



(12)

## BREVET DE INVENȚIE

- (21) Nr. cerere: **a 2020 00214**
- (22) Data de depozit: **22/04/2020**
- (45) Data publicării mențiunii acordării brevetului: **30/08/2023** BOPI nr. **8/2023**

(41) Data publicării cererii:  
**30/03/2021** BOPI nr. **3/2021**

(73) Titular:  
• **INSTITUTUL NAȚIONAL DE  
CERCETARE-DEZVOLTARE PENTRU  
FIZICA LASERILOR, PLASMEI ȘI  
RADIAȚIEI-INFLPR, STR. ATOMIȘTILOR  
NR.409, MĂGURELE, IF, RO**

(72) Inventatori:  
• **CHIOIBASU GEORGIANA - DIANA,  
STR.CIRESAR, NR. 12, SC.A, ET.2, AP.20,  
BRAGADIRU, IF, RO;**

• **MIHAI SABIN-ANDREI, STR.MORII,  
NR.46, LUMINA, CT, RO;**  
• **DUTA LIVIU - MARIAN, STR.STRAJA,  
NR.4, BL.31, SC.1, AP.4, SECTOR 4,  
BUCUREȘTI, B, RO;**  
• **POPESCU ANDREI, STR.FIZICIENILOR  
NR.10, BL.M6, ET.3, AP.11, MĂGURELE, IF,  
RO**

(56) Documente din stadiul tehnicii:  
**CN 104988493 A; RO 128190 A2;  
CN 205569101 U; CN 105943150 A**

(54) **PROCEDEU DE FABRICARE ADITIVĂ A UNUI PRODUS  
METALIC DIN ALIAJ DE Ti CU DIMENSIUNI MILIMETRICE  
PENTRU FIXAREA UNOR IMPLANTURI METALICE**



# RO 134804 B1

1           Invenția se referă la un procedeu de fabricare aditivă a unui produs metalic din aliaj  
de Ti cu dimensiuni milimetrice pentru fixarea unor implanturi metalice, prin tehnica de  
3 depunere cu laser prin topire (engl. LMD -Laser Melting Deposition).

5           Implanturile ortopedice sub formă de plăcuțe necesită fixare cu dispozitive care de  
obicei sunt livrate de către producător împreună cu implantul. Fabricația aditivă va permite  
7 în viitor realizarea de implanturi personalizate cu forme și dimensiuni perfect adaptate pentru  
tratarea unor plăgi specifice. Astfel de implanturi generate după dimensiunile plăgii vor  
9 necesita dispozitive speciale pentru fixare, care vor trebui de asemenea fabricate prin  
imprimare 3D.

11          Fabricația aditivă a făcut pasul de la cercetare sau prototipare la industrie pentru  
obținerea de piese de nișă cu forme speciale. Această tehnică reprezintă inversul prelucrării  
13 substructive, în sensul că prelucrarea unui bloc de material prin așchiere pentru a obține o  
formă 3D este înlocuită cu procesul de fabricație prin adiție de material utilizând o strategie  
de creștere strat cu strat, creată inițial într-un software de grafică inginerescă.

15          Dintre avantajele tehnicii de fabricație aditivă amintim: fabricarea de piese cu forme  
17 complexe imposibil de reprodus prin alte tehnici, diminuarea considerabilă a materialului  
pierdut prin frezare/strunjire, eliminarea sculelor așchietoare scumpe și micșorarea masei  
componentelor datorită structurilor trabeculare sau a celor de tip rețea (engl. lattice structure)  
19 care pot înlocui interiorul plin al reperelor fără afectarea integrității structurale sau modifica-  
rea proprietăților mecanice.

21          Există două metode de fabricație aditivă de materiale metalice: depunerea cu laser  
prin topire (engl. Laser Melting Deposition-LMD, **J. Mazumder, D. Morgan, T. W. Skrzek,**  
23 **M. Lowney, "Direct metal deposition apparatus utilizing rapid-response diode laser**  
**spurce" US 7765022 B2**) și topirea cu laser selectivă (engl. Selective Laser Melting-SLM,  
25 **S. Pas, J. Beaman, "Direct selective laser sintering of metals" US 20020015654 A1**).

27          În ambele cazuri, primul pas este concepția desenului de execuție și a unui model  
tridimensional al piesei de prelucrat, care este descompus într-un program de fabricație  
asistată de calculator (engl. Computer Aided Manufacturing-CAM).

