

Pomiary doświadczalne do weryfikacji symulacji numerycznej zachowań mechanicznych skrzydłowej protezy szkieletowej górnej o rozdzielonej kinematyce*

Experimental measurements for the numerical simulation verification of mechanical actions of upper alar chrome-cobalt partial denture with separated kinematics

Wojciech Michalski

Z Zakładu Propedeutyki i Profilaktyki Stomatologicznej IS Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego
Kierownik: dr hab. n. med. *L. Wagner*; prof. nadzw.

HASŁA INDEKSOWE:

protetyka stomatologiczna – pomiary, kinematyka protez, biomechanika stomatologiczna

KEY WORDS:

dental prosthetics – measurements, denture kinematics, dental biomechanics

Streszczenie

Wstęp. Weryfikacja odwzorowania numerycznego zachowań mechanicznych konstrukcji protezy skrzydłowej z rozdzieloną kinematyką siodła, wymagała metrologicznej oceny pomiarów doświadczalnych z uwzględnieniem parametrów wytrzymałościowych wyznaczonych w badaniach laboratoryjnych.

Cel pracy. Celem było wyznaczenie charakterystyki naprężeń łączników w zależności od przemieszczeń siodła dociskanego do tkanek podłoża, które odzwierciedlały zmiany poziomu symulowanej siły zgryzu przenoszonej z części skrzydłowej na zęby filarowe protezy.

Material i metody. Pomiarom poddano replikę doświadczalną konstrukcji protezy klinicznej uzupełniającej rozległy, jednostronny brak skrzydłowy w szczęce, ograniczony zębem 21. Rozdzielenie kinematycznych oddziaływań protezy skrzydłowej na tkanki podłoża uzyskano przez separację siodła między sztucznymi zębami 22 a 23 i wycięcie dużego łącznika wzdłuż linii klamrowej między filarami 21 a 17. Do wyznaczenia naprężeń łączników w zależności od przemieszczeń protezy zastosowano cztery przetworniki tensometrycz-

Summary

Introduction. The verification of the numerical representation of mechanical actions of alar frame chrome-cobalt partial denture with separated saddle kinematics required the metrological evaluation of experimental measurements, taking into account strength parameters estimated in the laboratory tests.

Aim of the study. To determine the characteristics of connectors stress, depending on displacements of the saddle pressed to the base tissues that reflected changes in the level of simulated occlusion force transmitted from the alar part of denture on the abutment teeth.

Material and methods. A test replica of clinical denture for wide posterior teeth loss in the jaw, limited by tooth 21, was measured. Separation of the kinematic influence of the alar partial denture on the base tissues was achieved by separating the saddle between artificial teeth 22 and 23 and cutting out big connector along clasp line between abutment teeth 21 and 17. To determine connectors stress, depending on denture displacements, four tensometric strain converters were used in typical Wheatstone's bridges arrangement with

*Praca przedstawiona w sesji plakatowej XXVIII Międzynarodowej Konferencji Naukowo-Szkoleniowej Sekcji Protetyki PTS, Ossa k/Rawy Mazowieckiej 14-16 października 2010 r.

Realizacja tematu pracy WUM 01 1S16/W1 oraz projektu badawczego KBN 3 T10C 033 26.

ne odkształceń w typowym układzie mostków Wheatstona z czujnikiem przesunięć liniowych siodła w systemie pomiarowym Spider-8. Zmierzone odkształcenia przeliczono na naprężenia w oparciu o moduł sprężystości giętej E_g i wzdłużnej E oszacowane w pomiarach wytrzymałościowych na poziomie 180 GPa przy naprężeniu granicznym $R_{g0.2} \approx 530$ MPa i maksymalnym momencie gnącym $M_g \approx 1$ Nm.

Wyniki. Pomiary realizowano na frezarce paralelometrycznej przy obciążeniach rosnących, a następnie malejących co 0,96 N w przedziale 0,00↔19,62 N. Przykładano je statycznie do poszczególnych zębów siodła, od 27 do 23, prostopadle do płaszczyzny zwarcia. W każdej serii 41 punktów pomiarowych dla każdego z czterech przetworników odkształceń, wyznaczono charakterystykę naprężeń w funkcji ugięć siodła. Obliczone współczynniki regresji liniowej R przyjmowały wartości: od 0,987 do 0,999 przy obciążeniach rosnących i od 0,982 do 0,998 przy obciążeniach malejących. Były zatem w obu przypadkach bliskie jedności. Można więc stwierdzić, że obserwowane różnice między przyrostami a spadkami naprężeń łączników w zależności od ugięć siodła na tym samym poziomie jego obciążenia, nie miały istotnego wpływu na wzajemną proporcjonalność zmian ich wartości.

Wnioski. Wyznaczony poziom naprężeń względem odkształceń w stanie giętym łączników w zależności od przemieszczeń siodła, był wystarczająco dokładny dla proporcjonalnego oszacowania rozkładu momentów gnących sił zgryzu i ich oddziaływania na zęby filarowe w przybliżeniu do warunków klinicznych eksperymentu.

Rozdzielenie kinematycznych oddziaływań protezy szkieletowej na tkanki podłoża ma miejsce, kiedy przemieszczenia siodła stają się niezależne od elementów łączących z zębami filarowymi. Występuje to w przypadku jednostronnego, rozległego uzupełnienia skrzydłowego w szczęcie, przy zakrzywionym siodle, obejmującego także brak zębów przednich. Dotyczy zatem zamocowania i podparcia protezy ruchomej (RPD), gdzie szereg sztucznych zębów, elementy łączące i ząb filarowy nie tworzą linii prostej.

W tych warunkach wielokrotna różnica grubości i stopnia podatności systemu amortyzacji ozębnej względem reakcji resiliencji błony śluzowej na wywierany nacisk, powoduje wielokierunkowo

a sensor of linear saddle displacements in the Spider-8 measurement system. The measured linear deformations were recalculated into stresses based on flexural elasticity module E_g and longitudinal elasticity E estimated in strength measurements at the level of approx. 180 GPa at stress limit $R_{g0.2} \approx 530$ MPa and maximum bending moment $M_g \approx 1$ Nm.

Results. The measurements were taken on a parallelometric miller at loads increasing then decreasing by 0.96 N in the range of 0.00↔19.62 N applied statically to individual saddle teeth, from 23 to 27, perpendicularly to the occlusion plane. In each series of 41 measurement points for each of four tensometric strain converters a stress characteristics as a function of saddle deflection was determined. Calculated coefficients of linear regression R assumed values from 0.987 to 0.999 at increasing load and from 0.982 to 0.998 at decreasing load being close to one in both cases. Thus, it can be stated that the observed differences between increasing and decreasing connectors stress, depending on the saddle deflection for similar load level did not significantly affect mutual proportionality of changes in their values.

Conclusions. The determined stress level relative to the linear deformation in flexural state of connectors, depending on saddle displacement, was sufficiently accurate for the proportional estimation of occlusion force bending moment distribution and their influence on abutment teeth in approximation to clinical conditions of the experiment.

we przemieszczenia siodła w zależności od miejsca i wartości jego obciążenia. Wywołują je momenty sił zgryzu wywołane w obrębie sztucznych zębów rozmieszczonych na siodle w odniesieniu do przebiegu linii klamrowej rozgraniczającej oba obszary podparcia protezy skrzydłowej. Sprzyja to niekorzystnym dla czynności tkanek nadmiernym oddziaływaniom ekstruzyjno-wyważającym zęby filarowe, towarzyszące nierównomiernemu rozkładowi nacisku w odcinku bezzębnym (1, 2, 3, 4).

