

MEDICAL APPLICATIONS OF SHAPE MEMORY MATERIALS

BANIAS Rebeca, NINU David, MATEI Stefan

Facultatea: Facultate de Mecanica și Mecatronica și Specializarea: Design Industrial, Anul de studiu: I,

e-mail: andreearebeca11032001@yahoo.com

Conducător științific: Conf.dr,ing. **Claudia BORDA**

REZUMAT: This paper aims to summarize the medical applications of shape memory materials, which are opening unexplored horizons and are presenting unconventional functions for the biomedical field. This kind of materials are stimulus-sensitive materials that can be deformed and fixed into a temporary stable shape under specific conditions of mechanical deformation and temperature, then recover their stress-free original shape upon exposure to an appropriate stimulus such as temperature, electric field, magnetic field, pH change, or near-infrared light. The most important and widely used classes of shape memory materials are alloys and polymers, known under the names SMAs and SMPs. This type of materials are known to be used in the orthopedic field, vascular surgery and neurosurgery fields, as well as orthodontics, endovascular surgery and tissue engineering.

CUVINTE CHEIE: aliaje, memoria formei, aplicatii medicale.

1. Introducere

Nitinolul este un material inteligent cu proprietăți elastice extraordinare, compus din aliaj de nichel și titan, în care cele două elemente sunt prezente în procente atomice aproximativ egale. Acesta prezintă două proprietăți unice și strâns legate: memoria formei și superelasticitatea. Aliajul Ni-Ti poate fi întâlnit în trei stări fazice cu proprietăți diferite: faza martensitică simplă (metalul este moale, ductil și ușor deformabil), faza martensitică cu tensiuni induse (super elastică - metalul este foarte elastic, comportament similar cu cel al cauciucului), faza austenitică (metalul este dur, rigid, asemănător cu Ti pur).

2. Stadiul actual

Aplicații ale aliajelor în domeniul medical: Datorită proprietăților remarcabile ale AMF-urilor, s-au realizat diverse investigații în diferite domenii în care acestea pot fi utilizate. Cele mai biocompatibile materiale din punct de vedere medical sunt reprezentate de aliajele Ni-Ti, prin comportamentul excelent în timpul fazei de martensită, rezistență mare la coroziune și compatibilitate cu țesutul uman (nu au efecte toxice). Aliajele care îndeplinesc calitățile biofuncționale și biocompatibile sunt Fe-Cr-Ni, Co-Cr și Ti-Al-V. Astfel, descoperim aplicații medicale în ortopedie, chirurgie și stomatologie.

a) Aplicațiile în domeniul ortopedic

Aplicațiile în domeniul ortopedic au rolul de a grăbi vindecarea fracturilor sau de a corecta diverse situații de malformație osoasă. Acest lucru este posibil datorită capacității acestora de-a exercita, prin efectul de memorie a formei, presiunea necesară fixării fragmentelor osoase, micșorând cât mai mult spațiul dintre ele. Cu acest scop se fabrică în mod curent: plăci de osteosinteză, cuie medulare, scoabe, ace artroscopice, brățări de fixare etc.[9]

A. *Tijele Harrington*

Realizate din AMF Ni-Ti aproape echiatomic, au construcția cu mult mai simplificată, față de aparatele clasice, cu cârlige din oțel care se atașează de coloana vertebrală de cele două părți ale curbării scoliotice. Tijele clasice se relaxează treptat, atât în timpul operației, cât și ulterior, astfel încât după 10-15 zile, forța de întindere a coloanei vertebrale scade la cca. 30 % din valoarea inițială, ceea ce impune, în general, efectuarea celei de-a doua operații. La tije din AMF Ni-Ti, cu $A_f \approx 430^\circ\text{C}$, după perioada inerentă de relaxare, se aplică o încălzire externă, ceea ce produce revenirea la lungimea inițială de cca. 76 cm, în urma unei alungiri de aproximativ 1 cm, care restabilește forța corectă de întindere a vertebrelor.[1] Tijele Harrington au fost utilizate între anii 1960 și 1990, deoarece s-a descoperit de-a lungul timpului că acestea cauzează sindromul spatelui plat (flat back).

