

Warszawa, 21.01.2021

dr hab. inż. Elżbieta Alicja Pieczyńska, prof. instytutu  
Kierownik  
Pracowni Plastyczności Stosowanej  
W Zakładzie Mechaniki Doświadczalnej  
Instytutu Podstawowych Problemów Techniki PAN  
Ul. Pawińskiego 5 B  
02-106 Warszawa  
epiecz@ippt.pan.pl

## RECENZJA

rozprawy doktorskiej Mgr inż. BEATY CHRZĄSZCZ pod tytułem  
„Zastosowanie modelowania metodą elementów skończonych do  
optymalizacji właściwości klamer do osteosyntezy”  
wykonanej pod kierunkiem Dr. hab. Seweryna Migi  
z Instytutu Inżynierii Materiałowej Wydziału Nauk Ścisłych i Technicznych  
Uniwersytetu Śląskiego w Chorzowie.

**Opis identyfikacyjny:** maszynopis asygnowany przez Instytut Inżynierii Materiałowej  
Wydziału Nauk Ścisłych i Technicznych Uniwersytetu Śląskiego w Chorzowie (2020).

### **Podstawa formalno-prawna**

Recenzję wykonano na zlecenie Rady Naukowej Instytutu Inżynierii Materiałowej  
Uniwersytetu Śląskiego z dnia 27.10.2020 roku

- pismo (z 29.10.2020 r. ; wpłynęło do recenzenta 15 listopada 2020 r.)

Prof. dr. hab. Józefa Deniszczyka, Dyrektora Instytutu Inżynierii Materiałowej  
Wydziału Nauk Ścisłych i Technicznych Uniwersytetu Śląskiego w Chorzowie,

## OCENA PRACY DOKTORSKIEJ

### **1. Wprowadzenie**

Głównym zamierzeniem autorki było zastosowanie modelowania metodą elementów skończonych do optymalizacji właściwości klamer medycznych, stosowanych do osteosyntezy. Obiektem badań były klamry medyczne wykonane ze stopu NiTi z pamięcią kształtu, które wykorzystując efekt pseudosprężystości (nadsprężystości) mają zapewniać stały docisk elementów odłamów kostnych, kręgów kręgosłupa lub szyjnych, a również tkanek miękkich. Wyniki przeprowadzonych badań eksperymentalnych oraz analizy metodą elementów skończonych MES zostały wykorzystane do zaprojektowania zmodyfikowanych klamer medycznych, o bardziej korzystnych właściwościach, zgodnie z postawioną tezą pracy.

Na wstępie przypomnę, że intensywne prace nad rozwojem stopu NiTi z pamięcią kształtu, zwanego **nitinolem**, datują się w USA na początki lat 80-tych, a ich celem było rozwiązanie pewnych problemów w nowej generacji samolotów. Z kolei w Japonii pionierska koncepcja materiałów inteligentnych miała ponadto na celu popularyzację nowej filozofii rozwoju inżynierii materiałowej, uwzględniającej wzajemne relacje pomiędzy materiałami, środowiskiem naturalnym i społeczeństwem. Przesłanie takie sformułowano w 1989 r.

podczas I Międzynarodowej Konferencji Materiałów Inteligentnych, zorganizowanej w Tsukuba k/Tokio (*City of Science*), a następnie spopularyzowano na świecie. Od początków lat 90-tych rosnące zainteresowanie tymi materiałami obserwuje się także w Polsce. Badania zainicjowane na Uniwersytecie Śląskim (np. Bojarski Z., Morawiec H., *Metale z pamięcią kształtu*, Współczesna Nauka i Technika, Nowe Materiały i Technologie, PWN, Warszawa, ISBN 83-01-09346-3, 1989), rozwijane są m.in. w IPPT PAN, m.in. Morawiec H., Raniecki B., Ziółkowski A., *Podstawy termomechaniki materiałów z pamięcią kształtu*, Współczesne Trendy w Mechanice Materiałów, red. W.K. Nowacki, Warszawa, 1996, czy Raniecki B. LExcellent C., Tanaka K., *Thermodynamic models of pseudoelastic behaviour of shape memory alloys*, Arch. Mech., 44, 3, 261-284, 1992; a później, np. Pieczyńska E.A., Gadaj S.P., Nowacki W.K. and Tobushi H., *Phase transformation front evolution for stress- and strain-controlled tests in TiNi shape memory alloy*, Experimental Mechanics, 46, 4, 531-542, 2006.

Pomimo, że historia badań stopów z pamięcią kształtu trwa ponad 60 lat, a ich praktycznych zastosowań około 50 lat, nadal są one zaliczane do klasy nowych materiałów. Motywacją do rosnącego nimi zainteresowania są zarówno oryginalne właściwości, jak również związane z tym szerokie możliwości aplikacyjne, m.in. w medycynie, czego dotyczy niniejsza rozprawa.

Autorka przedstawiła w zakresie pracy krótko ogólną charakterystykę różnych stopów z pamięcią kształtu, następnie omówiła właściwości funkcyjne NiTi, w tym jednokierunkowy i dwukierunkowy efekt pamięci kształtu, oraz określany w literaturze angielskojęzycznej efekt *pseudoelasticity*, nazwany w rozprawie **efektem nadsprężystości**. Należy stwierdzić, że tematyka podjętego zagadnienia ma charakter interdyscyplinarny i przede wszystkim lokuje się w obszarze Inżynierii Materiałowej, oraz częściowo w Inżynierii Mechanicznej.