O ile zagadnienia kinematyki RPD oraz przyczyn i skutków oddziaływania na podłoże śluzówkowo-ozębnowe, które przez lata budziły sprzeczne opinie, opisane zostały w stopniu wyczerpującym, o tyle tematyka z zakresu ich biomechaniki występuje

zdecydowanie rzadziej. Ocena wytrzymałościowa zaprojektowanej konstrukcji skrzydłowej protezy szkieletowej górnej o rozdzielonej kinematyce, z ograniczeniem zakresu przemieszczeń dośluzówkowych siodła względem płaszczyzny zwarcia i kierunkowej dystrybucji obciążeń zgryzowych w polu podparcia ozębnowego, może być tego przykładem (5, 6, 7, 8).

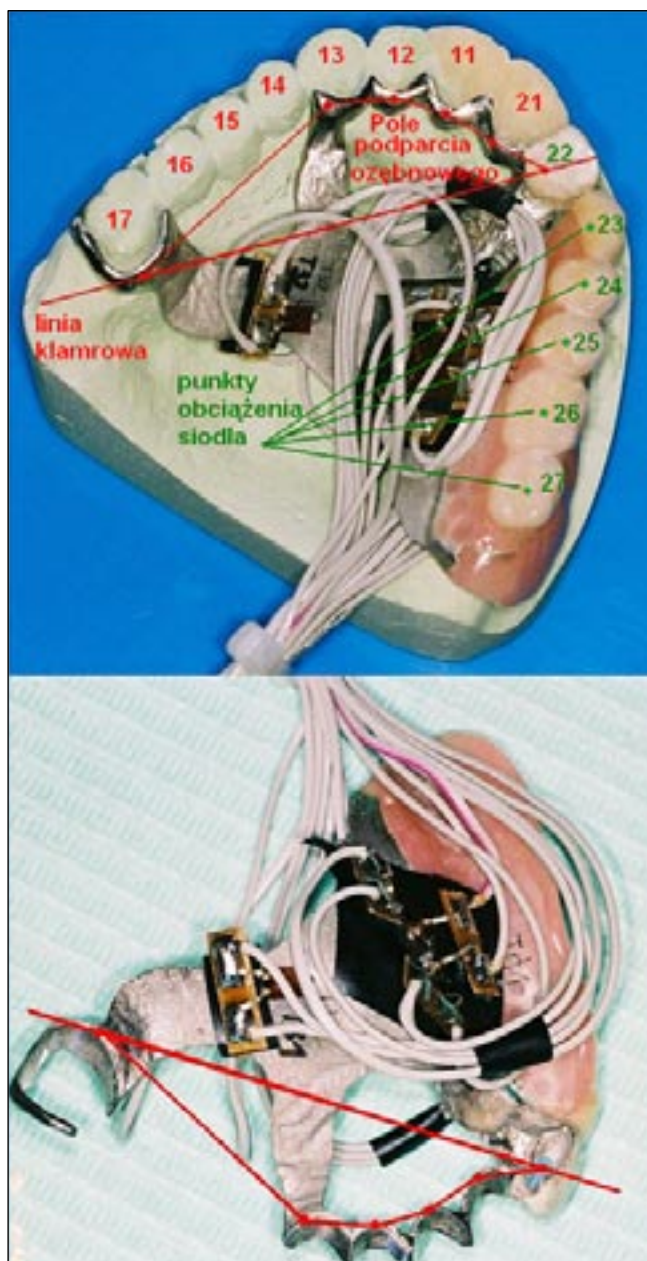
Nie jest to przypadek szczególny, gdyż tak sformułowany problem kliniczny dla każdej protezy szkieletowej o przestrzennie złożonym kształcie, zróżnicowanych warunkach podparcia i zmiennym obciążeniu siodła jest nie do rozwiązania na drodze analitycznej. Z tego powodu przeprowadzono eksperymentalnie symulację numeryczną zachowań mechanicznych zaprojektowanej konstrukcji protezy klinicznej metodą elementów skończonych w porównaniu z pomiarami na protezie doświadczalnej z uwzględnieniem parametrów wytrzymałościowych wyznaczonych w badaniach materiałowych (9, 10, 11).

Cel pracy

Celem była metrologiczna ocena zależności naprężeń łączników od przemieszczeń (ugięć) dośluzówkowych siodła, które odzwierciedlały zmiany poziomu symulowanej siły zgryzu przenoszony z poszczególnych zębów rozmieszczonych w części skrzydłowej protezy na zęby filarowe.

Proteza doświadczalna

Pomiarom poddano replikę doświadczalną protezy szkieletowej o zaprojektowanym kształcie dla przypadku lewostronnego braku II klasy wg Applegate'a-Kennedy'ego w łuku szczęki, ograniczonego zębem 21. Do podparcia i zamocowania protezy skrzydłowej z rozdzieloną kinematyką siodła, wykorzystano skrajne filary mostu 17 i 13 uzupełniającego braki międzyzębowe 16 i 14. Ponadto siekacz boczny 12 oraz zablokowane siekacze przyśrodkowe 11 i 21 pokryto koronami protetycznymi z frezowanym prowadzeniem i podparciem dla metalowego łuku zębego. Przebiegał on nadziąsłowo, między sztucznym zębem 22 protezy z matrycą zamocowania precyzyjnego a filarem mostu 13, pełniąc funkcję pośredniego utrzymywacza przestrzennego położenia siodła (ryc. 1).



Ryc. 1. Proteza doświadczalna z tensometrycznymi przetwornikami odkształceń łączników umieszczona na frezowanym modelu gipsowym podłoża dla swobodnego pomiaru ugięć dośluzówkowych siodła w pięciu punktach jego obciążenia.

Wobec powyższego, pięć zachowanych zębów własnych stanowiło obwód pola podparcia ozębnowego w połączeniu odbudowy stałej łuku szczęki, od 17 do 21, ze skrzydłową protezą szkieletową uzupełniającą sześć utraconych zębów po jego lewej stronie, od 22 do 27. W celu optymalnego rozdzielania kinematycznych oddziaływań protezy skrzydłowej dla kompensacji zróżnicowania

reakcji biomechanicznej tkanek nośnych w obszarze podparcia śluzówkowego i ozębnowego, wykorzystano sprężyste odkształcenie płyty dużego łącznika. Uzyskano je przez separację siodła między pierwszym a drugim sztucznym zębem protezy 22 i 23 oraz wycięcie dużego łącznika wzdłuż linii klamrowej, między skrajnymi filarami 21 a 17, która rozgraniczała oba obszary podparcia (12).

Do wyznaczenia naprężeń łączników w zależności od ugięć siodła wywołanych zmianami jego obciążenia, zastosowano tensometryczne przetworniki odkształceń P_1, P_2, P_3 i P_0 oraz indukcyjnościowy czujnik przesunięć liniowych P_{in} , które rozmieszczono następująco:

- P_1, P_2, P_3 sześć tensometrów w układzie dwóch rozet typu delta TFr-8/120° (Tenmex), naklejonych symetrycznie na dużym łączniku w trzech kierunkach: prostopadle do środka szeregu sztucznych zębów rozmieszczonych na siodle oraz w kierunku podparcia na zębie filarowym 13 i równolegle do sztucznych zębów siodła w kierunku guza szczęki;
- P_0 dwa tensometry pojedyncze typu TF-1 (Tenmex) naklejone symetrycznie na osi łącznika w kierunku podparcia i zamocowania na zębie filarowym 17;
- P_{in} czujnik przesunięć liniowych siodła WH-50 (HBM) sprzężony z pionowym ramieniem frezarki paralelometrycznej HZ-70 (Schick) obciążającym protezę doświadczalną.