29          LMD presupune suflarea unor materiale metalice sau ceramice sub formă de pulbere,  
într-un spot laser. Pulberea este topită în spotul laser și se solidifică rapid după încetarea  
31 acțiunii fasciculului laser, formând o structură metalică densă. Prin deplasarea concomitentă  
a spotului laser și a fasciculului de pulbere, se pot trasa diferite traiectorii care permit obține-  
33 rea de componente cu geometrii 3D complexe. Prin iradierea succesivă a aceluiași contur,  
se pot obține forme metalice 3D. Deplasarea fasciculului laser se face prin intermediul unui  
35 braț robotic sau a unui sistem de translație motorizat. Materialul se depune strat peste strat  
conform programului de execuție, permițând realizarea unor depuneri cu grosimi variate,  
37 care depind de parametrii de proces utilizați. Spre deosebire de LMD, care este o tehnică  
de depunere grosieră, cu o precizie de ordinul milimetrilor, SLM permite realizarea prin  
39 fabricație aditivă a unor forme cu rezoluții de ordinul zecilor de micrometri. Această tehnică  
constă în iradierea cu ajutorul unui scanner laser a unui pat de material metalic sub formă  
41 de pulbere pentru obținerea unui contur, urmată de acoperirea acestuia cu un nou strat de  
pulbere cu ajutorul unui sistem de nivelare. Prin repetarea multiplă a acestor două operații,  
43 se creează strat cu strat structuri 3D complexe. Cele două tehnici sunt complementare,  
pentru că niciuna nu poate acoperi individual nevoile industriei din punct de vedere  
45 dimensional. LMD nu poate atinge rezoluțiile de imprimare obținute prin SLM, dar permite  
fabricarea de componente mari sau adăugarea de elemente constructive pe structuri deja  
47 existente.

# RO 134804 B1

Obiectivul procedurii propus este acela de fabricare a unor dispozitive de fixare ortopedice de dimensiuni milimetrice, cu o rezoluție adecvată a depunerii prin tehnica LMD.	1
În literatura de specialitate, pentru metoda LMD sunt raportate depuneri sub formă de linii cu grosimi de minim 1 mm (Yoshiki Oshida et al). O astfel de rezoluție presupune imposibilitatea obținerii de structuri 3D de mici dimensiuni (sub un milimetru) sau de structuri complexe de tip rețea. Pentru obținerea unor obiecte milimetrice prin LMD este necesară o etapă de post-procesare substractivă în vederea asigurării valorilor dimensionale și a calității suprafețelor înscrise în desenul tehnic de execuție.	3 5 7
În literatură nu au fost identificate articole științifice sau brevete legate de metoda de fabricație aditivă LMD a dispozitivelor de fixare pentru implanturi sau a obiectelor de dimensiuni milimetrice. Totuși obținerea de obiecte de mici dimensiuni cu destinație medicală plecând de la precursor sub formă de pulbere a fost tratată la nivel național. Astfel, documentul cu numărul <b>RO 128640 (A2)</b> — 2013.07.30 propune obținere unor implanturi dentare din pulberi de aliaje pe bază de Ti prin procedee de deformare plastică. Legat de fabricarea dispozitivelor de fixare pentru aplicații biomedicale a fost identificat documentul <b>US 2010217329 A1</b> care revendică o metodă clasică de frezare pentru obținerea produsului finit.	9 11 13 15 17
Documentul <b>RO 132908 (A2)</b> - 2018.11.29 propune un procedeu de fabricație a implanturilor medicale personalizate plecând de la date de tomografie computerizată care stau la baza generării unui model 3D al implantului, care va fi produs ulterior prin tehnica de fabricație aditivă de sinterizare selectivă cu laser (engl. Selective Laser Sintering - SLS).	19 21
În documentul <b>US 2019039286 A1</b> se revendică o metodă de fabricare a unui implant spinal sub formă de șurub prevăzut cu filet. Acesta este produs prin tehnica de fabricație aditivă SLM și poate fi realizat din oțel inox, aluminiu, cobalt-crom, nitinol și aliaje de titan.	23
Dezavantajele tehnologiilor convenționale de fabricație prin tehnici substructive precum consumul ridicat de material, numărul mare de pași tehnologici sau limitarea dimensiunilor pot fi reduse sau chiar eliminate prin tehnici de fabricație aditivă. În plus, tehnica de imprimare LMD oferă posibilitatea obținerii unor compoziții neconvenționale ale materialului din care se fabrică dispozitivele de fixare (compozit cu matrice metalică biocompatibil, structura multistrat cu gradient compozițional), obținerea de componente personalizate și reducerea consumului de material. Această versatilitate compozițională este posibilă datorită utilizării unor amestecuri de materiale precursore sub formă de pulbere sau a livrării în timp real a mai multor materiale metalice/ceramice în fasciculul laser, în diferite procentaje, concomitent sau secvențial.	25 27 29 31 33
Procedeu propus are drept scop obținerea de obiecte de mici dimensiuni prin metoda de fabricație aditivă LMD.	35
Ti6Al4V este cel mai cunoscut aliaj de Ti și este utilizat în multiple sectoare industriale, datorită caracteristicilor mecanice superioare, precum rezistența ridicată, masa redusă, rezistența excelentă la coroziune la temperaturi ridicate și un nivel ridicat de biocompatibilitate. Aceste avantaje au condus la utilizarea acestui aliaj pentru fabricarea de implanturi medicale. În prezent, sunt utilizate cu preponderență implanturi standardizate, care pot diferi de necesitățile pacienților. Introducerea tehnologiei CAD-CAM în procesul de fabricare a dispozitivelor și implanturilor medicale este necesară pentru a obține produse medicale personalizate cu caracteristici tehnice similare sau îmbunătățite față de cele ale implanturilor standardizate. Procesul de fabricație aditivă pentru realizarea produselor personalizate implică achiziția de tomografii computerizate (engl. Computer Tomograph - CT) și/sau rezonanță magnetică nucleară (engl. Nuclear Magnetic Resonance - RMN) din care se extrag informații referitoare la dimensiunile plăgilor pe baza cărora se creează modelul	37 39 41 43 45 47

