximal este de asemenea posibilă; s-a raportat o probabilitate de 0.5% de apariție a acestei complicații (Teltzrow et al., 2005), cu precădere la pacienți mai în vârstă de 33.6 ani. Nerealizarea contactului poate fi cauzată de: o suprafață insuficientă de contact dintre segmentul distal și cel proximal, sau de pătrunderea țesutului moale între cele două segmente.

Deplasarea postoperatorie a segmentului distal

Deplasarea postoperatorie a segmentului distal este de asemenea o complicație postoperatorie în cadrul chirurgiei ortognatice. Conform studiului realizat de Panula și ceilalți, probabilitatea unei deplasări severe este de 3%, pe când a celei medii este de 8% (Panula, Finne, & Oikarinen, 2001). Posibile cauze menționate sunt (Ylikontiola, 2002, Panula, Finne, & Oikarinen, 2001): mărirea avansului mandibulei (un avans mai mare de 7mm crește considerabil riscul deplasării),

modalitatea de fixare sau prevenirea unei rotații în sens invers acelor de ceasornic a segmentului distal în cazul unui unghi mandibular mare.

Deformarea plăcuțelor de osteosinteză

Deformarea plăcuțelor de osteosinteză este o complicație cu o probabilitate redusă, de 1.4% (Teltzrow et al., 2005), dar a cărei posibilitate trebuie avută în vedere la realizarea fixării.

Lezările dinților

Deteriorări ale dinților la nivelul rădăcinilor și al parodonțiului sunt de asemenea întâlnite. Sunt cauzate de contactul cu instrumentele utilizate și au o probabilitate raportată de apariție de 13% (Panula, Finne, & Oikarinen, 2001).

Lezarea nervului lingual

Lezarea nervului lingual a fost raportată ca având o probabilitate cuprinsă între 1% și 19% (Panula, Finne, & Oikarinen, 2001). Tulburările de sensibilitate cauzate tind să dispară o dată cu timpul, însă au fost raportate și cazuri de paralizie (Ylikontiola, 2002). Acest nerv poate fi rănit prin plasarea șuruburilor de fixare aproape de latura superioară a mandibulei în zona celui de al treilea molar sau în timpul îndepărtării țesutului moale din zona sagitală (Ylikontiola, 2002, Panula, Finne, & Oikarinen, 2001).

Lezarea nervului facial

Lezarea nervului facial este mai rar întâlnită, cu o incidență de 0.4-1% (Ylikontiola, 2002). Tulburările de sensibilitate dispar aproape instantaneu. Cauza principală a lezării nervului este o deplasare posterioară mare a mandibulei.

Infecțiile

Infecțiile posibile în chirurgia ortognatică fac parte din categoria a 2-a a clasificării infecțiilor, rană contaminată curată. Incidența acestei complicații este cuprinsă între 0 și 18% (Teltzrow et al., 2005, Spaey et al., 2005). În cadrul studiului realizat de Spaey, 6.8% infecții au fost detectate, dintre care 92% au fost localizate în zona sagitală, 6% în regiunea maxilară și 2% în zona obrazului.

Hemoragiile majore

Hemoragiile majore nu sunt des întâlnite în chirurgia ortognatică. Există raportată o probabilitate de 10% pentru pierderi de sânge mai mari de 1000ml și 1% pentru 2000ml (Ylikontiola, 2002). Valoarea medie a pierderii de sânge este de 340ml. Hemoragiile sunt cauzate de regulă de către instrumentele medicale utilizate.

Malocluzia

Malocluzia este de asemenea o complicație postoperatorie a osteotomiei sagitale bilaterale, care este datorată rotirii relative dintre segmentul proximal și cel distal dacă nu au fost fixate corespunzător (Ylikontiola, 2002).

5.2.5 Analiza AMDEC propriu-zisă

Pe baza datelor colectate sunt inventariate complicațiile și cauzele apariției acestora. De asemenea, cauzele sunt grupate în funcție de etapele și sub-etapele osteotomiei sagitale bilaterale.

64 Elemente pentru proiectarea simulatorului haptic: AMDEC - 5

Fiecare medic expert din cadrul echipei a estimat, printr-o valoare cuprinsă de la 1 la 5 (Tabelul 5.1), gravitatea, frecvența de apariție și gradul de nedetectare. Pentru calculul coeficienților de risc ai complicațiilor s-a utilizat relația (Militaru, 2004):

$$CR = G \times F \times ND \quad (5.1)$$

unde:

CR= coeficientul de risc [-]

G= gravitatea [-]

F= frecvența de apariție [-]

ND= gradul de nedetectare [-]

De asemenea, s-a calculat și un coeficient de risc total corespunzător fiecărei etape:

$$TCR = \sum_{i=1}^n CR_i \quad (5.2)$$

în care:

TCR= coeficientul de risc total [-]

n= numărul sub-etapelor din cadrul unei etape [-]

Tabelele AMDEC obținute pentru fiecare din cei trei medici se găsesc în Anexa 3. Gravitatea, frecvența de apariție, gradul de nedetectare, coeficientul de risc și coeficientul de risc total au fost mediați (relațiile (5.3) și (5.4)), obținându-se astfel tabelul AMDEC al osteotomiei sagitale bilaterale (Tabelul 5.2).

$$G_{med} = \frac{1}{3} \sum_{i=1}^3 G_i, \quad F_{med} = \frac{1}{3} \sum_{i=1}^3 F_i, \quad ND_{med} = \frac{1}{3} \sum_{i=1}^3 ND_i \quad (5.3)$$

$$CR_{med} = \frac{1}{3} \sum_{i=1}^3 CR_i, \quad TCR_{med} = \frac{1}{3} \sum_{i=1}^3 TCR_i \quad (5.4)$$

Tabelul 5.1. Evaluarea gravității, frecvenței de apariție și a gradului de nedetectare în cadrul analizei AMDEC pentru osteotomia sagitală bilaterală

Notă	Gravitate	Frecvență de apariție	Grad de nedetectare
1	Fără rană sau doar monitorizarea pacientului	Foarte scăzut: sub 20% din cazuri	Foarte scăzut: sub 20% din cazuri
2	Rană temporară ce necesită intervenții sau tratamente ulterioare	Scăzut: 20-40% din cazuri	Scăzut: 20-40% din cazuri
3	Rană temporară ce necesită intervenții sau tratamente ulterioare de lungă durată	Mediu: 40-60% din cazuri	Mediu: 40-60% din cazuri
4	Pierdere permanentă a unor funcții	Ridicat: 60-80% din cazuri	Ridicat: 60-80% din cazuri
5	Pierdere permanentă a unor funcții vitale	Foarte ridicat: peste 80% din cazuri	Foarte ridicat: peste 80% din cazuri

5.2 - Implementarea AMDEC pentru osteotomia sagitală bilaterală **65**

Tabelul 5.2. Tabelul AMDEC pentru osteotomia sagitală bilaterală

Etapă	Subetapă	Cauză	Efect	G med	F med	ND med	CR med	TCR med
Îndepărtare țesut moale	Disecție	Comprimare nerv alveolar inferior	Lezare nerv alveolar inferior	4.33	1.67	2.67	18.3	77
		Tehnică greșită de disecție	Hemoragie	3.33	1	1.67	6	
		Mușchi atașat de ramurile mandibulei	Sindrom temporomandibular	3.33	1.67	2	8.67	
		Lezare periost	Sindrom temporomandibular	1.67	2	3.33	10.6	
	Îndepărtare țesut	Întindere/comprimare nerv alveolar inferior	Lezare nerv alveolar inferior	4.33	2.33	2.67	26	
Rănire nerv lingual de către instrumente		Lezare nerv lingual	2.33	1	2.67	7.33		
Realizare linie osteotomie	Debitare linie osteotomie	Manevrare greșită a instrumentelor	Lezare nerv alveolar inferior	4.33	2	4.33	37.3	111.2
		Manevrare greșită a instrumentelor	Lezarea dinților	3	2.33	3.33	28.3	
		Poziționare greșită a liniei	Nerealizare contact	4.67	1.33	3.33	20.3	
		Estimare greșită a adâncimii de debitare	Fracturare greșită	4.67	1.67	3.33	25.3	
Fracturare mandibulă	Fracturare mandibulă	Inițializare greșită a fracturării	Lezare nerv alveolar inferior	4.33	2.33	4	39	93
		Utilizare dălți neadecvate	Fracturare greșită	4.33	1.67	4	27.3	
		Tehnică greșită de rotire a dălților	Fracturare greșită	4.33	1.67	4	26.7	
Relocare mandibulă	Repoziționare segment distal	Deplasare mare segment distal	Lezare nerv alveolar inferior	4.33	1.33	1.67	8.33	73
		Deplasare anterioară mare segment distal	Resorbție proces condilar	3.67	1	1.67	5.67	
		Rotire în sens trigonometric a segmentului distal	Resorbție proces condilar	3.67	1	1.67	5.67	
		Deplasare mare segment distal	Deplasare postoperatorie a segmentului distal	4.33	1.67	1.33	10	
		Deplasare posterioară mare segment distal	Lezare nerv facial	1	1	3.33	3.33	
	Fixare segment distal	Întindere/comprimare nerv alveolar inferior	Lezare nerv alveolar inferior	4.33	1.33	1.33	9	
		Plasare neadecvată a elementelor de fixare	Lezare nerv alveolar inferior	4.33	1	2.33	10.3	
		Fixare rigidă	Resorbție proces condilar	4	1.33	2.33	7	
		Metodă neadecvată de fixare	Deplasare postoperatorie a segmentului distal	4	1.33	1.33	6.67	
		Metodă neadecvată de fixare	Lezare nerv alveolar lingual	1	1	3	3	
		Metodă neadecvată de fixare	Deformare plăcuțe	2.67	1	1.67	4	
Încheiere procedură	Realizare sutură	Manevrare greșită a instrumentelor	Lezare nerv alveolar inferior	2.33	1	3.33	7.33	7.33

unde:

G_{med} = gravitatea medie [-]

F_{med} = frecvența de apariție medie [-]

ND_{med} = gradul de nedetectare mediu [-]

CR_{med} = coeficientul de risc mediu [-]

TCR_{med} = coeficientul de risc total mediu [-]

Obs.: Complicațiile din cadrul debitării liniei osteotomiei au fost tratate la nivel de etapă, și nu de subetapă ca la restul, deoarece în literatura de specialitate nu există decelarea complicațiilor pe cele trei segmente ale liniei osteotomiei.

5.2.6 Trasarea cerințelor impuse simulatorului

În cadrul acestei ultime etape a AMDEC sunt trasate și implementate acțiunile corective necesare pentru eliminarea cauzelor. Datorită obiectivului propus inițial (vezi 5.2.1), în cazul de față vor fi discutate cerințele care se impun simulatorului de realitate virtuală pentru osteotomia sagitală bilaterală.

Conform tabelului AMDEC, etapele critice ale procedurii sunt debitarea liniei osteotomiei și fracturarea mandibulei. După cum s-a precizat și în capitolele anterioare, obiectivul tezei este dezvoltarea unui simulator haptic pentru etapa de debitare.

Tabelul AMDEC a dezvăluit principalele complicații ale debitării liniei osteotomiei, și anume: lezarea nervului alveolar inferior, fracturări necorespunzătoare ale mandibulei, nerealizarea contactului între cele două segmente și lezarea dinților. Deoarece toate aceste efecte secundare sunt asociate cu particularitățile pacientului (vârstă, sex și anatomie), simulatorul trebuie să integreze modelele mandibulare reconstituite din investigații neinvazive ale pacienților. Prin utilizarea unor astfel de modele, simulatorul devine un instrument valid și în planificarea intervențiilor, nu numai pentru învățare.

În timpul debitării, decizia privind adâncimea liniei osteotomiei este luată de către chirurg în funcție de reacția de forță percepută (debitarea se încheie la pătrunderea în osul spongios). Din acest motiv, modelul mandibulei trebuie să conțină cele două țesuturi osoase: osul compact și cel spongios. Datorită importanței acestui aspect, se impune elaborarea unui model matematic bazat pe încercări experimentale pentru simularea procesului de debitare cu ferăstrăul.

Pe lângă aceste elemente structurale, este recomandat ca modelul să conțină și toate părțile anatomice care pot fi lezate în timpul debitării, și anume: nervul alveolar inferior, dinții și periostul. Dintre acestea, modelarea nervului este esențială datorită faptului că vătămarea acestuia prezintă cel mai ridicat coeficient de risc în cadrul etapei.

În afară de modelarea structurilor anatomice, simulatorul trebuie să permită detectarea automată în cazul coliziunii acestora cu ferăstrăul. Existența unei astfel de coliziuni poate fi afișată *on-line* (prin atenționare cu semnale acustice sau vizuale) sau *off-line* (la sfârșitul sesiunii sub forma unui raport care să cuprindă volumul de material îndepărtat din fiecare structură).

Sucesul întregii proceduri depinde de localizarea liniei osteotomiei. O eroare în acest caz poate conduce la fracturări greșite ale mandibulei sau la nerealizarea contactului corespunzătoare între cele două segmente. Pentru a face detectabilă o astfel de eroare, simulatorul trebuie să permită comparații cu linii realizate de către experți.

În chirurgia ortognatică este prezentă o gamă largă de tipuri de ferăstraie ce se pot utiliza în debitarea liniei osteotomiei. Simulatorul trebuie să ofere

utilizatorului posibilitatea de a folosi în mediul virtual cât mai multe din acestea, pentru a determina ce i se potrivește.

5.3 Concluzii

Dezvoltarea oricărei aplicații software presupune și o etapă de proiectare în vederea determinării cerințelor aplicației. Această etapă este esențială în cadrul dezvoltării de simulatoare medicale deoarece complexitatea și realismul simulării este limitat de performanțele resurselor hardware existente la ora actuală. Ținând cont că este în natura umană comiterea erorilor, un simulator valid care să asigure un proces de învățare eficient trebuie să permită noviceului să facă toate greșelile posibile în cadrul procedurii reale. Simulatoare care asigură și detectarea automată a acestora, pot înlocui aproape în totalitate metodele tradiționale de învățare. Dezvoltarea unor astfel de simulatoare se află încă la nivel de provocare.

Capitolul de față și-a propus determinarea cerințelor impuse simulatorului haptic pentru osteotomia sagitală bilaterală. Pentru aceasta autorul propune utilizarea analizei modurilor de defectare și a efectelor lor pentru că metoda atinge toți pașii specifici etapei de proiectare: colectarea datelor, descompunerea procedurii și analiza acesteia (prin ierahizarea complicațiilor).

În urma analizei au fost determinate etapele critice ale procedurii: debitarea liniei osteotomiei și fracturarea mandibulei. După cum s-a precizat și în capitolele anterioare, obiectivul tezei este dezvoltarea unui simulator haptic pentru etapa de debitare. Fracturarea mandibulei reprezintă obiectul unui simulator dezvoltat de către *Virtual Reality Group*, al *RWTH Aachen University*, unde autorul a lucrat timp de opt luni. Printre cerințele impuse simulatorului pentru debitarea liniei osteotomiei se numără: utilizarea unor modele mandibulare obținute din segmentarea tomografiilor computerizate care să conțină elemente structurale anatomice (precum: țesutul osos compact și cel spongios, periostul, dantura și nervul alveolar inferior), elaborarea unui model matematic pentru simularea îndepărtării de material, detectarea automată a zonelor interzise debitării, compararea localizării liniei osteotomiei cu cazuri ideale, utilizarea unor ferăstraie diferite pentru debitare. Modul în care aceste cerințe au fost implementate este prezentat în Capitolul 7.

6 Modelarea matematică a îndepărtării de material prin debitare cu ferăstrăul pentru aplicații de realitate virtuală utilizând dispozitive haptice

6.1 Introducere

De cele mai multe ori în timpul unei intervenții chirurgicale câmpul vizual al medicului este restrâns din diferite cauze: hemoragii puternice, spațiu de lucru redus sau acoperit parțial de instrumentele folosite. Datorită acestui fapt medicii se bazează pe simțul tactil și reacția de forță în luarea deciziilor necesare reușitei operației. Chirurgia ortognatică nu face excepție, și de aceea dezvoltarea unui simulator valid trebuie să aibă la bază un model matematic al procesului simulat.

Un element esențial în luarea deciziei privind sfârșitul etapei de debitare (adâncimea de debitare) din cadrul osteotomiei sagitale bilaterale îl reprezintă reacția haptică percepută la trecerea dintre cele două structuri ale osului (trecere de la țesutul compact la cel spongios). Datorită durității scăzute a țesutului spongios față de cel compact, apare o scădere a forței de reacție din partea osului, ceea ce face ca avansul ferăstrăului și implicit debitul de material îndepărtat să crească. Acest lucru face necesară determinarea parametrilor modelului matematic al procesului de debitare cu ferăstrăul pentru ambele structuri osoase.

Modelarea debitării cu ferăstrăul este complicată datorită numărului mare de factori care trebuie avuți în vedere, precum: proprietățile osului, avansul, geometria ferăstrăului, frecvența și amplitudinea mișcării de oscilație a acestuia. Deși au fost dezvoltate câteva simulatoare pentru debitarea oaselor, conform stadiului actual trebuie dezvoltat un nou simulator care să îndeplinească cerințele osteotomiei bilateral sagital. De asemenea este nevoie de un model matematic al forței de debitare care să țină cont de cât mai mulți dintre parametrii specifici debitării.

6.2 Modelul matematic al îndepărtării de material

6.2.1 Procesul tehnologic de așchiere

Toate procesele de îndepărtare de material prin așchiere (strunjire, frezare, debitare cu ferăstrăul etc.) se reduc la cazul general de așchiere cu un cuțit cu o singură muchie tăietoare. În funcție de valoarea unghiului dintre muchia sculei și direcția avansului se definesc două tipuri de așchieri (R.K. Singal, M. Singal, R. Singal, 2008):

- Așchiere ortogonală: la care unghiul are o valoare de 90° ;
- Așchiere oblică: la care unghiul are o valoare diferită de 90° .

În cazul așchierii ortogonale (Groover, 2010) forțele ce apar asupra așchierii sunt (Figura 6.1.a):

- Forța R'_{rez} ce acționează din partea sculei, compusă din: forța de frezare

70 Modelarea matematică a îndepărtării de material prin debitare cu ferăstrăul -6

- F'_μ și forța normală F'_n .
- Forța R''_{rez} ce acționează din partea materialului, compusă din: forța de forfecare F''_f și forța normală F''_n .

Nici una din forțele de mai sus nu poate fi măsurată direct în timpul așchierii deoarece direcțiile lor de aplicare variază în funcție de geometria sculei și de condițiile de așchiere (Groover, 2010). Însă forța R ce acționează din partea așchierii asupra sculei poate fi măsurată. Această forță are două componente (Figura 6.1.b): forța tangențială F_t pe direcția avansului și forța normală F_n perpendiculară pe direcția avansului.

Relațiile dintre forțele procesului de așchiere pot fi observate din Figura 6.2 (Groover, 2010).

Observație: În cazul așchierii oblice, forța R_{rez} mai are încă o componentă pe direcția muchiei tăietoare a cuțitului, forța radială F_r .

După cum s-a precizat mai sus forța ce acționează asupra sculei în procesul de așchiere ortogonală se calculează cu relația:

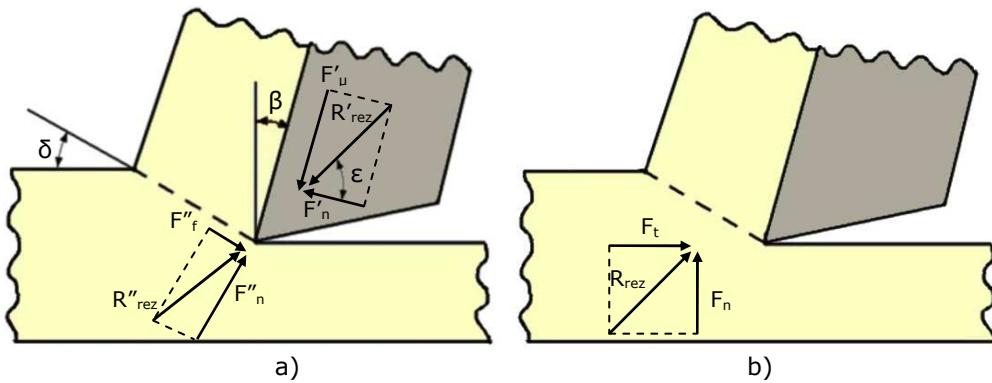


Figura 6.1. Forțele ce acționează în procesul fundamental al îndepărtării de material prin așchiere în cazul tăierii ortogonale (Groover, 2010)
 a) forțele ce acționează asupra așchierii; b) forțele ce acționează asupra sculei așchietoare

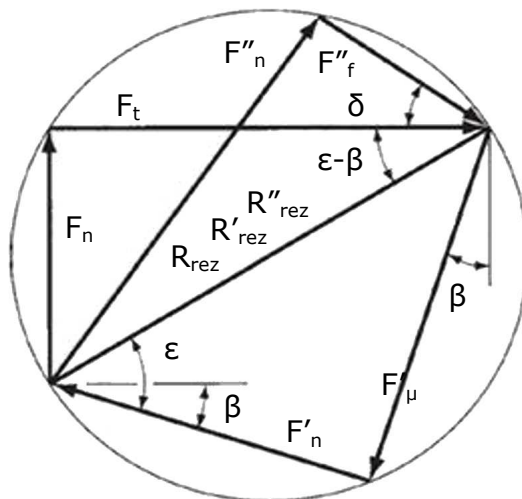


Figura 6.2. Relațiile geometrice dintre forțele procesului de așchiere (Groover, 2010)

$$\bar{R}_{rez} = \bar{F}_t + \bar{F}_n \quad (6.1)$$

Energia necesară aşchierii este egală cu lucrul mecanic efectuat de forţa de aşchiere R. În cazul de faţă doar componenta pe direcţia avansului, F_t , determină lucrul mecanic (Marinca, 2003):

$$L = F_t \cdot l \quad (6.2)$$

unde:

L= lucrul mecanic consumat [J]

F_t = forţa tangenţială [N], considerată constantă

l= lungimea aşchiată [m]

Lungimea aşchiată se calculează cu relaţia (Marinca, 2003):

$$l = v \cdot t \quad (6.3)$$

în care:

v= viteza de deplasare [m/s], considerată constantă

t= timpul [s]

Pe de altă parte volumul de material îndepărtat se obţine cu următoarea

relaţie:

$$V = l \cdot w \cdot s \quad (6.4)$$

unde:

V= volumul îndepărtat [m³]

w= lăţimea sculei [m]

s= grosimea aşchiei [m]

Rata de îndepărtare a materialului se calculează cu relaţia:

$$R = \frac{V}{t} \quad (6.5)$$

unde:

R= rata de îndepărtare a materialului [m³/s]

Utilizând relaţiile (6.3), (6.4) şi (6.5) se obţine următoarea relaţie pentru obţinerea ratei de îndepărtare a materialului:

$$R = v \cdot w \cdot s \quad (6.6)$$

În teoria îndepărtării de material prin aşchiere pentru raportul dintre energia consumată şi rata de îndepărtare a materialului a fost definit un nou termen, energia specifică de aşchiere (Boothroyd & Knight, 1989, Groover, 2010):

$$K_t = \frac{L}{R} \quad (6.7)$$

în care:

K_t = energia specifică [J/m³] sau [N/m²]

Ținând cont de relaţiile (6.2), (6.3), (6.6) din relaţia (6.7) se obţine relaţia de calcul a energiei specifice:

$$K_t = \frac{F_t}{s \cdot w} = \frac{F_t}{A} \quad (6.8)$$

unde:

A= aria secţiunii transversale a aşchiei [m²]

Energia specifică poate varia mult pentru acelaşi material datorită influenţei parametrilor aşchierii, precum: unghiul de atac, unghiul de aşezare, viteza de aşchiere, avansul etc. Însă pentru modificări restrânse ale acestor parametri în cazul aşchierii cu viteze şi avansuri mari, energia specifică tinde să fie constantă, putând astfel caracteriza materialul supus aşchierii (Boothroyd & Knight, 1989, Arbabtafti, 2011).

În cadrul aşchierii oblice, forţa normală şi cea radială sunt proporţionale cu

72 Modelarea matematică a îndepărtării de material prin debitare cu ferăstrăul -6

forța tangențială (Boothroyd & Knight, 1989, Arbabtafti, 2011) și deci proporționale cu aria secțiunii așchiei în stare nedeformată plastic:

$$\begin{bmatrix} F_t \\ F_n \\ F_r \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} K_t \\ K_n \\ K_r \end{bmatrix} \cdot A \quad (6.9)$$

În care K_t , K_n , K_r sunt energiile specifice pe direcție tangențială, normală și respectiv radială.

6.2.2 Analiza forței de debitare cu un ferăstrău cu mișcare rectilinie alternativă

În vederea modelării procesului de debitare cu ferăstrăul se analizează în primă fază ferăstrăul de tipul utilizat în cadrul osteotomiei sagitale bilaterale de către medicii din cadrul *Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie* al *Universitätsklinikum Aachen*. Ferăstrăul utilizat este unul tipic chirurgiei ortognatice, și anume un ferăstrău electric cu mișcare rectilinie alternativă. Ferăstrăul execută două mișcări pentru îndepărtarea materialului (Figura 6.3): una principală (mișcare rectilinie alternativă), și una secundară (mișcare de translație).

Conform clasificării sculelor așchietoare în funcție de numărul muchiilor tăietoare (Groover, 2010), ferăstrăul face parte din categoria sculelor așchietoare cu mai multe muchii tăietoare. Astfel ferăstrăul este considerat ca fiind o înșiruire de scule ce realizează așchieri oblice. Aplicând ecuația (6.9) se obțin valorile componentelor forței de așchiere pentru un dinte:

$$\begin{bmatrix} F_t^i \\ F_n^i \\ F_r^i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} K_t \\ K_n \\ K_r \end{bmatrix} \cdot A^i \quad (6.10)$$

Însumând valorile pentru toți dinții aflați în contact cu materialul debitat, se obțin componentele totale ale forței de așchiere. Deoarece ferăstrăul utilizat (Figura 6.4) este unul cu dantură standard (pas constant), forțele componente au aceeași valoare pentru fiecare dinte. De asemenea, ferăstrăul prezintă o înclinare

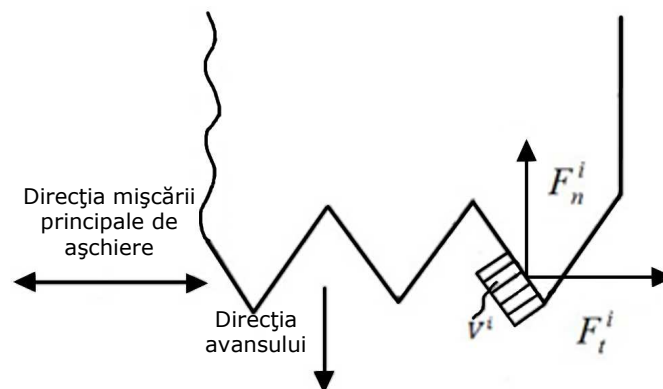


Figura 6.3. Componentele forței de așchiere pentru un ferăstrău cu mișcare rectilinie alternativă

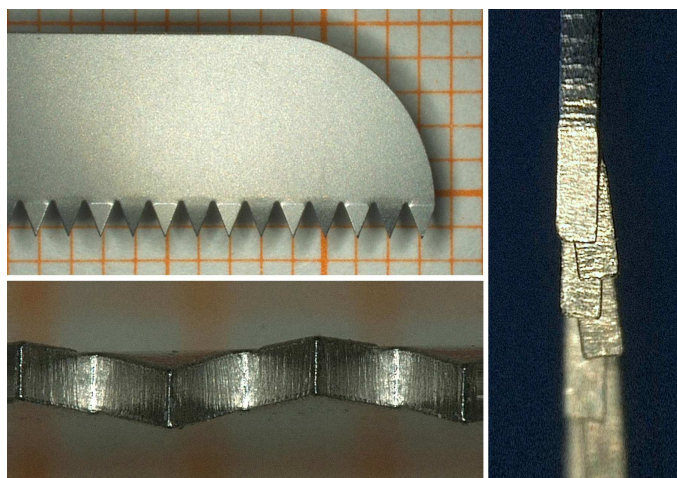


Figura 6.4. Lamă de ferăstrău tipică osteotomiei sagittale bilaterale (lama de ferăstrău GC909R al firmei Braun GmbH)

alternativă stânga-dreapta a dinților în afara pânzei pentru a face mai ușoară tăierea materialului. Această construcție conduce la anularea componentei radiale a forței de așchiere pentru întreg ferăstrăul. Astfel, componentele forței totale pe cele trei direcții sunt (Sofronia, Davidescu, & Savii, 2012c):

$$\begin{aligned}
 F_t &= \sum_{i=1}^n F_t^i = n \cdot F_t^i \\
 F_n &= \sum_{i=1}^n F_n^i = n \cdot F_n^i \\
 F_r &= \sum_{i=1}^n F_r^i = n \cdot F_r^i = 0
 \end{aligned}
 \tag{6.11}$$

6.2.3 Modelul îndepărtării de material în cazul ferăstrăului cu mișcare rectilinie alternativă

Forța de debitare în cazul așchierii cu o singură muchie tăietoare este direct proporțională cu aria secțiunii așchierii în stare nedeformată (relația (6.10)). Pentru modelarea procesului de îndepărtare de material, se va considera în primă aproximare că volumul îndepărtat este proporțional cu forța normală:

$$V = \frac{1}{K_{nv}} \cdot F_n
 \tag{6.12}$$

în care:

V = volumul de material îndepărtat [m^3]
 K_{nv} = parametrul forței [N/m^3]
 F_n = forța normală [N]

Volumul de material îndepărtat este egal cu suma volumelor de material îndepărtate de dinții ferăstrăului aflați în contact cu materialul:

74 Modelarea matematică a îndepărtării de material prin debitare cu ferăstrăul -6

$$V = \sum_{i=1}^n V^i = n \cdot V^i \quad (6.13)$$

unde:

n = numărul de dinți ai ferăstrăului care se află în contact cu materialul de tăiat [-]

V^i = volumul așchii îndepărtate de un dinte [m^3]

Pentru determinarea volumului de material îndepărtat de un dinte se analizează mișcarea dintelui. Figura 6.5 arată un dinte în două poziții succesive în care acesta se mișcă:

- Pe direcția de oscilație cu o valoare egală cu amplitudinea oscilației, și
- Pe direcția avansului cu o valoare egală cu grosimea așchii.

Volumul așchii îndepărtate se determină cu relația:

$$V^i = w \cdot a \cdot s \quad (6.14)$$

unde:

w = lățimea de debitare a ferăstrăului [m]

a = amplitudinea oscilației ferăstrăului [m]

s = grosimea așchii [m]

Durata de timp în care are loc această mișcare este egală cu inversul jumătății frecvenței de oscilație a ferăstrăului. Astfel că se obține următoarea relație de calcul a grosimii așchii:

$$s = \frac{v}{2 \cdot f} \quad (6.15)$$

în care:

f = frecvența de oscilație a ferăstrăului [Hz]

În aceste condiții, relația de calcul a volumului devine:

$$V^i = w \cdot a \cdot \frac{v}{2 \cdot f} \quad (6.16)$$

Pe de altă parte, numărul de dinți aflați în contact la un moment dat cu materialul debitat se obține din relația:

$$n = \frac{l}{p} \quad (6.17)$$

unde:

l = lungimea debitată [m]

p = pasul ferăstrăului [m]

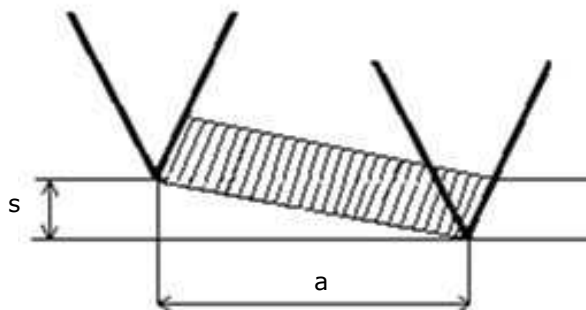


Figura 6.5. Analiza mișcării unui dinte al ferăstrăului

Utilizând relațiile (6.12), (6.13), (6.16) și (6.17) se obține relația de calcul a forței normale:

$$F_n = K_{nv} \cdot \frac{l}{p} \cdot a \cdot w \cdot \frac{v}{2 \cdot f} \quad (6.18)$$

Ținând cont că rata de îndepărtare este:

$$R = l \cdot w \cdot v \quad (6.19)$$

se obține următoarea relație de calcul pentru forța normală

$$F_n = K_{nv} \cdot \frac{R \cdot a}{2 \cdot p \cdot f} \quad (6.20)$$

Datorită inerției ferăstrăului și frecvențelor de lucru ridicate, vibrațiile pe direcție tangențială sunt atenuate până la mâna operatorului, astfel încât acesta nu percepe semnificativ componenta tangențială a forței de așchiere. Drept urmare analiza acestei forțe nu este necesară pentru realizarea simulatorului haptic.

În concluzie, modelul matematic simplificat al îndepărtării de material prin debitare cu un ferăstrău electric cu mișcare rectilinie alternativă depinde de pasul, frecvența și amplitudinea acestuia (Sofronia, Davidescu, & Savii, 2012c):

$$R = F_n \cdot \frac{p \cdot f}{K_{nv} \cdot a} \quad (6.21)$$

Prin experimente se va încerca determinarea unei relații de ordin superior, pentru o aproximare mai bună.

6.3 Standul experimental

Pentru determinarea cantitativă a dependenței dintre îndepărtarea de material și parametrii mai sus amintiți a fost necesară proiectarea unui stand experimental (Figura 6.6 și Figura 6.7), construit în cadrul *Labor Biomechanik* al *Fachhochschule Aachen (Campus Jülich)*. Standul constă dintr-un sistem de ghidaj (compus din ghidajul 4 și sania 5) montat pe platforma fixă 16. Sania este trasă cu ajutorul unui sistem mecanic de tip scripete alcătuit din scripetele 15, cablul 14 și greutatea 17. Forța de debitare este sesizată prin elementul senzorial 7 montat pe

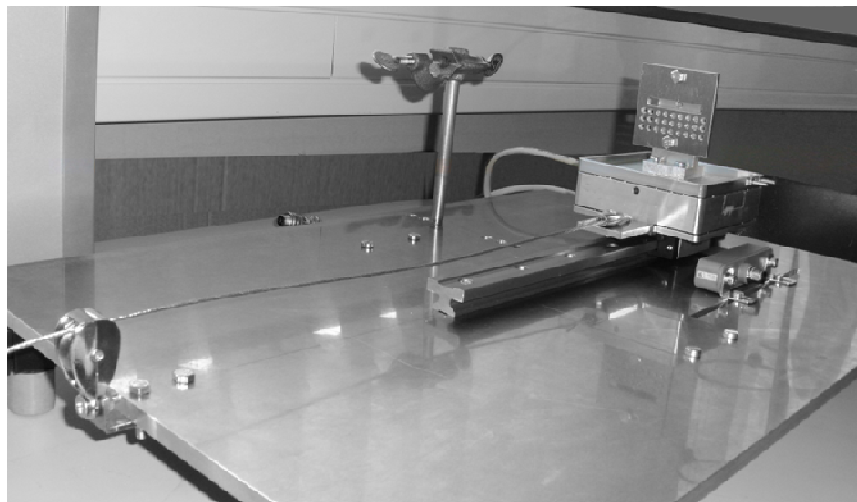


Figura 6.6. Standul experimental

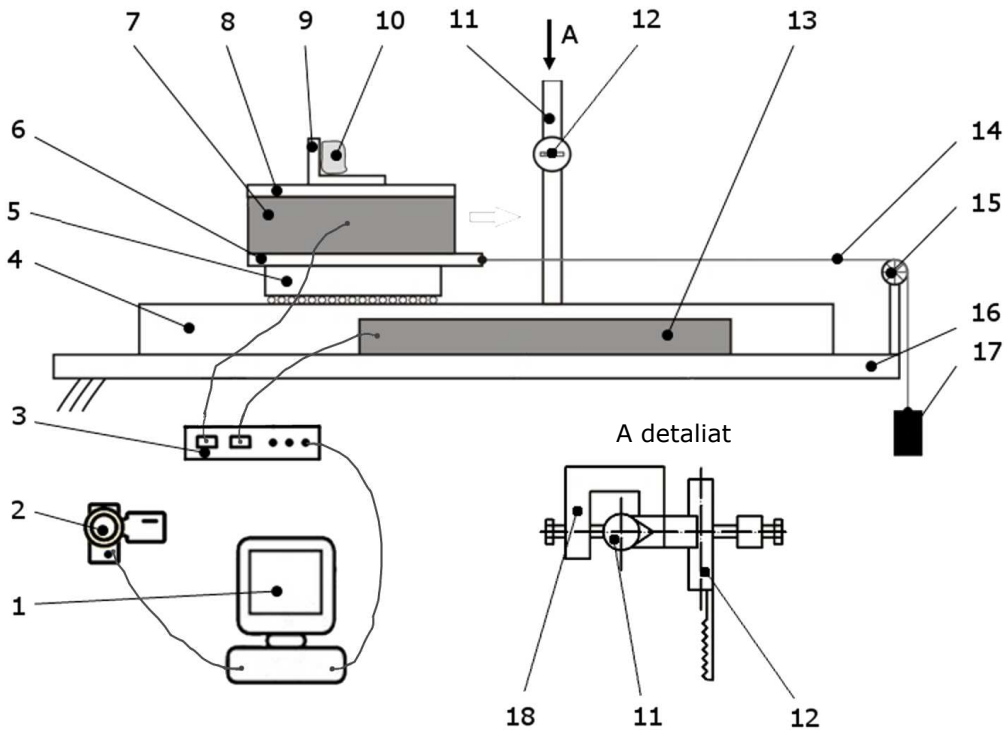


Figura 6.7. Elementele componente ale standului experimental

1. Sistem de calcul; 2. Cameră video; 3. Sistem de achiziție de date; 4. Ghidaj; 5. Sanie;
6. Conector mecanic senzor-ghidaj; 7. Senzor de forță; 8. Colector de apă; 9. Suport os;
10. Os; 11. Cilindru suport; 12. Ferăstrău; 13. Senzor de deplasare; 14. Cablu; 15. Scripete;
16. Platformă fixă; 17. Greutăți; 18. Suport ferăstrău.

elementul mobil al ghidajului prin intermediul conectorului senzor-ghidaj 6. Moștra de os 10 este fixată pe un suport 9. Conectarea suportului pe senzorul de forță se realizează printr-un conector 8 care are rolul și de a colecta apa rezultată din timpul procedurii. Ferăstrăul 12 este fixat în suportul de ferăstrău 18, care la rândul lui este montat pe platforma fixă prin intermediul cilindrului suport 11. Deplasarea relativă dintre os și ferăstrău este măsurată cu ajutorul senzorului de deplasare 13 montat pe platforma fixă. Standul mai conține un sistem de achiziție a datelor 3 de la senzori, o cameră video 2 pentru înregistrarea experimentelor și un sistem de calcul 1 pentru rularea aplicației de achiziție a datelor.

Măsurarea forței de debitare se realizează cu ajutorul senzorului tensometric K3D120 (Figura 6.8.a) al firmei ME-Meßsysteme GmbH. Senzorul utilizat permite măsurarea forței pe trei direcții, cu un domeniu de măsurare de $[-50, 50]$ N, o rezoluție de 0.01 N și o frecvență de măsurare de 1000 Hz (ME-Meßsysteme.com).

Pentru măsurarea distanței este utilizat senzorul inductiv PMI80-F90-IU-V1 (Figura 6.8.b) al firmei Pepperl+Fuchs. Partea mobilă a senzorului este fixată de colectorul de apă, iar partea fixă este montată pe platforma fixă. Pentru a oferi flexibilitate standului, montarea elementului fix a fost proiectată astfel încât să permită poziționarea acestuia în funcție de grosimea osului debitat. Elementul senzorial utilizat are un domeniu de măsurare de $[0, 80]$ mm și o rezoluție de 125 μm (Pepperl+Fuchs.com).

Achiziția semnalelor de la cei doi senzori se realizează cu ajutorul sistemului de achiziție date GSV-3USBx2 2mV/V (Figura 6.8.c) al firmei ME-Meßsysteme GmbH. Sistemul recepționează semnalul analogic de la senzori, îl amplifică, îl convertește în semnal digital și apoi îl transmite sistemului de calcul. Sistemul este dotat cu două porturi de ieșire USB 2.0 și permite achiziția de date cu o frecvență de maximum 1250 Hz (ME-Meßsysteme.com). În cadrul standului se folosesc două astfel de sisteme, trei porturi fiind utilizate pentru senzorul de forță și un port pentru cel de deplasare. Pentru a putea fi folosit împreună cu senzorul de deplasare, circuitul electronic al unuia dintre porturile sistemului de achiziție a fost modificat în vederea utilizării unei tensiuni de intrare de ± 10 V.