Metoda i warunki pomiarów

Symetrycznie naklejone na przeciwstawnych powierzchniach łączników tensometry, o jednakowej rezystancji $R = 120,2 \Omega \pm 0,2\%$ i współczynnika czułości odkształceniowej – stałej tensometru $k = 2,15 \pm 0,52$ (Pracownia Tensometrii Elektrooporowej – Tenmex), były poddawane odkształceniom giętym, tzn. rozciąganiu od strony jamy ustnej właściwej, a od strony dośluzówkowej jednocześnie i współbieżnie ściskaniu. Powodowało to dwukrotne zwiększenie czułości pomiarowej tensometrycznych przetworników odkształceń włączonych w zrównoważony układ mostków Wheatstone'a. Zasilano je napięciem zmiennym, tzw. falą nośną o częstotliwości rzędu 5 kHz, co eliminowało wpływ zakłóceń zewnętrznych na pomiary w systemie ste-

rującym Spider-8 w oprogramowaniu Catman 3.0 (HBM) (9, 13).

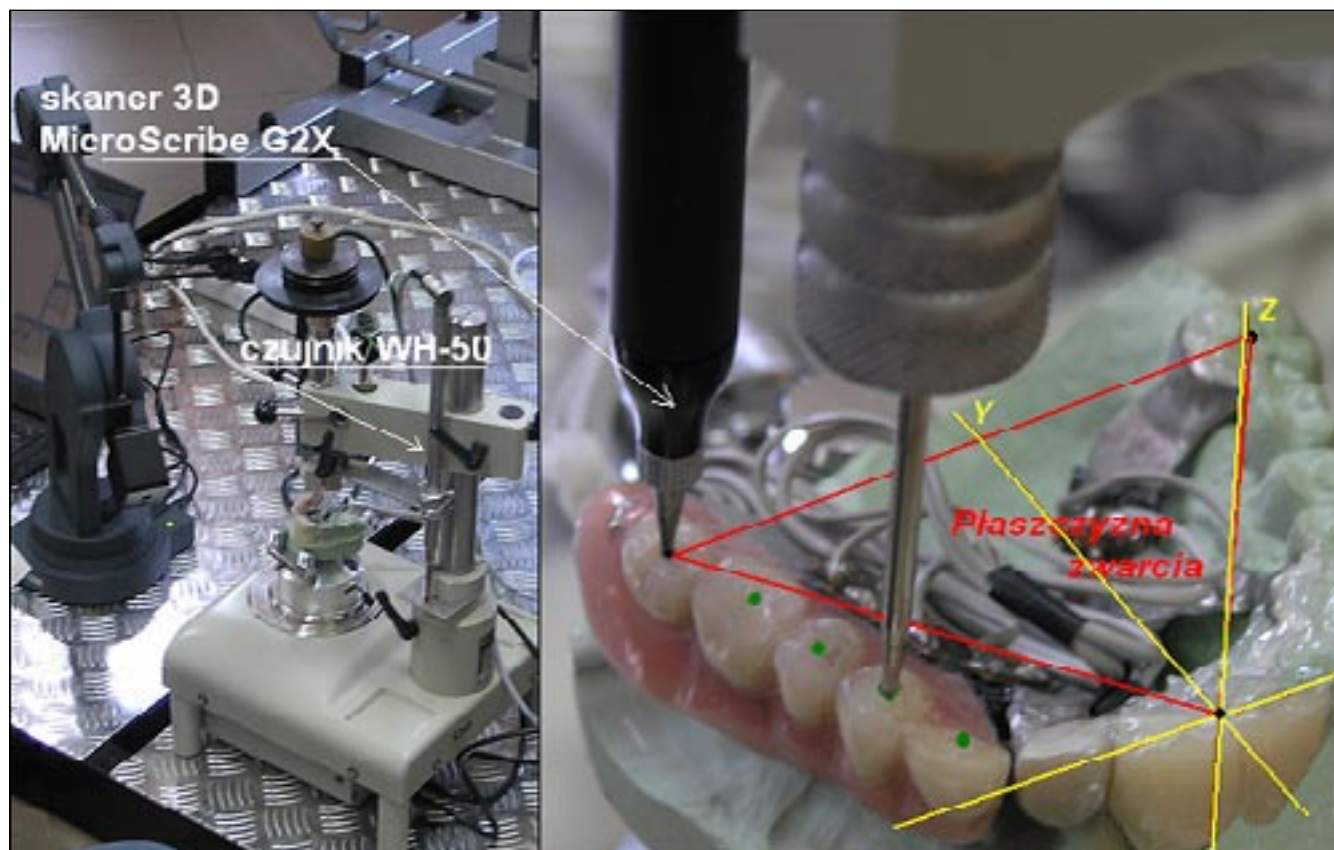
Obustronna zmiana oporu elektrycznego tensometrów, zależna od stopnia odkształcenia rozciągającego lub ściskającego w przeciwstawnych warstwach wierzchnich łączników, powodowała jednocześnie odstrojenie mostków pomiarowych i modulację amplitudową fali nośnej. Tak zmodulowane sygnały pomiarowe wzmacniano do maksymalnego poziomu amplitudy nie przekraczającej wartości 3 mV/V, umożliwiającej transmisję i dalsze przetwarzanie (14, 15).

W procesie demodulacji, tzn. odfiltrowania fali nośnej, otrzymywano sygnały analogowe, które za pośrednictwem przetworników analogowo-cyfrowych (AC) poddawano dyskretyzacji i kwantowaniu z częstotliwością 10 Hz. Po przetworzeniu A/C otrzymywano ciągi liczb odzwierciedlających zmiany wartości mierzonych wielkości mechanicznych. Umożliwiały one kierunkową ocenę poziomu naprężeń względem odkształceń łączników w zależności od zakresu ugięć siodła, będących reakcją na zmiany obciążenia przenoszonego z części skrzydłowej protezy na zęby filarowe (9, 16).

Należy zaznaczyć, że doświadczalne warunki pomiarów swobody przemieszczeń siodła ograniczonych naprężeniem łączników z naklejonymi tensometrami oraz przewodami połączeniowymi, wymagały sfrezowania powierzchni modelu gipsowego podłoża w bezzębnym odcinku wyrostka zębodołowego i podniebienia. Były zatem realizowane bez symulacji podparcia śluzówkowego w części skrzydłowej, tzn. resiliencji tkanek miękkich na wywierany nacisk powodującej osiadanie protezy ruchomej (1, 5).

W tej sytuacji dopuszczalny zakres przesunięć liniowych siodła, dociskanego do tkanek miękkich podłoża w warunkach klinicznych, nie powinien przekraczać uśrednionej grubości błony śluzowej wynoszącej ok. 3,7 mm. Wynikał on z jej morfologicznego zróżnicowania w obszarze podniebienia twardego – $2,5 \div 4,1 \pm 0,7$ mm oraz bezzębnego odcinka wyrostka zębodołowego między kłębem – $2,5 \pm 0,6$ mm, zębami przedtrzonowymi – $2,6 \pm 0,6$ mm i trzonowymi – $4,2 \pm 0,9$ mm a strefą guza szczęki – $5,4 \pm 1,2$ mm (1).

Z kolei maksymalną siłę zgryzu osiagającą poziom ok. 120 N w odcinku skrzydłowym zaopatrzono



Ryc. 2. Stanowisko pomiarowe odkształceń łączników w zależności od ugięć siodła pod wpływem obciążającego ramienia frezarki HZ-70 skierowanego prostopadle do płaszczyzny zvarcia zorientowanej w układzie osi x , y , z skanera MicroScribe G2X.

nym protezą ruchomą, rozdzielono na sześć równych części porównywalnych z efektywnym obciążeniem zębów przeciwstawnych w cyklu żucia wynoszącym ok. 20 N (1, 17). Wobec tego tensometryczne wyznaczenie poziomu naprężeń względem odkształceń łączników przy dopuszczalnym zakresie ugięć siodła, realizowano pod wpływem zmian miejsca i wartości siły obciążającej przy użyciu legalizowanych odważników o masie 0,1 kg (0,98 N – 1 klasy dokładności) do wartości maksymalnej 19,62 N.

