



MINISTERUL EDUCAȚIEI NAȚIONALE
UNIVERSITATEA "VALAHIA" DIN
TÂRGOVIȘTE
Str.Aleea Sinaia, nr.13, 130004, Târgoviște, Dâmbovița,
România Tel: +40-245-206101, Fax: +40-245-217692
rectorat@valahia.ro, www.valahia.ro

CERCETĂRI PRIVIND REALIZAREA DE ELEMENTE MECANICE ȘI MICROMECHANICE PRIN SINTERIZARE SELECTIVA CU LASER PENTRU PROTEZAREA ȚESUTURILOR DURE UMANE

*RESEARCHES REGARDING BUILDING OF
MECHANICAL AND MICROMECHANICAL
ELEMENTS BY SELECTIVE LASER SINTERING FOR
THE PROSTHESIS OF HUMAN HARD TISSUES*

CONDUCĂTOR DE DOCTORAT:

Prof. Univ. Dr. Ing. EurIng. Dr. h.c. Gh. GHEORGHE

Student doctorand:

Ing. Ciobotă Năstase-Dan

Universitatea Valahia Târgoviște

2019

CUPRINS

Capitolul I: STADIUL ACTUAL PE PLAN NAȚIONAL ȘI INTERNAȚIONAL PRIVIND ELEMENTELE ȘI SISTEMELE MECANICE ȘI MICROMECANICE DE PROTEZARE A ȚESUTURILOR DURE UMANE	4
1.1 Noțiuni introductive	4
1.2 Solutii constructive pentru protezarea coloanei vertebrale	4
1.3 Materiale folosite pentru realizarea protezelor.....	5
1.4 Suporțul osos al coloanei vertebrale compatibil aplicării de implanturi	6
1.5 Protezarea țesuturilor dure umane	6
1.6 Compoziția chimică a oaselor	6
1.7 Proteze pentru țesutul osos.....	7
Capitolul II: TIPURI DE BIOIMPLANTURI	7
2.1 Mijloace metalice de fixare osoasă	7
2.2 Dispozitive intramedulare	8
2.3 Dispozitive de fixare a coloanei vertebrale:	8
2.4 Elemente și sisteme complexe de stabilizare vertebrală.....	8
2.5 Instrumentarul necesar	9
2.6 Fixarea bioimplanturilor.....	9
2.7 Fixarea prin ciment osos	9
2.8 Fixarea biologică	10
2.9 Fixarea directă os – implant	10
2.10 Fixarea pasivă.....	10
2.11 Metode mecanice de introducere a implanturilor.....	11
Capitolul III: Simulare FEM (Finite Element Analysis) în studiul protezării țesutului dur uman	11
3.1 Noțiuni introductive	11
3.2 Etapa de preprocesare.....	12
3.3 Etapa de postprocesare	12
3.4 Modelarea 3D și analiza cu element finit FEA	13
3.5 Constructia modelului element finit	13
3.6 Calcul modelului element finit.....	14
3.8 Realizarea modelelor numerice ale oaselor vertebrale	14
3.9 Modelarea numerică a corpilor vertebrați în vederea analizei biomecanice	16

CAPITOLUL V: CONTRIBUȚII PROPRII: PROIECTAREA ȘI EXECUȚIA IMPLANTULUI INOVATIV.....	17
5.1 Preluarea si prelucrarea imaginilor CT	17
5.2 Proiectarea structurii poroase	18
5.3 Materialul folosit: Polieteretercetona – PEEK.....	19
5.4 Imprimanta Zortrax M200.....	20
5.5 Procesul de sinterizare laser pentru pulberi de plastic biocompatibile.....	21
5.5.1 Informații referitoare la procesul de sinterizare laser	21
5.5.2 Factori care afectează procesul de sinterizare laser:.....	23
5.6 Morfologia particulelor pulberii de plastic pentru sinterizare selectivă cu laser	23
5.7 Încercari la compresiune a implantului inovativ	24
CAPITOLUL VI: OBȚINEREA SOLUȚIILOR DE NANOTUBURI DE CARBON ÎN VEDERE IMPREGNĂRII STRUCTURILOR 3D OBȚINUTE PRIN PROTOTIPARE RAPIDĂ	25
6.1 Încercări de obținere a unor suspensii stabile de MWCNT în apă	25
CAPITOLUL VII: PROIECTAREA ȘI REALIZAREA STRUCTURILOR 3D PRIN METODA LPD – LAYER PLASTIC DEPOSITION – DEPUNERE STRATIFICATA DE PLASTIC	26
7.1 Noțiuni introductive	26
7.3 Realizarea structurilor 3D prin depunere stratificată de plastic (LPD - Layer Plastic Deposition)	26
CAPITOLUL VIII: TESTE, ÎNCERCĂRI ȘI MĂSURĂTORI PENTRU PROBE REALIZATE PRIN 3D BIOPRINTING	27
8.2 Tehnologia 3D-Bioprinting	27
8.3 Efectuarea probelor 3D-Bioprinting în vederea testării.....	28
8.4 Efectuarea de teste, Încercări și măsurători la ICMCB-CNRS	30
8.4.1 Sinterizarea hidrotermală	30
8.4.6 HAp-F – sinterizare cu arc electric în plasmă – (SPS – spark plasma sintering)	32
8.5 Concluzii stagiu formare ICMCB-CNRS	34
CAPITOLUL IX: CONTRIBUȚII ORIGINALE ȘI DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE.....	36
Capitolul X: CONCLUZII.....	39
BIBLIOGRAFIE	41

CUVINTE CHEIE: prototipare rapida, reconstructie 3D, implant spinal, bioprinting

**CERCETĂRI PRIVIND REALIZAREA DE
ELEMENTE MECANICE ȘI MICROMECHANICE
PRIN SINTERIZARE SELECTIVA CU LASER
PENTRU PROTEZAREA ȚESUTURILOR DURE
UMANE**

CONDUCĂTOR DE DOCTORAT:

Prof. Univ. Dr. Ing. EurIng. Dr. h.c. Gh. GHEORGHE

Student doctorand:

Ing. Ciobotă Năstase-Dan

Universitatea Valahia Târgoviște

2019

Capitolul I: STADIUL ACTUAL PE PLAN NAȚIONAL ȘI INTERNATIONAL PRIVIND ELEMENTELE ȘI SISTEMELE MECANICE ȘI MICROMECHANICE DE PROTEZARE A ȚESUTURILOR DURE UMANE

1.1 Notiuni introductive

Elementele și sistemele constructive metalice pentru bioimplanturi au fost folosite pentru a înlocui și restaura părți anatomiche de foarte multă vreme, dar înainte de introducerea tehniciilor chirurgicale aseptice succesul lor s-a dovedit destul de limitat, această datorându-se infecțiilor post-operatorii.

În figura nr.1.1 este reprezentată o (re)modelare osoasă 3D care poate fi obținută prin mai multe procedee și apoi prelucrată conform necesităților echipelor de cercetare. Printre aceste procedee este inclusă prelucrarea de imagini CT, transformarea în nor de puncte și remodelare prin programe de proiectare 3D [un bun exemplu este SolidWorks [30] ce conține modulul de simulare COSMOS, ce reprezintă modulul de analiză prin metoda elementului finit (FEM – Finite Element Analysis)].

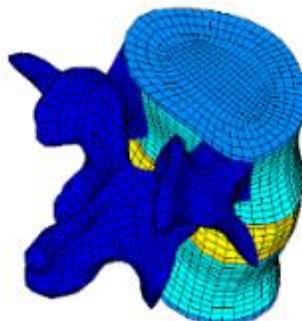


Figura nr. 1.1 - Modelul 3D al unui os vertebral discretizat

1.2 Solutii constructive pentru protezarea coloanei vertebrale

Se observă o creștere accelerată a producătorilor de tehnologii medicale [15], pe de o parte datorită avansului tehnologic fără precedent, iar pe de altă parte datorită cererii în creștere

de pe piață. Un număr tot mai mare de companii își axează domeniul de activitate pe proiectare, dezvoltare, producție și comercializare de produse pentru protezarea de țesut dur uman.

Firma Synthes a dezvoltat o serie de tehnici de protezare a discurilor intervertebrale, dintre care se evidențiază introducerea de articulație mobilă pentru un disc intervertebral rezecat complet. În figura nr. 1.7 este prezentată o articulație mobilă pentru coloană vertebrală dezvoltată de firma Synthes.



Figura nr. 1.7 - Articulație mobilă pentru păstrarea mobilității locale, brevetată de firma Synthes

1.3 Materiale folosite pentru realizarea protezelor

Unul dintre materialele ce au început a fi folosite din ce în ce mai mult pentru a realiza implanturi este PEEK [9] (Polyetheretherketone = polieterterketona sau poliketona).

Acesta este un termoplastic cu proprietăți mecanice foarte bune. Dintre aceste proprietăți, menționăm:

- Modulul lui Young (modulul de elasticitate) este de 3,6 Gpa;
- Rezistența de rupere la tracțiune este de 90 Mpa;
- Densitatea: 1300 kg/m³;
- Alungirea la rupere: 50%;
- Punctul de topire: 350°C;
- Conductivitatea termică: 0,25 W/mK;
- Coeficientul termic de expansiune lineară: $1.7 \cdot 10^{-5}$ /K;
- Prețul: 25-50 euro/kg.

Datorită acestor calități, PEEK este considerat un biomaterial excelent pentru uzul la implanturi medicale. În unele cazuri este folosit în format ranforsat cu fibre de carbon.

1.4 Suportul osos al coloanei vertebrale compatibil aplicării de implanturi

Coloana vertebrală este formată dintr-o succesiune de corpuri vertebrale (vertebre), grupate în 5 zone:

- Zona cervicală: 7 vertebre (C1-C7)
- Zona toracică: 12 vertebre (T1-T12)
- Zona lombară: 5 vertebre (L1-L5)
- Zona sacrală: 5 vertebre fuzionate (S1-S5)
- Zona coccisului: 4 (3-5) vertebre fuzionate

Fiecare vertebră are particularități speciale, în special în zona cervicală, forma și dimensiunile acestora fiind foarte diferite. De asemenea, apar variații și de la individ la individ, în funcție de înălțime, sex, rasă. De aceea, implanturile pentru coloană vertebrală au un grad foarte mare de personalizare.

1.5 Protezarea țesuturilor dure umane

Principalele proprietăți fizice ce caracterizează țesutul osos din punct de vedere mecanic sunt:

- rezistență;
- elasticitatea.

Datorită acestor proprietăți mecanice, oasele posedă o mare rezistență atunci când asupra lor acționează diferite forțe de compresiune sau de tracțiune. Aceste forțe pot acționa paralel cu axul longitudinal al osului, perpendicular pe suprafața lui și/sau prin torsiu.

Rezistența la presiune a țesutului osos este foarte mare. Aceste proprietăți sunt datorate compozиției chimice a osului, precum și structurii sale macroscopice și microscopice, a arhitecturii sale interne.

1.6 Compoziția chimică a oaselor

În compozиția osului intră substanțe organice și substanțe minerale (fosfați, carbonați și cantități foarte mici de fluorură și clorură de calciu). Proportia lor este de aproximativ 35% substanțe organice și 65% substanțe minerale.

În general, se poate spune că substanțele organice dau elasticitatea osului, iar sărurile minerale, rezistența.

1.7 Proteze pentru țesutul osos

După interacțiunea cu organismul materialele de protezare pot fi:

1. *bioinerte* - care nu provoacă răspuns (sau provoacă răspuns minim) din partea gazdei, deci nu interacționează cu țesutul viu cum ar fi- porțelanul dentar sau unele biosticle, în contact direct cu osul sau separate de acestea printr-un strat subțire;
2. *bioactive* - care presupun interacțiuni fizico-chimice cu țesutul viu și dau răspunsuri benefice, refacerea în zona de contact și stimularea creșterii de celule endoteliale
3. *biotolerate* - separate de organism printr-o interfață suficient de groasă încât nu apar perturbări importante de compatibilitate cu acestea;
4. *bioresorbabile* - supuse unui proces de dizolvare/ resorbție după introducere în organism, sunt treptat înlocuite prin avansul țesutului viu
5. *hibride* - care presupun asocierea unui material inert cu celule vii.

După compoziția chimică, biomaterialele pot fi:

1. *metale și aliaje* - au conductibilitate electrică și termică bună, rezistență mecanică și rigiditate mare, ductilitate și rezistență la șocuri; sunt folosite în ortopedie, chirurgie orală și maxilo-facială, în chirurgia cardiovasculară;
2. *polimeri* – au conductibilitate electrică, termică și rezistență mecanică slabă, nu se pot prelucra la temperaturi mari, sunt foarte ductili, plastici și rezistenți la șocuri; sunt folosiți în aplicații medicale - de exemplu hidrogelurile sunt structuri polimerice reticulare utilizate pentru lentile de contact, membrane pentru hemodializă, înlocuirea de coarde vocale, piele artificială, tendoane;
3. *material compozit*- acestea au proprietăți diverse , în funcție de formula de obținere din care sunt formate: composit metal/metal, metal/polimer, 'polimar/polimer', polimer/ceramică, etc
4. *materiale ceramice biomedicale* – au rezistență mare raportată la masă, rigiditate și rezistență la soc, rezistență la coroziune. Sunt utilizate în stomatologie, oftalmologie, indicatoare (termometre, esantioane, fibre optice endoscopice).

Capitolul II: TIPURI DE BIOIMPLANTURI

2.1 Mijloace metalice de fixare osoasă

Elementele și sistemele metalice constructive pentru bioimplanturi se pot împărți în patru mari categorii:

- Sârme

- Broșe
- Tije
- Șuruburi
- Plăci metalice pentru fixarea fracturilor

O grijă deosebită trebuie acordată fixării oaselor de tip spongios, care au densități și rezistențe mai mici decât oasele de tip cortical. Un exemplu de fixare la nivelul epifizelor (capătul unui os de tip lung), este cel de fixare prin folosirea combinată a șuruburilor și plăcuțelor.

2.2 Dispozitive intramedulare

Dispozitivele intramedulare sunt folosite pentru fixarea fracturilor oaselor lungi.

Aceste dispozitive sunt introduse și fixate intramedular, fixând linia de fractură prin împiedicarea mișcărilor de rotație și prin dezvoltarea unor forțe radiale în interiorul cavității.

În comparație cu fixarea prin plăcute, dispozitivele intramedulare au o capacitate mai mare de a rezista la forțele de încovoiere, dar au, se pare, dezavantajul că distrug parțial vascularizația osului, păstrând însă intact periostul.

2.3 Dispozitive de fixare a coloanei vertebrale:

Problemele principale care apar în cazul acestor dispozitive:

- cedarea prin oboseală, care apare datorită forțelor importante pe care le au de suportat;
- necroza care apare la nivelul vertebrelor;
- implantarea unui mare număr de plăci, cuie și șuruburi, necesare pentru corecție.

Problema semnalată aici, aceea de implantare a unui mare număr de plăci, cuie și șuruburi, necesare pentru corecție a fost rezolvată odată cu apariția a doi factori importanți de progres în protezare:

- Cercetarea, dezvoltarea și producerea cimenturilor osoase și a altor materiale biocompatibile cum ar fi termoplasticele, polimerii organici.
- Cercetarea, dezvoltarea și testarea clinică a unor metode noi de abord chirurgical minim invaziv, ce permite accesul în orice punct al coloanei vertebrale cu instrumente speciale pentru injectare de ciment în cavități osoase ce urmează a fi restaurate.

2.4 Elemente și sisteme complexe de stabilizare vertebrală

La începutul anilor 1990, a fost dezvoltată o variantă modificată de vertebroplastie ce va deveni cunoscută sub numele de kyfoplastie. În cadrul acestei proceduri, se folosește un instrumentar dedicat, compus din mai multe componente, și anume:

- IBT – Inflatable Bone Tāmp = Dispozitiv de Creare Cavitate – DCC
- BFD – Bone-Filler Device = Dispozitiv de Umpiere a Osului – DUO
- Large-bore needles = ace cu diametru interior mare
- Guide pin = tijă de ghidare
- Blunt dissector = disector
- Cannula = canulă
- 3.3 mm hand drill = burghiu manual 3.3 mm

2.5 Instrumentarul necesar

- a) Sistemul gonflabil KYPHX de îndreptare (prin readucerea la înălțimea inițială) a zonei trabeculare, este proiectat pentru a reposiționa oasele, și pentru crearea unui loc liber în cazul fracturilor de coloană, tibie, radius și calcaneu.
- b) Sistemul KYPHX de osteo-introducere este folosit numai pentru a permite accesul percutant al chirurgului la osul afectat.
- c) Dispozitivul de injectare a cimentului KYPHX, se utilizează pentru introducerea în spațiul creat cu ajutorul sistemului gonflabil a unor materiale de umplutură (cimenturi).
- d) În ceea ce privește dispozitivul KYPHX de prelevare a biopsiei, acesta este proiectat, după cum îi arată și numele, pentru obținerea unui specimen (probă) pentru biopsie.
- e) Sistemul **avansat** KYPHX, de osteo-introducere, este proiectat de asemenea numai pentru accesul percutant în zona fracturii.
- f) Elemente modulare de stabilizare vertebrală.

2.6 Fixarea bioimplanturilor

Există mai multe modalități de fixare a implanturilor ortopedice:

- 1 – fixare mecanică pasivă, care permite o mișcare relativă între implant și suprafața tisulară;
- 2 – fixare mecanică activă, folosind șuruburi, sârme, cuie, tije și ciment osos;
- 3 – fixare biologică, prin stimularea creșterii osoase în implanturile poroase sau cu suprafață texturată;
- 4 – fixare chimică directă între suprafetele tisulare și suprafața implantului

Principala cauză a deteriorării implanturilor este degradarea materialelor folosite, care, în ultimă instanță, reprezintă o problemă de interfață.

2.7 Fixarea prin ciment osos

Acest tip de fixare generează 2 interfețe:

- 1- Interfață os-ciment;

2- Interfață ciment-implant.

Problemele apărute la interfață ciment-implant pot fi reduse prin preacoperirea metalului cu ciment osos, sau polimer PMMA (polymethyl methacrylate – polimetilmetacrilat), la care cimentul osos folosit în timpul operației poate adera mult mai rapid și mai ușor.

Problema interfeței ciment – os este mai greu de rezolvat, datorită proprietăților intrinseci ale celor două substanțe, cât și datorită tehnicilor chirurgicale de cimentare.

2.8 Fixarea biologică

Începând cu anul 1963, de când s-a creat un substituent osos format din aluminiu ceramică poroasă impregnată cu răsină epoxi (Cerocium), s-au făcut eforturi permanente pentru crearea unei interfețe viabile între țesut și implant. Deși materialul prezenta o bună aderență la țesuturi, dimensiunile reduse ale porozitatilor (în medie de 18 micrometri) erau prea mici pentru a permite creșterea în interiorul lor a țesutului osos.

Pentru creșterea osoasă, porii trebuie să fie mai mari de 75 de micrometri, astfel încât să permită dezvoltarea normală a osteoanelor.

Există, de asemenea, și riscul unor distrugeri de țesut osos nou creat, ca urmare a unor sarcini prea mari la care acesta este supus. Mai mult, se pare că acoperirea cu material poros a protezei diminuează rezistența protezei. În cazul implanturilor metalice există și riscul unei corodări intense a suprafeței acestora.

2.9 Fixarea directă os – implant

Prin utilizarea câtorva tipuri de sticle ceramice, s-a presupus posibilitatea de legare directă a implanturilor de os, datorită unor proprietăți de disoluție selectivă a stratului superficial al implantului. Cu toate acestea, nu s-a reușit încă o acoperire de calitate a suprafețelor metalice, sticla ceramică utilizată fiind prea fragilă pentru a fi folosită în implanturi.

2.10 Fixarea pasivă

Această modalitate de fixare are ca principală calitate distribuția forțelor în mod uniform, cât și inducerea formării unei membrane de colagen care fixează, odată în plus, implantul, dar care nu poate împiedica scufundarea treptată a acestuia în timp sub efectul încărcărilor continue constante.

Acest tip de fixare asigură o rigiditate minimală a articulației, dar o face însă incapabilă de a rezista la solicitări mari. În concluzie, o fixare cât mai solidă a implantului este de dorit pentru o fiabilitate cât mai crescută.

2.11 Metode mecanice de introducere a implanturilor

Atât mijloacele de fixare cât și elementele și sistemele constructive pentru bioimplanturi suportă un grad foarte mare de specializare, funcție de zona anatomica în care se efectuează implantul.



Figura nr. 2.20-Variantă constructivă de introducere laterală a implanturilor din titan

Elementele și sistemele constructive pentru bioimplanturi influențează mijloacele de fixare și de abord chirurgical și invers, mijloacele de fixare, instrumentele și tipul abordului chirurgical influențează tipul de element constructiv ce poate fi manipulat în interiorul pacientului.

Capitolul III: Simulare FEM (Finite Element Analysis) în studiul protezării țesutului dur uman

3.1 Noțiuni introductive

Scopul principal al modelării virtuale a corpilor vertebrați este analiza tensiunilor mecanice din țesuturile osoase și din elementele de restaurație a vertebrelor osteoporotice.

Pe de altă parte, identificarea și evaluarea zonelor de risc în ceea ce privește posibila deteriorare ulterioară a vertebrelor „restaurate” este foarte utilă pentru imbunătățirea tehniciilor și a soluțiilor constructive actuale.

Obiectivul principal este stabilirea soluției optime chirurgicale prin crearea de modele numerice (prin discretizare cu elemente finite) și simularea computerizată [1]. Acest lucru presupune în primul rând studierea tensiunilor mecanice și a deformațiilor ce apar în masa osoasă dar și în volumul de PMMA (polimetil metacrilat) injectat în corpul vertebrelor.

Rezultatul final dorit este găsirea unor soluții optime de implantare care să conducă la distribuirea cât mai uniformă a efortului în țesutul osos astfel încât la același efort exercitat pe elementele de reconstrucție să se obțină tensiuni echivalente cât mai apropiate de tensiunile dezvoltate în vertebrele sănătoase.

3.2 Etapa de preprocessare

În etapa de preprocessare tipul analizei (statică, termică, de frecvență, etc), proprietățile de material, încărcările și restricțiile, sunt definite pentru a discretiza modelul în elemente finite.

Elaborarea meshurilor este de obicei operația cea mai mare consumatoare de timp în analiza cu element finit. În trecut, locațiile nodurilor erau manipulate manual pentru a aproxima geometria. Abordarea mai modernă este de a dezvolta meshul direct pe geometria CAD [24], care poate fi de trei feluri:

- Matrice, cu puncte și curbe reprezentând muchiile;
- Suprafață, cu suprafețe ce definesc contururile;
- Solid, ce definesc masa de material

3.3 Etapa de postprocesare

Din perspectiva metodologică, a FEA, se parcurg următorii pași:

- (1.) Construirea modelului matematic
- (2.) Construirea modelului cu element finit
- (3.) Rezolvarea modelului cu element finit
- (4.) Analizarea rezultatelor.

Analiza cu COSMOSWorks, pornește de la geometria reprezentată de modelul SolidWorks, fie piesă, fie ansamblu. Geometria trebuie să fie discretizabilă în elemente finite corecte și rezonabil de mici. Prin dimensiuni mici nu ne referim la mărimea elementului ci la numărul elemetelor din mesh. Cerința de discretizare are implicații foarte importante. Trebuie să ne asigurăm că geometria CAD este într-adevăr discretizabilă, pentru a obține rezultatele corecte, cum ar fi deplasări, tensiuni, distribuția temperaturii, etc.

Printre procedeele de remodelare [5] sunt incluse: prelucrarea de imagini CT, transformarea în nor de puncte și remodelare prin programe de proiectare 3D [6] (un bun exemplu este SolidWorks care are modul de simulare COSMOS ce reprezintă modulul de analiză prin metoda elementului finit (FEM – Finite Element Analysis)).

3.4 Modelarea 3D și analiza cu element finit FEA

Complexitatea acestui material, tesutul osos, impune astfel abordarea multidisciplinara a domeniului protezarii, colaborarea medic-inginer-chimist fiind baza obtinerii de rezultate valoroase prin cercetare originala ce contribuie la progresul stiintei demonstrata prin publicatii stiintifice.

Tesuturile dure umane:

Principalele proprietati fizice ale oaselor sunt:

- rezistenta;
- elasticitatea.

In compozitia osului intra substante organice si substante minerale (fosfati, carbonati si cantitati foarte mici de fluorura si clorura de calciu). Proportia lor este de aproximativ 35% substante organice si 65% substante minerale.

In general, se poate spune ca substantele organice dau elasticitatea osului, iar sarurile minerale, rezistenta.

De regula, dar nu intotdeauna, necesitatile de discretizare conduc la modificarea geometriei CAD [14]. Aceste modificari inseamna anulari, idealizari, sau stergeri, decrise mai jos:

Anulari: Anularile se refera la suprimarea sau indepartarea unor trasaturi geometrice insignifiante pentru analiza, cum ar fi filetele exterioare, logouri etc.

Idealizare: Idealizarea reprezinta o procedura mai „agresiva” de remodelare CAD, cum ar fi de exemplu reprezentarea peretilor subtiri ca suprafete.

Stergeri: Stergerea este uneori necesara, deoarece geometria discretizata trebuie sa satisfaca cerinte de calitate mai ridicate decat cele utilizate in mod uzual in modelare.

3.5 Constructia modelului element finit

In aceasta etapa vom scinda modelul matematic in elemente finite prin intermediul unui proces de discretizare, cunoscut si ca „mesh”. Discretizarea se manifesta vizual ca o geometrie „mesh”. Sunt discretizate atat incarcarile cat si restrictiile, iar dupa ce modelul este discretizat acestea sunt aplicate in nodurile retelei de elemente finite.

In figura nr. 3.6 este prezentat schematic procesul de obtinere a rezultatelor FEA, pornind de la modelul mathematic.

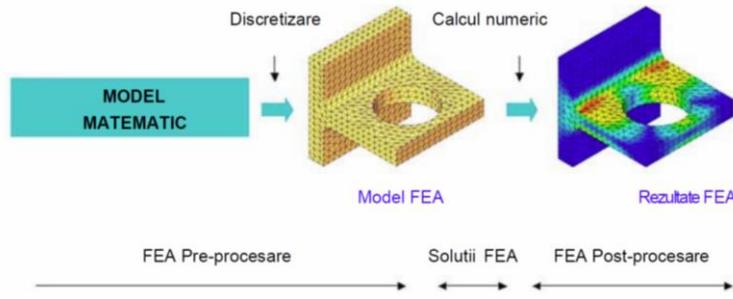


Figura nr. 3.6 - Prezentare schematică a procesului de obținere a rezultatelor FEA

3.6 Calcul modelului element finit

In figura nr. 3.7 este prezentata preluarea datelor CT [18, 8] (computer tomograf) din fisiere DICOM in vederea modelarii 3D si Analiza cu Element Finit FEA. Acest lucru este posibil printr-o interfata dedicata ce permite importul stivelor 2D CT, cu posibilitate de vizualizare in plan sagital, axial si coronal



Figura nr. 3.7 - Modelare 3D pe baza datelor CT (DICOM)

3.8 Realizarea modelelor numerice ale oaselor vertebrale

In figura nr. 3.13 este prezentata paleta largă de masuratori pe baza imaginii din fisierele asociate CT de tip DICOM [19]. Acest lucru este posibil cu ajutorul software-ului de reconstructie 3D Mimics si ofera masuratori de precizie a distantei intre doua puncte, a unghiurilor, a perimetru si ariei unei zone de interes, etc.

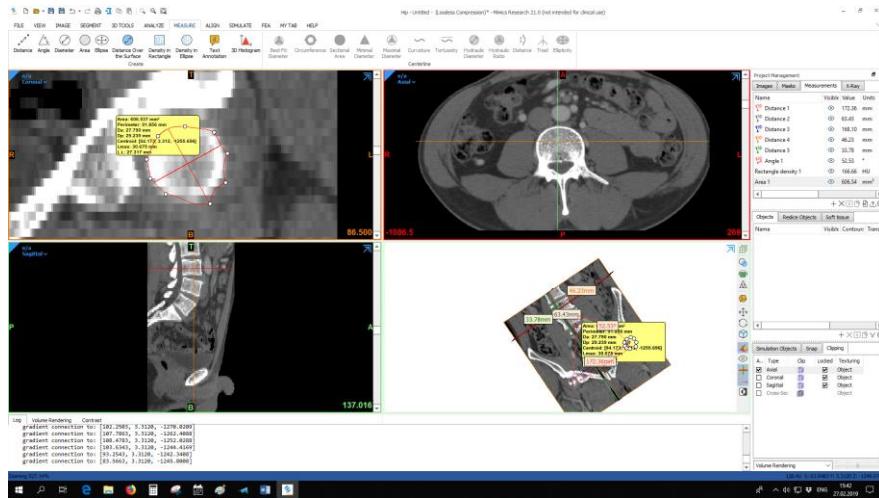


Figura nr. 3.13 - Capabilitate software de analiza dimensionalala a imaginilor CT

Crearea modelului cu elemente finite al osului vertebral s-a bazat pe tehnica secționării seriate CT (cu ajutorul computer-tomografului) [28]. Pe scurt, această tehnica presupune obținerea de imagini CT în secțiune transversală la diverse locații amplasate echidistant pe axa longitudinală a coloanei (distanta dintre două secțiuni $\approx 0,1\text{mm}$). După obținerea lor, imaginile sunt analizate după un algoritm semiautomat în vederea identificării diverselor densități de os în funcție de intensitatea de culoare. Astfel, fiecare secțiune este împărțită pe zone cu diverse densități. Întregul spectru a fost împărțit în 200 de intensități discrete [20], fiecărei intensități atribuindu-i-se anumite proprietăți de material după o prealabilă calibrare.