We wstępie Doktorantka przedstawiła krótko motywację, sformułowała tezę, cele oraz zasadnicze zadania podejmowane w rozprawie. Po przeprowadzeniu analizy aktualnego stanu wiedzy, omówieniu biokompatybilności i zgodności biomechanicznej, przykładów zastosowań stopów NiTi w medycynie, autorka opisała metodykę badań własnych, zarówno eksperymentalnych, jak również modelowania, przedstawiając podstawy metody elementów skończonych MES, algorytm i analizę błędów. Prace przeprowadzono na próbkach NiTi z pamięcią kształtu firmy **Euroflex**, w postaci drutów o dwóch różnych średnicach 1,4 mm i 1,5 mm, oraz klamrach, wykonanych z drutu o średnicy 1,3 mm. Zaproponowano program badań strukturalnych metodą skaningowej kalorymetrii różnicowej DCS i rentgenowskiej dyfrakcji proszkowej XRD; w stanie wyjściowym oraz po pewnej historii obciążenia. Badania w procesie jednoosiowego rozciągania i trójpunktowego zginania drutów NiTi, przeprowadzone na maszynie wytrzymałościowej Instron, pozwoliły na otrzymanie danych do modelowania. Przeprowadzono je metodą MES na klamrach NiTi, korzystając ze studenckiej wersji oprogramowania ANSYS. Otrzymane wyniki posłużyły do zaprojektowania klamry o nieco zmodyfikowanej geometrii, co miało na celu zwiększenie objętości materiału, w której występuje korzystny efekt nazwany nadsprężystością, a także uzyskanie jego rezerwy. Wyniki eksperymentów i analizy numerycznej zestawiono w sześciu zwięzłych wnioskach.

Podsumowując to wprowadzenie w kontekście zamierzeń Autorki rozprawy oraz aktualnego stanu wiedzy w tej tematyce stwierdzam, że zastosowanie modelowania metodą elementów skończonych do optymalizacji właściwości klamer medycznych wykonanych ze stopu z pamięcią kształtu NiTi stosowanych do osteosyntezy, jest aktualnym i ważnym zagadnieniem badawczym, które zawiera się w zakresie badań podstawowych i stosowanych oraz charakteryzuje się dużym stopniem interdyscyplinarności i możliwości aplikacyjnych.

## 2. Charakterystyka pracy

Zaproponowana do oceny rozprawa została podzielona na 15 rozdziałów, z których 1-7 tworzą opis merytoryczny. W rozdziale numer 8 zawarto wnioski z pracy, w rozdziale numer 9 podziękowania, a numer 10 zawiera literaturę. W rozdziale numer 11 umieszczono spis ilustracji, w rozdziale numer 12 spis tabel, a w rozdziale numer 13 spis najważniejszych oznaczeń używanych w pracy. Rozdział numer 14 zawiera streszczenie pracy, a 15 *abstract*.

W pierwszym rozdziale *Wstęp* przedstawiono zwięźle motywację, sformułowano tezę, cele oraz zasadnicze zadania podejmowane w rozprawie.

W rozdziale drugim *Stopy z pamięcią kształtu* przedstawiono rys historyczny badań prowadzonych nad efektem pamięci kształtu w stopach różnych metali, opisano pierwsze aplikacje oraz uzasadnienie do stosowania stopu NiTi z pamięcią kształtu. W podrozdziale 2.1 scharakteryzowano *Właściwości funkcyjne stopu NiTi*; w 2.1.1 opisano *Jednokierunkowy efekt pamięci kształtu*, w 2.1.2 z kolei *Dwukierunkowy efekt pamięci kształtu*, a w 2.1.3 najbardziej interesujący autorkę i rozwijany w rozprawie *Efekt nadspężystości* tego stopu. W podrozdziale 2.2 *Biokompatybilność i biomechaniczna zgodność* omówiono możliwości i ograniczenia stosowania stopu NiTi w organizmie ludzkim, odniesiono się do stali austenitycznej, a także porównano nawzajem właściwości mechaniczne tkanek żywych i stosownie dobranych implantów. W podrozdziale 2.3 omówiono różne przykłady *Zastosowania stopów NiTi w medycynie*.

W rozdziale trzecim *Klamry medyczne* zaprezentowano konkretny przykład, omawiając stosowane już od czterdziestu lat implanty ortopedyczne do łączenia odłamów kostnych w postaci klamer NiTi wykorzystujących jednokierunkowy efekt pamięci kształtu, podano różne przykłady zastosowań, m.in. wykorzystujące efekt nadspężystości.

Rozdział czwarty *Metoda elementów skończonych* MES zawiera wprowadzenie do stosowanego modelowania, w podrozdziale 4.1 zdefiniowano *Element skończony*, podając przykłady elementów jedno-, dwu-, i trójwymiarowych. W podrozdziale 4.2 *Idea MES* przedstawiono opisowo i schematycznie podstawy metody elementów skończonych, a w podrozdziale 4.3 *Algorytm MES* zaprezentowano schemat i omówiono algorytm stosowany w pracy. W podrozdziale 4.4 *Potencjalne błędy w analizie MES* zamieszczono schemat błędów występujących na poszczególnych etapach analizy MES, precyzując w podrozdziale 4.4.1 *Błąd modelowania matematycznego*, w podrozdziale 4.4.2 *Błąd dyskretyzacji*, w podrozdziale 4.4.3 *Błąd zaokrągleń*, w podrozdziale 4.4.4 *Błąd rozwiązania* oraz w podrozdziale 4.4.5 *Błąd całkowity*.