Stanowisko doświadczalne

Pomiary wykonywano na frezarce paralelometrycznej (HZ-70) o zakresie przemieszczeń pionowego ramienia do 70 mm i odchylenia poziomego $\pm 0,05$ mm, za pośrednictwem którego obciążano protezę doświadczalną. Sprzężono go z rdzeniem czujnika indukcyjnościowego przesunięć liniowych (WH-50), skalibrowanego na ławie ze śrubą mikrometryczną w przedziale 0÷50 mm, mierzącego

zmiany ugięcia siodła. Ponadto w celu powiązania klinicznych warunków podparcia, zamocowania i obciążenia protezy skrzydłowej przy ograniczeniu stopni swobody przemieszczeń dośluzówkowych siodła z przestrzenną orientacją ich odwzorowania w obliczeniach numerycznych i pomiarach doświadczalnych, założono układ współrzędnych kartezjańskich x , y , z (ryc. 2).

Wyznaczono go wg wskazań skanera 3D MicroScribe™ G2X (Immersion) przy poziomej orientacji płaszczyzny zvarcia w układzie osi x – y i prostopadłej do niej osi z skierowanej wzdłuż pionowego ramienia obciążającego frezarki. Przestrzenną powtarzalność pomiarów odkształceń łączników w zależności od ugięć siodła pod wpływem zmian miejsca obciążenia skierowanego prostopadle do płaszczyzny zvarcia, zapewniał elektromagnetyczny system blokowania położenia stolika z protezą skrzydłową podpartą i zamocowaną na gipsowym modelu podłoża analogicznie do warunków klinicznych.

Wyniki i ich ocena metrologiczna

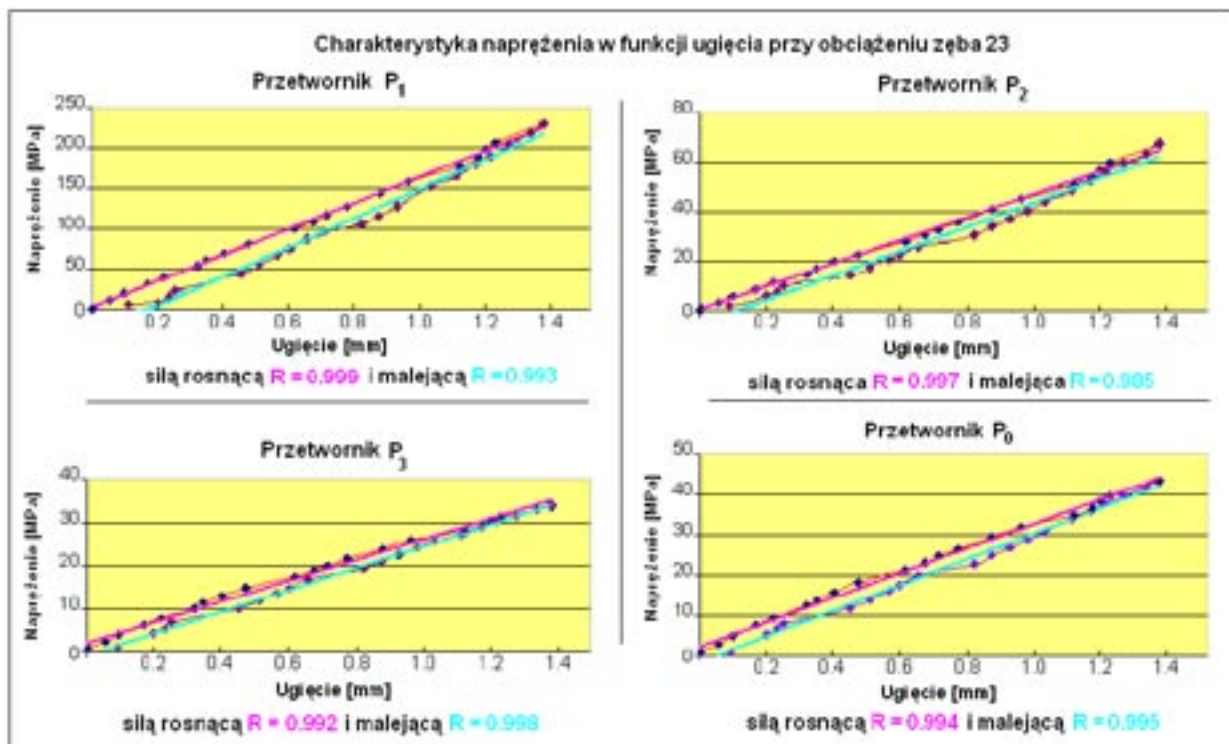
Podstawowymi danymi pomiarowymi do oceny wiarygodności obliczeń numerycznych były ugięcia siodła ograniczone sztywnością metalowej konstrukcji protezy szkieletowej. Oszacowano ją w pomiarach porównawczych parametrów wytrzymałościowych odlewanej materiału łączników (stopu CoCrMo) w statycznej próbie zginania i rozciągania. Była zatem wyznaczana w dwóch prostopadłych do siebie kierunkach obciążenia analogicznie do założeń odwzorowania w obliczeniach numerycznych i pomiarach doświadczalnych (18, 19). W związku z tym zakres ugięć siodła, mierzony przez czujnik przesunięć liniowych P_{in} , rejestrowano jednocześnie z kierunkowym poziomem naprężeń łączników w stanie giętnym za pośrednictwem czterech tensometrycznych przetworników odkształceń P_1, P_2, P_3 i P_0 .

Pomiary realizowano w pięciu seriach obciążeń rosnących, a następnie malejących co 0,96 N w przedziale 0,00 ↔ 19,62 N symulujących cykl żucia. Przykładano je statycznie do poszczególnych zębów siodła, od 27 do 23, z wyłączeniem zęba 22 protezy z zamocowaniem i podparciem na zbloko-

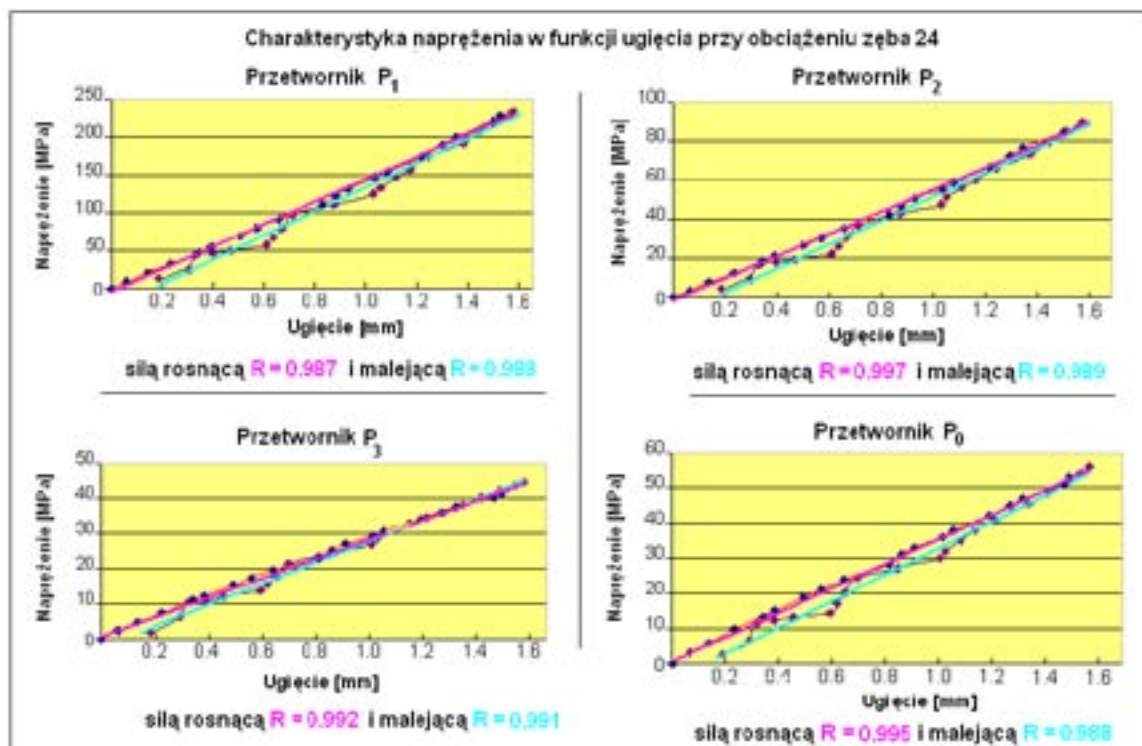
wanych filarach 21 i 11. Zmierzone odkształcenia przeliczono na naprężenia w oparciu o wyznaczone parametry wytrzymałościowe materiału łączników: modułu sprężystości giętej E_g i wzdłużnej E oszacowane łącznie na poziomie 180 GPa przy naprężeniu granicznym $R_{g0.2} \approx 530$ MPa i maksymalnym momencie gnącym $M_g \approx 1$ Nm (18).