In figura nr. 3.15 sunt prezentate nivelele de intensitate pe scara Hounsfield pentru diferite tipuri de material (ciment osos, os, interfata ciment-os), conform datelor obtinute din literatura.

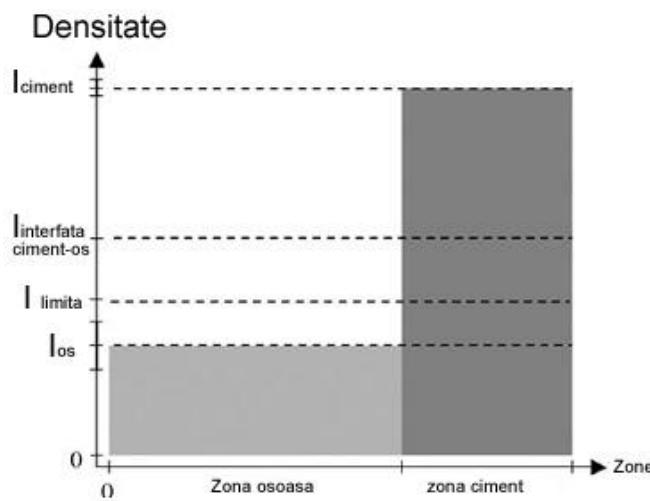


Figura nr. 3.15 - Intensitatea pe scara Hounsfield a densitatii de material (zona ciment-os)

3.9 Modelarea numerică a corpilor vertebrali în vederea analizei biomecanice

In figura nr. 3.16 este prezentat importul de imagine STL - Standard Tesselation Language rezultat din prelucrarea fisierelor DICOM in software-ul Mimics, cu ajutorul programelor 3-Matic, in cadrul laboratorului de Biomecatronica, INCDMTM, pe o statie de lucru Z230 Workstation. Zonele evidențiate in rosu sunt zonele de cea mai mare densitate (calculate automat din software).

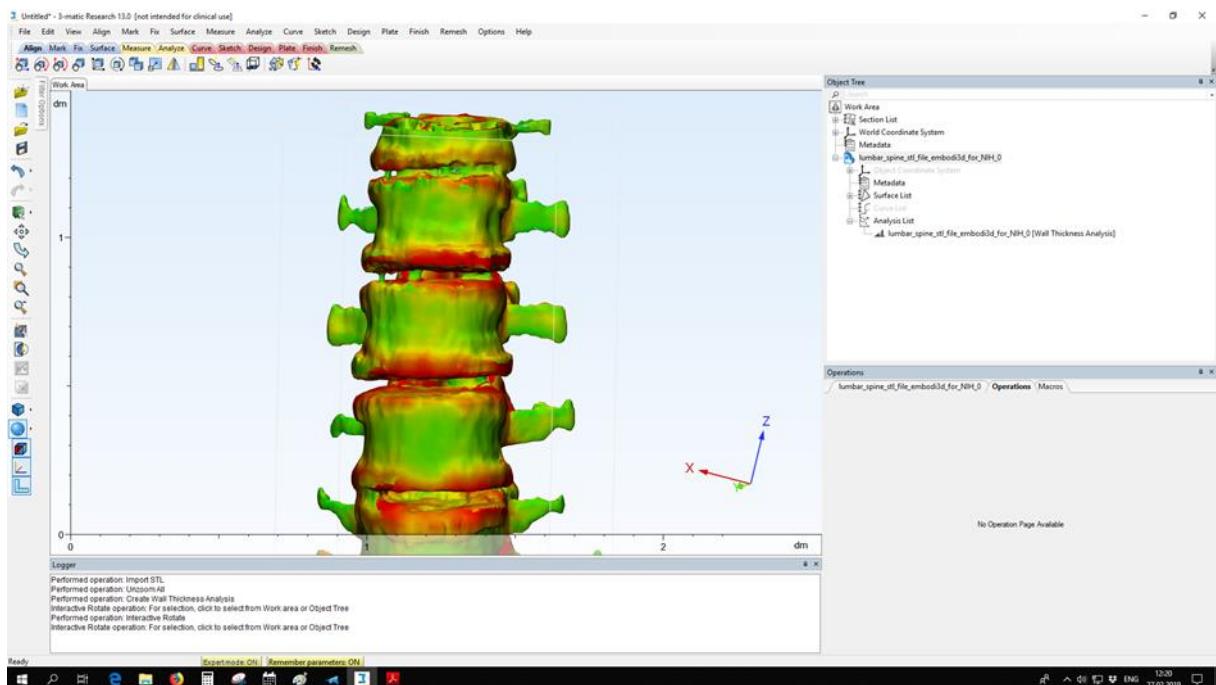


Figura nr. 3.16 - Imaginea coloanei vertebrale prelucrata cu software Mimics si 3-matic

Procesul de modelare și de remodelare osoasă pornește de la modelul continuu care este alcătuit din țesut osos. Acesta este discretizat în elemente finite, fiecare dintre acestea având plasat o celulă senzorială în centru. Aceasta după ce sesizează încărcarea mecanică ce inițiază remodelarea osoasă, va genera un semnal care va iniția procesul de adaptare. Cu cât acest semnal este mai mare cu atât procesul de remodelare este mai intens. Aceste semnale furnizează o informație globală a procesului de remodelare a osului datorită transmiterii semnalului în afara structurii osoase care este supusă remodelării.

In figura nr. 3.17 este prezentata alegerea ROI – Regions of Interest - Regiuni de interes, cu ajutorul software-ului Mimics din dotarea Laboratorului Biolab, INCDMTM, pe o statie de lucru Z230 Workstation.

CAPITOLUL V: CONTRIBUȚII PROPRII: PROIECTAREA ȘI EXECUȚIA IMPLANTULUI INOVATIV

5.1 Preluarea si prelucrarea imaginilor CT

În proiectarea implantului inovativ, s-a plecat de la prelevarea imaginilor CT și transformarea acestora în fișiere 3D.

În acest fel s-a reușit vizualizarea optimă, tridimensională, pe baza geometriei reale a zonelor supuse protezării.

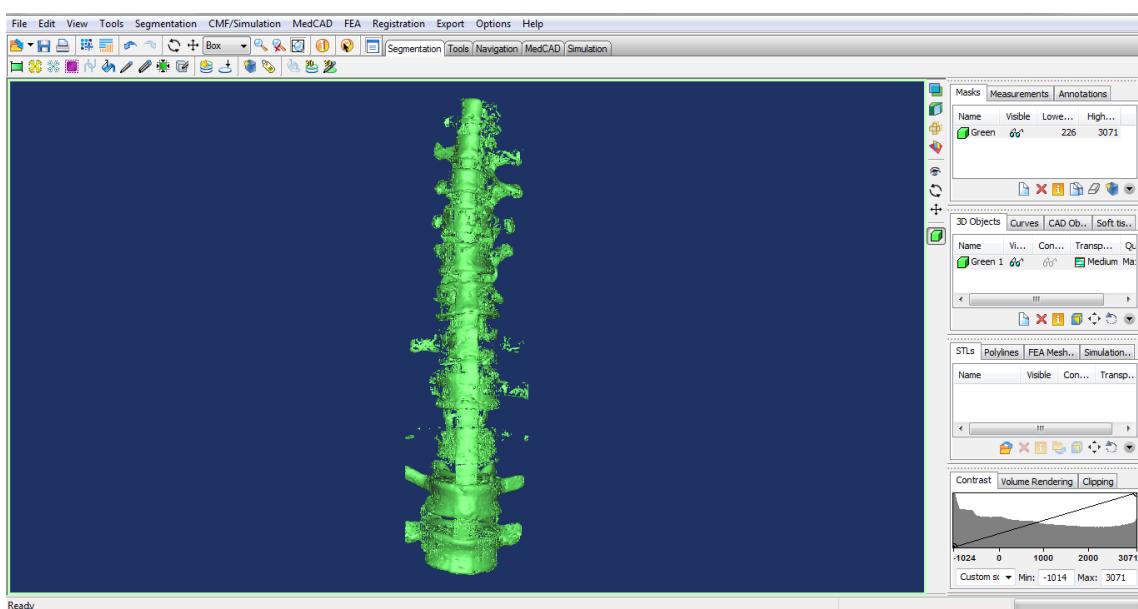


Figura nr. 5.14 - Vizualizare ecran complet coloană vertebrală 3D

Importul de stivă de imagini s-a realizat cu ajutorul software-ului specializat Materialise's Interactive Medical Image Control System (MIMICS). Aceasta este un pachet de procesare a imaginii prin sistemul Mimics, care are interfețe între datele imagine 2D (CT, RMN, precum și alte sisteme de imagistica medicală) și aplicații de inginerie 3D. Aplicațiile includ: masuratori anatomici, analiza 3D, analiza cu element finit (FEA), specifice pacientului ce urmează a beneficia de implant. Se remarcă drept dispozitiv de proiectare, fabricație aditiva (de asemenea, numit prototipare rapidă sau imprimare 3D) și planificare sau simulare chirurgicală.

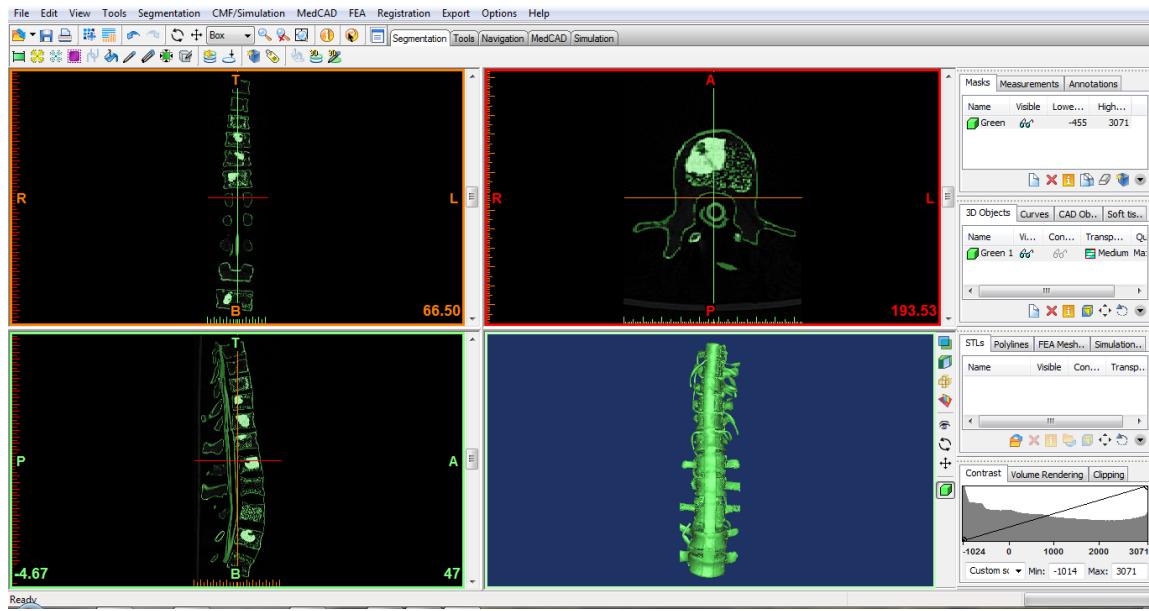


Figura nr. 5.15 - Vizualizare ferestre separate 3D și sagital/frontal/transversal

Printre opțiunile de măsurare, în afară de cele în plan, mai există și posibilitatea de a măsura direct pe corpul 3D, urmând profilul acestuia (figura nr. 5.24).

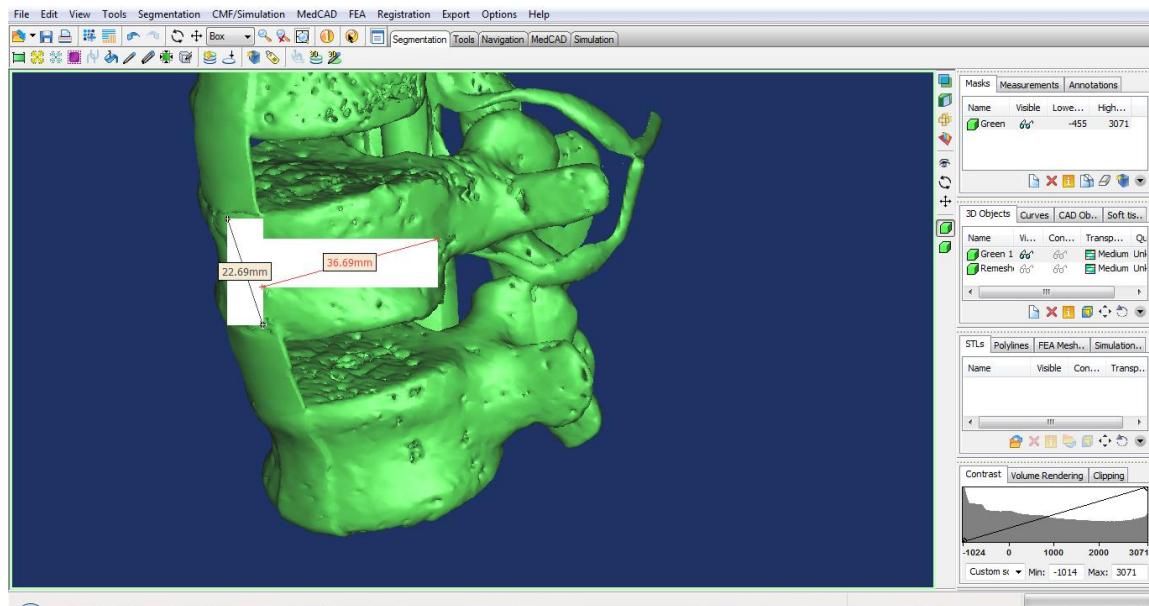


Figura nr. 5.24 - Măsuratori spațiale în diverse puncte ale ROI (Region of Interest)

5.2 Proiectarea structurii poroase

S-a pornit de la ideea inovativă și care a captat foarte mult interes din partea cercetătorilor la momentul actual, de a crea structuri poroase, capabile să integreze țesut nou [10], integrat în noul implant (figura nr. 5.31).

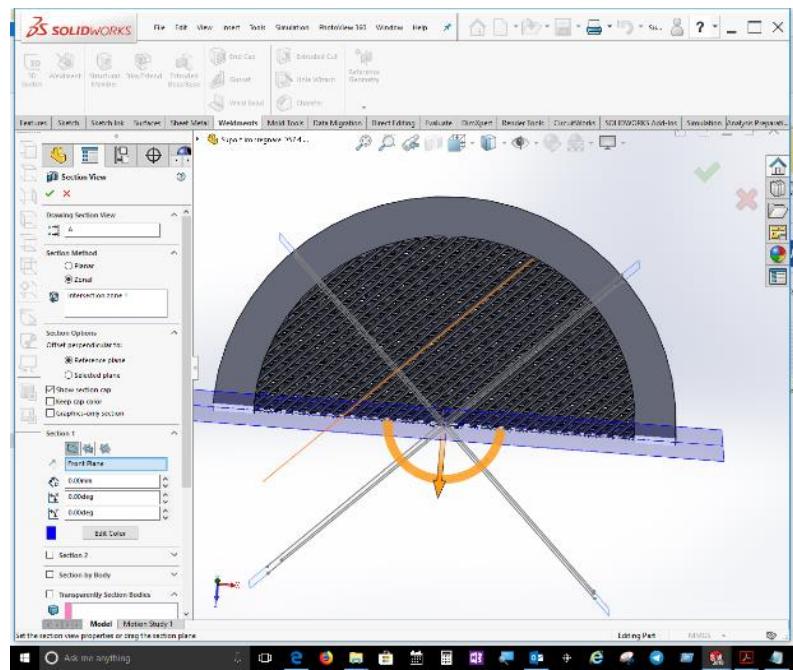


Figura nr. 5.31 - Proiectarea structurii poroase în SolidWorks 2018

Pentru testele inițiale s-a ales o structură întrețesută, cu straturi succesive dispuse cu orientări de 45 de grade unul față de celălalt. Structura odată construită poate fi exportată ca fișier STL, în vederea printării 3D.

5.3 Materialul folosit: Polieteretercetona – PEEK

Polimerii au fost selectați pentru următoarele avantaje:

- Caracteristicile fizice ale polimerilor pot fi adaptate funcție de necesități datorită faptului că au compoziție chimică ce permite adaptabilitatea: polimerii pot fi utilizati în forme mai poroase sau mai puțin dure
- Polimerii pot fi manipulați cu usurință și permit o bună reproductibilitate
- Polimerii nu generează microunde sau curenți electrici ca metalele
- Polimerii prezintă capacitatea de atașare la țesutul fibros
- Pot fi evaluați cu usurință microscopic
- Sunt mult mai estetici

Totuși, există și dezavantaje:

- Proprietăți mecanice inferioare metalelor
- Lipsa aderării la țesutul viu
- Reacții imunologice adverse

În vederea imprimării 3D, materialul este tras în fire cu diametrul de 1,75 mm. Acest material prezintă proprietăți excelente de aderență a straturilor succesive, fiind adecvat proceselor de imprimare 3D.

5.4 Imprimanta Zortrax M200

Imprimanta Zortrax M200 utilizează tehnologia de printare LPD - Layer Plastic Deposition (depunere stratificată de plastic).

Este o tehnologie precisă de aplicare a materialului în vederea obținerii de printuri detaliate și de acuratețe (90-400 microni).

În figura nr. 5.36 este prezentată în detaliu platforma de lucru și capul de extrudare.

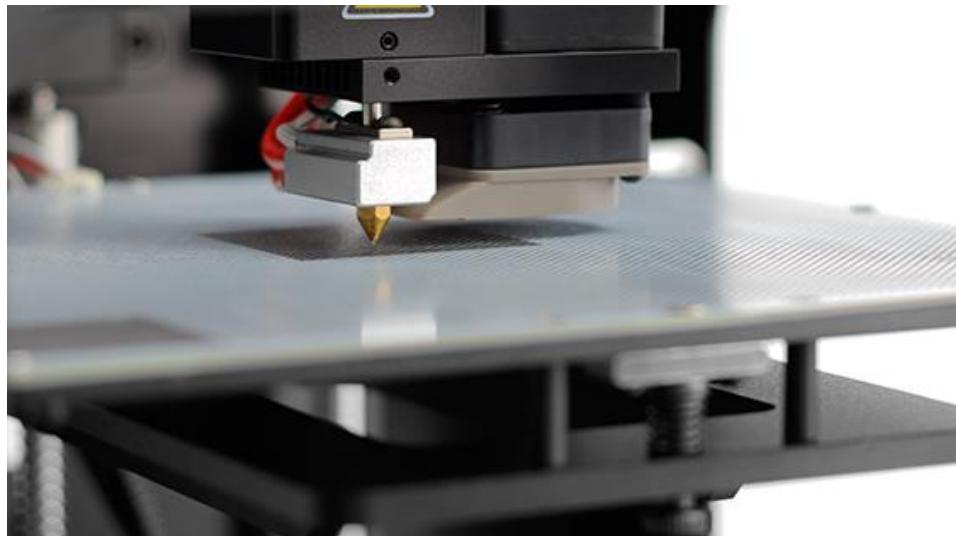


Figura nr. 5.36 - Platforma de lucru și capul de extrudare

Imprimanta M200 funcționează ca un sistem integrat. De aceea printează cu precizie dimensională și oferă repetabilitate. Oferă atât o suprafață mare de lucru, cat și o gama largă de materiale de calitate foarte bună și cu proprietăți diferite.

Pentru a putea fi transmise către mașina de sinterizare, fișierele de tip STL [21] trebuie să fie corectate, pentru a nu avea erori ale suprafeței triangulate, ceea ce ar conduce la imposibilitatea de a trece la pasul următor și anume de a genera felierea volumului (pot apărea de exemplu contururi deschise, care, inevitabil nu pot fi tipărite).

Fișierele STL reprezintă un model 3D prin aproximarea suprafețelor exterioare folosind pentru acestea o multitudine de triunghiuri. Aceste triunghiuri creează o rețea 3D (sau mesh) de puncte, muchii și fete. Acum mesh definește volumul modelului.

Un fișier STL este printabil 3D doar în cazul în care fiecare muchie este conectată exact cu două fețe [33]. În acest fel, modelul 3D este reprezentat cu acuratețe și fără nicio eroare (figura nr. 5.42).

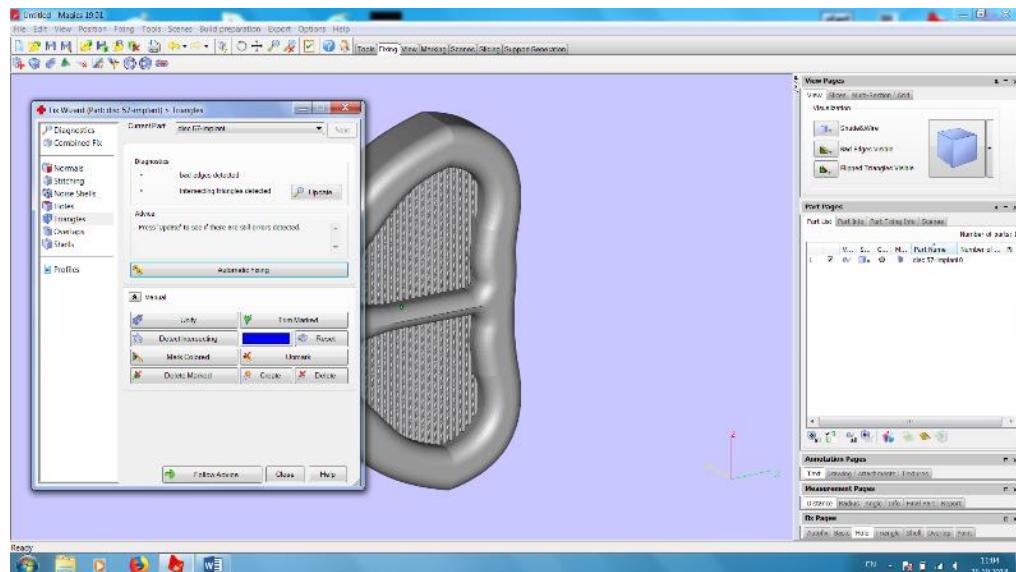


Figura nr. 5.42 - Fereastra de reparare a fișierului STL (se elimină golurile de suprafață, suprascrierile de triunghiuri și alte defecte, în mod automat)

5.5 Procesul de sinterizare laser pentru pulberi de plastic biocompatibile

5.5.1 Informații referitoare la procesul de sinterizare laser

5.5.1.1 Procesul din punct de vedere fizic

Principiul de bază al procesului de sinterizare laser constă în topirea straturilor de plastic folosind un fascicul laser baleiat pe un sistem de oglinzi [7].

În timpul procesului de sinterizare laser, pulberea de plastic este încălzită rapid la o temperatură ce depășește punctul de topire, prin expunerea la un fascicul laser [31]. Un corp solid este fabricat prin această încălzire urmată de răcirea ulterioară.

În fiecare strat secțiunea transversală a pieselor este expusă folosind fasciculul laser astfel încât zonele expuse se unesc cu straturile de dedesubt ce au fost deja solidificate.

În acest mod piesele tridimensionale sunt fabricate strat cu strat (figura nr. 5.43).

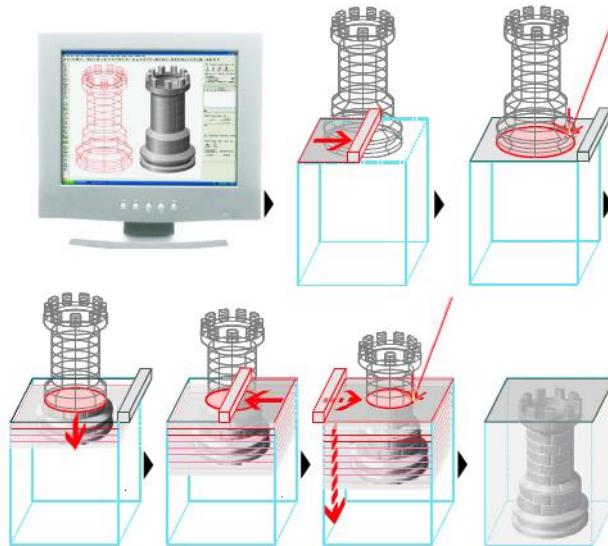


Figura nr. 5.43 - Principiul de bază al procesului de sinterizare selectivă cu laser

5.5.1.2 Principiul procesului

Procesul de construcție

La începutul procesului de fabricație, platforma de construcție este deplasată în poziția sa de start și un strat de bază din pulberea de plastic este aplicat pe platforma de lucru. După aceea mașina este incalzită.

Odată ce faza de încălzire este completă, procesul automat de construcție începe (figura nr. 5.44).

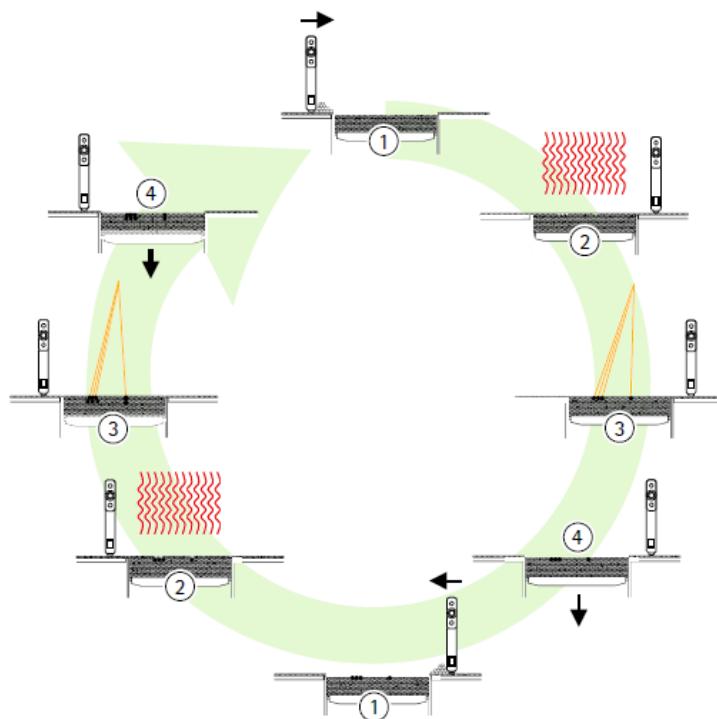


Figura nr. 5.44 - Etapele de construcție a pieselor tridimensionale

Fazele procesului de depunere straturi de pulbere de plastic [22]:

- (1) APLICARE (RECOAT)
- (2) ÎNCALZIRE
- (3) EXPUNERE
- (4) COBORÂRE

5.5.2 Factori care afectează procesul de sinterizare laser:

Procesul de sinterizare laser este afectat de următorii factori[16]:

- Temperatura de construcție
- Expunerea
- Efectele legate de proces
- Condițiile ambientale

5.6 Morfologia particulelor pulberii de plastic pentru sinterizare selectivă cu laser

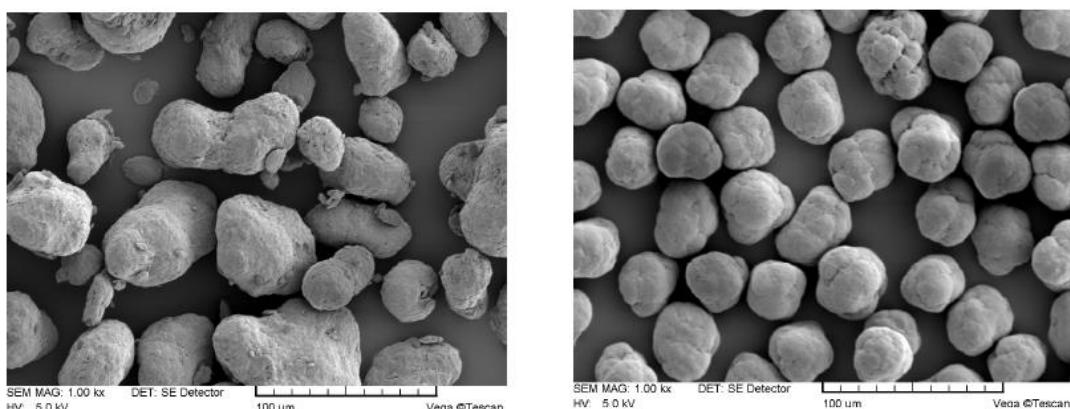


Figura nr. 5.63 - Diferite morfologii ale particulelor funcție de procesul de producție

În aceste figuri alăturate (figura nr. 5.63) preluate de la microscopia SEM, se observă în stânga aglomerarea și augmentarea pulberii ce a trecut printr-un proces de producție și apoi a fost recuperată, față de pulberea din dreapta, care nu a fost supusă încă nici unui proces de producție.

Tocmai datorită faptului ca pulberea de plastic ce suportă mai multe cicluri de proces de producție „îmbătrânește”, își modifică proprietățile în sens negativ [17], este recomandat ca pulberea mai veche recuperată să fie amestecată cu pulbere nouă, în proporție de 50:50.

Totuși, acest proces nu poate fi continuat la nesfârșit, este recomandat ca funcție de temperatura de lucru din camera de sinterizare, la un anumit număr de procese de producție, pulberea să fie considerată deșeu și să nu mai fie folosită.

5.7 Încercari la compresiune a implantului inovativ

Pentru încercările în vederea determinării deformărilor implanturilor sub acțiunea statică a forței, s-a utilizat un echipament special de testare. Echipamentul folosit este HOUNSFIELD (TINIUS OLSEN) H10KT (figurile nr. 5.68, 5.69) și operează asistat de un calculator conectat la echipament.

