

STUDIUL PROPRIETĂȚILOR MECANICE ALE CIMENTULUI ACRILIC CEMFIX 1

Dr. ing. Corneliu DRUGĂ¹, Dr. ing. Barbu BRAUN¹, Dr. ing. Ionel ȘERBAN¹

¹ Universitatea Transilvania din Brașov, Brașov, România

REZUMAT. Lucrarea prezintă studiul proprietăților mecanice ale cimentului acrilic. După o scurtă introducere în acest domeniu, se prezintă clasificarea cimenturilor, se pune accent pe cimentul acrilic osos (PMMA), se prezintă proiectarea și realizarea epruvetelor din ciment acrilic CEMFIX 1, se realizează încercarea la tracțiune a epruvetelor din cemfix 1 pe mașina de încercări la tracțiune LLOYD L5100. Din rezultate se poate observa că rezistența la tracțiune și modulul de elasticitate ale cimentului sunt mici în comparație cu cele ale osului cortical uman sau cu cele ale aliajelor pe bază de Co-Cr, Co-Cr-Mo sau ale oțelurilor inoxidabile.

Cuvinte cheie: ciment acrilic, CEMFIX 1, CATIA, LLOYD L5100

ABSTRACT. The paper presents the study of the mechanical properties of acrylic cement. After a brief introduction to this field, the classification of cements is presented, emphasis is placed on bone acrylic cement (PMMA), the design and production of CEMFIX 1 acrylic cement specimens is presented, the tensile test of cemfix 1 specimens on the testing machine is performed to LLOYD L5100 traction. It can be seen from the results that the tensile strength and modulus of elasticity of the cement are small compared to those of human cortical bone or those of Co-Cr, Co-Cr-Mo alloys or stainless steels.

Keywords: acrylic cement, CEMFIX 1, CATIA, LLOYD L5100

1. INTRODUCERE

Conform DEX, cimentul reprezintă pulberea obținută prin amestecul unor materii minerale calcinate și care în contact cu apa se pietrifică, devenind astfel o masă omogenă. [1] Primele încercări de a folosi un material de fixare pentru os au fost făcute în urmă cu 4000 de ani. Poporul chinez, egiptean și cel roman utilizau adezivi naturali pe bază de gelatină extrasă din tendoane, oase, cartilaje și piei de animale.

La jumătatea secolului XIX, Themistokles Gluck, primul chirurg care a implantat o proteză totală de genunchi realizată din fildeș, a avut ideea de a realiza o fixare a țesutului osos cu "Lithocolle", un ciment pe bază de gips și colofoniu. [2]

În anul 1931, Von Henri a descris primul adeziv hibrid, amestecul organic-anorganic având în componență collagen și proteine fibroase (a fost denumit OSSOCOL). Deși aplicarea acestui ciment a înregistrat o bună aderență și o rezistență ridicată a îmbinării os-implant, reacțiile adverse negative au împiedicat extinderea utilizării acestui produs.

Cimenturile osoase sunt folosite pentru fixarea articulațiilor artificiale. Cimenturile umplu spațiul liber dintre proteză și os, și constituie o zonă foarte importantă. Având în vedere rigiditatea lor optimă, cimenturile pot fi un tampon între forțele care

acționează împotriva osului. Legătura strânsă între ciment și os, precum și dintre ciment și proteză conduc la o distribuție optimă a tensiunilor de deformare.

Transferul forțelor la interfața os-implant este sarcina principală a cimentului osos. Capacitatea de a face acest lucru fiabil pentru o lungă perioadă de timp este esențială pentru supraviețuirea pe termen lung a implantului. Este bine cunoscut faptul că implanturile artificiale sunt deosebit de sensibile la colonizarea bacteriană pe suprafețele lor, deoarece germeii pot scăpa apoi de protecția naturală și prin intermediul corpului pot provoca o infecție periprotetică, de aceea se aplică antibiotice în cimenturile osoase. [2]