W rozdziale piątym *Zastosowanie MES w biomechanice* zawarto literaturowe przykłady modelowania, analizy numerycznej oraz symulacji komputerowych, stosowanych przy projektowaniu implantów.

W rozdział szóstym *Program ANSYS* omówiono możliwości pakietu do obliczeń numerycznych wykorzystujących MES i zaprezentowano różne produkty jego środowiska obliczeniowego. W podrozdziale 6.1 *Struktura programu* przedstawiono narzędzia obliczeniowe **ANSYS** (preprocesor, solver-procesor i postprocesor), a także możliwości tworzenia geometrii modelu przy zastosowaniu *Design Modeler (DM)* czy *Computer Aided Design CAD*, podano wzór na wartość zredukowanego naprężenia von Misesa, z jaką ramiona klamry oddziałują na odłamy kostne. W podrozdziale 6.2 *Model nadspężystości* zawarto założenia do stosowanego



modelu, m.in. odnosząc się do uproszczonego, nazwanego tu wyidealizowanym, schematu zależności naprężenia od odkształcenia, otrzymanego podczas obciążania i odciążania stopu z pamięcią kształtu w temperaturze powyżej  $A_f$  (*Austenit finish*), przy wysokiej prędkości deformacji (*uzupełnienie Recenzenta co do prędkości na podstawie literatury i prac własnych*).

Rozdział siódmy składa się z jedenastu podrozdziałów i chyba niezbyt fortunnie został nazwany **Część eksperymentalna**, ponieważ przedstawiono w nim także prace związane z modelowaniem. Zawarto w nim interesującą dokumentację drutów NiTi przygotowanych do wytworzenia klamer; m.in. druty wstępnie wycięte, procedurę ich odpowiedniego kształtowania oraz typoszereg klamer przygotowanych do osteosyntezy.

Zdaniem recenzenta, należało dla przejrzystości podzielić ten obszerny rozdział na część eksperymentalną, obejmującą podrozdziały 7.1, 7.2, 7.3, 7.4, 7.5, 7.6 i 7.7, oraz modelową, obejmującą podrozdziały 7.8, 7.9, 7.10 i 7.11.

W podrozdziale 7.1 **Statyczna próba rozciągania drutów NiTi** przedstawiono opis i wyniki otrzymane podczas rozciągania stopu NiTi z niską prędkością deformacji dla drutów o dwóch średnicach 1.4 mm i 1.5 mm. Podkreślono wysoką zgodność danych eksperymentalnych i modelowania. W podrozdziale 7.2 przedstawiono opis i wyniki **Testu trójpunktowego zginania drutów NiTi**. W przypadku tak złożonego stanu naprężenia otrzymano znaczące rozbieżności pomiędzy wynikami realnego eksperymentu i zastosowanego modelu dla przyjętych założeń. W podrozdziale 7.3 **Skaningowa kalorymetria różnicowa drutów NiTi** DSC przedstawiono metodykę i wyniki otrzymane dla próbek tych drutów; w stanie wyjściowym oraz po realizacji kolejnych trzech pętli obciążania, otrzymując znaczące różnice co do wartości badanych charakterystycznych temperatur przemian fazowych. W podrozdziale 7.4 **Rentgenowska dyfrakcja proszkowa drutów NiTi** również zarejestrowano różnice dla próbek z historią obciążenia, co zdaniem Recenzenta może być odzwierciedleniem martenzytu resztkowego, widocznego na zamieszczonych charakterystykach (Rys. 51). W podrozdziale 7.5 **Mikroanaliza rentgenowska drutów NiTi** zweryfikowano skład chemiczny badanego stopu uzyskując zgodność z danymi producenta. W podrozdziale 7.6 **Rozciąganie klamer NiTi** zaprezentowano sposób oraz otrzymane wyniki podczas rozciągania klamer, również dla obciążeń cyklicznych. Podrozdział 7.7 **Statyczny pomiar siły wywieranej przez klamry NiTi** zawiera wyniki mechanicznego obciążania klamer na specjalnie w tym celu zbudowanym urządzeniu badawczym.

W podrozdziale 7.8 **Model rzeczywistej klamry**, zgodnie z nazwą, przedstawiono założenia i warunki brzegowe do zastosowanego modelu. W obszernym podrozdziale 7.9 **Modelowanie klamer NiTi** przedstawiono specyfikę stosowanej studenckiej wersji modelu ANSYS, przykłady i wnioski. Podrozdział 7.10 obejmuje **Projekt i modelowanie nowej klamry NiTi**, uwzględniającej wyniki otrzymane w zakresie przeprowadzonych poprzednio badań, a w podrozdziale 7.11 zawarto **Kontrolę procesu numerycznego**.

W rozdziale numer 8 zawarto **Wnioski z pracy**, w rozdziale numer 9 **Podziękowania**, a w rozdziale numer 10 **Literaturę**, składającą się ze 125 cytowanych pozycji. W rozdziale numer 11 zamieszczono **Spis ilustracji** (89), w rozdziale numer 12 **Spis tabel** (18), a w rozdziale numer 13 **Spis najważniejszych oznaczeń używanych w pracy** (81). Rozdział numer 14 zawiera **Streszczenie**, a ostatni rozdział numer 15 jego odpowiednik w języku angielskim - **Abstract**.



