

MEDYCZNE ZASTOSOWANIA MATERIAŁÓW INTELIGENTNYCH

ADAM ĆWIKŁA

Państwowa Wyższa Szkoła Zawodowa w Chełmie

STRESZCZENIE. W artykule opisano zagadnienia związane z materiałami inteligentnymi. Przedstawiono podział tych materiałów oraz ich podstawowe cechy, jak również genezę ich odkrycia. Szczególną uwagę zwrócono na jedną z grup materiałów inteligentnych, a mianowicie na stopy z pamięcią kształtu. Materiały tego typu są obecnie coraz chętniej wykorzystywane w różnych dziedzinach. Artykuł dotyczy medycznych zastosowań tych materiałów. Opisano korzyści stosowania nitinolu w chirurgii oraz ortodoncji.

1. WSTĘP

Rozwój cywilizacji jest ściśle powiązany z materiałami wykorzystywanymi przez człowieka, stąd też nazwy epok takie jak Epoka Brązu czy Epoka Żelaza. W dziedzinie materiałoznawstwa widoczny jest ciągły postęp. Naukowcy tworzą coraz to nowe materiały lub odkrywają nowe własności materiałów znanych. W latach 80 XX wieku pojawiło się zainteresowanie materiałami, które zaczęto określać jako inteligentne [1]. Należy zauważyć, że niektóre grupy tych materiałów były znane i stosowane wcześniej, ale dopiero odkrycie ich specyficznych cech spowodowało wzrost zainteresowania nimi. Zwykle trudno jest w przypadku nowych materiałów określić moment osiągnięcia ich dojrzałości do praktycznego wykorzystania, ale na przykład w Japonii uważa się, że koncepcja materiałów inteligentnych stała się wyraźniejsza w wyniku realizacji w latach 1987-1989 pionierskiego programu rządowego. Lata dziewięćdziesiąte XX wieku oraz początek XXI wieku to niezwykle duże zainteresowanie i burzliwy rozwój badań naukowych w obszarze materiałów inteligentnych.

Pomimo intensywnego rozwoju materiałów tego typu, nie wypracowano jednej powszechnie akceptowanej definicji materiałów inteligentnych. Spotyka się zróżnicowane nazewnictwo: *intelligent materials*, *smart materials*, *adaptive materials*, a nawet *multifunctional materials*. Często wprowadza się rozróżnienie między *smart* i *intelligent materials* [1].

Materiał inteligentny definiuje się najczęściej jako materiał, który jest zdolny do reagowania na bodźce zewnętrzne przez istotną zmianę swych właściwości dla pożądanego i skutecznego odpowiedzenia na te bodźce (rysunek 1). Stosując terminologię mechatroniczną - materiał inteligentny powinien spełniać funkcję czujnika (sensora), procesora

i "urządzenia" uruchamiającego - aktuatora (*przekazującego uzyskany efekt*), a jednocześnie właściwości te powinny wykazywać cechy sprzężenia zwrotnego (*feed back and feed forward*). Występowanie tylko 2 lub 3 z wymienionych cech nie wystarcza do zaliczania materiału do klasy materiałów inteligentnych. Specjaliści uważają, że *smart* ogranicza się do uzyskania efektu zmiany właściwości pod wpływem działania bodźców zewnętrznych w sposób przewidywalny. Ważne jest uzyskiwanie efektu w czasie rzeczywistym lub w czasie zbliżonym do rzeczywistego [1].



RYSUNEK 1. Ogólna zasada działania materiałów inteligentnych

2. PRZEGLĄD MATERIAŁÓW INTELIGENTNYCH

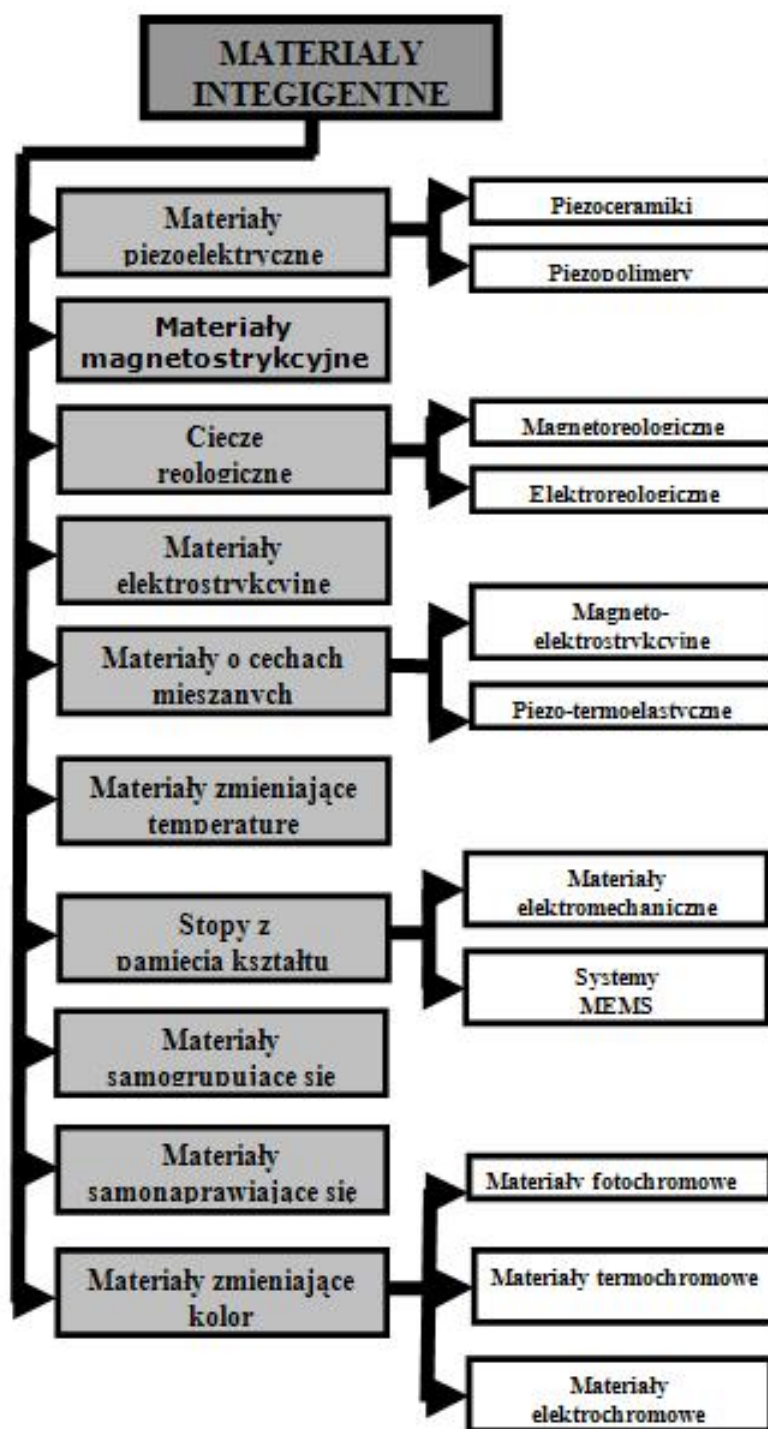
Podstawowym zastosowaniem [3] materiałów inteligentnych są człony wykonawcze oraz elementy dostosowujące się do warunków otoczenia [2,23].