Chiar dacă primele cimenturi sau adezivi au avut la origini materiale naturale, dezvoltarea chimiei a permis lărgirea gamei produselor de cimentare și fixare a protezelor de uz ortopedic. Astfel, în anul 1901, descoperirea lui Otto Rohm cu privire la sinteza polimetacrilatului de metil, un material transparent, solid și rezistent, a revoluționat folosirea unor biomateriale de sinteză. [3, 4]

2. CLASIFICAREA CIMENTURILOR

Cimenturile osoase acrilice au fost utilizate pentru fixarea protezelor articulare de peste 30 de ani. Aceste materiale se obțin prin dispersarea unui polimer

acrilic sub formă de pulbere într-un monomer lichid, de obicei metacrilat de metil (MMA). Polimerul se umflă apoi se dizolvă în monomer formând astfel un plastisol, cu o vâscozitate ce depinde de mai mulți factori și care influențează cinetica procesului de întărire și implicit caracteristicile de manipulare. [5]

În funcție de vâscozitate, materialele de cimentare pot fi împărțite în următoarele categorii:

- ✓ **Cimenturi cu vâscozitate redusă:** caracterizată prin durate destul de mari ale fazei de așteptare;
- ✓ **Cimenturi cu vâscozitate medie:** caracterizată prin durată mare a fazei de așteptare, dar vâscozitatea crește lent în faza de lucru;
- ✓ **Cimenturi cu vâscozitate mare:** caracterizată prin durata scurtă a fazei de așteptare, iar faza de lucru în care vâscozitatea rămâne constantă, este de durată mare.

În funcție de prezența compușilor cu activitate bactericidă, clasificarea materialelor de cimentare poate fi următoarea:

- ✓ **Cimenturi fără adausuri antibacteriale:** nu conțin adausuri cu rolul de a preveni infecția postoperatorie;
- ✓ **Cimenturi cu încărcare antibacterială:** conțin agenți antimicrobieni.

Prezența aditivilor de colorare în compoziția materialului solid, permite gruparea materialelor de cimentare în:

- ✓ **Cimenturi albe:** amestecul de cimentare are o culoare foarte apropiată de culoarea osului;
- ✓ **Cimenturi colorate:** conțin coloranți sau pigmenți (albastru de metilen, clorofilă) ce fac mai vizibilă prezența detritusurilor de ciment. [5]

Pentru prepararea și obținerea cimentului acrilic osos în parametri optimi, este necesară cunoașterea principiilor procesului de întărire a cimentului, dar și cunoașterea compoziției componentelor folosite.

Principalele componente de bază ale cimenturilor acrilice osoase sunt:

- ✓ Faza solidă – ce conține un polimer acrilic (PMMA), și un inițiator de polimerizare (POB);
- ✓ Faza lichidă – are în componență un monomer (MMA) și un activator.

Pe lângă componentele de bază, atât faza solidă cât și faza lichidă conțin și alte substanțe, cu rol în îmbunătățirea performanțelor cimentului. [5]

3. CIMENTUL ACRILIC OSOS(PMMA)

Polimetilmetacrilat (PMMA) a fost descoperit în anul 1902 de către chimistul Otto Röhm. Prin 1936, compania Kulzer (1936; brevetul DRP 737058) a

constatat deja că un compozit poate fi produs prin amestecarea polimetilmetacrilatului soluție (PMMA) pulbere și un monomer lichid (care se întărește atunci când se adaugă peroxid de benzoil); amestecul se încălzește la 100°C, într-o matriță. Prima utilizare clinică a acestor amestecuri de PMMA a fost o încercare de a închide defectele craniene la maimuțe în 1938. Când aceste experimente au devenit cunoscute, chirurgii au fost nerăbdători să încerce aceste materiale în chirurgia plastică la oameni. Polimerul Paladon 65 a fost imediat folosit pentru închiderea defectelor craniene la oameni prin producerea de plăci în laborator și ulterior ajustarea materialului pentru întărirea pe loc. Când chimiștii descoperă că polimerizarea PMMA s-ar produce de la sine, la temperatura camerei, dacă se adaugă un co-inițiator. Companiile Degussa și Kulzer (1943 brevet DRP 973 590), au stabilit un protocol pentru producția chimică a cimenturilor acrilice osoase în 1943.