### 3. Uwagi ogólne

Na uwagę zasługuje bardzo staranna edycja pracy, jej przejrzystość, odpowiedni dobór rysunków i fotografii, dokładność opisów, zwięzłość tekstu. Już w początkowych rozdziałach spotykamy się z jasnym opisem wcale nie tak oczywistych mechanizmów i procesów, zachodzących w stopach z pamięcią kształtu, co niewątpliwie świadczy o dużym doświadczeniu autorki w tej tematyce.

Niestety, właściwy odbiór treści w wielu miejscach jest w dużym stopniu utrudniony przez niewłaściwą interpunkcję. Odnosi się wrażenie, jakby czasami autorka zupełnie zapomniała o istnieniu przecinków. Już we Wstępie (str. 3) brakuje trzech, na str. 4 dwóch, na wielu kolejnych stronach brakuje często jednego lub kilku przecinków, a na przykład na str. 40 powinny być dodatkowe 4 przecinki. Brak przecinków zauważa się także w dalszej części pracy. M.in. odbiór opisu wyników wyznaczonej siły oddziaływania na kość oraz zredukowanego naprężenia von Misesa (Str. 98) utrudnia brak sześciu przecinków w zamieszczonym tekście. Zauważa się także pewne nieprawidłowości w stosowanej terminologii. Doktorantka często stosuje w pracy określenie „rozkład naprężeń”, dla rozkładu naprężenia o różnych składowych tensora naprężenia.

W opisie efektu *pseudoelasticity*, nazwanego w pracy nadsprężystością (podrozdział 2.1.3, str. 13) zdanie „Odbywa się to przy stałym naprężeniu, któremu towarzyszą duże odkształcenia” nie jest bynajmniej oczywiste, ponieważ tak zachowuje się NiTi podczas przemiany martenzytycznej indukowanej obciążeniem, ale tylko dla niskiej prędkości deformacji (Rys. 7, Rys. 30, Rys. 49). Dla wyższych prędkości obserwujemy nachylenie charakterystyki; tym większe, im wyższa jest prędkość deformacji, co wynika z silnego działania sprzężeń termomechanicznych w NiTi SMA (*Shape Memory Alloy*) i wysokiej wrażliwości na zmiany temperatury, o czym notabene wielokrotnie autorka pisze w swojej pracy. (Można wspomnieć, że zagadnienie wpływu prędkości na przebieg charakterystyk mechanicznych dla stopu NiTi SMA było rozważane m.in. przez Q.P. Sun et al., czy Sittner et al. E. Pieczyska et al. analizowała ponadto efekty sprzężeń termomechanicznych).

18

Cenną analizę jakościową MES autorka uzupełniła analizą ilościową. Stosując narzędzia statystyczne przedstawiła spektakularne histogramy, prezentujące na kolejnych rysunkach (1) naprężenia zredukowane w klamrze o długości przęsła 16,2 mm zamodelowanej dla zestawu parametrów FEM 1.4, (2) Procentowy udział objętości elementów skończonych o danym naprężeniu w klamrze o długości przęsła 16,2 mm zamodelowanej dla zestawu parametrów FEM 1.4 oraz histogramy naprężeń zredukowanych dla wszystkich analizowanych klamer zamodelowanych dla zestawu parametrów klamer o średnicy 1.4 mm i 1.5 mm.

Przeprowadzona skrupulatna analiza wyników, a w szczególności stwierdzenie, że „jedynie w małej objętości klamer (4,9 – 18,6 %) występuje efekt nadsprężysty” zmotywowało autorkę do kontynuowania badań mających na celu zaprojektowania zmodyfikowanej klamry NiTi oraz przeprowadzenia odpowiedniego modelowania, mającą na celu zwiększenie objętości materiału, w którym występuje efekt nadsprężysty, jak również uzyskanie rezerwy nadsprężystości, przy zachowaniu siły oddziaływania ramion klamry na kość.

W skrupulatnej analizie wyników modelowania w odniesieniu do danych eksperymentu próby jednoosiowego rozciągania, przedstawionej na Rys. 43, Doktorantka stosuje nieprawidłową terminologię, nazywając nachylone odcinki otrzymane w procesie rozciągania NiTi i odpowiadające przemianie martenzytycznej wprost - plateau górnym, a otrzymane podczas odciążania i odpowiadające przemianie odwrotnej - plateau dolnym. A to nie są plateau, gdyż te linie nie są poziome.

W podrozdziale 7.10 *Projekt i modelowanie nowej klamry NiTi* opisano wyniki analizy kolejnych typoszeregów klamer o stopniowo zmniejszanej kącie podgięcia dla zestawu parametrów wejściowych FEM 1.4 i FEM 1.5, uzyskując wzrost objętości materiału o pożądanych cechach z punktu widzenia aplikacji dla obu zestawów parametrów. A ponieważ jednocześnie uzyskano niepożądany wzrost siły ściskającej na kość, w kolejnym kroku zmniejszono średnicę klamry, uzyskując właściwą po przeprowadzeniu około 200 analiz numerycznych. Procedury badawcze i wyniki zostały odpowiednio udokumentowana na wykresach i histogramach.