Najważniejszymi materiałami z tej grupy są materiały piezoelektryczne, magnetystrykcyjne, stopy z pamięcią kształtu (*Shape Memory Alloys (SMA)*), ciecze elektro i magnetoreologiczne (*Electrorheological fluid (ERF)*) oraz płyny optyczne (rysunek 2). W zastosowaniach medycznych szczególnie popularne są materiały z pamięcią kształtu.

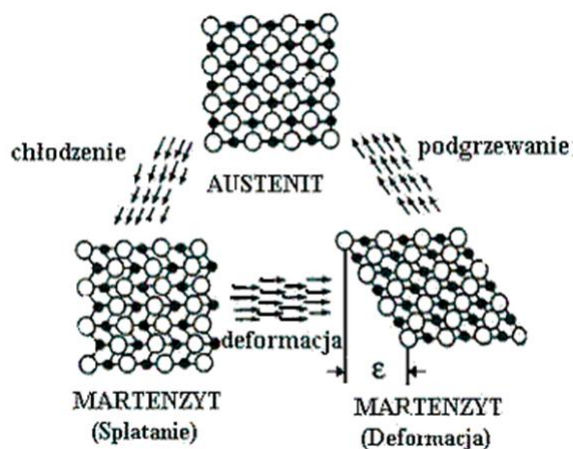
Materiały z pamięcią kształtu

Materiały z pamięcią kształtu są to stopy, które mają zdolności do zapamiętywania pierwotnie nadanego kształtu oraz jego odtworzenie pod wpływem odpowiednich warunków zewnętrznych np. zmiany pola magnetycznego lub temperatury (rysunek 3) [12, 18, 23, 24].

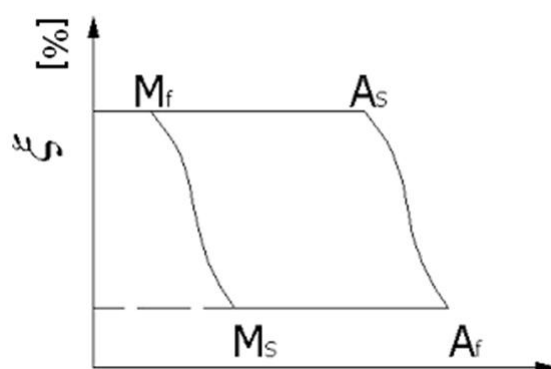
Zjawisko pamięci kształtu oparte jest na przemianie martenzytycznej. Przemiana martenzytyczna jest przemianą pierwszego rodzaju, więc zachodzi poprzez zarodkowanie nowej fazy i wzrost jej zarodków. Jej głównymi cechami są bezdyfuzyjność oraz charakter przemieszczeniowy. Określenie przemiany jako bezdyfuzyjnej oznacza, że nie wymaga ona dyfuzji atomów na duże odległości, więc w jej trakcie nie zachodzi migracja poprzez granice rozdziału fazy macierzystej i martenzytycznej. W wyniku tego martenzyt ma ten sam skład chemiczny, stopień atomowego uporządkowania i zdefektowania sieci krystalicznej, co faza macierzysta (rysunek 4).



RYSUNEK 2. Podział materiałów inteligentnych



RYSUNEK 3. Przemiany struktury krystalicznej - nitinol



RYSUNEK 4. Graficzny model przemiany martenzyt - austenit

Termodynamiczną siłą napędową przemiany martenzytycznej jest zmiana energii swobodnej układu. Utworzenie zarodków martenzytu wymaga znacznej energii dla pokonania oporu sprężystego fazy macierzystej, której musi dostarczyć energia swobodna związana ze zmianą objętości.

Wyróżnia się trzy zjawiska związane z pamięcią kształtu [4,9,12,18,24]:

- jednokierunkowy efekt pamięci kształtu,
- dwukierunkowy efekt pamięci kształtu,
- pseudosprężystość.

Spośród kilku znanych stopów wykazujących któryś z typów pamięci kształtu praktyczne zastosowanie znalazły jak dotąd tylko stopy Ni-Ti i $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$, stosowane w chirurgii oraz stopy trójskładnikowe Cu-Zn-Al. Szczególne właściwości stopów z pamięcią kształtu są związane z odwrotną przemianą martenzytyczną. Do tej grupy materiałów zalicza się stop Ni-Ti zwany nitinolem o stężeniu 53-57% masowo niklu [8,13,15,17]. Ponadto do stopów z pamięcią kształtu zalicza się również: NiTi, CuZn, CuZnAl, CuZnGa, CuZnSn, CuZnSi, CuAlNi, CuZnNi, AuCd, i AlNi.