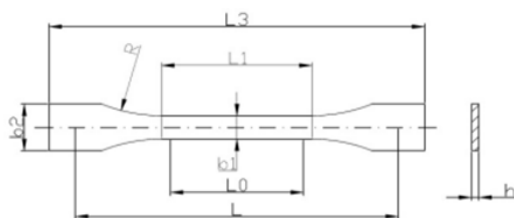
În 1958, Sir John Charnley a reușit pentru prima dată ancorarea protezei capului femural în femur cu auto-polimerizarea PMMA. Sir J. Charnley a numit materialul »*ciment osos pe bază de acrilic*»; studiile sale au deschis o cu totul nouă tehnică chirurgicală.

Cimenturile osoase sunt folosite pentru fixarea articulațiilor artificiale. Cimenturile umplu spațiul liber dintre proteză și os și constituie o zonă foarte importantă. Având în vedere rigiditatea lor optimă, cimenturile pot fi un tampon între forțele care acționează împotriva osului. Legătura strânsă între ciment și os, precum și dintre ciment și proteză conduc la o distribuție optimă a tensiunilor de deformare.

Transferul forțelor la interfața os-implant este sarcina principală a cimentului osos. Capacitatea de a face acest lucru fiabil pentru o lungă perioadă de timp este esențială pentru supraviețuirea pe termen lung a implantului. Este bine cunoscut faptul că implanturile artificiale sunt deosebit de sensibile la colonizarea bacteriană pe suprafețele lor, deoarece germenii pot scăpa apoi de protecția naturală și prin intermediul corpului pot provoca o infecție periprotetică, de aceea se aplică antibiotice în cimenturile osoase. [2, 3] Cimenturile osoase sunt oferite ca sisteme cu două componente (pulbere și lichid). Componenta pulbere-polimerul conține PMMA și/sau metacrilat. În plus, conțin peroxid de benzoil ca inițiator de polimerizare fiind inclus în mărelele polimerului sau pur și simplu amestecat în pulbere. Pulberea conține, de asemenea, un radio-opacifier și, opțional, un antibiotic. În componenta lichidă, metil metacrilatul este principalul ingredient și, uneori, alți metacrilati precum butil metacrilat.

4. PROIECTAREA ȘI REALIZAREA EPRUVETELOR DIN CIMENT ACRILIC CEMFIX 1

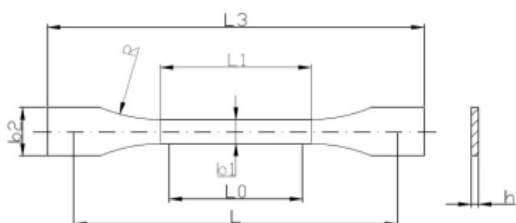
Pentru a începe experimentul, avem nevoie de epruvete pe care le supunem încercărilor mecanice. Epruveta reprezintă o piesă de probă confecționată dintr-un anumit material, pentru a fi supusă unor încercări în vederea determinării materialului respectiv. Pentru ca efectele forțelor cu care epruveta este prinsă în bacurile mașinii să nu denatureze starea de tensiuni din zona ei de măsurare, capetele epruvetei sunt de obicei ceva mai late și mai groase față de celelalte porțiuni ale ei. [6] Determinarea experimentală a necesitat realizarea a două matrițe din două materiale diferite (aluminiu – Fig.1.1, Fig. 4.3 și plexiglas- fig. 4.2).



Notatie	Caracteristica	Dimensiune (mm)
L3	Lungime totală	≥ 150
L1	Lungime a părții înguste paralele	$60 \pm 0,5$
R	Rază	≥ 60
b2	Lățime la extremități	$20 \pm 0,2$
b1	Lățime a părții înguste	$10 \pm 0,2$
h	Grosime	4,4
L0	Lungime de referință	$50 \pm 0,5$
L	Distanța inițială între cleme	115 ± 1

Fig. 1.1. Dimensiunile standard ale epruvetei pentru matrița de Aluminiu [6]

Realizarea modelului CAD, a epruvetelor folosite în experiment, s-a făcut cu ajutorul programului Catia V5R19.