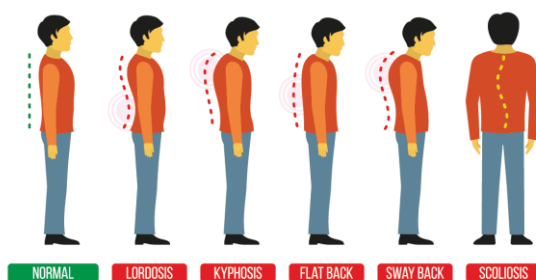


Fig. 1

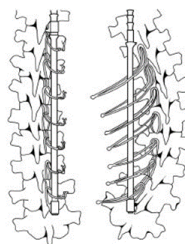


Fig. 2

B. Plăcile și scoabele de osteosinteză

Se fixează prin șuruburi pe cele două părți ale osului rupt după ce, în prealabil, au fost alungite cu 8 % în stare martensitică. Prin încălzirea plăcilor sau a scoabelor (temperatura fiind controlată de un termocuplu) acestea se strâng, închizând fisură sau golul dintre oase și asigurând o forță de comprimare între cele două fragmente, ceea ce favorizează formarea cartilajului și depunerea de calciu. După cum ilustrează fig.3, contracția este dublată, în cazul scoabelor, prin strângerea capetelor, astfel încât forța de comprimare între fragmentele de os rupt este și mai mare, grăbind vindecarea (aparatur Ilizarov utilizat pentru osteosinteză externă, fixator cu ajutorul broșelor- Fig.4)[1].

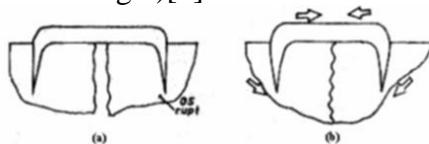


Fig. 3



Fig. 4

C. Cuiile medulare

Se utilizează la imobilizarea fracturilor „curate” și închise ale oaselor lungi. După ce se găurește cavitatea medulară a osului rupt, se introduce un știft din AMF, aflat în stare austenitică-martensitică. Știftul a fost educat pentru EMFDS și are un diametru mai mic decât cavitatea medulară. Prin turnarea unei soluții sterile și încălzite, știftul este adus în stare complet austenitică și se dilată, ocupând întregul diametru al cavității. În acest fel, știftul exercită, asupra pereților osului, o forță de comprimare care este necesară pentru grăbirea vindecării. Apoi prin știft se introduce cuiul propriu-zis,. După vindecare, știftul este răcit până sub M_f , ușurând extracția cuiului din canalul medular. [1]

D. Inelele de consolidare a vertebrelor

Au rolul de a asigura îndepărtarea și imobilizarea acestora, pentru a permite refacerea țesuturilor cartilajinoase distruse. [4]



Fig. 5

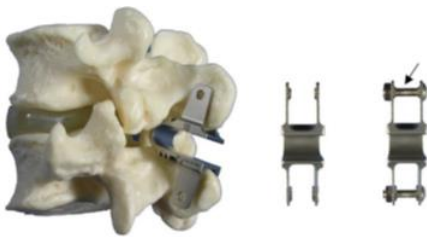


Fig. 6

E. Protezele coxo-femorale

Constau dintr-un capăt sferic, implantat în capul femurului și o cupă sferică aplicată pe osul coxal. Pentru o poziționare corectă a capătului femural, sfera coxală trebuie să aibă o margine cu diametru mai mare. Confeccionând această cupă din AMF Ni-Ti, s-a putut aplica o încălzire locală, după introducerea cupei pe capătul femural, astfel încât marginea exterioară a cupei să se contracte, „îmbrăcând” sfera. Se obține astfel o cuplă sferică stabilă, ferită de riscurile dislocării și capabilă să suporte sarcini de 3-6 ori mai mari decât greutatea corpului.[1].

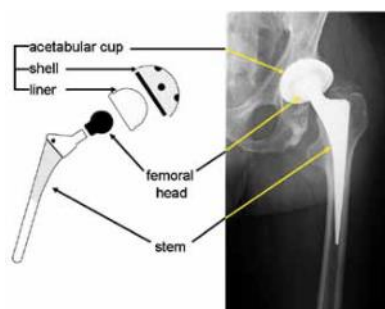


Fig. 7

b) Aplicații în domeniul stomatologie

Aliajele Ni-Ti sunt, de asemenea, utilizate cu succes în tehnica protezării dentare. În timp ce în cazul firelor din oțel inoxidabil, forțele se relaxează rapid în timpul mișcării dinților, încetinind concomitent mișcarea, firele de Ni-Ti permit dinților să se deplaseze sub o forță aproape constantă pe o durată lungă de tratament. Energia elastică stocată pentru aceeași solicitare maximă este mai mare pentru materialul superelastice în comparație cu oțelul. Acest efect face firul mai sensibil la micile schimbări de temperatură din gură, care determină apariția unor forțe intermitente ce acționează asupra dinților.