Najbardziej znanym przedstawicielem grupy materiałów z pamięcią kształtu jest stop niklu i tytanu. Został on stworzony przez Bühlera w 1962 roku w "Naval Ordnance Laboratory" [2,5,6]. Materiał ten został nazwany nitinol. Nazwa ta pochodzi od skrótów: Ni od niklu, Ti od tytanu i NOL od Naval Ordnance Laboratory. Już od wczesnych lat siedemdziesiątych zaczęto wykorzystywać własności nitinolu. Znalazł on ogromne zastosowanie w przemyśle jako drut czy sprężyna, wchodzi w skład mechanizmu zabawek, stosowany jest również jako napęd mikrorobotów [7,11,16]. Największe zastosowanie znalazł jednak w medycynie, a dokładniej w dentystyce i w chirurgii ortopedycznej dla zabezpieczenia ścięgien, więzadeł i innych miękkich tkanek w kościach oraz jako wszczep do krwioobiegu [10,19,20,22].

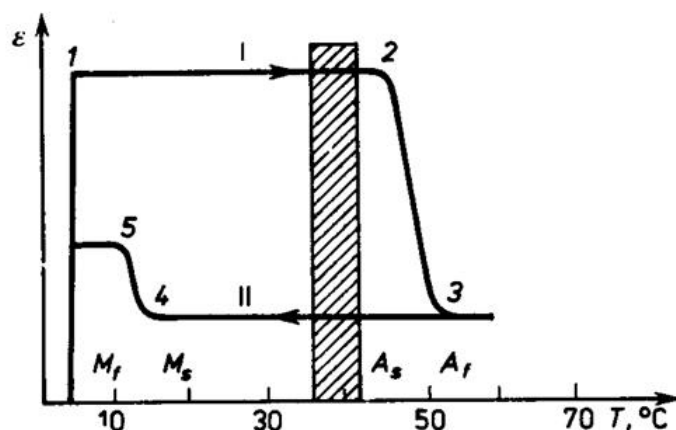
Właściwości mechaniczne nitinolu silnie reagują na zmiany struktury i przebieg przemian fazowych stopów. Stąd wydaje się celowe przedstawienie charakterystyk temperaturowych podstawowych właściwości mechanicznych stopów [20]. Oceniając i porównując właściwości mechaniczne stopów, należy mieć na uwadze silny wpływ składu chemicznego na ich skład fazowy w danej temperaturze. W tabeli 1 przedstawiono granicę plastyczności dwóch stopów oraz ich charakterystyczne temperatury przemian.

Tabela 1: Skład chemiczny, temperatury charakterystyczne i granica plastyczności stopów [14] wg K. N. Meltona i innych

Oznaczenie stopu	% mas. Ni	% mas. Ti	M_s °C	M_f °C	A_s °C	A_f °C	σ_{02}
1	54,8	45,2	20	-20	39	77	115
2	55,5	44,5	-30	-53	-12	0	75

Dobór stopów NiTi przeznaczonych na implanty musi zapewnić temperaturę przemiany odwrotnej powyżej temperatury ludzkiego ciała z uwzględnieniem ewentualnej gorączki. Wówczas istnieje możliwość regulowania dopływu ciepła i sterowania procesem odzysku kształtu w trakcie operacji. Przerywając dopływ ciepła zatrzymuje się proces odzysku kształtu. Jego dalsza kontynuacja jest możliwa poprzez ponowne nagrzanie, aż do wykorzystania całkowitej zdolności do odkształcenia się implantu.

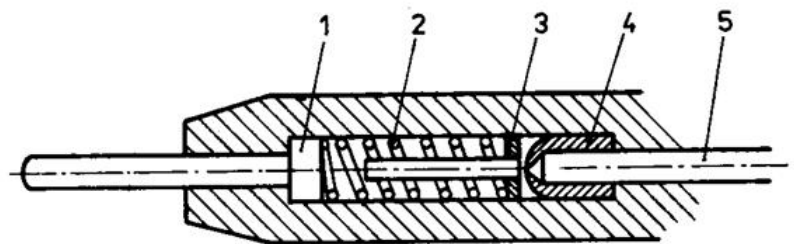
Na rysunku 5 przedstawiono zmiany odkształcenia implantu w organizmie wraz ze zmianą temperatury. Stan wyjściowy, odpowiadający stanowi dostarczenia implantu, charakteryzuje się wstępnym jego odkształceniem (pkt 1). Przechowywany w temperaturze pokojowej implant zostaje wprowadzony do ciała ludzkiego, w którym nie następuje żadna reakcja (obszar I wykresu). Podczas nagrzewania implantu osiąga się temperaturę A_s - początek przemiany odwrotnej (pkt 2), której towarzyszy początek odzysku kształtu, aż do osiągnięcia temperatury A_f (pkt 3), przy której następuje całkowity odzysk pierwotnego kształtu. Przerywając dopływ ciepła w zakresie temperatur $A_s - A_f$ wstrzymany zostaje proces odzyskiwania kształtu. W ten sposób wyzwalanie pierwotnego kształtu może przebiegać stopniowo. Ochłodzenie implantu do temperatury ciała nie powoduje już żadnych zmian kształtu (obszar II wykresu). Stop pozostaje w stanie fazy macierzystej. Dopiero oziębienie implantu do temperatury M_s (pkt 4) powoduje częściowe odkształcenie implantu, przebiegające aż do temperatury M_f (pkt 5). Taki przebieg odkształcenia pozwala na łatwiejsze usunięcie z kości implantu po zakończeniu procesu leczenia.