Sistemul de ghidaj (Figura 6.8.d) utilizat pentru realizarea deplasării relative dintre moștra de os și ferăstrău este sistemul DryLin T TK-01-20-2-400 al firmei Igus. Viteza maximă permisă de deplasare a elementului mobil este de 30m/s, iar încărcarea maximă a acestuia este de 3700 N (Igus.com).

Sistemul de tăiere a osului utilizat în cadrul standului experimental este cel utilizat de către echipa de medici a *Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie* din cadrul *Universitätsklinikum Aachen*. Sistemul folosit este de tipul Braun Aesculap Microspeed Artho (Figura 6.9), alcătuit din următoarele componente:

- Motorul GD678 cu o viteză unghiulară de 20.000 rpm,
- Ferăstrăul cu mișcare rectilinie alternativă GB130R,
- Lama de ferăstrău GC909R de lungime 33 mm, lățime de 0.4mm și lățime de debitare 0.6mm.

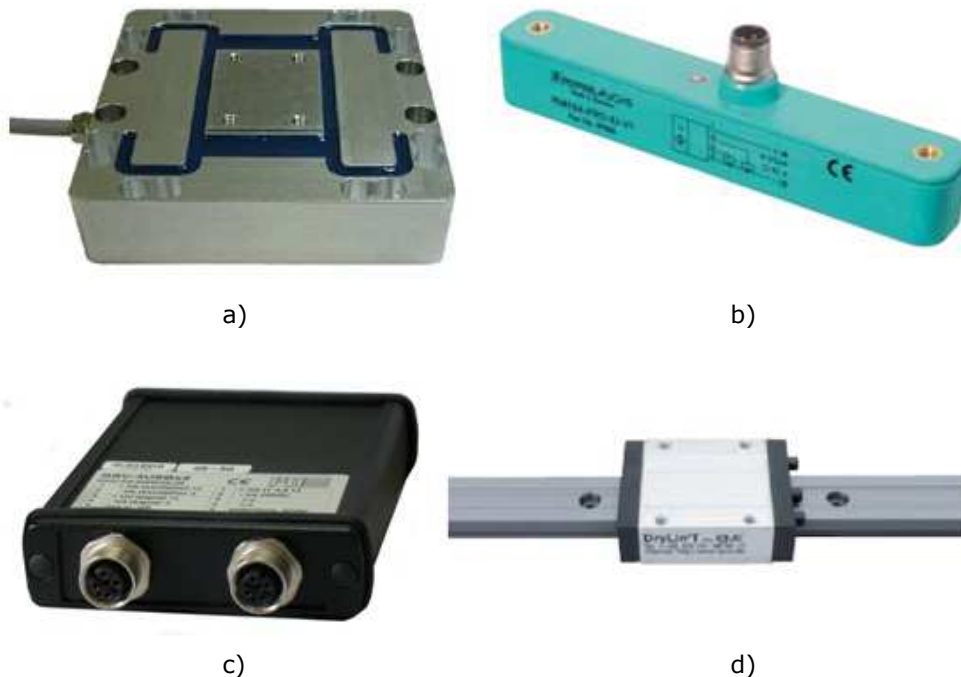


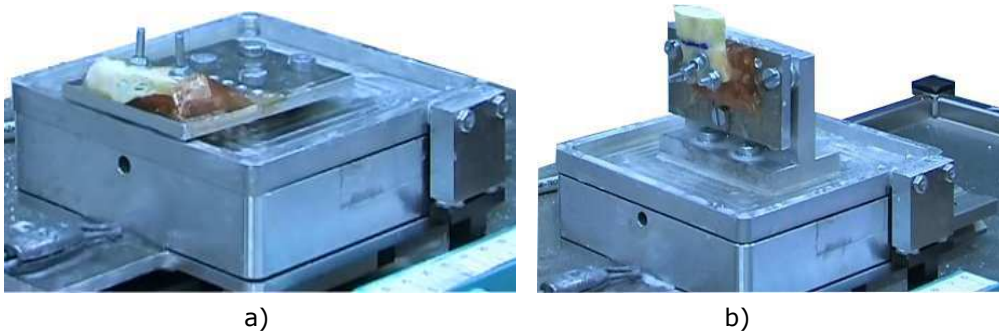
Figura 6.8. Componentele de bază ale standului experimental
 a) senzor de forță pe trei direcții; b) sistem de achiziție date; c) senzor inductiv de distanță; d) ghidaj.



Figura 6.9. Sistemul Braun Aesculap Microspeed Arthro

O atenție deosebită în proiectarea standului experimental a fost alocată proiectării subsistemului de fixare a mostrei de os. În primul rând, datorită poziționării celor trei segmente ale liniei osteotomiei, au fost realizate două subsisteme de fixare: unul pentru debitarea segmentului sagital (Figura 6.10.a) și unul pentru segmentul orizontal și cel vertical (Figura 6.10.b). În cel de-al doilea rând, datorită frecvenței ridicate de debitare, efectul vibrațiilor asupra întregului sistem trebuia redus.

Pentru început a fost aleasă ca o soluție prinderea mostrei de os pe suport doar cu ajutorul a două șuruburi (Figura 6.11). Însă această alegere s-a dovedit a nu fi suficientă pentru că în cadrul primului set de încercări experimentale au fost sesizate următoarele probleme:



a)

b)

Figura 6.10. Subsistemul de fixare a osului

- a) varianta constructivă pentru segmentul sagital; b) varianta constructivă pentru segmentul orizontal și vertical.



Figura 6.11. Sistemul inițial de prindere

- Vibrații puternice ale întregului sistem mobil al standului experimental în timpul debitărilor, precum și
- Forfecarea capului șuruburilor de prindere a mostrei de os în timpul debitării segmentului vertical al liniei osteotomiei.

Aceste probleme au fost cauzate de jocurile din cadrul standului experimental. Soluția constructivă adoptată pentru eliminarea jocurilor constă din (Figura 6.10):

- Fixarea osului pe placa suport atât cu ajutorul șuruburilor cât și cu ajutorul unui adeziv special, NIGRIN Polyester-Harz (Nigrin.com),
- Fixarea plăcii suport pe conectorul sensor-os în trei puncte cu ajutorul șuruburilor.

Prin adoptarea soluției descrise anterior, problemele apărute în cadrul încercărilor experimentale anterioare au fost eliminate.

Datorită particularităților debitării cu ferăstrăul, au fost impuse programului o serie de cerințe:

- Achiziția datelor cu o frecvență mai mare decât cea a ferăstrăului (333.33 Hz); s-a optat pentru o frecvență de 500Hz;
- Posibilitatea de punere la zero a elementelor senzoriale;
- Vizualizarea on-line a datelor înregistrate;
- Setarea on-line a porturilor de intrare de la senzori;
- Ferestre text de informare cu privire la starea sistemului;
- Butoane de pornire și oprire a achiziției datelor.

După realizarea primului set de încercări experimentale, la care au apărut probleme la determinarea cu precizie a începutului și sfârșitului debitării, a fost necesară adăugarea unei noi cerințe, și anume afișarea timpului curent. Soluționarea acestei probleme, esențială pentru prelucrarea datelor achiziționate, a fost completată de punerea la punct a unui protocol de încercări și de înregistrarea video a experimentelor.

Programul dezvoltat (Figura 6.12) are rolul de a achiziționa, prelucra și salva date de la cei doi senzori ai standului experimental, cel de forță și cel de distanță. Achiziția datelor se realizează prin cele patru porturi de intrare; setarea acestora se realizează cu ajutorul casetelor de modificare valorică din interfața grafică a programului (zona I) în funcție porturile alocate sistemului de achiziție de către sistemul de operare. Cele patru porturi de intrare corespund celor trei componente ale forței ce acționează asupra osului și distanței dintre os și ferăstrău. Pentru fiecare din cele patru componente, programul oferă atât punerea la zero individuală cu ajutorul unor butoane de comandă (zona II) cât și citirea acestora în timp real în ferestre text (zona III). Înregistrarea datelor se realizează cu o frecvență de 500Hz, valoare care poate fi citită în ferestrele text corespunzătoare fiecărei dintre cele patru componente înregistrate (zona IV). Interactivitatea achiziției de date este completată prin afișarea în timp real într-o fereastră text a timpului scurs de la începerea achiziției datelor (zona V) și a unor ferestre text (zona VI) pentru informarea utilizatorului cu privire la starea sistemului sau la posibile erori. Programul mai dispune de butoane de pornire (zona VII) și oprire a înregistrării datelor (zona VIII). Datele achiziționate sunt salvate o dată cu oprirea înregistrării într-un fișier cu extensia .tdms (*Technical Data Management Streaming*, fișier introdus de către National Instruments pentru salvarea rapidă a datelor achiziționate experimental). De asemenea în interfața grafică mai există o fereastră text în care este afișată data și ora curentă (zona IX), precum și o casetă de modificare valorică pentru setarea duratei maxime de înregistrare a datelor (zona X) – ce are rolul de a opri automat achiziția datelor în cazul în care aceasta nu este oprită manual de la butonul de comandă aferent.

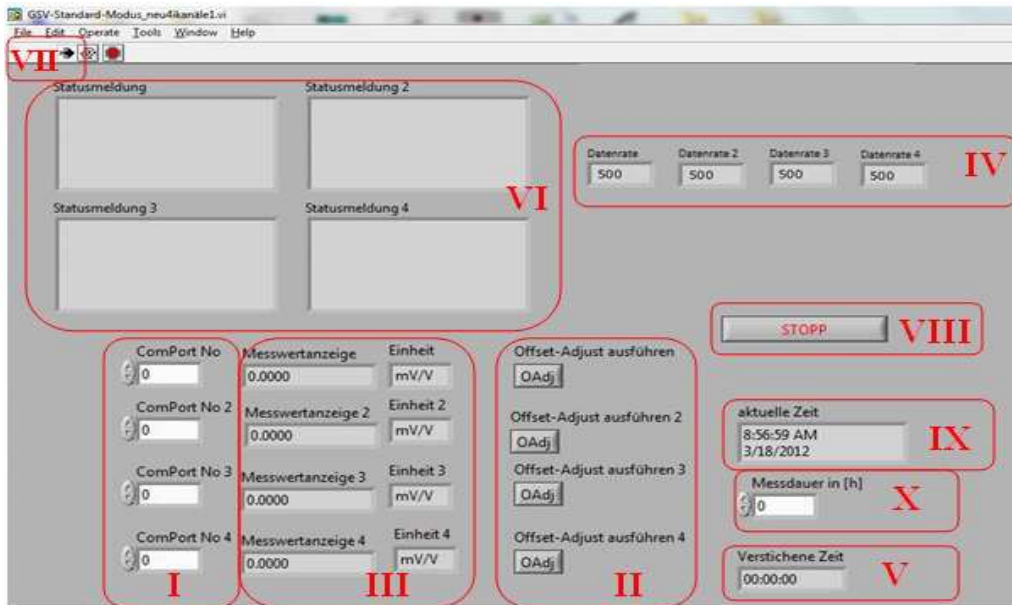


Figura 6.12. Zonele interfeței grafice a programului de achiziție a datelor

6.4 Protocolul experimentelor

Experimentele efectuate au fost realizate pe o mandibulă prelevată de la un cadavru în vederea determinării cantitative a modelului matematic specific mandibulei umane. Deși în cadrul procedurii linia de osteotomie are o adâncime de 1...2 mm, în cadrul încercărilor experimentale se debitează în totalitate osul pentru a se putea fotografia secțiunea rezultată ce urmează a fi prelucrată ulterior. Deoarece mandibula prezintă proprietăți diferite în funcție de zonă (vezi 2.4.3), se realizează încercări pentru fiecare din cele trei zone specifice liniei osteotomie. Astfel din mandibulă s-au obținut șase mostre: câte două, una din partea stângă și una din partea dreaptă, pentru cele trei segmente (Figura 6.13): orizontal (1), sagital (2) și vertical (3). De asemenea, deoarece osul compact este considerat un material anizotrop (vezi 2.4.3), mostrele au fost fixate astfel încât direcțiile de debitare din încercările experimentale să corespundă cu cele din osteotomia sagitală bilaterală. Recoltarea mostrelor respective și fixarea acestora au fost realizate într-o sesiune anterioară experimentelor.

Un alt element de care a trebuit să se țină cont în cadrul experimentelor a fost determinarea forței de apăsare (componenta normală a forței de debitare, F_n). Deoarece nu s-a avut la dispoziție decât o mandibulă pe care se putea realiza un număr limitat de încercări, s-a optat pentru utilizarea unui interval restrâns în jurul aceleiași valori pentru forța de apăsare. Valoarea respectivă a fost determinată în etapa de divizare a mandibulei, prin înregistrarea forței normale ce apare în cadrul unei debitări libere. În viitor, după validarea protocolului și a datelor obținute, se are în vedere repetarea experimentelor și variația parametrilor procesului (forța, tipul pânzei de ferăstrău, parametrii mișcării acestuia etc.).

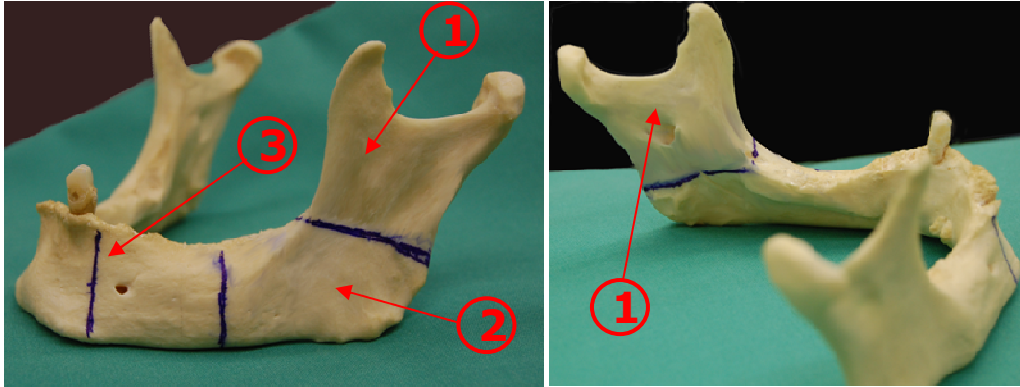


Figura 6.13. Zonele de recoltare a mostrelor din cadrul mandibulei

În timpul prelucrării datelor obținute în urma testării standului experimental, au apărut probleme la determinarea începutului și sfârșitului debitării. Pe lângă soluțiile pentru rezolvarea acestei probleme descrise mai sus, s-a observat necesitatea realizării experimentelor după un protocol bine stabilit.

Etapele protocolului utilizat în cadrul experimentelor sunt:

1. Montarea suportului cu mostra de os pe standul experimental;
2. Pornirea înregistrării video;
3. Pornirea programului de achiziție a datelor;
4. Setarea porturilor de intrare pentru cele patru semnale achiziționate;
5. Setarea duratei maxime a achiziției;
6. Poziționarea osului la 10...30 mm față de ferăstrău, fără acțiune din partea forței;
7. Pornirea achiziției de date;
8. Punerea la zero a semnalelor achiziționate;
9. Punerea în contact a osului cu ferăstrăul sub acțiunea forței;
10. Deplasarea osului la 10...30 mm față de ferăstrău;
11. Pornirea acționării ferăstrăului;
12. Deplasarea fin controlată a osului până la punerea în contact cu ferăstrăul sub acțiunea forței;
13. Realizarea tăierii;
14. Oprirea achiziției (și implicit salvarea datelor înregistrate) după realizarea debitării;
15. Oprirea înregistrării video;
16. Fotografiera secțiunii obținute;
17. Întocmirea raportului cu anexarea fișierelor rezultate: datele înregistrate de la senzori, înregistrarea video și fotografiile secțiunii;
18. Pregătirea standului pentru o nouă debitare.

6.5 Dezvoltarea modelelor matematice ale îndepărtării de material

6.5.1 Introducere

Deoarece s-a avut la dispoziție o singură mandibulă pentru încercări experimentale, și deci posibilitatea realizării unui număr redus de debitări, modelul matematic propus (6.21) a suferit unele simplificări din următoarele considerente:

- Utilizarea aceluiași ferăstrău (pasul $p=1.65\text{mm}$, amplitudinea mișcării de oscilație $a=3\text{mm}$);
- Utilizarea aceleiași frecvențe pentru mișcarea ferăstrăului ($f=333.33\text{ Hz}$);
- Utilizarea unei game restrânse de valori pentru forța de apăsare.

În aceste condiții îndepărtarea de material depinde doar de componenta normală a forței de debitare. Prin integrarea valorilor fixate în cadrul parametrului forței K_n ecuația (6.21) devine:

$$R = \frac{F_n}{K_n} \quad (6.22)$$

După cum este precizat și în paragrafele anterioare, se urmărește determinarea modelului matematic al îndepărtării de material prin debitare cu ferăstrăul atât pentru cele două tipuri de structuri ale osului (țesutul compact și cel spongios), cât și pentru cele trei linii ale osteotomiei (segmentul orizontal, vertical și cel spongios). Etapele procesării datelor în vederea obținerii modelelor matematice sunt (Figura 6.14):

- Prelucrare de imagini: prelucrarea secțiunilor obținute în vederea determinării lungimii osului (compact sau spongios) debitat la o anumită adâncime de debitare;
- Prelucrare de date experimentale: prelucrarea statistică a datelor achiziționate de la senzori și a celor obținute din etapa precedentă în vederea pregătirii acestora pentru determinarea modelelor matematice;
- Identificare și modelare matematică: determinarea ecuațiilor de regresie pentru variațiile ratei de îndepărtare față de forță pentru fiecare din cele trei segmente ale liniei osteotomiei și tipuri de țesuturi osoase.

În cele ce urmează se vor utiliza următoarele notații:

F_n =forța pe direcția avansului (componenta normală a forței de debitare) [N];

d =adâncimea de debitare [mm];

t =timpul [s];

l =lungimea totală a osului [mm];

l_c =lungimea osului compact [mm];

l_s =lungimea osului spongios [mm];

v =viteza de pătrundere a ferăstrăului în os [mm/s];

R =rata de îndepărtare a materialului [mm^3/s].

6.5.2 Prelucrarea imaginilor cu secțiunile debitate

Prin prelucrarea imaginii secțiunii debitate se obțin valorile pentru lungimea totală a osului, lungimea țesutului compact și lungimea țesutului spongios în funcție de adâncimea debitării (Figura 6.15). Rezultatele obținute în urma prelucrării imaginilor și secțiunile debitate pentru fiecare dintre cele trei segmente ale liniei osteotomiei se găsesc în tabelele 6.1, 6.2 și 6.3.

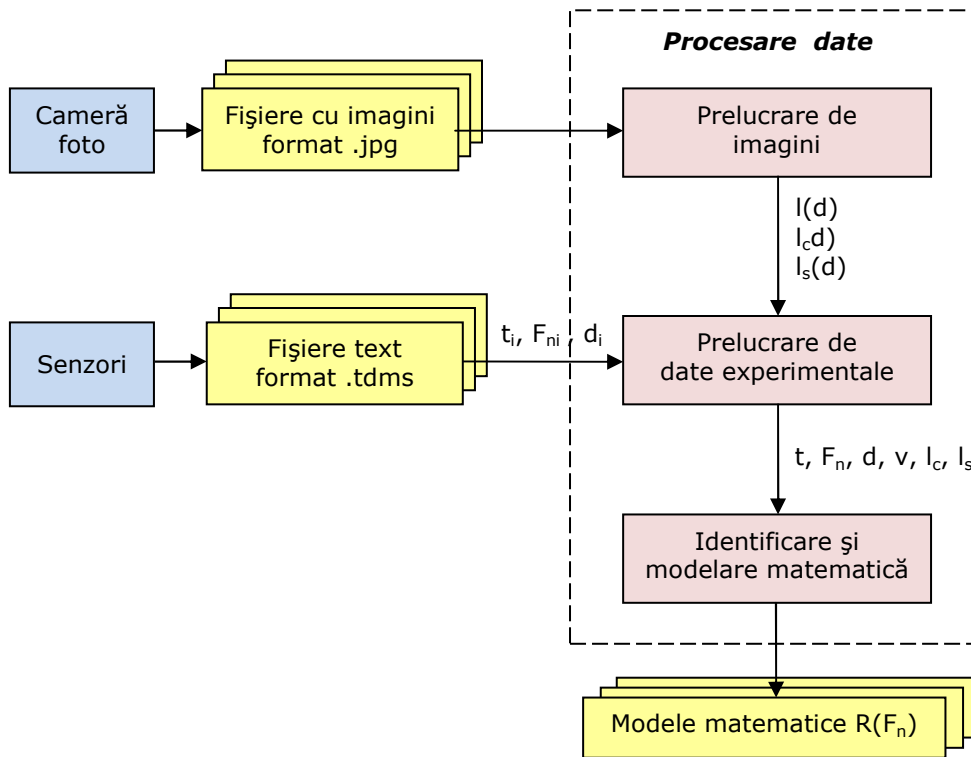


Figura 6.14. Etapele procesării datelor în vederea determinării modelelor matematice ale îndepărtării de material osos

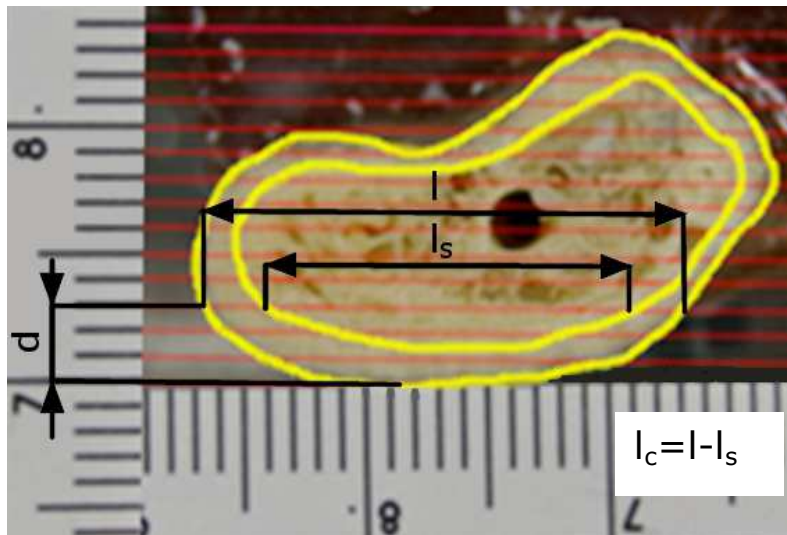
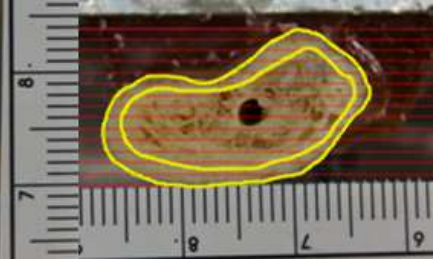
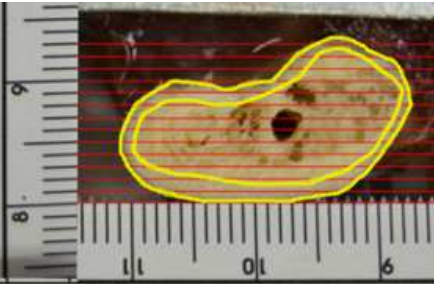


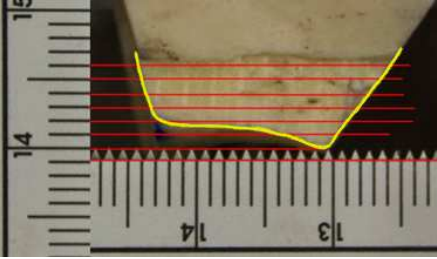
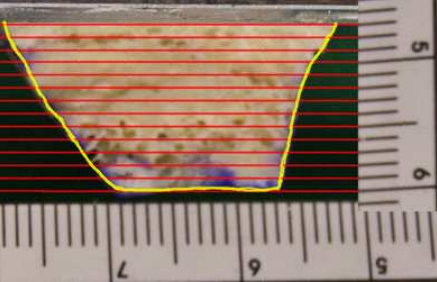
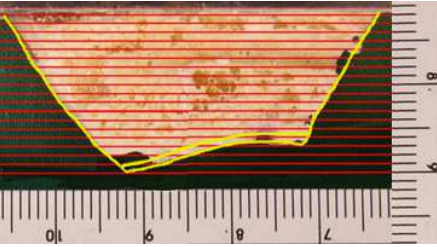
Figura 6.15. Exemplificarea mărimilor determinate în urma prelucrării imaginilor cu secțiunile debitate

84 Modelarea matematică a îndepărtării de material prin debitare cu ferăstrăul -6

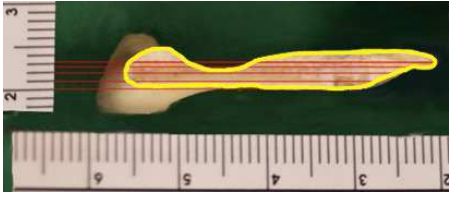
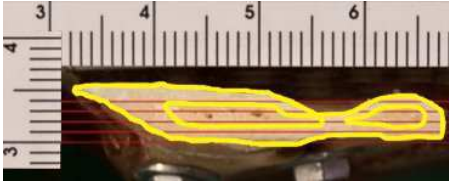
Tabelul 6.1. Probele debitate pentru segmentul vertical

Secțiune	Lungimi os			
<p data-bbox="464 555 608 584">Proba 1_1</p> 	d[mm]	l[mm]	lc[mm]	ls[mm]
	0	5.68	5.68	0
	0.93	13.34	13.34	0
	2.03	17.65	8.03	9.62
	2.96	19.53	4	15.53
	4.06	20.62	3.03	17.59
	5	21.56	2.18	19.37
	6.09	22.34	2.65	19.68
	7.03	22.5	2.5	20
	7.96	22.81	4.06	18.75
	9.06	20.31	10.93	9.37
	10	11.87	5.15	6.71
	11.09	9.37	5.31	4.06
	12.03	7.03	5.62	1.40
	12.96	4.21	4.21	0
13.90	0.62	0.62	0	
<p data-bbox="464 1189 608 1218">Proba 1_2</p> 	d[mm]	l[mm]	lc[mm]	ls[mm]
	0	8.04	8.04	0
	0.90	16.95	16.95	0
	1.81	18.18	12.04	6.13
	2.95	20.22	3.09	17.13
	3.86	21.36	2.04	19.31
	5	22.27	1.59	20.68
	6.13	22.95	2.27	20.68
	7.04	22.95	2.04	20.90
	8.18	22.5	2.72	19.77
	9.09	20.90	10	10.90
	10	17.95	9.54	8.40
	11.13	9.54	3.40	6.13
	12.04	6.81	3.18	3.63
	13.18	3.63	3.63	0

Tabelul 6.2. Probele debitate pentru segmentul sagital

Secțiune	Lungimi os																																																				
<p style="text-align: center;">Proba 2_1</p> 	<table border="1" data-bbox="847 465 1235 797"> <thead> <tr> <th>d[mm]</th> <th>l[mm]</th> <th>lc[mm]</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>0</td><td>0.5</td><td>0.5</td></tr> <tr><td>1.1</td><td>4.4</td><td>4.4</td></tr> <tr><td>2.1</td><td>13.95</td><td>13.95</td></tr> <tr><td>3.1</td><td>15.9</td><td>15.9</td></tr> <tr><td>4.1</td><td>16.9</td><td>16.9</td></tr> <tr><td>5.35</td><td>18.2</td><td>18.2</td></tr> <tr><td>6.35</td><td>19.2</td><td>19.2</td></tr> </tbody> </table>	d[mm]	l[mm]	lc[mm]	0	0.5	0.5	1.1	4.4	4.4	2.1	13.95	13.95	3.1	15.9	15.9	4.1	16.9	16.9	5.35	18.2	18.2	6.35	19.2	19.2																												
d[mm]	l[mm]	lc[mm]																																																			
0	0.5	0.5																																																			
1.1	4.4	4.4																																																			
2.1	13.95	13.95																																																			
3.1	15.9	15.9																																																			
4.1	16.9	16.9																																																			
5.35	18.2	18.2																																																			
6.35	19.2	19.2																																																			
<p style="text-align: center;">Proba 2_2</p> 	<table border="1" data-bbox="794 828 1289 1245"> <thead> <tr> <th>d[mm]</th> <th>l[mm]</th> <th>lc[mm]</th> <th>ls[mm]</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>0</td><td>12.44</td><td>12.44</td><td>0</td></tr> <tr><td>1</td><td>13.77</td><td>13.77</td><td>0</td></tr> <tr><td>2</td><td>14.83</td><td>0</td><td>14.83</td></tr> <tr><td>3</td><td>15.88</td><td>0</td><td>15.88</td></tr> <tr><td>4</td><td>16.55</td><td>0</td><td>16.55</td></tr> <tr><td>6</td><td>18.66</td><td>0</td><td>18.66</td></tr> <tr><td>8</td><td>20.33</td><td>0</td><td>20.33</td></tr> <tr><td>10</td><td>22.22</td><td>0</td><td>22.22</td></tr> <tr><td>12.88</td><td>25.55</td><td>0</td><td>25.55</td></tr> </tbody> </table>	d[mm]	l[mm]	lc[mm]	ls[mm]	0	12.44	12.44	0	1	13.77	13.77	0	2	14.83	0	14.83	3	15.88	0	15.88	4	16.55	0	16.55	6	18.66	0	18.66	8	20.33	0	20.33	10	22.22	0	22.22	12.88	25.55	0	25.55												
d[mm]	l[mm]	lc[mm]	ls[mm]																																																		
0	12.44	12.44	0																																																		
1	13.77	13.77	0																																																		
2	14.83	0	14.83																																																		
3	15.88	0	15.88																																																		
4	16.55	0	16.55																																																		
6	18.66	0	18.66																																																		
8	20.33	0	20.33																																																		
10	22.22	0	22.22																																																		
12.88	25.55	0	25.55																																																		
<p style="text-align: center;">Proba 2_3</p> 	<table border="1" data-bbox="794 1276 1289 1807"> <thead> <tr> <th>d[mm]</th> <th>l[mm]</th> <th>lc[mm]</th> <th>ls[mm]</th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td>0</td><td>0.78</td><td>0.78</td><td>0</td></tr> <tr><td>1.01</td><td>4.84</td><td>4.84</td><td>0</td></tr> <tr><td>1.95</td><td>9.53</td><td>3.28</td><td>6.25</td></tr> <tr><td>2.96</td><td>18.28</td><td>7.18</td><td>11.09</td></tr> <tr><td>3.98</td><td>24.68</td><td>8.67</td><td>16.01</td></tr> <tr><td>4.92</td><td>25.93</td><td>0</td><td>25.93</td></tr> <tr><td>5.93</td><td>27.34</td><td>0</td><td>27.34</td></tr> <tr><td>6.95</td><td>28.90</td><td>0</td><td>28.90</td></tr> <tr><td>8.90</td><td>31.56</td><td>0</td><td>31.56</td></tr> <tr><td>10.93</td><td>34.21</td><td>0</td><td>34.21</td></tr> <tr><td>16.95</td><td>41.32</td><td>0</td><td>41.32</td></tr> <tr><td>18.51</td><td>42.73</td><td>0</td><td>42.73</td></tr> </tbody> </table>	d[mm]	l[mm]	lc[mm]	ls[mm]	0	0.78	0.78	0	1.01	4.84	4.84	0	1.95	9.53	3.28	6.25	2.96	18.28	7.18	11.09	3.98	24.68	8.67	16.01	4.92	25.93	0	25.93	5.93	27.34	0	27.34	6.95	28.90	0	28.90	8.90	31.56	0	31.56	10.93	34.21	0	34.21	16.95	41.32	0	41.32	18.51	42.73	0	42.73
d[mm]	l[mm]	lc[mm]	ls[mm]																																																		
0	0.78	0.78	0																																																		
1.01	4.84	4.84	0																																																		
1.95	9.53	3.28	6.25																																																		
2.96	18.28	7.18	11.09																																																		
3.98	24.68	8.67	16.01																																																		
4.92	25.93	0	25.93																																																		
5.93	27.34	0	27.34																																																		
6.95	28.90	0	28.90																																																		
8.90	31.56	0	31.56																																																		
10.93	34.21	0	34.21																																																		
16.95	41.32	0	41.32																																																		
18.51	42.73	0	42.73																																																		

Tabelul 6.3. Probele debitate pentru segmentul orizontal

Secțiune	Lungimi os																								
<p>Proba 3_1</p> 	<table border="1"> <thead> <tr> <th>d[mm]</th> <th>l[mm]</th> <th>lc[mm]</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>0</td> <td>11.05</td> <td>11.05</td> </tr> <tr> <td>1</td> <td>31.57</td> <td>31.57</td> </tr> <tr> <td>2.05</td> <td>34.21</td> <td>34.21</td> </tr> <tr> <td>2.84</td> <td>31.57</td> <td>31.57</td> </tr> <tr> <td>3.47</td> <td>30.26</td> <td>30.26</td> </tr> </tbody> </table>	d[mm]	l[mm]	lc[mm]	0	11.05	11.05	1	31.57	31.57	2.05	34.21	34.21	2.84	31.57	31.57	3.47	30.26	30.26						
	d[mm]	l[mm]	lc[mm]																						
	0	11.05	11.05																						
	1	31.57	31.57																						
	2.05	34.21	34.21																						
	2.84	31.57	31.57																						
3.47	30.26	30.26																							
<p>Proba 3_2</p> 	<table border="1"> <thead> <tr> <th>d[mm]</th> <th>l[mm]</th> <th>lc[mm]</th> <th>ls[mm]</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>0</td> <td>6.07</td> <td>6.07</td> <td>0</td> </tr> <tr> <td>0.96</td> <td>26.73</td> <td>26.73</td> <td>0</td> </tr> <tr> <td>1.96</td> <td>27.84</td> <td>6.84</td> <td>21</td> </tr> <tr> <td>2.96</td> <td>23.03</td> <td>9.76</td> <td>13.26</td> </tr> <tr> <td>3.96</td> <td>26.26</td> <td>26.26</td> <td>0</td> </tr> </tbody> </table>	d[mm]	l[mm]	lc[mm]	ls[mm]	0	6.07	6.07	0	0.96	26.73	26.73	0	1.96	27.84	6.84	21	2.96	23.03	9.76	13.26	3.96	26.26	26.26	0
	d[mm]	l[mm]	lc[mm]	ls[mm]																					
	0	6.07	6.07	0																					
	0.96	26.73	26.73	0																					
	1.96	27.84	6.84	21																					
	2.96	23.03	9.76	13.26																					
3.96	26.26	26.26	0																						

6.5.3 Prelucrarea datelor experimentale

Datele obținute din etapa precedentă și cele achiziționate de la senzori au fost supuse unei prelucrări statistice în vederea pregătirii lor pentru determinarea modelelor matematice ale procesului de îndepărtare a materialului osos. S-a avut în vedere în principal eliminarea zgomotului din semnalele achiziționate, reducerea setului de date la zona în care are loc debitarea precum și sincronizarea datelor obținute de la senzori și din prelucrarea imaginilor. Pentru îndeplinirea acestor cerințe a fost realizat un program în mediul de lucru Matlab. Etapele programului realizat sunt prezentate în Figura 6.16 iar codul sursă al acestuia se găsește în Anexa 4.

Importarea datelor

În cadrul acestei etape sunt importate datele achiziționate de la senzori și cele obținute din prelucrarea imaginilor. Deoarece datele de la senzori sunt stocate într-un fișier cu extensia .tdms, este nevoie de conversia acestora într-un fișier cu extensia .txt care poate fi importat în mediul Matlab (utilizând funcția *importdata()* din Matlab). Conversia se realizează cu ajutorul instrumentului *add-in* TDM Excel al firmei National Instruments (NI.com), care permite încărcarea fișierelor .tdms în aplicația Microsoft Office Excel, aplicație care oferă mai departe posibilitatea salvării în format .txt.

Reducerea setului de date la zona de interes

În cadrul acestei etape este redus setul de date înregistrate la zona de interes (zona în care ferăstrăul taie din os), prin determinarea începutului și sfârșitului debitării. Pentru determinarea începutului s-a pus (conform protocolului experimentelor de debitare în contact osul cu ferăstrăul sub acțiunea forței,

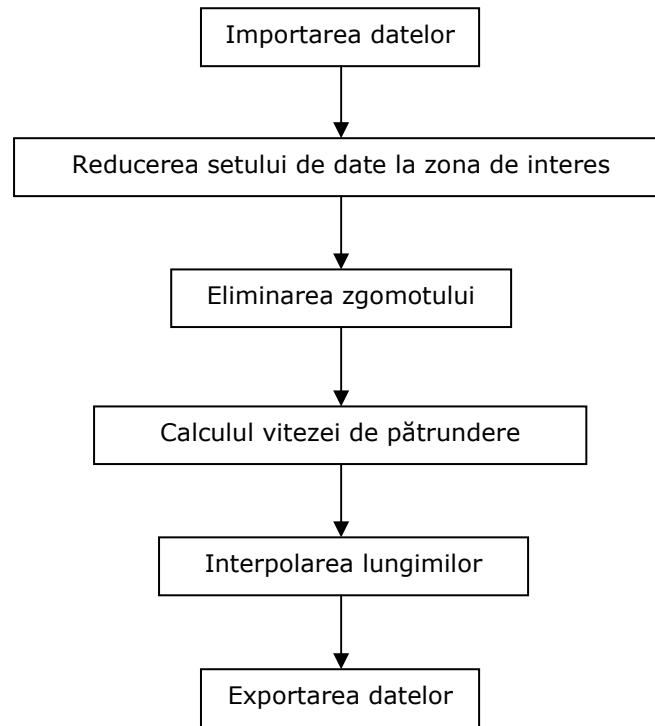


Figura 6.16. Etapele prelucrării datelor experimentale

obținându-se astfel distanța de contact os-ferăstrău față de originea senzorului de distanță (Figura 6.17). Determinarea sfârșitului se realizează prin:

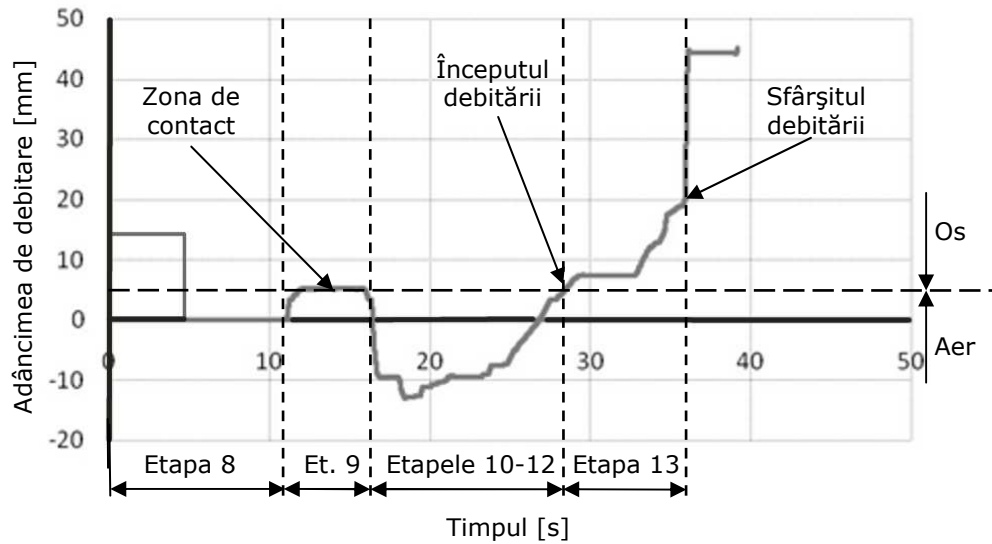
- Determinarea valorii pentru care semnalul corespunzător adâncimii de debitare crește abrupt în cazul debitării complete (Figura 6.17.a),
- Determinarea valorii pentru care semnalul corespunzător adâncimii de debitare devine constant în cazul debitării incomplete datorită încălzirii excesive a ferăstrăului (Figura 6.17.b).