Noile tipuri de sârmă ortodontică au o temperatură de transformare sub temperatura corpului uman și permit un nivel de solicitare foarte scăzut. Avantajul este prin faptul că timpul petrecut la dentist este mai scurt și, în consecință, cheltuielile sunt mai mici, iar forța dezvoltată rămâne constantă și nu atinge nivelul care poate provoca durere. Diferite clase de fire rigide sunt accesibile în acest moment, având diametre și secțiuni diferite. Pe lângă fire, s-au dezvoltat și alte tipuri de implanturi sub formă de lame sau tije, în funcție de configurațiile cerute de protetică dentară, de a fi introduși mai mulți dinți sau doar a unuia singur în spațiile dentare. După inserție, formele predeformate sunt încălzite în mediu de aburi salini sau cu ajutorul unei bobine termice până la temperaturi sub 50°C , dar sub temperatura M_f a materialului.

A. Implanturile dentare, cu lame de fixare

Au fost oficializate în Japonia în 1985. Două exemple de astfel de implanturi sunt schematizate în Fig. 8, [5].

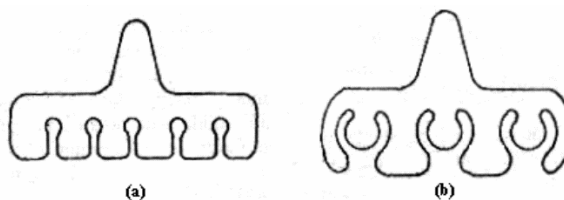


Fig. 8-Forme constructive ale implanturilor dentare din AMF Ni-Ti, cu lame de fixare: (a) cu un singur tip de lame; (b) cu două tipuri.

Fixarea implanturilor (cu $A_f = 400^{\circ}\text{C}$) se realizează prin deschiderea lamelor, în urma încălzirii locale (sub anestezie) la 420°C , prin turnarea de apă sărată. Operația este simplă și fixarea foarte stabilă.

Forme constructive ale implanturilor dentare din AMF Ni-Ti, cu lame de fixare:

- (a) cu un singur tip de lame;
- (b) cu două tipuri.

Fixarea implanturilor (cu $A_f = 400^\circ\text{C}$) se realizează prin deschiderea lamelor, în urma încălzirii locale (sub anestezie) la 420°C , prin turnarea de apă sărată. Operația este simplă și fixarea foarte stabilă.



Fig. 9

B. *Protezele ortodontice*, utilizate din 1982, sunt sârme din AMF superelastice, pe bază de Ni-Ti, cărora li s-a imprimat o formă caldă ce reproduce parțial sau total profilul danturii. Aceste sârme sunt în stare martensitică, deci relativ moi, la Tamb. Ele se introduc prin orificiile unor bride, lipite de fiecare dinte în parte și după ce pacientul închide gura, devin austenitice, exercitând o presiune constantă asupra dinților deplasați care, în câteva săptămâni, sunt aduși în pozițiile corecte. [7-8]

c) **Aplicații în domeniul chirurgiei**

În chirurgia cardiovasculară, titanul este utilizat frecvent sub formă de stenturi metalice (NiTi, TiNO). Cel mai utilizat material pentru fabricarea de stenturi auto-expandabile este nitinolul (NiTi), aliaj care are capacitatea de memorare a formei obținute la prelucrarea mecanică și termică, având dimensiunile și configurația prestabilită pentru aplicații specifice. Deoarece fiecare aplicație acoperă cerințe diferite, aceste biomateriale trebuie supuse la o serie de teste pentru identificarea tuturor proprietăților adecvate, în funcție de care se poate stabili cu precizie cea mai bună destinație la care poate fi folosit aliajul. În cazul neurochirurgiei, nitinolul este folosit pentru a produce 3 tipuri de dispozitive: bobine, stenturi și fire microghide. [1]

A. *Bobinele* sunt dispozitive folosite pentru tratamentul anevrismului cerebral care este o dilatare locală a unei artere intracraniene. Chiar dacă anevrismele pot apărea fără simptome, o atenție specială trebuie acordată evoluției lor în timp și trebuie tratate pentru a preveni o eventuală rupere. Rupturile cauzate de anevrisme și implicit hemoragia cerebrală sunt printre cauzele principale ale morților în țările occidentale. Bobinele sunt fire care sunt poziționate în anevrism în formă de bilă pentru a produce coagulare sau o reacție trombotică înăuntrul sau care, dacă au succes, o să elimine riscul de ruptură. Acestea sunt făcute în general din platină. Recent s-a produs o bobină dintr-un aliaj de platină și nitinol (EV3 neurovascular Irvine, Ca). Datorită conținutului de nitinol bobină are parte de mai puțină întindere și o rezistență mai bună la compactare. [3]