Graficele obținute (figurile nr. 5.66, 5.67), la aplicarea unei forțe de 3800 N au demonstrat ca implantul rezistă, iar deformarea înregistrată a fost de 0,799 mm.

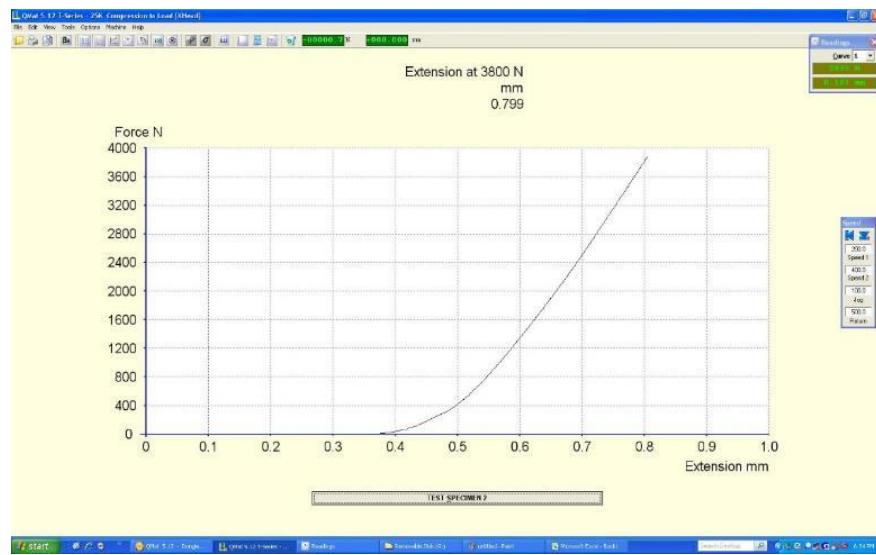


Figura nr. 5.66 - Încercarea la compresiune, cu aplicarea forței maxime de 3800 N

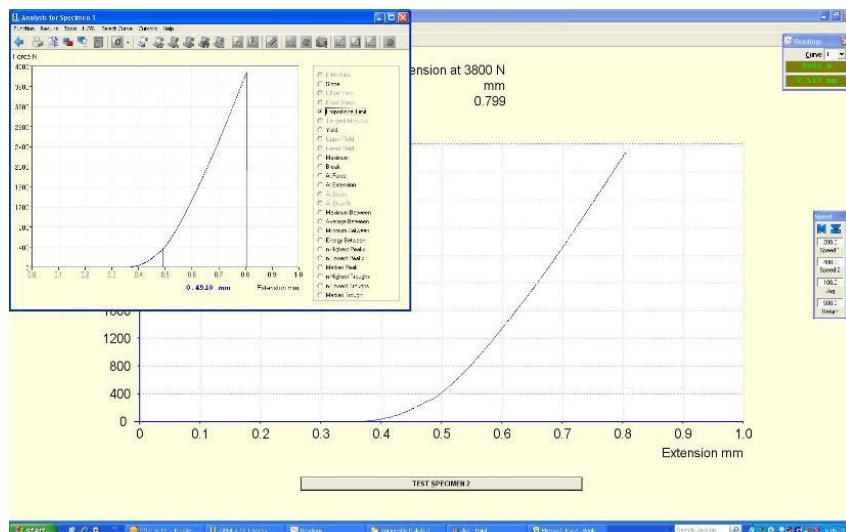


Figura nr. 5.67 - Deplasarea maximă la forța de 3800 N a fost de 0,799 mm

CAPITOLUL VI: OBȚINEREA SOLUȚIILOR DE NANOTUBURI DE CARBON ÎN VEDEREA IMPREGNĂRII STRUCTURILOR 3D OBȚINUTE PRIN PROTOTIPARE RAPIDĂ

6.1 Încercări de obținere a unor suspensii stabile de MWCNT în apă

Nanotuburile de carbon folosite în acest studiu, de tipul “multi-walled carbon nanotubes” (MWCNT - nanotuburi de carbon cu pereți multipli) au fost procurate de la firma Aldrich și folosite ca atare. Conform producătorului, acestea au un diametru exterior de 10 nm, un diametru interior de 4.5 nm, o lungime de 4 μm și prezintă 6-8 pereți.

În figura nr. 6.1 sunt prezentate, la o scara de 100 micrometri, zonele impregnate cu suspensiile stabile de MWCNT (nanotuburi de carbon cu pereți multipli). Imagine obținută pe un microscop optic cu lumină polarizată, transmisă și reflectată, Axio Imager A1m, echipat cu cameră digitală pentru achiziția imaginii, soft dedicat AxioVision Release 4.8.1 pentru procesarea imaginilor (laborator analize, IMNR).



Figura nr. 6.1 - Microscopie optică a implantului inovativ impregnat cu nanotuburi de carbon

CAPITOLUL VII: PROIECTAREA ȘI REALIZAREA STRUCTURILOR 3D PRIN METODA LPD – LAYER PLASTIC DEPOSITION – DEPUNERE STRATIFICATA DE PLASTIC

7.1 Noțiuni introductive

În cadrul acestei etape, s-au realizat structuri 3D polimerice din 2 tipuri de materiale polimerice: Z-ULTRAT și Z-PETG.

Materialul Z-ULTRAT este un polimer termoplastice caracterizat prin rezistență crescută la impact, din care se pot realiza structuri durabile, rezistente la uzură. Caracteristicile pieselor astfel obținute sunt similare celor obținute prin injectare în mătrițe.

7.3 Realizarea structurilor 3D prin depunere stratificată de plastic (LPD - Layer Plastic Deposition)

Realizarea structurilor proiectate anterior s-a facut cu ajutorul tehnologiei de depunere stratificată de material plastic, iar detaliile microscopice ale dimensiunilor în micrometri sunt prezentate în figura nr 7.5.

La scară de 200 micrometri se observă microimperfecțiunile de suprafață ce ajută la impregnarea cu soluții de MWCNT (Multiwall Carbon Nano-Tubes) - nanotuburi de carbon cu pereti mulți.

Conform literaturii de specialitate, acest tip de impregnare a implanturilor constituie un avantaj major în capacitatea de biointegrare a acestor tipuri de implanturi.

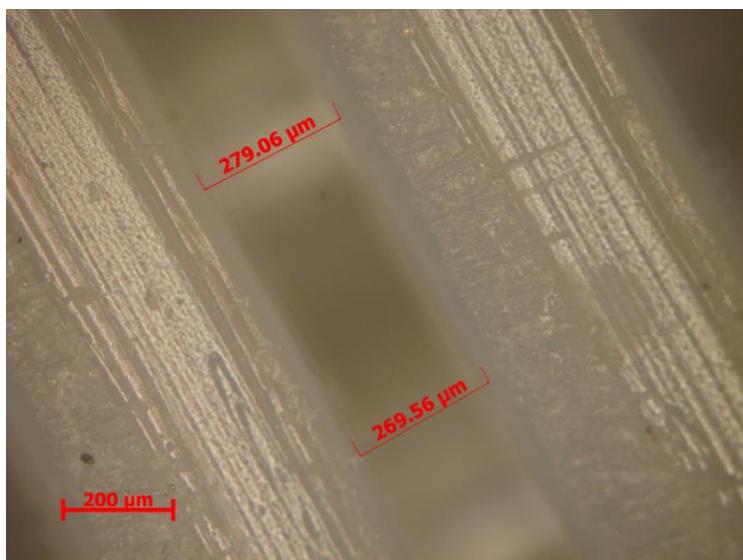


Figura nr. 7.5 - Imagine microscopică a straturilor depuse prin LPD – Layer Plastic Deposition

Imaginile au fost preluate de la un microscop optic cu lumina polarizată, transmisă și reflectată, Axio Imager A1m, produs de Carl Zeiss Microimaging GmbH, echipat cu camera digitală pentru achiziția imaginii, soft dedicat AxioVision Release 4.8.1 pentru procesarea imaginilor.

CAPITOLUL VIII: TESTE, ÎNCERCĂRI ȘI MĂSURĂTORI PENTRU PROBE REALIZATE PRIN 3D BIOPRINTING

8.2 Tehnologia 3D-Bioprinting

Cunoscută și sub numele „bioprinting prin extrudare“ (figura nr. 8.1), bioprintingul ar putea fi definit ca o metodă spațială de depunere straturi dintr-un material biologic (sau suport pentru material biologic), pe baza modelului computerizat, strat-cu-strat, cu ajutorul unui sistem CAD-CAM.



Figura nr. 8.1: Bioprinting prin extruziune (Sistem SYS + ENG Bioscaffolder - laborator de cercetare INCD-IMNR)

Sistemul SYS + ENG Bioscaffolder de la INCDMNR-IMNR este special dedicat pentru fabricarea de structuri 3D personalizate / implanturi specifice pacientului cu formă exterioară definită și arhitectura internă (distribuția tridimensională a porozității și a materialului) din mai multe biomateriale bazate pe printare 3D.

8.3 Efectuarea probelor 3D-Bioprinting în vederea testării

Structura modelului computerizat poate fi modificat și rearanjat la fiecare strat, obținându-se astfel un model final de complex care mimează structura tisulară. Versatilitatea acestei tehnologii permite o alegere nelimitată de combinații de materiale pentru extrudare, asigurându-se astfel posibilitatea de a dezvolta modele unice tridimensionale adaptate pentru fiecare caz specific. Tehnologia de extrudare bioprinting este o combinație între un sistem robotic automat, controlat de software-ul și o distribuție de material prin sistemul de extrudare pentru structura 3D adaptate. Această procedură asigură rapiditate, dar și integritatea structurală, datorită sistemului computerizat de depunere continuă (figura nr. 8.3).

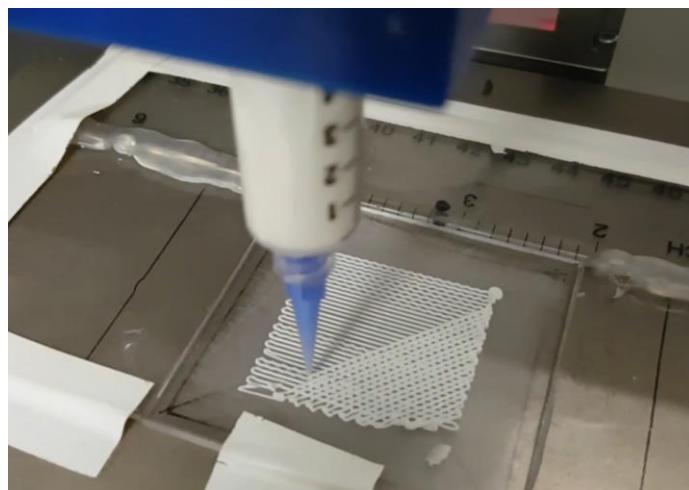


Figura nr. 8.3 - Sistemul 3D-Bioprinting în timpul funcționării

Modelele 3D (figura nr. 8.4) pot fi obținute, generate, importate și exportate pe orice sistem CAD, inclusiv pe baza datelor obținute de la sistemele de imagistică medicală cum ar fi tomografia CT-calculator și / sau IRM-imaginistica prin rezonanță magnetică. Spre deosebire de alte procese de fabricație aditivă [29], extrudare bioprinting nu necesită cantități mari de energie și este o metodă cu un consum redus de energie, prietenoasă cu mediul.



Figura nr. 8.4 - Una dintre probele 3D-Bioprinting finalizată

Tehnica 3D printing a fost utilizată pentru fabricarea unor structuri 3D de tip scaffold pe bază de hidroxiapatită și diferiți polimeri organici, precum copolimerul poli(L-lactidă-co-glicolidă) (PLGA), alcoolul polivinilic (APV), colagen, polimerul comercial PEO/PBT. Combinăriile care necesită utilizarea de solvenți organici ca liant, de exemplu PLGA și β -TCP legat cu cloroform, prezintă un dezavantaj întrinsec deoarece există întotdeauna riscul de a găsi reziduuri toxice de solvent în structura 3D.

Pentru a obține o mai bună înțelegere a proceselor care vor apărea în urma experimentelor, a fost făcută analiza SEM (Scanning Electron Microscopy) a probei inițiale de material imprimat 3D (figura nr. 8.6). Putem vedea că eșantionul este poros, cu diferite dimensiuni ale particulelor nesinterizate.

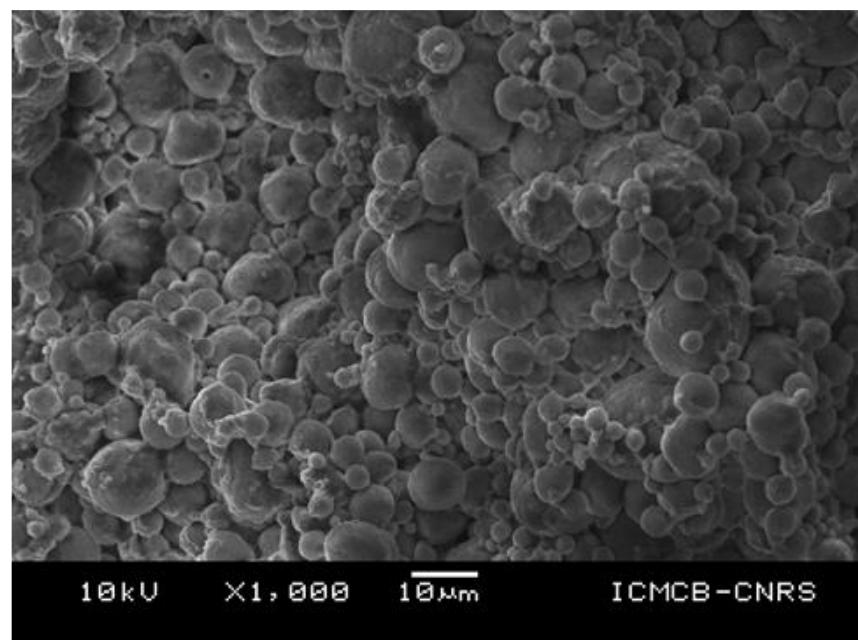


Figura nr. 8.6 - SEM a materialului de referință 3D-bioprinting

8.4 Efectuarea de teste, Încercări și măsurători la ICMCB-CNRS

8.4.1 Sinterizarea hidrotermală

Tehnica de sinterizare hidrotermală din ICMCB-CNRS se bazează pe o metodă brevetată. Aceasta constă într-o cameră specială realizată din inconel, cu diametrul interior de 10 mm, care poate suporta temperaturi de 400 de grade Celsius și o presiune de 400 MPa. Se pot realiza diverse configurații de experiment prin modificarea presiunii, temperaturii și / sau combinarea celor doi parametri, în scopul de a obține un material de sinterizare cu proprietăți deosebite.

Camera este etanșată cu două pistoane special concepute realizate din inconel, care pot menține proba în interiorul camerei la parametrii doriti.

Toate datele colectate de la senzori sunt monitorizate constant și înregistrate printr-un sistem de achiziție, cu posibilitatea de a salva date în format text.

A fost efectuat un numar total de 20 de experimente, cu diferite condiții de temperatură, presiune și solvent și pe durate de timp variabile.

Experimente de sinterizarea hidrotermală fără presiune, cu temperaturi variabile:

(a) Proba HPU9-MB7

Din proba-HPU9 MB7-a, realizata prin 3D-bioprinting au fost efectuate 4 experimente. Pentru sinterizarea hidrotermală (figura nr. 8.7), s-au prelucrat 4 cilindri cu diametrul de 10 mm (figura nr. 8.6).

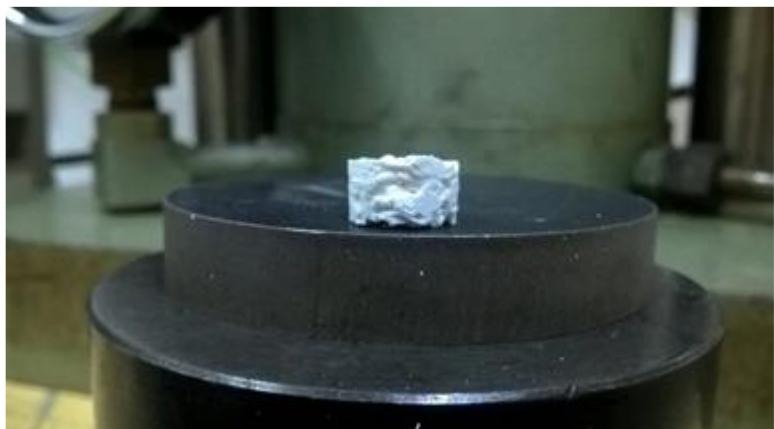


Figura nr. 8.6 - Proba pregatită înainte de sinterizarea hidrotermală



Figura nr. 8.7 - Configurarea experimentală a sinterizării hidrotermale

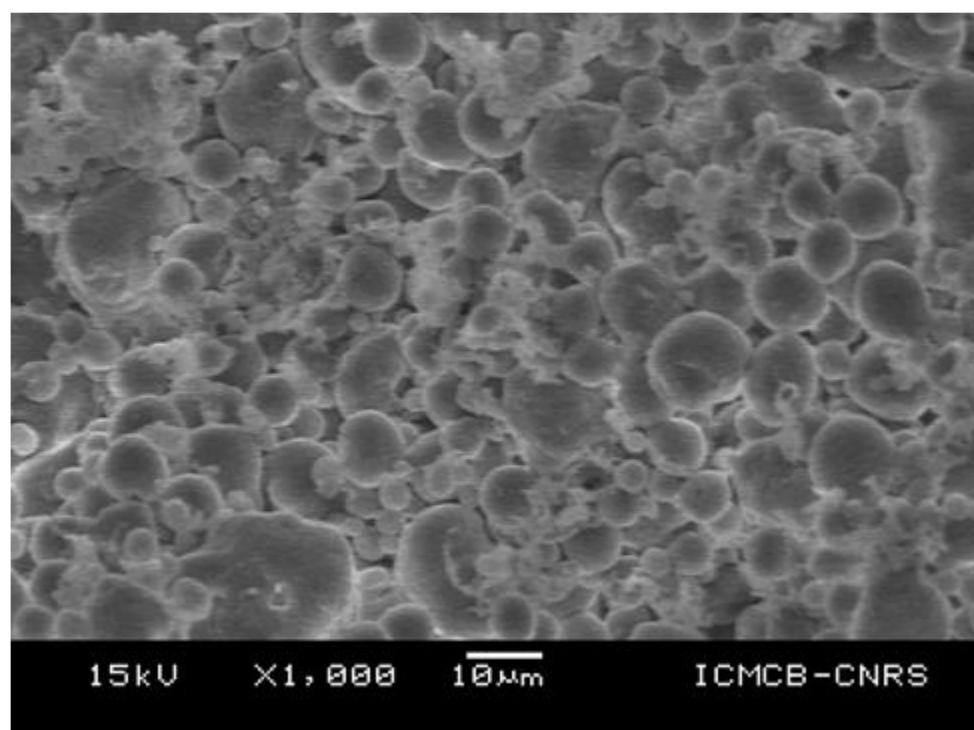


Figura nr. 8.8 - SEM - HS - 105 grade celsius / 360 minute - fără presiune

8.4.6 HAp-F – sinterizare cu arc electric în plasmă – (SPS – spark plasma sintering)

Experimente disponibile / tehnici:

Sinterizarea de peleți în condiții de temperatură ridicată și presiune, sinteza materialelor compozite, sinteza compușilor puri în condiții moderate.

Echipament special:

Matrițe de grafit pentru aplicații de înaltă presiune (figura nr. 8.38), în formă asamblată și dezasamblata).



Figura nr. 8.38 - Matrițele de grafit pentru sistemul de sinterizare cu arc electric în plasmă

Problemele tipice care pot fi rezolvate cu această tehnologie:

Cu ajutorul acestor sisteme (figura nr. 8.39) se poate face sinteza compușilor puri care nu pot fi obținuți prin alte metode și se pot obține mostre sinterizate.

Sistemul de sinterizare cu arc electric în plasma are capacitatea de a revoluționa consolidarea materialelor avansate. Acest sistem permite aplicarea simultană a temperaturii și presiunii într-o atmosferă controlată. Procesul este simplu, asigură repetabilitate, este eficient din punct de vedere al costurilor, și nu necesită niciun fel de experiență anterioară de sinterizare.

Pentru a verifica temperaturile de început și de sfârșit de densificare, experimentul inițial a fost efectuat la 900 de grade Celsius timp de 10 minute.

Pentru realizarea mostrei s-au folosit 0,300 grame de pulbere de fluoroapatită, compactată sub forma de peleți.

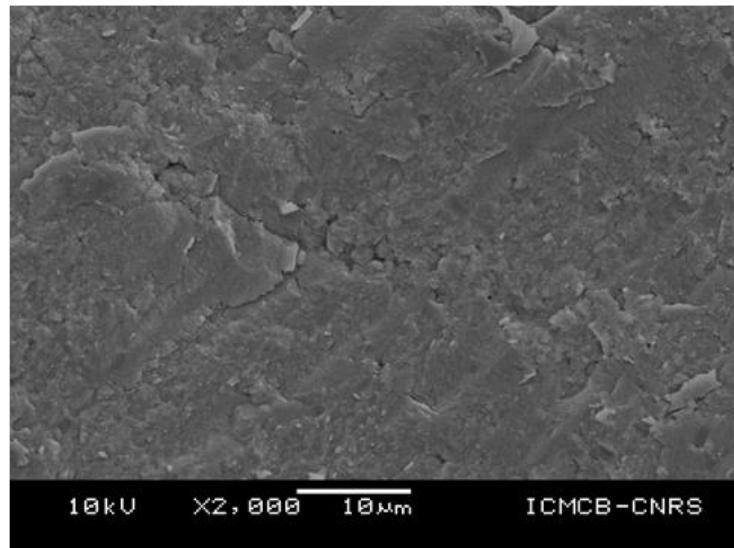


Figura nr. 8.42 - SEM pentru proba de fluoroapatită după sinterizare cu arc electric în plasmă (10 minute, la 900 grade Celsius)

Analiza SEM prezintă un material omogen, dar cu fisuri mari longitudinale, indicând un material fragil.

Conform calorimetriei diferențiale de baleaj (figura nr. 8.43) efectuata în Laboratorul de Materiale Nanostructurate din cadrul INCD-IMNR, stabilitatea materialului este situată sub pragul de 500 de grade Celsius.

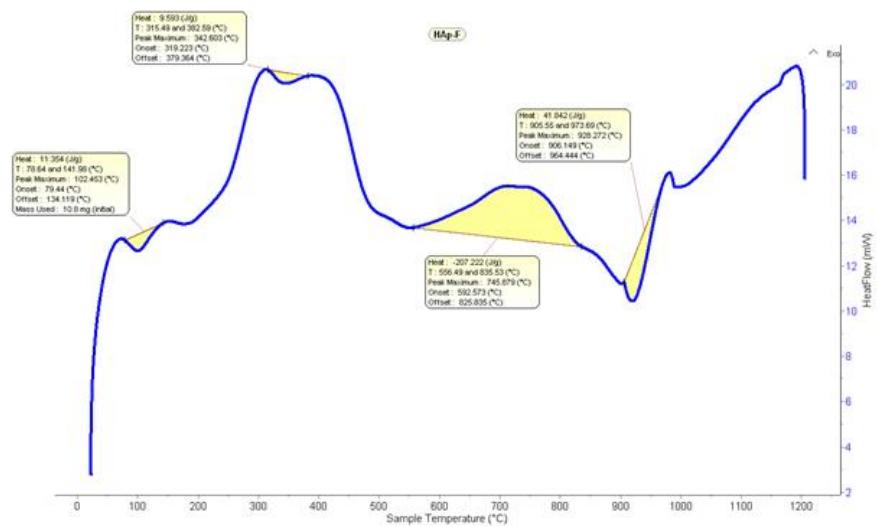
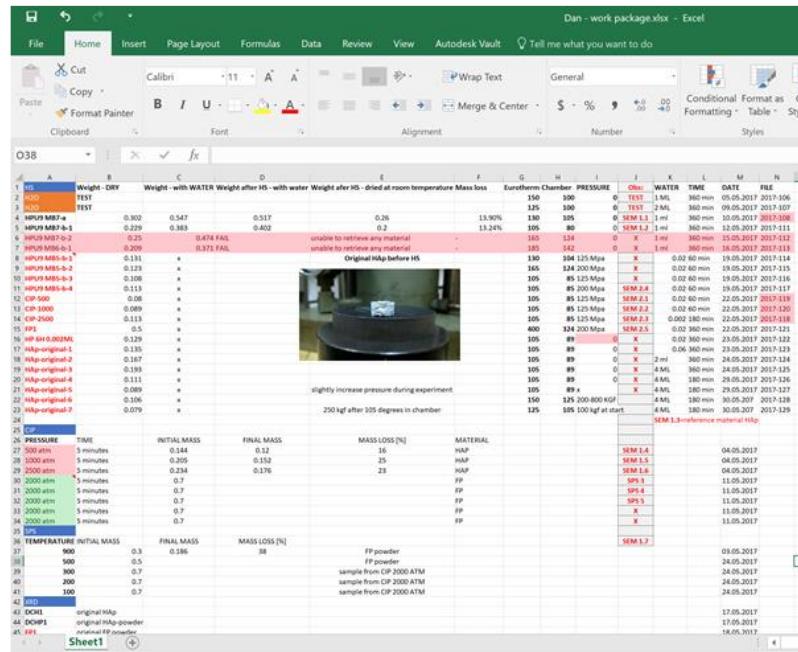


Figura nr. 8.43 - Analiza DSC (Calorimetrie diferențială de baleaj) pentru fluoroapatită, care prezintă stabilitatea materialului sub 500 grade Celsius

În figura nr. 8.48 este prezentat sintetic programul de lucru urmărit în laboratoarele de la ICMCB-CNRS (Institut de Chimie de la Matiere Condensee de Bordeaux - Centre National de la Recherche Scientifique) - Institutul de Chimie a Materiei Condensate – Centrul Național de Cercetare Științifică, Centrul de Resurse pentru Cristalogeneză, Presiuni Înalte, Sinterizare și Straturi și Interfețe Subțiri.



The screenshot shows an Excel spreadsheet with multiple tabs. The active tab is 'Sheet1'. The data is organized into several sections:

- Row 1:** Headers for 'Weight - DRY', 'TEST', 'Weight - with WATER', 'Weight after HS - with water', 'Weight after HS - dried at room temperature', 'Mass loss', 'Euroform Chamber', 'PRESSURE', 'O2', 'WATER', 'Time', 'DATE', 'FILE'.
- Row 2:** Data entries for various samples (HS, TEST, HPLP9, HPLP9, CIP, etc.) with columns for weight, mass loss, pressure, and analysis date.
- Row 3:** A note: "unable to retrieve any material" followed by "unable to retrieve any material".
- Row 4:** A note: "Original HAp before HS" followed by a photograph of a sample in a chamber.
- Row 5:** Data entries for samples labeled 'original-1' through 'original-7' with columns for weight, pressure, time, and analysis date.
- Row 6:** A note: "slightly increase pressure during experiment".
- Row 7:** A note: "250 kgf after 105 degrees in chamber".
- Row 8:** A note: "SEM 1.2 reference material HAp".
- Row 9:** A section for 'CIP' with columns for 'PRESSURE', 'TIME', 'INITIAL MASS', 'FINAL MASS', 'MASS LOSS [%]', and 'MATERIAL'. It includes data for 2000 atm, 3000 atm, 2500 atm, 3000 atm, 2000 atm, and 2000 atm.
- Row 10:** A note: "SEM 1.2 reference material HAp".
- Row 11:** A note: "DCR1 original HAp".
- Row 12:** A note: "DCR1 original HAp-power analisis HAp-power analisis HAp-power".
- Row 13:** A note: "SEM 1.2 reference material HAp".

Figura nr. 8.48: Prezentarea sintetică a progresului cercetării în timpul etapei de formare de la ICMCB-CNRS

8.5 Concluzii stagiu formare ICMCB-CNRS

În cadrul etapei de formare la ICMCB-CNRS (Institut de Chimie de la Matiere Condensee de Bordeaux - Centre National de la Recherche Scientifique) - Institutul de Chimie a Materiei Condensate – Centrul Național de Cercetare Științifică, Centrul de Resurse pentru Cristalogeneză, Presiuni Înalte, Sinterizare și Straturi și Interfețe Subțiri, după instruire adecvată și supraveghere, s-au efectuat următoarele experimente:

- **22 experimente** sinterizare hidrotermală;
- **5 Experimente SPS** - Spark Plasma Sintering – Sinterizare prin plasmă
- **8 probe CIP** (Cold Isostatic Pressure) - Presare izostatică la rece

Probele rezultate au fost supuse unui numar de 12 analize SEM (Scanning Electron Microscopy) - Microscopie electronică de baleaj și 3 analize XRD (X-ray Diffraction) - Analiza difracției cu raze X.

Deoarece probele de hidroxiapatită (Hap) conțin compuși organici, singurele experimente adecvate au fost HS - Sinterizarea hidrotermală și presare izostatică la rece - CIP (Cold Isostatic Pressure).

În experimentele de presare izostatică la rece CIP (Cold Isostatic Pressure), probele Hap (hidroxiapatita) rămân intacte în condițiile de 500, 1.000 și 2.500 bari timp de 5 minute.

La experimentele de sinterizare hidrotermală HS (Hydrothermal Sintering), probele rămân intacte (în cazul în care nu există presiune suplimentară), până la 105 de grade Celsius, fără daune structurale aparente. Atât la 124 cât și la 142 de grade Celsius probele tind să se amestece cu apa și formează o pastă, astfel încât integritatea structurală se pierde la acele temperaturi.

Probele își mențin integritatea structurală la presiune (cuprinsă între 200 la 800 Kgf cu 4 ml de solvent - apă).