W każdej z pięciu serii 41 punktów pomiarowych dla czterech przetworników odkształceń, wyznaczono charakterystykę naprężeń łączników w funkcji ugięć siodła pod wpływem przyrostów i spadków obciążenia kolejnych zębów protezy, od 23 do 27 (ryc. 3 – 7). Do każdej serii obciążeń dołączono zestawienie wartości średnich ich przyrostów i spadków oraz różnic między nimi, odpowiadających danym pomiarowym na wykresach (tab. I, II, III, IV, V).

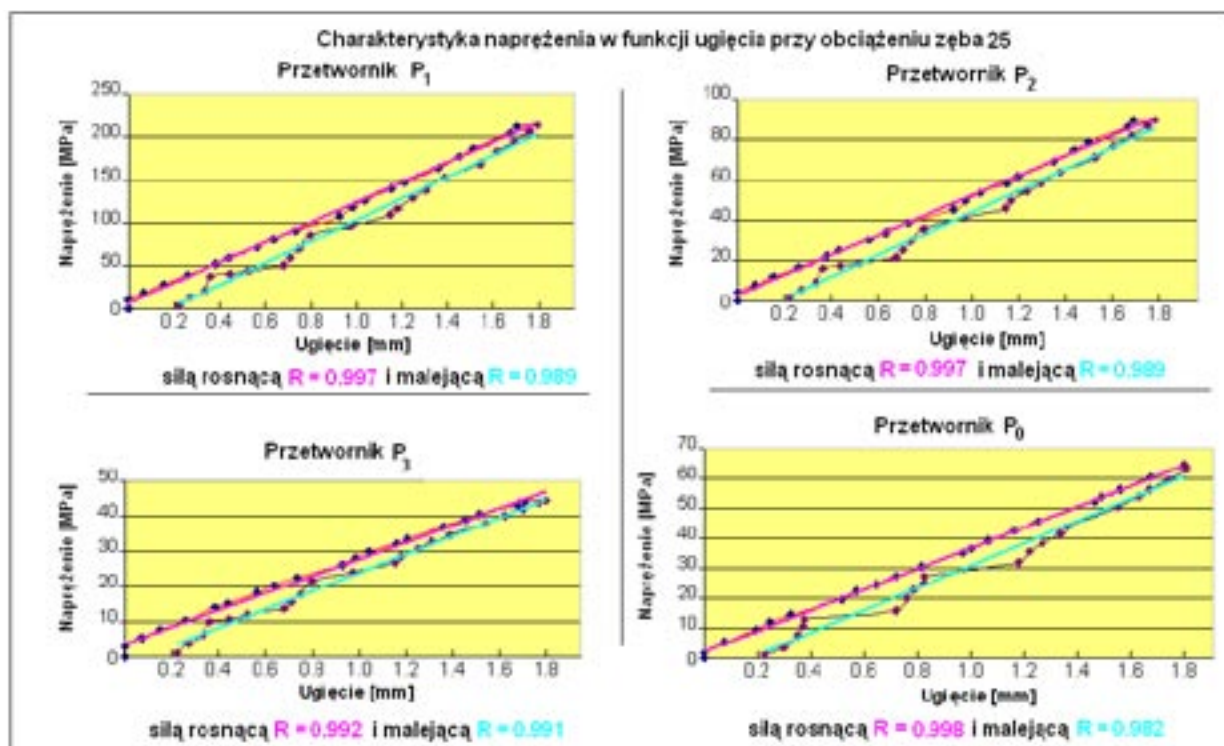
Wartości średnie zmierzonych wielkości mechanicznych obliczono z oszacowaniem poziomu niepewności uzyskanych wyników przy współczynniku rozszerzenia $k = 2$. A zatem prawdopodobieństwo, że wynik z dowolnego pomiaru mierzonej wielkości mieścił się w przedziale wartości $\bar{x} \pm 2S_x$, wynosiło 0,9545. Tym samym współczynnik



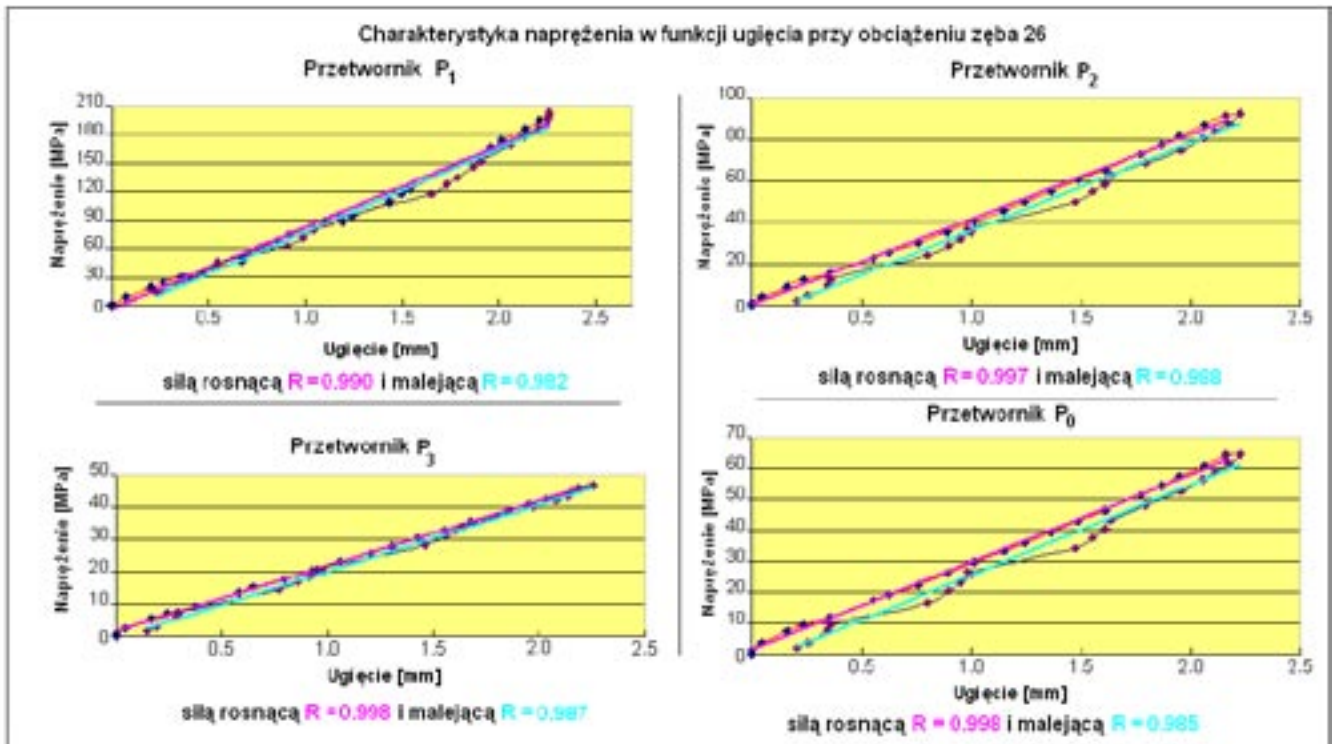
Ryc. 3. Współczynnik regresji liniowej R dla $n = 41$ punktów pomiarowych naprężeń łączników względem odkształceń przetworników P_1, P_2, P_3, P_0 w funkcji ugięć siodła pod wpływem zmian obciążenia co 0,98 N w przedziale 0,0 ↔ 19,62 N zęba 23.