Verificarea determinării începutului și sfârșitului debitării se face prin două metode:

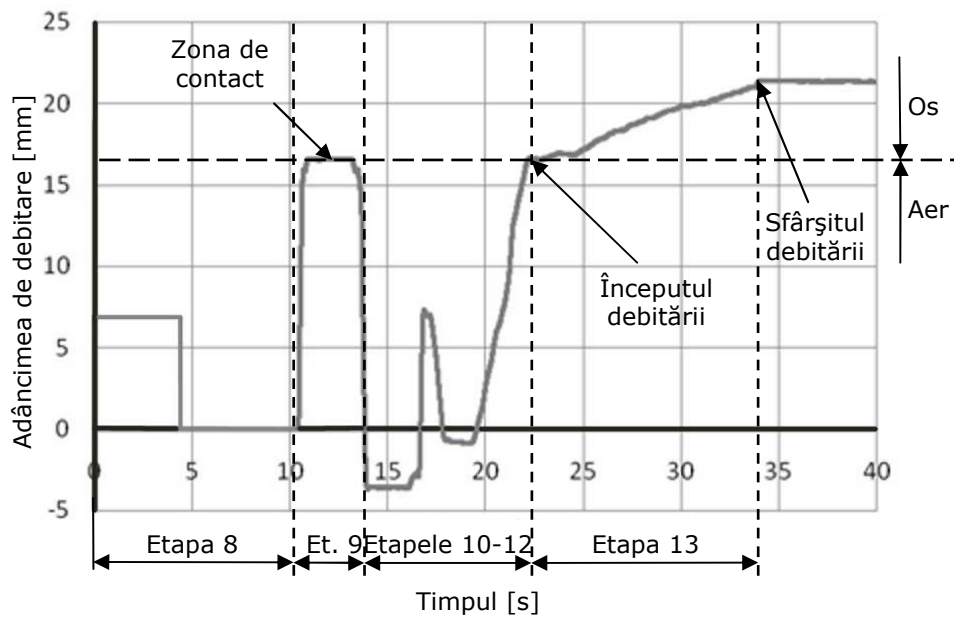
- Compararea adâncimii debitate cu cea rezultată din urma prelucrării imaginii cu secțiunea debitată;
- Compararea timpilor de început și de sfârșit cu timpii din înregistrarea video a debitării.

Eliminarea zgomotului

Datorită vibrațiilor induse de sistem se realizează o netezire a datelor achiziționate de senzori. Netezirea se efectuează cu ajutorul polinoamelor de gradul doi ce aproximează prin metoda celor mai mici pătrate grupul de date experimentale (utilizând funcția *loess()* din Matlab). În Figura 6.18 este prezentată o porțiune dintr-un semnal achiziționat (în cazul de față forța normală) și netezit cu un coeficient de netezire de 0.25, considerat optim.



a)



b)

Figura 6.17. Determinarea începutului și sfârșitului debitării

a) în cazul debitării complete; b) în cazul debitării parțiale.

Etapele protocolului experimentelor (vezi 6.4): 8. Punerea la zero a semnalelor achiziționate; 9. Punerea în contact a osului cu ferăstrăul sub acțiunea forței; 10. Deplasarea osului la 10...30 mm față de ferăstrău; 11. Pornirea acționării ferăstrăului; 12. Deplasarea fin controlată a osului până la punerea în contact cu ferăstrăul sub acțiunea forței; 13. Realizarea tăierii.

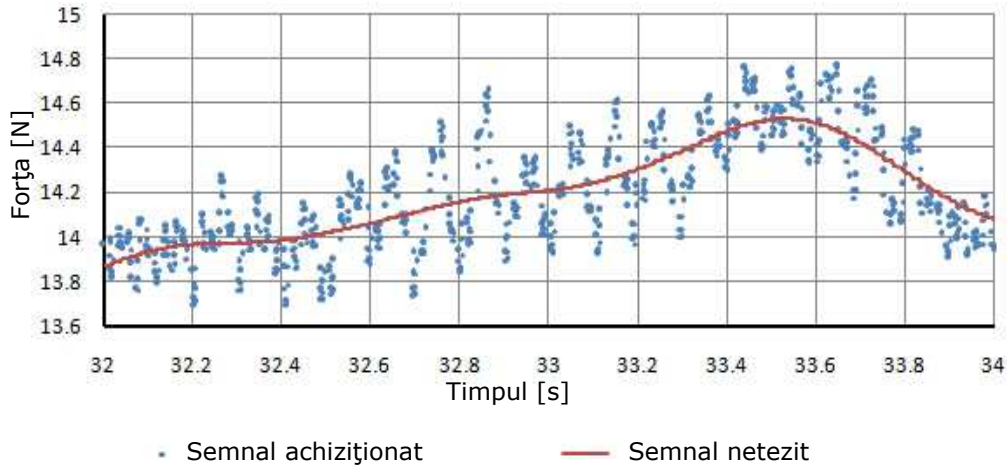


Figura 6.18. Netezirea datelor achiziționate

Calculul vitezei de pătrundere

După netezirea datelor se calculează viteza de pătrundere în os a ferăstrului, prin derivarea adâncimii de debitare în raport cu timpul, utilizând metoda diferențelor centrate. Metoda utilizată reprezintă metoda recomandată în vederea atenuării erorilor în cadrul derivării numerice (Davidescu, 2003):

$$v_i = \frac{d_{j+1} - d_{j-1}}{t_{j+1} - t_{j-1}} \quad (6.23)$$

unde:

$i=2\dots n-1$

$n=$ numărul de date al șirului d [-]

Interpolarea lungimilor

Pentru determinarea lungimii totale a osului, a lungimii osului compact și a lungimii osului spongios în funcție de adâncimea de debitare înregistrată de senzorul de deplasare în timp se utilizează interpolarea liniară (utilizând funcția *interp1()* din Matlab).

Exportarea datelor

În această ultimă etapă, datele obținute sunt exportate într-un fișier cu extensia .txt (funcția *save* din Matlab). Sunt salvate următoarele date: timpul, adâncimea de debitare, viteza de pătrundere, forța, lungimea totală a osului, lungimea osului compact și lungimea osului spongios.

6.5.4 Identificarea și modelarea matematică

Această etapă din cadrul procesării datelor constă în determinarea legii ce guvernează dependența dintre rata de îndepărtare a materialului și componenta normală (pe direcția avansului) a forței de debitare. Rata de îndepărtare a materialului reprezintă volumul îndepărtat de material în unitatea de timp și se calculează cu relația (6.19) în care lățimea de debitare a ferăstrului utilizat în experimente este de $w=0.6$ mm.

90 Modelarea matematică a îndepărtării de material prin debitare cu ferăstrăul -6

După cum s-a menționat mai sus, osul mandibulei este considerat un material anizotrop ale cărui proprietăți variază în funcție de direcția de analiză dar și de localizare. De aceea se optează pentru gruparea datelor în funcție de cele trei segmente ale liniei osteotomiei. De asemenea, trebuie amintit că direcțiile de debitare din încercările experimentale corespund cu cele din osteotomia sagitală bilaterală.

Determinarea modelului ratei de îndepărtare pentru osul compact

Pentru determinarea modelului matematic al ratei de îndepărtare a osului compact se analizează doar zonele în care se regăsește doar această structură osoasă (aproximativ primul milimetru al debitării). De asemenea, se concatenează seturile de date obținute din toate încercările realizate pentru același segment al liniei osteotomiei în vederea determinării ecuațiilor care aproximează cel mai bine toate dependențele obținute experimental.

Variațiile ratei de îndepărtare în funcție de forța de debitare pentru fiecare din cele trei segmente se pot observa în Figurile 6.19, 6.20 și 6.21.

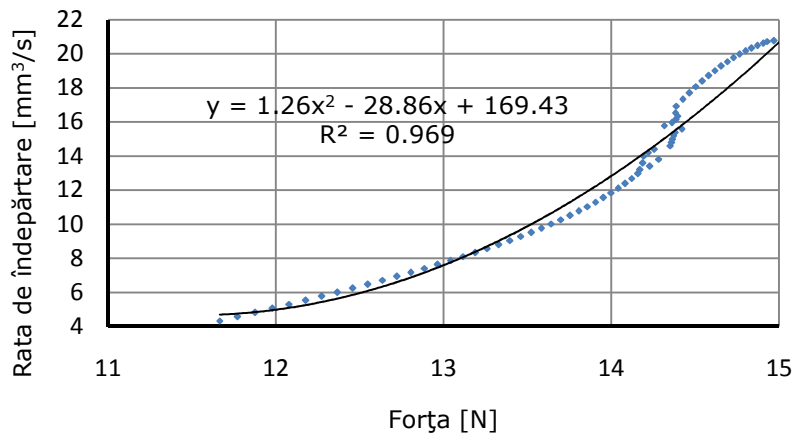


Figura 6.19. Variația ratei de îndepărtare a osului compact pentru segmentul orizontal

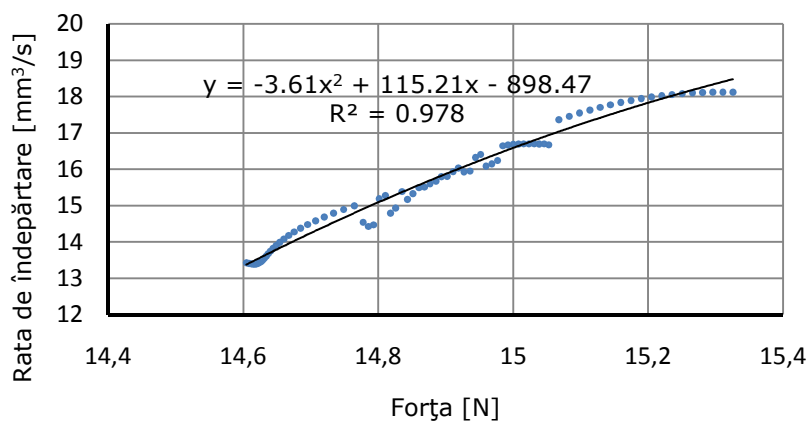


Figura 6.20. Variația ratei de îndepărtare a osului compact pentru segmentul vertical

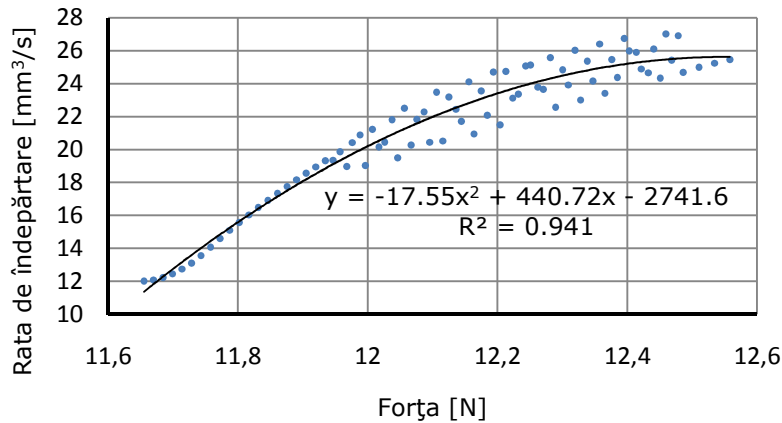


Figura 6.21. Variația ratei de îndepărtare a osului compact pentru segmentul sagital

În urma reprezentărilor grafice se observă posibila existență a unei dependențe neliniare între rata de îndepărtare a materialului osos și forța aplicată. Pentru a descrie intensitatea legăturii între cele două variabile, se calculează coeficientul de corelație neliniară, utilizând următoarea relație (Davidescu, 2003):

$$\eta_{yx} = \sqrt{1 - \frac{\sum_{j=1}^k (m_j - 1) S_y^2(x_j)}{(n - 1) S_y^2}} \quad (6.24)$$

unde:

- k= numărul de clase în care se împarte șirul x
- m_j = numărul de perechi (x_i, y_i) aparținând clasei j
- $S_y^2(x_j)$ = dispersia clasei j
- S_y^2 = dispersia întregului șir
- Dispersia unui șir de date se calculează relația (Davidescu, 2003):

$$S^2(x) = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \quad (6.25)$$

unde:

- n = numărul de date al șirului x
- \bar{x} = media șirului x

Un coeficient de corelație apropiat de unitate indică o dependență puternică între cele două variabile, iar dacă coeficientul tinde spre zero, variabile sunt necorelate sau independente (Davidescu, 2003).

Utilizând relația (6.24) se obțin următorii coeficienți ai corelației neliniare:

- Segmentul orizontal: $\eta_{yx}=0.98$;
- Segmentul sagital: $\eta_{yx}=0.96$;
- Segmentul vertical: $\eta_{yx}=0.98$.

Valorile coeficienților indică existența unei corelații neliniare puternice, ce impune utilizarea unei regresii neliniare între rata de îndepărtare și forță.

În vederea alegerii legii care guvernează cel mai bine această dependență se urmărește maximizarea coeficientului de determinație (cunoscut și sub numele de

92 Modelarea matematică a îndepărtării de material prin debitare cu ferăstrăul -6

coeficient de determinare). Acest coeficient arată proporția variației dependente explicate prin modelul de regresie și este folosit pentru a evalua alegerea modelului. Coeficientul de determinare se calculează cu relația (Pollard, 1979):

$$R^2 = 1 - \frac{SSE}{SST} = \frac{SSR}{SST} \quad (6.26)$$

unde:

SSE= suma pătratelor valorilor reziduale

SST= suma pătratelor abaterilor individuale față de media aritmetică

SSR= suma pătratelor abaterilor de regresie

Termenii din relația de mai sus se calculează cu următoarele relații (Pollard, 1979):

$$\begin{aligned} SSE &= \sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2 \\ SST &= \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y}_i)^2 \\ SSR &= \sum_{i=1}^n (\hat{y}_i - \bar{y}_i)^2 \end{aligned} \quad (6.27)$$

unde:

y_i = variabila dependentă

\bar{y}_i = media variabilei dependente

\hat{y}_i = variabila dependentă calculată cu legea propusă

Valorile coeficientului de determinație se găsesc în intervalul [0;1]. Cu cât valoarea este mai apropiată de unitate cu atât modelul de regresie aproximează mai bine dependența.

Pentru modelarea matematică a ratei îndepărtării țesutului compact s-au ales următoarele modele de regresie:

Segmentul orizontal cu un coeficient de determinație $R^2=0.969$:

$$R_C = 1.26 \cdot F_n^2 - 28.86 \cdot F_n + 169.43 \quad (6.28)$$

Segmentul vertical cu un coeficient de determinație $R^2=0.978$:

$$R_C = -3.61 \cdot F_n^2 + 115.21 \cdot F_n - 898.47 \quad (6.29)$$

Segmentul sagital cu un coeficient de determinație $R^2=0.941$:

$$R_C = -17.55 \cdot F_n^2 + 440.72 \cdot F_n - 27416 \quad (6.30)$$

Determinarea modelului ratei de îndepărtare pentru osul spongios

Pentru determinarea modelului pentru osul spongios s-au analizat în primă fază intervalele de adâncime din secțiune în care există ambele tipuri de structuri osoase prin următoarea abordare:

- Calculul forței necesare îndepărtării osului compact cu ecuațiile găsite anterior;
- Calculul forței necesare îndepărtării osului spongios ca diferență dintre forța înregistrată experimental și cea necesară îndepărtării osului compact;

- Determinarea modelului de regresie pentru dependența dintre forța necesară îndepărtării și rata de îndepărtare a osului spongios.

În urma prelucrării datelor s-a constatat că pentru intervalele respective componenta forței necesară îndepărtării osului compact este aproximativ egală cu forța totală înregistrată experimental. Variațiile obținute pentru proba 1_2 se pot observa în Figura 6.22; eroarea relativă maximă dintre cele două forțe este de 2.49%.

În concluzie, avansul ferăstrăului sub forța de debitare depinde practic de lungimea osului compact din secțiune, nu și de lungimea osului spongios. Pentru determinarea modelului matematic al îndepărtării osului spongios este necesară analiza zonelor unde există doar această structură; în cazul de față încercările experimentale pentru segmentul sagital.

Variația ratei de îndepărtare în funcție de forța de debitare se poate observa în Figura 6.23.

Ținând cont că și în acest caz s-a obținut un coeficient de corelație neliniară apropiat de unitate ($\eta_{yx}=0.97$), pentru modelarea îndepărtării țesutului spongios s-a optat pentru următorul model de regresie neliniară cu un coeficient de determinație $R^2=0.954$:

$$R_S = 34.06 \cdot F_n^2 - 706.19 \cdot F_n + 3762.4 \quad (6.31)$$

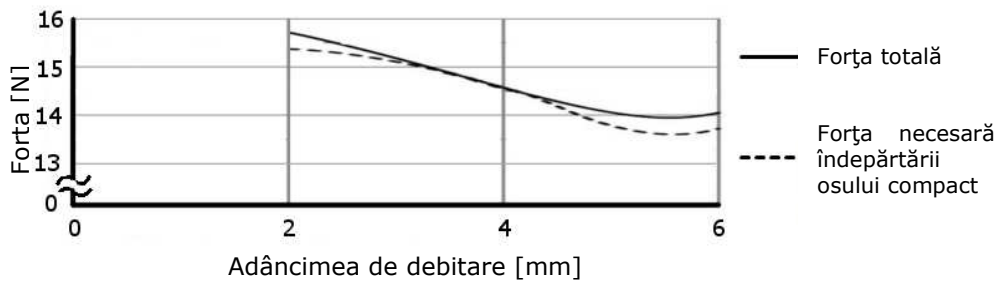


Figura 6.22. Forța totală înregistrată și forța necesară îndepărtării osului compact

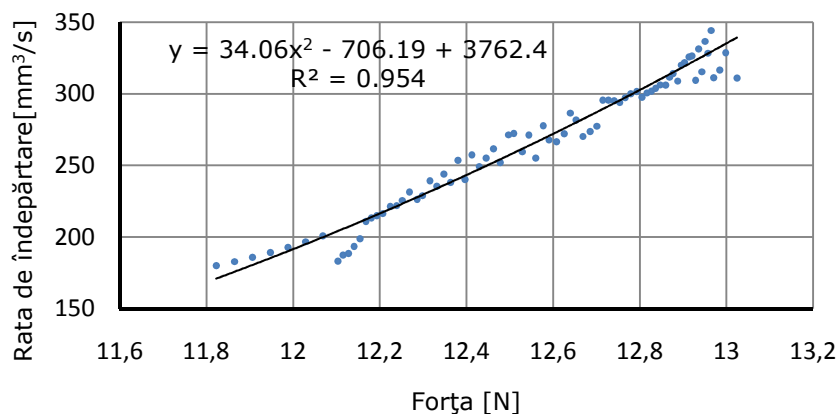


Figura 6.23. Variația ratei de îndepărtare a osului spongios pentru segmentul sagital

Verificarea modelelor matematice

Verificarea modelelor matematice obținute se realizează prin aplicarea acestora în diferite zone ale secțiunii în funcție de tipul segmentului debitat și de structura osoasă și calcularea coeficientului de determinație aferent. Rezultatele obținute se pot observa în Tabelul 6.4.

Discuție

Din modelele propuse se poate observa că rata de îndepărtare a structurii spongioase este mult mai mare decât cea a structurii compacte. Acest lucru se datorează diferențelor mari între proprietățile mecanice ale acestor structuri (vezi 2.4.3). De asemenea, au fost sesizate variații pentru osul compact între cele trei segmente ale osteotomiei. Aceste variații pot fi cauzate de dependența proprietăților de zona analizată și de caracterul anisotropic al osului (vezi 2.4.3).

Modelele propuse demonstrează dependența dintre data de îndepărtare și forța de debitare, dependență găsită în urma analizei forței de debitare cu un ferăstrău cu mișcare rectilinie alternativă (ferăstrău specific chirurgiei ortognatice). Deoarece scopul analizei teoretice a fost găsirea parametrilor de care depinde forța de aşchiere, analiza statistică a fost axată pe căutarea unui model de regresie care aproximează cel mai bine dependența în condițiile amintite mai sus. Diferențele dintre modelul teoretic (dependență liniară) și cel propus (dependență polinomială de grad 2) se datorează simplificărilor realizate în analiza teoretică. Acestea sunt cauzate de condițiile de debitare în care modelul teoretic este valid (vezi 6.2.1) și de imposibilitatea de a controla volumul aşchii (deși amplitudinea și frecvența mișcării ferăstrăului sunt setate, acestea pot varia în timpul debitării).

6.6 Concluzii

În capitolul de față a fost prezentată modalitatea de modelare a îndepărtării de material osos în funcție de forța de debitare în cadrul osteotomiei sagitale bilaterale în scopul utilizării în sisteme haptice de realitate virtuală. Pornind de la procesul tehnologic de aşchiere a fost analizată forța de debitare cu un ferăstrău electric cu mișcare rectilinie alternativă specific chirurgiei ortognatice pentru a determina care sunt parametrii de care depinde. În vederea modelării matematice a fost proiectat și construit un stand experimental. Modelările realizate țin cont de zonele din mandibulă și de direcțiile de debitare specifice procedurii.

Tabelul 6.4. Verificarea modelelor matematice ale procesului de debitare

Probă	Segment	Structură osoasă	Model matematic	Coeficient de determinație
3_1	orizontal	compact	(6.28)	0.7170
3_2	orizontal	compact	(6.28)	0.9696
3_2	orizontal	compact+spongios	(6.28)	0.8502
1_1	vertical	compact	(6.29)	0.9219
1_1	vertical	compact+spongios	(6.29)	0.9590
1_2	vertical	compact	(6.29)	0.9274
1_2	vertical	compact+spongios	(6.29)	0.7706
2_1	sagital	compact	(6.30)	0.9792
2_2	sagital	spongios	(6.31)	0.5654
2_3	sagital	compact	(6.30)	0.5045
2_3	sagital	spongios	(6.31)	0.9002

Deoarece s-a avut la dispoziție o singură mandibulă pentru încercările experimentale, și deci posibilitatea realizării unui număr redus de debitări, au fost considerate unele simplificări, în funcție de specificațiile echipei de medici consultate. Aceste simplificări constau în utilizarea unui singur tip de pânză de ferăstrău, aceiași parametri pentru mișcarea ferăstrăului și a unei game restrânse de valori pentru forța de debitare. În viitor se are în vedere variația acestor elemente în scopul determinării unui model matematic generalizat pentru îndepărtarea materialului în cadrul osteotomiei sagitale bilaterale. Astfel va fi posibilă integrarea în cadrul simulatorului a diferitor tipuri de ferăstraie și de parametri de mișcare a acestora, ceea ce va lăsa la latitudinea utilizatorului să determine ce se potrivește atât procedurii cât și acestuia.

În urma analizei statistice a datelor experimentale au fost propuse patru modelele matematice: trei pentru osul compact în funcție de segmentul liniei osteotomiei (orizontal, vertical și sagital) și unul pentru osul spongios. Variația proprietăților mecanice ale osului compact în funcție de localizare și direcție a fost demonstrată de modelele propuse. Deși modelele propuse diferă de cel teoretic, dependența dintre rata de îndepărtare și forța de debitare a fost demonstrată. Analiza a fost axată pe căutarea unui model de regresie care aproximează cel mai bine dependența în condițiile amintite mai sus. Diferențele dintre modelul teoretic și cele propuse se datorează simplificărilor realizate în analiza teoretică și imposibilității de a controla volumul așchiei.

7 Algoritmi dezvoltați pentru elementele de realitate virtuală ale simulatorului haptic pentru osteotomia sagitală bilaterală

7.1 Introducere

În acest capitol va fi prezentat simulatorul de realitate virtuală dezvoltat pentru exersarea etapei de debitare cu ferăstrăul a liniei osteotomiei din cadrul osteotomiei sagitale bilaterale. Simulatorul vine în completarea celui dezvoltat de *Virtual Reality Group* al *RWTH Aachen University* pentru etapa de fracturare a mandibulei. Prin integrarea celor două simulatoare se obține un sistem de training pentru etapele esențiale ale procedurii, sistem ce poate înlocui parțial metodele tradiționale de învățare a procedurii.

Realizarea unei aplicații de realitate virtuală cu reacție de forță presupune dezvoltarea de algoritmi pentru: simulare, interacțiune haptică (ce cuprinde detectarea coliziunii și feedback-ul coliziunii) și vizualizare. Fiecărui algoritm i se impun anumite cerințe:

- Simulare:
 - Modelarea și simularea în timp real a sistemelor și proceselor din realitate;
- Interacțiune haptică:
 - Frecvență de interacțiune haptică de aproximativ 1 kHz;
 - Forțe de reacție netede, fără discontinuități.
- Vizualizare:
 - Frecvență de vizualizare de aproximativ 30 Hz;
 - Imagine realistă (realizată prin iluminare, umbrire, texturi).

Pe lângă aceste cerințe generale, datorită particularităților procesului ce se dorește a fi simulat, se mai impun o serie de cerințe:

- Alegerea unei modalități de modelare a mandibulei care să permită modelarea unor structuri stratificate și modificarea topologiei;
- Modelarea mandibulei pe baza structurilor anatomice esențiale procedurii;
- Simularea îndepărtării de material pe baza modelelor matematice obținute în capitolul 6;
- Realizarea unei îndepărtări line, fără variații bruște ale numărului elementelor îndepărtate;
- Atenționarea utilizatorului cu privire la corectitudinea procesului de debitare (din punct de vedere al lezării nervului alveolar inferior).

În continuare vor fi prezentați algoritmi dezvoltați de către autor în vederea îndeplinirii atât a cerințelor generale, cât și a celor particulare.

7.2 Structura simulatorului

Simulatorul pentru debitarea liniei osteotomiei (Figura 7.1) poate fi privit ca un sistem vizo-haptic ce are în componență trei elemente esențiale (Figura 7.2):

- Un sistem de calcul pe care rulează aplicația;
- Un dispozitiv haptic pentru interacțiunea bidirecțională utilizator-mediul virtual;
- Un ecran pentru vizualizarea mediului virtual.

Sistemul de calcul utilizat este dotat cu un procesor Intel Core2Quad Q6600, o placă grafică NVIDIA Quadro NVS 290 și o memorie internă de tip RAM de 4 GB.

Simulatorul a fost testat cu două tipuri de dispozitive haptice. Caracteristicile esențiale ale acestora sunt prezentate în Tabelul 4.1.

Aplicația simulatorului conține trei părți componente (Figura 7.3):

- Interacțiune haptică.
- Simulare.
- Vizualizare.



Figura 7.1. Simulatorul pentru debitarea liniei osteotomiei

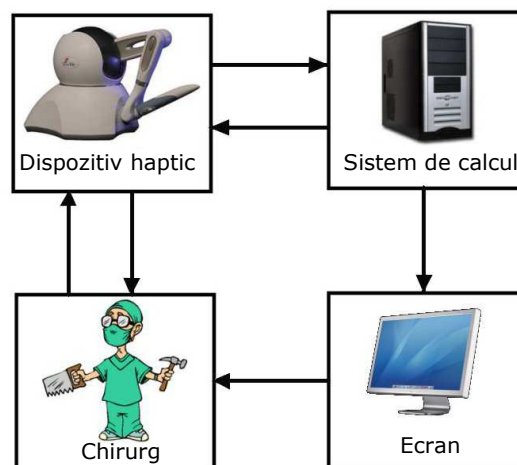


Figura 7.2. Sistemul vizo-haptic pentru debitarea liniei osteotomiei

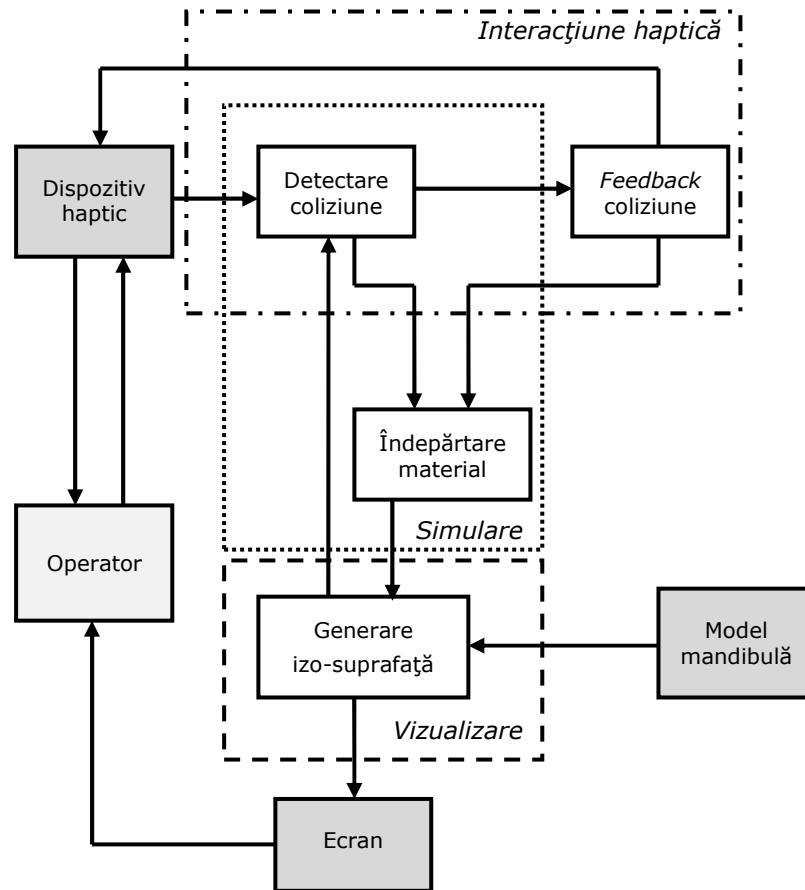


Figura 7.3. Structura aplicației

În timp ce utilizatorul manevrează dispozitivul haptic, poziția punctului caracteristic și orientarea palpatorului dispozitivului sunt citite permanent (cu o frecvență de aproximativ 1 kHz). Aceste informații sunt transmise apoi sistemului de calcul care conține metode pentru simulare, interacțiune haptică și vizualizare. În cadrul interacțiunii haptice are loc, în primă fază, detectarea coliziunii între modelul virtual al ferăstrăului și cel al mandibulei. Modelul mandibulei se prezintă sub forma unei rețele de elemente de volum, și este obținut în prealabil prin segmentarea unei tomografii computerizate cu ajutorul unei aplicații specializate. În cazul în care sunt detectate coliziuni, se calculează forța de răspuns haptic, ca fiind proporțională cu distanța de pătrundere a ferăstrăului în mandibulă. Forța este transmisă apoi utilizatorului prin intermediul dispozitivului haptic. Simularea îndepărtării de material constă în detectarea coliziunii dintre ferăstrău și mandibulă cu o frecvență de 30Hz. În funcție de forța de reacție haptică, furnizată de interacțiunea haptică, este eliminat un anumit număr de elemente de volum din cadrul mandibulei, pe baza modelelor matematice prezentate în capitolul 6. Pentru vizualizarea rezultatului acțiunii de debitare, deoarece modelarea prin elemente de volum nu conține suprafața explicită a mandibulei, aceasta trebuie generată.

Aplicația a fost dezvoltată în principal pe baza bibliotecii *open-source* `forssim` destinată interacțiunii haptice freză sferică-dinte, care a fost extinsă de către autor prin dezvoltarea de noi funcții necesare interacțiunii de tip ferăstrău-os. De asemenea, au mai fost utilizate o serie de funcții din cadrul altor biblioteci și medii de dezvoltare a aplicațiilor, precum: API-ul H3D API, bibliotecile MedX3D, `teem`, `nrrd` și `stl` (*Standard Template Library*).

7.3 Contribuții la modelarea țesuturilor tari

Pentru reprezentarea mandibulei s-a ales, datorită avantajelor prezentate în subcapitolul 2.2.2, modelarea cu ajutorul elementelor de volum (*voxels*). Formatul de date utilizat pentru reprezentarea modelelor este formatul `.nrrd`.

`Nrrd` (acronimul de la *nearly raw raster data*) este un standard (și totodată o bibliotecă de funcții), utilizat pentru vizualizarea și procesarea datelor de tip raster. Avantajul principal al acestui standard (`teem.net`) este flexibilitatea în ceea ce privește numărul de dimensiuni ale datelor (1D, 2D, 3D), tipul datelor (tipurile de date specifice limbajului de programare C: *char*, *short*, *int* și *long long* – fiecare atât *signed* cât și *unsigned* - , *float* și *double*), posibilitățile de codare (`.raw`, `.hex`, `.gzip`), formatul datelor de intrare (`.png`, `.ppm`, `.pgm`, `.vtk`).

În vederea dezvoltării și testării diferiților algoritmi pentru interacțiunea haptică și îndepărtarea materialului, s-a utilizat în primă fază un model simplu, sub forma unui paralelipiped cu un număr de 100x100x100 elemente de volum, alcătuit din două segmente (aer și material). Pentru realizarea modelului în formatul `.nrrd` a fost utilizată biblioteca `nrrd`, din cadrul bibliotecii `teem`, specializată la reprezentarea, procesarea și vizualizarea datelor științifice de tip raster. `Nrrd` include și un instrument tip linie de comandă (`unu`) care permite accesarea rapidă a funcțiilor bibliotecii fără a fi nevoie de prea multe cunoștințe de programare.

Paralelipipedul a fost creat utilizând pachetul de comenzi `unu`, pornind de la un fișier cu extensia `.png` conținând secțiunea obiectului (un pătrat alb pe fond negru). Cu ajutorul unui algoritm dezvoltat de către autor s-a obținut un fișier cu extensia `.nrrd` care conține obiectul 3D. Etapele algoritmului sunt prezentate în Figura 7.4.

Generarea unei felii constă în crearea în cadrul unui raster 2D într-un fișier `.nrrd` prin crearea unui *voxel* pentru fiecare pixel alb din imaginea 2D și atașarea unei axe perpendiculare pe raster. Apoi sunt atribuite valori elementelor de volum din componența rasterului. Se creează astfel două fișiere corespunzătoare celor două segmente ale volumului: aer (elementelor cărora li se atribuie valoarea 0) și material (elementelor cărora li se atribuie valoarea 1). Rasterele 2D conținute de aceste fișiere sunt transformate apoi în rastere 3D prin expandarea după axa definită anterior. Ultima etapă constă în concatenarea segmentelor într-o structură aer-material-aer după axa definită și setarea dimensiunilor elementelor de volum.

Implementarea algoritmului în comenzi `unu` se găsește în Anexa 5. Rezultatele obținute sunt prezentate în Figura 7.5.

Obs.: Deoarece, în prima fază a dezvoltării simulatorului, nu au fost integrate elemente de umbră (*shading*), pentru vizualizarea modelului s-a utilizat alternarea a două culori în vederea observării îndepărtării de material.

Următorul pas, după dezvoltarea algoritmilor interacțiunii haptice și a îndepărtării de material, a constat în integrarea mandibulei în cadrul simulatorului. Deși există și posibilitatea modelării acesteia utilizând aplicații tipice modelării, de

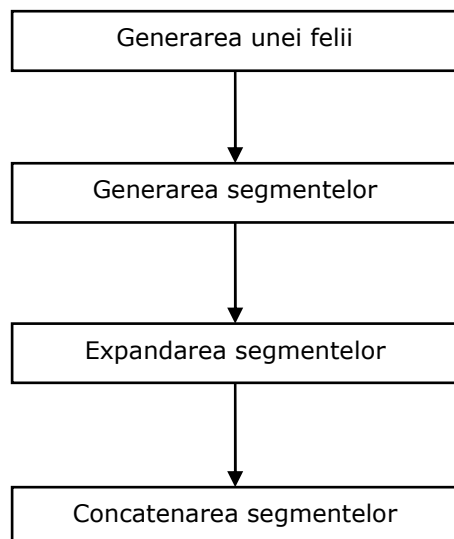


Figura 7.4. Etapele algoritmului de creare a unui fișier .nrrd din unul .png

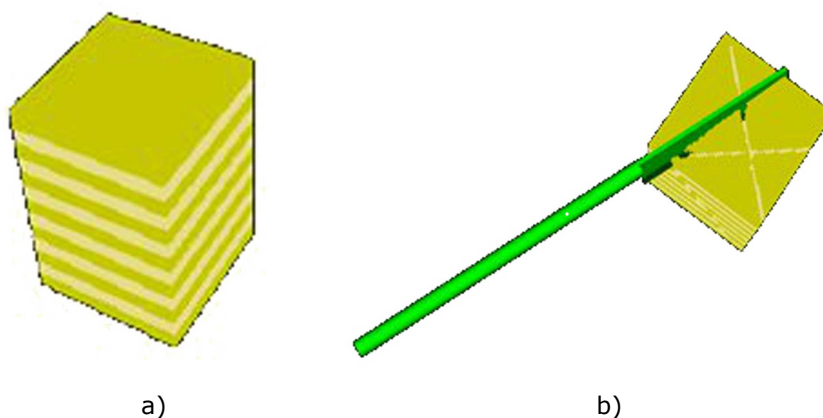


Figura 7.5. Modelul utilizat în etapa de dezvoltare și testare a algoritmilor
a) vizualizarea modelului; b) interacțiunea cu modelul.

tipul 3D Studio Max, s-a optat pentru modelarea acesteia pornind de la o tomografie computerizată pentru un model valid din punct de vedere anatomic. Etapele unei astfel de modelări pentru țesuturile tari sunt prezentate în Figura 7.6.

În vederea segmentării (procesul de descompunere a imaginii unui obiect în elementele constituente ale obiectului) mandibulei a fost utilizată aplicația *open-source* ITK-SNAP 2.2. Aceasta oferă instrumente manuale și semiautomate pentru segmentarea imaginilor medicale, fie prin definirea conturului, fie a intensității luminoase (Yushkevich, et al., 2006). Aplicația lucrează cu o gamă largă de fișiere, precum: MetalImage, GIPL, Raw Binary, Analyze, DICOM, GE Version 4, GE Version 5, NIFTI, Siemens, VTK, VoxBo CUB, NRRD. De asemenea, exportul în model tip *mesh* 3D este posibil, în fișiere VTK, STL și BYU.

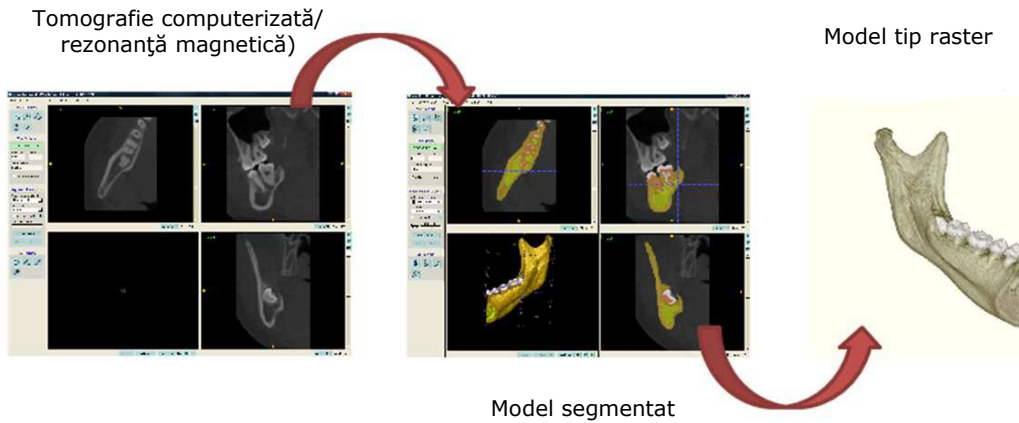


Figura 7.6. Etapele modelării țesuturilor tari

Ținând cont de cerințele impuse simulatorului (vezi 5.2.6) au fost segmentate, pe baza intensității luminoase, următoarele țesuturi:

- Structura compactă și spongioasă a osului;
- Smalțul, dentina și pulpa din cadrul dinților;
- Nervul alveolar inferior.

Cele șase segmente pot fi observate în Figura 7.7.

Pe lângă segmentele definite mai sus, rasterul mai conține un segment atribuit aerului, care conține elementele de volum care nu au fost atribuite nici unuia dintre țesuturi.

Prin exportarea segmentării într-un fișier cu extensia .nrrd se obține modelul mandibulei de tip raster 3D.