RYСУNEK 5. Zmiana odzysku kształtu implantu w funkcji temperatury nagrzewania [14]

Istotnym problemem stosowania implantów wykonanych z metali z pamięcią kształtu jest sposób ich nagrzewania do temperatury odwrotnej przemiany. Istnieje możliwość takiego doboru składu stopu, by przemiana (odzysk kształtu) nastąpiła w temperaturze ciała pacjenta. Jednak takie rozwiązanie ma tę wadę, że operator nie ma wówczas żadnej możliwości korekty. Stosując implanty o temperaturze przemiany powyżej temperatury ciała ludzkiego, można, poprzez stopniowe doprowadzenie ciepła z zewnątrz, regulować odzysk kształtu implantu, czy też nie doprowadzić do całkowitego odzysku kształtu.

Jedną z możliwości nagrzewania implantu polega na doprowadzeniu ciepła poprzez bezpośredni kontakt z płytką metalową, dopasowaną kształtem do implantu. Metodę tę określa się jako doprowadzenie ciepła sondą kontaktową. Płytki metalowe takiej sondy można ogrzewać poprzez doprowadzenie ciepła lub oporowe nagrzewanie prądem elektrycznym. Inna możliwość polega na bezpośrednim nagrzaniu implantu, wykorzystując jego opór elektryczny. W tym przypadku wystarczy dotknąć implant dwiema elektrodami zasilanymi prądem z transformatora podłączonego do sieci.

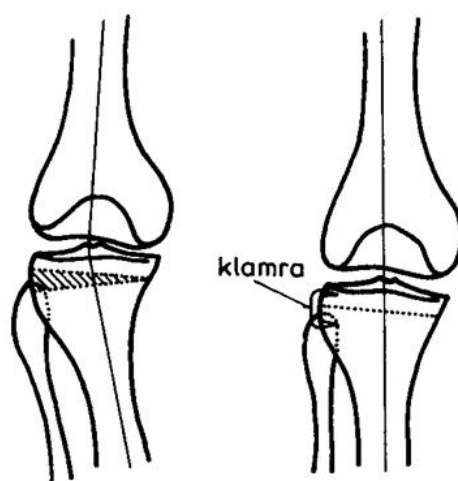


RYСУNEK 6. Konstrukcja elektrody do nagrzania implantu [14]: 1 - elektroda dotykająca implant, 2 - sprężyna oddzielająca elektrodę od pręta doprowadzającego prąd elektryczny, 3 - płytka izolacyjna, 4 - izolacja i usztywnienie przewodu, 5 - przewód doprowadzający prąd

Metoda ta okazała się w pełni przydatna przy stosowaniu klamer. Zdała egzamin w licznych doświadczeniach prowadzonych na zwierzętach jak i w warunkach klinicznych. Jest ona mniej przydatna przy stosowaniu płaskich implantatów, może powodować bowiem nierównomierne nagrzewanie implantu i wywoływać lokalne przegrzanie, prowadząc do uszkodzenia tkanek. Schematyczny rysunek elektrody do nagrzewania przedstawia rysunek 6. Na uwagę zasługuje konstrukcja ze sprężyną rozdzielającą elektrodę, dotykającą powierzchni implantu, z prętem doprowadzającym prąd. Dzięki temu unika się iskrzenia na powierzchni implantu w momentach przykładania i odrywania elektrod od jego powierzchni. Płytką izolacyjną (3) zabezpiecza przed przenoszeniem prądu przez sprężynę.

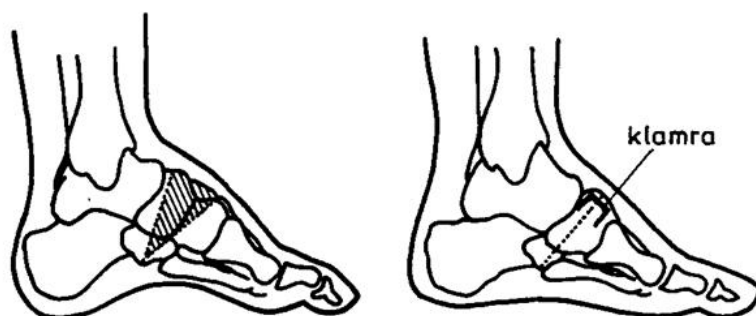
3. PRZYKŁADY ZASTOSOWANIA NITINOLU W MEDYCYNIE

3.1. Klamry do osteosyntezy. Klamry do osteosyntezy z pamięcią kształtu znajdują zastosowanie wszędzie tam, gdzie osteosyntezę przeprowadza się przy pomocy klamer Blounta, wykonanych z tradycyjnego metalu implantacyjnego. Zaletą klamer z pamięcią kształtu w stosunku do tradycyjnych klamer Blounta, jest możliwość uzyskania ścisłego i mocnego połączenia złamanych kości. Umożliwia to szybki i pewny przebieg leczenia. Przykładami mogą być operacje związane z korektą osiową nóg (skrzywienie typu X lub O), polegającą na wycięciu klina w obrębie stawu kolanowego (rysunek 7). Zastosowanie dwóch do trzech klamer, ogrzewanych ciepłem prądu elektrycznego, pozwala na uzyskanie stabilnej osteosyntezy.



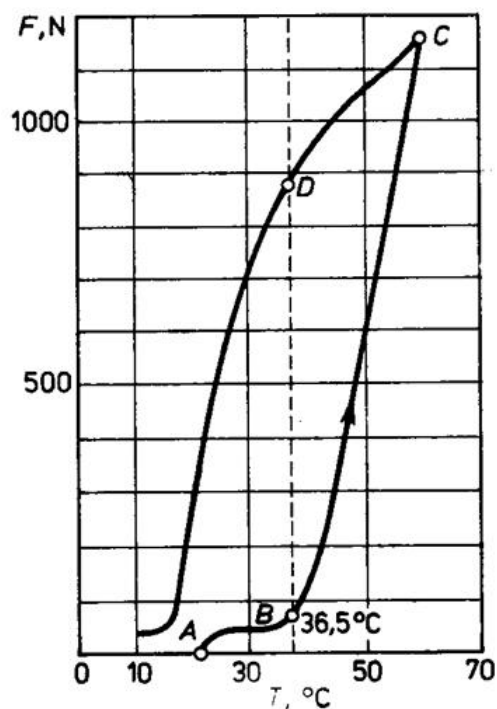
RYСУNEK 7. Zastosowanie klamry do osteosyntezy po operacji stawu kolanowego [14]

Innym przykładem zastosowania tych klamer jest operacja stopy w przypadku usztywnienia dolnego stawu skokowego (rysunek 8). Wykorzystanie klamer z pamięcią kształtu zapewnia w tym przypadku dobry docisk powierzchni resekcji. Po resekcji i korekcie układu stopy, wbija się klamrę, podobnie jak tradycyjną, do kości i następnie przy pomocy dwóch elektrod nagrzewa, aż do uzyskania mocnego połączenia. Dla stabilizacji połączenia stosuje się 2-3 klamry.