### 3. Uwagi krytyczne i sugestie.

1

Str. 15. Rys. 8 „Temperaturowa zmiana struktury stopu SMA” prezentuje nie tylko zależność temperaturową zmiany struktury SMA, ale również zależność od naprężenia. Ponadto SMA ma już w swojej nazwie stop (*Alloy*). Dlatego bardziej adekwatnym podpisem byłby np. „Warunki termodynamiczne przemiany martenzytycznej wprost i odwrotnej oraz związane z nimi zmiany struktury NiTi SMA”. Wskazane byłoby również sprecyzowanie tego stopu, jeśli na schemacie odwołano się do jego konkretnych sieci.

2

Czytając z zainteresowaniem bardzo ładnie napisane podrozdziały 2.2. *Biokompatybilność i biomechaniczna zgodność* oraz 2.3. *Zastosowanie stopów NiTi w medycynie* ubolewam, że doktorantka odniosła się tylko jeden raz do publikacji Shuichi Miyazaki, *University of Tsukuba*, Japonia; wybitnego badacza tych stopów oraz podobnych, do zastosowań medycznych.

3

Z przykrością stwierdzam ponadto, że nic, ale to absolutnie nic nie zostało wspomniane o tak ważnych dla aplikacji biomedycznych i nie tylko, badaniach zmęczeniowych. W tej tematyce sporo jest prac opublikowanych, m.in. przez Hisaaki Tobushi et al.

4

Rozdział nr 5 *Zastosowanie MES w biomechanice* jest interesujący, a podane przykłady jasno opisane, ale sugeruję, aby w przyszłości nie używać tak zdecydowanie sformułowanych stwierdzeń, które w dodatku niekoniecznie są prawdziwe, jak napisane na str. 52 „Do tej pory przy projektowaniu implantów główną rolę odgrywały metody doświadczalne”. Bo tak naprawdę to modelowanie towarzyszy prawie od początku badaniom i aplikacjom stopów z pamięcią kształtu, przy czym najbardziej cenne są metody mieszane, które właśnie stosuje Doktorantka (Opinia często powtarzana przez wybitnego specjalisty w tematyce złożonych modeli, m.in. stopów TiNi z pamięcią kształtu, Bogdana Ranieckiego (1938-2014)).

5

Pod koniec podrozdziału 6.1 (Str. 59) doktorantka napisała „Naprężenia te są naprężeniami normalnymi zastępczymi, które mogą być porównywane z wytrzymałością materiału w stanie jednoosiowego rozciągania”, co jest prawdą, ale przy założeniu, że wytrzymałość jest opisana warunkiem Hubera-Misesa.

6

W podrozdziale 6.2 *Model nadsprężystości* nasuwa się pytanie do autorki - dlaczego charakterystyka przedstawiona na rys. 43 jest tak różna od zamieszczonej wcześniej na rys. 7 (Str. 14)? Tym bardziej, że opisując ten rysunek (Str. 13) autorka napisała „odbywa się to przy stałym naprężeniu, któremu towarzyszą duże odkształcenia”.

Patrząc na rys. 43 stwierdzamy, że w odróżnieniu od charakterystyk przedstawionych na rys. 7 na pewno nie odbywa się to przy stałym naprężeniu.

7

Z kolei opis rys. 49 (Str. 69) jest nieprecyzyjny i obfituje w sformułowania, których lepiej unikać, ponieważ rozwijające się techniki badawcze, takie jak technika badań w podczerwieni IRT *Infrared Technique* czy cyfrowej korelacji obrazów DIC *Digital Image Correlation*, od kilkunastu lat umożliwiają przeprowadzenie badań polowych *in situ*, z których wynika, że w przypadku pseudosprężystości prezentowanym na rysunku, egzotermiczna przemiana martenzytyczna wprost inicjuje się przed „kolankiem”, np. (Daly et al. *Acta Materiala*, 2005 (DIC); Pieczyska et al.; *Biuletyn PAN*, 2004, *Experimental Mechanics*, 2006 (IRT).

Natomiast, analizując profil charakterystyki, tzn. jej wahania, można opis uzupełnić informacją „W procesie przemiany wprost i odwrotnej występują pasma przemiany zlokalizowanej”.

8

Na podstawie rysunku 49 nie można zdecydowanie stwierdzić, że uchwycono punkt, w którym „próbka jest w 100 % martenzytem”, jak napisano pod koniec str. 69. Wręcz przeciwnie, istnieją zdecydowane przesłanki, aby stwierdzić, że martenzytyczna przemiana wprost nie została wysycona. Świadczy o tym zarówno zbyt wczesne odciążenie (nie czekając na charakterystyczny wzrost charakterystyki), jak również stosunkowo duża wartość martenzytu rezydualnego, zarejestrowana po odciążeniu próbki (około 0,2 %).

Brak również istotnej informacji, czy jest to pierwszy pomiar realizowany na danej próbce NiTi.

9

Na rys. 51 zarejestrowano znaczącą wartość odkształcenia rezydualnego po odciążeniu obydwu rodzajów próbek dla wyniku eksperymentalnego (około 0,2%), co nie znalazło żadnego odzwierciedlenia w opisie tego rysunku.