În viitor, este necesară o cercetare suplimentară, de frontieră, în vederea realizării unor experimente inovative, atât pentru materiale realizate prin tehnica 3D-Bioprinting cât și pentru a obține cele mai bune rezultate structurale ale modelului finit.

Etapa de formare la Institutul de Chimie de la Matière Condensée de Bordeaux CNRS - UPR 9048 Bordeaux - Franța, Institutul de Chimie a Materiei Condensate – Centrul Național de Cercetare Științifică, Centrul de Resurse pentru Cristalogeneză, Presiuni Înalte, Sinterizare și Straturi și Interfețe Subțiri, mi-a dat o șansă importantă de a-mi dezvolta capacitatea științifică, care combină competențele tehnice cu creativitatea precum și experiența cu creativitatea, îmbunătățind astfel abordarea științifică spre un model de abordare holistică.

În timpul stagiului de formare la ICMCB-CNRS, s-a concretizat posibilitatea de a vizita câteva laboratoare și de a vedea o multitudine de echipamente și, de asemenea, am purtat discutii cu studenți și cercetători cu privire la posibilitatea unor noi teme și proiecte de cercetare. Am participat, de asemenea, la o sesiune de formare în XRD (X-ray diffraction - difractometrie cu raze X) și am pregatit probele pentru analiza SEM, asistând și la efectuarea acestora.

Datele colectate ne dău o perspectivă și o mai bună înțelegere a comportamentului materialelor avansate supuse condițiilor extreme (temperatură, presiune, temperatură + presiune, sinterizare hidrotermală).

Toate datele colectate vor fi analizate în profunzime și reprezintă principala bază pentru scrierea unor lucrări de cercetare de înaltă calitate științifică, în revistă de cercetare relevante.

CAPITOLUL IX: CONTRIBUȚII ORIGINALE ȘI DIRECTII VIITOARE DE CERCETARE

- **Cercetările efectuate** privind realizarea de elemente mecanice și micromecanice prin sinterizare selectivă cu laser pentru protezarea țesuturilor dure umane **au avut drept scop stabilirea unor metode și tehnologii optime și soluții de construcție 3D originale** pentru a asigura o dezvoltare durabilă a domeniului de biomecatronică conjugat cu tehnologii de fabricație aditivă, atât pe plan național cât și internațional.
- **Pentru a realiza acest deziderat am întreprins** o activitate de cercetare amănunțită a lucrărilor științifice publicate în reviste cu factor de impact ridicat referitoare la tehnologiile de fabricație aditivă (cunoscute și drept prototipare rapidă) cu **aplicații directe în biomecatronică**, dar nu numai.
- **Am realizat un studiu cuprinzător** în ceea ce privește posibilitățile, tehnologiile și metodele folosite în prezent, **urmărind să aduc contribuții proprii, inovative, care să aumenteze volumul de cunoaștere** din acest domeniu. Domeniul și tematica aleasă pentru această lucrare îmbină două domenii ale cunoașterii aflate pe un trend ascendent în ceea ce privește **interesul și cererea pieței: ingineria biomedicală și ingineria mechatronică**.
- S-a abordat **partea de simulare cu element finit** (FEM), ce cuprinde elemente clasice de **preprocesare, postprocesare, modelare 3D, reconstrucție**, dar și **elemente de noutate precum generarea automată 3D**.
- S-au abordat **trei tehnologii de fabricație aditivă**:
 - **LPD** - Layer Plastic Deposition - Depunere Stratificată de materiale Plastice;
 - **SLS** - Selective Laser Sintering - Sinterizare Selectivă cu Laser;
 - **3D Bioprinting** - Printare 3D de Materiale Biocompatibile (Hidroxiapatită).
- Capitolele de **contributii personale** sunt **focalizate pe proiectarea și realizarea unei structuri poroase prin tehnologia LPD**, atât pe o imprimanta 3D de tip Zortrax M200, cât și prin tehnologia SLS pe o imprimantă Formiga P110.
- **S-au efectuat cercetări practice** în vederea obținerii unor **soluții de MWCNT** (multi-wall carbon nanotubes - nanotuburi de carbon cu pereți mulți) în vederea impregnării structurilor poroase proiectate și executate.
- De asemenea, **s-au proiectat și executat probe de structuri 3D poroase** din hidroxiapatită **cu ajutorul tehnologiei 3D-Bioprinting**. Acestea au fost supuse la o **baterie de teste** în vederea evaluării potențialului de obținere a unui material cu

proprietăți îmbunătățite la ICMCB - Institut de Chimie de la Matière Condensée de Bordeaux CNRS - UPR 9048 din Bordeaux – Franța.

- **Urmare a studiului efectuat** pe parcursul perioadei de cercetare, sub îndrumarea Prof. Univ. Dr. Ing. EurIng. Dr. h.c. Gh. GHEORGHE, **am identificat soluții noi, inovative, care să răspundă cerințelor din industria biomecatronicii**, dar care se constituie și în soluții cu aplicabilitate mai largă în domenii ca: auto, aeronave, mechatronică, știința materialelor, bioinginerie, inginerie reversibilă.
- **Prin inginerie reversibilă și proiectare 3D cu software CAD/CAM dedicat**, am elaborat **o soluție inovativă și practică de implant pentru protezarea țesuturilor dure umane** cu posibilitatea **de a fi adaptată atât pentru întreaga coloană vertebrală cât și pentru alte zone de țesut dur**. În vederea acestui lucru s-a pornit de la anatomia reală a pacientului, bazată pe imagini preluate de la computer tomograf (CT).
- În cadrul acestei teze de doctorat **s-au realizat mai multe tipuri de implanturi sau variante ale acestora**, studiindu-se posibilitatea **de a fi funcționalizate cu nanotuburi de carbon, ranforstate cu elemente de carbon, sau augmentate cu hidroxiapatită**.
- **Pe parcursul cercetării științifice și practice, s-au folosit instalațiile și echipamentele** de la Institutul National De Cercetare - Dezvoltare Pentru Metale Neferoase și Rare – **IMNR** – Laboratorul de Nanomateriale și Laboratorul de Caracterizări Microscopice, Institutul Național de Cercetare-Dezvoltare pentru Mecatronică și Tehnica Masurării (**INCDMTM**) – Laboratorul de Biomecatronică și Laboratorul de Prototipare Rapidă
- **S-au efectuat teste, măsuratori și analize asupra unor elemente cu structură lattice din hidroxiapatită** la **ICMCB** - Institut de Chimie de la Matière Condensée de Bordeaux CNRS - UPR 9048 din Bordeaux – Franța. (**stagiu pregatire - 1 lună**)
- **Rezultatele obținute** au scos în evidență **superioritatea tipului de implant realizat** față de soluțiile clasice, astfel încât s-au dus la îndeplinire obiectivele propuse la debutul perioadei de cercetare. Eficiența implantului realizat este dată de ușurința în utilizare, de faptul că poate fi adaptat în diverse zone ale coloanei vertebrale (cervicale, toracice, lombare) și poate fi customizat pentru diverse tipuri de obiecte celulare solide 3D, nu numai în industria biomedicală dar și în cea auto, aerospatială, mechatronică.

- **Direcțiile viitoare de cercetare**, atât pe baza rezultatelor obținute cât și pe baza studiului literaturii de date recentă (cu vechime nu mai mare de 10 ani), sunt urmatoarele:
 - **Optimizarea formei constructive** prin utilizarea de software 3D CAD/FEA, cu simularea solicitărilor complexe ce apar în țesuturi;
 - **Introducerea de senzori mecatronici inteligenți** conectați wireless cu software de analiză a parametrilor mecanici în timp real;
 - **Optimizarea calitativă și economică** în vederea realizării acestor tipuri de implanturi cu structuri ultrausoare de tip lattice, cu extindere în zona de cercetare auto și aerospatială (structuri celulare solide cu raport masă/rezistență mecanică foarte redus);
 - **Dezvoltarea de noi capabilități software** în vederea integrării în sisteme mecatronice ce încorporează senzori, sisteme de control și alarmare în caz de cedare a implantului, sisteme de poziționare/reposiționare precisă;
 - **Introducerea de HAP** (hidroxiapatită) ca material de osteosintează;
 - **Introducerea de fluoroapatită** ca material ce contribuie la proliferarea țesutului osos;
 - **Optimizarea sistemelor de fixare** pentru a minimiza impactul negativ asupra țesutului aflat în contact și proximitate și pentru a prelungi durata de viață a implantului;
 - **Optimizarea structurilor cercetate** își vor găsi aplicații în supercapacitori experimentalni, celule solare și membrane nanoporoase;
 - **Analiza mersului** pentru pacienții reabilitați, cu urmarirea parametrilor, în vederea îmbunătățirii performanțelor acestora;
 - **Proiectarea unor structuri mecatronice complexe**, capabile nu numai de a da informații despre evoluția implantului dar și de a genera răspuns în vederea ajustării poziționării implantului.

Capitolul X: CONCLUZII

Fabricația aditivă (denumire generică sub care mai este cunoscută printarea 3D), a avut o dezvoltare spectaculoasă în ultimul deceniu, astfel încât a ajuns să acopere toată gama de materiale: polimeri, metale, ceramică și materiale vitroceramice, materiale biocompatibile și chiar țesuturi (la nivel experimental). Datorită acestui fapt, **fabricația aditivă suscita un viu interes, în creștere**, din partea cercetătorilor din mai multe discipline (inginerie mecanică, ingineria materialelor, ingineria laserilor, ingineria biomedicală, ingineria mecatronicaă dar și medici, biologi, chimici, fizicieni) [32].

În lumea întreagă, exemplul inginerilor constructori de aeronave a fost urmat de cei din industria auto, industria biomedicală, rezultând o piață nouă, extrem de competitivă. Lor li se adaugă inginerii din cercetare, din universități și academii [27].

Fabricația aditivă are o importanță, de multe ori vitală, în cazul realizării de **implanturi ortopedice**, intrucât permite extinderea gamei de materiale cunoscute, creând posibilitatea de a folosi o gamă mult mai largă comparativ cu materialele deja validate.

(1) Având în vedere varietatea largă de biomateriale existente pe piață la momentul acesta, este de importanță capitală o foarte bună cunoaștere a caracteristicilor și mai ales a indicațiilor fiecărui tip de implant.

(2) Pe baza datelor existente la acest moment în literatura de specialitate referitoare la comportamentul mecanic, biologic și clinic [11] al celor mai utilizate tipuri de implanturi vertebrale, se pot formula următoarele concluzii:

(a) **Implanturile din Titan și-au demonstrat în timp proprietățile mecanice și fizice foarte bune;**

- Deși titanul este recunoscut ca un material biocompatibil [12], o serie de studii clinice asupra dermatitelor de contact sau a reacțiilor granulomatoase la dispozitivele din titan pun în discuție o eventuală alergie sau hipersensibilitate la titan;

- Rezultatele unor studii sugerează **posibilitatea ca aceste metale să inducă o imunomodulare și autoimunitate nespecifică**;

- O altă problemă ar putea apărea datorită diferenței de gradient între modulul de elasticitate al implantului de titan și al osului său înconjurător. Acest lucru poate provoca stres

mecanic la nivelul interfeței implant-os în timpul transferului de sarcină care poate duce la pierderea osoasă perimplantară.

(b) **Implanturile din Zirconia au proprietăți potrivite pentru un implant vertebral, biocompatibilitate, osteoconductivitate**, răspuns favorabil din partea țesuturilor moi și estetică datorită culorii sale și a transmisiei luminii.

- **Rezistența mecanică este bună**, dar mai mică decât a titanului. Osteointegrarea este inferioară celei a titanului, dar poate fi optimizată prin metode de modificare a rugozității suprafeței, deși procedeele sunt mult mai dificile decât în cazul titanului.

(3) **Sunt necesare studii clinice pe termen lung** pentru a evalua performanțele clinice ale implanturilor de zirconia și a le recomanda pentru utilizarea de rutină în practică.

(4) **Implanturile din Polietereterketona (PEEK)** au fost sugerate ca alternativă pentru a înlocui titanul în realizarea implanturilor vertebrale iar literatura de specialitate conține în acest moment un număr foarte mare de studii care le recomanda cu certitudine.

(5) Sunt necesare însă multe studii comparative pe animalele și studii clinice pentru a determina potențialul PEEK ca alternativă viabilă la titan.

(6) De asemenea, **materialele termoplastice sunt materiale versatile perfecte pentru imprimarea de prototipuri 3D care pot fi folosite în teste aprofundate înainte de a începe procesul de producție**. Acestea prezintă un nivel ridicat de duritate, permitând realizarea de piese durabile fără compromisuri în ceea ce privește calitatea acestora. Cu aceste materiale, cele mai complicate modele, pot dobândi o suprafață deosebită, netedă, semi-mată, foarte aseamănătoare cu elementele fabricate cu materiale plastice de producție în masă. Aceste materiale sunt, de asemenea, potrivite pentru crearea de prototipuri de piese mecanice sau elemente de carcăsă pentru teste de performanță.

BIBLIOGRAFIE

- [1] ***: Ansys-Engineering Simulation for the 21st Century, <http://www.ansys.com/>
- [2] Berce, P., Pacurar, R., Balc, N., Virtual engineering for rapid product development, Engineering mechanics, structures, engineering geology" – WSEAS-EMSEG 2008 (ISI), pp. 195-200, ISSN 1790-2769
- [3] Chenyang, Xu, Jerry, L., Prince: Gradient Vector Flow - A New External Force for Snakes, Proc. IEEE Conf. on Computer Vision & Pattern Recognition (CVPR), Los Alamitos: Comp. Soc. Press, 1997.
- [4] Choi, Y., §.a.: Analysis of errors in medical rapid prototyping models, Int J Oral Maxillofac Surg, Vol. 31, Issue 1, Feb. 2002.
- [5] Chen, Y., T., Wang, M., S.: Three-dimensional reconstruction and fusion for multi-modality spinal images.
- [6] ***: CATIA - Computer Aided Technical Innovations and Applications, <http://www.catia.ro/>
- [7] Dolinsek, S. Investigation of direct metal laser sintering process. Stroj. vestn., Vol. 50(4), pp. 229-238
- [8] ***: 3D-DOCTOR, medical modeling, 3D medical imaging, <http://www.3d-doctor.com/>.
- [9] Degarmo, E., Paul Black, J., T., Kohser, R., A.: Materials and Processes in Manufacturing (9th ed.), Wiley, (2003).
- [10] Drstvensek, I., Strojnik, T., Brajih T., Valentan, B., Rapid Technologies Supporting Surgical Operations - Case Study, Proceedings of the 1st International Conference on Additive Manufacturing, DAAAM International, 2007.
- [11] Dumitriu, D., Drstvensek, I., Ihan-Hren, N., Balc N., Development of a Custom Maxillofacial Implant by Means of Rapid Prototyping, Proceedings of the 2nd International Conference on Additive Manufacturing, DAAAM International, 2008
- [12] *** : EOS Electro Optical Systems. Metal powder report 2001; 56:9 and web-page address: <http://www.eos-gmbh.de/>.
- [13] Gregorian, A. §.a.: Accuracy Improvement In Rapid Prototyping Machine, Solid Freeform Fabrication Proceedings, 2001.
- [14] Iliescu, M., Nutu, E., Georgescu, L., Finite Element Method Simulation and Rapid Prototyping, Proceedings of the 8th WSEAS International Conference on Electric Power Systems, High Voltages, Electric Machines (POWER '08), 2008, pag. 257

- [15] Iliescu M., Comanescu B., Nutu E., Rapid Prototyping Use în Manufacturing components of a Medical Laser device, 2nd International Conference on Additive Technologies ICAT 2008, DAAAM International, 2008
- [16] Junior V.: Laser Sintering Technology for batch size adapted manufacturing in production and spare part delivery", uRapid, Frankfurt, December 2002.
- [17] Molinari, A., et al.: Influence of microstructure on impact and wear behaviour of Cr-alloyed PM steels, Powder Metallurgy, vol.42 (3), 1999.
- [18] *** : MIMICS - Medical software Imaging,
<http://www.materialise.com/materialise/view/en/92458-Mimics.html>.
- [19] ***: MedicView 3D, <http://www.medicimaging.com/products/3d.htm> .
- [20] Mattes et al, "Method and Apparatus for Producing a Three-Dimensional Object" European patent 0738584, published May 28th 1997.
- [21] *** : Materialise software, Magics Manual
- [22] Ing. N. Băilă Universitatea Pitești - Procedeul EOSINT - Construcția de mașini, 1996 (48), nr. 11
- [23] ***: Orthopaedic Digital Templating – OrthoView, <http://www.orthoview.com/>
- [24] ***: SolidWorks :: 3D CAD Design Software, <http://www.solidworks.com/>
- [25] Popescu, N., Saban, R., Bunea, D., Pencea, I.: Știinta si ingineria materialelor, Editura Fair Partners, Bucuresti, 1999.
- [26] Rafael, C., Gonzalez, R., Woods, E., Digital Image Processing, Addison Wesley Publishing.
- [27] Shellabear M. et al.: The breakthrough to 20 micron layers – Increasing precision and efficiency in Direct Metal Laser-Sintering", uRapid, Amsterdam, 2001
- [28] ***: Scan IP Software, <http://www.simpleware.com/software/scanip.php>
- [29] Shellabear M.: Trends and Prospects for e-Manufacturing using Laser-Sintering, 24th RP Seminar, Tokyo, June 2003.
- [30] *** : SolidWorks : 3D CAD Design Software, <http://www.solidworks.com/>
- [31] Shellabear M., Lenz J., Junior V.: e-Manufacturing with Laser-Sintering – to Series Production and Beyond, LANE, Erlangen, September 2004.
- [32] Wohlers, T. Wohlers Report 2006, Wohlers Associates, Fort Collins, 2006
- [33] Yan, M., Gu, P., Huang, X., Zhang, X.: Analysis of machine accuracy for rapid prototyping of quality components, Proceedings-of-SPIE, The-International-Society-for-Optical-Engineering, V3517, 1998.

INFORMAȚII PERSONALE

CIOBOTA NASTASE-DAN



📍 Estacadei, 10, București, 062227, Romania

📞 0721 150 998

✉ dan_ciobota@yahoo.com

💬 dan_ciobota@yahoo.com

Sexul masculin | Data nașterii 16/01/1976 | Naționalitatea roman

LOCUL DE MUNCA
27.09.2018 - PREZENT

Sef Laborator Biomecatronica

INCDMTM – Institutul National de Cercetare-Dezvoltare pentru Mecatronica si Tehnica Masurarii - Sos. Pantelimon 6-8, sector 2, Bucuresti, RO-021631, www.incdmtm.ro

- Cercetare stiintifica orientata spre aplicatii ale prototiparii rapide
 - Management laborator de cercetare
 - Elaborare si implementare proiecte cu finantare nationala, europeana si internationala
- Tipul sau sectorul de activitate Cercetare-Dezvoltare-Inovare

EXPERIENȚĂ PROFESIONALĂ

01.10.2016 – 26.09.2018

Sef CTT-AVANMAT – Centrul de Transfer Tehnologic – Materiale Avansate

Institutul National de Cercetare - Dezvoltare pentru Metale Neferoase și Rare
INCDMNR-IMNR, b-dul Biruintei 102, Pantelimon, ILFOV, RO-077145, <http://imnr.ro>

- Prognoze pe termen mediu și lung in scopul orientarii activitatii de CD aplicative spre satisfacerea pietei;
- Activitati de marketing in domeniul tinta;
- Identificarea cerintelor piete industriale pentru tehnologii, servicii și produs
- Consultanta si expertiza stiintifica si tehnologica
- Studii de piata

03.10.2001 – 01.10.2016

Sef Laborator Prototipare Rapida

INCDMTM – Institutul National de Cercetare-Dezvoltare pentru Mecatronica si Tehnica Masurarii - Sos. Pantelimon 6-8, sector 2, Bucuresti, RO-021631, www.incdmtm.ro

- Asistent de cercetare stiintifica - ACS – 03.10.2001 – 31.07.2005
 - Cercetator stiintific - CS – 01.08.2005 – 30.06.2009
 - Cercetator stiintific 3 - CS3 – 01.07.2009 – prezent
- Cercetare stiintifica orientata spre aplicatii ale prototiparii rapide
- Management laborator de cercetare
- Elaborare si implementare proiecte cu finantare nationala, europeana si internationala

Tipul sau sectorul de activitate Cercetare-Dezvoltare-Inovare

EDUCAȚIE ȘI FORMARE

1995-2000

Inginer diplomat

Universitatea Politehnica Bucuresti
Facultatea de Inginerie Mecanica si Mecatronica
Specializarea aparatura optica si biomedicala

2013-2016

ECONOMIST

Academia de Studii Economice Bucuresti
- Studierea tranzactiilor din perspectiva internationala

2015 - PREZENT

DOCTORAND

Universitatea Valahia din Targoviste

- Micro-Nano-Tehnologii in cercetare, fabricatie si control intelligent
- Tehnologii de sinterizare selectiva cu laser pentru prototipare rapida
- Modelare si simulare in ingineria mecanica
- Proiectare 3D CAD/CAM/CAE
- Simulare FEA
- Tehnologii de Additive Manufacturing si bioprinting
- Pulberi metalice si plastice pentru fabricatie aditiva

- Expert evaluator independent pentru gestionarea proiectelor depuse in cadrul Programului de Cooperare Transfrontaliera Romania-Bulgaria 2007-2013
- expert tehnic RENAR (octombrie 2008) – Dispozitive medicale; dispozitive medicale implantabile active
- participarea la 4 stagii de pregatire al celui de-al saptelea program cadru de cercetare al Uniunii Europene – Seventh Framework Programme – FP 7 – 2007-2013:
 1. "Managementul Proiectelor PC7" – organizat de FMMC – FM Management Consultancy – 1-2 Februarie 2007;
 2. "INFO DAY – Promoting FP 7 – Theme 1 Health" – 14 Februarie 2007 organizat de Ministerul Educatiei si Cercetarii, Autoritatea Nationala pentru Cercetare Stiintifica si Institutul National de Patologie Victor Babes;
 3. Seminarul "IPR issues within FP 7 projects: Practical aspects" organizat de Autoritatea Nationala pentru Cercetare Stiintifica prin Sistemul de Puncte Nationale de Contact PC 7 si Oficiul Roman pentru Stiinta si Tehnologie pe langa Uniunea Europeana, impreuna cu IPR-Helpdesk si Academia de Stiinte Economice
 4. Training course for SME Coordinators of European Framework Projects: Module1-Proposal to Contract Negotiation & Module2-Project Launch to Mid-Term Assessment
- Instruire pentru analiza avansata cu element finit (FEA) simulare statica si dinamica;
- Instruire Program/pachet software de reconstituire suprafete și volume din puncte preluate din imagini medicale (CT, RMN, micro CT etc.) Mimics Innovations Suite;
- Instruire operare sisteme de prelucrare prin sinterizare cu laser (AM) a materialelor metalice si plastice biocompatibile.

Publicații

LUCRARI STIINTIFICE (SELECTIUNI):

1).” THE NEW GENERATION OF RAPID PROTOTYPING TECHNOLOGY IN SELECTIVE LASER SINTERING FOR METAL POWDERS” - Prof. Univ. PhD. Eng. Gh. Ion Gheorghe, PhDs. Eng. Ciobota Nastase-Dan from National Institute of Research and Development for Mechatronics and Measurement Technique and Prof. Dr. Igor Drstvensek from University of Maribor, Faculty of Mechanical Engineering, Slovenia

2). ”CREATION OF 3D-CAD VIRTUAL MODEL FOR RAPID PROTOTYPING MICROMECHANICAL TECHNOLOGIES USING SELECTIVE LASER SINTERING” – Prof. Univ. PhD. Eng. Gh Gheorghe Ion Gheorghe, PhDs. Eng. Ciobota Nastase-Dan, PhDs. Eng. Pacioga Adrian - NIRDMMT-National Institute of Research and Development for Mechatronics and Measurement Technique, ROMANIA; **published to the 22nd DAAAM International World Symposium UNO City - Austria Center Vienna Vienna, Austria 2011-11-23/26**

3). ”TECHNOLOGY FOR THE IMPLEMENTATION OF RAPID PROTOTYPING IN MECHATRONICS” – PhDs. Eng. Ciobota Nastase-Dan, Prof. Univ. PhD. Eng. Gh Gheorghe Ion Gheorghe, Eng. Alexandru Moldovanu - NIRDMMT-National Institute of Research and Development for Mechatronics and Measurement Technique, ROMANIA; **published to the REM 2011**

12th International Workshop on Research and Education in Mechatronics September 15 - 16, 2011 Kocaeli, Turkey

Proiecte

PN2 Capacitati –Laborator de cercetare – dezvoltare procedee tehnologice de realizare si caracterizare rapida a componentelor protetice modulare

- PN2/ Sistem informatic avansat, bazat pe imagistica medicala, pentru producerea implanturilor personalizate dedicate artroplastiei de sold-SABIMAS
- INOVARE / Dezvoltarea unui nou model inovativ de sterilizator autoclav destinat dispozitivelor medicale.
- INOVARE / Studiu de fezabilitate tehnologica pentru realizarea protezelor dentare din zirconiu prin tehnologii CAD-CAM.
- INOVARE / Dezvoltarea unor noi modele inovative de minidispozitive distractoare pentru reabilitarea suportului muco-osos mandibulo-maxilar.
- INOVARE / Dezvoltarea unui nou model inovativ de dispozitiv de invatare si perfectionare in terapia ortodontica pentru cursuri practice.
- INOVARE / Instrumentar inovativ pentru chirurgia minim invaziva de reducere a fracturilor femurale.
- POS CCE/ O2.2.1 Dezvoltare laborator de biomecatronica
- (Cercetator Stiintific grad 3) CS III in cadrul proiectului POC-A.1.-A.1.1.4-E – 2015 - proiect ENERHIGH
- CENTRUL VIRTUAL DE INTEGRARE A METODELOR INOVATOARE DE SINTEZĂ SI DE PRELUCRARE A MATERIALELOR AVANSATE DURABILE CARE FUNCȚIONEAZĂ ÎN CONDIȚII EXTREME – SUPERMAT, Proiect: 692216, 2016 – 2018, Program: Horizon 2020
- BIOMATERIALE SI TEHNICI FIZICE AVANSATE PENTRU CARDIOLOGIE REGENERATIVĂ SI NEUROLOGIE – BIONECA, Proiect CA 16122; 2017-2021, European Cooperation in Science & Technology (COST) – Management Committee substitute
- DEZVOLTAREA UNEI METODE NE-INVAZIVE DE TESTARE A RESPIRAȚIEI PENTRU DIAGNOSTICUL TIMPURUI AL BOLILOR TROPICALE – TROPSENSE, Proiect: 645758, Horizon 2020 MSCA RISE, 2015 – 2019, Horizon 2020 MSCA RISE

Distincții

DIPLOMA DE EXCELENȚA - International Conference 6th Workshop on European Scientific and Industrial Collaboration on promoting Advanced Technologies in Manufacturing Wesic '08

Afiliieri

membru in Consiliul Stiintific al Federatiei Romane de Inginerie Biomedicala;

membru AGIR-Asociatia Generala a Inginerilor din Romania – ID-62716

membru al Societatii Romane de Mecatronica (SROMECA);

expert tehnic RENAR – Dispozitive medicale; Dispozitive medicale implantabile active

membru CT-ASRO – CT-377-Medicale; CT-378-Nanotehnologii

Data: 26.09.2018

Semnatura

UNIVERSITATEA “VALAHIA” din TÂRGOVIŞTE IOSUD
Domeniul de doctorat: Inginerie Mecanica

Drd.ing. Ciobota Nastase-Dan

Doctorand în perioada octombrie 2015-2019,
Conducător științific : Prof. Univ. Dr. Ing. Dr.h.c. Gheorghe I. GHEORGHE.