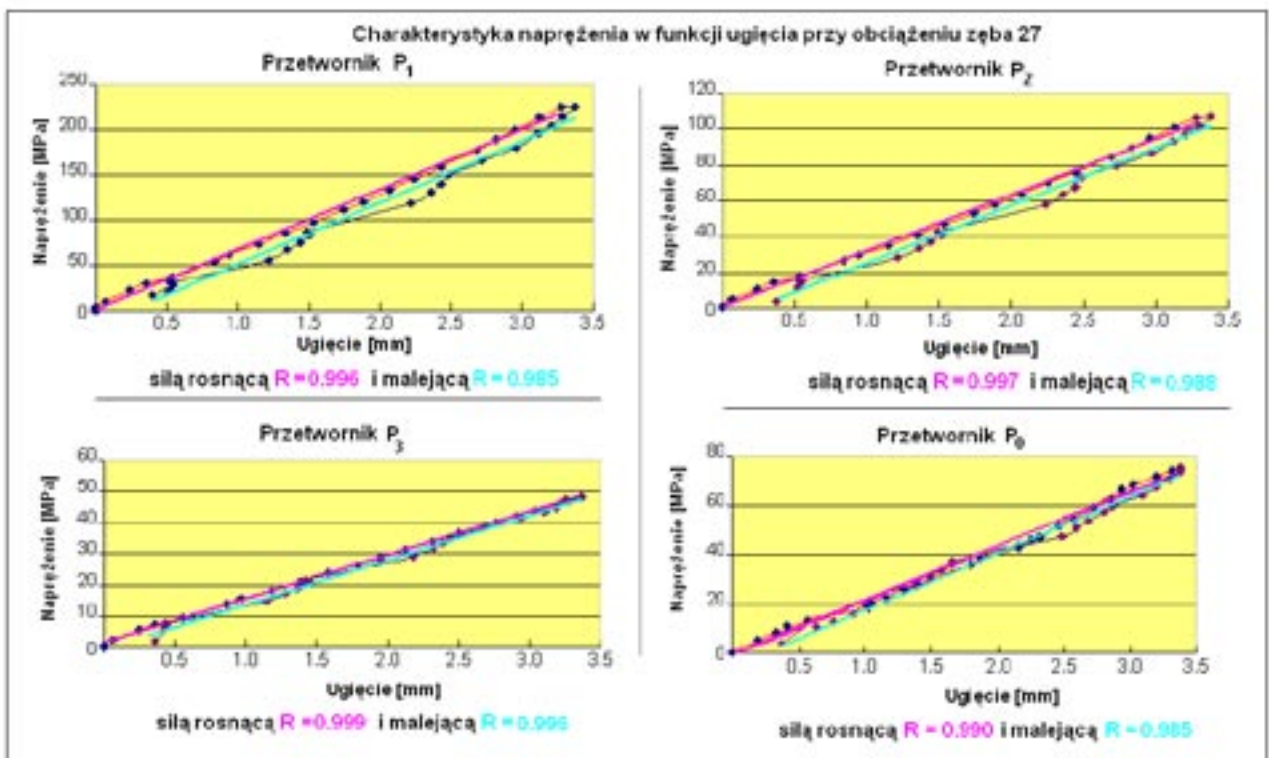
Ryc. 4. Współczynnik regresji liniowej R dla $n = 41$ punktów pomiarowych naprężeń łączników względem odkształceń przetworników P_1 , P_2 , P_3 , P_0 w funkcji ugięć siodła pod wpływem zmian obciążenia co 0.98 N w przedziale $0.0 \leftrightarrow 19.62$ N zęba 24.



Ryc. 5. Współczynnik regresji liniowej R dla $n = 41$ punktów pomiarowych naprężeń łączników względem odkształceń przetworników P_1 , P_2 , P_3 , P_0 w funkcji ugięć siodła pod wpływem zmian obciążenia co 0.98 N w przedziale $0.0 \leftrightarrow 19.62$ N zęba 25.



Ryc. 6. Współczynnik regresji liniowej R dla $n = 41$ punktów pomiarowych naprężeń łączników względem odkształceń przetworników P_1, P_2, P_3, P_0 w funkcji ugięć siodła pod wpływem zmian obciążenia co 0.98 N w przedziale $0.0 \leftrightarrow 19.62\text{ N}$ zęba 26.



Ryc. 7. Współczynnik regresji liniowej R dla $n = 41$ punktów pomiarowych naprężeń łączników względem odkształceń przetworników P_1, P_2, P_3, P_0 w funkcji ugięć siodła pod wpływem zmian obciążenia co 0.98 N w przedziale $0.0 \leftrightarrow 19.62\text{ N}$ zęba 27.

Tabela I. Zestawienie poziomu naprężeń łączników z zakresem ugięć siodła oraz przyrostów, spadków i różnic między nimi przy obciążaniu i odciążaniu zęba 23

Obciążenie zęba 23 0 ↔ 19,62 N	Poziom naprężenia łączników [MPa]				
	naprężenie maksymalne	średni przyrost	różnica naprężeń	średni spadek	naprężenie szczątkowe
P ₁	246,81	12,34 ± 2,33	9,29 ± 2,58	11,17 ± 1,53	8,34
P ₂	69,32	3,46 ± 0,67	2,26 ± 0,54	3,15 ± 0,40	1,93
P ₃	34,56	1,73 ± 0,24	1,33 ± 0,29	1,71 ± 0,24	1,26
P ₀	43,70	2,18 ± 0,32	1,61 ± 0,35	2,14 ± 0,24	1,34
P _{in}	w zależności od ugięcia siodła [mm]				
	ugięcie maksymalne	średni przyrost	różnica ugięć	średni spadek	ugięcie szczątkowe
	1,38	0,07 ± 0,02	0,14 ± 0,03	0,06 ± 0,02	0,09

Tabela II. Zestawienie poziomu naprężeń łączników z zakresem ugięć siodła oraz przyrostów, spadków i różnic między nimi przy obciążaniu i odciążaniu zęba 24

Obciążenie zęba 24 0 ↔ 19,62 N	Poziom naprężenia łączników [MPa]				
	naprężenie maksymalne	średni przyrost	różnica naprężeń	średni spadek	naprężenie szczątkowe
P ₁	243,62	12,18 ± 1,47	8,38 ± 1,52	11,21 ± 2,37	7,35
P ₂	90,42	4,51 ± 0,58	3,02 ± 0,65	4,41 ± 0,85	2,61
P ₃	44,70	2,23 ± 0,30	1,30 ± 0,32	2,17 ± 0,41	1,04
P ₀	57,43	2,87 ± 0,54	2,59 ± 0,65	2,81 ± 0,43	2,16
P _{in}	w zależności od ugięcia siodła [mm]				
	ugięcie maksymalne	średni przyrost	różnica ugięć	średni spadek	ugięcie szczątkowe
	1,56	0,08 ± 0,02	0,11 ± 0,03	0,07 ± 0,02	0,09

rozszerzenia k przyjmował wartości zmiennej standardyzowanej odczytanej z tablic dla rozkładu normalnego odpowiadającej poziomowi ufności $\alpha = 0,95$ (20, 21).