RYSUNEK 8. Zastosowanie klamry do osteosyntezy po operacji stawu skokowego [14]

Dla celów klinicznych stosuje się klamry, których temperatury przemiany wahają się w granicach 42-46 °C. Klamry dostarczane do klinik poddane są uprzednio dwukrotnemu odkształceniu i nagrzewaniu w celu sprawdzenia ich zachowania. Klamry dostarczone są w specjalnych opakowaniach z folii i sterylizowane są promieniami γ .

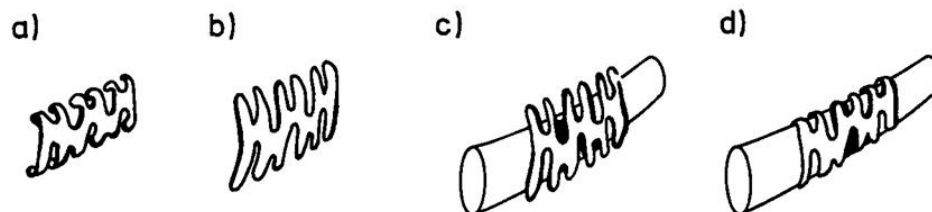


RYSUNEK 9. Zmiana siły wywieranej przez klamrę w funkcji temperatury podczas nagrzewania i chłodzenia [14]

Istotna jest znajomość naprężeń działających na złamane kości. W tym celu skonstruowano specjalne urządzenie, które pozwala na pomiar siły wywieranej przez ramiona klamry podczas nagrzewania. Na rysunku 9 przedstawiono zmiany siły wywieranej

przez dwie klamry podczas nagrzewania i chłodzenia. Punkt *A* na krzywej odpowiada temperaturze 20 °C, w której nie występują naprężenia. Nagrzewanie do temperatury 36,5 °C powoduje nieznaczny tylko wzrost naprężeń. W punkcie *B* zaczyna się przemiana odwrotna odkształconego martenzytu w fazę macierzystą. Z uwagi na konstrukcję przyrządu, która nie pozwala na zmianę kształtu klamer, następuje - w miarę wzrostu temperatury - indukowanie naprężeń. W temperaturze 60 °C (punkt *C*) indukowana jest siła 1160 N, dalszy wzrost temperatury do 100 °C powoduje wzrost siły do 2500 N. Podczas operacji klamerę nagrzewa się do 55 °C. Wolne chłodzenie nagrzanej klamry do temperatury ciała (punkt *D*) wywołuje zmniejszenie siły. W temperaturze 37 °C obie klamry wywierają siłę 880 N, co oznacza, że w temperaturze ludzkiego ciała pojedyncza klamra wywiera siłę 440 N. Wartość ta odnosi się do klamry o przekroju $3,5 \times 4,5 \text{ mm} = 15,75 \text{ mm}^2$. Dla większych klamer o przekroju $17,5 \text{ mm}^2$ uzyskano analogiczną wartość naprężeń.

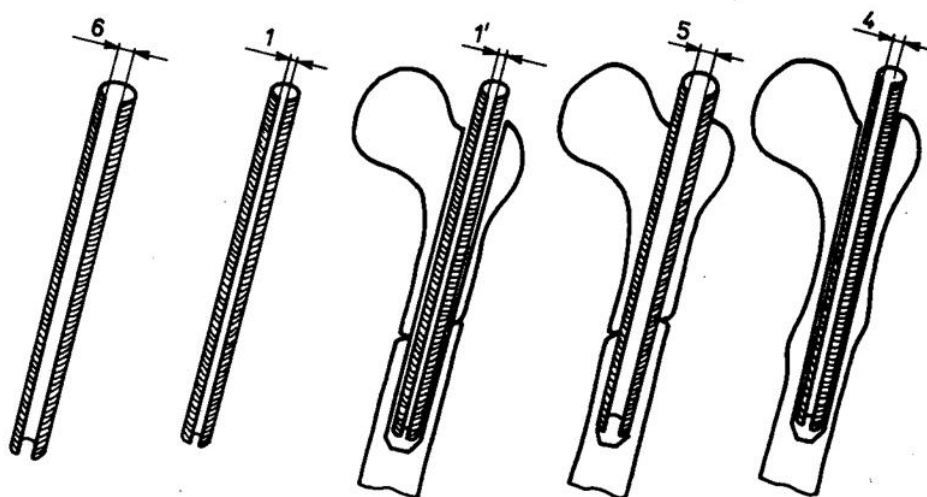
3.2. Klamry do leczenia złamań żeber. Innym przykładem wykorzystania metali z pamięcią kształtu w chirurgii, znacznie upraszczającym zabieg, są klamry wykonane z perforowanej blachy, stosowane do leczenia złamań żeber (rysunek 10). Na kolejnych rysunkach widoczny jest stan po zahartowaniu (a), następnie po odkształceniu (b). W tym stanie klamra przykładana jest do złamanego żebra i nagrzewana (c). W wyniku przemiany, następuje powrót do pierwotnego kształtu, dzięki czemu uzyskuje się połączenie złamanego żebra (d). Zaletą tej techniki, obok usprawnienia przebiegu zabiegu, jest uzyskanie połączenia niewykazującego odsprężynowania.