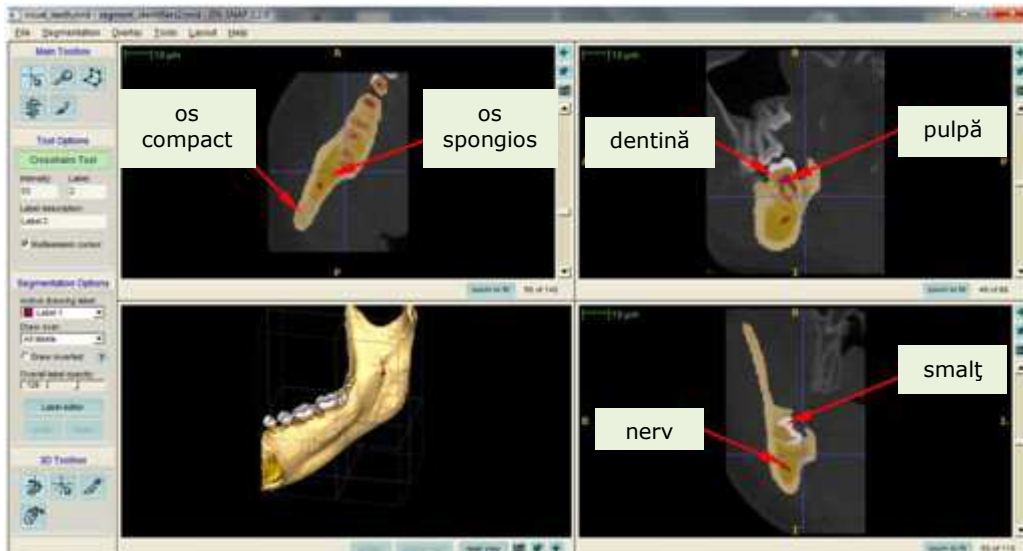


Figura 7.7. Segmentele anatomice ale modelului mandibulei

Deși ITK-SNAP permite salvarea datelor într-un fișier raster cu extensia `.nrrd`, versiunea standardului este diferită de cea utilizată în cadrul bibliotecii `forssim`. Așadar, este nevoie de transformarea fișierului din versiunea `nrrd004` (folosită în ITK-SNAP) în cea `nrrd001` (folosită în `forssim`). Pe lângă aceasta, fișierul mai este supus unor modificări în vederea utilizării lui în cadrul aplicației. Pentru această transferare a datelor obținute în urma segmentării către simulator, a fost elaborat de către autor un algoritm utilizând comenzile `unu`. Etapele acestuia sunt prezentate în Figura 7.8.

Modelul tip raster conține pentru fiecare element de volum informații cu privire la proprietățile atribuite acestuia (în cazul de față apartenența la unul dintre segmentele definite anterior). În cadrul versiunii standardului `nrrd` utilizate în cadrul aplicației ITK-SNAP, informațiile sunt stocate în date de tip *unsigned short* (numere întregi, de la 0 la 65535, stocate pe 2 octeți). Nefiind necesară o precizie atât de mare, se va evita utilizarea acestui tip de date care suprasolicită resursele calculatorului în mod inutil și se va utiliza reprezentarea pe 1 octet, prin transformarea formatului *unsigned short* în format *unsigned char* (numere întregi, de la 0 la 255, stocate pe 1 octet).

Următoarea etapă constă în convertirea tipului de fișier din versiunea `nrrd004` în `nrrd001`. Deoarece aceasta se realizează de fapt prin convertirea datelor este necesar ca *header*-ul (antetul) fișierului să fie exclus. Aceasta se realizează prin setarea parametrului din cadrul comenzii „`unu make`” (comanda care realizează conversia) ca fiind egal cu numărul liniilor antetului. Tot în cadrul acestei etape sunt setate dimensiunile elementelor de volum.

În urma conversiei, valorile atribuite elementelor de volum pentru reprezentarea apartenenței la unul din cele șapte segmente (valori de la 0 la 6) sunt distribuite uniform în intervalul 0...255 (în cazul de față: 0, 42, 85, 128, 170, 213, 255). Pentru revenirea la reprezentarea inițială (utilizată în cadrul simulatorului) se

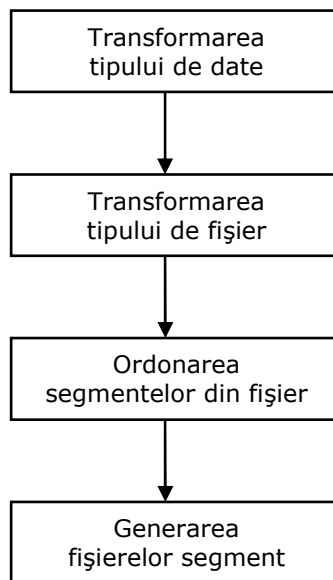


Figura 7.8. Etapele algoritmului pentru transferarea datelor de la aplicația de segmentare la simulator

împart valorile atribuite elementelor de volum la cea mai mică valoare nenulă atribuită unui segment.

Deoarece modelarea prin elemente de volum nu conține suprafața explicită a mandibulei, aceasta trebuie calculată în vederea producerii imaginii mandibulei în cadrul simulării. Deoarece algoritmul utilizat pentru generarea suprafeței *marching cubes*, nu permite vizualizarea unor obiecte stratificate, precum mandibula, este necesară calcularea suprafeței fiecărui segment în parte. Pentru aceasta este nevoie de generarea fișierelor segment ale mandibulei, fișiere ce conțin doar unul dintre cele șase țesuturi din structura mandibulei.

Cu această ultimă etapă, transferul datelor de la aplicația de segmentare la simulator este încheiat. Implementarea algoritmului în comenzile `unu` se găsește în Anexa 6.

În cadrul simulatorului se utilizează un model al mandibulei, obținut dintr-o tomografie computerizată pe baza segmentării și a algoritmului descris mai sus, cu un număr de $133 \times 170 \times 212$ elemente de volum cubice cu latura de 0.4 mm.

7.4 Algoritmi dezvoltăți pentru detectarea coliziunii

Mediul virtual al aplicației este creat cu ajutorul standardului X3D, la care construirea lumilor virtuale se realizează pe baza așa numitului graf al scenei. Modul de construire a mediului virtual al aplicației va fi prezentat în extenso în paragraful 7.8. Principalele obiecte 3D ale mediului virtual sunt ferăstrăul și mandibula. Fiecare dintre aceste obiecte, precum și scena virtuală, are atașat un sistem de axe de coordonate.

Fie următoarele notații pentru aceste sisteme de coordonate (Figura 7.9):

- $(O_G X_G Y_G Z_G)$: sistemul de coordonate global al scenei;
- $(O_F X_F Y_F Z_F)$: sistemul de coordonate al ferăstrăului;
- $(O_M X_M Y_M Z_M)$: sistemul de coordonate al mandibulei.

Se definesc, de asemenea, și două matrice de trecere (Figura 7.9):

- ${}^F T_G$: matricea de trecere de la sistemul de coordonate global la cel al ferăstrăului;
- ${}^M T_G$: matricea de trecere de la sistemul de coordonate global la cel al mandibulei.

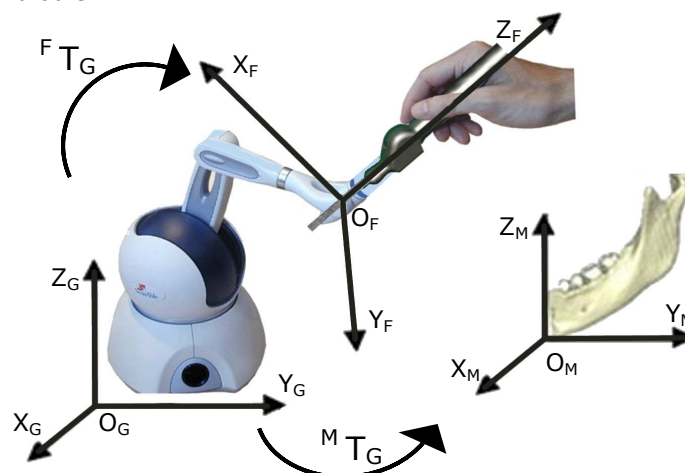


Figura 7.9. Sistemele de coordonate ale mediului virtual

Pentru detectarea coliziunii dintre ferăstrău și mandibulă este necesară realizarea trecerii repetate între aceste trei sisteme. Numărul acestor treceri influențează timpul de calcul necesar detectării coliziunii, care mai apoi influențează timpul necesar interacțiunii haptice.

Deoarece biblioteca *forssim* este destinată îndepărtării de material prin frezare cu o freză sferică, în cadrul detectării coliziunii orientarea sculei nu este luată în calcul (matricea de trecere fiind compusă doar din matricea de translație). În cazul debitării cu ferăstrăul orientarea acestuia trebuie considerată, ceea ce duce la creșterea timpului de calcul datorită creșterii ordinului matricii de transformare (aceasta fiind compusă din matricea de translație și cea de rotație).

Timpul de calcul necesar detectării coliziunii, și implicit îndeplinirea cerinței esențiale de obținere a unei interacțiuni haptice de 1kHz, a ridicat multe probleme în dezvoltarea algoritmului. Modul în care au fost rezolvate aceste probleme și soluțiile propuse de către autor sunt prezentate în cele ce urmează.

Obs.: În cadrul simulatorului se pune accent pe simularea procesului de debitare, așadar se testează doar coliziunea cu lama ferăstrăului. Aceasta este aproximată cu un paralelipiped de $33 \times 4 \times 1 \text{mm}^3$. O direcție viitoare de cercetare constă în extinderea detectării coliziunii și la elementele inactive ale ferăstrăului.

În vederea detectării coliziunii dintre lama ferăstrăului și mandibulă, trebuie parcurse elementele de volum în care este discretizat modelul mandibulei și verificate dacă acestea se află în interiorul ferăstrăului. Altfel spus, este nevoie ca vectorul de poziție al fiecărui element în raport cu sistemul de coordonate al mandibulei să fie transformat în raport cu cel al ferăstrăului. Realizarea acestor transformări pentru fiecare element al modelului mandibulei implică un timp de calcul foarte mare. Pentru reducerea numărului transformărilor a fost elaborat de către autor un algoritm bazat pe volume de delimitare, *Bounding Volumes* (vezi 2.2.3).

Acest algoritm (Figura 7.10) implică:

- Utilizarea unui *Axis-Aligned Bounding Box* (AABB) în jurul lamei ferăstrăului pentru a reduce numărul de elemente de volum verificate împotriva coliziunii cu ferăstrăul;

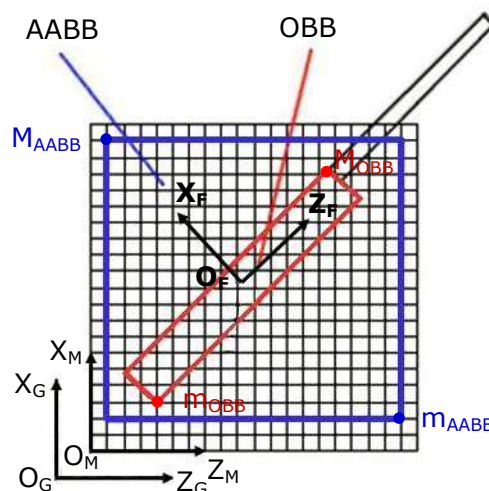


Figura 7.10. Construcția volumelor de delimitare a ferăstrăului (secțiune)

- Utilizarea unui *Oriented Bounding Box* (OBB) care încadrează strâns ferăstrăul în vederea verificării coliziunii.

Obs.: Un AABB este descris într-un sistem de coordonate care se translatează față de cel global, pe când un OBB este descris într-un sistem de coordonate care se și rotește față de cel global (Frâncu, 2007).

Definirea AABB se realizează după metoda reprezentării pe baza minimului și maximului (care reprezintă vectorii de poziție ai punctelor cu coordonatele minime și, respectiv, maxime (Ericson, 2005)). În cazul de față, minimul (m_{AABB}) și maximul (M_{AABB}) reprezintă colțurile unui cub cu centrul în originea sistemului de coordonate atașat ferăstrăului și cu latura egală cu diagonala lamei ferăstrăului. Rolul AABB este de a defini volumul din modelul mandibulei în care se poate afla ferăstrăul la o anumită poziționare a punctului caracteristic al dispozitivului haptic, fără a ține cont de orientarea palpatorului acestuia.

Definirea OBB (ce este caracterizat ca fiind un AABB cu orientare arbitrară (Ericson, 2005)) se realizează după metoda reprezentării pe baza unui sistem de coordonate, a minimului și maximului. În cazul de față, sistemul de coordonate este cel atașat ferăstrăului, iar minimul (m_{OBB}) și maximul (M_{OBB}) reprezintă colțurile diametral opuse ale ferăstrăului cu coordonatele minime și, respectiv, maxime, față de sistemul de coordonate al ferăstrăului.

Obs.: Sistemul de coordonate atașat ferăstrăului are originea în punctul caracteristic al dispozitivului (centrul lamei ferăstrăului) și orientarea dată de orientarea palpatorului dispozitivului.

Verificarea relativ la OBB implică:

- Transformarea vectorului de poziție al fiecărui element al AABB-ului exprimat în raport cu ($O_M X_M Y_M Z_M$) în raport cu ($O_G X_G Y_G Z_G$) și apoi în raport cu ($O_F X_F Y_F Z_F$).
- Verificarea coordonatelor vectorului, dacă se află cuprinse între coordonatele vectorilor minim și maxim.

Datorită faptului că lama de ferăstrău utilizată de regulă în osteotomia sagitală bilaterală are una din dimensiuni mult mai mare față de celelalte două, dimensiunile AABB sunt mari. Acest lucru duce la un număr mare de elemente de volum care trebuie verificate în raport cu OBB, ceea ce conduce la un timp de calcul ridicat și obținerea unei interacțiuni haptice la o frecvență mult mai mică decât cea recomandată.

Pentru reducerea timpului de calcul, o nouă metodă a fost implementată (Sofronia, Davidescu, & Savii, 2012b). Aceasta constă în segmentarea lamei într-un anumit număr de volume (Figura 7.11) și aplicarea algoritmului descris mai sus pentru fiecare dintre acestea. Prin această metodă, scade numărul total de elemente ale mandibulei aflate în volumul de delimitare AABB și testate împotriva OBB-ului, ceea ce face ca timpul de calcul să scadă.

Deși numărul transformărilor a fost redus considerabil, nu a fost posibilă obținerea, pe sistemul de calcul utilizat, a unei interacțiuni haptice la frecvența recomandată.

Următorul pas în încercarea soluționării problemei a fost abandonarea volumelor de delimitare și utilizarea unui algoritm folosit în plottare pentru trasarea liniilor. Algoritmul Bresenham de trasare a unei linii (Rogers, 1999, Savii, 1997, Ericson, 2005) caută să selecteze locațiile optime pe raster pentru aproximarea unei linii drepte între două puncte date. Pentru a realiza acest lucru, algoritmul incrementează întotdeauna cu o unitate cel puțin una din cele trei direcții, funcție de orientarea dreptei. Eticheta de Bresenham este folosită la ora actuală pentru un

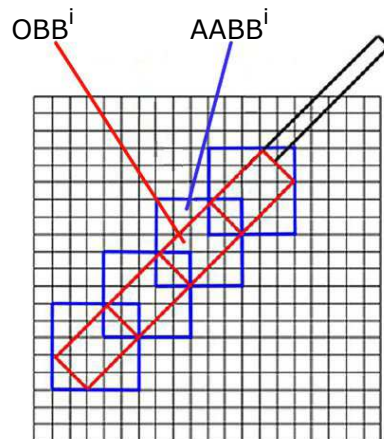


Figura 7.11. Construcția volumelor de delimitare a segmentelor volumice a ferăstrăului (secțiune)

număr ridicat de algoritmi obținuți prin modificarea sau prelungirea celui dezvoltat de către Bresenham.

Pentru implementarea algoritmului, lama ferăstrăului a fost aproximată cu un segment de-a lungul lamei ce trece prin centrul acesteia (Figura 7.12). În acest mod a fost posibilă obținerea unei interacțiuni haptice la o frecvență de 1kHz, deoarece algoritmul lucrează numai cu numere întregi și necesită doar transformarea punctelor de început și de sfârșit ale segmentului din sistemul de coordonate al ferăstrăului în cel al mandibulei. Însă reducerea ferăstrăului la un segment nu este suficientă pentru a detecta toate elementele de volum care se află în interiorul acestuia (lama ferăstrăului fiind aproximată cu un paralelipiped de $33 \times 4 \times 1 \text{ mm}^3$, în timp ce mandibula este discretizată prin elemente de volum cubice cu latura de 0.4 mm). Așadar, este nevoie de utilizarea mai multor segmente pentru reprezentarea lamei, care poate conduce la existența unor suprapuneri ale elementelor de volum corespunzătoare segmentelor învecinate.

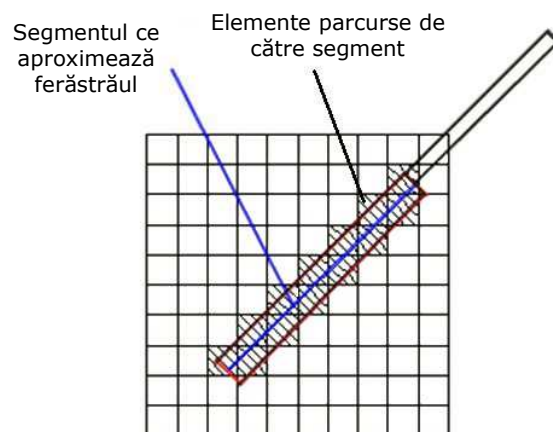


Figura 7.12. Determinarea elementelor de volum aflate în interiorul ferăstrăului pe baza algoritmului lui Bresenham de trasare a unei linii (secțiune)

Algoritmul lui Bresenham a dezvoltat posibilitatea reducerii timpului de calcul prin obținerea vectorilor de poziție necesari testării împotriva OBB parcurgând prin incrementare cele trei axe ale sistemului de coordonate al ferăstrăului. În acest fel este nevoie de trecerea din $(O_M X_M Y_M Z_M)$ în $(O_F X_F Y_F Z_F)$ a numai două puncte, minimul și maximum AABB-ului, care reprezintă punctele de început și de sfârșit ale incrementării (Sofronia, Savii, & Davidescu, 2012). Constantele de incrementare pe cele trei axe reprezintă transformatele în raport cu $(O_F X_F Y_F Z_F)$ ale dimensiunilor elementelor de volum pe cele trei axe ale $(O_M X_M Y_M Z_M)$.

Prin eliminarea trecerilor vectorului de poziție al fiecărui element în sistemul de coordonate atașat OBB-ului, acesta devine un al doilea AABB, de această dată în sistemul de coordonate al ferăstrăului (Figura 7.13), fiind notat în continuare cu $AABB_2^i$.

Algoritmul dezvoltat este prezentat în Figura 7.14 printr-o structogramă Nassi-Shneiderman (Sofronia, Savii, & Davidescu, 2012). Codul sursă al algoritmului se găsește în Anexa 7.

Această metodă, împreună cu segmentarea ferăstrăului într-un număr de volume, a dus la obținerea unei frecvențe pentru interacțiunea haptică de 1 kHz.

Eficiența acestui ultim algoritm a fost verificată prin testarea simulatorului, pe același sistem de calcul, în diferite cazuri. Dimensiunile paralelipipedului care aproximează lama ferăstrăului au fost menținute constante, însă au fost utilizate diferite segmentări ale acestuia. Pentru mandibulă s-au utilizat trei modele:

- Un model cu 88x113x142 elemente de volum cubice cu latura de 0.6mm;
- Un model cu 105x136x170 elemente de volum cubice cu latura de 0.5mm;
- Un model cu 133x170x212 elemente de volum cubice cu latura de 0.4mm.

Pentru evaluarea algoritmului au fost înregistrați în funcția apelantă următorii parametri:

- Numărul total al elementelor de volum aflate în interiorul volumelor de delimitare $AABB_1^i$;
- Numărul total al elementelor de volum aflate în interiorul volumelor de delimitare $AABB_2^i$;
- Frecvența interacțiunii haptice.

Rezultatele obținute sunt prezentate în Tabelele 7.1, 7.2 și 7.3.

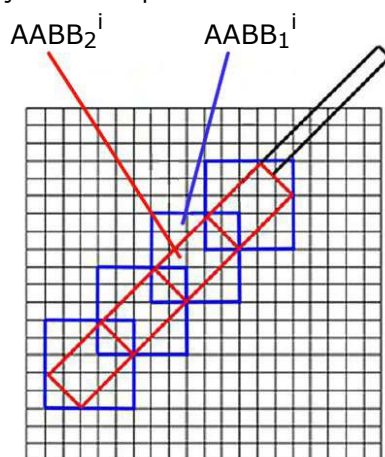


Figura 7.13. Volumele de delimitare a segmentelor volumice ale ferăstrăului în implementarea finală (secțiune)

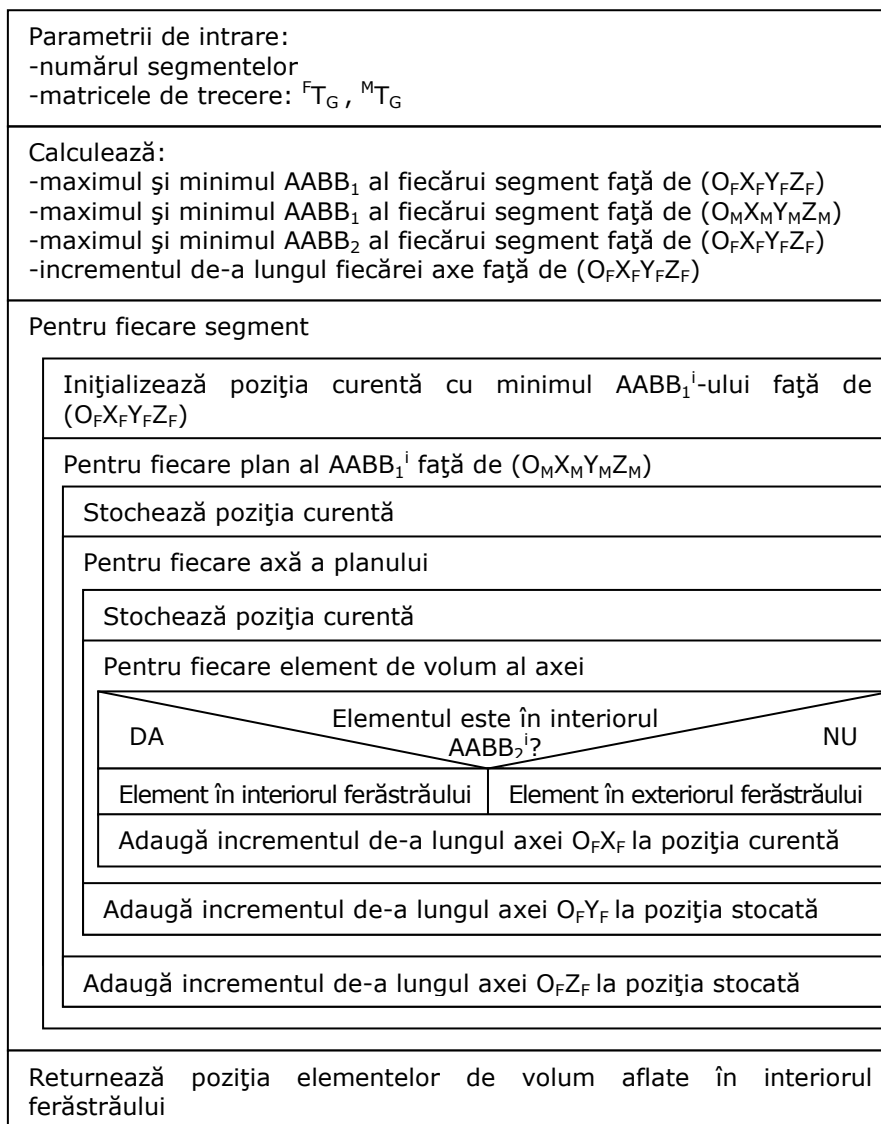


Figura 7.14. Structograma algoritmului dezvoltat pentru detectarea coliziunii

Tabelul 7.1. Rezultatele obținute în cazul discretizării prin elemente cubice cu latura de 0.6mm

Nr. segmente	Nr. elemente în interiorul $AABB_1$ -urilor	Nr. elemente în interiorul $AABB_2$ -urilor	Frecvența de interacțiune haptică [Hz]
1	132651	562	215
2	34476	553	747
3	17496	552	997
4	11578	545	997
5	8784	552	997

110 Algoritmi dezvoltați pentru simulatorul osteotomiei sagitale bilaterale - 7

Tabelul 7.2. Rezultatele obținute în cazul discretizării prin elemente cubice cu latura de 0.5mm

Nr. segmente	Nr. elemente în interiorul AAB _B ₁ -urilor	Nr. elemente în interiorul AAB _B ₂ -urilor	Frecvența de interacțiune haptică [Hz]
1	219600	944	128
2	59582	944	462
3	30514	961	874
4	19952	937	942
5	15330	945	997
6	12675	936	997
7	11411	941	997

Tabelul 7.3. Rezultatele obținute în cazul discretizării prin elemente cubice cu latura de 0.4mm

Nr. segmente	Nr. elemente în interiorul AAB _B ₁ -urilor	Nr. elemente în interiorul AAB _B ₂ -urilor	Frecvența de interacțiune haptică [Hz]
1	379456	1910	75
2	118638	1930	219
3	60507	1932	436
4	39753	1915	586
5	30456	1912	657
6	25616	1931	725
7	23625	1918	757
8	21148	1919	838
9	19814	1917	854
10	18218	1921	991

Rezultatele obținute (Sofronia, Savii, & Davidescu, 2012) indică numărul de segmente în care trebuie împărțită lama ferăstrăului în fiecare din cele trei cazuri studiate, pentru a obține o frecvență de interacțiune haptică de aproximativ 1kHz. Se observă de asemenea că un număr, în medie, de 17000 elemente de volum testate apoi împotriva AAB_B₂ duce la obținerea frecvenței recomandate. Acest lucru atestă faptul că timpul de calcul necesar detectării coliziunii depinde de numărul operațiilor de adunare a incrementelor pe cele trei axe (adunări de numere în virgulă mobilă – tip *float*).

7.5 Algoritmi dezvoltați pentru reacția haptică

Feedback-ul coliziunii implică calcularea forței de reacție haptică în cazul existenței unei coliziunii între mandibulă și lama ferăstrăului. O cerință esențială pentru algoritmul feedback-ului coliziunii este obținerea unei forțe netede, fără discontinuități. Această cerință este de multe ori o adevărată problemă în cadrul dezvoltării aplicațiilor de realitate virtuală cu reacție haptică.

În urma analizei procesului de debitare cu ajutorul ferăstrăului cu mișcare rectilinie alternativă (vezi 6.2.2) s-a constatat că doar o singură componentă a forței

de debitare este resimțită de utilizator, și anume forța normală F_n de-a lungul avansului.

Datorită dezavantajelor prezentate de către Morris (2006) în ceea ce privește utilizarea aproximării obiectelor dinamice prin nori de puncte pe suprafața acestuia, s-a optat pentru detectarea tuturor elementelor de volum ale mandibulei aflate în interiorul lamei ferăstrăului (vezi 7.4). Fiecare element aflat în coliziune cu lama contribuie la reacția haptică totală cu o anumită forță (Figura 7.15). Această forță are ca punct de aplicație centrul elementului, direcția avansului, sensul opus avansului și mărimea proporțională cu volumul elementului. Toate forțele componente se reduc în punctul caracteristic al dispozitivului (*Haptic Interface Point*, aflat în centrul lamei ferăstrăului) la o forță și un moment.

Din cauza dotărilor existente în cadrul departamentului, a fost posibilă utilizarea de dispozitive haptice cu doar trei grade de libertate de ieșire, capabile să transmită utilizatorului doar forțe. Ca și direcție viitoare de cercetare, când resursele materiale o vor permite (dispozitiv haptic cu șase grade de libertate de ieșire), se are în vedere extinderea aplicației pentru transmiterea atât a forței cât și a momentului rezultat în urma debitării cu ferăstrăul.

Din acest considerent, forțele generate de fiecare element de volum intersectat de lama ferăstrăului se reduc în punctul caracteristic al dispozitivului haptic la o forță. Așadar, forța de reacție haptică este direct proporțională cu volumul de material intersectat, are direcția avansului și sensul opus acestuia (Figura 7.16).

Utilizarea metodei de determinare a forței în funcție de volumul intersectat duce la apariția unor diferențe mari între valorile forței. Consecința acestui fapt este că la valori mici ale lungimii de debitare (și implicit ale forței de reacție) ferăstrăul trece prin mandibulă fără a îndepărta material. O primă soluție abordată a fost creșterea coeficientului de proporționalitate a forței, însă datorită limitărilor dispozitivelor haptice apar vibrații puternice nedorite în cazul unor forțe de valori mari.

Cea de-a doua soluție abordată (Sofronia, Savii, & Davidescu, 2012) a constat în utilizarea unei forțe de reacție proporțională cu adâncimea maximă de pătrundere a ferăstrăului în material și nu cu volumul intersectat (Figura 7.17). Punctul de aplicare, direcția și sensul forței rămân aceleași.

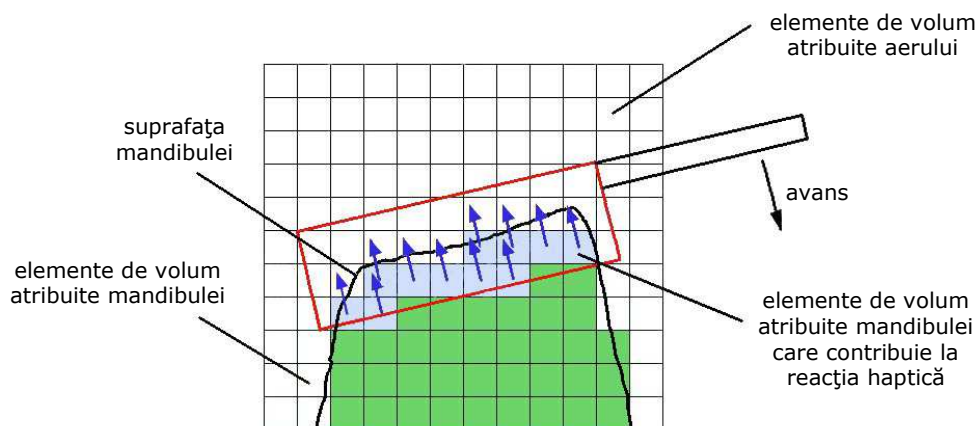


Figura 7.15. Forțele de reacție la nivelul elementelor de volum (secțiune)

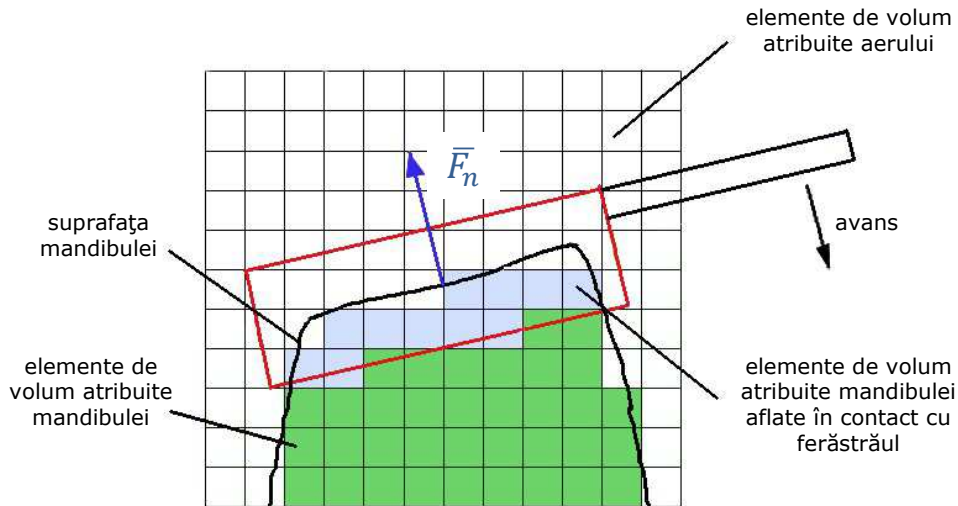


Figura 7.16. Forța de reacție proporțională cu volumul intersectat (secțiune)

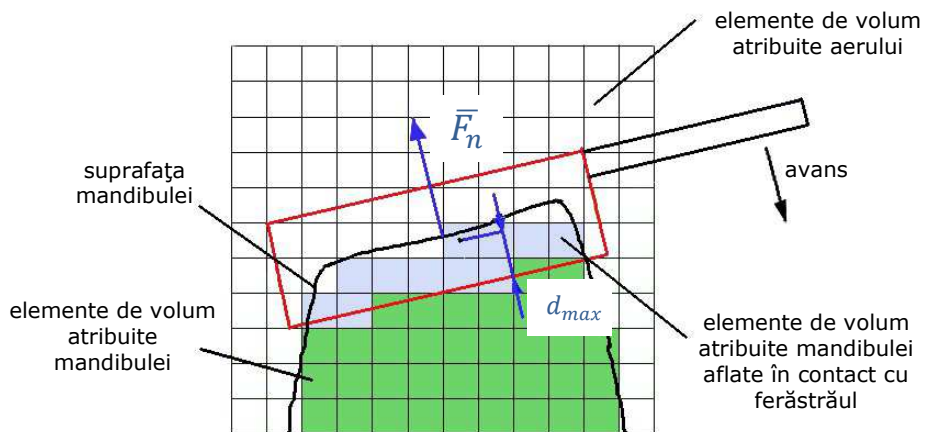


Figura 7.17. Forța de reacție proporțională cu adâncimea maximă de pătrundere în mandibulă (secțiune)

Această abordare utilizează algoritmul dezvoltat de Zilles și Salisbury (1995), care constă în modelarea unui obiect virtual rigid pornind de la legea lui Hooke (vezi 2.2.1).

Așadar, forța de reacție haptică este:

$$F_n = K_F \cdot d_{max} \quad (7.1)$$

unde:

F_n = forța de reacție [N]

K_F = rigiditatea materialului [N/m]

d_{max} = adâncimea de pătrundere [m]

Valoarea rigidității se alege din considerente de stabilitate a procesului simulat.

Obs.: Adâncimea maximă de pătrundere este definită ca fiind valoarea maximă a distanțelor dintre centrele elementelor de volum și un plan ce conține muchiile tăietoare ale ferăstrăului.

Prin această metodă de calcul se elimină problema pătrunderii în mandibulă fără a îndepărta material ce apărea în cazul unor lungimi mici de debitare. Totodată, forțele ce se pot obține sunt mai mari decât în cadrul primului algoritm. Însă și în acest caz valoarea coeficientului de proporționalitate este limitată de apariția discontinuităților în cadrul forței.

Deși forța de debitare are doar o singură componentă pe direcția avansului, pot să mai apară forțe și momente de reacție din partea materialului în cazul când nu se păstrează planul de debitare inițial. Datorită limitărilor, prezentate mai sus, cauzate de resursele hardware, reacția din partea materialului va fi redusă la o forță.

În cazul când utilizatorul are tendința de a deplasa ferăstrăul pe direcție normală la planul debitării, este nevoie de transmiterea către acesta a unei forțe F , care să se opună deplasării. Pentru aceasta se definește un plan ce trece prin axa lamei ferăstrăului și este perpendicular pe muchiile tăietoare. Se calculează distanța maximă față de plan pentru elementele de volum aflate în interiorul lamei, de o parte și respectiv de cealaltă parte a planului. Apoi se definesc două forțe, câte una pentru fiecare parte a planului, proporționale cu distanța maximă corespunzătoare. Forțele au punctul de aplicație în centrul lamei ferăstrăului, direcția normalei planului iar sensul orientat înspre plan. De exemplu, în Figura 7.18 (imaginea din stânga), ferăstrăul tinde să se deplaseze înspre dreapta, ceea ce conduce la pătrunderea unor elemente de volum atribuite mandibulei în partea dreaptă față de planul definit. Acestea contribuie la crearea unei forțe orientate înspre plan și care se opune mișcării.

Datorită faptului că rezoluția modelului mandibulei este relativ mică (2.5 elemente de volum/mm) pentru dimensiunile paralelipipedului ce aproximează lama ferăstrăului ($33 \times 4 \times 1 \text{ mm}^3$), o deplasare rapidă duce la pătrunderea elementelor de volum în ambele părți ale planului. Acest lucru face ca forțele să se anuleze, utilizatorul nesimțind faptul că s-a abătut de la direcția de debitare (imaginea din dreapta Figurii 7.18). Utilizarea unui model al mandibulei cu rezoluție mai mare nu este posibilă, datorită limitărilor performanțelor resurselor hardware ale sistemului de calcul folosit. O soluție posibilă pentru atenționarea utilizatorului de devierea de la planul debitării este utilizarea unor semnale acustice sau vizuale.

Obs.: În urma realizării unor debitări de către autor cu ferăstrăul utilizat în cadrul experimentelor, s-a observat existența unei vibrații în timpul funcționării acestuia. În cadrul simulatorului, pentru a mări gradul de realism, odată cu acționarea tastei *space bar* a tastaturii (ce reprezintă pornirea ferăstrăului) este generată o vibrație obținută prin suma a trei forțe oscilante (după fiecare din cele trei axe, egale ca magnitudine dar cu frecvențe puțin diferite). La încă o apăsare a tastei (ce reprezintă oprirea ferăstrăului), vibrația se oprește.

Codul sursă al algoritmului utilizat pentru calculul forței de reacție se găsește în Anexa 8.

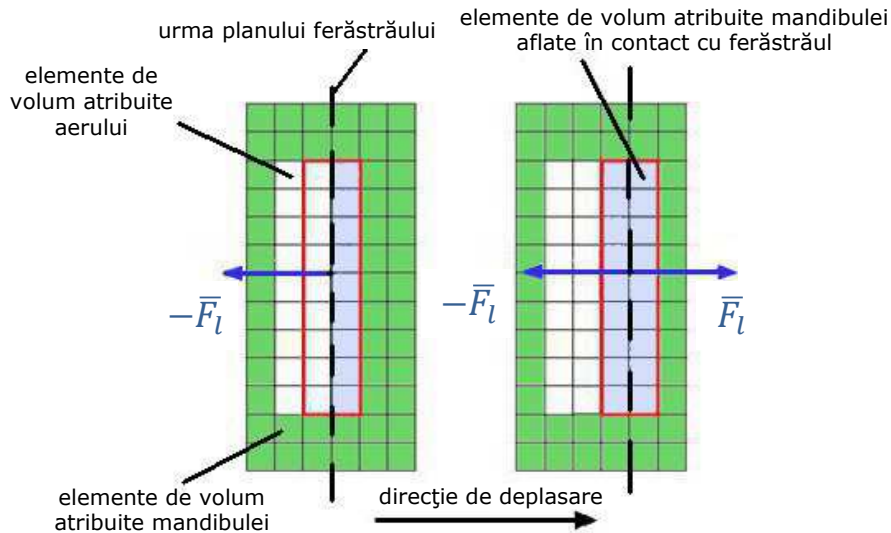


Figura 7.18. Forța de reacție laterală din partea mandibulei la deplasare pe direcție normală la planul debitării

7.6 Algoritmi dezvoltați pentru îndepărtarea materialului

Simularea îndepărtării de material în urma debitării cu ferăstrăul constă în eliminarea elementelor de volum ale mandibulei aflate în contact cu lama ferăstrăului. Pentru aceasta a fost dezvoltat de către autor un algoritm care conține două etape:

- Detectarea coliziunii dintre modelul mandibulei și lama ferăstrăului;
- Eliminarea elementelor detectate.

În cele ce urmează se va pune accent pe modul de soluționare a celei de-a doua etape, algoritmul dezvoltat pentru detectarea coliziunii fiind deja prezentat în subcapitolul 7.4.

Cerințele impuse algoritmului îndepărtării de material sunt:

- Eliminarea elementelor pe baza modelelor matematice obținute în urma încercărilor experimentale;
- Realizarea unei eliminări line a elementelor pentru reducerea discontinuităților forței de reacție.

Fiecare element din componența modelului mandibulei are atașat un parametru de material ce caracterizează apartenența la unul dintre cele șapte segmente ale modelului: aer, os compact, os spongios, dentină, smalț, pulpă și nerv. Eliminarea unui element din componența mandibulei înseamnă setarea parametrului de material la valoarea corespunzătoare aerului.

Datorită faptului că simulatorul este destinat trainingului debitării liniei de osteotomie, doar simularea realistă a îndepărtării de material osos prezintă interes.

Obs.: Și celelalte elemente, dacă sunt intersectate de ferăstrău, sunt eliminate direct, însă nu după un model matematic care să genereze reacție.

Pentru o simulare realistă a îndepărtării de material osos au fost determinate experimental o serie de modele matematice în funcție de structura osului și de cele trei segmente ale liniei de osteotomie (vezi 6.5.4). În urma încercărilor experimentale s-a demonstrat că avansul ferăstrăului sub acțiunea forței de debitare depinde practic de lungimea osului compact din secțiune, nu și de lungimea osului spongios (vezi 6.5.4). Acest lucru este transpus în cadrul simulatorului prin faptul că dacă în volumul de material intersectat se găsesc elemente ce aparțin osului compact și celui spongios, elementele osului spongios se elimină direct iar cele ale osului compact se elimină pe baza modelului matematic pentru îndepărtarea de material.