10

O ile test jednoosiowego rozciągania jest raczej znanym i popularnym eksperymentem, w którym zakłada się jednorodny stan naprężenia i odkształcenia do etapu powstawania szyjki, to test trójpunktowego zginania jest eksperymentem zdecydowanie bardziej złożonym i należało przedstawić schemat z oznaczeniami lub przynajmniej odnieść się do stosownej literatury.

Bo na przykład jak należy rozumieć: „Pomiar polegał na odkształceniu drutu w jednym cyklu do 10 %”. Co autorka rozumie w tym przypadku przez „odkształcenie drutu”?

A zdanie „Po zakończonym cyklu obciążenia - odciążenia poddawano próbkę ponownemu zginaniu do 10 % odkształcenia w sekwencji pięciu cykli obciążenie – odciążenie”.

Jeśli dobrze rozumiem, to wybrane wyniki z tych badań przedstawione są w tabeli 8 i 9 i jak najbardziej odpowiednio podpisane

„Wartość maksymalnej siły i przemieszczenia dla poszczególnych próbek o średnicy 1,4 mm uzyskane w teście trójpunktowego zginania”.

11

Niezręczne są sformułowania typu „W przypadku testu trójpunktowego zginania oczekuje się niejednorodnego rozkładu zarówno deformacji jak i naprężeń wewnątrz badanej próbki. Może to mieć istotny wpływ na różnicę pomiędzy otrzymaną w tym teście charakterystyką a wynikami jednoosiowego testu rozciągania”.

Należy mieć świadomość, że próba jednoosiowego rozciągania oraz trójpunktowego zginania są to zupełnie inne obciążenia. Rozkład pól naprężenia i odkształcenia w przypadku testu trójpunktowego zginania nie jest jednorodny. I jeżeli nie zostanie to uwzględnione w założeniach modelu, zgodność wyników eksperymentu i modelowania nie może być wysoka.



12

W kolejnym podrozdziale 7.4, prezentującym wyniki rentgenowskiej dyfrakcji proszkowej drutów NiTi dla próbek poddanych trzykrotnej próbie jednoosiowego rozciągania zaobserwowano oprócz fazy austenitycznej również fazę martenzytu.

Zdaniem recenzenta, jak już wspomiano, może to wynikać ze znaczącej ilości martenzytu, zarejestrowanego po odciążeniu próbki (Rys. 51). Niestety, nie zamieszczono w pracy wyników mechanicznych dla tych trzech prób, co utrudnia stosowną analizę i wnioskowanie.

13

W podrozdziale 7.6 *Rozciąganie klamer* przedstawiono cenny eksperyment, polegający na rozciąganiu, także cyklicznym, ukształtowanych klamer NiTi, które po wyżarzaniu wykazują wyraźny efekt nadsprężystości, o tendencji do utrwalania w kolejnych cyklach. Niestety, analiza jest utrudniona, ponieważ nie zróżnicowano krzywych dla tych cykli, np. innym kolorem, i nie opisano (Rys. 60). Niezbyt poprawna jest również analiza wyników zamieszczona na str. 86, a zwłaszcza porównanie zależności obciążenia od przemieszczenia klamry na maszynie wytrzymałościowej z charakterystykami przedstawionymi na rys. 43 oraz 49, uzyskanymi w teście jednoosiowego rozciągania drutu, a nie wyrobu o złożonym kształcie.

14

Recenzent ma także pewne uwagi co do nieadekwatnych podpisów pod rysunkami. Proponuje się zamiast „Rys. 58 Klamra nr 19 zamocowana w uchwycie maszyny wytrzymałościowej w czasie dynamicznego testu rozciągania” napisać „Fotografia klamry nr 19 zamocowanej w uchwycie maszyny wytrzymałościowej w procesie dynamicznego testu rozciągania”.

Z kolei zamiast „Rys. 59 Rozciąganie klamry NiTi bezpośrednio po jej wykonaniu” należało napisać „Zależność siły od przemieszczenia podczas rozciągania klamry NiTi bezpośrednio po jej wykonaniu”.

15

Bardzo ciekawe badania, zbliżone do pełzania i w dużym stopniu symulujące rzeczywiste warunki pracy klamer, przeprowadzone zostały na skonstruowanym w tym celu stanowisku i opisane w rozdziale 7.7. *Statyczny pomiar siły wywieranej przez klamry NiTi*, Cenne są fotografie przedstawiające układ pomiarowy i specyfikę obciążania na rys. 61 i 62 oraz zależności zaprezentowane na rys. 63, chociaż trochę brakuje odpowiedniego podsumowania tego eksperymentu. Ponadto ostatnie zdanie na str. 88 byłoby bardziej precyzyjne, gdyby zamiast

„Powyższy rysunek przedstawia wyniki pomiarów siły zarejestrowane w czasie pierwszych piętnastu minut po jej zamocowaniu” było napisane „Powyższy rysunek przedstawia wyniki pomiarów siły zarejestrowane w czasie pierwszych piętnastu minut po zamocowaniu klamry”, ponieważ jak wiadomo, to klamra, a nie siła, została zamocowana w uchwytach urządzenia.

16

W podrozdziale 7.8 *Model rzeczywistej klamry* przedstawiono założenia modelu, parametry geometryczne i fizyczne, analizę współczynnika Poissona i modułu Younga kości.