B. *Stenturile* sunt de asemenea folosite pentru tratarea arterosclerozei intracraniene. Tratamentul cu stent are ca obiectiv recuperarea fluxului normal sanguin unde este lumenul îngustat. Dificultatea în acest tratament apare la traversarea de către stent+cateter, care este relativ rigid până la ajungerea la vasul cerebral. Din cauza această, aliajele cu memoria formei care se pot dilata singure sunt preferate în locul stenturilor clasice din oțel inoxidabil sau aliaje Cr-Co. Stenturile sunt folosite de asemenea ca dispozitive ce ajută la ajustarea bobinei endovasculare în anevrismele intracraniene. După poziționarea bobinei în anevrism un stent este eliberat în zona corespondență a arterei pentru a menține bobină la locul corect. [6]

C. *Firele microghide* folosite pentru poziționarea stentului pot fi făcute din nitinol cu avantajul de a obține o refacere mai rapidă a tensiunii intravasculare, o rezistență la torsiune mai mare și de asemenea o mai bună redistribuire a tensiunii în fir, care reduce problemele de îndoire.

3. Experiment

Nitinolul este un aliaj ce conține 55% Nichel și 45% Titan. Acest aliaj este interesant deoarece își reamintește formă inițială. Când nitinolul este încălzit, atomii își amintesc poziția. Dacă firul de nitinol este deformat și apoi încălzit, atomii iau poziția inițială, și formă firului de nitinol este recuperată.



Fig. 10

4. Concluzii

Aliajele cu memoria formei fac parte din grupa materialelor inteligente. Datorită proprietăților speciale pe care le au, acestea oferă largi domenii de aplicare. Aliajele cu memoria formei au constituit încă de la începutul descoperirii lor o latură inedită și interesantă a metalurgiei prin modul în care pot transforma direct energia termică în lucru mecanic. Acest gen de aliaje oferă o multitudine de posibilități pentru diferite aplicații din industrie, deoarece dețin proprietăți unice, care le transformă în materiale multifuncționale.

Prin intermediul experimentului prezentat mai sus am subliniat principalele calități ale aliajului de Nitinol. Se pot remarca proprietăți precum elasticitate, memoria formei

5. Bibliografie:

- [1] Bujoreanu, G., Chelariu, R., & Roman, C. (2006). *Materiale metalice biocompatibile cu baza de titan*. Iași: Politehniun;
- [2] Machado, L., & Savi, M. (2003). Medical applications of shape memory alloys. *Brazilian journal of medical and biological research*, 683-691;
- [3] Petrini, L., & Migliavacca, F. (2011). *Biomedical Applications of Shape Memory Alloys*. Milan: Hindawi Publishing Corporation;
- [4] Călugaru, G., Bujoreanu, L.G., Stanciu, S., Hopulele, I., Căliman, R., Turcu, O.L. și pachiței, I. – *Memoria formei. Fenomene și aplicații în știința materialelor*, Editura „Plumb”, Bacău, 1995, ISBN 973-9150-50-0;
- [5] Miyazaki, S. – *Medical and dental applications of shape memory alloys*, Shape Mem.Mater., (Otsuka, K. and Wayman, C.M., eds.), Cambridge University Press, 1998;
- [6] Fukuyo, S., Suzuki, Y., Suzuki, K. and Saivenji, E. – *Shape memory implants*, ng.Asp.Shape Mem.All. (Duerig, T.W. et al. eds.) Butterworth-Heinemann, 1990;
- [7] Geetha M., Singh A.K.Asokamani R., Gogia A.K. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – A review, *Mater. Sci.*, vol. 54, 2009, p. 397 – 425;
- [8] Dobrescu M., Dumitrescu C., Vasilescu M. Titan și aliaje de titan, Ed. Printech, București, 2000;
- [9] Humbeek, V.J., Stalmans, R., Beeslink, P.A. Shape memory alloys. *Metals as Biomaterials*, John Wiley and Sons Ltd, Baffins Lane, Chichester, West Sussex PO 19 IUD, England, ISBN 0471 969354, 1998.

6. Notății:

Următoarele simboluri sunt utilizate în cadrul lucrării:

A_f = temperatura de sfârșit de formare a austenitei;

M_f = temperatura de sfârșit de formare a martensitei.