# RO 134804 B1

1 3D al implantului. Această tehnologie de fabricare a dispozitivelor biomedicale presupune  
realizarea de componente personalizate, care răspund nevoilor specifice ale unui pacient,  
3 cu un consum redus de material, la costuri mai mici decât cele din prezent. Utilizând această  
tehnică se pot obține soluții și dispozitive care sunt imposibil de realizat prin turnare. Se  
5 poate economisi material prin crearea de forme inovative, producând un implant cu  
rezistența asemănătoare unui dispozitiv plin, dar cu masa redusă prin modificarea topologiei  
7 implantului.

Documentul **CN 104988493 A/2015**, prezintă o metodă pentru obținerea unui  
9 material compozit cu matrice metalică prin tehnica de depunere laser prin topire. În vederea  
obținerii acestui tip de material se utilizează pulberi metalice și ceramice cu dimensiuni ale  
11 particulelor cuprinse între 1  $\mu\text{m}$  și 220  $\mu\text{m}$  ce sunt amestecate cu o soluție lichidă formând  
astfel o pastă ce este depusă pe suprafața substratului. Stratul amestecului de materiale  
13 variază între 0,1 și 2,6 mm. Pentru procesarea acestor materiale compozite se utilizează un  
fascicul laser cu puterea cuprinsă între 260W și 4100 W și o dimensiune a spotului laser  
15 între  $\varnothing 0,5$  mm și  $\varnothing 8$  mm, o viteză de scanare între 0,5 și 25 mm/s, rezultând astfel o rată a  
depunerii de 0,36 m/minut. În plus, pentru reducerea posibilității de oxidare a materialului  
17 compozit iradiat prin intermediul fasciculului laser, procesarea are loc într-o atmosferă  
controlată de argon cu o presiune ce variază de la 0,1 MPa până la 1,2 MPa.

19 De asemenea, documentul **RO 128190 B1/2014**, prezintă un procedeu de producere  
a unei plăcuțe de titan cu suprafața biofuncționalizată prin acoperire cu substrat de  
21 hidroxiapatită (HA) depusă prin depunere laser pulsată (PLD). Ținta pentru procesul PLD  
este realizată din pulbere de HA sintetică, sub forma de pastilă, sinterizarea straturilor de  
23 HA fiind realizată la temperatura de 380°C, timp de 6 ore, pentru depunere pe plăcuța de Ti  
fiind utilizate 10.000 de pulsuri laser consecutive, la o frecvență de repetiție de 10 Hz, cu o  
25 densitate a fluxului de radiație laser UV ( $\lambda$  248 nm) de peste 4 J/cm<sup>2</sup> și preferabil de 5 J/cm<sup>2</sup>,  
pe durata depunerii ținta fiind rotită continuu, distanța optimă dintre țintă și plăcuțele de Ti  
27 fiind menținută la 4 cm, încălzirea și răcirea substratului fiind monitorizate cu ajutorul unui  
cuptor cu aparat de monitorizare a temperaturii, după depunere, plăcuțele de Ti acoperite  
29 cu HA fiind supuse unui tratament termic la 600°C în vapori de apă, timp de 6 ore.

Un alt document, **CN 205569101 U/2016**, prezintă un corp de fixare a unui implant  
31 stomatologic produs prin tehnica 3D de depunere laser prin topire, de forma unui șurub  
filetat, format din două părți, una mai lungă și cu diametrul mai mic și una mai scurtă și de  
33 diametru mai mare, cu rol de a menține implantul în contact cu osul, iar documentul  
**CN 105943150 A/2016** prezintă o placă de fractură osoasă personalizată realizată din titan  
35 sau aliaj de titan prin fabricație aditivă și pusă în contact cu forma unui os al unui pacient,  
suprafața plăcii de fractură osoasă fiind prevăzută cu o peliculă de hidroxiapatită. Metoda de  
37 fabricație cuprinde etapele de: scanarea osului pacientului; proiectarea asistată de  
calculator, formatare 3D a plăcii de fractură osoasă cu laser prin topire selectivă de pulbere  
39 metalică de titan sau aliaj de titan; tratament termic în vid la 630°C și depunere de peliculă  
de hidroxiapatită pe suprafața plăcii de fractură osoasă, cu radiație de microunde.