RYSUNEK 10. Działanie klamry do leczenia złamań żeber [14]

3.3. Płytki do osteosyntezy. W ekstremalnych przypadkach złamań kości w celu ich unieruchomienia stosuje się płytki do osteosyntezy. Płytki te mocuje się z dwóch stron złamanej kości za pomocą śrub. Korzystnym stanem dla leczenia złamań, przyspieszającym proces leczenia [14], jest równomierny rozkład naprężeń ściskających, działających na powierzchnię złącza. W celu uzyskania równomiernie działających naprężeń ściskających, wytwarza się płytki ze skośnymi otworami lub uskokami dla śrub z kulistymi łbami. Płytki do osteosyntezy ze stopów z pamięcią kształtu mają tę zaletę, że pozwalają na ściągnięcie dużych szczelin złamań, co jest niemożliwe do uzyskania przy zastosowaniu płytek konwencjonalnych. Płytki w stanie wyjściowym jest wydłużona poprzez rozciągnięcie i przykręcona do złamania. Podczas nagrzewania kurczy się eliminując szczelinę złamania o szerokości do 5 mm. W momencie zetknięcia obu części operator przerywa dopływ ciepła do płytki i układ pozostaje w tej konfiguracji. W przypadku, gdyby dopływ ciepła nie został przerwany, nastąpi szkodliwa koncentracja naprężeń w złamaniu od strony płytki.

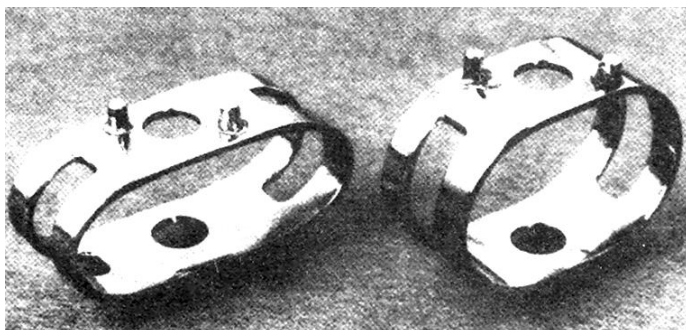
3.4. Gwoździe do wbijania w szpik kości. Do leczenia gładkich zamkniętych złamań, np. kości udowych, stosuje się gwoździe wbijane do szpiku. W cylindryczny otwór wykonany w szpiku kostnym wbija się gwóźdź o nieco większej średnicy, uzyskując usztywnienie złamania. Metoda ta obok wielu zalet ma tę wadę, że wbicie gwoździa wymaga użycia dużej siły. Powstają również problemy z jego usunięciem po zakończeniu leczenia, grożące nawet pozostaniem gwoździa jako trwałego implantu. Te niedogodności znikają przy zastosowaniu w charakterze implantu tulejki wykonanej ze stopu NiTi. Tulejka ta zwiększa średnicę w wyniku nagrzewania i zmniejsza podczas ochłodzenia poniżej temperatury ludzkiego ciała. Zasadę działania takiej tulejki przedstawia rysunek 11. Tulejka o średnicy 10 mm (6), wykonana z blaszki, w wyniku odkształcenia zmniejsza swą średnicę do 8,5 mm (1) i w tym stanie wstawiana jest do otworu złamanej kości (1'). Wskutek nagrzewania zwiększa swą średnicę do 9,5 mm i usztywnia złamaną kość (5). Po zakończeniu leczenia następuje ochłodzenie oziębioną wodą destylowaną lub płynem fizjologicznym do temperatury poniżej M_s i skurcz tulejki do średnicy 9 mm (4) i bez użycia siły można ją usunąć z kości.



RYСУNEK 11. Zastosowanie tulejki do leczenia gładkich złamań [14]. Na rysunku naniesiono szerokości szczeliny tulejki dla poszczególnych stadiów pracy

3.5. Tulejki dystansowe do lokalnego usztywniania kręgosłupa. Tulejka wprowadzona jest operacyjnie w wyżłobiony otwór kręgu (rysunek 12). W stanie wyjściowym tulejka jest odkształcona poprzez spłaszczenie i w tej postaci umieszczona między kręgami, wykazującymi dyskopatię. Przeznaczona jest ona przede wszystkim do usztywnienia kręgów lędźwiowych. W wyniku nagrzewania tulejka zwiększa swą wysokość z 12 do 20 mm i wywiera nacisk na sąsiednie kręgi wstrzymując ich względne przemieszczanie. Widoczne na tulejce kolce podczas nagrzewania wgłębiają się w gąbczastą tkankę, zmniejszając możliwość wzajemnych ruchów kręgów. W celu ułatwienia fuzji tkanki, ścianki tulejki dystansowej są perforowane otworami i szczelinami. Nagrzewanie tulejki do temperatury 45-47 °C dokonuje się za pomocą strumienia sterylnej, ciepłej wody. Konstrukcja tego implantu została opracowana przez firmę Krupp i jest oferowana jako

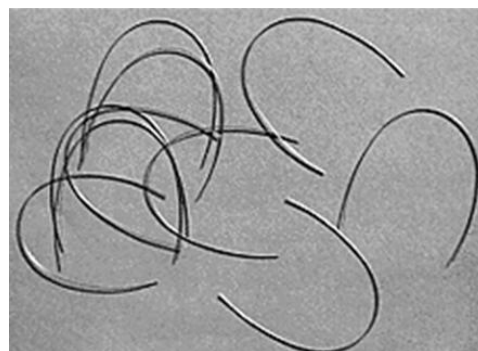
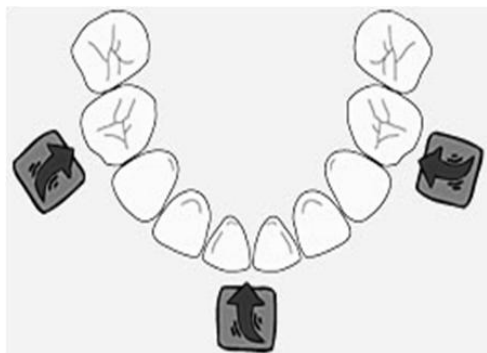
produkt handlowy. Tulejki te, po wszechstronnych badaniach na zwierzętach, zastosowano w 10 operacjach kręgosłupa u ludzi - uzyskując doskonałe wyniki leczenia.