Vizualizarea îndepărtării de material se realizează la o frecvență de aproximativ 30Hz. La fiecare iterație se calculează volumul de os compact care trebuie îndepărtat cu relația:

$$V_0 = R \cdot \Delta t \quad (7.2)$$

unde:

V_0 = volumul de os compact ce trebuie eliminat [mm^3]

R = rata de îndepărtare a osului compact [mm^3/s]

Δt = intervalul de timp dintre două iterații [s]

Rata de îndepărtare a osului compact se obține cu una dintre ecuațiile (6.28), (6.29) și (6.30), în funcție de zona în care are loc debitarea.

În primă fază s-a optat pentru eliminarea unei aceleiași cantități de material din fiecare element de volum al osului compact aflat în interiorul ferăstrăului, cantitate obținută cu relația:

$$V_i = \frac{V_0}{n} \quad (7.3)$$

unde:

n = numărul elementelor ce aparțin osului compact aflate în contact cu ferăstrăul [-]

V_i = volumul ce trebuie eliminat dintr-un element [mm^3]

Această abordare s-a dovedit a nu satisface una dintre cele două cerințe ale algoritmului îndepărtării de material, și anume existența unei eliminări line, esențială pentru obținerea unei reacții haptice netede. Deoarece se elimină aceeași cantitate de material din fiecare element până când volumul intersectat de ferăstrău este eliminat complet, apar discontinuități în cadrul forței de reacție. Acest fenomen ia amploare odată cu creșterea coeficientului de proporționalitate a forței.

După cum se poate observa în Figura 7.19, la timpul t_{i-1} forța de reacție este proporțională cu volumul total al elementelor intersectate. După un anumit interval de timp, elementele respective sunt îndepărtate. Astfel că la timpul t_i forța este nulă, iar utilizatorul poate pătrunde mai departe în material. Odată cu intersectarea unui alt strat de elemente de volum, la timpul t_{i+1} , apare din nou forța de reacție. Aceste schimbări bruște ale valorii forței de reacție nu sunt dorite în cadrul simulărilor haptice, deoarece nu se obține o interacțiune realistă.

Pentru eliminarea discontinuităților din cadrul forței s-a optat pentru eliminarea elementelor de volum aflate în coliziune cu lama ferăstrăului în funcție de adâncimea de pătrundere. Altfel spus, sunt eliminate elementele ce aparțin osului compact începând cu cele aflate mai departe de planul determinat de muchiile tăietoare, până când volumul îndepărtat este egal cu volumul care trebuie îndepărtat. În acest mod este eliminată situația de la momentul t_i , când nu există nici un element de volum în interiorul lamei ferăstrăului, și implicit forța de reacție ar fi nulă (Figura 7.20). În vederea sortării elementelor de volum obținute în urma

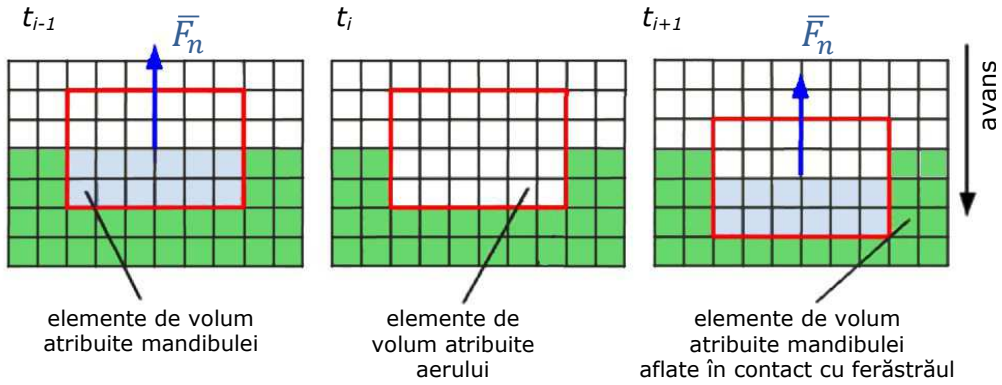


Figura 7.19. Cauza apariției discontinuităților din cadrul forței de reacție

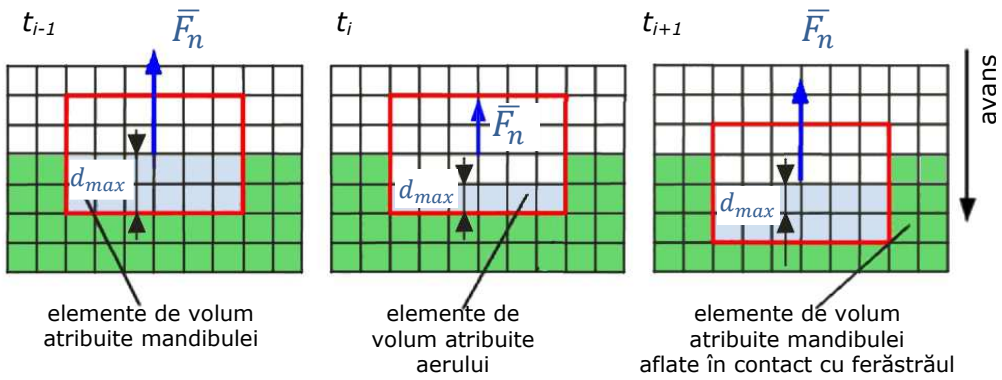


Figura 7.20. Eliminarea cauzei de apariție a discontinuităților din cadrul forței de reacție

detectării coliziunii în funcție de adâncimea de pătrundere s-a utilizat înmagazinarea într-o structură de date tip listă creată cu ajutorul bibliotecii *Standard Template Library* (cplusplus.com). Structura stochează pentru fiecare element P intersectat doi parametri (Figura 7.21): coordonatele acestuia (p_x, p_y, p_z) și distanța d până la muchia tăietoare a ferăstrăului. După introducerea elementelor în listă are loc sortarea acestora în ordine descrescătoare a adâncimii de pătrundere, pe baza unei funcții implementate de către autor.

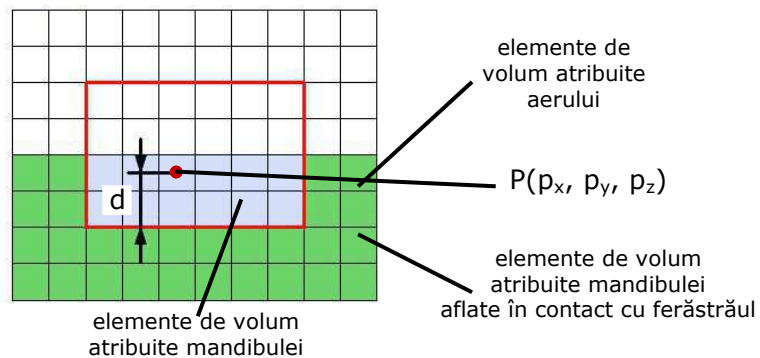


Figura 7.21. Parametrii structurii de date tip listă

Structograma algoritmului dezvoltat pentru îndepărtarea elementelor de volum aflate în coliziune cu lama ferăstrăului este prezentat în Figura 7.22.

Obs.: Volumul unui element în cazul de față este egal cu 0.064 mm^3 .

7.7 Implementarea vizualizării

Principalele obiecte ale mediului virtual care trebuie vizualizate sunt mandibula și ferăstrăul.

Pentru reprezentarea mandibulei s-a utilizat metoda de modelare prin elemente de volum (vezi 7.3). Modelul obținut dintr-o tomografie computerizată este alcătuit din șapte segmente: aer, os compact, os spongios, smalț, dentină, pulpă și nerv alveolar inferior.

Vizualizarea științifică a datelor volumetrice reprezintă un domeniu vast de cercetare, iar în ultima perioadă au fost dezvoltate multiple tehnici de vizualizare a acestor tipuri de date. Cele mai folosite tehnici pentru redarea datelor sunt: metoda *ray casting* și metoda *marching cubes*.

Metoda *ray casting* constă în trasarea unei raze de la observator către fiecare pixel al ferestrei de vizualizare, eșantionând volumul la anumite intervale (Herghelegiu, 2011). Pentru fiecare eșantion al unei raze se calculează culoarea, iluminarea și opacitatea, care mai apoi sunt compuse de-a lungul razei respective. În cazul în care opacitatea totală pentru o rază depășește un anumit prag maxim prestabilit, procesul de eșantionare a razei respective se încheie.

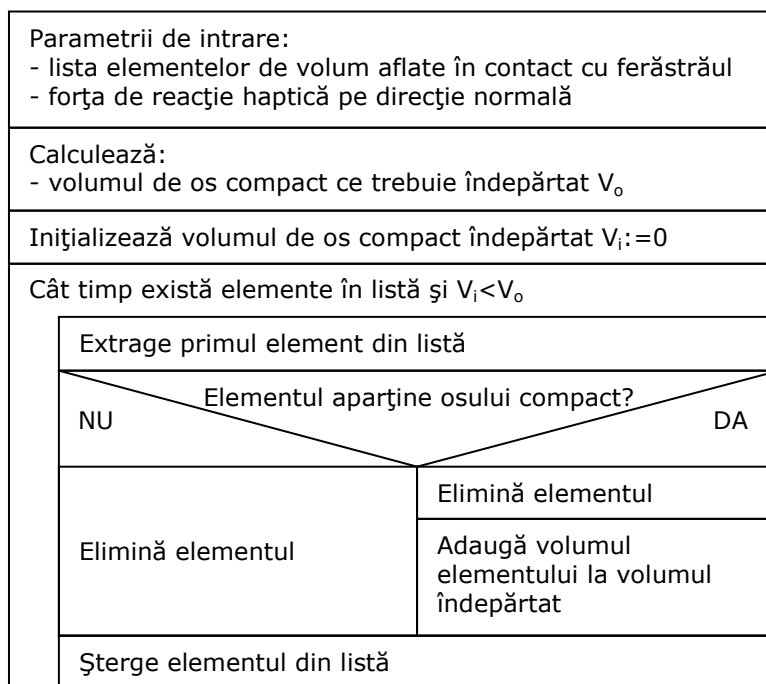


Figura 7.22. Algoritmul îndepărtării elementelor de volum aflate în coliziune cu lama ferăstrăului

Metoda *marching cubes* este o metodă de redare volumetrică ce implică extragerea unei rețele poligonale de tip *mesh* corespunzătoare unei izo-suprafețe dintr-un model reprezentat prin elemente de volum (Herghelegiu, 2011). Extragerea rețelei implică calcularea intersecțiilor izo-suprafeței cu elementele de volum de frontieră (elemente ce au atât vârfuri în interiorul suprafeței, cât și în exteriorul acesteia).

În timpul dezvoltării simulatorului s-a optat pentru testarea ambelor metode de vizualizare în vederea determinării celei mai avantajoase din punctul de vedere al performanțelor. Implementarea metodelor s-a realizat cu ajutorul funcțiilor din cadrul bibliotecii MedX3D. Testarea s-a realizat pe un model al mandibulei cu 133x170x212 elemente de volum cubice cu latura de 0.4 mm. Cu ambele metode a fost îndeplinită cerința de vizualizare cu o frecvență de aproximativ 30 Hz, însă s-a optat pentru utilizarea metodei *marching cubes* deoarece aceasta oferă o calitate a imaginii mai bună (Figura 7.23).

Obs.: Deoarece metoda *marching cubes* nu permite vizualizarea unor obiecte stratificate este necesară calcularea suprafeței fiecărui segment în parte. Pentru aceasta este nevoie de generarea fișierelor segment ale mandibulei, fișiere ce conțin doar unul dintre cele șase țesuturi din structura mandibulei.

Modelul virtual al ferăstrăului (fișier cu extensia .x3d) este obținut dintr-un model CAD (fișier cu extensia .stl) al acestuia cu ajutorul aplicației CAD Exchanger 2.3.0 (cadexchanger.com). Modelul ferăstrăului utilizat în cadrul experimentelor (Figura 6.9) este prezentat în Figura 7.24.

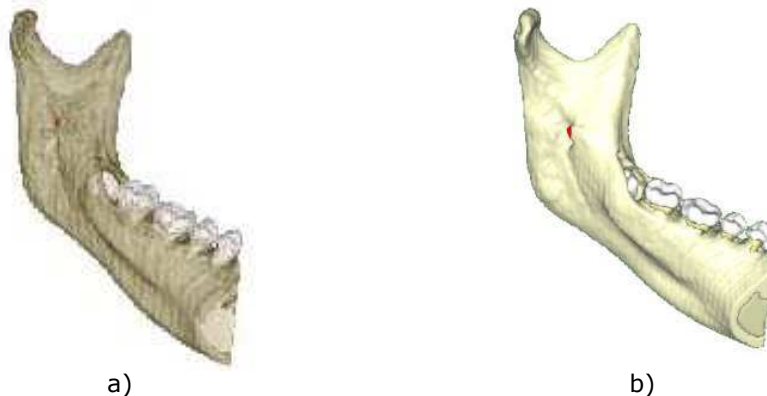


Figura 7.23. Vizualizarea modelului mandibulei
a) metoda *ray casting* (Sofronia, Davidescu, & Savii, 2012b); b) metoda *marching cubes* (Sofronia, Savii, & Davidescu, 2012).

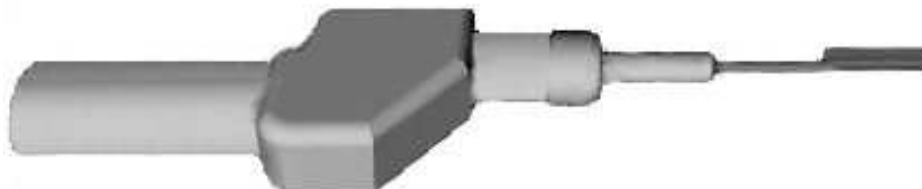


Figura 7.24. Modelul ferăstrăului

7.8 Dezvoltarea mediului virtual al simulatorului

Dezvoltarea simulatorului propriu-zis (a mediului virtual ce cuprinde interacțiunea haptică, simularea și vizualizarea) a fost realizată utilizând standardul X3D, instrument software tipic dezvoltării aplicațiilor de realitate virtuală.

X3D (*Extensible 3D Graphics*) este un standard pentru grafică 3D propus de Consorțiul Web3D, creat pe baza limbajului VRML 97 și adoptat ca standard internațional de către *International Organization for Standardization* (ISO). X3D este un sistem deschis și extensibil pentru crearea de lumi 3D interactive descrise pe baza așa numitului graf al scenei (*scene graph*). Graful scenei are structura unui arbore direcțional și aciclic, fiind alcătuit din:

- Noduri (*nodes*), ce reprezintă abstractizări ale obiectelor și conceptelor din lumea reală;
- Câmpuri (*fields*), ce reprezintă proprietăți ale nodurilor;
- Evenimente între câmpurile nodurilor transmise prin intermediul rutelor (*routes*).

Universul 3D se bazează pe relații tip părinte-fiu între nodurile componente, neexistând structuri ciclice în interiorul grafului. Fiecare nod are un singur părinte, cu excepția nodului rădăcină. Fiecare nod are unul sau mai multe câmpuri. Rutarea evenimentelor permite realizarea unui mecanism, separat de ierarhia grafului scenei, prin care evenimentele pot fi propagate pentru a produce modificări în alte noduri. Redarea imaginii unui mediu virtual se realizează prin parcurgerea grafului scenei.

Algoritmii prezentați în paragrafele anterioare au fost grupați în noduri dotate cu câmpuri în vederea extinderii bibliotecii *forssim* în domeniul simulării debitării cu ferăstrăul. Astfel că s-au definit de către autor următoarele trei noduri:

- *Volumes*: detectează elemente de volum ale mandibulei aflate în coliziune cu ferăstrăul și calculează distanța maximă de pătrundere (pe baza algoritmului prezentat în subcapitolul 7.4);
- *ASawingForce*: calculează forța de reacție haptică (pe baza algoritmului prezentat în subcapitolul 7.5);
- *ASawingNode*: elimină elementele de volum ale mandibulei aflate în contact cu ferăstrăul și le îndepărtează (pe baza algoritmului prezentat în subcapitolul 7.6).

Pe lângă aceste noi noduri, în dezvoltarea simulatorului au fost utilizate o serie de noduri X3D, H3D și MedX3D.

Nodurile utilizate în crearea mediului virtual sunt:

- Noduri X3D:
 - Nodul scenei: *Scene*;
 - Noduri de grupare: *Group, Switch, Transform*;
 - Noduri de formă geometrică: *Appearance, Material, Shape*;
 - Noduri geometrice 3D: *Shape*;
 - Noduri text: *Text, FontStyle*;
 - Noduri sursă de lumină: *DirectionalLight*;
 - Noduri tip textură: *ImageTexture*;
 - Noduri tip senzor: *KeySensor*;
 - Noduri de navigație: *Billboard, Viewpoint, Collision*;
 - Noduri efecte de mediu: *Background*.

120 Algoritmi dezvoltati pentru simulatorul osteotomiei sagitale bilaterale - 7

- Noduri H3D (pentru interactiunea cu dispozitive haptice si crearea de evenimente cu limbajul de programare Python):
 - *AnyDevice, DeviceInfo, TimeFunctionEffect, GeneralFunction, PythonScript.*
- Noduri MedX3D (pentru vizualizarea datelor reprezentate prin elemente de volum):
 - *MarchingCubes.*
- Noduri *forssim* (pentru interactiunea haptică cu modele reprezentate prin elemente de volum):
 - *MaterialSegmentationModel, VolumeModel.*
- Noduri dezvoltate de către autor (pentru interactiunea ferăstrău-os):
 - *Volumes, ASawingForce, ASawingNode.*

Utilizând limbajul X3D, o serie de parametri ai debitării (precum factorul de proporționalitate al forței de reacție, dimensiunile lamei ferăstrăului, parametrii mișcării de oscilație etc.) pot fi setați fără a fi nevoie de recompilarea întregii biblioteci.

Pentru crearea rapidă de evenimente între nodurile mediului virtual s-a utilizat limbajul Python. Python este un limbaj de programare dinamic multi-paradigmă, care nu trebuie compilat ci doar interpretat, economisind mult timp în procesul de dezvoltare și depanare.

Una dintre cerințele impuse simulatorului este segmentarea nervului alveolar inferior în cadrul modelului mandibulei. În timpul debitării liniei osteotomiei lezarea nervului are consecințe grave asupra sănătății pacientului. De aceea este esențial ca în timpul exersării pe simulator a procedurii, coliziunea ferăstrăului cu acesta să fie detectată iar utilizatorul să fie atenționat. Atenționarea se poate realiza atât *on-line* (prin semnale acustice sau vizuale), cât și *off-line* (prin afișarea numărului de elemente de volum îndepărtate din cadrul modelului nervului). Pentru ca novicele să constate cauza lezării nervului, s-a optat pentru o atenționare *on-line*.

Atenționarea utilizatorului se realizează prin schimbarea culorii unei element de control (Figura 7.25). Acesta este definit în cadrul scenei printr-un nod de tip *Material* (descendentul unui nod de tip *Sphere*) ce are atașat un câmp ce definește culoarea sferei, *diffuseColor*. Inițial culoarea sferei este verde, dar devine roșie în

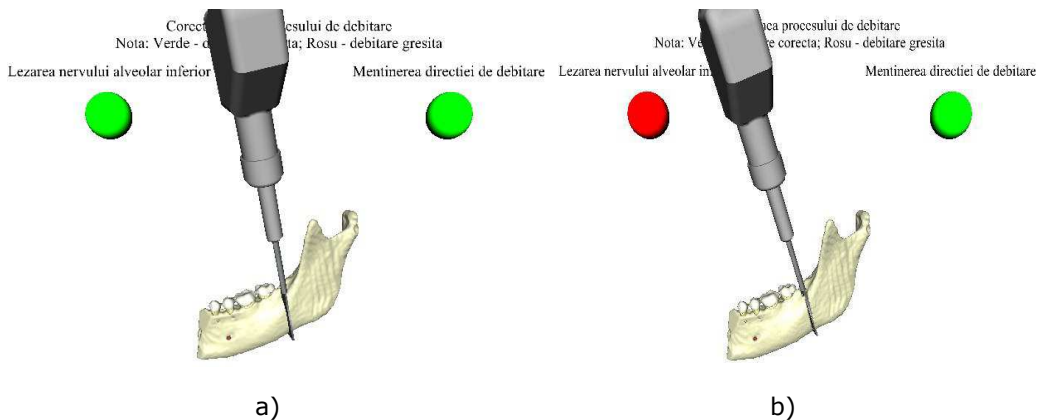


Figura 7.25. Atenționarea utilizatorului cu privire la lezarea nervului alveolar inferior (sfera de control din stânga)
a) debitare corespunzătoare; b) debitare necorespunzătoare.

cazul lezării nervului. Vătămarea nervului, în cadrul simulatorului, este o consecință a îndepărtării unuia dintre elementele de volum aparținătoare nervului. Detectarea îndepărtării se realizează în cadrul nodului *ASawingNode*. La parcurgerea acestui nod, odată cu eliminarea unui element, se testează dacă elementul respectiv are ca parametru de material valoarea corespunzătoare nervului. Rezultatul testului se înmagazinează într-o variabilă logică, *warningNerve*, definită ca și câmp al nodului *ASawingNode*.

Pentru schimbarea culorii elementului de control în funcție de rezultatul testului, este nevoie de definirea unui eveniment între câmpurile *diffuseColor* și *warning*. Deoarece rutarea între două câmpuri de tipuri diferite nu este posibilă, se utilizează limbajul Python. Prin acest limbaj se definește o funcție *changeColor* care returnează culoarea verde în caz de adevăr și culoarea roșie în caz de fals. Această funcție este înmagazinată într-un nod, *PythonScript1*.

Relația dintre cele trei noduri și câmpurile corespunzătoare este redată în Figura 7.26. Așadar pentru realizarea schimbării culorii elementului de control în funcție de rezultatul testului se definesc două rute:

- I. De la câmpul *warningNerve* la câmpul *changeColor*;
- II. De la câmpul *changeColor* la câmpul *diffuseColor*.

Un alt aspect în legătură cu care trebuie atenționat utilizatorul este corectitudinea debitării, prin menținerea direcției de debitare. În timpul procesului real, abaterea de la planul de debitare este simțită haptic de către operator prin intermediul unui moment care se opune tendinței de deviere de la direcția de debitare. Deoarece s-au avut la dispoziție dispozitive haptice ce generează doar forțe și datorită faptului că nu s-au putut determina forțe de reacție laterale în cazul

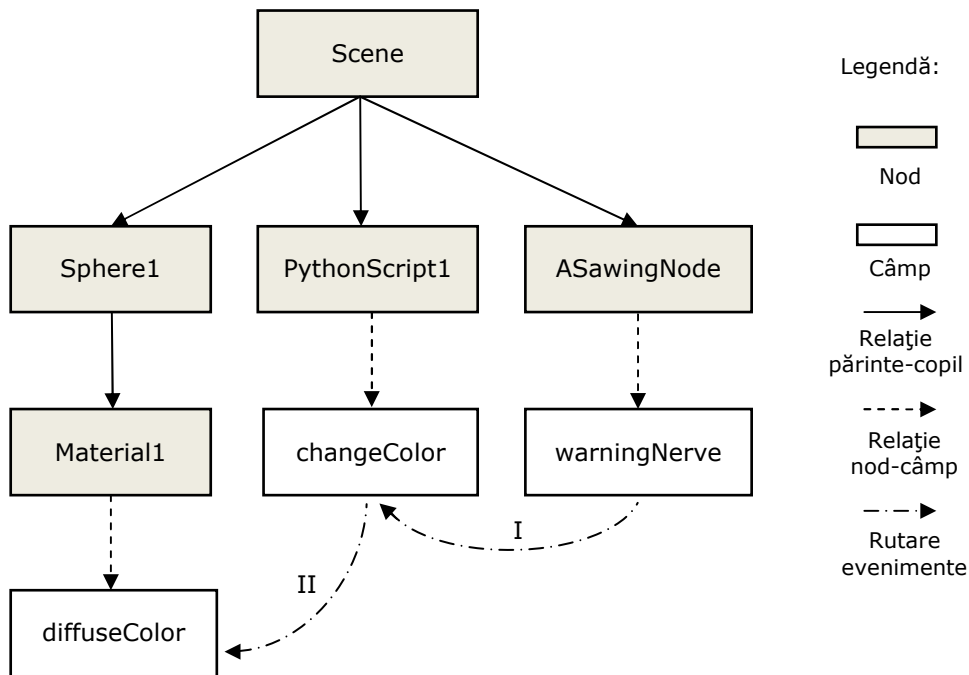


Figura 7.26. Parte din graful scenei. Atenționarea vizuală asupra îndepărtării de elemente de volum atașate nervului

deplasării pe direcție normală la planul debitării (vezi 7.5), s-a optat pentru atenționarea vizuală *on-line* a utilizatorului cu privire la abaterea de la planul de debitare. Atenționarea se realizează tot prin intermediul unui element de control sferic (Figura 7.27), analog cu cazul lezării nervului alveolar inferior.

Verificarea abaterii de la planul de debitare constă în verificarea valorii distanței de la centrul fiecărui element de volum eliminat la planul de debitare față de un prag ales inițial. Planul de debitare este definit odată cu eliminarea primului element de volum din cadrul mandibulei. Definirea se realizează utilizând un punct aflat în plan (centrul lamei ferăstrăului) și normala planului (vectorul normal ce definește grosimea lamei). Determinarea primului element eliminat se realizează prin contorizarea elementelor eliminate în cadrul unui câmp de tip *float* (*removedVoxelsPerCut*) al nodului *ASawingNode*. După eliminarea primului element, la eliminarea următoarelor elemente se calculează distanța de la centrul elementului la planul debitării. Dacă valoarea distanței este mai mare decât pragul ales inițial (egal cu grosimea lamei), variabila logică *warningDirection* (definită ca un câmp al *ASawingNode*) devine adevărată. Utilizând limbajul Python, precum în cazul detectării lezării nervului, sfera de control își schimbă culoarea din verde în roșu.

Deoarece în timpul osteotomiei sagitale bilaterale se realizează debitări în trei plane (corespunzătoare celor trei segmente ale liniei osteotomiei) este nevoie ca planul debitării să fie determinat pentru fiecare din cele trei cazuri. Pentru aceasta, atunci când se trece de la un segment la altul utilizatorul trebuie să apese butonul principal al dispozitivului haptic. Prin această acțiune variabila *removedVoxelsPerCut* este setată la zero, iar valoarea de adevăr a variabilei *warningDirection* este setată la fals, ceea ce setează culoarea sferei de control la verde. Odată cu eliminarea unui nou element de volum, algoritmul de atenționare asupra devierii de la planul de debitare se reia.

Transmiterea stării butonului dispozitivului haptic (valoarea câmpului *mainButton* al nodului *HDEV*) la câmpul *warningDirection* se realizează direct, prin rutare directă între cele două câmpuri în cadrul fișierului *.x3d* al mediului virtual. Acest lucru este posibil deoarece ambele câmpuri conțin variabile de tip logic. În schimb, rutarea directă între *mainButton* și *removedVoxelsPerCut* (în vederea setării la zero a numărului elementelor eliminate) nu este posibilă pentru că cele două câmpuri conțin variabile de tipuri diferite (*bool* și respectiv *float*). Astfel că se utilizează limbajul Python prin care este definită o funcție ce returnează valoarea de zero în cazul unei valori de adevăr de fals.

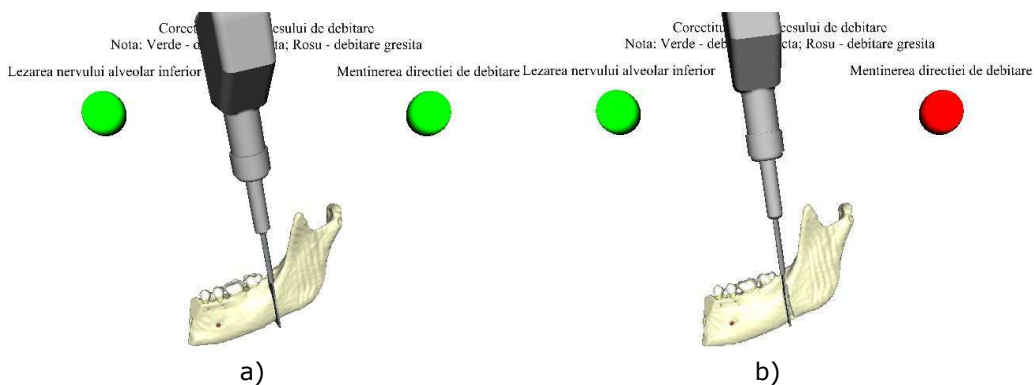


Figura 7.27. Atenționarea utilizatorului cu privire la abaterea de la planul debitării (sfera de control din dreapta)
a) debitare corespunzătoare; b) debitare necorespunzătoare.

Relația dintre nodurile și câmpurile corespunzătoare utilizate pentru atenționarea utilizatorului cu privire la devierea de la planul de debitare este redată în Figura 7.28. Se definesc următoarele rute:

- Pentru schimbarea culorii sferei de control în cazul abaterii de la planul de debitare:
 - I. De la câmpul *warningDirection* la câmpul *changeColor*;
 - II. De la câmpul *changeColor* la câmpul *diffuseColor*;
- Pentru setarea la valoare de adevăr fals a existenței unei devieri de la planul de debitare:
 - III. De la câmpul *mainButton* la câmpul *warningDirection*;
- Pentru setarea la zero a elementelor eliminate:
 - IV. De la câmpul *mainButton* la câmpul *reset*;
 - V. De la câmpul *reset* la câmpul *removedVoxelsPerCut*.

Datorită implementării atenționării utilizatorului cu privire la lezarea nervului și la devierea de la planul de debitare, algoritmul îndepărtării de material prezentat în Figura 7.22 devine cel din în Figura 7.29.

Codul sursă a algoritmului se află în Anexa 9.

Fișierul .x3d al mediului virtual se găsește în Anexa 10.

Imagini cu segmentele liniei osteotomiei debitate cu ajutorul simulatorului se găsesc în Figura 7.30.

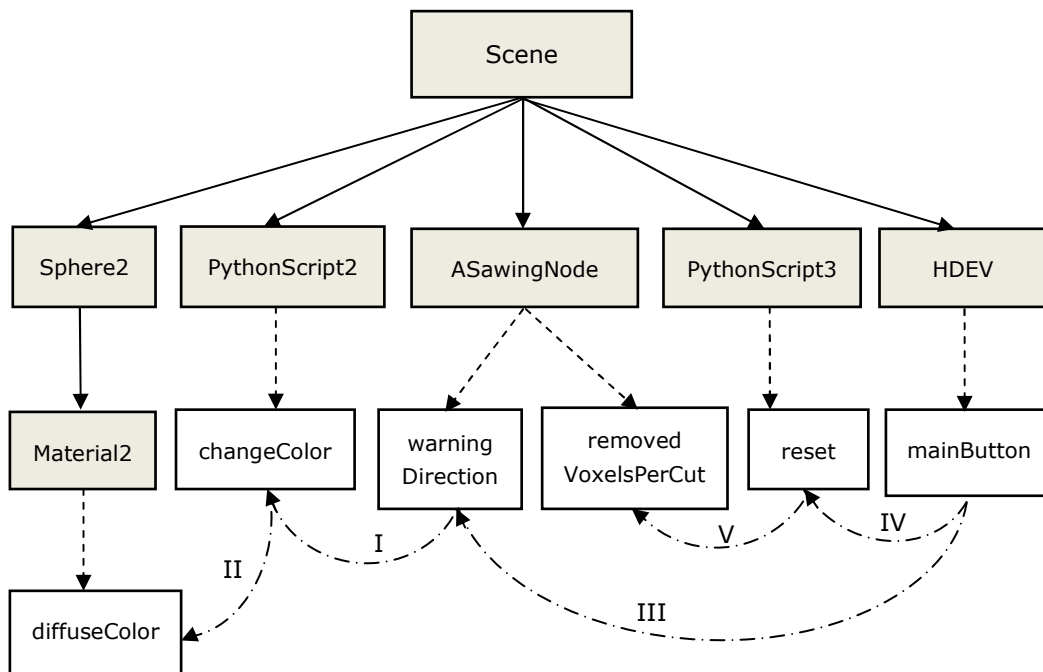


Figura 7.28. Parte din graful scenei. Atenționarea vizuală asupra abaterii de la planul de debitare

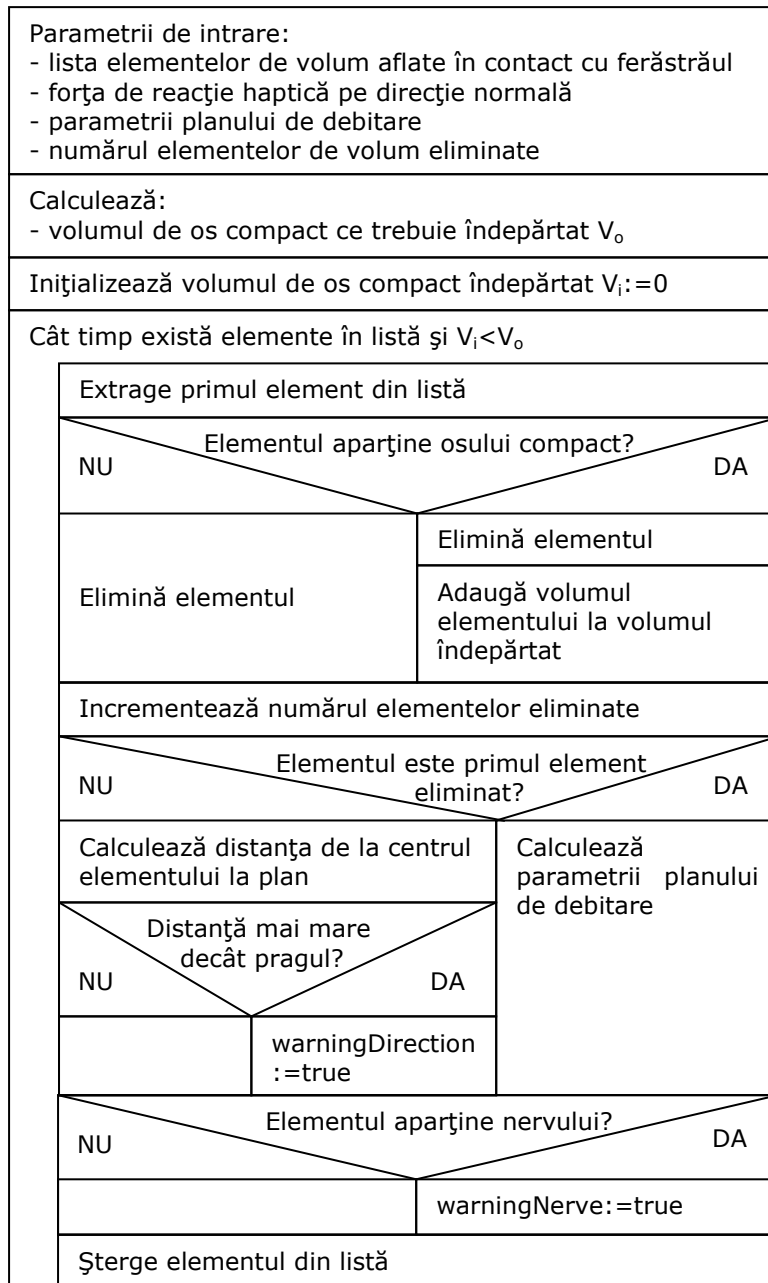


Figura 7.29. Algoritmul îndepărtării elementelor de volum și al atenționării utilizatorului cu privire la lezarea nervului și devierea de la planul de debitare

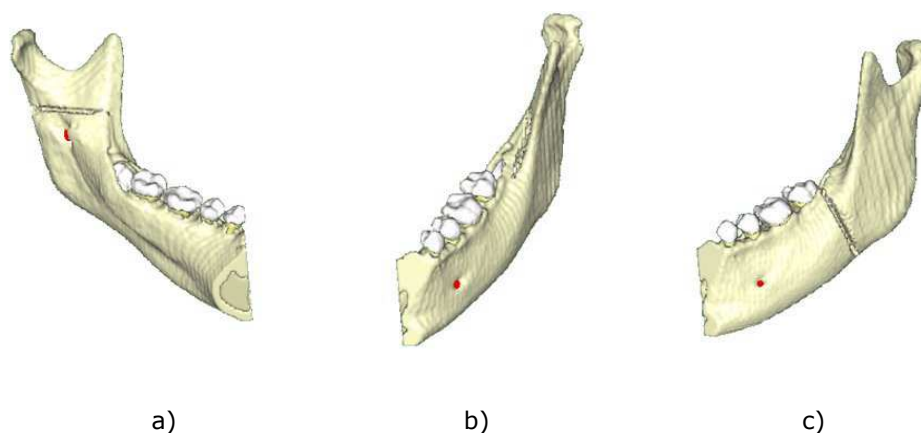


Figura 7.30. Linia de osteotomie debitată în cadrul simulatorului
a) segmentul orizontal; b) segmentul sagital; c) segmentul vertical.

7.9 Algoritm sintetic al metodei propuse

Pentru o vedere de ansamblu a metodei propuse pentru simularea interacțiunii mandibulă-ferăstrău se poate observa Figura 7.31.

În timp ce utilizatorul manipulează dispozitivul haptic, poziția virtuală a ferăstrăului este determinată cu o frecvență de 1 kHz și transmisă sistemului de calcul. Pe baza poziției virtuale a ferăstrăului și a mandibulei are loc o primă detectare a coliziunii dintre ferăstrău și mandibulă, cu o frecvență de 1 kHz. Detectarea elementelor de volum a mandibulei aflate în interiorul ferăstrăului se realizează utilizând metoda propusă de autor pe baza volumelor de delimitare (vezi paragraful 7.4). În urma detectării coliziunii se determină adâncimea maximă de pătrundere a ferăstrăului în mandibulă. Pe baza acestei adâncimi se calculează, cu o frecvență de 1 kHz, forța de reacție haptică (cu ajutorul ecuației (7.1)). Forța este transmisă utilizatorului prin intermediul dispozitivului haptic. Tot în funcție de poziția ferăstrăului și a mandibulei are loc încă o detectare a coliziunii, de această dată la o frecvență de 30 Hz, în vederea determinării elementelor de volum de îndepărtat. Pe baza acestor elemente de îndepărtat și a reacției de forță are loc îndepărtarea materialului, cu o frecvență de 30 Hz. Îndepărtarea materialului implică eliminarea elementelor de îndepărtat până când volumul eliminat devine egal cu volumul ce trebuie îndepărtat, calculat cu relația (7.2) și una din relațiile (6.28-6.30) în funcție de zona în care are loc debitarea. Eliminarea elementelor de volum din cadrul mandibulei determină modificarea poziției ferăstrăului pe ecran. În funcție de poziția de pe ecran a ferăstrăului, de forța de reacție și de forța exercitată de către autor are loc calculul poziției virtuale a ferăstrăului.

În Figura 7.32 sunt prezentate mărimile ce intervin în simularea procesului, precum și modul de determinare a valorilor acestora în funcție de frecvența la care sunt determinate.