Functia/ Locul de munca actual: drd. ing./Institutul Național de Cercetare
Dezvoltare pentru Mecatronica si Tehnica Masurarii, Bucuresti

TEZĂ DE DOCTORAT

„CERCETARI PRIVIND REALIZAREA DE ELEMENTE MECANICE SI
MICROMECHANICE PRIN SINTERIZARE SELECTIVA CU LASER PENTRU
PROTEZAREA TESUTURILOR DURE UMANE”

Universitatea Valahia Târgoviște, Facultatea de Ingineria Materialelor și Mecanică

Articole publicate în reviste cotate sau indexate ISI

	Ciobota Nastase-Dan	Anul publicării
	Autori, articol, etc.	
1.	"3D Bioprinting of Hybrid Materials for Regenerative Medicine. Implementation in Innovative SMEs", Roxana Mioara Piticescu; Laura Madalina Cursaru, Ph.D.; PhDs. Dan-Nastase Ciobota ; Dumitru Ulieru, The Journal of The Minerals, Metals & Materials Society (TMS), ISSN: 1047-4838 (Print) 1543-1851 (Online), Impact Factor-2.145	2018

Articole publicate in reviste si volume ale conferintelor BDI

Nr. crt .	Titlu articol	Nume, Prenume autor(i)	Revista /volum conferinta BDI	ISBN/ISS N, pagina...	Anul, publicarii
1	NEW TECHNOLOGIES FOR BUILDING COMPLEX PARTS FROM PLASTIC POWDERS ON LASER SINTERING SYSTEMS Gheorghe, Ion; Ciobota, Dan ; Stanca, Comsa; Pacioga, Adrian; Gheorghiu, Doina; et al. Romanian Review Precision Mechanics, Optics & Mechatronics; Bucharest Iss. 48, (2015): 213-218. Revista Romanian Review Precision Mechanics, Optics & Mecatronics este clasificata de catre Consiliul National al Cercetarii Stiintifice din Invatamantul Superior (CNCSIS) la categoria B+ , cat si in Bazele de Date Internationale (BDI) EBSCO , SCOPUS si ProQuest.				2015

	3D ENGINEERING APPLICATIONS FOR HUMAN SKELETON TAILORED IMPLANTS BUILD ON SELECTIVE LASER SINTERING SYSTEMS Nastase-Dan CIOBOTA , Gheorghe Ion GHEORGHE http://fsim.valahia.ro/sbmm.html/	
2	The Scientific Bulletin of VALAHIA University – MATERIALS and MECHANICS – Nr. 10 (year 13) 2015, ISSN 1844-1076 Indexed in Scientific Publishing & Information Online Database, Database Open Access Journals, INDEX COPERNICUS INTERNATIONAL database, INDEX COPERNICUS INTERNATIONAL database 2015 - IC value: 64.26	2015
3	NANOPOWDERS IN RAPID PROTOTYPING FOR 3D PRINTING OBJECTS THROUGH SELECTIVE LASER SINTERING TECHNOLOGIES Ciobota, Nastase-Dan ; Gheorghe, Gheorghe Ion. Romanian Review Precision Mechanics, Optics & Mechatronics; Bucharest Iss. 50, (2016): 128-130. Revista Romanian Review Precision Mechanics, Optics & Mecatronics este clasificata de catre Consiliul National al Cercetarii Stiintifice din Invatamantul Superior (CNCSIS) la categoria B+ , cat si in Bazele de Date Internationale (BDI) EBSCO , SCOPUS si ProQuest.	2016
4	PROGRESUL TEHNOLOGIC – REZULTAT AL CERCETĂRII BIOMEDICALE DE EXCELENȚĂ PRIN IMPLEMENTAREA TEHNOLOGIILOR DE PROTOTIPARE RAPIDĂ, Drd. ing. Nastase-Dan CIOBOTA , Prof. dr. ing. Gheorghe Ion GHEORGHE Buletinul AGIR 4/2016 - EDUCAȚIE, CERCETARE, PROGRES TEHNOLOGIC ISSN-L 1224-7928, 4 numere pe an BDI: INDEX COPERNICUS INTERNATIONAL, ACADEMIC KEYS, getCITED Online: ISSN 2247-3548	2016
5	SINTEZA DE NOI MATERIALE HIBRIDE NANOSTRUCTURATE: OPORTUNITATI PENTRU DEZVOLTAREA START-UP INOVATIV SI APlicatii IN FABRICAREA ADITIVATA A IMPLANTURIILOR PERSONALIZATE R. M. Piticescu, M. L. Popescu, D.Ciobota A 16-a editie a SEMINARULUI NATIONAL DE NANOSTIINTA SI NANOTEHNOLOGIE 6 iunie 2017, Amfiteatrul "I.H. Radulescu", Biblioteca Academiei Romane	2017
6	3D COMPLEX STRUCTURES THROUGH FUSED DEPOSITION MODELING AS A RAPID PROTOTYPING TECHNOLOGY DESIGNED FOR REPLACING ANATOMIC PARTS OF HUMAN BODY PhDs. Eng. Ciobota Nastase-Dan , Prof. Univ. PhD. Eng. dr.h.c. Gheorghe GHEORGHE AL XVI-LEA SIMPOZION NAȚIONAL DE „MECATRONICĂ ȘI INGINERIE MECANICĂ, MICROTEHNOLOGII ȘI MATERIALE NOI” - MIMMMN-2018 The Scientific Bulletin of VALAHIA University – MATERIALS and MECHANICS – Nr. 10 (year 13) 2015, ISSN 1844-1076 Indexed in Scientific Publishing & Information Online Database, Database Open Access Journals, INDEX COPERNICUS INTERNATIONAL database, INDEX COPERNICUS INTERNATIONAL database 2015 - IC value: 64.26	2018

Proceedings la conferințe naționale/internationale BDI

Nr. crt.	Titlu articol	Nume, Prenume autor(i)	Proceeding conferinta	ISBN, pagina...	Anul, publicarii
1	Sinteza de noi materiale hibride nanostructurate: oportunitati pentru dezvoltarea start-up inovativ si aplicatii in fabricarea aditivata a implanturilor personalizate	Dr. ing. R. M. Piticescu, M. L. Popescu, D.Ciobota	A 16-a editie a SEMINARULUI NATIONAL DE NANOSTIINTA SI NANOTEHNOLOGIE		2017
2	3D Bioprinting of Hybrid Materials for Regenerative Medicine Implementations in Innovative SMEs	Robert Radu Piticescu, Laura Madalina Popescu, Roxana Mioara Piticescu, Dan Nastase Ciobota	Meeting 1st International Conference on Technological Innovations in Metals Engineering (TIME) Symposium Technological Innovations in Metals		2018
3	3D Complex Structures through Layer Plastic Deposition Designed for Carbon Material Impregnation	PhDs. Eng. Nastase-Dan CIOBOTA , Eng. Paul STANCIU, Prof. Univ. PhD. Eng. Dr.H.C. Gheorghe Ion GHEORGHE	6th International Workshop on Numerical Modelling in Aerospace Sciences, NMAS 2018, 16-17 mai 2018, INCAS Bucharest	(Print) ISSN 2066–8201, (Online) ISSN 2247–4528, ISSN-L 2066–8201,	2017

BREVETE DE INVENTIE nationale

Nr. crt.	Titlu brevet	Autori brevet	Nr brevet/ An obtinere brevet
		Nume Prenume	
1	TIJA FEMURALA ANATOMOADAPTIVA	Comsa Stanca, Adrian Pacioga, Ciobota Nastase-Dan	128084/2017
2	SUPORT DE MODEL DENTAR PENTRU SIMULAREA TRATAMENTELOR STOMATOLOGICE SI ORTODONTICE	Comsa Stanca, Adrian Pacioga, Ciobota Nastase-Dan	129503/2017

Premii

nume doctorand					
CIOBOTA NASTASE-DAN	-				
Nr. crt	Premii/Medalii	Titlul Lucrării/Motivul	Institutia	Autor/Coautori	Anul/Perioada
1	PREMIERE BREVET	PN-III-P11.1PRECBVT201 7-0648	UEFISCDI	Comsa Stanca, Adrian Pacioga, Ciobota Nastase-Dan	2017
2	PREMIERE BREVET	PN-III-P11.1PRECBVT201 7-085	UEFISCDI	Comsa Stanca, Adrian Pacioga, Ciobota Nastase-Dan	2017

PUBLICATII CARE AU FOST RAPORTATE IN CONTRACTE DE CERCETARE

Nume doctorand	date contract	An
PhDs. Eng. Nastase-Dan CIOBOTA	ctr. PN 18070301 / 2018 Emerging Technologies for advanced non-ferrous Material Development with high added value - EMERNEF- Contracting Authority: Ministry of Research and Innovation, Romania.	2018

Publicatii raportate in contracte de cercetare

Nr. crt.	Titlu articol	Nume, Prenume autor	Proceeding conferinta	Contract cercetare	ISBN /Anul, publicarii
1	3D Complex Structures through Layer Plastic Deposition Designed for Carbon Material Impregnation	PhDs. Eng. Nastase-Dan CIOBOTA , Eng. Paul STANCIU, Prof. Univ. PhD. Eng. Dr.H.C. Gheorghe Ion GHEORGHE	6th International Workshop on Numerical Modelling in Aerospace Sciences, NMAS 2018	ctr. PN 18070301 / 2018 Emerging Technologies for advanced non-ferrous Material Development with high added value - EMERNEF- Contracting Authority: Ministry of Research and Innovation, Romania.	ISSN 2360-1809, ISSN-L 2360-1809/2018

Lucrari stiintifice prezentate ca poster

Nr. crt.	Nume și prenume autori	Titlul lucrării prezentate	Evenimentul în cadrul căruia a avut loc prezentarea (indicând și locul desfășurării evenimentului)	Data la care a avut loc prezentarea
1	Laura Madalina Popescu, Roxana Mioara Piticescu, Nastase-Dan Ciobota , Paul Stanciu, Sînziana Istrate, Liliana-Mary Voinea	Recent advances in 3D printing of hybrid nanomaterials funcționali ai circuitelor electronice prin utilizarea de senzori de forță rezistivi-tactili cu materiale nanostructurate	“Technologies for the fabrication and characterization of 3D scaffolds for tissue engineering – NoRoTech”	8th and 9th of June.

CUPRINS

Chapter I: CURRENT NATIONAL AND INTERNATIONAL STATUS ON MECHANICAL AND MICROMECHANICAL ELEMENTS AND SYSTEMS OF PROSTHESIS OF HUMAN HARD TISSUES	4
1.1 Introduction.....	4
1.3 Materials used to manufacture prosthetic elements	5
1.4 Bone support of the vertebral spine compatible with the application of implants	5
1.5 Prosthetics for hard human tissues	6
1.6 Chemical composition of the bones	6
1.7 Types of prostheses for hard tissues.....	6
Chapter II: TYPES OF BIOIMPLANTS	7
2.1 Metallic systems for locking the implants.....	7
2.2 Intramedullar devices	8
2.3 Devices for locking the spine	8
2.4 Complex elements for stabilization of the spine	8
2.5 Necessary instruments for stabilization.....	9
2.6 Fixing of bioimplants	9
2.7 Fixing with the aid of bone cement.....	9
2.8 Biological fixing.....	10
2.9 Bone-implant direct fixing	10
2.10 Passive fixing	10
2.11 Mechanical methods for inserting the implants	11
Chapter III: FEM (Finite Element Analysis) simulation in the study of human hard tissues prosthetics	11
3.1 Introduction.....	11
3.2 Preprocessing stage	12
3.3 Postprocessing stage.....	12
3.4 3D modelling and Finite Element Analysis - FEA.....	13
3.5 Finite element model design	13
3.8 Numerical models of the vertebrae design.....	14
3.9 Numerical modelling of vertebrae for the biomechanical analysis	16

Chapter V: PERSONAL CONTRIBUTIONS: DESIGN AND EXECUTION OF THE INNOVATIVE IMPLANT ...	17
5.1 CT image retrieval and processing	17
5.2 Porous structure design	18
5.3 Material used: Polyetheretercetone - PEEK.....	19
5.4 Zortrax M200 3D printer.....	20
5.5 Laser sintering process for biocompatible plastic powders.....	21
5.5.1 Information about the laser sintering process.....	21
5.5.2 Factors affecting the laser sintering process:	23
5.6 Particle morphology of plastic powder for selective laser sintering.....	23
5.7 Innovative implant compression testing.....	24
Chapter VI: OBTAINING SOLUTIONS OF CARBON NANOTUBES FOR IMPREGNATION OF 3D STRUCTURES OBTAINED BY RAPID PROTOTYPING	25
6.1 Attempts to obtain stable MWCNT suspensions in water	25
Chapter VII: DESIGN AND CONSTRUCTION OF 3D STRUCTURES BY LPD - LAYER PLASTIC DEPOSITION	26
7.1 Introduction.....	26
7.3 Making 3D structures by LPD - Layer Plastic Deposition.....	26
Chapter VIII: TESTING AND MEASUREMENTS FOR SAMPLES DEVELOPED BY 3D BIOPRINTING	27
8.2 3D-Bioprinting technology	27
8.3 Performing 3D-Bioprinting samples for testing.....	28
8.4 Performing tests and measurements at ICMCB-CNRS.....	30
8.4.1 Hydrothermal sintering	30
8.4.6 HAp-F samples experiments with SPS (spark plasma sintering)	32
8.5 Conclusions after the training phase the ICMCB-CNRS	34
Chapter IX: ORIGINAL CONTRIBUTIONS AND FUTURE RESEARCH DIRECTIONS	36
Chapter X: CONCLUSIONS	38
BIBLIOGRAPHY.....	40

KEYWORDS: rapid prototyping, 3D reconstruction, spinal implant, bioprinting

**RESEARCHES REGARDING BUILDING OF
MECHANICAL AND MICROMECHANICAL
ELEMENTS BY SELECTIVE LASER SINTERING
FOR THE PROSTHESIS OF HUMAN HARD
TISSUES**

PhD SUPERVISOR:

Prof. Univ. PhD. Eng. EurEng. Dr. h.c. Gh. GHEORGHE

PhD Student:

Eng. Ciobotă Năstase-Dan

Vălăhia University of Târgoviște

2019

Chapter I: CURRENT NATIONAL AND INTERNATIONAL STATUS ON MECHANICAL AND MICROMECHANICAL ELEMENTS AND SYSTEMS OF PROSTHESIS OF HUMAN HARD TISSUES

1.1 Introduction

Elements and metal construction systems for bio-implants have been used to replace and restore anatomical parts for a long time, but before the introduction of the aseptic surgical techniques, their success proved to be quite limited, due to post-operative infections.

In figure no.1 is represented a 3D bone (re)modeling that can be obtained by several processes and then processed according to the needs of the research teams. Some of these processes are included in the processing of CT images, the transformation of the cloud of points and remodeling through the programs of 3D [a good example is SolidWorks [30] which contains the simulation mode COSMOS, which is the mode of analysis by the finite element method (FEA - Finite Element Analysis)] .

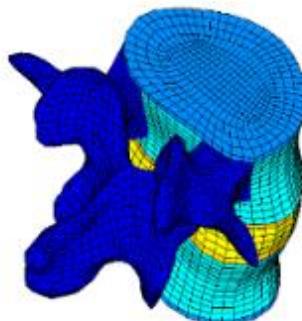


Figure No. 1.1 - 3D model of a meshed vertebral bone

1.2 Constructive solutions for the prosthesis of the spine

There is an accelerated growth of medical technology manufacturers [15] , on the one hand due to unprecedented technological advancement, and on the other hand due to growing market demand . An increasing number of companies are focusing their activity on the design, development, production and marketing of products for the prosthesis of human hard tissue.

Synthes has developed a series of techniques for prosthetic intervertebral discs, of which the introduction of a mobile joint for a fully resected intervertebral disc is highlighted . In the figure no. 1.7 is shown such a joint for spine developed by the Synthes company.



Figure no. 1. 7 - Mobile joint for maintaining local mobility, patented by Synthes

1.3 Materials used to manufacture prosthetic elements

One of the materials that has started to be used more and more to make implants is PEEK [9] (Polyetheretherketone = polyetheretherketone or polyketone).

This is an thermoplastic with very good mechanical properties . Of these properties we mention:

- Young's modulus (modulus of elasticity) is 3.6 Gpa;
- The tensile strength is 90 Mpa;
- Density of : 1300 kg / m³ ;
- Elongation at break: 50%;
- Melting point : 350 °C ;
- Thermal conductivity : 0.25 W / mK;
- Thermal coefficient of linear expansion: 1.7 * 10⁻⁵ / K;
- Price : 25-50 euro / kg.

Because of these qualities, PEEK is considered an excellent biomaterial for use in medical implants. In some cases it is used in carbon fiber reinforced format.

1.4 Bone support of the vertebral spine compatible with the application of implants

The spine is made up of a succession of vertebral bodies (vertebrae) , grouped in five zones:

- Cervical area: 7 vertebrae (C1-C7)
- Thoracic area : 12 vertebrae (T1-T12)
- Lumbar area : 5 vertebrae (L1-L5)
- Sacral area : 5 vertebrae fused (S1-S5)

- Coccyx area : 4 (3-5) fused vertebrae

Each vertebra has special features, especially in the cervical area, their shape and dimensions being very different. Also, variations appear from individual to individual, depending on height, sex, race. Therefore, spine implants have a very high degree of personalization.

1.5 Prosthetics for hard human tissues

The main physical properties that characterize bone tissue mechanically are:

-resistance;

-elasticity.

Due to these mechanical properties, the bones have a great resistance when different compression or tensile forces act on them. These forces may act parallel to the longitudinal axis of the bone, perpendicular to its surface and / or by torsion. The pressure resistance of the bone tissue is very high. These properties are due to the chemical composition of the bone, as well as its macroscopic and microscopic structure, its internal architecture.

1.6 Chemical composition of the bones

Organic substances and mineral substances (phosphates, carbonates and very small amounts of fluoride and calcium chloride) are included in the bone composition. Their proportion is about 35% organic and 65% mineral.

In general, it can be said that the organic substances give the elasticity of the bone, and the mineral salts, the resistance.

1.7 Types of prostheses for hard tissues

According to the interaction with the body the prosthesis materials can be:

1. *bioinert* - which does not provoke response (or provokes minimal response) from the host, so it does not interact with living tissue such as dental ceramic or some bioceramics, in direct contact with the bone or separated by a thin layer;
2. *bioactive* - which involve physico-chemical interactions with living tissue and give beneficial responses, restoration in the contact area and stimulation of endothelial cell growth
3. *biotolerated* - separated by the body through a sufficiently thick interface that there are no major disturbances compatible with them;
4. *bioresorbable* - subjected to a dissolution / resorption process after introduction into the organism, they are gradually replaced by the advance of the living tissue

5. *hybrids* - which involve the association of an inert material with living cells.

According to the chemical composition, the biomaterials can be:

1. *metals and alloys* - they have good thermal conductivity, mechanical resistance and high rigidity, ductility and shock resistance; are used in orthopedics, oral and maxillofacial surgery, in cardiovascular surgery;
2. *polymers* - they have electrical, thermal conductivity and poor mechanical resistance, they cannot be processed at high temperatures, they are very ductile, elastic and shock resistant; they are used in medical applications - for example, hydrogels are polymeric cross-linking structures used for contact lenses, hemodialysis membranes, vocal cord inserts, artificial skin, tendons;
3. *composite material* - these have different properties, depending on the formulation obtained from which they are formed: composite metal / metal, metal / polymer , polymer / polymer, polymer / ceramic , etc.
4. *biomedical ceramic materials* - have high resistance to mass, stiffness and shock resistance, corrosion resistance. They are used in dentistry, ophthalmology, indicators (thermometers, endoscopic optical fibers).

Chapter II: TYPES OF BIOIMPLANTS

2.1 Metallic systems for locking the implants

The elements and the constructive metal systems for bio-implants can be divided into four broad categories:

- Wires
- Brooches
- Stem
- Screws
- Metal plates for fixing fractures

Particular care should be taken when fixing spongy bones, which have lower densities and strengths than cortical bones. An example of attachment to the epiphysis (head of a long bone type), the attachment is through the combined use of screws and plates.

2.2 Intramedullary devices

Intramedullary devices are used for fixing long bone fractures.

These devices are introduced and fixed intramedullary, fixing the fracture line by preventing rotational movements and by developing radial forces inside the cavity.

In comparison with the fixation by plaques, intramedullary devices have a greater capacity to withstand bending forces, but they seem to have the disadvantage of partially destroying the vascularization of the bone, but keeping the periosteum intact.

2.3 Devices for locking the spine

The main problems that arise with these devices:

- fatigue cracks, which occurs due to major forces that have to bear;
- necrosis that occurs in the vertebrae;
- implantation of a large number of plates, nails and screws, necessary for correction.

The problem reported here, that of implanting a large number of plates, nails and screws, necessary for the correction has been solved with the emergence of two important factors of progress in prosthesis:

- research, development and production of bone cement and the other thermoplastics materials such as biocompatible organic polymers.
- research, development and clinical testing of new methods of minimally invasive surgical approach, which allows access at any point of the spine with special tools for cement injection into the entire cavity if it is to be restored.

2.4 Complex elements for stabilization of the spine

In the early 1990s, a modified version of vertebroplasty was developed which will become known as kyphoplasty. In this procedure, a dedicated instrumentation, composed of several components, is used:

- IBT – Inflatable Bone Tamp
- BFD – Bone-Filler Device
- Large-bore needles
- Guide pin
- Blunt dissector

- Cannula
- 3.3 mm hand drill

2.5 Necessary instruments for stabilization

- a) The KYPHX inflatable straightening system (by returning it to its original height) of the trabecular area , is designed to reposition the bones, and to create a free space in the case of spine, tibia, radius and calcaneus fractures.
- b) The KYPHX system of osteo-insertion is used only to allow the surgeon's access to the affected bone.
- c) The KYPHX cement injection device , is used to introduce fillers (cements) into the space created using the inflatable system .
- d) As far as the KYPHX biopsy sampling device is concerned, as its name implies, to obtain a specimen (sample) for biopsy.
- e) The advanced system KYPHX, of osteo-introduction , is also designed only for the percutaneous access in the area of the fracture.
- f) Modular elements of stabilizing vertebrae.

2.6 Fixing of bioimplants

There are several ways of fastening of orthopedic implants:

- 1 - passive mechanical fixation , which allows a relative movement between the implant and the tissue surface;
- 2 - active mechanical fixing , using screws, wires, nails, rods and bone cement;
- 3 - biological fixation , by stimulating bone growth in porous implants or with textured surface;
- 4 - direct chemical attachment between the tissue surfaces and the implant surface

The main cause of implant deterioration is the degradation of the materials used, which ultimately represents an interface problem.

2.7 Fixing with the aid of bone cement

This type of fastener generates 2 interfaces:

- 1- Bone-cement interface;
- 2- Cement-implant interface.

Problems with the cement-implant interface can be reduced by coating the metal with bone cement, or PMMA polymer (polymethyl methacrylate - polymethylmethacrylate), to which the bone cement used during the operation can adhere much faster and easier.

The problem of the cement-bone interface is more difficult to solve, due to the intrinsic properties of the two substances, as well as due to the surgical cementation techniques.

2.8 Biological fixing

Since 1963, since a bone substitute made of porous ceramic alumina impregnated with epoxy resin (Cerocium), permanent efforts have been made to create a viable interface between tissue and implant. Although the material had good adhesion to the tissues, the small porosity dimensions (on average 18 micrometers) were too small to allow the growth of bone tissue inside them.

For bone growth, the pores have to be larger than 75 micrometers, to allow normal development osteons.

There is also the risk of newly created bone damage as a result of too large load to which it is subjected. Moreover, it appears that the coating with porous material of the prosthesis diminishes the resistance of the prosthesis. In the case of metal implants there is also the risk of intense corrosion of their surface.

2.9 Bone-implant direct fixing

By using several types of bioceramics, it was assumed possible direct binding of implants to the bone tissue due to selective dissolution properties of the surface layer of the implant. However, the quality coating of the metal surfaces has not yet been achieved, the ceramic glass used being too fragile for use in implants .

2.10 Passive fixing

This type of fixation has as main quality the distribution of forces evenly, as well as the induction of the formation of a collagen membrane that fixes, once again, the implant, but which cannot prevent its gradual sinking in time under the effect of constant continuous loads.

This type of fastening ensures minimal stiffness of the joint, but makes it unable to withstand high demands . In conclusion, a solid implant fixation is desirable for the highest reliability.

2.11 Mechanical methods for inserting the implants

Both the fixing means as well as the elements and the constructive systems for bio-implants bear a very high degree of specialization, depending on the anatomical area in which the implant is performed .



Figure no. 2.20 Constructive type of lateral introduction system for titanium implant

Elements and constructive systems for bio-implants influence the means of fixation and surgical approach and vice versa, the means of fixation, the instruments and the type of surgical approach influence the type of constructive element that can be manipulated inside the patient.

Chapter III: FEM (Finite Element Analysis) simulation in the study of human hard tissues prosthetics

3.1 Introduction

The main purpose of the virtual modeling of the vertebral bodies is the analysis of the mechanical stresses of the bone tissues and of the restoration elements of the osteoporotic vertebrae.

On the other hand, the identification and evaluation of the risk areas regarding the possible subsequent deterioration of the "restored" vertebrae is very useful for improving the techniques and the current constructive solutions.

The main objective is to establish the optimal surgical solution by creating numerical models (by finite element discretization) and computer simulation [1] . This involves first of all studying the mechanical stresses and deformations that occur in the bone mass but also in the volume of PMMA (polymethyl methacrylate) injected into the body of the vertebrae.

The desired end result is finding optimal implantation solutions that lead to the even distribution of effort in the bone tissue so that at the same effort exerted on the reconstruction elements equivalent tensions are obtained as close as possible to the stresses developed in the healthy vertebrae.

3.2 Preprocessing stage

In the preprocessing analysis stage type (static, thermal energy, the frequency, etc.), material properties, loads and the restrictions, are defined to mesh model of the item as final.

The elaboration of meshes is usually the most time consuming operation in finite element analysis. In the past, node locations were manually manipulated to approximate geometry. The more modern approach is to develop the mesh directly on the CAD geometry [24] , which can be of three types:

- Matrices, with points and curves representing the edges;
- Surface, with surfaces that define the contours;
- Solid, defining the mass of material

3.3 Postprocessing stage

From the methodological perspective of the FEA, the following steps are taken:

- (1.) Building the mathematical model
- (2.) Finite element model construction
- (3.) Solving the finite element model
- (4.) Analyzing the results.

The analysis with COSMOSWorks, starts from the geometry represented by the SolidWorks model, either part or assembly. The geometry must be discretizable into finite elements and reasonably small. By small dimensions we do not refer to the size of the element but to the number of elements in the mesh. The discretization requirement has very important implications. We need to make sure that the CAD geometry is really discretizable, to get the correct results, such as displacements, voltages, temperature distribution, etc.

Remodeling procedures [5] include: CT image processing, point cloud transformation and 3D modeling software remodeling [6] (a good example is SolidWorks which has the COSMOS simulation mode which represents the element analysis method module finite (FEM - Finite Element Analysis).

3.4 3D modelling and Finite Element Analysis - FEA

The complexity of this material, the bone tissue, thus requires a multidisciplinary approach to the field of prosthesis, the doctor-engineer-chemist collaboration being the basis of obtaining valuable results through original research that contributes to the progress of science by your scientific publications.

Human hard tissues:

The main physical properties of the bones are:

- resistance ;
- elasticity .

In the composition of the bone are organic substances and mineral substances (phosphates, carbonates and very small amounts of fluoride and calcium chloride). Their proportion is about 35% organic and 65% minerals.

In general, it can be said that the organic substances give the elasticity of the bone, and the mineral salts, the resistance.

Usually, but not always, the needs of discretization lead to the modification of the CAD geometry [14] . These changes mean cancellations, idealizations, or deletions, described below:

Cancellations: Cancellations refer to the deletion or removal of insignificant geometrical features for analysis, such as outer threads, logos, etc.

Idealization: Idealization is a more "aggressive" CAD remodeling procedure, such as representing thin walls as surfaces.

Deletions : Deletion is sometimes necessary because the discretized geometry must meet higher quality requirements than those commonly used in modeling.

3.5 Finite element model design

In this stage we will split the mathematical model into finite elements through a discretization process, also known as "mesh". The discretization is visually manifested as a "mesh" geometry. Both the loads and the restrictions are discretized, and after the model is discretized they are applied in the nodes of the finite element network.

In figure no. 3.6 the process of obtaining FEA results is presented schematically, starting from the mathematical model.

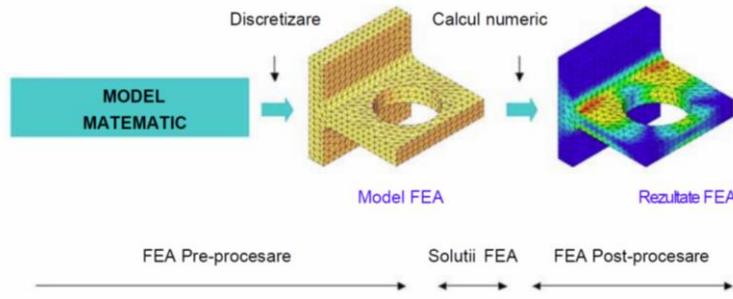


Figure no. 3.6 - Schematic presentation of the process for obtaining FEA results

3.6 Calculation of the finite element model

In figure no. 3.7 is presented the CT data acquisition [18, 8] (CT scanner) from DICOM files for 3D modeling and FEA Finite Element Analysis . This is possible through a dedicated interface that allows the import of 2D CT stacks, with the possibility of visualization in the sagittal, axial and coronal plane.



Figure no. 3.7 - 3D modeling based on CT data (DICOM)

3.8 Numerical models of the vertebrae design

In figure no. 3.13 is shown wide range of measurements on the CT image associated with the type of DICOM files [19] . This is possible with the help of 3D Mimics reconstruction software and offers precision measurements of the distances between two points, the angles, the perimeter and area of an area of interest, etc.

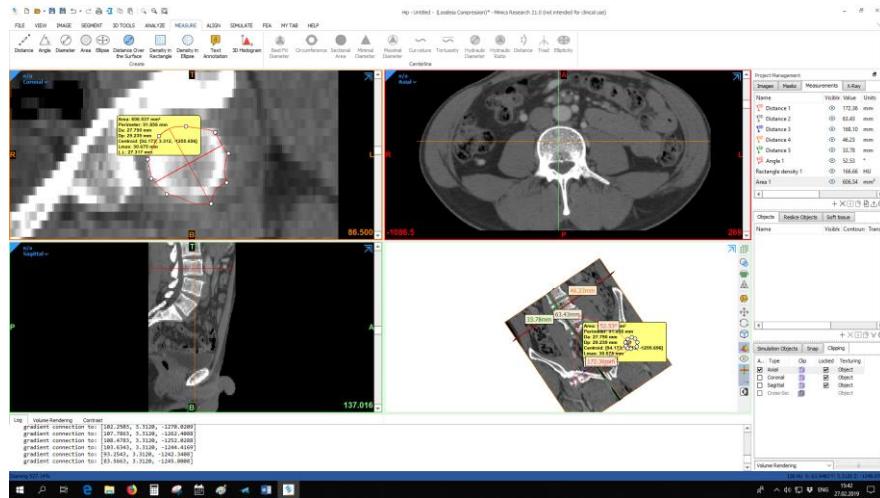


Figure no. 3.13 - Software capability for dimensional analysis of the CT images

The creation of the finite element model of the vertebral bone was based on the serial CT (using computer-tomography) sectioning technique [28] . Briefly, this technique involves obtaining cross-sectional CT images at various locations located equidistant on the longitudinal axis of the column (distance between two sections $\approx 0.1\text{mm}$). After obtaining them , the images are analyzed by a semi-automatic algorithm in order to identify the different bone densities depending on the color voltage . Thus, each section is divided into areas with different densities. The entire spectrum was divided into 200 discrete intensities [20] , with each intensity being assigned certain material properties after a preliminary calibration.