W podrozdziale 7.9 *Modelowanie klamer NiTi* opisano specyfikę stosowanej studenckiej wersji modelu ANSYS i zaprezentowano przykładowe widoki ekranu okna. Spośród dostępnych możliwości modułu Workbench wybrano typ *Static Structural* aby przeprowadzić statyczne analizy mechaniczne, w tym wytrzymałościowe. Stosując moduł ANSYS *DesignModeler* i jego edytor graficzny, w kolejnych etapach uzyskano geometryczny model klamry do osteosyntezy, uwzględniający geometryczną symetrię klamry oraz jej kołowy przekrój. Wykorzystując możliwości parametryzacji analiz w ANSYS *Workbench* przedyskutowano kilka rozwiązań. Skorzystano ze zredukowanego naprężenia von Misesa oraz obliczonej siły wywieranej przez

ramiona klamry na odłamy kostne. Obliczenia MES przeprowadzono dla dwóch zestawów parametrów zamieszczonych w tabeli 16, z których większość pochodzi z przedstawionych poprzednio badań mechanicznych NiTi.

17

Przeprowadzono, ważną dla tematyki rozprawy, analizę zredukowanego naprężenia w klamrach o różnej długości przęsła i kąta dla widoków z przodu, z boku i z góry, oraz wyznaczono wybrane przekroje poprzeczne; Rys. 69-76. W dyskusji otrzymane wartości odniesiono do charakterystyki supersprężystości stopu NiTi, przedstawionej na rys. 43. Szczególnie cenny dla aplikacji tych klamer jest zakres naprężenia na części charakterystyki dla przemiany odwrotnej, zapewniającej naprężenia ściskające, oznaczone kolorem żółtym. (Ten sam zakres charakterystyki SMA, zapewniający odpowiednie naprężenia ściskające, wykorzystywany jest w ortodoncji). Stwierdzono wzrost składowych naprężenia w przęśle klamry wraz ze zmniejszaniem jego długości, co koreluje ze wzrostem siły oddziaływania klamry na kość.

18

Wnioski zamieszczone na końcu rozprawy wydają się raczej ogólnikowe, a dyskusja możliwych błędów analizy numerycznej, związanych z wystarczającą dyskretyzacją analizowanej klamry, została ograniczona do przeprowadzono szczytkowych wstępnych studiów.

#### 4. Uwagi szczegółowe

1

Str. 6. Zamiast „W wyniku tej przemiany martenzyt odkształcony powraca do krystalicznej fazy martenzytu, czyli do wcześniej zdefiniowanego kształtu” proponuje się ...”a tym samym do wcześniej zdefiniowanego kształtu”.

2

Str. 14. Zamiast „odkształcenie plastyczne przez przemieszczanie się dyslokacji aż do momentu zerwania próbkii”, proponuję sformułowanie „odkształcenie plastyczne przez generowanie i ewolucję defektów sieci krystalograficznej....”

3

Str. 16. T - temperatura przemiany w skali bezwzględnej,  $\rho$  - gęstość stopu

Str. 18.  $M_d$  - parametr jest w przytoczonym Spisie oznaczeń na końcu rozprawy. Przypominam tylko przy okazji Autorce, że indeks dolny pochodzi od „*dead*”, czyli jak wynika z opisu, nie ma tu termodynamicznych warunków do obecności fazy martenzytu.

4

Kolejne podrozdziały rozdziału nr 4 przejrzycie wprowadzają w podstawy metodyki elementów skończonych MES, ale np. ostateczne zdanie podrozdziału 4.3 (Str. 47) „Ważne jest również aby sprawdzić otrzymane wyniki by mieć pewność, że badany problem został prawidłowo opisany” proponuję zamienić na „Ważne jest również, aby sprawdzić otrzymane wyniki i mieć pewność, że badany problem został prawidłowo opisany”.

5

W dość klarownym opisie *Struktury programu ANSYS* (podrozdział 6.1) w ostatnim akapicie (str. 58) proponuję zamiast przecinka zastosować łącznik „i” uzyskując „Oprogramowanie postprocesowe zawiera wyrafinowane procedury używane do sortowania i drukowania wybranych wyników z rozwiązania opartego na elementach skończonych”.

6

W opisie oznaczeń (Str. 60) nie jest jasne, czy są takie same wartości modułu Younga czy różne dla tych dwóch faz. Później autorka przyjęła, że są takie same, bo taki wzięła model z biblioteki programu.

7

(Str. 60). Doktorantka nie zaproponowała swojego modelu - wykorzystała ten dostępny w programie - nie ma tu oryginalności pracy pod tym kątem.

8

(Str. 61). Dla fazy austenitycznej i martenzytycznej przyjęto takie same wartości modułów sprężystości, współczynników Poissona oraz współczynników rozszerzalności cieplnej. Co do ostatniego nie jest jasne, gdzie to jest używane w modelu, skoro proces ma być izotermiczny.

9

(Str. 62)  $p$  we wzorze (10) powyżej, jak i we wzorze na dewiator naprężenia  $S$ , to skalar, więc powinno być  $p=1/3 \text{ tr}(\sigma)$ , gdzie  $\sigma$  jest grube, jak we wzorze powyżej, i oznacza tensor naprężenia. Tu nie powinno być  $\mathbf{1}$ , czyli tensora jednostkowego.

10

Następnie napisano  $\epsilon_L$  - parametr materiałowy przedstawiony na rys. 43. Natomiast tej wielkości nie ma w równaniu powyżej.