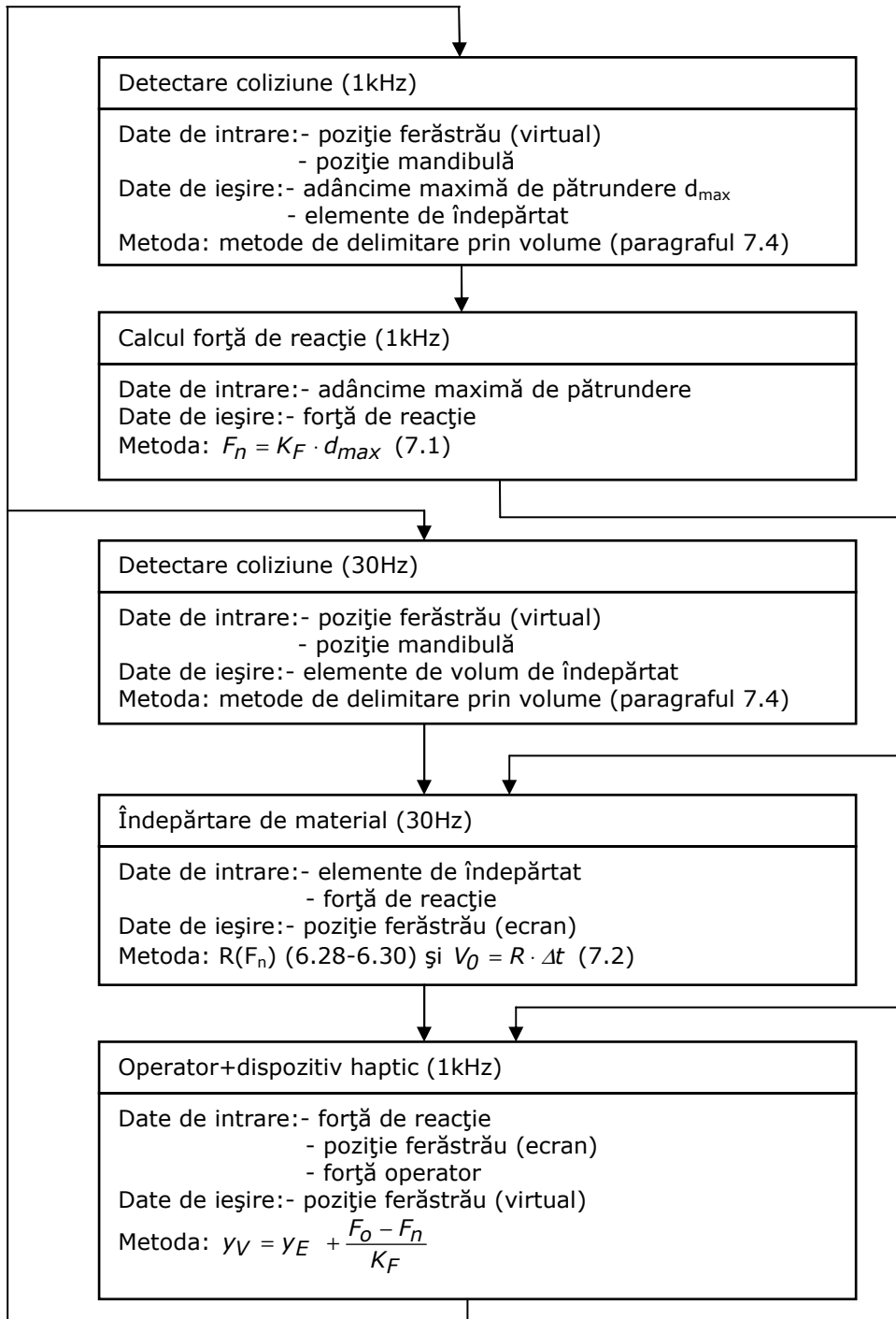


Figura 7.31. Algoritmul sintetic al metodei propuse

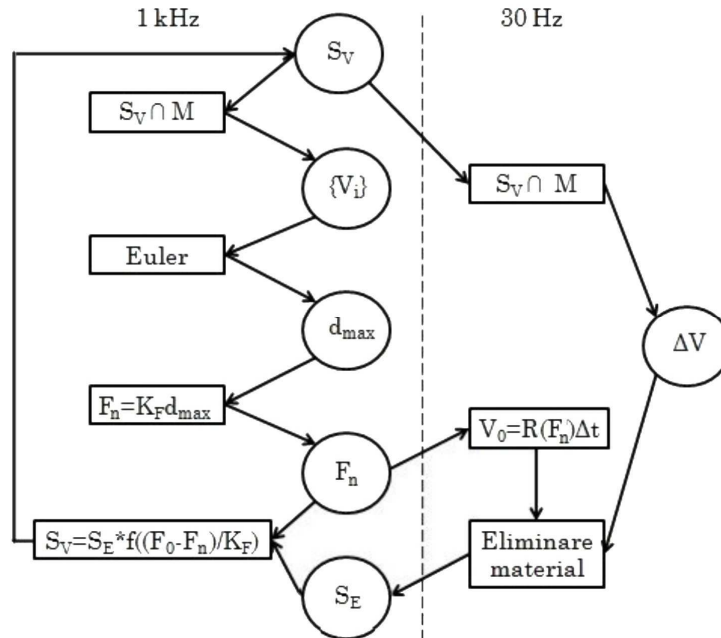


Figura 7.32. Relațiile între mărimile ce intervin în cadrul procesului

În Figura 7.32 s-au utilizat următoarele notații:

S_V = corpul ferăstrăului (virtual)

S_E = corpul ferăstrăului (ecran)

M = corpul mandibulei

$\{V_i\}$ = mulțimea elementelor intersectate

d_{max} = adâncimea maximă de pătrundere

F_n = forța de reacție haptică

ΔV = volumul intersectat

V_0 = volumul de eliminat

R = rata de îndepărtare

F_0 = forța exercitată de operator

* = deplasarea corpului S_E pe direcția forței rezultante cu o valoare dată de funcția f

7.10 Concluzii

În capitolul de față a fost prezentat simulatorul haptic pentru trainingul debitării cu ferăstrăul a liniei osteotomiei din cadrul osteotomiei sagitale bilaterale, punându-se accent pe contribuțiile personale.

Pentru început este prezentată structura simulatorului împreună cu resursele hardware și software utilizate. Simulatorul cuprinde module pentru: interacțiune haptică, vizualizare și simulare. Deoarece complexitatea unei aplicații de realitate virtuală este influențată de performanțele resurselor hardware, a fost nevoie de dezvoltarea unor algoritmi care să conducă la un raport calitate/stabilitate cel puțin satisfăcător în condițiile date. Pentru a se pune accent pe aducerea de contribuții acolo unde există anumite lipsuri în cadrul stadiului actual, au fost

utilizate o serie de instrumente software în vederea eliminării reimpletării unor lucruri deja rezolvate.

Un element esențial, cu efect asupra tuturor modulelor din structura simulatorului, este modelarea mandibulei. Datorită faptului că debitarea liniei osteotomiei implică îndepărtarea de țesut tare heterogen (osul), s-a optat pentru modelarea mandibulei sub formă de elemente de volum. Pornind de la o tomografie computerizată, au fost segmentate principalele structuri anatomice ale mandibulei. Deoarece formatul fișierului obținut în urma segmentării este diferit de cel utilizat în cadrul bibliotecii folosite în dezvoltarea simulatorului, a fost elaborat un algoritm de conversie între cele două formate. De asemenea, a mai fost dezvoltat un algoritm pentru crearea unui raster 3D dintr-o imagine 2D în vederea testării algoritmilor.

Detectarea coliziunii între modelul mandibulei și lama ferăstrăului a ridicat o serie de probleme datorită particularităților lamei (lungime mult mai mare față de lățime și înălțime). Însă problemele și-au găsit soluționarea într-un algoritm original care permite obținerea unei interacțiuni haptice la frecvența recomandată. Algoritmul reduce considerabil numărul de treceri dintre sistemele de coordonate ale mediului virtual prin segmentarea volumului lamei și prin parcurgerea prin incrementare a celor trei axe ale sistemului de coordonate al ferăstrăului.

Simularea debitării cu ferăstrăul implică șase grade de libertate pentru reacția haptică. Datorită dispozitivelor haptice avute la dispoziție, reacția haptică s-a limitat la transmiterea unei forțe. Algoritmul dezvoltat în primă fază pentru calcularea forței pe baza volumului intersectat s-a dovedit a avea unele limitări din cauza coeficientului de proporționalitate al forței. Un coeficient mic în cazul unui volum intersectat de valoare mică conduce la pătrunderea prin mandibulă fără a îndepărta material; pe când un coeficient mare în cazul unor volume intersectate de valoare mare conduce la discontinuități ale forței. Cel de-al doilea algoritm dezvoltat, bazat pe proporționalitatea forței cu adâncimea de pătrundere a ferăstrăului în material, a soluționat problemele anterioare, obținându-se totodată forțe de reacție mai mari.

În timpul debitării, decizia privind adâncimea liniei osteotomiei este luată de către chirurg în funcție de reacția percepută (debitarea se încheie la pătrunderea în osul spongios). Implementarea acestui aspect în cadrul simulatorului s-a realizat prin simularea îndepărtării de material pe baza modelelor matematice obținute în urma încercărilor experimentale.

Mediul virtual al simulatorului este creat pe baza standardului X3D, standard specific dezvoltării de aplicații de realitate virtuală. Mediul virtual conține atât noduri și câmpuri deja create în cadrul altor biblioteci dar și unele create de către autor. Aceste noduri cuprind algoritmi dezvoltați pentru simularea vizuală și haptică a interacțiunii ferăstrău-os. Pe lângă interacțiunea propriu-zisă, simulatorul conține și elemente care vin în ajutorul îmbunătățirii procesului de învățare. Spre exemplu, novicele este atenționat vizual de lezarea nervului alveolar inferior și de abaterea de la planul de debitare prin modificarea culorii unor elemente de control.

8 Concluzii, contribuții originale și direcții viitoare de cercetare

8.1 Concluzii

Pornind de la analiza critică asupra stadiului actual al utilizării dispozitivelor haptice în aplicațiile biomedicale, lucrarea de față și-a propus ca obiectiv central aducerea de contribuții în domeniul simulatoarelor medicale pentru îndepărtarea de țesut tare.

Teza tratează și o serie de aspecte teoretice privind interacțiunea haptică, aspecte ce trebuie aprofundate în vederea dezvoltării sistemelor de realitate virtuală haptice. De asemenea, sunt prezentate principalele metode utilizate în proiectarea simulatoarelor și cele mai utilizate instrumente software folosite în dezvoltarea aplicațiilor din domeniu.

În vederea simulării îndepărtării de țesut tare, s-a încercat, pentru început, datorită avantajelor cunoscute, utilizarea modelării obiectelor virtuale bazate pe elemente de suprafață în cadrul unei aplicații din domeniul medicinei dentare. Deși metoda permite o deformare intuitivă a dintelui, a rezultat că aceasta nu este recomandată simulărilor realiste, interacțiunii cu obiecte stratificate sau pentru simularea modificării topologiei. Astfel că după aceste încercări, comparate cu cele bazate pe elemente de volum, s-a optat pentru modelarea bazată pe elemente de volum.

În urma celor două stagii de cercetare în străinătate în cadrul *Virtual Reality Group* al *RWTH Aachen University*, cercetarea științifică a fost îndreptată către chirurgia ortognatică, în vederea dezvoltării unui simulator haptic pentru osteotomia sagitală bilaterală.

Dezvoltarea oricărei aplicații software presupune și o etapă de proiectare în vederea determinării cerințelor aplicației. Această etapă este esențială în cadrul dezvoltării de simulatoare medicale deoarece complexitatea și realismul simulării sunt limitate de performanțele resurselor hardware existente la ora actuală. Printre cerințele impuse simulatorului pentru debitarea liniei osteotomiei, determinate cu ajutorul analizei modurilor de defectare și a efectelor lor, se numără: utilizarea unor modele mandibulare obținute din segmentarea tomografiilor computerizate care să conțină elemente structurale anatomice (precum: țesutul osos compact și cel spongios, dantura și nervul alveolar inferior), elaborarea unui model matematic pentru simularea îndepărtării de material, detectarea automată a zonelor interzise debitării, compararea localizării liniei osteotomiei cu cazuri ideale, utilizarea unor ferăstraie diferite pentru debitare.

În vederea simulării îndepărtării de material din cadrul etapei de debitare a liniei osteotomiei s-a realizat analiza procesului de debitare cu un ferăstrău cu mișcare rectilinie alternativă, tipic chirurgiei ortognatice. În urma analizei au fost determinați principalii parametri ai procesului: forța de apăsare, pasul, frecvența și amplitudinea ferăstrăului. Pentru determinarea cantitativă a parametrilor procesului au fost realizate o serie de încercări experimentale, utilizând un stand proiectat de către autor. În urma analizei statistice a datelor experimentale au fost propuse

patru modele matematice: trei pentru osul compact, în funcție de cele trei segmente ale liniei osteotomiei, și unul pentru osul spongios. Variația proprietăților mecanice în funcție de localizarea și direcția segmentelor și de structura osoasă a mandibulei corespunde cu rezultatele din literatura de specialitate. Deși modelele propuse diferă de cel teoretic, dependența dintre rata de îndepărtare și forța de debitare a fost demonstrată. Diferențele dintre modelul teoretic și cele propuse se datorează simplificărilor realizate în analiza teoretică și imposibilității de a controla volumul așchiei.

Modelele propuse au fost integrate în cadrul sistemului de realitate virtuală haptic pentru trainingul debitării liniei osteotomiei. Sistemul cuprinde module pentru: interacțiune haptică, vizualizare și simulare. Deoarece complexitatea unei aplicații de realitate virtuală este influențată de performanțele resurselor hardware, au fost dezvoltate algoritmi originali care să conducă la un raport calitate/stabilitate cel puțin satisfăcător în condițiile date. Pentru a se pune accent pe aducerea de contribuții acolo unde există anumite lipsuri în cadrul stadiului actual au fost utilizate o serie de instrumente software din domeniu.

Modelarea mandibulei sub formă de elemente de volum a implicat segmentarea acesteia dintr-o tomografie computerizată cu ajutorul unei aplicații specializate și elaborarea unui algoritm pentru transferarea datelor de la aplicația de segmentare la simulator. Modelul conține toate structurile anatomiche determinate a fi esențiale în cadrul etapei de proiectare.

Cerința esențială a aplicațiilor haptice, frecvență de 1 kHz pentru interacțiunea haptică, a fost îndeplinită prin elaborarea de algoritmi originali pentru detectarea coliziunii și feedback-ul coliziunii. Algoritmul pentru detectarea coliziunii reduce considerabil numărul de treceri dintre sistemele de coordonate ale mediului virtual prin segmentarea volumului lamei și prin parcurgerea prin incrementare a celor trei axe ale sistemului de coordonate al ferăstrăului. Deși simularea debitării cu ferăstrăul implică șase grade de libertate pentru reacția haptică, datorită dispozitivelor haptice avute la dispoziție, reacția haptică s-a limitat la transmiterea unei forțe. Forța transmisă corespunde componentei forței de debitare pe direcția avansului, și este proporțională cu adâncimea maximă de pătrundere a ferăstrăului în os.

Deoarece modelarea prin elemente de volum nu conține suprafața explicită a mandibulei, aceasta trebuie calculată în vederea producerii imaginii mandibulei în cadrul simulării. În timpul dezvoltării simulatorului s-a optat pentru testarea principalelor metode de vizualizare a datelor volumetrice. După încercări, în final s-a optat pentru utilizarea metodei *marching cubes* deoarece aceasta îndeplinește cerința de vizualizare cu o frecvență de minim 30 Hz și oferă o calitate a imaginii mai bună.

Mediul virtual al simulatorului este creat pe baza standardului X3D, și conține noduri și câmpuri deja existente în cadrul altor biblioteci dar și unele create de către autor. Pe lângă interacțiunea mandibulă-ferăstrău, simulatorul conține și elemente care vin în ajutorul îmbunătățirii procesului de învățare. Spre exemplu, novicele este atenționat vizual de lezarea nervului alveolar inferior și de abaterea de la planul de debitare prin modificarea culorii unor elemente de control.

8.2 Contribuții originale și direcții viitoare de cercetare

În cuprinsul lucrării s-au identificat următoarele contribuții originale ale autorului:

- Contribuții teoretice:

- O analiză critică a metodelor de modelare a obiectelor virtuale, cu evidențierea principalelor avantaje, dezavantaje și domenii de utilizare (paragraful 2.2.2);
- O analiză critică a metodelor de detectare a coliziunii în cadrul interacțiunii haptice cu evidențierea principalelor avantaje, dezavantaje și domenii de utilizare (paragraful 2.2.3);
- O clasificare originală a simulatoarelor medicale, bazată pe modul de modelare a obiectelor virtuale (paragraful 2.3.1);
- O analiză critică, bazată pe o bibliografie extinsă, a principalelor limitări și cerințe de viitor ale simulatoarelor medicale (paragraful 2.3.4);
- O analiză critică a principalelor metode de cercetare în proiectarea simulatoarelor medicale (paragraful 2.5);
- O analiză critică a principalelor instrumente software utilizate la ora actuală pentru interacțiunea haptică și pentru prelucrarea imaginilor medicale (paragraful 2.6);
- Determinarea cerințelor esențiale ce se impun simulatorului pentru trainingul osteotomiei sagitale bilaterale (paragraful 5.2.6);
- Analiza forței ce apare în cazul debitării cu ferăstrăul cu mișcare rectilinie alternativă, ferăstrău frecvent utilizat în cadrul chirurgiei ortognatice (paragraful 6.2.2);
- Modelarea matematică a procesului de debitare în funcție de zonele din mandibulă și direcțiile de debitare specifice celor trei segmente ale liniei osteotomiei și în funcție de cele două structuri osoase (os compact și spongios) (paragraful 6.5.4);
- Dezvoltarea unei metode originale pentru modelarea obiectelor tridimensionale simple, sub formă de elemente de volum, pornind de la un fișier cu secțiunea obiectului (paragraful 7.3);
- Dezvoltarea unei metode originale pentru transferarea datelor de la aplicația de segmentare la simulator (paragraful 7.3);
- Dezvoltarea unei metode originale pentru detectarea coliziunii cu obiecte ce au o dimensiune mult mai mare față de celelalte două (paragraful 7.4);
- Dezvoltarea unei metode originale pentru calculul forței de reacție haptică (paragraful 7.5);
- Dezvoltarea unei metode originale pentru simularea îndepărtării de material în cadrul interacțiunii ferăstrău- mandibulă (paragraful 7.6).
- Contribuții aplicative:
 - Implementarea Analizei modurilor de defectare și a efectelor lor în cadrul etapei de proiectare a unui simulator medical (paragraful 5.2);
 - Proiectarea și construcția unui stand experimental în vederea determinării cantitative a parametriilor procesului de debitare (paragraful 6.3);
 - Realizarea unui program în Matlab, bazat pe algoritmi originali dezvoltați de către autor, pentru prelucrarea datelor experimentale (paragraful 6.5.2);
 - Dezvoltarea unui simulator de realitate virtuală pentru trainingul debitării liniei osteotomiei din cadrul osteotomiei sagitale bilaterale, prin utilizarea unor funcții din cadrul unor biblioteci existente și prin dezvoltarea de noi funcții (capitolul 7);
 - Implementarea metodei originale pentru modelarea obiectelor tridimensionale simple, sub formă de elemente de volum, pornind de

- la un fișier cu secțiunea obiectului, utilizând pachetul de comenzi unu (paragraful 7.3);
- o Modelarea mandibulei prin segmentarea unei tomografii computerizate (paragraful 7.3); modelul conține: structura compactă și spongioasă a osului, smalțul, dentina și pulpa din cadrul dinților și nervul alveolar inferior;
- o Implementarea metodei originale pentru transferarea datelor de la aplicația de segmentare la simulator, utilizând pachetul de comenzi unu (paragraful 7.3);
- o Implementarea în simulator a metodei originale pentru detectarea coliziunii în cazul interacțiunii ferăstrău-mandibulă (paragraful 7.4);
- o Implementarea în simulator a metodei originale pentru calculul forței de reacție haptică (paragraful 7.5);
- o Implementarea în simulator a metodei originale pentru îndepărtarea materialului, pe baza modelelor obținute experimental (paragraful 7.6);
- o Implementarea în simulator a doi algoritmi pentru vizualizarea datelor științifice volumetrice (paragraful 7.7);
- o Dezvoltarea mediului virtual al simulatorului cu ajutorul limbajelor de programare X3D și Python (paragraful 7.8);
- o Integrarea unor aspecte educaționale în cadrul simulatorului pentru atenționarea vizuală a utilizatorului de lezarea nervului și de devierea de la planul de debitare (paragraful 7.8).

Contribuțiile au fost diseminate într-un număr de șapte articole științifice: Sofronia, Savii, & Davidescu, 2010, Sofronia, 2010c, Sofronia, 2011, Sofronia, Davidescu, & Savii, 2012a, Sofronia, Davidescu, & Savii, 2012b, Sofronia, Davidescu, & Savii, 2012c, Sofronia, Savii, & Davidescu, 2012.

În concluzie, se poate spune că obiectivul central al tezei a fost pe deplin îndeplinit, mai precis dezvoltarea unui simulator de realitate virtuală cu reacție haptică pentru trainingul medicilor pentru etapa de debitare cu ferăstrăul în cadrul osteotomiei sagitale bilaterale. Simularea procesului de debitare are la bază modelele matematice obținute în urma încercărilor experimentale. Modele dezvoltate prezintă o serie de simplificări deoarece s-a avut la dispoziție o singură mandibulă pentru încercări. Astfel se conturează continuarea cercetărilor către determinarea unor modele matematice generalizate, care să țină cont de cât mai mulți parametri ai procesului de debitare cu ferăstrăul din cadrul osteotomiei sagitale bilaterale. Gradul de realism al simulării poate crește în viitor prin utilizarea unor dispozitive haptice cu șase grade de libertate de ieșire. De asemenea, o altă direcție de cercetare este dezvoltarea de elemente educaționale în vederea integrării simulatorului în curricula educațională, în vederea înlocuirii metodelor tradiționale de învățare din domeniu.

Anexe

Anexa 1 Etapele osteotomiei sagitale bilaterale și instrumentele utilizate

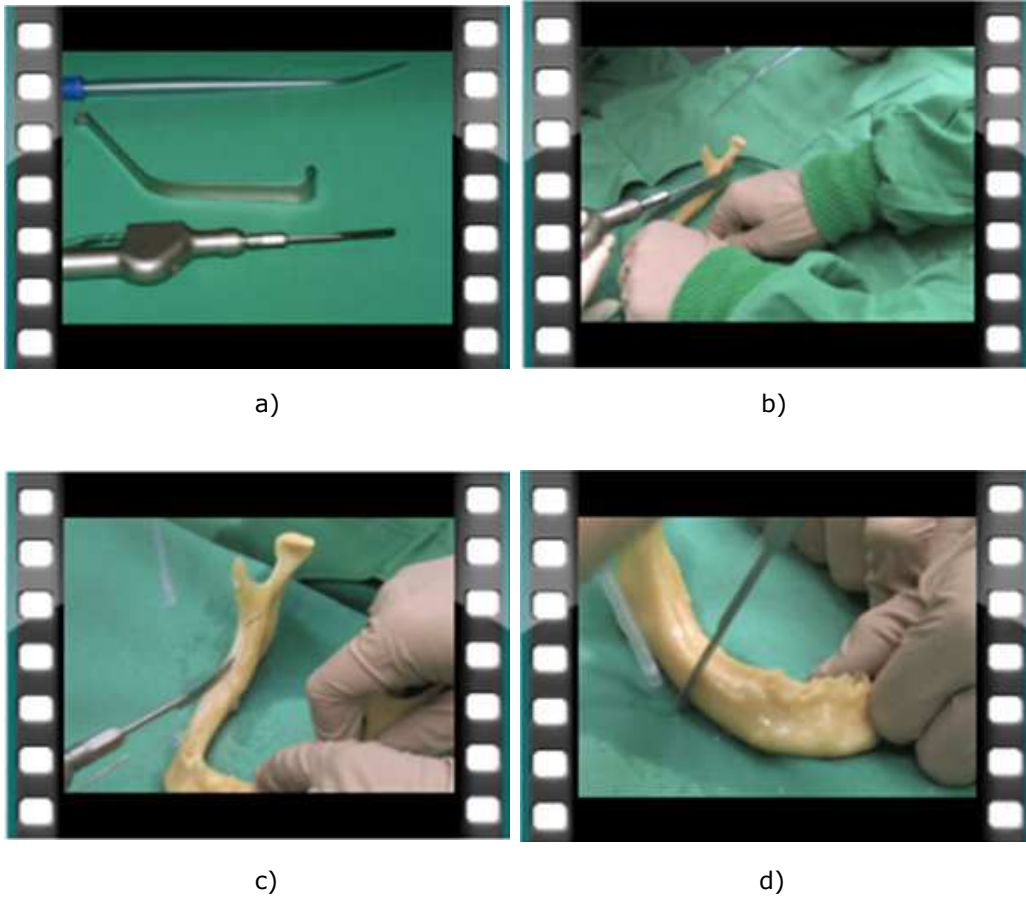


Figura A. 1. Realizarea liniei de osteotomie
a) instrumentele utilizate (ferăstrău, suport de susținere a mandibulei, tub de absorbție lichide); b) debitarea segmentului orizontal; c) debitarea segmentului sagital; d) debitarea segmentului vertical.



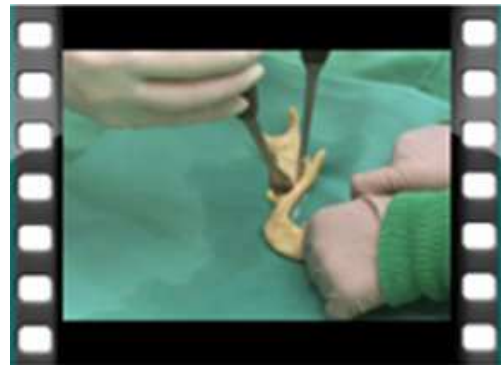
a)



b)



c)



d)

Figura A. 2. Fracturarea mandibulei
a) instrumente utilizate în pregătirea fracturării; b) pregătirea fracturării prin lărgirea liniei osteotomiei; c) instrumente utilizate la fracturare; d) fracturarea mandibulei.

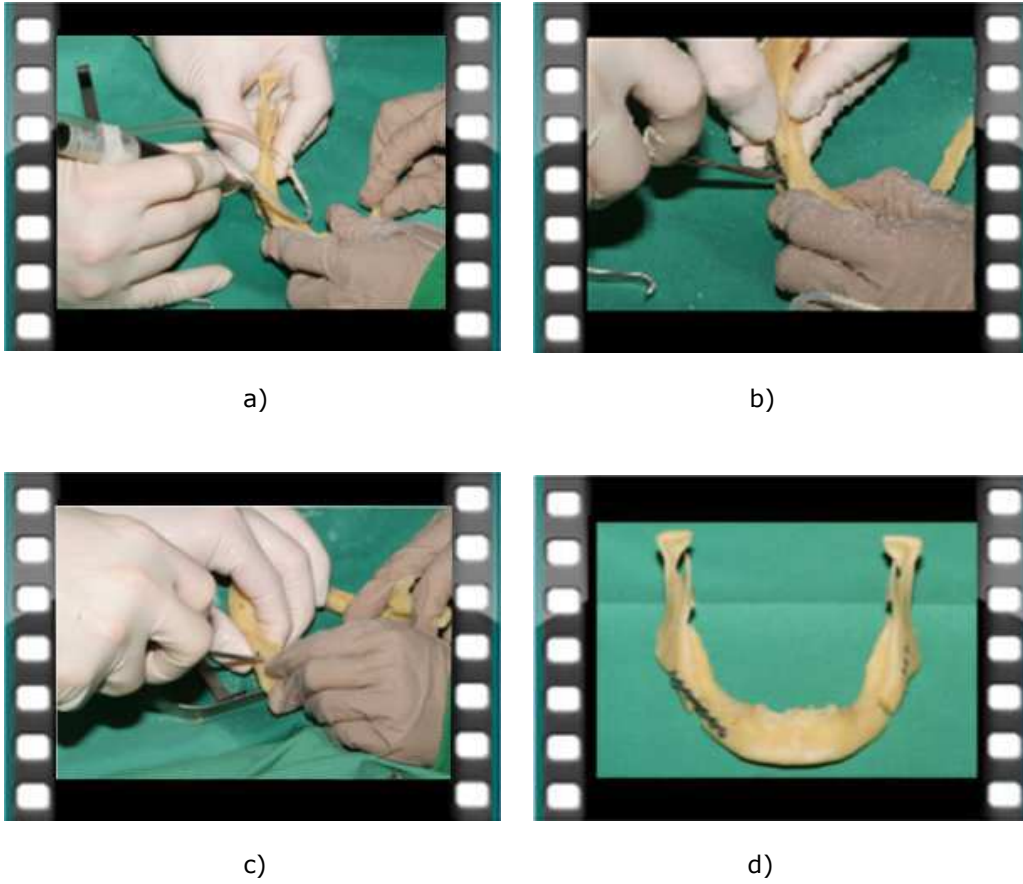


Figura A. 3. Relocarea segmentelor mandibulare
a) realizarea găurilor pentru fixare; b) fixarea segmentelor mandibulare cu ajutorul plăcuței de osteosinteză și a șuruburilor (metoda actuală de fixare); c) fixarea segmentelor mandibulare doar cu ajutorul șuruburilor (una dintre metodele vechi de fixare); d) rezultatul procedurii.

Anexa 2 Anatomia mandibulei

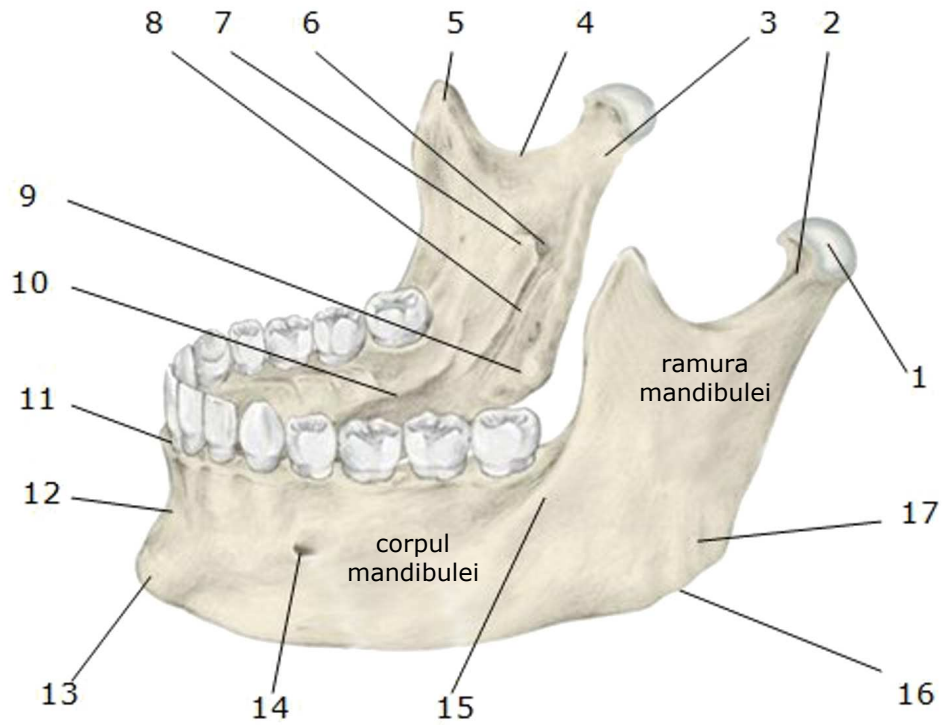


Figura A. 4. Structura mandibulei (Papilian, 2003)

1. Capul mandibulei; 2. Colul mandibulei; 3. Foseta pterigoidă; 4. Incizura mandibulei;
5. Procesul coronoidean; 6. Gaura mandibulei; 7. Lingula; 8. Șanțul milohiodian;
9. Tuberozitatea pterigoidă; 10. Linia milohiodiană; 11. Procesul alveolar cu juga alveloria;
12. Simfiza mentonieră; 13. Protuberanța mentonieră; 14. Gaura mentonieră; 15. Linia oblică;
16. Unghiul mandibulei; 17. Tuberozitatea masetencă.

Anexa 3 Descompunerea ierarhică a osteotomiei sagitale bilaterale

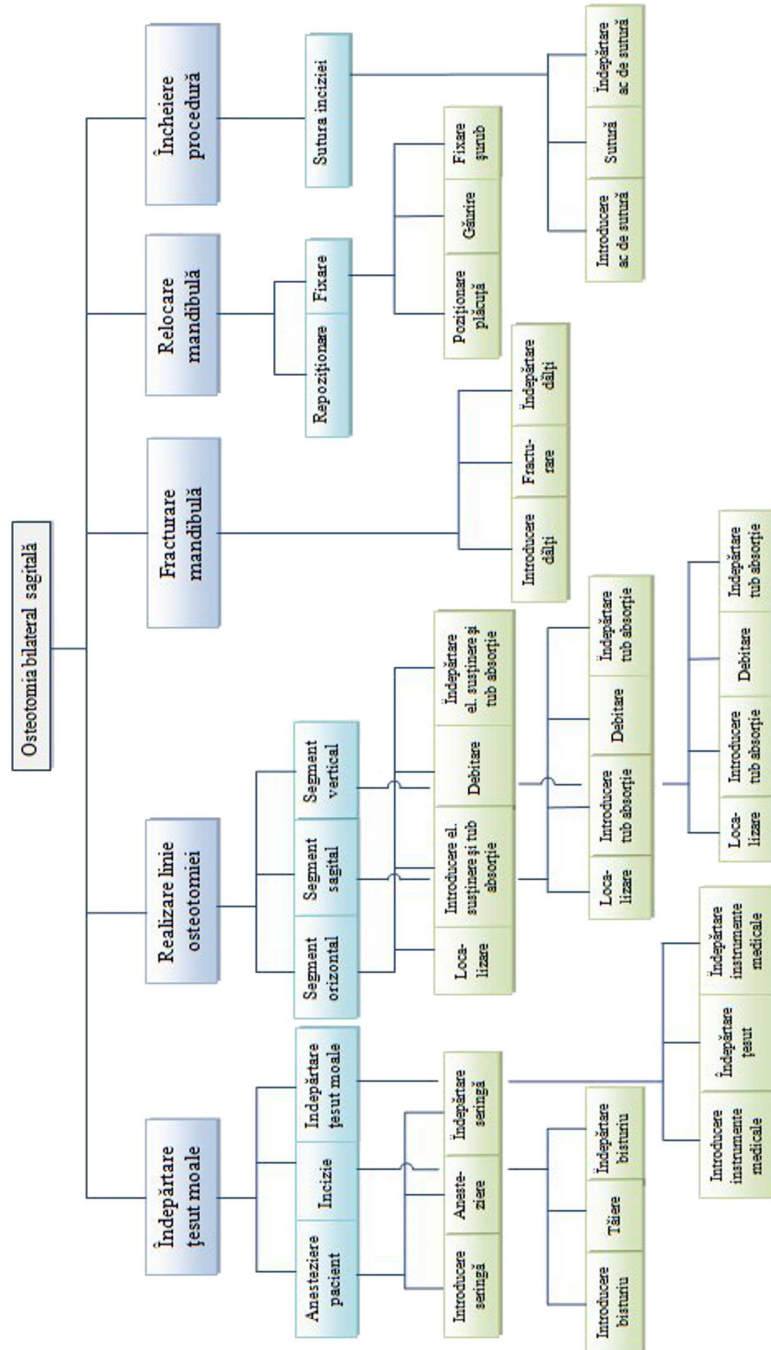


Figura A. 5. Descompunerea ierarhică a osteotomiei sagitale bilaterale

Anexa 3 Tabelele AMDEC ale medicilor experți

Tabelul A.1. Tabelul AMDEC al medicului expert nr.1

Etapă	Subetapă	Cauză	Efect	G	F	ND	CR	TCR
Îndepărtare țesut moale	Disecție	Comprimare nerv alveolar inferior	Lezare nerv alveolar inferior	4	2	2	16	71
		Tehnică greșită de disecție	Hemoragie	4	1	3	12	
		Mușchi atașat de ramurile mandibulei	Sindrom temporomandibular	3	2	1	6	
		Lezare periost	Sindrom temporomandibular	2	3	2	12	
	Îndepărtare țesut	Întindere/comprimare nerv	Lezare nerv alveolar inferior	4	3	2	24	
		Rănire nerv lingual de către instrumente	Lezare nerv lingual	1	1	1	1	
Realizare linie de osteotomie	Debitare linie de osteotomie	Manevrare greșită a instrumentelor	Lezare nerv alveolar inferior	4	2	5	40	85
		Manevrare greșită a instrumentelor	Lezarea dinților	3	1	3	9	
		Poziționare greșită a liniei	Nerealizare contact	4	1	1	16	
		Estimare greșită a adâncimii de debitare	Fracturare greșită	5	1	4	20	
Fracturare mandibulă	Fracturare mandibulă	Inițializare greșită a fracturării	Lezare nerv alveolar inferior	4	2	5	40	80
		Utilizare dălți neadecvate	Fracturare greșită	4	1	5	20	
		Tehnică greșită de rotire a dălților	Fracturare greșită	4	1	5	20	
Relocare mandibulă	Repoziționare segment distal	Deplasare mare segment distal	Lezare nerv alveolar inferior	4	2	1	8	53
		Deplasare anterioară mare segment distal	Resorbție proces condilar	4	1	1	4	
		Rotire în sens trigonometric a segmentului distal	Resorbție proces condilar	4	1	1	4	
		Deplasare mare segment distal	Deplasare postoperatorie segment distal	4	1	1	4	
		Deplasare posterioară mare segment distal	Lezare nerv facial	1	1	1	4	
	Fixare segment distal	Întindere/comprimare nerv	Lezare nerv alveolar inferior	4	2	1	8	
		Plasare neadecvată a elementelor de fixare	Lezare nerv alveolar inferior	4	1	2	8	
		Fixare rigidă	Resorbție proces condilar	3	1	1	3	
		Metodă neadecvată de fixare	Deplasare postoperatorie segment distal	4	2	1	8	
		Metodă neadecvată de fixare	Lezare nerv alveolar lingual	1	1	1	1	
		Metodă neadecvată de fixare	Deformare plăcuțe	4	1	1	4	
		Manevrare greșită a instrumentelor	Lezare nerv alveolar inferior	3	1	1	3	
Încheiere procedură	Realizare sutură	Manevrare greșită a instrumentelor	Lezare nerv alveolar inferior	3	1	1	3	3

Tabelul A.2. Tabelul AMDEC al medicului expert nr.2

Etapă	Subetapă	Cauză	Efect	G	F	ND	CR	TCR
Îndepărtare țesut moale	Disecție	Comprimare nerv alveolar inferior	Lezare nerv alveolar inferior	5	1	3	15	84
		Tehnică greșită de disecție	Hemoragie	3	1	1	3	
		Mușchi atașat de ramurile mandibulei	Sindrom temporomandibular	4	2	1	8	
		Lezare periost	Sindrom temporomandibular	2	2	4	16	
	Îndepărtare țesut	Întindere/comprimare nerv alveolar inferior	Lezare nerv alveolar inferior	5	2	3	30	
Rănire nerv lingual de către instrumente		Lezare nerv lingual	3	1	4	12		
Realizare linie de osteotomie	Debitare linie de osteotomie	Manevrare greșită a instrumentelor	Lezare nerv alveolar inferior	5	2	4	40	107
		Manevrare greșită a instrumentelor	Lezarea dinților	2	2	3	12	
		Poziționare greșită a liniei	Nerealizare contact	5	1	3	15	
		Estimare greșită a adâncimii de debitare	Fracturare greșită	5	2	4	40	
Fracturare mandibulă	Fracturare mandibulă	Inițializare greșită a fracturării	Lezare nerv alveolar inferior	5	3	3	45	95
		Utilizare dălți neadecvate	Fracturare greșită	5	2	3	30	
		Tehnică greșită de rotire a dălților	Fracturare greșită	5	2	2	20	
Relocare mandibulă	Repoziționare segment distal	Deplasare mare segment distal	Lezare nerv alveolar inferior	5	1	1	5	78
		Deplasare anterioară mare segment distal	Resorbție proces condilar	4	1	1	4	
		Rotire în sens trigonometric a segmentului distal	Resorbție proces condilar	4	1	1	4	
		Deplasare mare segment distal	Deplasare postoperatorie segment distal	5	2	1	10	
		Deplasare posterioară mare segment distal	Lezare nerv facial	1	1	4	4	
	Fixare segment distal	Întindere/comprimare nerv	Lezare nerv alveolar inferior	5	1	3	15	
		Plasare neadecvată a elementelor de fixare	Lezare nerv alveolar inferior	5	1	3	15	
		Fixare rigidă	Resorbție proces condilar	3	1	3	9	
		Metodă neadecvată de fixare	Deplasare postoperatorie segment distal	4	1	1	4	
		Metodă neadecvată de fixare	Lezare nerv alveolar lingual	1	1	4	4	
		Metodă neadecvată de fixare	Deformare plăcuțe	2	1	2	4	
Încheiere procedură	Realizare sutură	Manevrare greșită a instrumentelor	Lezare nerv alveolar inferior	3	1	5	15	15