41 Problema tehnică pe care o rezolvă invenția constă în stabilirea unor parametri fazici  
specificali corespunzători obținerii unei rezoluții adecvate a procedurii de fabricație aditivă  
43 prin tehnica de depunere laser prin topire a unui produs metalic din aliaj de Ti cu dimensiuni  
de ordinul milimetrilor, cu rolul de a asigura gradul de fixare necesar în vederea realizării  
45 imobilității implanturilor metalice.

Conform procedurii, fabricația aditivă a unor dispozitive de fixare implantabile este  
47 realizată prin utilizarea tehnicii LMD, în mediu protector gazos de Ar folosind o sursă laser  
în spectrul IR,  $\lambda = 1030\text{-}1064$  nm cu spot de aproximativ  $\varnothing 0,8$  mm diametru, cu funcționare

# RO 134804 B1

În mod continuu, cu puterea fasciculului de 0,3-1,2 kW transportat prin fibră optică și care în baza unui desen CAD al dispozitivelor de fixare este direcționat pe o anumită traiectorie în vederea topirii pulberii metalice de Ti6Al4V cu diametrul mediu al particulelor de 75 μm, livrată de către un distribuitor de particule cu debit constant de circa 1 g/min, la un braț robotic mobil, dispus la un unghi de 90° față de substrat, care urmează conturul modelului 3D al piesei de fabricat și care este prevăzut cu o duză de ghidare a pulberii cu trei canale, ansamblul fiind translatat cu viteza de circa 1 m/min pe o traiectorie tip spirală, prestabilită, produsul astfel obținut fiind acoperit cu un strat de hidroxiapatită de origine animală printr-o metodă cunoscută.

Tipul traiectoriei urmate de fasciculul laser este esențială pentru a obține componente cât mai apropiate de dimensiunile și constrângerile desenelor tehnice. Structurile sunt acoperite cu un strat subțire de hidroxiapatită de origine animală, care stimulează creșterea țesutului osos și asigură biomimetismul implantului în corpul uman.

Metoda selecționată pentru acoperirea implanturilor este depunerea laser pulsată (engl. Pulsed Laser Deposition-PLD), în care pulsuri laser de mare energie vaporizează suprafața unei ținte de hidroxiapatită. Materialul evaporat condensează pe dispozitivele de fixare produse prin fabricație aditivă. Se obțin astfel straturi foarte aderente, cu stoichiometrie foarte apropiată de cea a materialului țintă. Acesta este și motivul selecționării acestei tehnici de depunere pentru aplicația de față, avantajul ei principal fiind transferul stoichiometric al moleculelor complexe. În plus, prin determinarea ratei de ablație, se poate estima grosimea straturilor depuse, utilizatorul putând, prin reglarea numărului de pulsuri laser, să obțină straturi cu grosimi de zeci/sute de nanometri sau chiar micrometrice, în funcție de aplicație.

Prin optimizarea obținută cu parametrii specifici procedurii de fabricație aditivă, s-a reușit creșterea rezoluției metodei LMD pentru a putea obține forme milimetrice, în vederea realizării unei forme primare a obiectelor pe un substrat de Ti. Acestea sunt tăiate de pe substrat și trec printr-un proces substractiv de rectificare pentru a atinge dimensiunile din desenul tehnic. Dispozitivele de fixare sunt ulterior biofuncționalizate prin acoperire cu un strat uniform de hidroxiapatită, care le asigură biomimetism și bioactivitate în corpul uman. Pentru a ne apropia cât mai mult de biomimetism, am ales ca material biofuncțional o hidroxiapatită carbonată naturală, obținută din oase de bovine.

Invenția prezintă următoarele avantaje:

- creșterea rezoluției metodei LMD pentru a putea obține forme milimetrice, prin realizarea unei forme primare a obiectelor pe un substrat de Ti, conform procedurii;
- utilizând tehnica LMD, optimizând parametrii de proces se obțin depuneri dense, fără fisuri, pori sau particule de material netopite și cu o uniformitate compozițională excelentă.