In figure no. 3.15 the intensity levels are presented on the Hounsfield scale for different types of material (bone cement, bone, cement-bone interface), according to the data obtained from the literature.

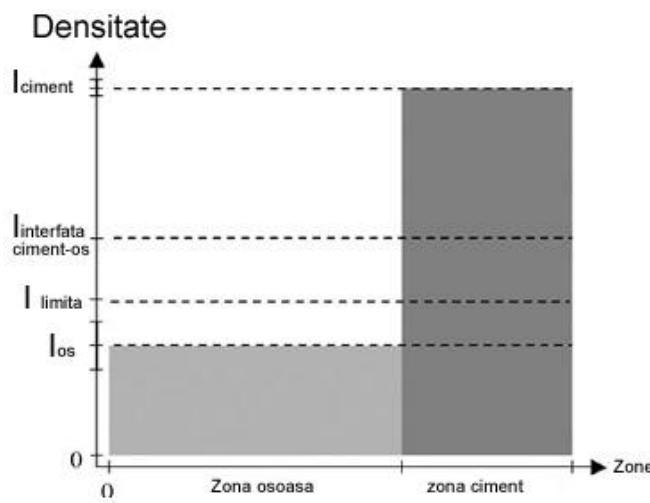


Figure no. 3.15 - Hounsfield intensity scale of material density (cement-bone area)

3.9 Numerical modelling of vertebrae for the biomechanical analysis

In figure no. 3.16 is presented the import of STL - Standard Tesselation Language image resulting from the processing of DICOM files in Mimics software, with the help of 3-Matic programs, within the Biomecatronics laboratory , INCDMTM , on a Z230 Workstation computer. The areas highlighted in red are the areas of highest density (calculated automatically from the software).

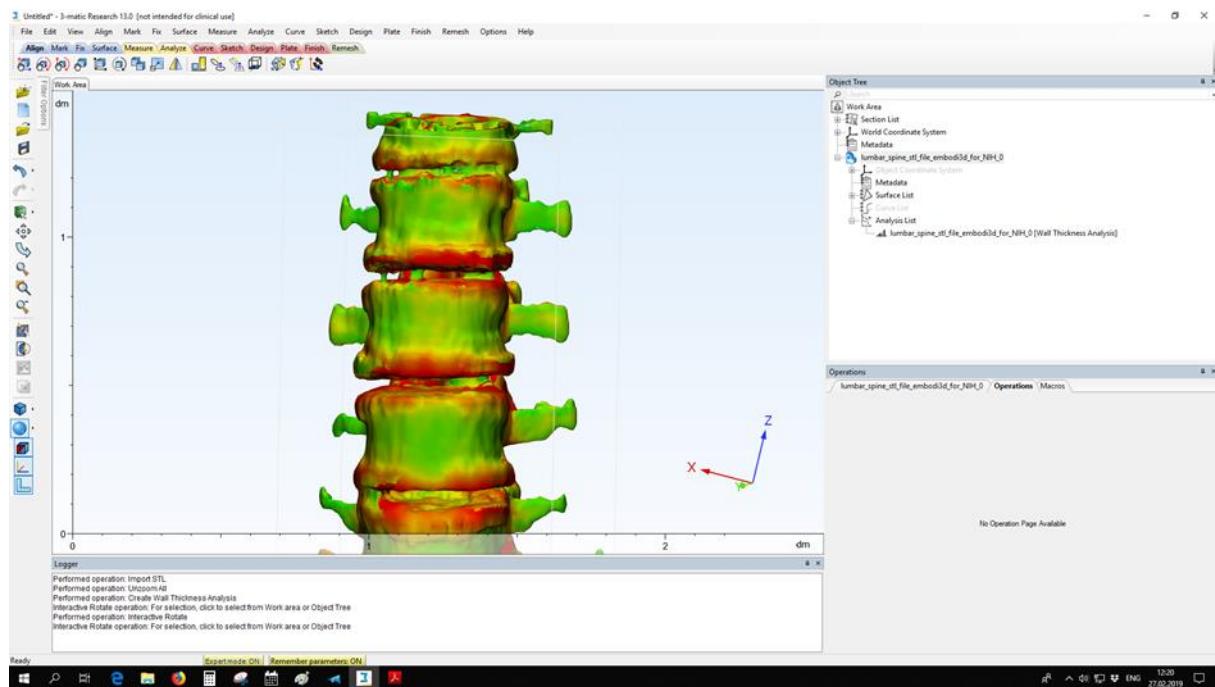


Figure no. 3.16 - Image of the spine processed with Mimics and 3-matic software

The process of bone modeling and reshaping starts from the continuous pattern that is made of bone tissue. It is discretized into finite elements, each of them having placed a sensory cell in the center. This, after noticing the mechanical loading that initiates the bone remodeling, will generate a signal that will initiate the adaptation process. The higher this signal, the more intense the remodeling process. These signals provide global information about the bone remodeling process due to the transmission of the signal outside the bone structure that is subject to remodeling.

In figure no. 3.17 is presented the law of ROI - Regions of Interest - Regions of interest, with the help of the Mimics software provided by the Biolab Laboratory, INCDMTM, on a Z230 Workstation computer.

Chapter V: PERSONAL CONTRIBUTIONS: DESIGN AND EXECUTION OF THE INNOVATIVE IMPLANT

5.1 CT image retrieval and processing

The innovative implant design, it started taking pictures from CT and turn them into 3D files.

In this way, the optimal, three-dimensional visualization was achieved , based on the real geometry and of the areas subjected to the prosthesis .

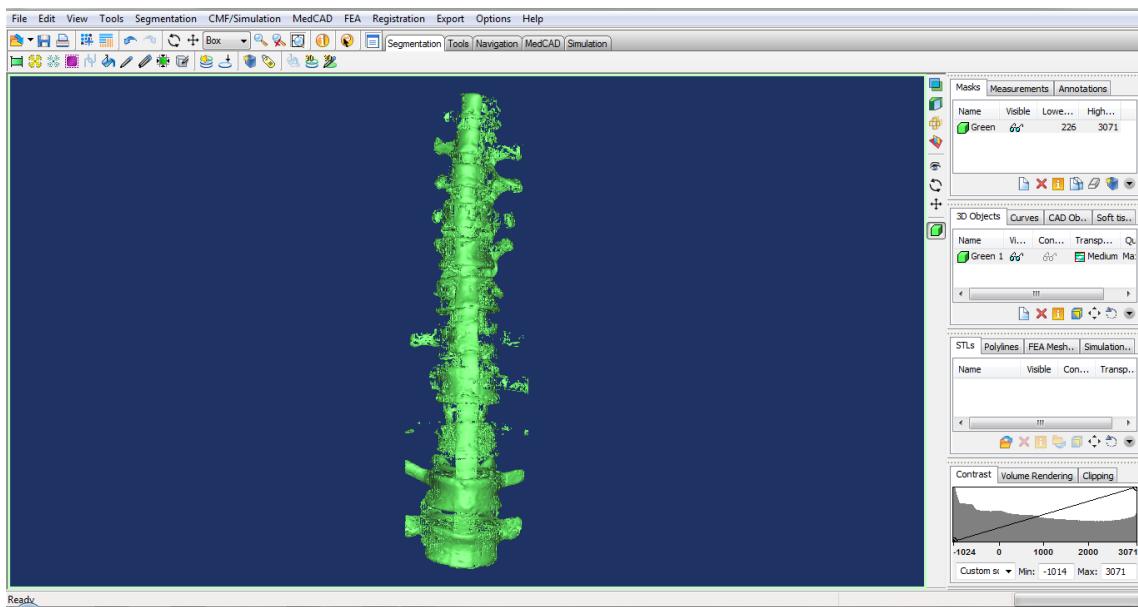


Figure no. 5.14 - Full screen 3D spine view

The image stack was imported using the specialized software Materialise's Interactive Medical Image Control System (MIMICS). This is an image processing package through the Mimics system, which has interfaces between 2D image data (CT, MRI, as well as other medical imaging systems) and 3D engineering applications. Applications include: anatomical measurements, 3D analysis, finite element analysis (FEA), specific to the patient to receive the implant. It is noted as a design device, additive manufacturing (also called rapid prototyping or 3D printing) and surgical planning or simulation.

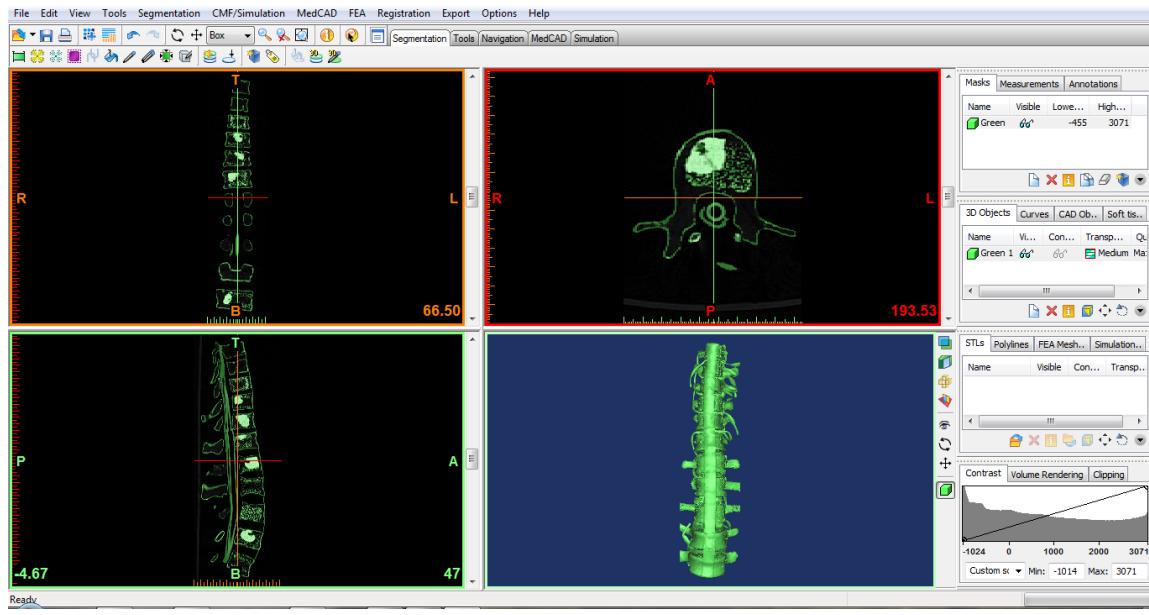


Figure no. 5.15 - Visualization of separate 3D and sagittal / frontal / transverse windows

Among the measurement options, in addition to those in the plan, there is also the possibility to measure directly on the 3D body, following its profile (figure no. 5.24).

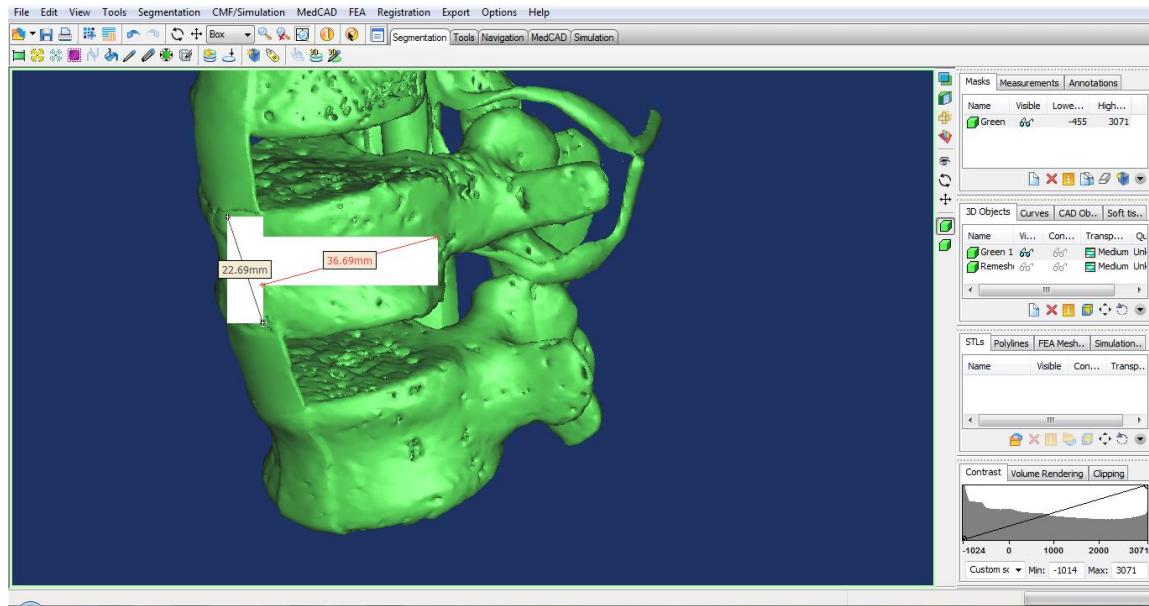


Figure no. 5.24 - Spatial measurements at various points of ROI (Region of Interest)

5.2 Porous structure design

It started from the innovative idea and which has attracted much interest from the researchers at the present moment, to create porous structures , capable of integrating new tissue [10] , integrated into the new implant (figure no. 5.31) .

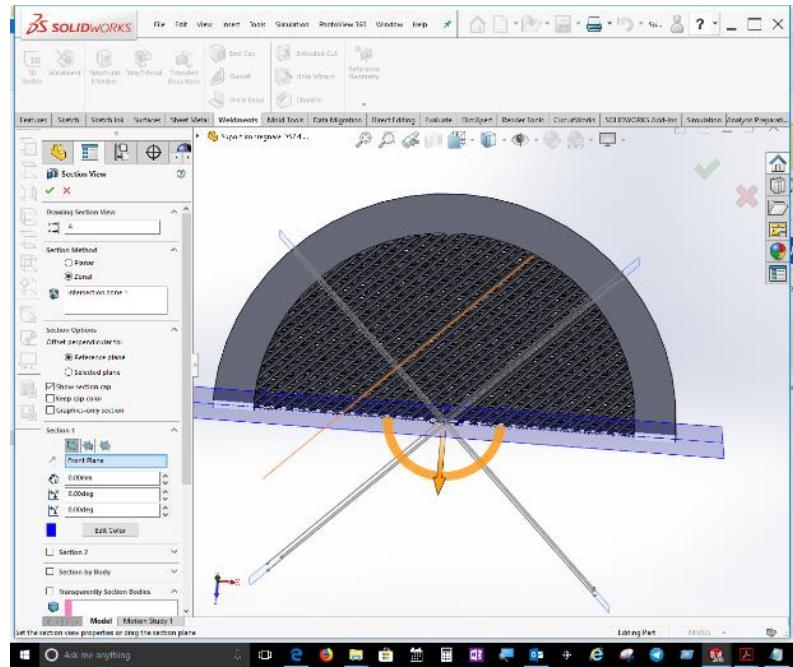


Figure no. 5.31 - Design of the porous structure in SolidWorks 2018

For the initial tests, an interwoven structure was chosen, with successive layers arranged with orientations of 45 degrees one against the other . A structure once built can be exported as STL file, in order to be 3D-printed.

5.3 Material used: Polyetheretercetone - PEEK

Polymers have been selected for the following advantages:

- The physical characteristics of the polymers can be adapted according to needs due to the fact that they have a chemical composition that allows adaptability : polymers can be used in more or less porous forms.

- Polymers can be easily manipulated and allow good reproducibility
- Polymers do not generate microwaves or electric currents like metals
- Polymers have the ability to attach to fibrous tissue
- They can be easily evaluated microscopically
- They are much more aesthetic

However, there are disadvantages:

- Lower mechanical properties comparative to metals
- Lack of good adhesion to living tissue
- Adverse immune reactions

For 3D printing, the material is drawn in wires with a diameter of 1.75 mm. This material has excellent adhesion properties of successive layers, being suitable for 3D printing processes.

5.4 Zortrax M200 3D printer

Zortrax M200 printer uses LPD printing technology - Plastic Layer Deposition.

It is a precise technology for applying the material in order to obtain detailed and accurate (90-400 microns) prints.

In Fig. 5.36 is presented in detail the work platform and the extrusion head.

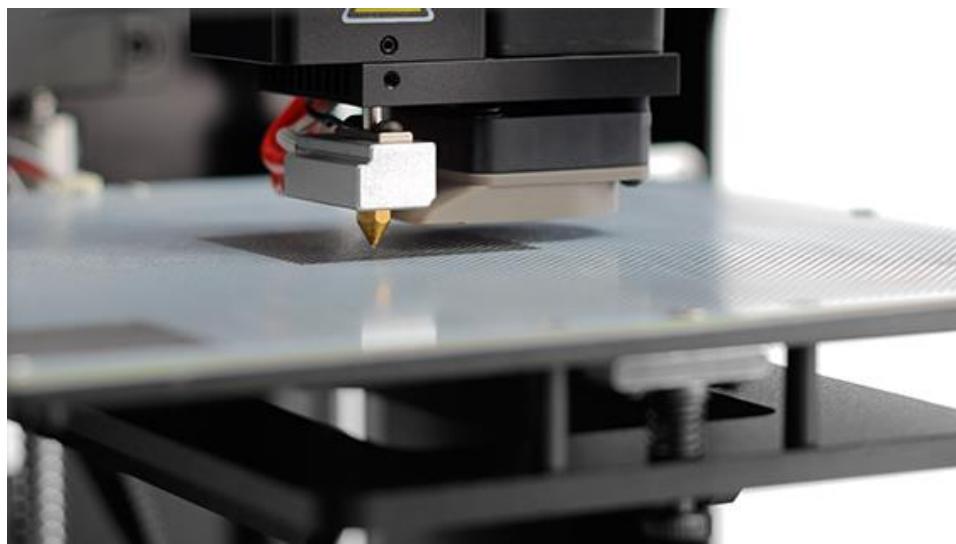


Figure no. 5.36 - Working platform and extrusion head

The M200 works as an integrated system. That's why it prints with dimensional accuracy and offers repeatability. It offers both a large work area and a wide range of very good quality materials with different properties.

In order to be transmitted to the sintering machine, STL files [21] need to be corrected, as they do not have triangulated surface errors , which would lead to the impossibility to proceed to the next step and that is to say, the slicing of the volume in general (for example open contours can be bad, which inevitably cannot be printed).

STL files are a 3D model surface approximation of exterior surfaces using for a multitude of triangles. These triangles create a network of 3D (or mesh) points, edges and faces. This mesh defines the volume of the model.

A STL file is printed only if its 3D network is connected to every edge and has two faces [33]. In this way, the 3D model is represented with accuracy and without any error (Fig. 5.42).

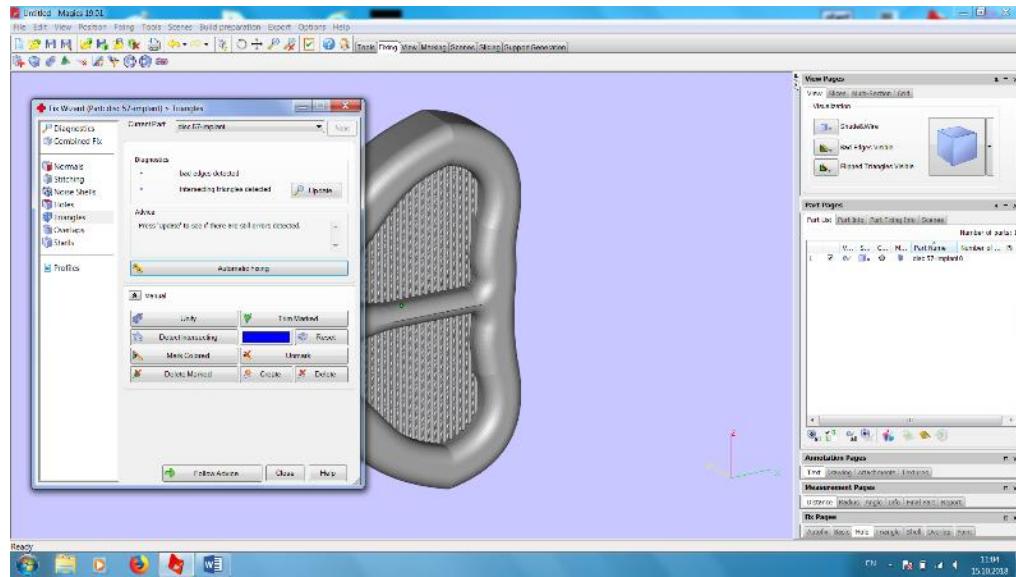


Figure no. 5.42 - Repair window of the STL series (eliminates surface holes, overwrites of triangles and other defects, automatically)

5.5 Laser sintering process for biocompatible plastic powders

5.5.1 Information about the laser sintering process

5.5.1.1 The process from a physical point of view

The basic principle of the laser sintering process is to melt the plastic layers using a laser beam scanned on a mirror system [7]

During the laser sintering process, plastic powder is rapidly heated to a temperature which exceed melting point, by exposure to a laser beam [31]. A solid body is manufactured by this heating followed by subsequent cooling.

In each layer the cross section of the parts is exposed using the laser beam so that the exposed areas unite with the layers below which have already been solidified. In this way the three-dimensional parts are manufactured layer with layer (figure No. 5.43).

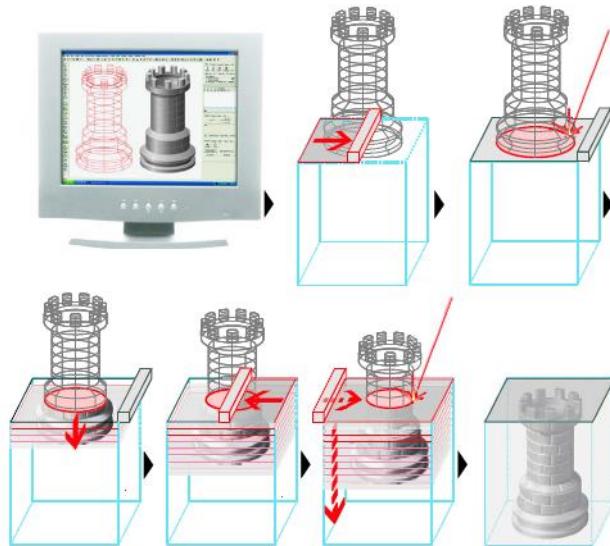


Figure no. 5.43 - The basic principle of the process of selective laser sintering

5.5.1.2 The principle of the process

The construction process

At the beginning of the manufacturing process, the construction platform is moved to its starting position and a basic layer of plastic powder is applied to the working platform. After that, the machine is heated .

Once the heating phase is complete, the automatic construction process begins (Figure 5.44).

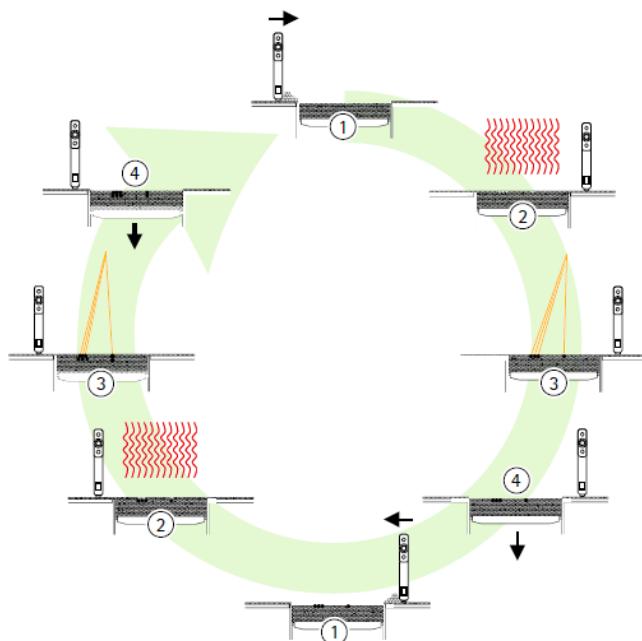


Figure no. 5.44 - The stages of construction of three-dimensional parts

Phases of the process of deposition of plastic powder layers [22]:

- (1) Application (recoat)
- (2) Heating
- (3) Exposure
- (4) Descent

5.5.2 Factors affecting the laser sintering process:

The laser sintering process is affected by the following factors [16]:

- The construction temperature
- Exposure
- Effects related to process
- The ambient conditions

5.6 Particle morphology of plastic powder for selective laser sintering

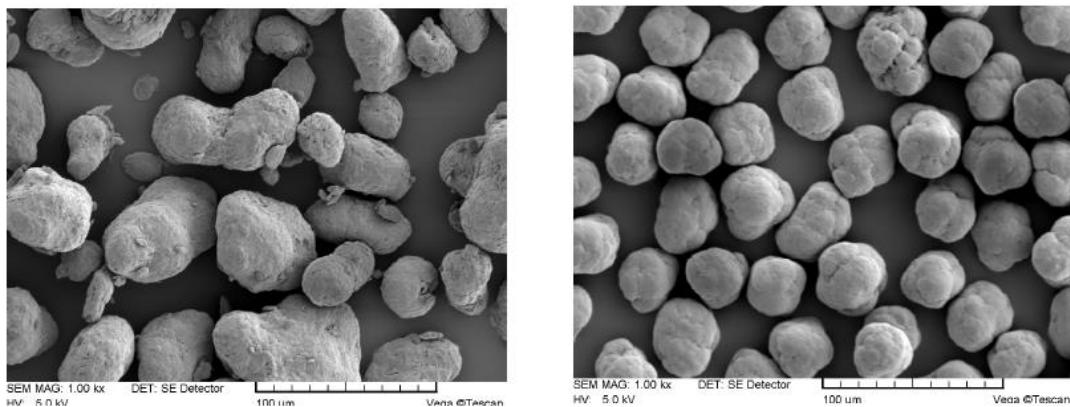


Figure No. 5.63-Different morphologies of the particles depending on the production process

In these adjacent figures (Figure No. 5.63) taken from the SEM microscopy, it is observed on the left the agglomeration and augmentation of the powder that went through a production process and then recovered, compared to the right powder, which has not yet undergone any production process.

Precisely due to the fact that the plastic powder that supports several cycles of production process "ageing", changes its properties in a negative sense [17], it is recommended that the older powder recovered to be mixed with new powder, in proportion of 50:50.

However, this process cannot be continued indefinitely, it is recommended that depending on the working temperature in the sintering chamber, at a certain number of production processes, the powder is considered waste and is no longer used.

5.7 Innovative implant compression testing

For attempts to determine implant deformations under static force action, special test equipment has been used. The equipment used is HOUNSFIELD (TINIUS OLSEN) H10KT and operates assisted by a computer connected to the equipment.

The graphs obtained (figures no 5.66, 5.67), when applying a force of 3800 N showed that the implant resists and the recorded deformation was 0.799 mm.

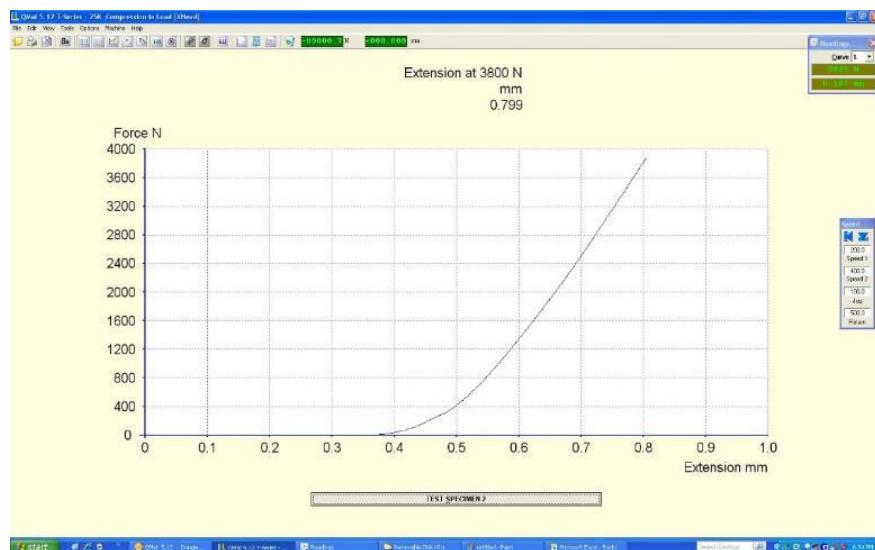


Figure No. 5.66-compressive test, with the application of the maximum force of 3800 N

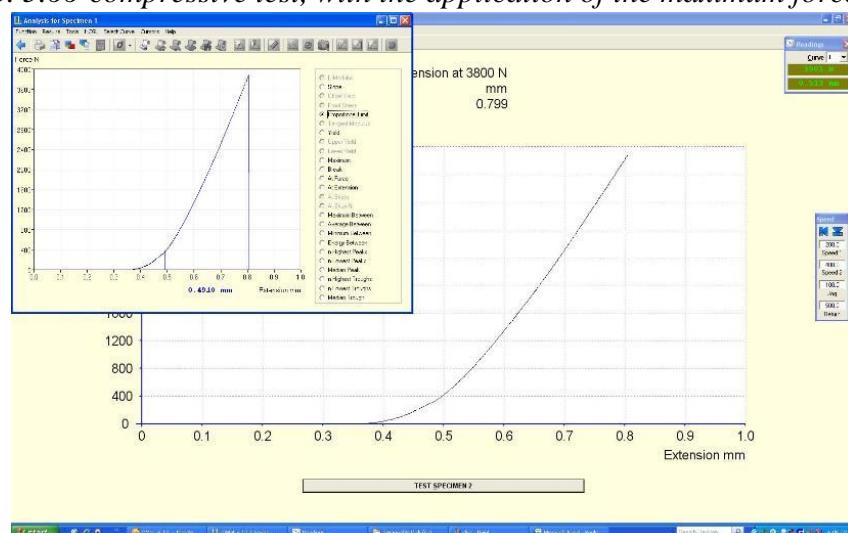


Figure No. 5.67-Maximum force displacement at 3800 N was 0799 mm

Chapter VI: OBTAINING SOLUTIONS OF CARBON NANOTUBES FOR IMPREGNATION OF 3D STRUCTURES OBTAINED BY RAPID PROTOTYPING

6.1 Attempts to obtain stable MWCNT suspensions in water

The carbon nanotubes used in this study, of the type "multi-walled carbon nanotubes" (MWCNT-multiples carbon nanotubes) were procued from the company Aldrich and used as such. According to the manufacturer, they have an external diameter of 10 nm, an inner diameter of 4.5 nm, a length of 4 μm and exhibit 6-8 walls.