Tabelul A.3. Tabelul AMDEC al medicului expert nr.3

Etapă	Subetapă	Cauză	Efect	G	F	ND	CR	TCR
Îndepărtare țesut moale	Disecție	Comprimare nerv alveolar inferior	Lezare nerv alveolar inferior	4	2	3	24	76
		Tehnică greșită de disecție	Hemoragie	3	1	1	3	
		Mușchi atașat de ramurile mandibulei	Sindrom temporomandibular	3	1	4	12	
		Lezare periost	Sindrom temporomandibular	1	1	4	4	
	Îndepărtare țesut	Întindere/comprimare nerv alveolar inferior	Lezare nerv alveolar inferior	4	2	3	24	
		Rănire nerv lingual de către instrumente	Lezare nerv lingual	3	1	3	9	
Realizare linie de osteotomie	Debitare linie de osteotomie	Manevrare greșită a instrumentelor	Lezare nerv alveolar inferior	4	1	3	12	88
		Manevrare greșită a instrumentelor	Lezarea dinților	3	1	3	9	
		Poziționare greșită a liniei	Nerealizare contact	3	1	3	9	
		Estimare greșită a adâncimii de debitare	Fracturare greșită	4	2	2	16	
Fracturare mandibulă	Fracturare mandibulă	Inițializare greșită a fracturării	Lezare nerv alveolar inferior	4	2	4	32	104
		Utilizare dălți neadecvate	Fracturare greșită	4	2	4	32	
		Tehnică greșită de rotire a dălților	Fracturare greșită	4	2	5	40	
Relocare mandibulă	Repoziționare segment distal	Deplasare mare segment distal	Lezare nerv alveolar inferior	4	1	3	12	88
		Deplasare anterioară mare segment distal	Resorbție proces condilar	3	1	3	9	
		Rotire în sens trigonometric a segmentului distal	Resorbție proces condilar	3	1	3	9	
		Deplasare mare segment distal	Deplasare postoperatorie segment distal	4	2	2	16	
		Deplasare posterioară mare segment distal	Lezare nerv facial	1	1	5	5	
	Fixare segment distal	Întindere/comprimare nerv	Lezare nerv alveolar inferior	4	1	1	4	
		Plasare neadecvată a elementelor de fixare	Lezare nerv alveolar inferior	4	1	2	8	
		Fixare rigidă	Resorbție proces condilar	3	1	3	9	
		Metodă neadecvată de fixare	Deplasare postoperatorie segment distal	4	1	2	8	
		Metodă neadecvată de fixare	Lezare nerv alveolar lingual	1	1	4	4	
		Metodă neadecvată de fixare	Deformare plăcuțe	2	1	2	4	
		Metodă neadecvată de fixare	Lezare nerv alveolar inferior	1	1	4	4	
Încheiere procedură	Realizare sutură	Manevrare greșită a instrumentelor	Lezare nerv alveolar inferior	1	1	4	4	4

Anexa 4 Codul sursă Matlab pentru Matlab pentru prelucrarea datelor experimentale

```

clear;
%
%%import data (.txt files obtained from sensors and image processing)
%
inputData=importdata('trial3_2.txt');
image=importdata('image3_2.txt');
fx=inputData(1:length(inputData),2);
fy=inputData(1:length(inputData),3);
fz=inputData(1:length(inputData),4);
d=inputData(1:length(inputData),5);
t=inputData(1:length(inputData),6);
dist=image(:,1);
l=image(:,2);
lc=image(:,3);
ls=image(:,4);
%plot the initial values according to time
figure(1);
plot(t, fx, t, fy, t, fz, t, d);
legend('fx(t)', 'fy(t)', 'fz(t)', 'd(t)');
%calibration
fy_oo=mean(fy(3600:4400));
d_oo=mean(d(3600:4400));
fx_oo=mean(fx(3600:4400));
fz_oo=mean(fz(3600:4400));
fy=fy-fy_oo;
fx=fx-fx_oo;
fz=fz-fz_oo;
d=d-d_oo;
%
%%determine the actual cutting paramters
%
%compute the bone-saw contact position and force
d_o=mean(d(5600:6100));
fy_o=mean(fy(5600:6100));
%%compute the cutting start point
k=1;
%set up the point after the cutting point computing starts
i=10000;
for i=i:length(d);
    if d(i)>=d_o;
        d_aux(k)=d(i);
        t_aux(k)=t(i);
        fy_aux(k)=fy(i);
        fx_aux(k)=fx(i);
        fz_aux(k)=fz(i);
        k=k+1;
    end
end

```

```

    end
    end
d_aux=d_aux';
t_aux=t_aux';
fx_aux=fx_aux';
fy_aux=fy_aux';
fz_aux=fz_aux';
%data smoothening in order to see on the figure where the cut ends
span=0.01;
d_s_aux=smooth(d_aux(:,1),span,'loess');
fx_s_aux=smooth(fx_aux(:,1),span,'loess');
fy_s_aux=smooth(fy_aux(:,1),span,'loess');
fz_s_aux=smooth(fz_aux(:,1),span,'loess');
figure(2);
plot(t_aux, d_s_aux, t_aux, fx_s_aux, t_aux, fy_s_aux, t_aux, fz_s_aux);
legend('d(t)', 'fx(t)', 'fy(t)', 'fz(t)');
%%determine the cutting parameters
%set up parameter n(the end of the cut) according to figure 2
n=3950;
t_cut=t_aux(1:n);
t_cut=t_cut-t_cut(1,1);
d_cut=d_aux(1:n);
fy_cut=fy_aux(1:n);
fx_cut=fx_aux(1:n);
fz_cut=fz_aux(1:n);
%
%%data smoothing in order to eliminate the signal noise
%
%set up the smoothing span
span=0.25;
d_cut_s=smooth(d_cut,span,'loess');
d_cut_s=d_cut_s-d_cut_s(1,1);
fy_cut_s=smooth(fy_cut,span,'loess');
fz_cut_s=smooth(fz_cut,span,'loess');
fx_cut_s=smooth(fx_cut,span,'loess');
figure(3);
plot(t_cut, d_cut_s, t_cut, fx_cut_s, t_cut, fy_cut_s, t_cut, fz_cut_s);
legend('dcut(t)', 'fxcut(t)', 'fycut(t)', 'fzcut(t)');
%
%%data interpolation in order to find length values for each value of d_cut_s
%
l_cut_i=interp1(dist,l,d_cut_s);
lc_cut_i=interp1(dist,lc,d_cut_s);
ls_cut_i=interp1(dist,ls,d_cut_s);
%
%%compute the velocity
%
for i = 2:length(d_cut_s)-1;
v_cut(i) = (d_cut_s(i+1) - d_cut_s(i-1))/(t_cut(i+1) - t_cut(i-1));
end
end

```

```
v_cut=v_cut';
rap=fy_cut_s(1:length(v_cut))./v_cut;
figure(4);
plot(v_cut, rap);
legend('fy/v(v)');
%
%%export data to a .txt file
%
dataOutput=[t_cut(1:length(v)),d_cut_s(1:length(v)),fx_cut_s(1:length(v)),fy_cut_
s(1:length(v)),fz_cut_s(1:length(v)),l_cut_i(1:length(v)),lc_cut_i(1:length(v)),ls_cu
t_i(1:length(v)), v_cut];
save dataOutput.txt dataOutput -ASCII
```

Anexa 5 Comenzile unu pentru generarea unui fișier .nrrd din unul .png

```
## Generarea unei felii
# Generarea unui raster 2D
unu 2op gt slice.pgm 0 -o slice.nrrd
# Setarea axei
unu axinsert -a 2 -i slice.nrrd -o slice.nrrd

## Generarea segmentelor
# Atribuirea valorii 0 pentru elementele aerului
unu 2op x slice.nrrd 0 -o air.nrrd
# Atribuirea valorii 1 pentru elementele materialului
unu 2op x slice.nrrd 1 -o material.nrrd

## Expandarea segmentelor
unu resample -i air.nrrd -k box -s = = 15 -o air.nrrd
unu resample -i material.nrrd -k box -s = = 70 -o material.nrrd

## Concatenarea segmentelor
# Concatenarea segmentelor sub structura aer-material-aer
unu join -a 2 -i air.nrrd material.nrrd air.nrrd -o model.nrrd
# Setarea dimensiunilor elementelor de volum ale rasterului
unu axinfo -a 0 -sp 0.0005 -i model.nrrd -o model.nrrd
unu axinfo -a 1 -sp 0.0005 -i model.nrrd -o model.nrrd
unu axinfo -a 2 -sp 0.0005 -i model.nrrd -o model.nrrd
```


Anexa 6 Comenzile unu pentru realizarea transferului datelor între aplicația de segmentare și simulator

```
## transformarea tipului de date
unu quantize -b 8 -i segment_identifiers.nrrd -o segment_identifiers_q.nrrd

## transformarea tipului de fișier
unu make -i segment_identifiers_q.nrrd -t uchar -sp 0.0005 0.0005 0.0005 -ls 15 -
cn cell cell cell -e raw -o segment_identifiers_m.nrrd

## ordonarea segmentelor din fișier
unu 2op / segment_identifiers_m.nrrd 42 -o segment_identifiers_d.nrrd

## generarea segmentelor fișier
# pulpă
unu 2op eq 1 segment_identifiers_d.nrrd | unu 2op x 255 - | unu resample -k
gauss:2,1 -s x1.0 x1.0 x1.0 | unu crop -min 1 1 1 -max M-1 M-1 M-1 | unu pad -
min -1 -1 -1 -max M+1 M+1 M+1 -b pad -v 0 -o pulp.nrrd

# os spongios
unu 2op eq 2 segment_identifiers_d.nrrd | unu 2op x 255 - | unu resample -k
gauss:2,1 -s x1.0 x1.0 x1.0 | unu crop -min 1 1 1 -max M-1 M-1 M-1 | unu pad -
min -1 -1 -1 -max M+1 M+1 M+1 -b pad -v 0 -o spongiusbone.nrrd

# os cortical
unu 2op eq 3 segment_identifiers_d.nrrd | unu 2op x 255 - | unu resample -k
gauss:2,1 -s x1.0 x1.0 x1.0 | unu crop -min 1 1 1 -max M-1 M-1 M-1 | unu pad -
min -1 -1 -1 -max M+1 M+1 M+1 -b pad -v 0 -o corticalbone.nrrd

# dentină
unu 2op eq 4 segment_identifiers_d.nrrd | unu 2op x 255 - | unu resample -k
gauss:2,1 -s x1.0 x1.0 x1.0 | unu crop -min 1 1 1 -max M-1 M-1 M-1 | unu pad -
min -1 -1 -1 -max M+1 M+1 M+1 -b pad -v 0 -o dentin.nrrd

# smalt
unu 2op eq 5 segment_identifiers_d.nrrd | unu 2op x 255 - | unu resample -k
gauss:2,1 -s x1.0 x1.0 x1.0 | unu crop -min 1 1 1 -max M-1 M-1 M-1 | unu pad -
min -1 -1 -1 -max M+1 M+1 M+1 -b pad -v 0 -o enamel.nrrd

# nerv alveolar inferior
unu 2op eq 6 segment_identifiers_d.nrrd | unu 2op x 255 - | unu resample -k
gauss:2,1 -s x1.0 x1.0 x1.0 | unu crop -min 1 1 1 -max M-1 M-1 M-1 | unu pad -
min -1 -1 -1 -max M+1 M+1 M+1 -b pad -v 0 -o ian.nrrd
```

Anexa 7 Codul sursă pentru algoritmul detectării coliziunii

```

.....
// get the saw position and center (the elements of the transformation matrix from
saw to world coordinate system)
Vec3f center;
Matrix3f orient=orientation.getRotationPart();
// get the orientation part of the transformation matrix from the world to saw
coordinate system
Matrix3f invOrient=orient.inverse();
// define the saw dimensions
Vec3f sawSize(0.004,0.001,0.033);
// define number of saw samples
#define samples 8
// define the dimensions of one sample
float a= sawSize.x/samples;
float b=sawSize.y;
float c=sawSize.z;
float d=sqrt(a*a+b*b+c*c);
Vec3f size(a,b,c);
Vec3f half_size=size/2;
// define the delta values into the global coordinate system
float spacing = volume_model->getSpacing();
Vec3f gDeltaX(spacing,0,0);
Vec3f gDeltaY(0,spacing,0);
Vec3f gDeltaZ(0,0,spacing);
// transformations from global to saw coordinate system
Vec3f sDeltaX=invOrient*(gDeltaX);
Vec3f sDeltaY=invOrient*(gDeltaY);
Vec3f sDeltaZ=invOrient*(gDeltaZ);
//define an offsetArray with a length equal to the samples number
Vec3f offsetArray[samples];
int p=samples%2;
for (int j=0; j<=samples; j++)
{
    if(p==0) offsetArray[j]=Vec3f ((2*j+1-samples)*a/2, 0, 0);
    else offsetArray[j]=Vec3f((j-(samples-1)/2)*a,0,0);
}
// for every sample
for (int i=0; i<samples; i++)
{
    // read the offset
    Vec3f offset=offsetArray[i];
    // transform the offset in global coordinate system
    Vec3f offsetG=center+orient*offset;
    // get the coordinates of the maximum and minimum values of the sample AABB1
in global and saw coordinate systems
    Vec3f gPosO(offsetG.x-d/2,offsetG.y-d/2,offsetG.z-d/2);
    Vec3f gPosF(offsetG.x+d/2,offsetG.y+d/2,offsetG.z+d/2);

```

```

Vec3i posO = volume_model->getIndexLocalWall(gPosO);
Vec3i posF= volume_model->getIndexLocalWall(gPosF);
gPosO=volume_model->getGlobalCoordinate(posO);
gPosF=volume_model->getGlobalCoordinate(posF);
// transformations from global to saw coordinate system
Vec3f sPosO=invOrient*(gPosO-offsetG);
Vec3f sPosF=invOrient*(gPosF-offsetG);
// define the sample AABB2 in the saw coordinate system
H3D::Vec3f size(a,b,c);
H3D::Vec3f half_size=size/2;
H3D::Vec3f min=-half_size;
H3D::Vec3f max=half_size;
Vec3i at;
// for each axis
for (at.z=posO.z;at.z<posF.z;at.z++)
{
// store the current position
Vec3f sPosyTemp = sPos;
for (at.y=posO.y;at.y<posF.y;at.y++)
{
// store the current position
Vec3f sPosxTemp = sPos;
for (at.x=posO.x;at.x<posF.x;at.x++)
{
if ( sPos.x <= max.x && sPos.x >= min.x &&
sPos.y <= max.y && sPos.y >= min.y &&
sPos.z <= max.z && sPos.z >= min.z)
{ // voxel is inside the AABB2
.....
}
// add the delta value along the x-axis to the current position
sPos+=sDeltaX;
}
// add the delta value along the y-axis to the current position
sPos = sPosxTemp;
sPos+=sDeltaY;
}
// add the delta value along the z-axis to the current position
sPos = sPosyTemp;
sPos+=sDeltaZ;
}
}
}
.....

```

Anexa 8 Codul sursă pentru algoritmul reacției haptice

```

.....
AHapticDrillForce::EffectOutput AHapticDrillForce::calculateForces( const EffectInput
&input )
{
    HAPI::Vec3 temp = input.hd->getPosition();
    HAPI::Matrix4 orientMatrix4f(input.hd->getOrientation());
    //compute the force along the feeding direction
    HAPI::Vec3 F_penetration = evaluate_forces(transform*(temp),
transform*(orientMatrix4f));
    HAPI::Vec4 f_output_4_penetration = transform.transformInverse() *
HAPI::Vec4(F_penetration.x, F_penetration.y, F_penetration.z, 0);
    HAPI::Vec3 f_output_penetration = HAPI::Vec3(f_output_4_penetration.x,
f_output_4_penetration.y, f_output_4_penetration.z);
    //compute the force along the oscillating direction
    HAPI::Vec3 F_side = evaluate_forces_side(transform*(temp), transform*
(orientMatrix4f));
    // Transform back to world space
    HAPI::Vec4 f_output_4_side = transform.transformInverse() * HAPI::Vec4
(F_side.x, F_side.y, F_side.z, 0);
    HAPI::Vec3 f_output_side = HAPI::Vec3(f_output_4_side.x, f_output_4_side.y,
f_output_4_side.z);
    // damping and stiffness
    f_output_penetration *= parameter_P;
    f_output_penetration += parameter_D*input.hd->getVelocity();
    f_output_side *= parameter_P_side;
    f_output_side += parameter_D_side*input.hd->getVelocity();
    //total force
    HAPI::Vec3 f_output=f_output_penetration+f_output_side;
    // Set field
    *generated_force = f_output;
    //return force
    return EffectOutput( f_output );
}
}

.....
HAPI::Vec3 AHapticDrillForce::evaluate_forces(HAPI::Vec3 probe_position,
HAPI::Matrix4 probe_orientation)
{
    float depthX;
    H3DUtil::ArithmeticTypes::Vec3f directionX;
    //get the intersection parameters: penetration depth and force direction
    Volumes::volumeIntersaction(depthX,directionX,depthY1,directionY1,depthY2,
directionY2,volume_model,(H3DUtil::ArithmeticTypes::Vec3f)probe_position,
(H3DUtil::ArithmeticTypes::Matrix4f) probe_orientation,0.0,0.0,0.0);
    //compute and render the force along feeding direction
    HAPI::Vec3 F_x = depthX* directionX;
    HAPI::Vec3 Fe=F_x;
    return Fe;
}
}

```

```

.....
HAPI::Vec3 AHapticDrillForce::evaluate_forces_side(HAPI::Vec3 probe_position,
HAPI::Matrix4 probe_orientation)
{
    float depthY1;
    float depthY2;
    //get the intersection parameters: penetration depth and force direction
    H3DUtil::ArithmeticTypes::Vec3f directionY1;
    H3DUtil::ArithmeticTypes::Vec3f directionY2;
    //get the intersection parameters: penetration depth and force direction
    Volumes::volumeIntersaction(depthX,directionX,depthY1,directionY1,depthY2,
directionY2,volume_model,(H3DUtil::ArithmeticTypes::Vec3f)probe_position,
(H3DUtil::ArithmeticTypes::Matrix4f) probe_orientation,0.0,0.0,0.0);
    //compute and render the force along oscillating direction
    HAPI::Vec3 F_y1=depthY1*directionY1;
    HAPI::Vec3 F_y2=depthY2*directionY2;
    HAPI::Vec3 Fe=F_y2+F_y1;
    return Fe;
}
.....
int Volumes::volumeIntersaction(float &cutDepthX,
    H3DUtil::ArithmeticTypes::Vec3f &cutDirectionX,
    float &cutDepthY1,
    H3DUtil::ArithmeticTypes::Vec3f &cutDirectionY1,
    float &cutDepthY2,
    H3DUtil::ArithmeticTypes::Vec3f &cutDirectionY2,
    VolumeModel *volume_model,
    H3DUtil::ArithmeticTypes::Vec3f center,
    H3DUtil::ArithmeticTypes::Matrix4f orientation,
    float radius,
    float iso,
    float iso_variance)
{
    //Creating the force direction along the x direction of the cutting element
    Vec3f x_vector(1,0,0);
    Vec3f n_vector=orient*x_vector;
    Vec3f normal;
    if (n_vector.length()!=0)
        normal=n_vector/n_vector.length();
    else
        normal=H3D::Vec3f(0,0,0);
    double m0 = 0;
    double m1 = 0;
    double m2 = 0;
    double my = iso;
    float totalCutDepth=0;
    float totalCutDepth_y1=0;
    float totalCutDepth_y2=0;
    //for each saw sample
    {
        float previousTotalCutDepth=totalCutDepth;

```

```
float previousTotalCutDepth_y1=totalCutDepth_y1;
float previousTotalCutDepth_y2=totalCutDepth_y2;
...
Vec3f sPos=sPosO;
float cutDepth=0;
float cutDepth_y1=0;
float cutDepth_y2=0;
//for each intersected voxel from collision detection
{
    float x=volume_model->getMaterialRemaining(at);
    if(x>my)
    {
        if(sPos.x+a/2>cutDepth)
            cutDepth=sPos.x+a/2;
        if (sPos.y>cutDepth_y1)
            cutDepth_y1=sPos.y;
        if (sPos.y<cutDepth_y2)
            cutDepth_y2=sPos.y;
    }
}
totalCutDepth=cutDepth;
if (totalCutDepth<previousTotalCutDepth)
{
    totalCutDepth=previousTotalCutDepth;
}
totalCutDepth_y1=cutDepth_y1;
if (totalCutDepth_y1<previousTotalCutDepth_y1)
{
    totalCutDepth_y1=previousTotalCutDepth_y1;
}
totalCutDepth_y2=cutDepth_y2;
if (totalCutDepth_y2>previousTotalCutDepth_y2)
{
    totalCutDepth_y2=previousTotalCutDepth_y2;
}
}
m0=totalCutDepth*1000;
m1=totalCutDepth_y1*1000;
m2=totalCutDepth_y2*1000;
cutDepthX = (float)m0;
cutDirectionX=normal;
cutDepthY1=(float)m1;
cutDirectionY1=normal_y;
cutDepthY2=(float)m2;
cutDirectionY2=normal_y;
return 1;
}
}
```

Anexa 9 Codul sursă pentru algoritmul îndepărtării de material și al atenționării lezării nervului și devierii de la planul de debitare

```

.....
// set the initial values of the node fields
appliedForce->setValue(H3D::Vec3f(0,0,0));
removedVoxelsPerCut->setValue(0);
distanceVoxelPlane->setValue(0);
warningNerve->setValue(false);
warningDirection->setValue(false);
planeCoef->setValue(H3D::Vec4f(0,0,0,0));
.....
// the voxel is inside the AABB2 (inside the saw blade)
{
float val=volume_model->getMaterialRemaining(at);
if (val==0)
{
//There is no material remaining (it is air)
volumeDistribution->setValue(0,volumeDistribution->getValue()[0] + 1);
}
}
else
{
// compute the penetration depth
cutDepth=sPos.x+a/2;
// create the intersected voxels list (with 2 parametrs: voxel position and
penetration depth)
listStructure list_in;
list_in.index=at;
list_in.penetration=cutDepth;
//push the voxel at the end of the list
voxelsList.push_back(list_in);
}
}
.....
// sort the voxels list based on the penetration depth
voxelsList.sort(&(listStructure::compare_listStructure));
//compute the force
float x=appliedForce->getValue().x;
float y=appliedForce->getValue().y;
float z=appliedForce->getValue().z;
Vec3f force(x,y,z);
float forceMag =sqrt(pow(appliedForce->getValue().x,2)+pow(appliedForce-
>getValue().y,2)+pow(appliedForce->getValue().z,2));
//compute the volume that needs to be removed in one visual loop
float removalRate=1.26*pow(forceMag,2)-28.86*forceMag+169.43;
float removalVolume=removalRate*deltaTime;
//compute the volume of one voxel
float outVolume=val*voxelVolume;

```

```

// initialize the removed volume
float removedVolume=0;
// until there are voxels inside the list
while (!voxelsList.empty())
{
// take out the first voxel
listStructure list_out=voxelsList.front();
Vec3i out=list_out.index;
float pen=list_out.penetration;
float val = volume_model->getMaterialRemaining(out);
int segmentID = volume_model->getMaterialSegmentationId(out);
// if the voxel is cortical bone and the removed volume is bigger than the volume
that need to be removed leave the while loop
if (segmentID==3 && removedVolume>=removalVolume)
{
totalRemovedVolume=removedVolume;
break;
}
else
{
// remove the voxel
float newValue=0;
volume_model->setMaterialRemaining(out,newValue);
// increment the number of removed voxels per cut
removedVoxelsPerCut->setValue(removedVoxelsPerCut->getValue()+1);
// if the removed voxel is cortical bone
if (segmentID==3)
{
// add the voxel volume to the removed volume
removedVolume+=outVolume;
}
// if the removed voxel is something else
else
{
// add 0 to the removed volume
removedVolume+=0;
}
}
// if the removed voxels per cut is equal to 1
if (removedVoxelsPerCut->getValue()==1)
{
// compute the cut plane
Vec3f lPlaneNormal(0,b/2,0);
Vec3f gPlaneNormal=orient*lPlaneNormal;
if (gPlaneNormal.length()!=0)
gPlaneNormal=gPlaneNormal/gPlaneNormal.length();
float planeA=gPlaneNormal.x;
float planeB=gPlaneNormal.y;
float planeC=gPlaneNormal.z;
float planeD=-gPlaneNormal.x*center.x-gPlaneNormal.y*center.y-
gPlaneNormal.z*center.z;
planeCoef->setValue(H3D::Vec4f(planeA, planeB, planeC, planeD));
}
}

```



```
}
// if the the number of the removed voxels per cut is bigger than 1
if (removedVoxelsPerCut->getValue(>1)
{
    // compute the distance from the voxel to the cut plane
    Vec4f planeCoefDist=planeCoef->getValue();
    Vec3f gOut=volume_model->getGlobalCoordinate(out);
    float dist=abs(planeCoefDist.x*gOut.x+planeCoefDist.y*gOut.y+
planeCoefDist.z*gOut.z+planeCoefDist.w)/sqrt(planeCoefDist.x*planeCoefDist.x+
planeCoefDist.y*planeCoefDist.y+planeCoefDist.z*planeCoefDist.z);
    distanceVoxelPlane->setValue(dist);
    // if the distance is bigger than the saw blade thickness
    if (dist>b)
    {
        // the cut direction is wrong
        warningDirection->setValue(true);
    }
}
// if the removed voxel is nerve
if (segmentID==6)
{
    // the nerve is cut
    warningNerve->setValue(true);
}
// remove the first element of the intersected voxels list
voxelsList.pop_front();
}
}
}
.....
```

Anexa 10 Fișierul .x3d al mediul virtual al simulatorului

```

<?xml version="1.0" encoding="utf-8"?>
<X3D profile='H3DAPI' version='1.3'>
  <Scene>
    <Background groundColor='1 1 1' skyColor='1 1 1'/>
    <Collision enabled="FALSE" >
    <Viewpoint position="0 0 0.30" fieldOfView="0.911231306"/>
    <!-- Import libraries -->
    <ImportLibrary          library="D:\vrsw\HapticSawingPrototype\dep\win32-
bin\MedX3D_vc9.dll" />
    <ImportLibrary
library="D:\vrsw\HapticSawingPrototype\build\Release\HapticSawingPrototype.dll"
/>
    <ImportLibrary          library="D:\vrsw\HapticSawingPrototype\dep\win32-
bin\Candy_vc9.dll" />

    <!-- Create the static elements -->
    <Billboard axisOfRotation='0 0 0'>
    <Transform translation="0 0.02 -0.2">
    <DirectionalLight direction='0 0 -1' />
    <Transform translation='-0.15 0.2 0'>
    <Shape>
    <Appearance DEF="TextAppearance">
    <Material diffuseColor="0 0 0" />
    </Appearance>
    <Text string="Corectitudinea procesului de debitare""Nota: Verde - debitare
corecta; Rosu - debitare gresita" solid="true">
    <FontStyle justify="MIDDLE" "BEGIN" size="0.015" spacing="1" />
    </Text>
    </Shape>
    </Transform>
    <Transform translation='-0.15 0.13 0'>
    <Shape>
    <Appearance>
    <Material DEF="MyMaterial" diffuseColor="0 1 0"/>
    <SmoothSurface stiffness="0.4"/>
    </Appearance>
    <Sphere DEF="MySphere" radius="0.02"/>
    </Shape>
    </Transform>
    <Transform translation='0.15 0.2 0'>
    <Shape>
    <Appearance DEF="TextAppearance">
    <Material diffuseColor="0 0 0" />
    </Appearance>
    <Text string="Corectitudinea directiei de debitare""Nota: Verde - debitare
corecta; Rosu - debitare gresita" solid="true">
    <FontStyle justify="MIDDLE" "BEGIN" size="0.015" spacing="1" />

```

```

</Text>
</Shape>
</Transform>
  <Transform translation='0.15 0.13 0'>
    <Shape>
      <Appearance>
        <Material DEF="MyMaterial2" diffuseColor="0 1 0"/>
        <SmoothSurface stiffness="0.4"/>
      </Appearance>
      <Sphere DEF="MySphere2" radius="0.02"/>
    </Shape>
  </Transform>
</Transform>
</Billboard>
  <PythonScript DEF="SettingsScript"
url="D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples\py\InputOutputManager.py" />
  <KeySensor DEF="KS" />
  <ROUTE fromNode = "KS"          fromField = "keyPress"          toNode =
"SettingsScript" toField = "keyManager" />

  <DeviceInfo>
  <AnyDevice DEF="HDEV">
    <Group containerField='stylus'>
      <!-- Rendering the saw -->
      <Transform translation="0.0145 0 0.21" rotation="1 0 0 -1.57">
        <Transform rotation="0 1 0 1.57">
          <Inline url="D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples\models\saw2.x3d"/>
        </Transform>
      </Transform>
      <!-- Rendering the saw blade -->
      <Transform translation="0.003 0 0">
        <Shape>
          <Appearance>
            <Material diffuseColor='0 0 0' shininess='1.0' specularColor='0.2 0.2 0.2'/>
            <ImageTexture DEF="SawBladeImage" url=
'D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples\models\textures\metal01.png' />
          </Appearance>
          <Box size="0.004 0.001 0.030" />
        </Shape>
      </Transform>
      <Transform translation="0.0035 0 0.045" rotation="1 0 0 1.570796">
        <Shape>
          <Appearance>
            <Material diffuseColor='0 0 0' shininess='1.0' specularColor='0.2 0.2 0.2'/>
            <ImageTexture DEF="SawBladeImage2" url=
'D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples\models\textures\metal01.png' />
          </Appearance>
          <Cylinder radius="0.0015" height="0.060" />
        </Shape>
      </Transform>
      <!-- Rendering of the cutting element-->

```

```

    <Shape>
    <Appearance>
    <Material diffuseColor='0 0 0' shininess='1.0' specularColor='0.2 0.2 0.2'/>
    <ImageTexture DEF="SawBladeImage3" url=
'D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples\models\textures\metal02.png' />
    </Appearance>
    <Box size="0.004 0.001 0.030"/>
    </Shape>
  </Group>
</AnyDevice>
</DeviceInfo>

<Switch whichChoice="0" DEF="VIB">
  <Group>
    <!--No vibration -->
  </Group>
  <TimeFunctionEffect>
    <GeneralFunction containerField="xFunction" function="0.14*sin(200*t)"
params="t"/>
    <GeneralFunction containerField="yFunction" function="0.14*sin(210*t)"
params="t"/>
    <GeneralFunction containerField="zFunction" function="0.14*sin(220*t)"
params="t"/>
  </TimeFunctionEffect>
</Switch>
<ROUTE fromNode = "SettingsScript" fromField = "vibrationField" toNode =
"VIB" toField = "whichChoice" />
  <Switch whichChoice="0" DEF="showTeeth">
    <Transform DEF="TEETH">
      <MaterialSegmentationModel DEF='SM'
segmentNameField = "Air" "Pulp" "SpongiuousBone" "CorticalBone"
"Dentin" "Enamel" "Ian"
segmentForce_coefficientsField = '0 0 0.6 0.6 0.6 0.6 0.6'>
    </MaterialSegmentationModel>
    <PartitionModel DEF='PM'
partitionIdField = '1'
partitionNameField = ""is not used"">
    </PartitionModel>
    <ForbiddenSegmentationModel DEF='FM'
segmentIdField = '1'
segmentNameField = ""is not used"">
    </ForbiddenSegmentationModel>
    <DefaultValues DEF='DV'
scaleFactorField = '1'
rotationZoomFactorField = '0.0428'
translationZoomFactorField = '0.00128'
drillSpeedMaxField = '1'
cutRadiusField = '0.00125'
objectToMoveField = '3'>
    </DefaultValues>

```

```

    <ROUTE fromNode = "DV" fromField = "drillSpeedMaxField" toNode =
"SettingsScript" toField = "drillSpeedMaxField" />
    <LoggingNode DEF='LN'></LoggingNode>

    <VolumeModel DEF='VM'
        materialSegmentationField='D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples\
data\jaw_mc\jaw_ian\segment_identifiers_d.nrrd'
        forbiddenSegmentationField='D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples
\data\jaw_mc\jaw_ian\empty.nrrd'
        partitionField='D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples\data\jaw_mc
\jaw_ian\empty.nrrd'
        expertDrillingStepsField='D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples\
data\jaw_mc\jaw_ian\empty.nrrd'>
        <Image3DTexture containerField="imageField" url="D:\vrsw\HapticSawing
Prototype\examples\data\jaw_mc\jaw_ian\corticalbone.nrrd" DEF="visuals1" />
        <MaterialSegmentationModel
            containerField="materialSegmentationModelField" USE="SM" />
        <ForbiddenSegmentationModel
            containerField="forbiddenSegmentationModelField" USE="FM" />
        <PartitionModel containerField="partitionModelField" USE="PM" />
        <LoggingNode containerField="loggingNodeField" USE="LN" />
    </VolumeModel>
    <VolumeModel DEF='VM2'
        materialSegmentationField='D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples\
data\jaw_mc\jaw_ian\segment_identifiers_d.nrrd'
        forbiddenSegmentationField='D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples
\data\jaw_mc\jaw_ian\empty.nrrd'
        partitionField='D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples\data\jaw_mc
\jaw_ian\empty.nrrd'
        expertDrillingStepsField='D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples\
data\jaw_mc\jaw_ian\empty.nrrd'>
        <Image3DTexture containerField="imageField" url="D:\vrsw\HapticSawing
Prototype\examples\data\jaw_mc\jaw_ian\spongiusbone.nrrd" DEF="visuals2" />
        <MaterialSegmentationModel
            containerField="materialSegmentationModelField" USE="SM" />
        <ForbiddenSegmentationModel
            containerField="forbiddenSegmentationModelField" USE="FM" />
        <PartitionModel containerField="partitionModelField" USE="PM" />
        <LoggingNode containerField="loggingNodeField" USE="LN" />
    </VolumeModel>
    <VolumeModel DEF='VM3'
        materialSegmentationField='D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples\
data\jaw_mc\jaw_ian\segment_identifiers_d.nrrd'
        forbiddenSegmentationField='D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples
\data\jaw_mc\jaw_ian\empty.nrrd'
        partitionField='D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples\data\jaw_mc
\jaw_ian\empty.nrrd'
        expertDrillingStepsField='D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples\
data\jaw_mc\jaw_ian\empty.nrrd'>
        <Image3DTexture containerField="imageField" url="D:\vrsw\HapticSawing
Prototype\examples\data\jaw_mc\jaw_ian\pulp.nrrd" DEF="visuals3" />

```

```
<MaterialSegmentationModel
containerField="materialSegmentationModelField" USE="SM" />
<ForbiddenSegmentationModel
containerField="forbiddenSegmentationModelField" USE="FM" />
<PartitionModel containerField="partitionModelField" USE="PM" />
<LoggingNode containerField="loggingNodeField" USE="LN" />
</VolumeModel>
<VolumeModel DEF='VM4'
materialSegmentationField='D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples\
data\jaw_mc\jaw_ian\segment_identifiers_d.nrrd'
forbiddenSegmentationField='D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples
\data\jaw_mc\jaw_ian\empty.nrrd'
partitionField='D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples\data\jaw_mc
\jaw_ian\empty.nrrd'
expertDrillingStepsField='D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples\
data\jaw_mc\jaw_ian\empty.nrrd'>
<Image3DTexture containerField="imageField"url="D:\vrsw\HapticSawing
Prototype\examples\data\jaw_mc\jaw_ian\dentin.nrrd" DEF="visuals4" />
<MaterialSegmentationModel
containerField="materialSegmentationModelField" USE="SM" />
<ForbiddenSegmentationModel
containerField="forbiddenSegmentationModelField" USE="FM" />
<PartitionModel containerField="partitionModelField" USE="PM" />
<LoggingNode containerField="loggingNodeField" USE="LN" />
</VolumeModel>
<VolumeModel DEF='VM5'
materialSegmentationField='D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples\
data\jaw_mc\jaw_ian\segment_identifiers_d.nrrd'
forbiddenSegmentationField='D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples
\data\jaw_mc\jaw_ian\empty.nrrd'
partitionField='D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples\data\jaw_mc
\jaw_ian\empty.nrrd'
expertDrillingStepsField='D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples\
data\jaw_mc\jaw_ian\empty.nrrd'>
<Image3DTexture containerField="imageField"url="D:\vrsw\HapticSawing
Prototype\examples\data\jaw_mc\jaw_ian\enamel.nrrd" DEF="visuals5" />
<MaterialSegmentationModel
containerField="materialSegmentationModelField" USE="SM" />
<ForbiddenSegmentationModel
containerField="forbiddenSegmentationModelField" USE="FM" />
<PartitionModel containerField="partitionModelField" USE="PM" />
<LoggingNode containerField="loggingNodeField" USE="LN" />
</VolumeModel>
<VolumeModel DEF='VM6'
materialSegmentationField='D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples\
data\jaw_mc\jaw_ian\segment_identifiers_d.nrrd'
forbiddenSegmentationField='D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples
\data\jaw_mc\jaw_ian\empty.nrrd'
partitionField='D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples\data\jaw_mc
\jaw_ian\empty.nrrd'
```

```

    expertDrillingStepsField='D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples\
data\jaw_mc\jaw_ian\empty.nrrd'>
  <Image3DTexture containerField="imageField" url="D:\vrsw\HapticSawing
Prototype\examples\data\jaw_mc\jaw_ian\pulp.nrrd" DEF="visuals6" />
  <MaterialSegmentationModel
  containerField="materialSegmentationModelField" USE="SM" />
  <ForbiddenSegmentationModel
  containerField="forbiddenSegmentationModelField" USE="FM" />
  <PartitionModel containerField="partitionModelField" USE="PM" />
  <LoggingNode containerField="loggingNodeField" USE="LN" />
</VolumeModel>
<DrillingStepsNode DEF='DS'>
  <VolumeModel containerField="volumeModelField" USE="VM" />
  <MaterialSegmentationModel
containerField="materialSegmentationModelField" USE="SM" />
  <ForbiddenSegmentationModel
containerField="forbiddenSegmentationModelField" USE="FM" />
</DrillingStepsNode>

<Switch whichChoice="0" DEF = "DRILLABLE">
  <Group>
  <!-- Makes the volume drillable -->
  <ASawingNode DEF='SN'
    cutRadius='0.00125'
    drillSpeed='0'
    volumeDistribution = ' 0.4 0.4 0.4'>
    <VolumeModel containerField="volumeModel" USE="VM" />
    <MaterialSegmentationModel
containerField="materialSegmentationModel" USE="SM" />
    <DrillingStepsNode containerField="drillingStepsField" USE="DS" />
  </ASawingNode>
  <ASawingNode DEF='SN2'
    cutRadius='0.00125'
    drillSpeed='0'
    volumeDistribution = '0.4 0.4 0.4'>
    <VolumeModel containerField="volumeModel" USE="VM2" />
    <MaterialSegmentationModel
containerField="materialSegmentationModel" USE="SM" />
    <DrillingStepsNode containerField="drillingStepsField" USE="DS" />
  </ASawingNode>
  <ASawingNode DEF='SN3'
    cutRadius='0.00125'
    drillSpeed='0'
    volumeDistribution = '0.4 0.4 0.4'>
    <VolumeModel containerField="volumeModel" USE="VM3" />
    <MaterialSegmentationModel
containerField="materialSegmentationModel" USE="SM" />
    <DrillingStepsNode containerField="drillingStepsField" USE="DS" />
  </ASawingNode>
  <ASawingNode DEF='SN4'
    cutRadius='0.00125'

```

```

        drillSpeed='0'
        volumeDistribution = '0.4 0.4 0.4'>
    <VolumeModel containerField="volumeModel" USE="VM4" />
    <MaterialSegmentationModel
containerField="materialSegmentationModel" USE="SM" />
    <DrillingStepsNode containerField="drillingStepsField" USE="DS" />
</ASawingNode>
    <ASawingNode DEF='SN5'
        cutRadius='0.00125'
        drillSpeed='0'
        volumeDistribution = '0.4 0.4 0.4'>
    <VolumeModel containerField="volumeModel" USE="VM5" />
    <MaterialSegmentationModel
containerField="materialSegmentationModel" USE="SM" />
    <DrillingStepsNode containerField="drillingStepsField" USE="DS" />
</ASawingNode>
    <ASawingNode DEF='SN6'
        cutRadius='0.00125'
        drillSpeed='0'
        volumeDistribution = '0.4 0.4 0.4'>
    <VolumeModel containerField="volumeModel" USE="VM6" />
    <MaterialSegmentationModel
containerField="materialSegmentationModel" USE="SM" />
    <DrillingStepsNode containerField="drillingStepsField" USE="DS" />
</ASawingNode>

    <!-- Sets up the drilling force parameters -->
    <ASawingForce DEF='SF'
        PID='4 0 0'
        PID_side='1 0 0.3'>
    <VolumeModel containerField="volumeModel" USE="VM" />
    </ASawingForce>
</Group>
<Group>
    <!--Drillable not enabled -->
</Group>
</Switch>
"SN" <ROUTE fromNode = "HDEV" fromField = "trackerPosition" toNode =
    toField = "position"/>
"SN2" <ROUTE fromNode = "HDEV" fromField = "trackerPosition" toNode =
    toField = "position"/>
"SN3" <ROUTE fromNode = "HDEV" fromField = "trackerPosition" toNode =
    toField = "position"/>
"SN4" <ROUTE fromNode = "HDEV" fromField = "trackerPosition" toNode =
    toField = "position"/>
"SN5" <ROUTE fromNode = "HDEV" fromField = "trackerPosition" toNode =
    toField = "position"/>
"SN6" <ROUTE fromNode = "HDEV" fromField = "trackerPosition" toNode =
    toField = "position"/>
"SN" <ROUTE fromNode = "HDEV" fromField = "trackerOrientation" toNode =
    toField = "orientation"/>