Notatie	Caracteristica	Dimensiune (mm)
L3	Lungime totală	≥ 150
L1	Lungime a părții înguste paralele	$60 \pm 0,5$
R	Rază	≥ 60
b2	Lățime la extremități	$20 \pm 0,2$
b1	Lățime a părții înguste	$10 \pm 0,2$
h	Grosime	5,6
L0	Lungime de referință	$50 \pm 0,5$
L	Distanța inițială între cleme	115 ± 1

Fig. 1.2. Dimensiunile standard ale epruvetei pentru matrița de Plexiglas [6]

Realizarea practică a matrițelor s-a realizat cu ajutorul unei instalații de tăiere cu jet de apă și granule

de granit în cadrul Institutului de Cercetare și Dezvoltare al Univ. Transilvania din Brașov -Fig.1.3.



Fig. 1.3. Schița 2D a epruvetei și fixare plăcii de aluminiu pe suportul mașinii

În urma procesului de tăiere cu apă au rezultat epruvetele și matrițele (plexiglas și aluminiu) din Fig.1.4.



Fig. 1.4. Epruvetele și matrițele rezultate

Principalele avantaje ale tăierii cu jet de apă sunt: precizia ridicată, în timpul tăierii cu jet de apă nu generează vibrații mecanice care să afecteze precizia prelucrării, nu se degajă căldură și nu rezultă muchii ascuțite, nu sunt necesare alte prelucrări și finisări secundare ale marginilor semifabricatelor.

În cadrul acestui studiu, pentru realizarea epruvetelor din PMMA s-a folosit cimentul acrilic osos Cemfix 1 (Fig.1.5, Tab.1.1) produs de firma TEKNI-MED S.A (Biomateriaux-Implants Orthopediques, France), care se prepară și se aplică manual, datorită vâscozității standard.



Fig. 1.5. Componentele pachetului CEMFIX 1

CEMFIX 1 este un ciment acrilic osos utilizat în aplicațiile ortopedice pentru următoarele afecțiuni: poliartrită reumatoidă, artroză, artrită traumatică, osteoporoză, necroză avasculară, colagenoză și distrugerea semnificativă a articulațiilor ca urmare a unei traume sau alte infecții precum și în timpul intervenției chirurgicale de revizuire pentru artroplastiile anterioare.

Tabelul 1.1. Compoziția cimentului acrilic CEMFIX 1

Componenta solidă (pulbere)	Componenta lichidă
Polimetilmetacrilat, 87,6%	Metil metacrilat, 84,4%
Peroxid de benzoil, 2,4%	Butyl metacrilat, 13,2%
Sulfat de bariu, 10,0%	N-N dimetil toluidină, 2,4%
	Hydrochinonă, 20 ppm

Prepararea cimentului acrilic s-a realizat conform instrucțiunilor furnizate de către producător, prezente în pachet. S-a amestecat întreaga cantitate de pulbere cu lichidul din fiolă, astfel încât s-a obținut un amestec omogen, care s-a depus în matricele realizate din plexiglas și aluminiu (Fig. 1.6).

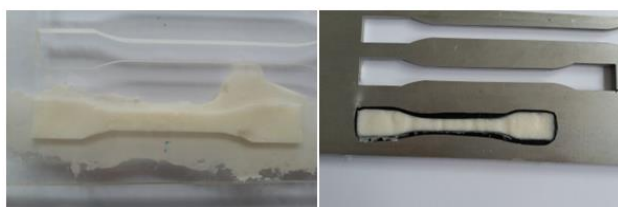


Fig. 1.6. Realizarea epruvetelor din CEMFIX 1.