In Figure No. 6.1 are presented, at a scale of 100 micrometers, areas impregnated with the stable suspensions of MWCNT (multi-walled carbon nanotubes). Image obtained on an optical microscope with polarized light, transmitted and reflected, Axio Imager A1m, equipped with digital camera for image acquisition, software dedicated to AxioVision Release 4.8.1 for image processing (laboratory analysis, IMNR).



Figure No. 6.1-optical microscopy of the innovative implant impregnated with carbon nanotubes

Chapter VII: DESIGN AND CONSTRUCTION OF 3D STRUCTURES BY LPD - LAYER PLASTIC DEPOSITION

7.1 Introduction

In this phase, 3D polymer structures were made from 2 types of polymer materials: Z-ULTRAT and Z-PETG.

The Z-ULTRAT material is a thermoplastic polymer characterized by increased impact resistance, from which durable, wear-resistant structures can be achieved. The characteristics of the parts thus obtained are similar to those obtained by injection into moulds.

7.3 Making 3D structures by LPD - Layer Plastic Deposition

The realization of previously designed structures was done with the help of stratified plastic deposition technology, and microscopic details of the dimensions in micrometers are shown in Figure No. 7.5.

At a scale of 200 micrometers, surface microimperfections are observed that help impregnation with MWCNT Solutions (Multiwall Carbon Nano-Tubes)-multi-walled carbon nanotubes.

According to the literature, this type of implant impregnation constitutes a major advantage in the biointegration capacity of these types of implants.

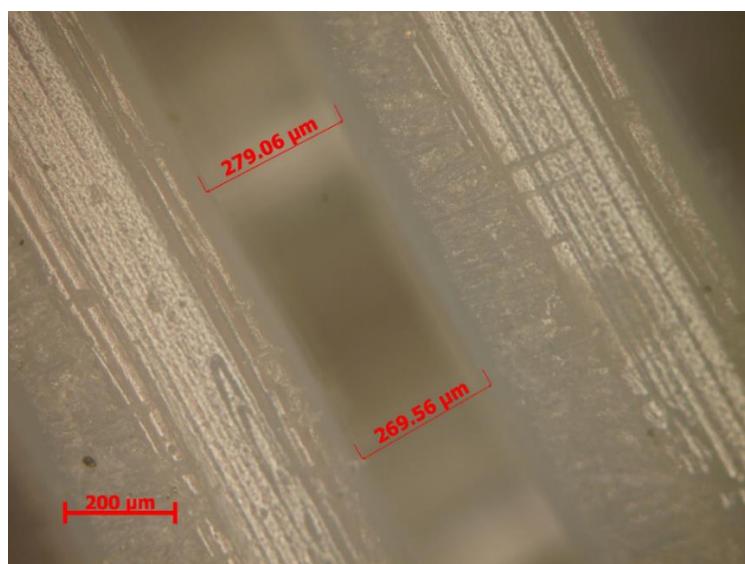


Figure No. 7.5-microscopic image of layers deposited through LPD – Layer Plastic Deposition

The images were taken from an optical microscope with polarized, transmitted and reflected light, Axio Imager A1m, produced by Carl Zeiss Microimaging GmbH, equipped with digital camera for image acquisition, soft dedicated AxioVision Release 4.8.1 for Image processing.

Chapter VIII: TESTING AND MEASUREMENTS FOR SAMPLES DEVELOPED BY 3D BIOPRINTING

8.2 3D-Bioprinting technology

Also known as "bioprinting by extrusion" (Figure no 8.1), bioprinting could be defined as a spatial method of filing layers from a biological material (or support for biological material), based on the computerized model, layer-by-layer with the help of a CAD-CAM system.



Figure No. 8.1: Extrusion bioprinting (SYS system + ENG Bioscaffolder-INCD-IMNR Research Laboratory)

The SYS + ENG Bioscaffolder from INCDMNR-IMNR is specially dedicated to the manufacture of customized 3D structures/patient-specific implants with defined exterior shape and internal architecture (three-dimensional distribution of porosity and material) from several biomaterial based on 3D printing.

8.3 Performing 3D-Bioprinting samples for testing

The structure of the computerized model can be modified and rearranged at each layer, thus obtaining a final model of complex that mimes the tissue structure. The versatility of this technology allows an unlimited choice of material combinations for extrusion, thus ensuring the possibility to develop unique three-dimensional models tailored to each specific case. Bioprinting Extrusion technology is a combination of an automated robotic system controlled by the software and a distribution of material through the extrusion system for the adapted 3D structure. This procedure ensures rapidity, but also structural integrity, due to the continuous computerized filing system (figure No. 8.3).

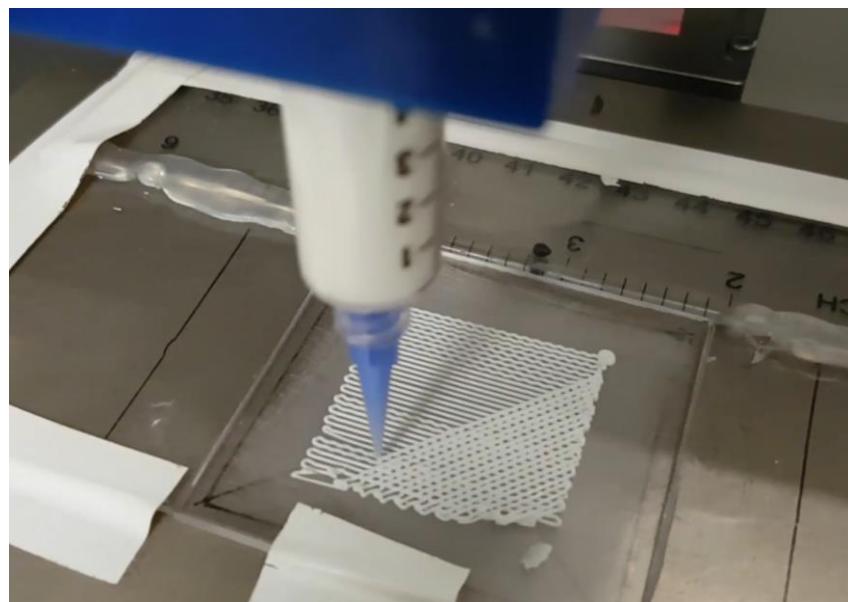


Figure No. 8.3-3D-Bioprinting system during operation

3D models (Figure No. 8.4) can be obtained, generated, imported and exported to any CAD system, including on the basis of data obtained from medical imaging systems such as CT-calculator tomography and/ or MRI-magnetic resonance imaging. Unlike other additive manufacturing processes [29], bioprinting extrusion does not require large amounts of energy and is a low-energy, environmentally friendly method.



Figure No. 8.4-One of the 3D samples-Bioprinting completed

3D printing technique was used to manufacture 3D-based scaffold structures based on hydroxyapatite and various organic polymers such as poly (L-lactide-co-Glycolide) (PLGA) copolymer, Polyvinyl alcohol (VTE), collagen, PEO/PBT commercial polymer.

Combinations requiring the use of organic solvents such as binder, for example PLGA and β -TCP linked with chloroform, exhibit an intrinsic disadvantage as there is always a risk of finding toxic residues of solvent in the 3D structure.

To achieve a better understanding of the processes that will arise from the experiments, the SEM (Scanning Electron Microscopy) Analysis of the original sample of 3D printed material (Figure No. 8.6) was made. We can see that the sample is porous with different sizes of unintered particles.

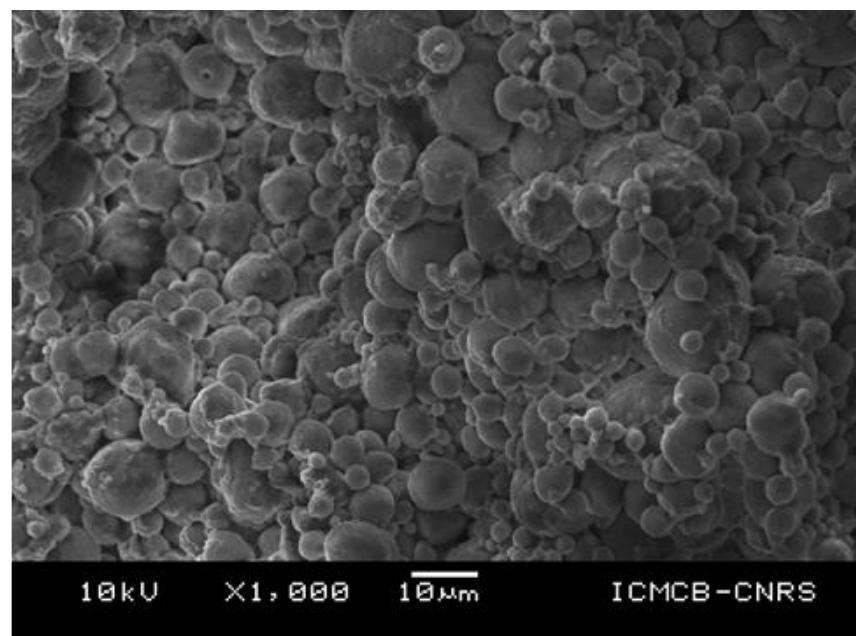


Figure No. 8.6-SEM of the 3D reference material-bioprinting

8.4 Performing tests and measurements at ICMCB-CNRS

8.4.1 Hydrothermal sintering

The hydrothermal sintering technique in ICMCB-CNRS is based on a patented method. It consists of a special chamber made of inconel, with internal diameter of 10 mm, which can withstand temperatures of 400 degrees Celsius and a pressure of 400 Mpa. Various experiment configurations can be performed by modifying the pressure, temperature and/or combining the two parameters in order to obtain a sintering material with special properties.

The camera is sealed with two specially designed pistons made of inconel, which can keep the sample inside the room at the parameters you want.

All data collected from sensors is constantly monitored and recorded through a data acquisition system, with the ability to save data in text format. A total of 20 experiments have been performed, with different temperature, pressure and solvent conditions and variable time durates.

Non-pressure hydrothermal sintering experiments with variable temperatures:

(a) Sample HPU9-MB7

From the sample-HPU9 MB7-A, performed by 3D-bioprinting were conducted 4 experiments. For hydrothermal sintering (Figure no 8.7), 4 cylinders with a diameter of 10 mm (figure No. 8.6) have been processed.

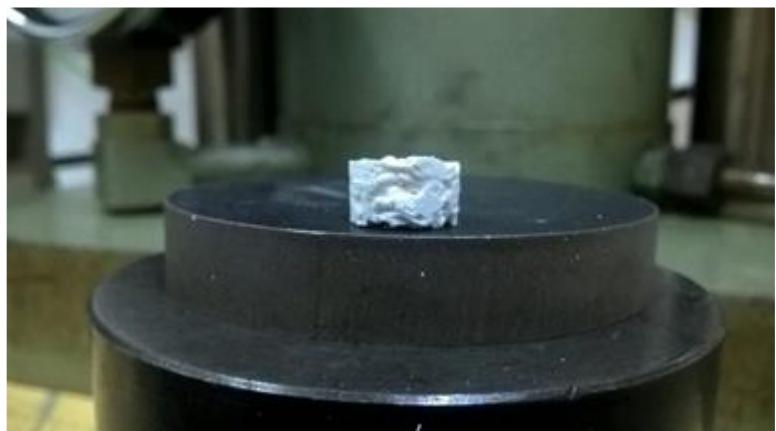


Figure No. 8.6-The sample prepared before hydrothermal sintering



Figure No. 8.7-Experimental configuration of hydrothermal sinterisation

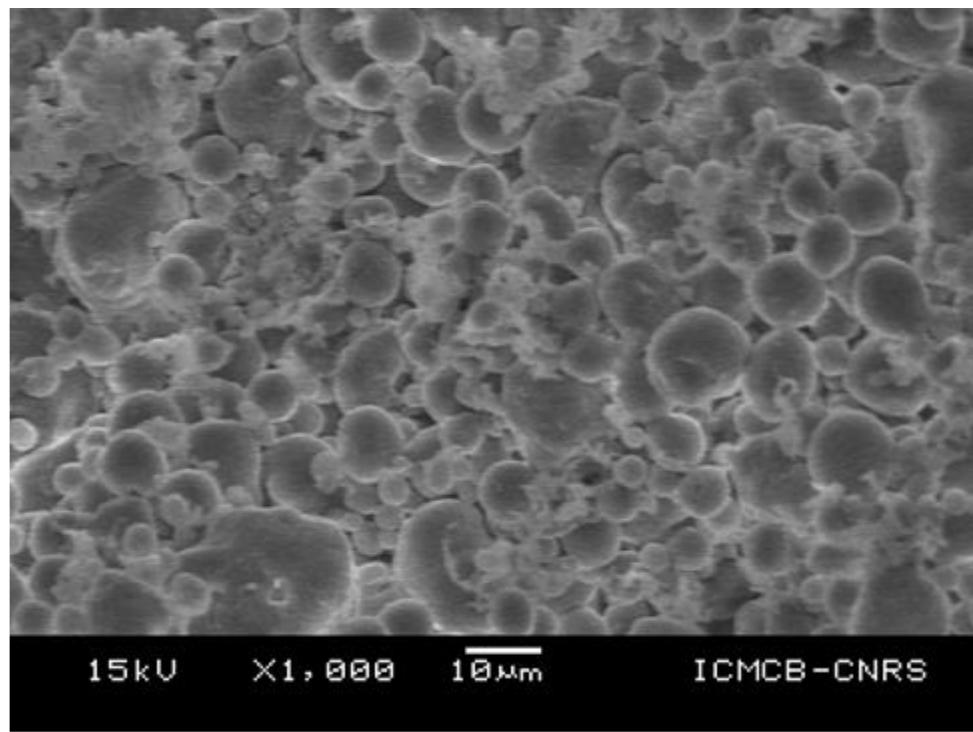


Figure No. 8.8-SEM-HS-105 degrees Celsius/360 minutes-no pressure

8.4.6 HAp-F samples experiments with SPS (spark plasma sintering)

Available Experiments/Techiques:

Sintering of pellets in high temperature and pressure conditions, composite material synthesis, synthesis of pure compounds in moderate conditions.

Special Equipment:

Graphite moulded for high-pressure applications (figure no 8.38), in assembled and disassembled form).



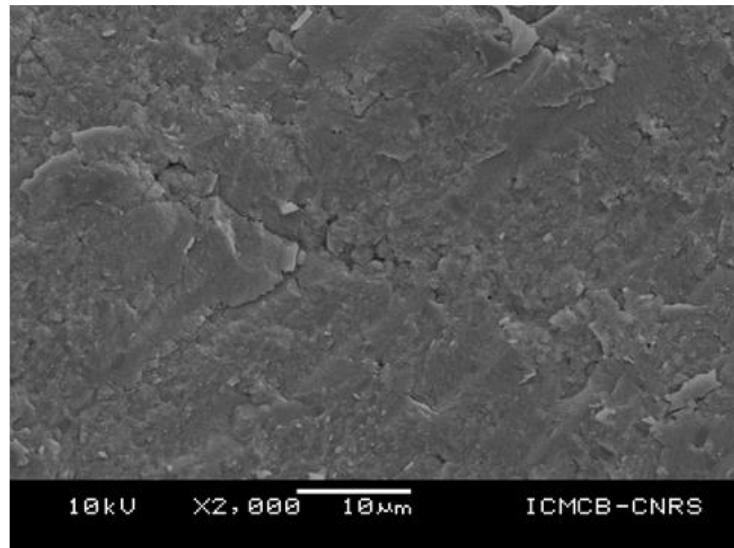
Figure No. 8.38-Graphite plates for spark plasma sintering system

Typical problems that can be resolved with this technology:

With the help of these systems, the synthesis of pure compounds that cannot be obtained by other methods may be made and sintered samples can be obtained. The electric arc sintering system in plasma has the capability to revolutionize the consolidation of advanced materials.

This system allows simultaneous application of temperature and pressure in a controlled atmosphere. The process is simple, ensures repeatability, is cost effective, and does not require any previous sintering experience.

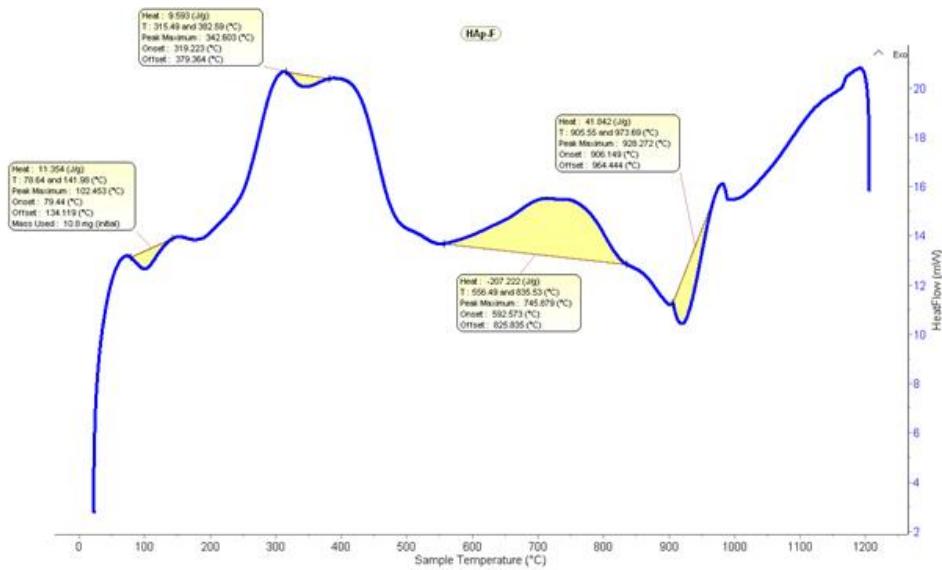
To check the starting and ending temperatures of densification, the initial experiment was performed at 900 degrees Celsius for 10 minutes. For the production of the sample, 0.300 grams of fluoroapatite powder, comped in the form of pellets, were used.



*Figure No. 8.42-SEM for Fluoroapatite sample after electric arc sintering in plasma
(10 minutes at 900 degrees Celsius)*

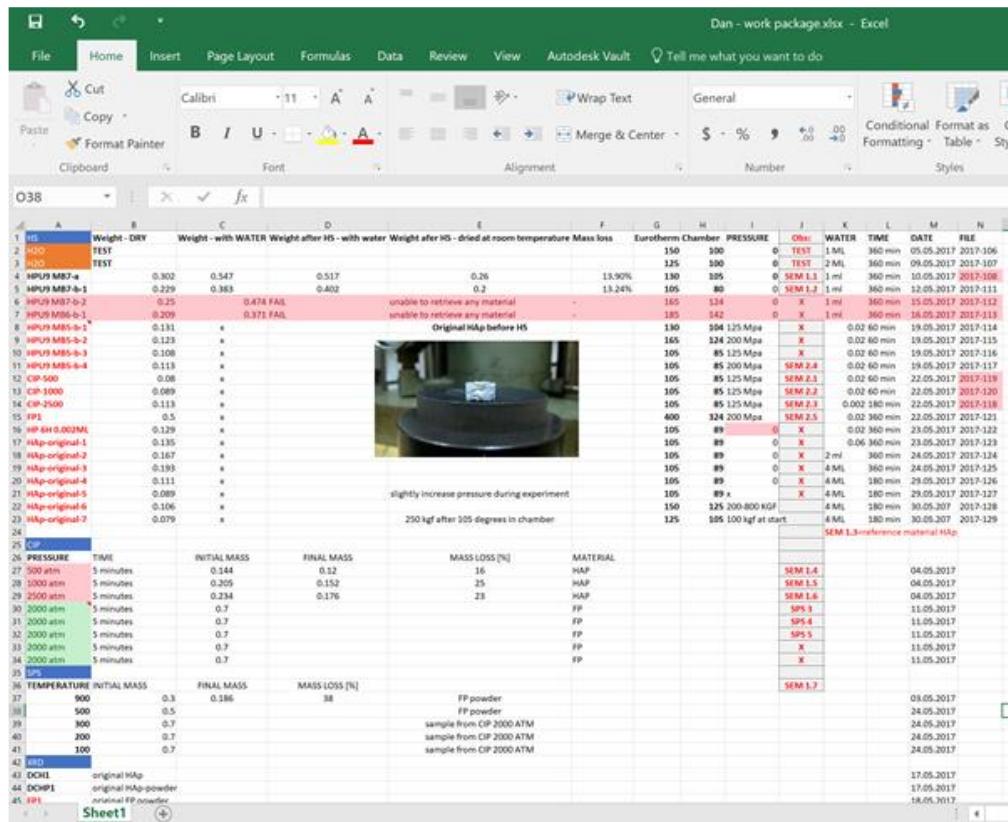
The SEM analysis presents a homogeneous material, but with large longitudinal cracks, indicating a fragile material.

According to the differential sweep calorimetry (Figure no 8.43) performed in the nanostructured materials Laboratory of INCD-IMNR, the stability of the material is located below the threshold of 500 degrees Celsius.



*Figure No. 8.43-DSC analysis (differential sweep calorimetry) for Fluoroapatite,
which shows the stability of the material below 500 degrees Celsius*

In Figure No. 8.48 Synthetic work programme followed in laboratories from ICMCB-CNRS (Institute of Chemistry from Matiere Condensee de Bordeaux-Centre National de la Recherche Scientifique)-Institute of Chemistry of Condensed matter-National center of Scientific research, Resource Center for cristalogenesis, high pressures, sintering and thin layers and interfaces.



The screenshot shows an Excel spreadsheet with data organized into several columns:

- Rows 1-2:** Headers for 'Weight - DRY', 'Weight - with WATER', 'Weight after HS - with water', 'Weight after HS - dried at room temperature', 'Mass loss', 'Eurotherm Chamber', 'PRESSURE', 'Other', 'WATER', 'TIME', 'DATE', and 'FILE'.
- Rows 3-8:** Data entries for various samples (HS, H2O, SEM 1.1, SEM 1.2, SEM 1.3, SEM 1.4, SEM 1.5, SEM 1.6) with values for weight, mass loss, and pressure.
- Row 9:** A note: 'Original HAp before HS'.
- Row 10:** A photograph of a sample in a chamber.
- Rows 11-24:** More data entries for samples with notes like 'slightly increase pressure during experiment' and '250 kgf after 105 degrees in chamber'.
- Row 25:** A header for 'CIP'.
- Rows 26-34:** Data entries for CIP experiments with columns for 'PRESSURE', 'TIME', 'INITIAL MASS', 'FINAL MASS', 'MASS LOSS [%]', 'MATERIAL', and 'SEM 1.4'.
- Row 35:** A header for 'SPS'.
- Rows 36-41:** Data entries for SPS experiments with columns for 'TEMPERATURE', 'INITIAL MASS', 'FINAL MASS', 'MASS LOSS [%]', 'MATERIAL', and 'SEM 1.7'.
- Row 42:** A header for 'RHO'.
- Rows 43-45:** Data entries for RHO measurements with columns for 'original HAp', 'original HAp-powder', 'original FP-powder', and 'SEM 1.3'.

Figure No. 8.48: Synthetic presentation of research progress during the ICMCB-CNRS training phase

8.5 Conclusions after the training phase the ICMCB-CNRS

In the training phase the ICMCB-CNRS (Institute of Chemistry at Fillers Condensee Bordeaux - Center National de la Recherche Scientifique) - Institute of Chemistry of Material Condensed - National Scientific Research Center Resource accretion, High Pressures, Sintering and Thin Layers and Interfaces, following adequate training and supervision, were performed the following experiments:

- **22 hydrothermal sintering experiments ;**
- **5 SPS Experiments** - Spark Plasma Sintering - Plasma Sintering
- **8 CIP samples** (Cold Isostatic Pressure) - Cold isostatic pressing

The resulting samples were subjected to 12 SEM (Scanning Electron Microscopy) - Scanning electron microscopy and 3 XRD (X-ray Diffraction) - X-ray diffraction analysis.

Since the hydroxyapatite (Hap) samples contain organic compounds, the only suitable experiments were HS - Cold Isostatic Pressure and CIP (Cold Isostatic Pressure).

The experiments of cold isostatic pressing CIP (Cold isostatic Pressure), Hap samples (hidroxiapatita) remain intact under the conditions of 500, 1,000 and 2,500 bar for 5 minutes.

The experimentation communication hydrothermal sintering HS, the samples remain intact (in the case where there is no additional pressure) up to 105 degrees Celsius, without structural damage apparent. At both 124 degrees and 142 degrees Celsius, they tend to mix with water and form a paste , so that structural integrity is lost at those temperatures.

Samples maintain the structural integrity at the pressure (from 200 to 800 kgf 4 ml of solvent - water).

In the future , supplementary researche it is necessary and innovative experiments, to materials achieved through 3D technique bioprinting and to take the best results of finished structural model.

The training stage at the Institute of Chemistry of Matiere Condensée Bordeaux CNRS - UPR 9048 Bordeaux - France, Institute of Chemistry of Condensed Material, Center of High Pressure Sintering, Coatings and Thin Interfaces, gave me an important opportunity to develop my scientific capacity , which combines technical skills with creativity as well as experience with creativity, thus improving the scientific approach to a holistic approach.

During the training period at ICMCB-CNRS , the possibility of visiting some laboratories and seeing a variety of equipment was materialized and we also held discussions with students and researchers on the possibility of new topics and research projects. I also participated in a training session in XRD (X-ray diffraction - X-ray diffractometry) and prepared samples for SEM analysis, assist hen et i have taken place.

The data collected give us insight and a better understanding of the behavior of advanced materials subject to extreme conditions (temperature, pressure, temperature + pressure sintering hydrothermal).

All data collected will be analyzed in depth and is the main base for writing scientific papers of high quality research science , the review of relevant research.

Chapter IX: ORIGINAL CONTRIBUTIONS AND FUTURE RESEARCH DIRECTIONS

- The researches performed on the realization of mechanical and micromechanical elements by selective laser sintering for the prosthesis of human hard tissues aimed at establishing optimal methods and technologies and original 3D construction solutions to ensure a sustainable development of the field of biomechatronics conjugated with advanced technologies, additive manufacturing, both nationally and internationally.
- In order to achieve this goal, we undertook a thorough research activity of scientific papers published in high impact factor journals regarding additive manufacturing technologies (also known as rapid prototyping) with direct applications in biomechatronics, but not only.
 - We have conducted a comprehensive study regarding the possibilities, technologies and methods currently used, aiming to bring their own, innovative contributions, which will increase the volume of knowledge in this field. The domain and the theme chosen for this paper combines two areas of knowledge that are on an upward trend in terms of market interest and demand: biomedical engineering and mechatronic engineering.
 - The finite element simulation (FEM) part was approached, which includes classical elements of preprocessing, postprocessing, 3D modeling, reconstruction, but also novelty elements such as 3D automatic generation.
 - Three additive manufacturing technologies were addressed:- LPD - Layer Plastic Deposition - Layered Plastic Deposition;- SLS - Selective Laser Sintering - Selective Laser Sintering;- 3D Bioprinting - 3D Printing of Biocompatible Materials (Hydroxyapatite).
 - The chapters of personal contributions are focused on designing and building a porous structure using LPD technology, both on a Zortrax M200 3D printer and SLS technology on a Formiga P110 printer.
 - Practical researches have been carried out to obtain solutions of MWCNT (multi-wall carbon nanotubes) in order to impregnate the designed and executed porous structures.
 - Samples of porous 3D structures from hydroxyapatite were also designed and executed using 3D-Bioprinting technology. They were subjected to a battery of tests to evaluate the potential of obtaining a material with improved properties at the ICMCB - Institute of Chemistry at the Matière Condensée de Bordeaux CNRS - UPR 9048 in Bordeaux - France.
 - Follow-up of the study carried out during the research period, under the guidance of Prof. Univ. Dr. Ing. EurIng. Dr. h.c. Gh. GHEORGHE, we have identified new, innovative

solutions that meet the demands of the biomechatronics industry, but which are also in solutions with wider applicability in areas such as: automotive, aircraft, mechatronics, materials science, bioengineering, reversible engineering.

- Through reversible engineering and 3D design with dedicated CAD / CAM software, we have developed an innovative and practical implant solution for the prosthesis of human hard tissues with the possibility of being adapted for both the entire spine and other hard tissue areas. In order to do this, we started from the actual anatomy of the patient, based on images taken from the CT (CT).

- Within this doctoral thesis, several types of implants or variants of them were made, studying the possibility of being functionalized with carbon nanotubes, reinforced with carbon elements, or augmented with hydroxyapatite.