Invenția este prezentată pe larg în continuare cu referire și la fig. 1...6, care reprezintă:

- fig. 1. Echipamentele necesare pentru realizarea dispozitivelor medicale de fixare: sursă laser cu disc (a); braț robotic pentru translație (b); distribuitor de particule (c); duză de ghidare a pulberii metalice către orificiile de ieșire (d);
- fig. 2. Imagine de microscopie optică a probei din Ti6Al4V obținută prin fabricație aditivă;
- fig. 3. Vedere din față (a), din lateral (b) și din spate (c) a dispozitivului de fixare;
- fig. 4. Traseu tip spirală pentru obținerea dispozitivelor de fixare prin LMD;
- fig. 5. Produsele finale înainte (a) și după biofuncționalizare printr-un procedeu de acoperire cu hidroxiapatită de origine animală (b);
- fig. 6. Flanșa suport (a) și pensa de prindere (b) care asigură rotirea dispozitivelor medicale de fixare pe toată durata desfășurării experimentelor de depunere de straturi subțiri.

# RO 134804 B1

1 Conform invenției prezentate rezumativ, înainte de fabricarea dispozitivelor de fixare  
2 prin LMD, este necesară o etapă de optimizări a parametrilor procesului de fabricație aditivă  
3 prin tehnica LMD în vederea obținerii unor structuri dense, fără defecte de tipul porilor, fisuri  
4 sau înglobarea de particule netopite în volumul piesei. Parametrii de interes sunt puterea  
5 laserului [W], viteza de procesare [m/s], debitul de pulbere [g/min], fluxul de gaz purtător și  
6 cel de gaz protector [l/min] care asigură gradul de protecție necesar împotriva procesului de  
7 oxidare.

8 S-a pornit de la utilizarea unei pulberi metalice de Ti6Al4V cu dimensiunea medie a  
9 particulelor de 75  $\mu\text{m}$ . Conform procedurii, structurile solide se depun cu o sursă laser cu  
emisie în modul continuu și lungimea de undă între 1030 nm-1064 nm (fig. 1a).

10 În vederea realizării procesului de fabricație aditivă prin tehnica LMD a dispozitivelor  
11 medicale de fixare, puterile laser utilizate se aleg în domeniul 0.3-1.2 kW, iar spotul  
12 fasciculului laser focalizat pe suprafața substratului metalic are o valoare dimensională de  
13 aproximativ  $\varnothing 0.8$  mm. Fasciculul laser este transportat prin fibră optică, iar pulberea metalică  
14 este adusă prin furtunuri de  $\Phi 4$  mm de la distribuitorul de particule (fig. 1c) la duza de  
15 ghidare a fasciculelor de pulbere cu 3 canale (fig. 1b), în zona topiturii. În vederea asigurării  
16 gradului de mobilitate necesar realizării traiectoriei prestabilite de către operator se utilizează  
17 un sistem de mișcare prevăzut cu braț robotic sau axe motorizate. Viteza de procesare care  
18 să permită obținerea unei depuneri dense și fără defecte este de aproximativ 0,01 m/s,  
19 debitul de pulbere metalică necesar este de aproximativ 1 g/min., debitul de gaz purtător  
20 (He) este de aproximativ 3 l/min, iar cel de gaz protector (argon) este de aproximativ 10 l/min  
21 (fig. 1c). Cele trei orificii de ieșire a pulberii metalice cu care este prevăzută duza sunt  
22 orientate astfel încât să permită fasciculului laser și pulberii metalice să se întâlnească  
23 într-un punct de pe suprafața de iradiat.

24 Probele obținute prin fabricație aditivă prezintă o structură de tip Widmanstätten cu  
25 dendrite de fază  $\alpha$  hexagonală compactă, care au crescut majoritar pe două direcții  
26 perpendiculare într-o matrice de fază  $\beta$ , cristalizată cubic cu volum centrat (fig. 2).

27 Această structură de tip „coș împletit” (engl. Basketweave) conferă probelor o valoare  
28 a microdurității cu 12% mai mare decât cea a probelor realizate din material turnat.

29 După etapa de optimizare a rezoluției de procesare prin tehnica LMD și determinare  
30 a parametrilor de depunere, pasul următor este de generare a unui desen tehnic de execuție  
31 al dispozitivelor medicale de fixare (fig. 3) și ulterior a unui model 3D într-un program de  
32 proiectare asistată de calculator (engl. Computer Aided Design- CAD). Desenul CAD se  
33 transferă într-un program de fabricație asistată de calculator pentru a stabili traiectoriile care  
34 vor fi urmate de brațul robotic, unghiul de procesare și pentru a genera codul de mișcare ce  
35 va fi transferat în computerul robotului. Traectoria urmată de fasciculul laser pentru creșterea  
36 structurii 3D este esențială pentru a obține componente cât mai apropiate de dimensiunile  
37 și constrângerile desenelor tehnice. Distanța de separare a conturilor pe axa verticală,  
38 stabilită prin realizarea unei curbe de calibrare „debit pulbere/putere laser/vs grosime  
39 depunere” este de 0.5 mm, iar pentru a obține structuri omogene, fără discontinuități,  
40 conturul executat de brațul robotic este de tip spirală, (fig. 4).