RYSUNEK 12. Początkowy i końcowy kształt tulejki do usztywniania kręgow [14]

3.6. Filtr skrzepów krwi. Zadaniem takiego filtra, który wprowadzony jest do głównej żyły, jest wychwytywanie skrzepów krwi, powstałych w wyniku różnych urazów, a mogących wędrować do serca. Filtry o różnym kształcie wykonane są z drutu Ni-Ti o średnicy 0,5 mm i długości 200 mm. Filtr o zadanym kształcie po zahartowaniu w wodzie z lodem jest prostowany (odkształcony) i w tej postaci wprowadzany jest przy pomocy cewnika do żyły. W temperaturze ciała ludzkiego zachodzi przemiana odwrotna i powrót do kształtu pierwotnego, czyli drut przyjmuje postać okrągłej siatki-filtru o wielkości oczek około 2 mm. Pozwala to na efektywne wychwytywanie niebezpiecznych skrzepów. Doświadczenia prowadzone na psach okazały się wielce zachęcające do ich przeprowadzenia w warunkach klinicznych.

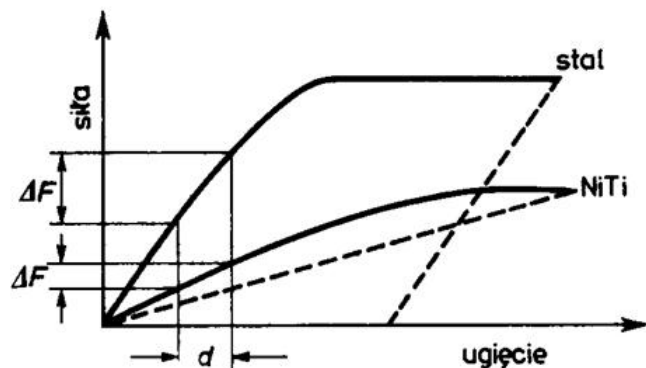
3.7. Druty łukowe w ortodoncji. Druty łukowe wykonane ze stopu NiTi przyczepiane są do zębów w celu korekcy wadliwego zgryzu (rysunek 13). Zastępują one dotychczas stosowane druty stalowe. Druty ze stopów NiTi w stanie martenzytycznym są spłaszczane przez walcowanie, uzyskując 30% stopień odkształcenia. Jest to stan pseudosprężystości i druty te wykazują niezwykle wysokie własności sprężyste.



RYSUNEK 13. Zastosowanie nitinolu jako drutów ortodontycznych

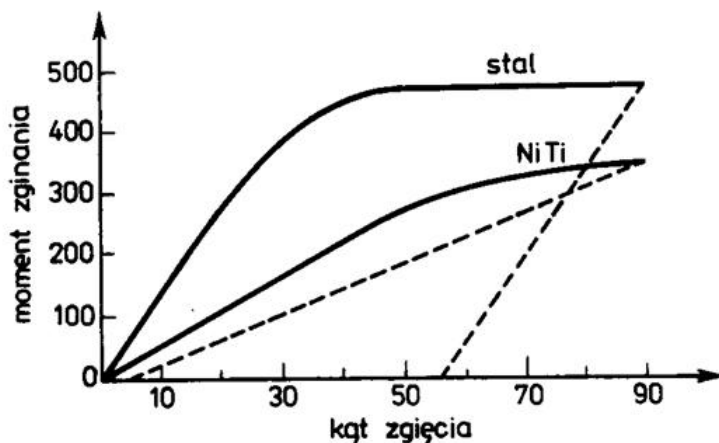
Po odkształceniu o kąt 90° powracają całkowicie do pierwotnej postaci, w przeciwieństwie do drutów stalowych ze stali austenitycznej, które pozostają zgięte o kąt 55° .

Charakterystykę zginania drutów NiTi oraz drutów ze stali austenitycznej przedstawiono na rysunku 14.



RYSUNEK 14. Charakterystyka zginania drutów NiTi oraz ze stali austenitycznej [14]

W 1980 roku 80% ortodontów w Stanach Zjednoczonych stosowało już druty ze stopu NiTi. Istotną zaletą drutów z nitinolu, w porównaniu z drutami ze stali, jest 6-krotnie mniejszy moduł sprężystości, dzięki czemu przy tej samej wartości ugięcia, dla drutu NiTi uzyskuje się znacznie mniejsze działanie sił (rysunek 15). Z klinicznego punktu widzenia oznacza to, że drut z nitinolu wywiera mniejszą i bardziej stabilną siłę nacisku na zgryz od drutu stalowego.

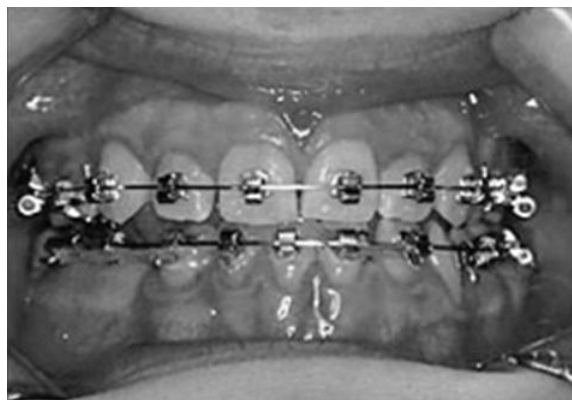


RYSUNEK 15. Różnica sił przy tych samych odkształceniach drutów NiTi oraz ze stali austenitycznej [14]

Zastosowanie drutów NiTi w ortodoncji ma następujące zalety (rysunek 16):

- wymaga mniejszej krzywizny wyginania,
- skraca czas zabiegu,
- skraca czas leczenia,
- zmniejsza uciążliwość zabiegu dla pacjenta,

- mniejsza liczba wizyt u ortodonta,
- większy komfort noszenia drutów ortopedycznych z powodu mniejszej siły z jaką drut działa na zęby.