- During the scientific and practical research, the facilities and equipment from the National Institute for Research - Development for Nonferrous and Rare Metals - IMNR - the Nanomaterials Laboratory and the Microscopic Characterization Laboratory, the National Research and Development Institute for Mechatronics and Techniques were used Measurement (INCDMTM) - Biomechatronics Laboratory and Rapid Prototyping Laboratory

- Tests, measurements and analyzes were performed on elements with a lactic structure of hydroxyapatite at ICMCB - Institute of Chemistry at the Matière Condensée de Bordeaux CNRS - UPR 9048 in Bordeaux - France. (training period - 1 month)

- The obtained results showed the superiority of the implant type compared to the classical solutions, so that the objectives proposed at the beginning of the research period were fulfilled. The efficiency of the implant is given by the ease of use, by the fact that it can be adapted in different areas of the spine (cervical, thoracic, lumbar) and can be customized for various types of solid 3D cellular objects, not only in the biomedical industry but also in the auto, aerospace, mechatronic.

The future directions of research, both on the basis of the results obtained and on the basis of the study of the literature of recent date (aged no more than 10 years), are the following:

- Optimization of the constructive form through the use of 3D CAD / FEA software, with the simulation of the complex demands that appear in the tissues;
- Introduction of wireless mechatronic sensors connected wirelessly with real-time mechanical parameter analysis software;

- Qualitative and economic optimization for the implementation of these types of implants with lattice type ultra-light structures, with extension in the area of auto and aerospace research (solid cellular structures with very low mass / mechanical strength ratio);
- Development of new software capabilities for integration into mechatronic systems that incorporate sensors, control and alarm systems in case of implant failure, precise positioning / repositioning systems;
- The introduction of PAH (hydroxyapatite) as osteosynthesis material;
- The introduction of fluoroapatite as a material that contributes to the proliferation of bone tissue;
- Optimizing the fastening systems to minimize the negative impact on the tissue in contact and proximity and to prolong the life of the implant;
 - The optimization of the investigated structures will find applications in experimental supercapacitors, solar cells and nanoporous membranes;
 - Analysis of gait for rehabilitated patients, with tracking of parameters, in order to improve their performance;
 - The design of complex mechatronic structures, capable not only of giving information about the evolution of the implant but also of generating response in order to adjust the positioning of the implant.

Chapter X: CONCLUSIONS

The additive manufacturing (generic name under which 3D printing is also known), has had a spectacular development in the last decade, so it has come to cover the whole range of materials: polymers, metals, ceramics and glass-ceramic materials, biocompatible materials and even tissues (at experimental level).

Due to this fact, additive manufacturing is provoking a growing interest from researchers from several disciplines (mechanical engineering, materials engineering, laser engineering, biomedical engineering, mechatronics engineering but also doctors, biologists, chemists, physicists) [32].

All over the world, the example of aircraft builders was followed by those from the automotive industry, the biomedical industry, resulting in a new, highly competitive market. They are added to research engineers, universities and academies [27].

Additive manufacturing is often vital in the development of orthopedic implants, as it allows the range of known materials to be expanded, creating the possibility of using a much wider range compared to already validated materials.

(1) Given the wide variety of biomaterials available on the market at the moment, it is of great importance to have a very good knowledge of the characteristics and especially of the indications of each type of implant.

(2) Based on the data available at the moment in the specialized literature regarding the mechanical, biological and clinical behavior [11] of the most used types of vertebral implants, the following conclusions can be formulated:

(a) Titanium implants have demonstrated very good mechanical and physical properties over time;

- Although titanium is recognized as a biocompatible material [12], a number of clinical studies on contact dermatitis or granulomatous reactions to titanium devices call into question any titanium allergy or hypersensitivity;

- The results of some studies suggest the possibility that these metals induce non-specific immunomodulation and autoimmunity;

- Another problem could arise due to the gradient difference between the modulus of elasticity of the titanium implant and its surrounding bone. This can cause mechanical stress at the implant-bone interface during pregnancy transfer, which can lead to perimplant bone loss.

(b) Zirconia implants have properties suitable for vertebral implant, biocompatibility, osteoconductivity, favorable response from soft tissue and aesthetics due to its color and light transmission.

- The mechanical strength is good, but lower than the titanium. The osseointegration is inferior to that of the titanium, but it can be optimized by methods of modifying the surface roughness, although the procedures are much more difficult than in the case of the titanium.

(3) Long-term clinical studies are needed to evaluate the clinical performance of zirconia implants and recommend them for routine use in practice.

(4) Implants from Polyetheretherketone (PEEK) have been suggested as an alternative to replace titanium in vertebral implants and the specialty literature at this time contains a large number of studies that recommend them with certainty.

(5) However, many comparative animal studies and clinical studies are needed to determine the potential of PEEK as a viable alternative to titanium.

(6) Thermoplastic materials are also versatile materials perfect for 3D prototype printing that can be used in in-depth testing before starting the production process. They have a high

level of hardness, allowing the production of durable parts without compromises in terms of their quality.

With these materials, the most complicated models, can acquire a special surface, smooth, semi-matte, very similar to the elements made of mass-produced plastics. These materials are also suitable for creating prototypes of mechanical parts or housing elements for performance testing.

BIBLIOGRAPHY

- [1] ***: Ansys-Engineering Simulation for the 21st Century, <http://www.ansys.com/>
- [2] Berce, P., Pacurar, R., Balc, N., Virtual engineering for rapid product development, Engineering mechanics, structures, engineering geology" – WSEAS-EMSEG 2008 (ISI), pp. 195-200, ISSN 1790-2769
- [3] Chenyang, Xu, Jerry, L., Prince: Gradient Vector Flow - A New External Force for Snakes, Proc. IEEE Conf. on Computer Vision & Pattern Recognition (CVPR), Los Alamitos: Comp. Soc. Press, 1997.
- [4] Choi, Y., s.a.: Analysis of errors in medical rapid prototyping models, Int J Oral Maxillofac Surg, Vol. 31, Issue 1, Feb. 2002.
- [5] Chen, Y., T., Wang, M., S.: Three-dimensional reconstruction and fusion for multi-modality spinal images.
- [6] ***: CATIA - Computer Aided Technical Innovations and Applications, <http://www.catia.ro/>
- [7] Dolinsek, S. Investigation of direct metal laser sintering process. Stroj. vestn., Vol. 50(4), pp. 229-238
- [8] ***: 3D-DOCTOR, medical modeling, 3D medical imaging, <http://www.3d-doctor.com/>.
- [9] Degarmo, E., Paul Black, J., T., Kohser, R., A.: Materials and Processes in Manufacturing (9th ed.), Wiley, (2003).
- [10] Drstvensek, I., Strojnik, T., Brajlih T., Valentan, B., Rapid Technologies Supporting Surgical Operations - Case Study, Proceedings of the 1st International Conference on Additive Manufacturing, DAAAM International, 2007.
- [11] Dumitriu, D., Drstvensek, I., Ihan-Hren, N., Balc N., Development of a Custom Maxillofacial Implant by Means of Rapid Prototyping, Proceedings of the 2nd International Conference on Additive Manufacturing, DAAAM International, 2008

[12]*** : EOS Electro Optical Systems. Metal powder report 2001; 56:9 and web-page address: <http://www.eos-gmbh.de/>.

[13]Gregorian, A. §.a.: Accuracy Improvement In Rapid Prototyping Machine, Solid Freeform Fabrication Proceedings, 2001.

[14]Iliescu, M., Nutu, E., Georgescu, L., Finite Element Method Simulation and Rapid Prototyping, Proceedings of the 8th WSEAS International Conference on Electric Power Systems, High Voltages, Electric Machines (POWER '08), 2008, pag. 257

[15]Iliescu M., Comanescu B., Nutu E., Rapid Prototyping Use în Manufacturing components of a Medical Laser device, 2nd International Conference on Additive Technologies ICAT 2008, DAAAM International, 2008

[16]Junior V.: Laser Sintering Technology for batch size adapted manufacturing in production and spare part delivery", uRapid, Frankfurt, December 2002.

[17]Molinari, A., et al.: Influence of microstructure on impact and wear behaviour of Cr-alloyed PM steels, Powder Metallurgy, vol.42 (3), 1999.

[18]*** : MIMICS - Medical software Imaging,
<http://www.materialise.com/materialise/view/en/92458-Mimics.html>.

[19]***: MedicView 3D, <http://www.medicimaging.com/products/3d.htm> .

[20]Mattes et al, "Method and Apparatus for Producing a Three-Dimensional Object" European patent 0738584, published May 28th 1997.

[21]*** : Materialise software, Magics Manual

[22]Ing. N. Băilă Universitatea Pitești - Procedeu EOSINT - Construcția de mașini, 1996 (48), nr. 11

[23]***: Orthopaedic Digital Templating – OrthoView, <http://www.orthoview.com/>

[24]***: SolidWorks :: 3D CAD Design Software, <http://www.solidworks.com/>

[25]Popescu, N., Saban, R., Bunea, D., Pencea, I.: Știinta si ingineria materialelor, Editura Fair Partners, Bucuresti, 1999.

[26]Rafael, C., Gonzalez, R., Woods, E., Digital Image Processing, Addison Wesley Publishing.

[27]Shellabear M.et al.: The breakthrough to 20 micron layers – Increasing precision and efficiency in Direct Metal Laser-Sintering", uRapid, Amsterdam, 2001

[28]***: Scan IP Software, <http://www.simpleware.com/software/scanip.php>

[29]Shellabear M.: Trends and Prospects for e-Manufacturing using Laser-Sintering, 24th RP Seminar, Tokyo, June 2003.

[30]*** : SolidWorks : 3D CAD Design Software, <http://www.solidworks.com/>

- [31] Shellabear M., Lenz J., Junior V.: e-Manufacturing with Laser-Sintering – to Series Production and Beyond, LANE, Erlangen, September 2004.
- [32] Wohlers, T. Wohlers Report 2006, Wohlers Associates, Fort Collins, 2006
- [33] Yan, M., Gu, P., Huang, X., Zhang, X.: Analysis of machine accuracy for rapid prototyping of quality components, Proceedings-of-SPIE, The-International-Society-for-Optical-Engineering, V3517, 1998.

PERSONAL INFORMATION



Năstase-Dan CIOBOTA

-  Estacadei, 10, Bucuresti, 062227, Romania
-  0721 150 998
-  dan_ciobota@yahoo.com
-  www.incdmtm.ro
-  dan_ciobota@yahoo.com

Sex male | Date of birth 16/01/1976 | Nationality romanian

WORKPLACE
27.09.2018 - PREZENT

Biomechatronics Lab Manager

INCDMTM - National Institute for Research and Development for Mechatronics and Measurement Technique - Pantelimon 6-8, Sector 2, Bucharest, RO-021631, www.incdmtm.ro

- Scientific research oriented towards applications of rapid prototyping
 - Management of the research laboratory
 - Development and implementation of projects with national, European and international funding
- The type or sector of activity: R&D, Innovation

WORK EXPERIENCE

01.10.2016 - present

Scientific Researcher III

Head CTT-AVANMAT - Technological Transfer Center - Advanced Materials

NATIONAL RESEARCH-DEVELOPMENT INSTITUTE FOR NON-FERROUS AND RARE METALS ,
INCDMNR-IMNR, Pantelimon-ILFOV, RO-077145, <http://imnr.ro>

- Additive Manufacturing – 3D Bioscaffolder SYS+ENG
 - Scientific research and development in biomedical area, nano-materials and nano-processes
 - Elaboration, coordination and management of research projects including Horizon 2020
 - Scientific and technological consulting and expertise
- Business or sector Research&development

03.10.2001 – 01.10.2016

Scientific Researcher III

Lab Manager

NATIONAL INSTITUTE OF RESEARCH AND DEVELOPMENT FOR MECHATRONICS AND MEASUREMENT TECHNIQUE - **INCDMTM** - Bucharest, RO-021631, www.incdmtm.ro

- Research and development activity for special devices, research apparatus, biomedical apparatus, devices and instruments
 - Maintenance of the IT hardware and software.
 - Elaboration, coordination and management of research projects including the Seventh Framework Programme of the European Union, Horizon 2020
 - Management of the Research Laboratory: RAPID PROTOTYPING through Selective Laser Sintering of Special Metal Powders
 - - Researcher Assistant – 03.10.2001 –31.07.2005
 - Scientific Researcher – 01.08.2005 –30.06.2009
 - Scientific Researcher III –01.07.2009 –01.10.2016
- Business or sector Research&development

EDUCATION AND TRAINING

01.10.2015 – present

PhD (candidate)

EQF-7

Valahia University of Targoviste – Faculty of Materials Engineering and Mechanics

- Additive Manufacturing (AM) for plastic and metallic powders
- Finite Element Analysis (FEA) analysis
- 3D CAD/CAM/CAE (Computer Aided Design/Manufacturing/Engineering) design
- Biomedical research for bone replacement systems and organic-inorganic nanostructured architectures
- 3D printing / 3D Bioscaffolder systems

01.10.2015 – present

Master degree - Maintenance engineering ELI-NP (The Extreme Light Infrastructure – Nuclear Physics)

EQF-7

Polytechnic University Bucharest - Mechanical and Mechatronic Engineering Faculty – Mechatronics and Precision Mechanics Department

- Lasers physics and technology
- Particle accelerators – physics and technology
- Relevant elements of nuclear physics for working with gamma radiation beam at The Extreme Light Infrastructure – Nuclear Physics
- Materials for lasers

October 2013 – 2016

Economist

EQF-6

Bucharest Academy of Economic Studies – International Business and Economics – Faculty of International Economic Relations

- A solid theoretical foundation in economics, including the micro foundations of economic thought and macroeconomic tools that international and domestic actors can use.
- The ability to think theoretically and analytically about contemporary issues in international affairs.
- A grounding in the quantitative (statistical) analysis skills required from a professional in this field of study.
- The ability to conduct research and produce original research papers.
- An understanding of the conceptual and empirical issues associated with international and European economic and social policy and their application in international relations.

October 1995 - July 2000

Diplomat Engineer – Mechanical Engineering – optical and biomedical devices specialization

EQF-6

Polytechnic University Bucharest - Mechanical Engineering Faculty – Precision Mechanics – Optical and Biomedical Devices

- Full use of technology at the highest level, initiating the aided design of components and mechanical sub-assemblies using systems CAD-CAE in virtualization , as well as in the design and use of systems acquisition, storage and processing of data for equipment research located in the laboratories of the faculty
- Optical and Biomedical devices
- Problem solving The ability to solve problems by using mechanical engineering science, mathematics and I.T. knowledge
- Information processing The ability to acquire, use and critically evaluate experimental and other complex information

PERSONAL SKILLS

Mother tongue(s) Romanian

Other language(s)

English
French

	UNDERSTANDING		SPEAKING		WRITING
	Listening	Reading	Spoken interaction	Spoken production	
English	C2	C2	B2	B2	C1
French	C2	C2	B2	B2	C1

Levels: A1/A2: Basic user - B1/B2: Independent user - C1/C2 Proficient user
Common European Framework of Reference for Languages

Publications
Presentations
Conferences
Seminars
Honours and awards
References
Citations

- „NEW MINIMALLY INVASIVE TECHNIQUES IN VERTEBRAL COLUMN SURGERYFOR APPROACHING THE FRACTURES CAUSED BY THE OSTEOPOROSIS”, published in „Romanian Review Precision Mechanics, Optics & Mecatronics, ISSN 1584 – 5928;
- „TITANIUM AND TITANIUM ALLOYS FOR BIOMEDICAL AND INDUSTRY APPLICATIONS”, International Conference 6th Workshop on European Scientific and Industrial Collaboration on promoting Advanced Technologies in Manufacturing Wesic '08, article honoured with EXCELLENCE DIPLOMA;
- “NEW MATERIALS AND PROCESSING TECHNOLOGIES FOR TITANIUM AND TITANIUM ALLOYS IN BIOMEDICAL, BIOMECHANICS AND MECHATRONICS APPLICATIONS”, “The 6th Symposia with International Participation for Mechatronics, microtechnologies and new materials”, VALAHIA University from Targoviste
- “ THE NEW GENERATION OF RAPID PROTOTYPING TECHNOLOGY IN SELECTIVE LASER SINTERING FOR METAL POWDERS” - Prof. Univ. PhD. Eng. Gh. Ion Gheorghe, PhDs. Eng. Ciobota Nastase-Dan from National Institute of Research and Development for Mechatronics and Measurement Technique and Prof. Dr. Igor Drstvensek from University of Maribor, Faculty of Mechanical Engineering, Slovenia
- “ NEW CONSIDERATIONS REGARDING THE USE OF SELECTIVE LASER SINTERING TECHNOLOGY FOR BIOMEDICAL METALIC IMPLANTS” - PhDs. Eng. Ciobota Nastase-Dan, PhD. Eng. Stanca Comsa from National Institute of Research and Development for Mechatronics and Measurement Technique and Dipl.Eng. Deniz Demirtas from EOS GmbH, Germany
- “ INNOVATIVE TECHNOLOGY THROUGH SELECTIVE LASER SINTERING IN MECHATRONICS, BIOMEDICAL ENGINEERING AND INDUSTRY” – PhDs. Eng. Ciobota Nastase-Dan, Prof. PhD. Eng. Doru Dumitru Palade, Prof. Univ. PhD. Eng. Gh Gheorghe Ion Gheorghe - NIRDMMT-National Institute of Research and Development for Mechatronics and Measurement Technique, ROMANIA, Eng. Pavel Sanda – Fundeni Clinical Institute, Bucharest, ROMANIA Scientific Session held in INCAS and COMOTI in amphitheater "Elie Carafoli" Bucharest ROMANIA on December 14 2010, published on INCAS BULLETIN Volume 3, Issue 1/ 2011 code ISSN 2066- 8201
- “ CREATION OF 3D-CAD VIRTUAL MODEL FOR RAPID PROTOTYPING MICROMECHANICAL TECHNOLOGIES USING SELECTIVE LASER SINTERING” – Prof. Univ. PhD. Eng. Gh Gheorghe Ion Gheorghe, PhDs. Eng. Ciobota Nastase-Dan, PhDs. Eng. Pacioga Adrian - NIRDMMT-National Institute of Research and Development for Mechatronics and Measurement Technique, ROMANIA;, published to the 22nd DAAAM International World Symposium UNO City - Austria Center Vienna Vienna, Austria 2011-11-23/26
- “ TECHNOLOGY FOR THE IMPLEMENTATION OF RAPID PROTOTYPING IN MECHATRONICS” – PhDs. Eng. Ciobota Nastase-Dan, Prof. Univ. PhD. Eng. Gh Gheorghe Ion Gheorghe, Eng. Alexandru Moldovanu - NIRDMMT-National Institute of Research and Development for Mechatronics and Measurement Technique, ROMANIA;, published to the REM 2011 - 12th International Workshop on Research and Education in Mechatronics September 15 - 16, 2011 Kocaeli, Turkey
- Horizon 2000/ Instrumentation and apparatus for laparoscopic surgery, transillumination systems
- Infras / Testing laboratory for medical devices, implantable and non-implantable
- Viasan / Elaboration of new elements for prosthetic implants on crano-maxilo-facial surgery
- Viasan/ Development and manufacturing of the equipments needed for pereparation of the bone grafts from tissue banks
- Viasan/ Research regarding the development of new methods for stabilisation the skull fragments after craniotomy in the intracranial expansive processes
- Viasan/ Research regarding the minimal invasive treatment of the osteoporotic vertebral bodies ractures through kyfoplasty
- PNCDI II-Capacities Programme-Module I - RESEARCH AND DEVELOPMENT LABORATORY – DEVELOPING TECHNOLOGICAL PROCESSES FOR MANUFACTURING AND RAPID CHARACTERIZATION OF MODULAR PROSTHETIC COMPONENTS
- INNOVATIVE METHODS FOR ENHANCING HIGH TEMPERATURE THERMAL ENERGY STORAGE PROPERTIES OF PHASE CHANGE MATERIALS – ENERHIGH
- member of the scientific board of the Romanian Federation for Biomedical Engineering;
- member of Romanian Society of Mechatronics (SROMECA);
- member of General Association of Engineers from Romania;
- technical expert of RENAR – Romanian Accreditation Association – Medical Devices – Active Implantable Medical Devices
- Technical expert of ASRO (Romanian Association of Standardisation)

Memberships
Courses
Certifications

“VALAHIA” UNIVERSITY OF TÂRGOVIŞTE IOSUD
PhD Field: Mechanical Engineering

PhD student Eng. Ciobota Nastase-Dan

PhD student from october 2015 to 2019,

PhD SUPERVISOR: Prof. Univ. PhD. Eng. EurEng. Dr. h.c. Gh. GHEORGHE

Current function/job: ENG./National Institute of Research and Development for Mechatronics and Measurement Technique, Bucharest

PhD THESIS:

„RESEARCHES REGARDING BUILDING OF MECHANICAL AND MICROMECHANICAL ELEMENTS BY SELECTIVE LASER SINTERING FOR THE PROSTHESIS OF HUMAN HARD TISSUES”

“Valahia” Universitaty of Târgovişte, Faculty of Materials and Mechanics engineering

Articles published in ISI journals

	Ciobota Nastase-Dan	
	Authors, article, etc.	Year of publication
1.	"3D Bioprinting of Hybrid Materials for Regenerative Medicine. Implementation in Innovative SMEs", Roxana Mioara Piticescu; Laura Madalina Cursaru, Ph.D.; PhDs. Dan-Nastase Ciobota ; Dumitru Ulieru, The Journal of The Minerals, Metals & Materials Society (TMS), ISSN: 1047-4838 (Print) 1543-1851 (Online), Impact Factor-2.145	2018

Articles published in journals and volumes of BDI conferences

Nr. crt .	Article title	Authors first and last name	Paper/volume conference BDI	ISBN/ISS N, pages	Year of publication
1	NEW TECHNOLOGIES FOR BUILDING COMPLEX PARTS FROM PLASTIC POWDERS ON LASER SINTERING SYSTEMS Gheorghe, Ion; Ciobota, Dan ; Stanca, Comsa; Pacioga, Adrian; Gheorghiu, Doina; et al. Romanian Review Precision Mechanics, Optics & Mechatronics; Bucharest Iss. 48, (2015): 213-218. The Romanian Journal Review Precision Mechanics, Optics & Mecatronics is classified by the National Council of Scientific Research in Higher Education (CNCSIS) in category B +, as well as in the International Databases (BDI) EBSCO, SCOPUS and ProQuest.				2015

	3D ENGINEERING APPLICATIONS FOR HUMAN SKELETON TAILORED IMPLANTS BUILD ON SELECTIVE LASER SINTERING SYSTEMS Nastase-Dan CIOBOTA , Gheorghe Ion GHEORGHE http://fsim.valahia.ro/sbmm.html/	
2	The Scientific Bulletin of VALAHIA University – MATERIALS and MECHANICS – Nr. 10 (year 13) 2015, ISSN 1844-1076 Indexed in Scientific Publishing & Information Online Database, Database Open Access Journals, INDEX COPERNICUS INTERNATIONAL database, INDEX COPERNICUS INTERNATIONAL database 2015 - IC value: 64.26	2015
3	NANOPOWDERS IN RAPID PROTOTYPING FOR 3D PRINTING OBJECTS THROUGH SELECTIVE LASER SINTERING TECHNOLOGIES Ciobota, Nastase-Dan ; Gheorghe, Gheorghe Ion. Romanian Review Precision Mechanics, Optics & Mechatronics; Bucharest Iss. 50, (2016): 128-130. The Romanian Journal Review Precision Mechanics, Optics & Mecatronics is classified by the National Council of Scientific Research in Higher Education (CNCSIS) in category B +, as well as in the International Databases (BDI) EBSCO, SCOPUS and ProQuest.	2016
4	TECHNOLOGICAL PROGRESS - RESULT OF BIOMEDICAL RESEARCH OF EXCELLENCE BY THE IMPLEMENTATION OF FAST PROTOTYPE TECHNOLOGIES, Drd. eng. Nastase-Dan CIOBOTA , Prof. Eng. Gheorghe Ion GHEORGHEAGIR Bulletin 4/2016 - EDUCATION, RESEARCH, TECHNOLOGICAL PROGRESSISSN-L 1224-7928, 4 issues per year BDI: INDEX COPERNICUS INTERNATIONAL, ACADEMIC KEYS, getCITEDOnline: ISSN 2247-3548	2016
5	SYNTHESIS OF NEW NANOSTRUCTURED HYBRID MATERIALS: OPPORTUNITIES FOR INNOVATIVE START-UP DEVELOPMENT AND APPLICATIONS IN ADDITIVE MANUFACTURE OF PERSONALIZED IMPLANTS R. M. Piticescu, M. L. Popescu, D.Ciobota , 16th edition of NATIONAL NANOSCIENCE AND NANOTECHNOLOGY SEMINAR June 6, 2017, "I.H. Radulescu" Amphitheater, Library of the Romanian Academy	2017
6	3D COMPLEX STRUCTURES THROUGH FUSED DEPOSITION MODELING AS A RAPID PROTOTYPING TECHNOLOGY DESIGNED FOR REPLACING ANATOMIC PARTS OF HUMAN BODY PhDs. Eng. Ciobota Nastase-Dan , Prof. Univ. PhD. Eng. dr.h.c. Gheorghe GHEORGHE XVI THE NATIONAL SYMPOSIUM OF "MECATRONICS AND MECHANICAL ENGINEERING, MICROMECHANICAL TECHNOLOGIES AND NEW MATERIALS" - MIMMMN-2018 The Scientific Bulletin of VALAHIA University – MATERIALS and MECHANICS – Nr. 10 (year 13) 2015, ISSN 1844-1076 Indexed in Scientific Publishing & Information Online Database, Database Open Access Journals, INDEX COPERNICUS INTERNATIONAL database, INDEX COPERNICUS INTERNATIONAL database 2015 - IC value: 64.26	2018

Proceedings to national/international conferences BDI indexed

Nr. crt.	Article title	Authors firts/last name	Conference Proceeding	ISBN, page	Year of publication
1	Synthesis of new nanostructured hybrid materials: opportunities for innovative start-up development and applications in additive manufacturing of custom implants	Dr. ing. R. M. Piticescu, M. L. Popescu, D.Ciobota	16th edition of NATIONAL NANOSCIENCE AND NANOTECHNOLOGY SEMINAR		2017
2	3D Bioprinting of Hybrid Materials for Regenerative Medicine Implementations in Innovative SMEs	Robert Radu Piticescu, Laura Madalina Popescu, Roxana Mioara Piticescu, Dan Nastase Ciobota	Meeting 1st International Conference on Technological Innovations in Metals Engineering (TIME) Symposium Technological Innovations in Metals		2018
3	3D Complex Structures through Layer Plastic Deposition Designed for Carbon Material Impregnation	PhDs. Eng. Nastase-Dan CIOBOTA, Eng. Paul STANCIU, Prof. Univ. PhD. Eng. Dr.H.C. Gheorghe Ion GHEORGHE	6th International Workshop on Numerical Modelling in Aerospace Sciences, NMAS 2018, 16-17 mai 2018, INCAS Bucharest	(Print) ISSN 2066–8201, (Online) ISSN 2247–4528, ISSN-L 2066–8201,	2017

National patents

Nr. crt.	Patent title	Patent authors	Patent no/ Patent year
		Last Name Firts Name	
1	FEMORAL ANATOMOADAPTIVE STEM	Comsa Stanca, Adrian Pacioga, Ciobota Nastase-Dan	128084/2017
2	DENTAL MODEL SUPPORT FOR SIMULATION OF STOMATOLOGICAL AND ORTHODONTIC TREATMENTS	Comsa Stanca, Adrian Pacioga, Ciobota Nastase-Dan	129503/2017

Awards

PhD student name					
CIOBOTA NASTASE-DAN	-				
Nr. crt	Awards/medals	Competition	Institutions	Authors	Year
1	PREMIERE BREVET	PN-III-P11.1PRECBVT201 7-0648	UEFISCDI	Comsa Stanca, Adrian Pacioga, Ciobota Nastase-Dan	2017
2	PREMIERE BREVET	PN-III-P11.1PRECBVT201 7-085	UEFISCDI	Comsa Stanca, Adrian Pacioga, Ciobota Nastase-Dan	2017

PUBLICATIONS THAT HAVE BEEN REPORTED IN RESEARCH CONTRACTS

PhD student name	Contract data	Year
PhDs. Eng. Nastase-Dan CIOBOTA	ctr. PN 18070301 / 2018 Emerging Technologies for advanced non-ferrous Material Development with high added value - EMERNEF- Contracting Authority: Ministry of Research and Innovation, Romania.	2018

Publications reported in research contracts

Nr. crt.	Article	Authors	Conference Proceeding	Research contract	ISBN /Year
1	3D Complex Structures through Layer Plastic Deposition Designed for Carbon Material Impregnation	PhDs. Eng. Nastase-Dan CIOBOTA , Eng. Paul STANCIU, Prof. Univ. PhD. Eng. Dr.H.C. Gheorghe Ion GHEORGHE	6th International Workshop on Numerical Modelling in Aerospace Sciences, NMAS 2018	ctr. PN 18070301 / 2018 Emerging Technologies for advanced non-ferrous Material Development with high added value - EMERNEF- Contracting Authority: Ministry of Research and Innovation, Romania.	ISSN 2360-1809, ISSN-L 2360-1809/2018

Scientific papers presented as poster

Nr. crt.	Authors	Title	The event in which the presentation took place (also indicating the place of the event)	The date on which the presentation took place
1	Laura Madalina Popescu, Roxana Mioara Piticescu, Nastase-Dan Ciobota , Paul Stanciu, Sînziana Istrate, Liliana-Mary Voinea	Recent advances in 3D printing of hybrid nanomaterials funcționali ai circuitelor electronice prin utilizarea de senzori de forță rezistivi-tactili cu materiale nanostructurate	“Technologies for the fabrication and characterization of 3D scaffolds for tissue engineering – NoRoTech”	8th and 9th of June.

Universitatea Valahia Târgoviște

2019