11

Str. 62 i 63 literówki; zamiast „w przeciwny razie” powinno być „w przeciwnym razie”.

12

Jako podpis rys. 48 (Str. 68) sugeruję „Próbka drutu NiTi w uchwytach maszyny wytrzymałościowej INSTRON 5982L2127 w procesie jednoosiowego rozciągania”

13

Str. 71 na dole. Proponuję „Na rys, 50 przedstawiono sposób wyznaczania modułu Younga”.

14

Str. 73 na górze. Proponuję „Jak wynika z tabeli, otrzymano dobrą zgodność wyników z danymi producenta”.

Pod tabelą 6. Proponuję „...zdecydowano, aby do analizy użyć dwóch zestawów parametrów”.

Odniesienie się do wyników przedstawionych w tabelach jest dokładne, tylko zamiast:

„Otrzymane wartości maksymalnej siły i odpowiadającemu jej przemieszczeniu podczas trójpunktowego zginania zawiera tabela 8 i tabela 9” proponuję:

„Otrzymane wartości maksymalnej siły i odpowiadającego jej przemieszczenia podczas trójpunktowego zginania zawiera tabela 8 i tabela 9”.

15

Podpis pod Rys. 52 byłby bardziej adekwatny i poprawny:

1 – w wersji zbliżonej

Rys. 52 Trójpunktowy test zginania prowadzony przy użyciu maszyny wytrzymałościowej.

2 – propozycja

Rys. 52 Fotografia maszyny wytrzymałościowej podczas testu trójpunktowego zginania drutu NiTi.

16

Szkoda, że autorka nie umieściła w pracy wyników przeprowadzonych badań trójpunktowego zginania drutu NiTi (krzywych siła przemieszczenie), otrzymanych dla wszystkich próbek, wyspecyfikowanych w tabeli 7, a tylko dla próbki oznaczonej numerem 11 o średnicy 1,4 mm oraz numerem 15 dla drutów o średnicy 1,5 mm, dla których były wykonywane symulacje numeryczne. Wprawdzie informacja podana jest w tabelach 8 i 9, ale zdecydowanie niepełna.

17

Natomiast tabele 1 i 7 są bardzo ważne dla osoby prowadzącej eksperyment i wręcz niezbędne do właściwej rejestracji i raportowania, ale żadnych informacji o wynikach nie wnoszą.



## OCENA ŁĄCZNEGO DOROBKU NAUKOWEGO DOKTORANTKI

Pani Beata Chrzęszcz jest autorką jednego oraz współautorką czterech punktowanych artykułów naukowych, w tym dwóch z listy JCR. W jednym jest pierwszym autorem (IF=0,469); artykuł drugi dotyczy tematyki badawczej polimerów i jest wysoko punktowany (IF 4.396). Doktorantka wygłaszała referaty oraz prezentowała postery na czterech konferencjach naukowych, na jednej z nich przedstawiała wyniki pracy magisterskiej, tematycznie związanej z zagadnieniami doktoratu.

Doktorantka nabyła pewne doświadczenie podczas czterech krajowych szkoleń oraz staży. Na uwagę zasługuje także aktywność dydaktyczna. W roku akademickim 2013 / 2014 Doktorantka prowadziła ćwiczenia dla studentów Szkoły Filmowej im. K.Kieślowskiego z przedmiotu *Technologie Informacyjne*, a w 2014 / 2015 ćwiczenia dla studentów specjalności Biomateriały Uniwersytetu Śląskiego z przedmiotu *Techniki informatyczne w medycynie*.

## PODSUMOWANIE

Powyższe uwagi ogólne i szczegółowe powinny być, w moim przekonaniu, uwzględnione przez Autorkę w przypadku przygotowywania publikacji naukowych dotyczących tematyki prezentowanej w zakresie niniejszej rozprawy.

Podsumowując, stwierdzam, że Doktorantka wykazuje dobrą znajomość przedmiotu, potrafiła postawić tezę i znaleźć warunki do jej sprawdzenia. Umiejętnie wykorzystywała bazę laboratoryjną oraz dostępne narzędzia numeryczne do realizacji postawionego problemu. Z zadania wywiązała się dobrze. Przedstawiona rozprawa doktorska spełnia wymogi ustawy o stopniach i tytule naukowym kryteria stawiane rozprawom doktorskim, według obowiązujących przepisów.

1. USTAWA z dnia 20 lipca 2018 r. Prawo o szkolnictwie wyższym i nauce
2. ROZPORZĄDZENIE MINISTRA NAUKI I SZKOLNICTWA WYŻSZEGO w sprawie szczegółowego trybu i warunków przeprowadzania czynności w przewodzie doktorskim... z dnia 19 stycznia 2018 r.

W związku z tym wnioskuję do Rady Naukowej Instytutu Inżynierii Materiałowej Wydziału Nauk Ścisłych i Technicznych Uniwersytetu Śląskiego w Chorzowie o dopuszczenie mgr. inż. Beaty Chrzęszcz do dalszych etapów przewodu doktorskiego.

KIEROWNIK  
Pracowni Termomechaniki Stosowanej  
ZMD IPPT PAN  
*E. Pieczyńska*  
dr hab. inż. Elżbieta A. Pieczyńska  
profesor IPPT PAN

*Wpłynęło 04.02.2021r.*