5. ÎNCERCAREA LA TRACȚIUNE A EPRUVETELOR DIN CEMFIX 1

Pentru analiza proprietăților mecanice ale cimentului acrilic de oase se folosește standardul ISO 5833:2002 (*Implants for surgery - Acrylic resin cement*) sau ASTM F451 (*Standard Specification for Acrylic Bone Cement*). Standardul specifică cerințele pentru lichid (aspect, stabilitatea și acuratețea conținutului fiolei), pentru pulbere (aspectul și exactitatea conținutului) și pentru ciment (caracteristici de întărire și intruziune). Există doar trei cerințe pentru cimentul stabilizat: rezistența la compresiune (minim 70 MPa), modulul de elasticitate (minim de 1800 MPa) și rezistența la încovoiere (minim 50 MPa). Modulul de elasticitate și rezistența la încovoiere se măsoară cu ajutorul unui test de încovoiere patru puncte pe probe de ciment osos 24 ± 2 ore după formarea și depozitare în aer uscat, la 23°C. Formulele sunt date pentru calcularea modulului de elasticitate și rezistența la încovoiere.

Toate cimenturile osoase, care sunt disponibile în comerț (aproximativ 24 de cimenturi simple și 18 cimenturi cu antibiotice sunt disponibile comercial) trebuie să îndeplinească cerințele din ISO 5833. Cinci proprietăți ale cimentului osos ar trebui să fie măsurate prin testarea probelor de ciment în laborator. Acestea sunt: rezistența la tracțiune, rezistența la forfecare, rezistența la compresiune,

încovoiere și modulul de elasticitate. Rezultate pe diferite cimenturi oferă următoarele valori medii:

- rezistența la rupere 35,3 MPa;
- rezistența la forfecare 42,2 MPa;
- rezistența la compresiune 93,0 MPa ;
- rezistență la încovoiere 64,2 MPa
- modulul de elasticitate 2552 MPa.

Pentru determinarea rezistenței la tracțiune s-a folosit mașina de testare LLOYD L5100 (Fig. 1.7) aflată în dotarea Univ. Transilvania din Brașov. Mașinile Lloyd Instruments încorporează o gamă largă de caracteristici care le fac ideale pentru a efectua aplicații complexe de testare, de până la 50 kN (11241 lbf).



Fig. 1.7. Mașina folosită pentru încercarea la tracțiune LLOYD L5100

Software-ul NEXYGENPlus, care este instalat în computerul mașinii, este compatibil cu programele Excel și Word, oferindu-ne posibilitatea de a transfera automat rezultatele testelor direct în propriile șabloane corporative (sheet-uri, foi de lucru- Fig.1.8).

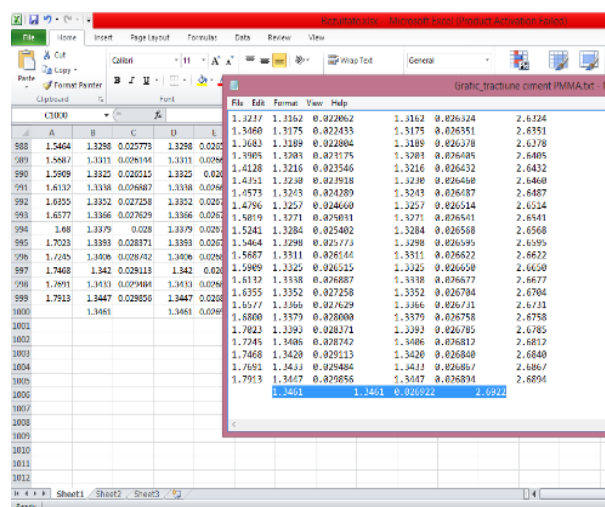


Fig. 1.8. Transferul datelor în Excel.