Nieregularne rozmieszczenie punktów pomiarowych na wykresach, odzwierciedlało zróżnicowanie przyrostów i spadków naprężeń łączników w zależności od ugięć siodła przy stałej wartości zmian jego obciążenia. Zwraçał uwagę wyższy poziom naprężeń i ugięć przy obciążeniach malejących względem rosnących przykładanych do poszczególnych zębów siodła. Przy czym maksymalne naprężenia łączników osiągały poziom znacznie poniżej wartości granicznej przy ugięciach siodła nie przekraczających zakresu dopuszczalnego w

każdej serii obciążeń. Ponadto podczas obciążeń malejących występowały naprężenia szczątkowe, które odpowiadały niewielkim ugięciom siodła po jego całkowitym odciążeniu.

Wobec powyższego należało poddać ocenie zależność zmian poziomu naprężeń łączników dla każdego z czterech przetworników odkształceń odpowiednio do zakresu ugięć siodła przy obciążeniu rosnącym, a następnie malejącym pięciu kolejnych zębów protezy. Obliczone współczynniki regresji liniowej R dla dwudziestu charakterystyk naprężeń w funkcji ugięć siodła wynosiły od 0,987 do 0,999 przy obciążeniach rosnących i od 0,982 do 0,998 przy obciążeniach malejących. A zatem w obu przypadkach były bliskie jedności. Można więc stwier-

Tabela III. Zestawienie poziomu naprężeń łączników z zakresem ugięć siodła oraz przyrostów, spadków i różnic między nimi przy obciążaniu i odciążaniu zęba 25

Obciążenie zęba 25 0 ↔ 19,62 N	Poziom naprężenia łączników [MPa]				
	naprężenie maksymalne	średni przyrost	różnica naprężeń	średni spadek	naprężenie szczątkowe
P ₁	216,50	10,82 ± 2,00	8,74 ± 2,28	8,66 ± 1,99	8,35
P ₂	93,70	4,69 ± 0,88	4,04 ± 0,93	3,59 ± 0,86	2,99
P ₃	46,38	2,36 ± 0,44	1,77 ± 0,46	2,21 ± 0,38	1,67
P ₀	64,30	3,23 ± 0,55	2,59 ± 0,43	3,16 ± 0,47	2,51
P _{in}	w zależności od ugięcia siodła [mm]				
	ugięcie maksymalne	średni przyrost	różnica ugięć	średni spadek	ugięcie szczątkowe
	1,79	0,08 ± 0,03	0,22 ± 0,03	0,06 ± 0,02	0,19

Tabela IV. Zestawienie poziomu naprężeń łączników z zakresem ugięć siodła oraz przyrostów, spadków i różnic między nimi przy obciążaniu i odciążaniu zęba 26

Obciążenie zęba 26 0 ↔ 19,62 N	Poziom naprężenia łączników [MPa]				
	naprężenie maksymalne	średni przyrost	różnica naprężeń	średni spadek	naprężenie szczątkowe
P ₁	205,62	10,27 ± 1,30	11,69 ± 2,62	8,04 ± 1,98	9,81
P ₂	95,94	4,79 ± 0,62	5,95 ± 1,32	4,64 ± 1,41	3,91
P ₃	47,66	2,17 ± 0,26	3,41 ± 0,65	2,06 ± 0,75	2,64
P ₀	66,31	3,31 ± 0,45	3,58 ± 0,49	3,22 ± 0,89	2,89
P _{in}	w zależności od ugięcia siodła [mm]				
	ugięcie maksymalne	średni przyrost	różnica ugięć	średni spadek	ugięcie szczątkowe
	2,23	0,11 ± 0,02	0,22 ± 0,05	0,10 ± 0,03	0,21

dzić, że występujące różnice między przyrostami a spadkami naprężeń wywołanych ugięciami siodła na tym samym poziomie jego obciążenia, nie miały istotnego wpływu na proporcjonalną zależność zmian ich wartości.

Dyskusja

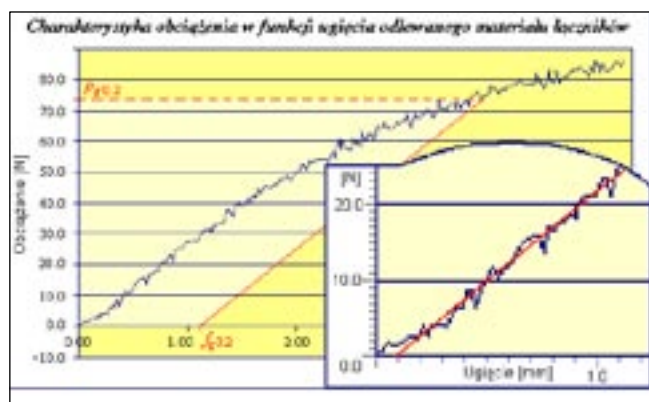
W warunkach klinicznych powyższe stwierdzenie oznaczało, że poddawana cyklicznym zmianom obciążenia metalowa konstrukcja protezy szkieletowej powinna zachowywać się liniowo sprężyste podczas żucia, czemu odpowiada zanik jej naprężeń i odkształceń, a tym samym przemieszczeń po zdjęciu obciążenia, zapobiegając osiadaniu części

skrzydłowej. Było to możliwe przy założeniu stosowalności praw teorii sprężystości do odlewane go materiału łączników, tzn. jego jednorodności, izotropii, niezmienności modułu sprężystości i zgodności z prawem Hooke'a (11, 22).

Jednakże istotne odstępstwa od tego założenia, które wykazało porównanie własności mechanicznych odlewane go materiału łączników podczas statycznej próby zginania i rozciągania, tzn. w dwóch kierunkach reakcji na przenoszone obciążenia, miały bezpośredni wpływ na wyniki pomiarów doświadczalnych. Powodowała je miejscowo mikroporowatość cienkościennych odlewów i ich struktura po krystalizacji pierwotnej, którą charakteryzowała typowa dla stopów metali, w tym CoCrMo,

Tabela V. Zestawienie poziomu naprężeń łączników z zakresem ugięć siodła oraz przyrostów, spadków i różnic między nimi przy obciążaniu i odciążaniu zęba 27

Obciążenie zęba 27 0 ↔ 19,62 N	Poziom naprężenia łączników [MPa]				
	naprężenie maksymalne	średni przyrost	różnica naprężeń	średni spadek	naprężenie szczątkowe
P ₁	225,88	11,29 ± 3,45	14,84 ± 6,14	10,48 ± 3,02	13,24
P ₂	109,17	5,45 ± 2,65	3,79 ± 3,79	4,81 ± 1,34	2,93
P ₃	48,89	2,57 ± 1,98	2,70 ± 0,57	1,98 ± 0,95	2,21
P ₀	77,02	3,85 ± 0,94	2,84 ± 0,59	3,38 ± 0,78	2,38
P _{in}	w zależności od ugięcia siodła [mm]				
	ugięcie maksymalne	średni przyrost	różnica ugięć	średni spadek	ugięcie szczątkowe
	3,37	0,17 ± 0,07	0,32 ± 0,11	0,15 ± 0,06	0,27



Ryc. 8. Pomiar A/C zmian wartości obciążenia $P_{g0.2}$ [N] z częstotliwością 5 Hz w zależności od przyrostu ugięcia $f_{g0.2}$ [mm] z prędkością 2.4 mm/min przy odkształceniu skrajnych włókien $\epsilon = 0.2\%$, określających poziom naprężenia granicznego $R_{g0.2}$ [MPa] proporcjonalnie do maksymalnego momentu gnącego M_g [Nm] w zakresie odkształceń sprężystych materiału łączników (18).

niejednorodność dendrytyczna wywołująca lokalnie anizotropowość własności mechanicznych (18, 22, 23, 24).