41 Dispozitivele de fixare se construiesc prin fabricație aditivă pe un substrat din Ti cu  
42 grosime de cel puțin 10 mm (pentru a nu se deforma din cauza temperaturii de procesare  
43 în timpul procesului de depunere prin tehnica LMD), după care se îndepărtează de pe  
44 substrat prin tăiere cu disc utilizând o mașină de debitat și se frezează (fig.5a) pentru a  
45 respecta cotele din desenul tehnic de execuție. Etapa de frezare este necesară, deoarece  
46 suprafețele obținute prin această tehnică prezintă microneregularități. După frezare  
47

# RO 134804 B1

dimensiunile dispozitivelor de fixare sunt verificate prin măsurare cu șubler digital cu precizie de măsurare de 0.01 mm. În plus, dintr-un lot de 50 de dispozitive de fixare se aleg aleatoriu un număr de 5 eșantioane care sunt supuse unei analize microscopice pentru validarea caracteristicilor dimensionale.

Dispozitivele metalice de fixare obținute prin fabricație aditivă prin procedeul conform invenției se acoperă cu un strat subțire de hidroxiapatită dintr-o ceramică pe bază de fosfat de calciu, care stimulează creșterea țesutului osos (fig. 5b). Hidroxiapatita biologică (HAB) se extrage prin calcinarea oaselor de bovine și ovine până la îndepărtarea completă a materiei organice. HAB este un substrat potrivit pentru creșterea celulelor osteoblaste umane, asigurând proliferare și viabilitate mai mare decât suprafețele biotolerate de Ti neacoperit sau acoperite cu hidroxiapatită sintetizată chimic. Pentru forme de dimensiuni mici, precum dispozitivele de fixare medicale realizate prin tehnica LMD conform invenției prezentate, recomandăm utilizarea tehnicii „Depunere Laser Pulsată” (engl. Pulsed Laser Deposition - PLD), o metodă care asigură un transfer excelent de la țintă la substrat al materialului de interes și o aderență foarte bună a materialului depus sub formă de strat subțire. Țintele utilizate în experimentele PLD se obțin din amestecuri de pulberi fine de HAB care se presează la ~6 MPa. Înaintea depunerii, dispozitivele de fixare ortopedice necesită curățare în alcool etilic într-o baie cu ultrasunete timp de 15 minute pentru îndepărtarea completă a reziduurilor rezultate în urma procesării mecanice și a manipulării acestora. Metoda PLD optimizată pentru depunerea stoichiometrică a straturilor de HAB constă în: utilizarea unei surse laser excimer cu lungimea de undă de 248 nm, rata de repetiție a pulsurilor laser de 10 Hz, valoarea fluenței laser incidentă pe suprafața țintei- de ~4 J/cm<sup>2</sup>, corespunzătoare unei energii de ~360 mJ.

Pe durata desfășurării experimentelor, dispozitivele medicale de fixare se poziționează pe o flanșă suport (fig. 6a) și se fixează cu ajutorul unei pense de prindere (fig. 6b) la o distanță de separare de ~5 cm față de ținta de HAB. Substraturile se încălzesc și se mențin la o temperatură de 500°C cu ajutorul unui cuptor de dimensiuni reduse cu emisie radiativă de căldură, conectat la un dispozitiv de control al temperaturii (model PID-EXCEL). Rata de încălzire recomandată este de 20°C/min, iar cea de răcire- de 10°C/min. Țintele se rotesc continuu cu 50 rpm, cu scopul de a evita posibile modificări în morfologia suprafeței, indusă de radiația laser. Acoperirea unei singure structuri se obține utilizând un număr de ~10<sup>4</sup> pulsuri laser consecutive. Depunerile se efectuează în atmosferă îmbogățită în vapori de apă, la o presiune reziduală de ~3,75 x10<sup>-1</sup> Torr (~50 Pa). Toate structurile sintetizate prin PLD se supun unor tratamente termice post depunere la temperatura de 600°C, în vapori de apă, timp de 6h și sunt curățate în plasmă (utilizând un sistem Diener), pentru a asigura o aderență cât mai bună a filmelor HAB pe implanturile produse prin fabricație aditivă.

În timpul procesului de ablație laser, molecula complexă a hidroxiapatitei poate suferi modificări și se poate deshidrata, transformându-se în fosfat octocalcic sau fosfat tricalcic. Scopul tratamentului termic este de a rehidrata fosfații de calciu din film, pentru a obține în final o monofază de hidroxiapatită cu structură hexagonală. Dispozitivele de fixare utilizate pentru implantare sunt supuse unui proces de sterilizare în autoclavă cu vapori de apă la temperatura de 120°C, la 1 atm, timp de 30 de minute.