În urma testării s-au obținut următoarele rezultate (Tab.1.2, Fig. 1.9):

STUDIUL PROPRIETĂȚILOR MECANICE ALE CIMENTULUI ACRILIC

Tabelul 1.2. Rezultatele parțiale ale testării la tracțiune ale epruvetelor din CEMFIX1

Nr. crt.	Caracteristică	Valoare
1	Tensile Strength (MPa)	22.241357297215
2	Gauge Length (mm)	50
3	Speed (mm/min)	1
4	Width (mm)	10
5	Thickness (mm)	6
6	Area (mm ²)	60
7	Stiffness (N/m)	1501978.1078076
8	Young's Modulus (MPa)	1251.648423173
9	Load at Max. Load (kN)	1.3344814378329
10	Stress at Max. Load (MPa)	22.241357297215
11	Machine Extension at Max. Load	1.31112270114887
12	Extension at Maximum Load	1.31112270114887
13	Strain at Maximum Load	0.0262224540229773
14	Load at Maximum Extension (kN)	0.00181306338387835
15	Stress at Maximum Extension (MPa)	0.0302177230646392
16	Machine Extension at Maximum Extension (mm)	1.34606005560636
17	Extension at Maximum Extension (mm)	1.34606005560636
18	Strain at Maximum Extension	0.0269212011121272
19	Load at Break (kN)	1.3344814378329
20	Stress at Break (MPa)	22.241357297215
21	Machine Extension at Break (mm)	1.31112270114887
22	Extension at Break (mm)	1.31112270114887
23	Strain at Break	0.0262224540229773

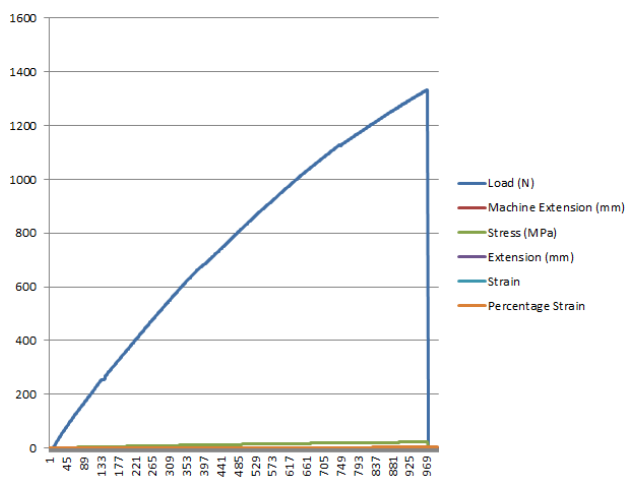


Fig. 1.9. Reprezentarea grafică a rezultatelor testării.

6. CONCLUZII

Se poate observa din rezultatele prezentate mai sus că rezistența la tracțiune și modulul de elasticitate ale cimentului sunt mici în comparație cu cele ale osului cortical uman sau cu cele ale aliajelor pe bază de Co-Cr, Co-Cr-Mo sau ale oțelurilor inoxidabile (modulul de elasticitate pentru oțel inoxidabil sau din aliaj de crom cobalt este de circa 200×10^3 MPa, pentru osul cortical este de 20×10^3 MPa și pentru PMMA aproximativ 2×10^3 MPa). Cimentul osos trebuie să funcționeze eficient pentru un timp foarte îndelungat în șold- experiențe clinice mai lungi de treizeci de ani au fost raportate. Modulul de elasticitate și duritate Knoop pe probe de ciment acrilic recuperate de la pacienții între 15 și 24 de ani de utilizare (in vivo) sunt raportate a fi comparabile cu cele obținute în laborator la teste de aproximativ 1 an. În plus, față de proprietățile mecanice, descrise mai sus, există alte trei proprietăți importante de care trebuie să se țină cont în cazul acestor cimenturi și anume: viscoelastice pe termen lung, rezistența la oboseală (având în vedere solicitările ciclice la care este supus cimentul) și fluajul.