Konsekwencją tego było znaczne obniżenie granicy plastyczności, a tym samym modułu sprężystości odlewanego materiału łączników w zestawieniu z danymi producenta stopu. Ponadto uzasadniało występowanie naprężeń szczątkowych łączników związanych z odkształceniem pseudoplastycznym, odpowiedzialnym za niższy poziom naprężeń względem odkształceń rosnących niż malejących oraz histerezę ugięć siodła odpowiednio

do stałego przyrostu, a następnie spadku obciążenia (22, 25). Potwierdzała to oscylacja zmian wartości obciążenia, a tym samym poziomu naprężenia materiału łączników, ale przy stałym przyroście ugięcia w zakresie odkształceń sprężystych, który wykazonowano na wykresie ze statycznej próby zginania w odniesieniu do pomiarów doświadczalnych (ryc. 8).

Wnioski

Metrologiczna ocena pomiarów w odwzorowaniu doświadczalnym zachowań mechanicznych zaprojektowanej konstrukcji protezy skrzydłowej, wywołanych zmianami obciążenia symulującego cykl żucia, pozwalała na sformułowanie następujących wniosków:

1. Zróżnicowanie przyrostów i spadków kierunkowych naprężeń łączników, które odzwierciedlały zmiany poziomu obciążenia przenieszonego z części skrzydłowej na zęby filarowe protezy, było całkowicie uzasadnione zwłaszcza przy zachowaniu proporcjonalności z zakresem ugięć dośluzówkowych siodła.
2. Wyznaczony poziom naprężeń łączników w zależności od przemieszczeń siodła był wystarczająco dokładny do proporcjonalnego oszacowania rozkładu momentów gnących symulowanych sił zgryzu i ich oddziaływania w polu podparcia ożębnowego protezy skrzydłowej w przybliżeniu do warunków klinicznych eksperymentu.

Podziękowanie

Prof. dr hab. inż. *Augustynowi Chwalebie* z Instytutu Mechatroniki WAT za pomoc w organizacji i konsultacje merytoryczne przy realizacji pomiarów doświadczalnych.

Piśmiennictwo

1. *Niedermeier W.*: Kinematyka protez. *Hupfau L* (red.): Protezy częściowe. Wydawnictwo Medyczne Urban & Partner, Wrocław 1997.
2. *Budkiewicz A.*: Protezy szkieletowe. PZWL, Warszawa 2004.
3. *Vanzeveren C., d'Hoore W., Bercy P., Leloup G.*: Treatment with removable partial dentures: a longitudinal study. Part I. *J. Oral Rehabil.*, 2003, 30, 447-458.
4. *Vanzeveren C., d'Hoore W., Bercy P., Leloup G.*: Treatment with removable partial dentures: a longitudinal study. Part II. *J. Oral Rehabil.*, 2003, 30, 459-469.
5. *Kłaptocz B.*: Zagadnienie biomechaniki protez zębowych. *Protet. Stomatol.*, 1970, 2, 103-105.
6. *Marzkors R.*: Mastering the removable partial denture. Part one. Basic reflections about construction. *J. Dent. Technol.*, 1997, 14, 34-39.
7. *Igarashi Y., Ogata A., Kuroiwa A., Wang C. H.*: Stress distribution and abutment tooth mobility of distal-extension removable partial dentures with different retainers: an in vivo study. *J. Oral Rehabil.*, 1999, 26, 111-116.
8. *Shimizu H., Ikeda T., Wakabayashi N., Ohshima T.*: Effect of metal strengthener length on stress distribution in acrylic denture bases: a finite element study. *J. Oral Rehabil.*, 2004, 31, 879-883.
9. *Michalski W., Kuchta M., Fokow K., Chwaleba A.*: Tensometryczny pomiar naprężeń dużego łącznika przy przemieszczeniach skrzydła protezy szkieletowej górnej w warunkach doświadczalnych. Część II. Ocena rozkładu odkształceń oraz przesunięć liniowych dla symulacji numerycznej. *Protet. Stomatol.*, 2005, 5, 325-335.
10. *Michalski W., Komorek Z., Michniowski Z., Kuchta M.*: Badania wytrzymałościowe materiału łączników do doświadczalnych pomiarów naprężeń i obliczeń na modelu numerycznym skrzydłowej protezy szkieletowej górnej. *Protet. Stomatol.*, 2006, 3, 206-215.
11. *Michalski W., Gryszkiewicz M., Michniowski Z., Chwaleba A.*: Symulacja numeryczna zachowań mechanicznych skrzydłowej protezy szkieletowej górnej z rozdzieloną kinematyką siodła. Część II. Analiza zbieżności przemieszczeń liniowych. *Protet. Stomatol.*, 2006, 6, 460-470.
12. *Michalski W.*: Zastosowanie sprężystego odkształcenia płyty w konstrukcjach szkieletowych protez skrzydłowych szczęki. *Protet. Stomatol.*, 2001, 6, 360-366.
13. *Catman Express 3.0* Oprogramowanie do konfiguracji systemu pomiarowego Spider-8, Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, licencja nr 60144304018, Darmstadt 1999.
14. *Roliński Z.*: Tensometria oporowa. Podstawy teoretyczne i przykłady zastosowań. WNT, Warszawa 1981.
15. *Chwaleba A., Czajewski J.*: Przetworniki pomiarowe i defektoskopowe. Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, Warszawa 1998.
16. *Chwaleba A., Poniński M., Siedlecki A.*: Metrologia elektryczna. WNT, Warszawa 2007.
17. *Chladek W., Lipski T., Karasiński A.*: Eksperymental evaluation of occlusal forces. *Acta Bioengineering and Biomechanics*, 2001, 1, 25-37.
18. *Michalski W.*: Uzupełniające badania wytrzymałościowe materiału łączników do doświadczalnych pomiarów naprężeń i obliczeń na modelu numerycznym skrzydłowej protezy szkieletowej górnej. *Protet. Stomatol.*, 2010, 6, 469-478.
19. *Michalski W.*: Zastosowanie systemów numerycznych do oceny skrzydłowych protez szkieletowych górnych o rozdzielonej kinematyce. Rozprawa doktorska. Warszawa 2009.
20. *Guide to the expression of uncertainty in measurement. ISO-IEC-OIML-BIPM, TAG 4/WG* (1995), wyd. pol. Wyrażanie niepewności pomiaru – Przewodnik Głównego Urzędu Miar, Warszawa 1999.
21. *Expression of the uncertainty of measurement in calibration.* wyd. pol. Zakład Metrologii Ogólnej Głównego Urzędu Miar, ISBN 83-906546-2-8, Warszawa 2001.
22. *Dobrzański L. A., Nowosielski R.*: Metody badań metali i stopów. Badania własności fizycznych. WNT, Warszawa 1987.
23. *Pucka G., Chladek W., Lipski T.*: Wybrane zagadnienia materiałowe i technologiczne w produkcji

- wysokojakościowych odlewów stomatologicznych. Materiały I Krajowej Konferencji Biomateriały w Stomatologii, 1995, 125-131.
24. *Hajduga M., Kosiba A.*: Makro- i mikroskopowe wady odlewnicze metalicznych uzupełnień protetycznych. *Mechanika w Medycynie*, 2004, 7, 141-147.
25. *Wesołowski K.*: *Metaloznawstwo. T. I. Badanie metali*. WNT, Warszawa 1959.

Zaakceptowano do druku: 10.VI.2011 r.

Adres autora: 02-006 Warszawa, ul. Nowogrodzka 59.

© Zarząd Główny PTS 2011.