# RO 134804 B1

1

## Revendicare

3

Procedeu de fabricație aditivă a unui produs metalic din aliaj de Ti cu dimensiuni milimetrice pentru fixarea unor implanturi metalice, prin tehnica de depunere cu laser prin topire (LMD) în mediu protector gazos de Ar folosind o sursă laser în spectrul IR cu spot de circa 0,8 mm diametru, cu funcționare în mod continuu, cu putere mai mare de 0,3 kW, care

5

topește pulberea metalică de aliaj de Ti cu diametrul mediu al particulelor mai mare de

7

60  $\mu\text{m}$ , livrată de către un distribuitor de particule cu debit constant la o duză de depunere pe suprafața substratului metalic cu o viteză constantă și pe o traiectorie prestabilită,

9

**caracterizat prin aceea că**, depunerea aditivă este realizată cu o sursă IR în spectrul

11

1030÷1064 nm cu puterea fasciculului de 0,3÷1,2 kW la transport prin fibră optică și corespunzătoare topirii unei pulberi de Ti6Al4V cu diametrul mediu al particulelor de 75  $\mu\text{m}$ ,

13

care este livrată prin minim un furtun de 4 mm diametru de către un distribuitor de particule cu platane, cu un debit de circa 1 g/min, la un braț robotic mobil, dispus la un unghi de 90°

15

față de substrat, care urmează conturul modelului 3D al piesei de fabricat și care este prevăzut cu o duză de livrare a pulberii cu trei canale, ansamblul fiind translatat cu viteza de

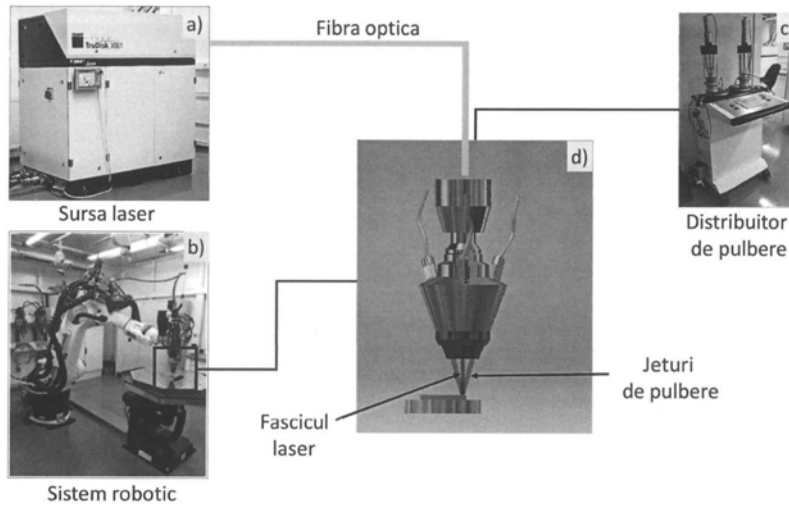
17

circa 1m/min pe o traiectorie tip spirală, prestabilită, iar produsul astfel obținut este acoperit cu un strat de hidroxiapatită de origine animală printr-o metodă cunoscută.

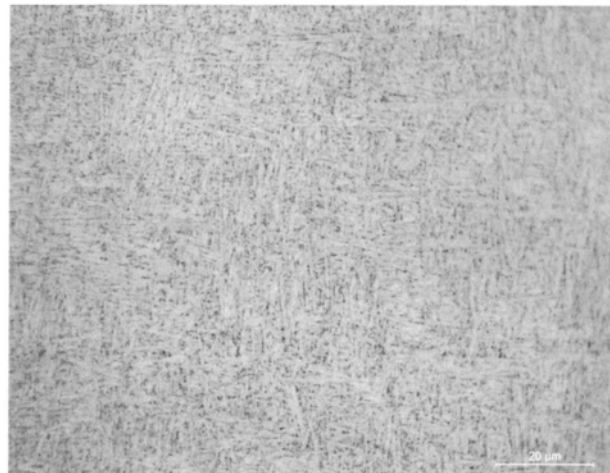


(51) Int.Cl.

**A61C 8/00** (2006.01);  
**B33Y 10/00** (2015.01);  
**A61L 27/32** (2006.01)



**Fig. 1**



**Fig. 2**

(51) Int.Cl.