BIBLIOGRAFIE

- [1] <https://dexonline.ro/definitie/ciment>
- [2] Topor, S, *Testarea in vitro a protezelor totale de șold cimentate*, Proiect de licență, coord. Dr. Ing. Corneliu Drugă, Univ. Transilvania din Brașov, 2013, Brașov, România.
- [3] Clive-Lee Kuhn, *The Mechanical Properties of Acrylic Bone Cement*, În: *The Well-Cemented Total Hip Arthroplasty*, ISBN-10 3-540-24197-3 Springer, Berlin, p.60-70.
- [4] Pitulice, C, *Studii și cercetări privind materialele biocompatibile utilizate în protezare*, Rezumatul tezei de doctorat, Conducător științific Prof.dr.ing. Ioan Giacomelli, Univ. Transilvania din Brașov, 2013, România.
- [5] Mihăilescu, D, *Artroplastia de revizie a șoldului*, Rezumat teză de doctorat, cond. științific Prof. Univ. Dr. Paul botez, Univ. de Medicină și Farmacie "Gr. T. Popa" Iași, Facultatea de Medicină, 2015, disponibil la: http://www.umfiiasi.ro/ScoalaDoctorala/TezeDoctorat/Teze%20Doctorat/FINAL%20Rezumat%20RO_Mihailescu_dan.pdf
- [6] Cordoș, M-A, Dudescu, M.C, Bejan, M, *Considerații privind încercarea la tracțiune a materialului uzual folosit pentru parapetele de protecție la drumuri*, A XIV-a Conf. Internațională- multidisciplinară "Profesorul Dorin Pavel-fondatorul hidroenergeticii românești", SEBEȘ, 2014.

Despre autori

Sef lucr. dr. ing. **Corneliu DRUGĂ**
Universitatea „Transilvania” din Brașov, Brașov, România

Drugă Corneliu este absolvent al Facultății de Mecanică, specializarea Mecanică Fină (promoția 1998). A urmat cursurile de Studii Aprofundate (specializarea Structuri de Mecanică Fină pentru Managementul Sistemelor

CREATIVITATE, INVENTICĂ, ROBOTICĂ

Tehnice) în cadrul aceleiași facultăți. Din 2001, este angajat al Universității „Transilvania” din Brașov, la Facultatea de Inginerie Mecanică, iar din 2011 este Doctor în domeniul Inginerie Mecanică. Din 2013, este șef de lucrări la Departamentul de Design de Proiect, Mecatronică și Mediu din cadrul Universității Transilvania din Brașov. A publicat în calitate de autor sau coautor: 9 cărți și peste 130 de articole în reviste de specialitate și în volumele unor conferințe internaționale și naționale.

Sef lucr. dr. ing. **Barbu BRAUN**

Universitatea „Transilvania” din Brașov, Brașov, România

Braun Barbu este absolvent al Facultății de Mecanică, specializarea Mecatronică, promoția 2000. A urmat cursurile de Studii Aprofundate (specializarea Structuri de Mecanică Fină pentru Managementul Sistemelor Tehnice) în cadrul aceleiași facultăți. Din 2001, este angajat al Universității „Transilvania” din Brașov, la Facultatea de Inginerie Mecanică, iar din 2009 este Doctor în domeniul Inginerie Mecanică. În perioada 2010 – 2013 a urmat un stagiu post-doctoral, în cadrul programului POS-DRU, având ca tematică biomecanica și modelarea susținătorilor plantari. A publicat în calitate de autor sau coautor: 7 cărți și peste 145 de articole în reviste de specialitate și în volumele unor conferințe internaționale și naționale.

Sef lucr. dr. ing. **Ionel ȘERBAN**

Universitatea „Transilvania” din Brașov, Brașov, România

Ionel Șerban este absolvent al Facultății de Mecanică, specializarea Mecanică Fină și Mecatronică (promoția 2008). A urmat cursurile de master în cadrul Facultății de Inginerie Tehnologică, specializarea Ingineria și Managementul Calității în Industrie. A absolvit studiile doctorale în anul 2011, în cadrul Facultății Design de Proiect și Mediu, în domeniul Ingineriei Medicale. Din 2012 este angajat, șef de lucrări, al Universității „Transilvania” din Brașov, la Facultatea de Design de Proiect și Mediu.