RYSUNEK 16. Aparat nazębny z nitinolu

BIBLIOGRAFIA

- [1] Agneni A., Paolozzi A., Sgubini S., *Piezoceramic Devices Modeled as Mechanical Systems in Finite Element Codes*, COST 4, 2001 Kasel, s. 591-599.
- [2] Flatau A.B., Chong K.P., *Dynamic smart material and structural systems*, Engineering Structures, Vol. 24, 2002, s. 261-270.
- [3] Gandhi M.V., Thompson B.S., *Smart Materials and Structures*, Chapman & Hall, 1992.
- [4] Gaul L., Hurlebaus S., *Application of PvdF - Films for Ultrasonic Testing*, COST 4, 2001 Kasel, s. 571-580.
- [5] Gaul L., Stobener U., *Active control of structures*, Institute A of Mechanics, University of Stuttgart, J.M.M. Silva and N.M.M. Maia (eds.), Modal Analysis and Testing, Stuttgart 1999, s. 453-486.
- [6] Gil F.J., Planell J.A., *Thermal efficiencies of NiTiCu shape memory alloy*, Thermochemica Acta Vol. 327, 1999, s. 151-154.
- [7] Giurgiutiu V., Zagrai A., Bao J.J. *Piezoelectric Water Embedded Active Sensors for Aging Aircraft Structural Health Monitoring*, Structural Health Monitoring (SHM), Vol. 1(1), 2002, s. 41-61.
- [8] Graue R., Reutlinger A., *Importance and Methods of Structural Health Monitoring For Future Launchers*, COST 3, 2000 Madryt, s. 83-94.
- [9] Holnicki-Szulc J., Zieliński T.G., *Damage identification method based on analysis of perturbation of elastic waves propagation*, Advanced Course on structural Control and Health Monitoring SMART'01, 2001 Warszawa, s. 449-468.
- [10] Hunt S.R., Hebden I.G., *Validation of the eurofighter typhoon structural health and usage monitoring system*, IMAC, 2000, s. 743-752.
- [11] Corr L.R., Clark W., *A Novel Semi-Active Multi-Model Vibration Control Law for a Piezoceramic Actuator*, Journal of Vibration and Acoustics, Vol. 125, 2003, s. 214-222.
- [12] Liu Y., Xie Z., von Humbeeck J., Delaey L., *Deformation of shape memory alloys associated with twinned domain re-configurations*, Materials Science & Engineering A273-275, 1999, s. 679-684.
- [13] Liu Y., Xie Z., van Humbeeck J., Delaey L., Liu Y., *On the deformation of the twinned domain in NiTi shape memory alloys*, Philosophical Magazine A, Vol. 80, No. 8, 2000, s. 1935-1953.
- [14] Morawiec H., Bojarski Z., *Metale z pamięcią kształtu*, PWN, Warszawa 1989, s. 1-5, 45-88, 126-209.

- [15] Mosley M.J., Mavroidis C., *Experimental Nonlinear Dynamics of a Shape Memory Alloy Wire Bundle Actuator*, Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control, Vol. 123, 2001, s. 103-112.
- [16] Nag A., Mahapatra D. Roy, Gopalakrishnan S., *Identification of Delamination in a Composite Beam Using a Damaged Spectral Element*, Structural Health Monitoring (SHM), Vol. 1(1), 2002, s. 105-126.
- [17] Peairs D.M., Park G., *Self-Healing Bolted Joint Analysis*, IMAC, 2000, s. 1272-1278.
- [18] Pietrzakowski M., *Active damping transverse vibrations using distributed piezoelectric elements*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, Warszawa 2004.
- [19] Pietrzykowski M., *Piezoelektryczny wspornikowy tłumik drgań z pojemnościową regulacją*, VIII Warsztaty Naukowe PTSK, Symulacja w badaniach i rozwoju, Gdańsk 2001, s. 299-304.
- [20] PKN - Piezoelektryczne własności materiałów I podzespółów ceramicznych - Część 3: Metody pomiarów - Duża moc, PN-EN 50324-3.
- [21] PKN - Samowyrządzający wibrator inteligentny, PN-290470, 1994.
- [22] Prieto, Sanchez P., Aroca C., Lopez E., Sanchez M.C., de Perez O., *Improving the characteristics in magnetostrictive - piezoelectric sensor when the viscous interface is removed*, Sensors and Actuators A-Physical, Vol. 84, 2000, s. 338-341.
- [23] Raja S., Sinha P.K., Prathap G., Bhattacharya P., *Influence of one and two dimensional piezoelectric actuation on active vibration control of smart panels*, Aerospace Science and Technology, Vol. 6, 2002, s. 209- 216.
- [24] Sapińska-Wcisło A., Uhl T., *Zastosowanie materiałów inteligentnych do tłumienia drgań mechanicznych*, WibroTech 2003, Kraków 2003, s. 120-121.
- [25] Sapińska-Wcisło A., *Zastosowanie materiałów inteligentnych w sterowaniu układami mechanicznymi*, Teoria Maszyn i Mechanizmów, Kraków 2004, s. 233-240.

THE MEDICAL APPLICATIONS OF SMART MATERIALS

ADAM ĆWIKŁA

ABSTRACT. This paper describes intelligent materials related issues. All materials in this article were organized, and their basic features and the origin of their discovery was introduced. The special attention was turned on one group of materials - shape memory alloys. Now this type of materials is used in various discipline more and more willingly. The article relates to the medical using of these materials. It was described the advantage of using the nitinol in surgery and orthodontia.