**A61C 8/00** (2006.01);

**B33Y 10/00** (2015.01);

**A61L 27/32** (2006.01)

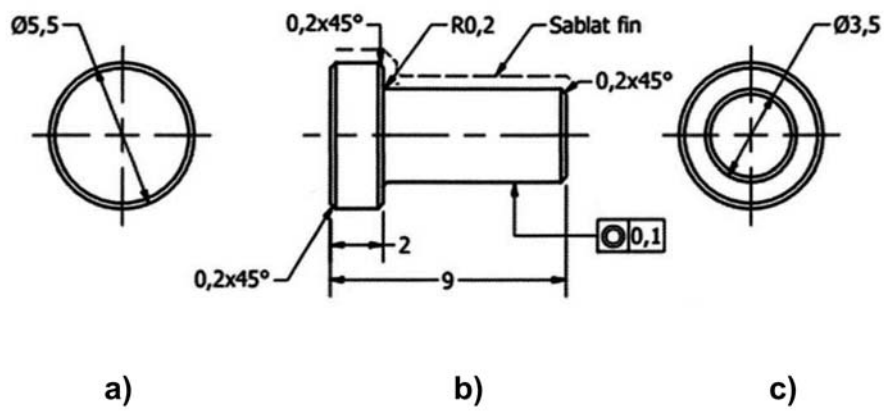


Fig. 3

(51) Int.Cl.

**A61C 8/00** (2006.01);

**B33Y 10/00** (2015.01);

**A61L 27/32** (2006.01)

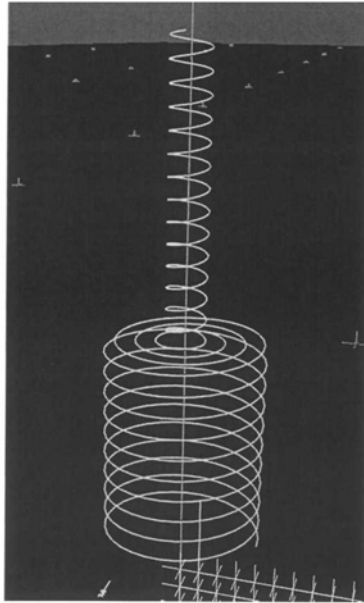


Fig. 4

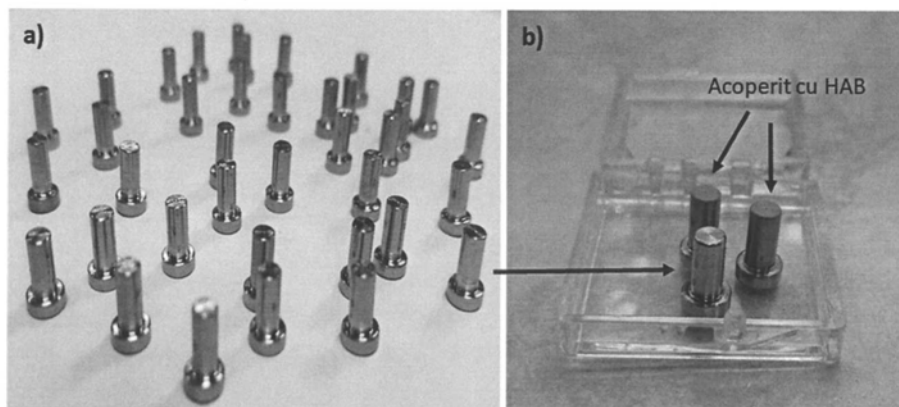


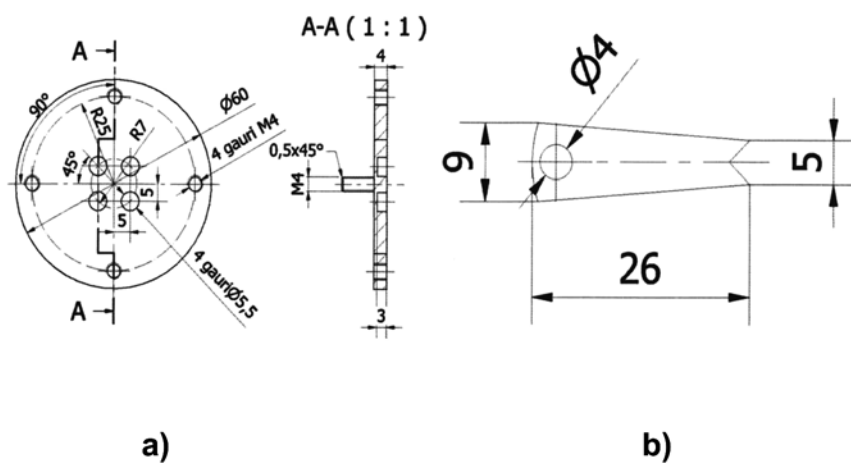
Fig. 5

(51) Int.Cl.

**A61C 8/00** (2006.01),

**B33Y 10/00** (2015.01),

**A61L 27/32** (2006.01)



**Fig. 6**



Editare și tehnoredactare computerizată - OSIM  
Tipărit la Oficiul de Stat pentru Invenții și Mărci  
sub comanda nr. 335/2023