```



```

"SN2" <ROUTE fromNode = "HDEV" fromField = "trackerOrientation" toNode =
toField = "orientation"/>
"SN3" <ROUTE fromNode = "HDEV" fromField = "trackerOrientation" toNode =
toField = "orientation"/>
"SN4" <ROUTE fromNode = "HDEV" fromField = "trackerOrientation" toNode =
toField = "orientation"/>
"SN5" <ROUTE fromNode = "HDEV" fromField = "trackerOrientation" toNode =
toField = "orientation"/>
"SN6" <ROUTE fromNode = "HDEV" fromField = "trackerOrientation" toNode =
toField = "orientation"/>
<ROUTE fromNode = "HDEV" fromField = "force" toNode = "SN"
toField = "appliedForce"/>
<ROUTE fromNode = "HDEV" fromField = "force" toNode = "SN2"
toField = "appliedForce"/>
<ROUTE fromNode = "HDEV" fromField = "force" toNode = "SN3"
toField = "appliedForce"/>
<ROUTE fromNode = "HDEV" fromField = "force" toNode = "SN4"
toField = "appliedForce"/>
<ROUTE fromNode = "HDEV" fromField = "force" toNode = "SN5"
toField = "appliedForce"/>
<ROUTE fromNode = "HDEV" fromField = "force" toNode = "SN6"
toField = "appliedForce"/>
<ROUTE fromNode = "SettingsScript" fromField = "drillSpeedField" toNode
= "SN" toField = "drillSpeed"/>
<ROUTE fromNode = "SettingsScript" fromField = "drillSpeedField" toNode
= "SN2" toField = "drillSpeed"/>
<ROUTE fromNode = "SettingsScript" fromField = "drillSpeedField" toNode
= "SN3" toField = "drillSpeed"/>
<ROUTE fromNode = "SettingsScript" fromField = "drillSpeedField" toNode
= "SN4" toField = "drillSpeed"/>
<ROUTE fromNode = "SettingsScript" fromField = "drillSpeedField" toNode
= "SN5" toField = "drillSpeed"/>
<ROUTE fromNode = "SettingsScript" fromField = "drillSpeedField" toNode
= "SN6" toField = "drillSpeed"/>
<ROUTE fromNode = "SettingsScript" fromField = "drillableField" toNode
= "DRILLABLE" toField = "whichChoice"/>
<ROUTE fromNode = "HDEV" fromField = "mainButton" toNode =
"SN2" toField = "warningDirection"/>
<SaveVolume DEF='SV' fileName='D:\vrsw\HapticSawing
Prototype\examples\data\jaw\Mc\timeStamps.nrrd'>
  <VolumeModel containerField="volumeModel" USE="VM" />
</SaveVolume>
<AVolumePlaybackNode DEF='VPN'
  direction='0'
  isPlay='false'>
  <VolumeModel containerField="volumeModel" USE="VM" />
</AVolumePlaybackNode>
<Transform DEF="visualmodel">
<!-- Cortical Bone-->
  <Shape>
    <Appearance>

```

```
<Material ambientIntensity='0.156' diffuseColor='0.8 0.8 0.6'
emissiveColor='0.2 0.2 0.2' shininess='0.256' specularColor='0.2 0.2 0.2'
transparency='0' DEF="CorticalBone"/>
</Appearance>
<MarchingCubes DEF='MC1' isovalue="0.5">
  <DebugOptions drawBound='FALSE'/>
  <Image3DTexture USE='visuals1' containerField='voxels'/>
</MarchingCubes>
</Shape>
<!-- Spongius Bone 0.7 0.7 0.5-->
<Shape>
  <Appearance>
    <Material ambientIntensity='0.256' diffuseColor='0.7 0.7 0.5'
emissiveColor='0.2 0.2 0.2' shininess='0.456' specularColor='0.2 0.2 0.2'
transparency='0' DEF="SpongiusBone"/>
  </Appearance>
  <MarchingCubes DEF='MC2' isovalue="0.5">
    <DebugOptions drawBound='FALSE'/>
    <Image3DTexture USE='visuals2' containerField='voxels'/>
  </MarchingCubes>
</Shape>
<!-- Pulp -->
<Shape>
  <Appearance>
    <Material ambientIntensity='0.256' diffuseColor='0.8 0 0' emissiveColor='0.2
0.2 0.2' shininess='0.156' specularColor='0.2 0.2 0.2' transparency='0'
DEF="SpongiusBone"/>
  </Appearance>
  <MarchingCubes DEF='MC3' isovalue="0.5">
    <DebugOptions drawBound='FALSE'/>
    <Image3DTexture USE='visuals3' containerField='voxels'/>
  </MarchingCubes>
</Shape>
<!-- Dentin -->
<Shape>
  <Appearance>
    <Material ambientIntensity='0.256' diffuseColor='0.8 0.8 0.4'
emissiveColor='0.2 0.2 0.2' shininess='0.256' specularColor='0.2 0.2 0.2'
transparency='0' DEF="SpongiusBone"/>
  </Appearance>
  <MarchingCubes DEF='MC4' isovalue="0.5">
    <DebugOptions drawBound='FALSE'/>
    <Image3DTexture USE='visuals4' containerField='voxels'/>
  </MarchingCubes>
</Shape>
<!-- Enamel -->
<Shape>
  <Appearance>
    <Material ambientIntensity='0.256' diffuseColor='0.9 0.9 0.8'
emissiveColor='0.2 0.2 0.2' shininess='0.156' specularColor='0.2 0.2 0.2'
transparency='0' DEF="SpongiusBone"/>
```

```

    </Appearance>
    <MarchingCubes DEF='MC5' isovalue="0.5">
      <DebugOptions drawBound='FALSE'/>
      <Image3DTexture USE='visuals5' containerField='voxels'/>
    </MarchingCubes>
  </Shape>
<!-- Ian -->
  <Shape>
    <Appearance>
      <Material ambientIntensity='0.256' diffuseColor='0.8 0 0' emissiveColor='0.2
0.2 0.2' shininess='0.156' specularColor='0.2 0.2 0.2' transparency='0'
DEF="IAN"/>
    </Appearance>
    <MarchingCubes DEF='MC6' isovalue="0.5">
      <DebugOptions drawBound='FALSE'/>
      <Image3DTexture USE='visuals6' containerField='voxels'/>
    </MarchingCubes>
  </Shape>
</Transform>
  </Transform>
  <Group>
  </Group>
  </Switch>
</Collision>
  <PythonScript DEF="PythonScript1"
url="D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples\py\Warning.py" />
  <ROUTE fromNode="SN2" fromField="warning" toNode="PS"
toField="changeColor" />
  <ROUTE fromNode="PS" fromField="changeColor" toNode="MyMaterial"
toField="diffuseColor" />

  <PythonScript DEF="PythonScript2"
url="D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples\py\Warning_direction.py" />

  <ROUTE fromNode="SN2" fromField="warningDirection" toNode="PS2"
toField="changeColor" />
  <ROUTE fromNode="PS2" fromField="changeColor" toNode="MyMaterial2"
toField="diffuseColor" />
  <PythonScript DEF="PythonScript3"
url="D:\vrsw\HapticSawingPrototype\examples\py\Reset.py" />
  <ROUTE fromNode="HDEV" fromField="mainButton" toNode="PS3"
toField="reset"/>
  <ROUTE fromNode="PS3" fromField="reset" toNode="SN2"
toField="removedVoxelsPerCut"/>

  </Scene>
</X3D>

```


Bibliografie

- Acosta, E., & Liu, A. (2007). Real-time volumetric haptic and visual burrhole simulation. *IEEE Virtual Reality Conference*, (pg. 247-250). Charlotte.
- Agus, M. (2004). *Haptic and Visual Simulation of Bone Dissection*. (Teză de doctorat). University of Cagliari, Department of Mechanical Engineering, Cagliari.
- Aoki, Y., Hashimoto, S., Terajima, M., & Nakasima, A. (2001). Simulation of postoperative 3D facial morphology using a physics-based head model. *The Visual Computer*, 17 (2), 121-131.
- Apkon, M., Leonard, J., Probst, L., DeLizio, L., & Vitale, R. (2004). Design of a safer approach to intravenous drug infusions: failure mode effects analysis. *Quality and Safety in Health Care*, 13, 265-271.
- Arbabtafti, M., Moghaddam, M., Nahvi, A., Mahvash, M., Richardson, B., & Shirinzadeh, B. (2011). Physics-based haptic simulation of bone machining. *IEEE Transaction on Haptics*, 4 (1), 39-50.
- Archer, I. J., & Prytherch, D. Accesat în 5 mai 2012, de pe <http://java.net/projects/jtouchtoolkit>.
- Basdogan, C., & Srinivasan, M. (2002). Haptic Rendering in Virtual Environments. În *Virtual Environments HandBook* (pg. 117-134). Lawrence Erlbaum Associates.
- Basdogan, C., Ho, C., Srinivasan, M. A., Small, S., & Dawson, S. (1998). Force interactions in laparoscopic simulations: haptic rendering of soft tissues. *Studies in Health Technology and Informatics*, 50, 385-391.
- Berkley, J. J. (2003). *Haptic Devices*. Accesat în 29 aprilie 2012, de pe <http://www.hitl.washington.edu/people/tfurness/courses/inde543/READINGS-03/BERKLEY/White%20Paper%20-%20Haptic%20Devices.pdf>.
- Bonfant, G., Belfanti, P., Paternoster, G., Gabrielli, D., Gaiter, A. M., Manes, M., et al. (2010). Clinical risk analysis with failure mode and effect analysis (FMEA) model in a dialysis unit. *Journal of Nephrology*, 23 (1), 111-118.
- Boothroyd, G., & Knight, W. A. (1989). *Fundamentals of Machining and Machine Tools*. New York: Marcel Dekker.
- Bradly, P. (2006). The history of simulation in medical education and possible future directions. *Medical Education*, 40, 254-262.
- Bucur, A. (2009). *Compendiu de chirurgie oro-maxilo-facială*. București: Q Med Publishing.
- Burdea, G., Popescu, V., Hentz, V., & Colbert, K. (2000). Virtual reality-based orthopedic telerehabilitation. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 8 (3), 430-432.
- Burgert, O., Neumuth, T., Audette, M., Possneck, A., Mayoral, R., Dietz, A., et al. (2007). Requirement specification for surgical simulation systems with surgical workflows. *Studies in Health Technology and Informatics* (125), 58-63.
- Butnaru, D. T. (2007). *Interfețe Pentru Simularea În Realitate Virtuală Cu Retur De Forță*. (teză de doctorat). Universitatea "Transilvania" Brașov. [cadexchanger.com](http://www.cadexchanger.com). *CAD Exchange, your 3D data translator*. Accesat în 15 mai 2012, de pe www.cadexchanger.com.

- Cakmak, H., & Kuhnappel, U. (2000). Animation and simulation techniques for VR-training systems in endoscopic surgery. *Eurographics Workshop on Animation and Simulation*, (pg. 173-185). Interlaken, Switzerland.
- Cao, C. G., MacKenzie, C. L., & Ibbotson, J. (1999). Hierarchical decomposition of laparoscopic procedures. *Studies in Health Technology and Informatics*, 62, 83-89.
- Cao, C. G., MacKenzie, C., & Payandeh, S. (1996). Task and motion analysis in endoscopic surgery. *The 5th Annual Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, (pg. 583-590). Atlanta.
- Carter, F. J., Schijven, M. P., Aggarwal, R., Grancharov, T., Francis, N. K., Hanna, G. B., et al. (2005). Consensus guidelines for validation of virtual reality surgical simulators. *Surgical Endoscopy*, 19 (12), 1523-1532.
- Carter, R. B., & Keen, E. N. (1971). The intramandibular course of the inferior dental nerve. *Journal of Anatomy*, 108, 433-440.
- chai3d.org. Accesat în 5 mai 2012, de pe CHAI 3D: <http://www.chai3d.org/>.
- Chiozza, M. L., & Ponzetti, C. (2009). FMEA: a model for reducing medical errors. *Clinica Chimica Acta*, 404 (1), 75-78.
- Cioi, D. (2008). *Contribuții la Utilizarea Realității Virtuale în Proiectarea asistată de calculator*. (Teză de doctorat). Departamentul de Mecatronică, Universitatea Politehnica Timișoara.
- cplusplus.com. *STL Containers: list*. Accesat în 14 mai 2012, de pe <http://www.cplusplus.com/reference/stl/list/>.
- Davidescu, A. (2003). *Analiza și procesarea datelor în Matlab*. Timișoara: Politehnica.
- DeRosier, J., Stalhandske, E., Bagian, J. P., & Nudell, T. (2002). Using Health Care Failure Mode and Effect Analysis: The VA National Center for Patient Safety's Prospective Risk Analysis System. *The Joint Commission Journal on Quality Improvement*, 28 (5), 248-267.
- DEX. (2009). *Dicționarul explicativ al limbii române* (ed. ediția a II-a revăzută și adăugită). Editura Univers Enciclopedic Gold.
- dictionary.com. *virtual reality*. Accesat în 29 mai 2012, de pe The American Heritage Science Dictionary: [http://dictionary.reference.com/browse/virtual reality](http://dictionary.reference.com/browse/virtual%20reality).
- Ericson, C. (2005). *Real-Time Collision Detection*. San Francisco: Morgan Kaufmann.
- Eriksson, M., Flemmer, H., & Wikander, J. (2005). *A haptic and virtual reality temporal bone surgery simulator*. nepublicat.
- forcedimension.com. *ForceDimension*. Accesat în 30 aprilie 2012, de pe ForceDimension:Products: <http://www.forcedimension.com/products>.
- Forslund, J., Sallnas, E. L., & Palmerius, K. J. (2009). A user-centered designed FOSS implementation of bone surgery simulations. *World Haptics Conference*, (pg. 391-392). Salt Lake City.
- forsslundsystems.se. *Presentation of Fs-Wisdom*. Accesat în 5 mai 2012, de pe Forsslund Systems AB: <http://www.forsslundsystems.se/component/content/article/83>.
- Gallagher, A. G., Ritter, E. M., Champion, H., Higgins, G., Fried, M. P., Moses, G., et al. (2005). Virtual reality simulation for the operating room: proficiency-based training as a paradigm shift in surgical skills training. *Annals of Surgery*, 241 (2), 364-372.
- Gerressen, M., Riediger, D., Fries, T., Jerabkova, L., & Kuhlen, T. (2008). VR-based simulation of the bilateral sagittal split osteotomy. *VR Workshop*. Aachen, Germania.

- Gerressen, M., Zadeh, M. D., Stockbrink, G., Riediger, D., & Ghassemi, A. (2006). The functional long-term results after bilateral sagittal split osteotomy (BSSO) with and without a condylar positioning device. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 64, 1624-1630.
- Groover, M. P. (2010). *Fundamentals of Modern Manufacturing: Materials, Processes and Systems* (ed. 4). New York: Wiley.
- Grunwald, T., Clark, D., Fisher, S. S., McLaughlin, M., Narayanan, S., & Piepol, D. (2004). Using cognitive task analysis to facilitate collaboration in development of simulator to accelerate surgical training. *Studies in Health Technology and Informatics*, 98, 114-120.
- Guo, X., & Qin, H. (2005). Real-time meshless deformation: collision detection and deformable objects. *Computer Animation and Virtual Worlds*, 16 (3-4), 189-200.
- h3dapi.org. Accesat în 5 mai 2012, de pe H3D API: <http://www.h3dapi.org/>.
- Hamza-Lup, F. G., & Adams, M. (2008). Feel the pressure: E-learning systems with haptic feedback. *Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environments and Teleoperator Systems*, (pg. 445-450). Reno, USA.
- haptx.com. *HaptX*. Accesat în 5 mai 2012, de pe <http://www.haptx.com/>.
- Harding, C. (2009). *Introduction to Computer Haptics*. Accesat în 29 aprilie 2012, de pe http://www.vrac.iastate.edu/~charding/crs/Haptics_intro.pdf.
- Heim, M. (1998). *Virtual Realism*. New York: Oxford University Press.
- Herghelegiu, P. C. (2011). *Analiza si vizualizarea seturilor de date biomedicale*. (Teză de doctorat). Universitatea Tehnică "Gheorghe Asachi", Iași.
- Hirota, G., Fisher, S., Lee, C., State, A., & Fuchs, H. (2001). An implicit finite element method for elastic solids in contact. *The 14th Conference on Computer Animation*, 136-254. Seoul.
- Hsieh, M., Tsai, M., & Yeh, Y. (2006). An amputation simulator with bone aawing haptic interaction. *Biomedical Engineering applications basis communications*, 18 (5), 229-236.
- Hurmuzlu, Y., Ephanov, A., & Stoianovici, D. (1998). Effect of a pneumatically driven haptic interface on the perceptual capabilities of human operators. *Presence*, 7 (3), 290-307.
- Igus.com. *DryLin T*. Accesat în 14 aprilie 2012, de pe <http://www.igus.com/wpck/default.aspx?PageNr=3576&CL=US-en>.
- immersion.com. *Immersion Markets*. Accesat în 3 mai 2012, de pe Immersion Web site: <http://www.immersion.com/markets/medical/products/index.html>.
- intuitivesurgical.com. *da Vinci Surgical System*. Accesat în 28 aprilie 2011, de pe Intuitive Surgical: http://www.intuitivesurgical.com/products/davinci_surgical_system/.
- ISO. (2009). ISO/TS 16949:2009 . *Quality management systems - Particular requirements for the application of ISO 9001:2008 for automotive production and relevant service part organizations* .
- Jerabkova, L. (2007). *Interactive Cutting of Finite Elements based Deformable Objects in Virtual Environments*. (teza de doctorat). RWTH University, Aachen.
- Karoulis, A., Sylaiou, S., & White, M. (2006). Usability Evaluation of a Virtual Museum Interface. *Informatica*, 17 (3), 363-380.
- Keiser, R. (2006). *Meshless Lagrangian Methods for Physics-Based Animations of Solids and Fluids*. (Teză de doctorat). ETH, Zurich.

- Khan, S., Andersson, K., & Wikander, J. (2011). Optimal design of a 6-DOF haptic device. *IEEE International Conference on Mechatronics*, (pg. 713-718). Istanbul.
- Kieser, J. A., Paulin, M., & Law, B. (2004). Intrabony course of the inferior alveolar nerve in the edentulous mandible. *Clinical Anatomy*, 17 (2), 107-111.
- Kieser, J., Kieser, D., & Hauman, T. (2005). The course and distribution of the inferior alveolar nerve in the edentulous mandible. *The Journal of Craniofacial Surgery*, 16 (1), 6-9.
- Kim, K., & Park, J. (2009). Virtual bone drilling for dental implant surgery training. *16th ACM Symposium on Virtual Reality Software and Technology*, (pg. 91-94). Kyoto.
- Kneebone, R. (2003). Simulation in surgical training: educational issues and practical implications. *Medical Education*, 37, 267-277.
- Knott, T., Ullrich, S., & Kuhlen, T. (2011). Practical methods for designing medical training simulators. *Studies in Health Technology and Informatics*, 163, 277-279.
- Kriwalsky, M. S., Maurer, P., Veras, R. B., Eckert, A. W., & Schubert, J. (2008). Risk factors for a bad split during sagittal split osteotomy. *The British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 46, 177-179.
- Kuhlen, T., Gerressen, M., & Fries, T. P. (2008). *Entwicklung eines interaktiven VR-basierten chirurgischen Simulators zum Training der bilateralen sagittalen Spaltosteotomie*. (Cerere de finanțare grant DFG).
- Kunkler, K. (2006). The role of medical simulation: an overview. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 2, 203-210.
- Kusumoto, N., Sohmura, T., Yamada, S., Wakabayashi, K., Nakamura, T., & Yatani, H. (2006). Application of virtual reality force feedback haptic device for oral implant surgery. *Clinical Oral Implants Research*, 17, 708-713.
- Larsen, C. R., Soerensen, J. L., Grantcharov, T. P., Dalsgaard, T., Schouenborg, L., Ottosen, C., et al (2009). Effect of virtual reality training on laparoscopic surgery: randomised controlled trial. *British Medical Journal*, 338:b1802.
- Laugier, C., Mendoza, C., & Sundaraj, K. (2001). Towards a realistic medical simulator using virtual environments and haptic interaction. *International Symposium in Research Robotics*. Sydney.
- LaViola, J. J. (2008). Bringing VR and spatial 3D Interaction to the masses through video games. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 28 (5), 10-15.
- Lepouras, G., & Vassilakis, L. (2004). Virtual museums for all: employing game technology for edutainment. *Virtual Reality*, 8 (2), 96-106.
- Lian, L. L., & Chen, Y. H. (2006). Haptic surgical simulation: An application to virtual suture. *Computer-Aided Design&Applications*, 3, 203-210.
- Linkin, D. R., Sausman, C., Santos, L., Lyons, C., Fox, C., Aumiller, L., et al. (2005). Applicability of Healthcare Failure Mode and Effects Analysis to healthcare epidemiology: evaluation of the sterilization and use of surgical instruments. *Clinical Infectious Diseases*, 41 (7), 1014-1019.
- Logitech.com. Accesat în 30 aprilie 2012, de pe Logitech: <http://www.logitech.com>.
- Luecke, G. R., & Chai, Y. H. (1997). Contact sensation in the synthetic environment using the ISU. *IEEE Virtual Reality Annual Symposium*, (pg. 192-198). Albuquerque.

- Lövquist, E., O'Sullivan, O., Oh'Ainle, D., Baitson, G., Shorten, G., & Avis, N. (2011). VR-based training and assessment in ultrasound-guided regional anesthesia: from error analysis to system design. *Studies in Health Technology and Informatics*, 163, 304-310.
- Magenat-Thalmann, N., Cordier, F., Volino, P., Keckeisen, M., Kimmerle, S., Klein, R., et al. (2004). Simulation of clothes for real-time applications. *Eurographics*.
- Marinca, V. (2003). *Mecanică, Statică și Cinematică*. Timișoara: Politehnica.
- McDonnell, K. T., Qin, H., & Wlodarczyk, R. A. (2001). Virtual Clay: A real-time sculpting system with haptic toolkits. *Symposium on Interactive 3D Graphics*, (pg. 179-190). Research Triangle Park, North Carolina.
- McNeely, W. A., Puterbaugh, K. D., & Troy, J. J. (1999). Six degree-of-freedom haptic rendering using voxel sampling. *26th International Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques*, (pg. 401-408). L.A.
- ME-Meßsysteme.com. *DMS-Messverstärker GSV-3USB*. Accesat în 14 aprilie 2012, de pe <http://www.me-systeme.de/de/datasheets/gsv3usb.pdf>.
- ME-Meßsysteme.com. *Mehrachsen-Kraftsensor K3D120 / K3D120e*. Accesat în 14 aprilie 2012, de pe ME-Meßsysteme GmbH: <http://www.me-systeme.de/de/datasheets/k3d120.pdf>.
- Mendoza, C., Sundaraj, K., & Laugier, C. (2003). Faithfull haptic feedback in medical simulators. *Experimental Journal of Mathematics and Computers Simulation*, 5, 414-423.
- mentice.com. *Mentice Products*. Accesat în 3 mai 2012, de pe Mentice Web site: <http://www.mentice.com/default.asp?viewset=1&on='Products'&id=&initid=99&heading=Products&mainpage=templates/05.asp?sida=85>.
- Micle, D. (2004). Reconstituiri grafice virtuale ale artefactelor arheologice. *ArheoVest*, 1.
- Militaru, R. (2004). *Calitate și fiabilitate. Elemente de teorie și practică*. Politehnica.
- Militello, L. G., & Hutton, R. J. (1998). Applied cognitive task analysis (ACTA): a practitioner's toolkit for understanding cognitive task demands. *Ergonomics*, 41 (11), 1618-1641.
- Moës, N., Dolbow, J., & Belytschko, T. (1999). A finite element method for crack growth without remeshing. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 46, 131-150.
- Montgomery, K., Bruyns, C., Brown, J., Sorkin, S., Mazzella, F., Thonier, G., et al. (2003). Spring: a general framework for collaborative, real-time surgical simulation. *Studies in Health Technology and Informatics*, 85, pg. 296-303.
- Morris, D. (2006). *Haptics and Physical Simulation for Virtual Bone Surgery*. (Teză de doctorat). Dept. of Computer Science, Stanford University, US.
- Morris, D., Girod, S., Barbagli, F., & Salisbury, K. (2005). An interactive simulation environment for craniofacial surgical procedures. *Studies in Health Technology and Informatics*, 111, 334-341.
- Morris, D., Sewell, C., Blevins, N., Barbagli, F., & Salisbury, K. (2004). A collaborative virtual environment for the simulation of temporal bone surgery. *Lecture Notes in Computer Science*, 3271, 319-327.
- Muhnchenberg, J., Wohn, H., Brief, J., Hassfeld, S., & Muhling, J. (2000). A pattern catalogue of surgical interventions for computer-supported operation planning. *Studies in Health Technology and Informatics*, 70, 227-229.

170 Bibliografie

- Neugebauer, R., Weidlich, D., Zickner, H., & Polzin, T. (2007). Virtual reality aided design of parts and assemblies. *Journal International Journal on Interactive Design and Manufacturing* , 1 (1), 15-20.
- NI.com. *TDM Excel Add-In Tool for Microsoft Excel*. Accesat în 14 aprilie 2012, de pe <http://zone.ni.com/devzone/cda/tut/p/id/4906>.
- Nigrin.com. *NIGRIN Polyester-Harz*. Accesat în 14 aprilie 2012, de pe <http://www.nigrin.de/produkte/nach/produkt/74981/>.
- Nomura, T., Gold, E., Powers, M. P., Shingaki, S., & Katz, J. L. (2003). Micromechanics/structure relationships in the human mandible. *Dental Materials* , 19, 167- 173.
- Nortje, C. J., Farman, A. G., & Grotepass, F. W. (1978). Variations in the normal anatomy of the inferior dental (mandibular) canal: a retrospective study of panoramic radiographs from 3612 routine dental patients. *The British Journal of Oral Surgery* , 15, 55-63.
- novint.com. *Novint Falcon*. Accesat în 5 mai 2012, de pe Novint Technologies: <http://www.novint.com/index.php/novintfalcon>.
- O'Mahony, A. M., Williams, J. L., Katz, J. O., & Spencer, P. (2000). Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible. *Clinical Oral Implants Research* , 11 (5), 415-421.
- Osorio, N. A. (2008). *Multipoint collision detection algorithm for bone milling and drilling in a haptic VR surgery simulator*. Stockholm: (Disertație). School of Computer Science and Communication, KTH Royal Institute of Technology.
- Padgett, L. S., Strickland, D., & Coles, C. D. (2006). Case Study: Using a Virtual Reality Computer Game to Teach Fire Safety Skills to Children Diagnosed with Fetal Alcohol Syndrome. *Journal of Pediatric Psychology Advance Access* , 31, 65-70.
- Panula, K., Finne, K., & Oikarinen, K. (2001). Incidence of complications and problems related to orthognathic surgery: A review of 655 patients. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* , 59 (11), 1128-1136.
- Panula, K., Somppi, M., Finne, K., & Oikarinen, K. (2000). Effects of orthognathic surgery on temporomandibular joint dysfunction. A controlled prospective 4-year follow-up study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgry* , 29, 183-187.
- Papilian, V. (2003). *Anatomia omului.Aparatul locomotor*. București: BIC ALL.
- Park, K., Bae, B., & Koo, T. (2004). A haptic device for PC video game application. *Mechatronics* , 14 (2), 227-235.
- Patel, A. D., Gallagher, A. G., Nicholson, W. J., & Cates, C. U. (2006). Learning curves and reliability measures for virtual reality simulation in the performance assessment of carotid angiography. *Journal of the American College of Cardiology* , 47 (9), 1796-1802.
- Pepperl+Fuchs.com. *Inductive positioning system PMI80-F90-IU-V1*. Accesat în 14 aprilie 2012, de pe Pepperl+Fuchs: http://www.pepperl-fuchs.com/global/en/classid_2616.htm?view=productdetails&prodid=30915#107280.
- Petersik, A., Pflesser, B., Tiede, U., Höhne, K., & Leuwer, R. (2007). Realistic haptic interaction in volume sculpting for surgery simulation. *Computers in Biology and Medicine* , 37, 1709 - 1718.
- Pollard, J. H. (1979). *A Handbook of Numerical and Statistical Techniques: With examples mainly form life sciences*. Cambridge: Cambridge University Press.
- Reyneke, J. P. (2003). *Essentials of Orthognathic Surgery*. Quitenssence Publishing Co.

- Rick, T., von Kapri, A., Caspers, S., Amunts, K., Zilles, K., & Kuhlen, T. (2011). Visualization of probabilistic fiber tracts in virtual reality. *Studies in Health Technology and Informatics*, 163, 486-492.
- Rogers, D. F. (1999). *Procedural Elements For Computer Graphics* (ed. 2). McGraw-Hill.
- Ruspini, D. C., Kolarov, K., & Khatib, O. (1997). The haptic display of complex graphical environments. *24th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*. Los Angeles.
- Ruthenbeck, G. S. (2012). *Interactive Soft Tissue for Surgical Simulation*. (Teză de doctorat). Flinders University.
- Salisbury, K. (2004). Haptic rendering: introductory concepts. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 24 (1), 24 - 32.
- Sarver, D. (2000). *A Patient's Guide to Orthognathic Surgery*. Preluat de pe The Ortodontic CYBERjournal: <http://orthocj.com/2000/06/a-patients-guide-to-orthognathic-surgery/>.
- Sato, M., Liu, X., Akahane, K., & Isshiki, M. (2008). A haptic virtual environment for molecular chemistry education. *Lecture Notes in Computer Science*, 5080, 28-39.
- Savii, G. G. (1997). *Grafica 3D pe Calculatoare PC*. Timișoara: Presa Universitară Română.
- Schmitz, A., Rick, T., Karolski, T., Kuhlen, T., & Kobbelt, L. (2011). Efficient Rasterization for Outdoor Radio Wave Propagation. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 17 (2), 159-170.
- Schwartz-Dabney, C. L., & Dechow, P. C. (2003). Variations in Cortical Material Properties Throughout the Human Dentate Mandible. *American Journal of Physical Anthropology*, 120, 252-277.
- Schwenzer, N., & Ehrenfeld, M. (2005). *M. Zahn-, Mund-, Kieferheilkunde Band 2: Spezielle Chirurgie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
- sensable.com. *SensAble*. Accesat în 5 mai 2012, de pe OpenHaptics Toolkit: <http://www.sensable.com>.
- Sherman, K. P., Ward, W. J., Sherman, V. Y., & Mohsen, A. M. (2001). Surgical trainee assessment using a VE knee arthroscopy training system (VE-KATS): experimental results. *Medicine Meets Virtual Reality*, (pg. 465-470). Newport Beach.
- simbionix.com. *Simbionix Simulators*. Accesat în 3 mai 2012, de pe Simbionix Web page: <http://simbionix.com/simulators/>.
- Singal, R. K., Singal, M., & Singal, R. (2008). *Fundamentals of Machining and Machine Tools*. New Delhi: I. K. International Publishing House Pvt. Ltd.
- Smith, S., & Todd, S. (2007). Collaborative evaluation of a haptic based medical virtual environment. *4th Intuition International Conference on Virtual Reality and Virtual Environments*, (pg. 102-110). Athens.
- sofa-framework.org. Accesat în 5 mai 2012, de pe SOFA Framework: <http://www.sofa-framework.org/>.
- Sofronia, R. E. (2011). Development of a virtual reality simulator for orthognathic surgery. *Workshop-ul nr.2 Interdisciplinaritatea și managementul cercetării. Prezentarea rezultatelor obținute de doctoranzi*. Timisoara.
- Sofronia, R. E. (2010a). *Dezvoltarea aplicațiilor de realitate virtuală*. (Referat Activități Complementare). Departamentul de Mecatronică. Universitatea Politehnica Timișoara.

- Sofronia, R. E. (2010b). *Utilizarea dispozitivului haptic Phantom în inginerie*. (Referat Activități Complementare). Departamentul de Mecatronică. Universitatea Politehnică Timișoara.
- Sofronia, R. E., Davidescu, A., & Savii, G. G. (2012a). Development of an efficient haptic system for tooth processing. *Advanced Materials Research*, 463-464, 651-654.
- Sofronia, R. E., Davidescu, A., & Savii, G. G. (2012b). Towards a virtual reality simulator for orthognathic basic skills. *Applied Mechanics and Materials*, 162, 352-357.
- Sofronia, R. E., Savii, G. G., & Davidescu, A. (2010). Haptic devices in engineering and medicine. *2010 International Joint Conference on Computational Cybernetics and Technical Informatics (ICCC-CONTI)*, (pg. 373-378). Timișoara.
- Sofronia, R. E., Savii, G. G., & Davidescu, A. (2012). Real-time collision detection for long thin medical instruments in virtual reality-based simulators. *13th International Conference on Optimization on Electrical and Electronic Equipment*, (pg. 1107-1112). Brasov.
- Sofronia, R. (2010c). Haptic-based medical simulators. *Revista Mecatronica*, 1, 50-55.
- Sofronia, R., Davidescu, A., & Savii, G. (2012). Physics-based bone sawing interaction for a haptic simulator. *Buletinul Institutului Politehnic din Iași, Secția Construcții de Mașini*, în curs de publicare.
- Sohmura, T., Hojo, H., Nakajima, M., Wakabayashi, K., Nagao, M., Iida, S., et al. (2004). Prototype of simulation of orthognathic surgery using a virtual reality haptic device. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 33, 740-750.
- Spaey, Y. J., Bettens, R. M., Mommaerts, M. Y., Adriaens, J., Van Landuyt, H. W., Abeloos, J. V., et al. (2005). A prospective study on infectious complications in orthognathic surgery. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 33, 24-29.
- surgical-science.com. *Surgical Science AB Web site*. Accesat în 3 mai 2012, de pe <http://www.surgical-science.com/productsmain/>.
- teem.net. *Nearly Raw Raster Data*. Accesat în 12 mai 2012, de pe teem: <http://teem.sourceforge.net/nrrd/index.html>.
- Teltzrow, T., Kramer, F. J., Schulze, A., Baethge, C., & Brachvogel, P. (2005). Perioperative complications following sagittal split osteotomy of the mandible. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 33, 307-313.
- Teschner, M., Kimmerle, S., Heidelberger, B., Zachmann, G., Raghupathi, L., Fuhrmann, A., et al. (2005). Collision detection for deformable objects. *Computer Graphics Forum*, 1, 61-81.
- Tsai, M., Hsieh, M., & Tsai, C. (2007). Bone drilling haptic interaction for orthopedic surgical simulator. *Computers in Biology and Medicine*, 37 (12), 1709-1718.
- tsukuba.com. *WearableMaster*. Accesat în 30 aprilie 2012, de pe Virtual Reality Laboratory, University of Tsukuba, Japan: http://intron.kz.tsukuba.ac.jp/wearablemaster/wearablemaster_j.html.
- Ullrich, S. (2012). *Bimanual Interaction for Medical Virtual Environments: Palpation and Needle Intervention*. (Teză de doctorat). RWTH Aachen University.
- van Dongen, K. W., Tournioij, E., van der Zee, D. C., Schijven, M. P., & Broeders, I. A. (2005). Construct validity of the LapSim: Can the LapSim virtual reality simulator distinguish between novices and experts? *Surgical Endoscopy*, 19 (2), 1523-1532.
- Van Eijden, T. (2000). Biomechanics of the mandible. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*, 11, 123-136.

- Veras, R. B., Kriwalsky, M. S., Hoffmann, S., Maurer, P., & Schubert, J. (2008). Functional and radiographic long-term results after bad split in orthognathic surgery. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgry* , 37, 606–611.
virtamed.com. *VirtaMed Products*. Accesat în 3 mai 2012, de pe VirtaMed Web site: <http://www.virtamed.com/products>.
- Vora, J., Nair, S., Gramopadhye, A. K., Duchowski, A. T., Melloy, B. J., & Kanki, B. (2003). Using virtual reality technology for aircraft visual inspection training: presence and comparison studies. *Applied Ergonomics* , 33 (6), 559-570.
voxel-man.de. *Voxel-Man*. Accesat în 25 mai 2012, de pe <http://www.voxel-man.de/>.
- vrlogic.com. *Datagloves/Haptic Devices*. Accesat în 30 aprilie 2012, de pe VRLOGIC: <http://www.vrlogic.com/html/datagloves.html>.
- Wang, Q., Chen, H., Wu, J., Peng, Y., Sang, P., & Heng, P. (2008). Dynamic touch-enable bone drilling interaction. *5th International Conference on Information Technology and Application in Biomedicine, in conjunction with The 2nd International Symposium & Summer School on Biomedical and Health Engineering*, (pg. 457-460). Shenzhen.
- Xia, J., Ip, H., Samman, N., Wong, H., Gateno, J., Wang, D., et al. (2001). Three-dimensional virtual-reality surgical planning and soft-tissue prediction for orthognathic surgery. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* , 5 (2), 97-107.
- Ylikontiola, L. (2002). *Neurosensory Disturbance After Bilateral Sagittal Split Osteotomy*. (Teză de doctorat). University of Oulu, Faculty of Medicine.
- Yushkevich, P. A., Piven, J., Hazlett, H. C., Smith, R. G., Ho, S., Gee, J. C., et al. (2006). User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: Significantly improved efficiency and reliability. *Neuroimage* , 31 (3), 1116-1128.
- Zachow, S., Lamecker, H., Elsholtz, B., & Stiller, M. (2006). Is the course of the inferior alveolar nerve deducible from the shape of the mandible? *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* , 1, 415-416.
- Zilles, C., & Salisbury, J. K. (1995). A constraint-based god-object method for haptic display. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and System, Human Robot Interaction, and Cooperative*, 3, pg. 146-151.

Lista publicațiilor personale

Sofronia, R. E., Davidescu, A., & Savii, G. G. (2012). Towards a virtual reality simulator for orthognathic basic skills. *Applied Mechanics and Materials*, 162 (Mechanisms, Mechanical Transmissions and Robotics), 352-357.

Sofronia, R. E., Davidescu, A., & Savii, G. G. (2012). Development of an efficient haptic system for tooth processing. *Advanced Materials Research*, 463-464 (Advanced Materials Research II), 651-654.

Sofronia, R. E., Savii, G. G., & Davidescu, A. (2012). Real-time collision detection for long thin medical instruments in virtual reality-based simulators. *13th International Conference on Optimization on Electrical and Electronic Equipment*, (pg. 1107-1112). Brasov.

Sofronia, R., Davidescu, A., & Savii, G. (2012). Physics-based bone sawing interaction for a haptic simulator. *Buletinul Institutului Politehnic din Iași, Secția Construcții de Mașini*, în curs de publicare.

Sofronia, R. E. (2011). Development of a virtual reality simulator for orthognathic surgery. *Workshop-ul nr.2 Interdisciplinaritatea și managementul cercetării. Prezentarea rezultatelor obținute de doctoranzi*. Timișoara.

Sofronia, R. E., Savii, G. G., & Davidescu, A. (2010). Haptic devices in engineering and medicine. *2010 International Joint Conference on Computational Cybernetics and Technical Informatics (ICCC-CONTI)*, (pg. 373-378). Timișoara.

Sofronia, R. (2010). Haptic-based medical simulators. *Revista Mecatronica*, 1, 50-55.

Diaconu, A., Sofronia, R. (2010). Bluetooth applications for mobile robots. *Robotica & Management International Journal*, 15 (1), 51-54.

Sofronia, R., Diaconu, A., & Prună, A. (2009). Bluetooth control communication for NXT robots. *Proceedings of Danube Adria Association for Automation & Manufacturing 2009*, (pg. 1339-1340). Viena.