

**Jacek GRALEWSKI**, Zakład Podstaw Techniki i Ekologii Przemysłowej, Politechnika Łódzka, Łódź

**Ryszard GRĄDZKI**, Zakład Podstaw Techniki i Ekologii Przemysłowej, Politechnika Łódzka, Łódź

**Jan WOJCIECHOWSKI**, Zakład Technik Dentystycznych, Uniwersytet Medyczny, Łódź

**Grzegorz BOGUSŁAWSKI**, Zakład Podstaw Techniki i Ekologii Przemysłowej, Politechnika Łódzka, Łódź

## **BADANIA DOŚWIADCZALNE ODDZIAŁYWANIA PROTEZY SZKIELETOWEJ NA ZĘBY OPOROWE**

**Streszczenie.** W pracy przedstawiono wyniki badań doświadczalnych pomiarów sił reakcji w zębach oporowych w odniesieniu do sił żucia działających na protezę. Na specjalnie skonstruowanym stanowisku badawczym złożonym z układu obciążającego tensometrycznego przetwornika siły poddano obciążeniu wybraną protezę i dokonano pomiaru sił przenoszonych przez zęby oporowe. Zastosowano dwa schematy obciążenia w dwóch wybranych miejscach na powierzchniach żujących uzupełnionych zębów w bliskim sąsiedztwie zęba oporowego. Analiza stanu obciążenia pozwoliła zmierzyć wartości sił reakcji pionowych oraz ocenić kierunki sił poziomych działających na zęby filarowe.

### **1. WSTĘP**

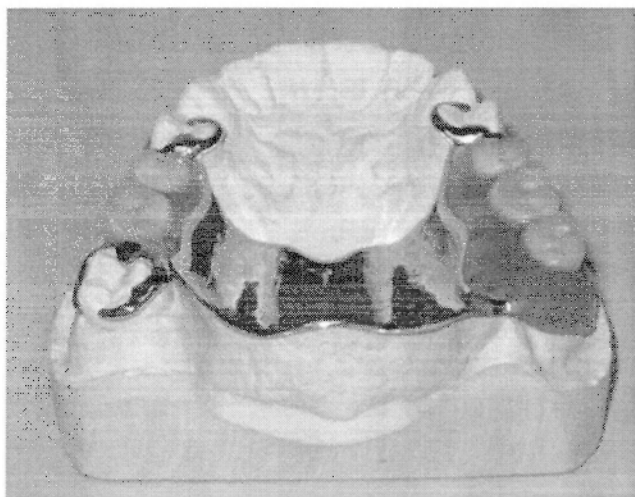
Przeprowadzone przez autorów pracy badania ankietowe wśród techników protetyków i lekarzy protetyków wykazały, że uzupełnienia protetyczne ulegają licznym defektom mechanicznym powodując tym samym zagrożenie dla zdrowia pacjenta, co przekłada się na brak zaufania do metody uzupełnienia ubytków ilościowych. Najczęstsze defekty ujawniały się po okresie 2-3 lat użytkowania protezy i należały do nich: złamania klamer, pęknięcia protezy, przemieszczenie zębów będących w bliskim kontakcie z protezą i duże odkształcenia zębów oporowych (wędrowanie, rozchwianie) spowodowane nieprawidłowym naciskiem protezy na ząb. Przeprowadzone również przez Prof. Nastalską z Katedry Protetyki Stomatologicznej w Warszawie badania dotyczące stanu protez szkieletowych po 5-7 latach użytkowania potwierdzają, że najczęstszą przyczyną rezygnacji z ich użytkowania, była utrata zębów filarowych w 34,6% przypadków spowodowana niedostatecznym utrzymaniem, brakiem stabilności protezy oraz niewygodą w użytkowaniu [1]. Przyczyną rozchwiania zębów oporowych jest ich нефизjologiczne obciążenie poprzez źle zaplanowane i wykonane uzupełnienie protetyczne. Zęby filarowe są szczególnie narażone na obciążenie gdyż przenoszą siły żucia odbudowanych protetycznie zębów. Odporność zębów na działanie sił poziomych jest kilkunastokrotnie (około 18- krotnie) mniejsza w porównaniu na działanie sił pionowych zgodnych z osią długą zęba. Biorąc pod uwagę właśnie tę zależność dąży się do budowy takich protez, które będą eliminowały obciążenia prostopadłe do osi długiej zęba [10]. Wykorzystując zbudowane przez autorów stanowisko i wybraną do pomiarów protezę szkieletową, dokonano pomiaru sił na wybrany ząb oporowy.

## 2. CEL BADAŃ

Celem badań są doświadczalne wartości sił przenoszonych przez zęby oporowe oraz topograficzna analiza przenoszonych sił zgryzu zadawanych na wybranych częściach protezy szkieletowej. Uzyskane wyniki badań posłużą do porównania z rezultatami obliczeń drogą symulacji numerycznej stanów mechanicznych analizowanej konstrukcji oraz analizy wpływu obciążenia na rozkład reakcji przenoszonych przez zęby filarowe. Dzięki zastosowaniu wyżej wymienionych badań będzie można optymalizować konstrukcje protetyczne również pod kątem ich wytrzymałości, a tym samym trwałości użytkowania

## 3. BADANA PROTEZA I WARUNKI POMIARU

Do badań wykorzystano protezę szkieletową z klamrami Neya, wykonaną dla częściowego braku uzębienia, a mianowicie pięciu zębów żuchwy. Badaną protezę szkieletową przedstawiono na rysunku 1. Zgodnie z klasyfikacją braków częściowych według Kennedy'ego jest to druga klasa z jednostronnym brakiem skrzydłowym i kolejnym brakiem międzyzębowym w pozostałym uzębieniu części bocznej [4]. W prawym łuku zębowym proteza uzupełnia dwa braki międzyzębowe i podparta jest oszczędnie, daje to możliwość fizjologicznego obciążenia pozostałych w jamie ustnej zębów nośnych. W lewym łuku zębowym konstrukcja uzupełnia trzy braki skrzydłowe w którym siły przenoszone są zarówno przez śluzówkę jak i przez oszczędnie. W skład protezy wchodzi: dwa siodła połączone płytą podniebienną i elementy mocujące takie jak ciernie i klamry. Każde siodło mocowane jest za pomocą klamer do zębów nośnych zaś siły przenoszone są przez ciernie usytuowane na zębach filarowych - w tym przypadku przedtrzonowych i trzonowych.

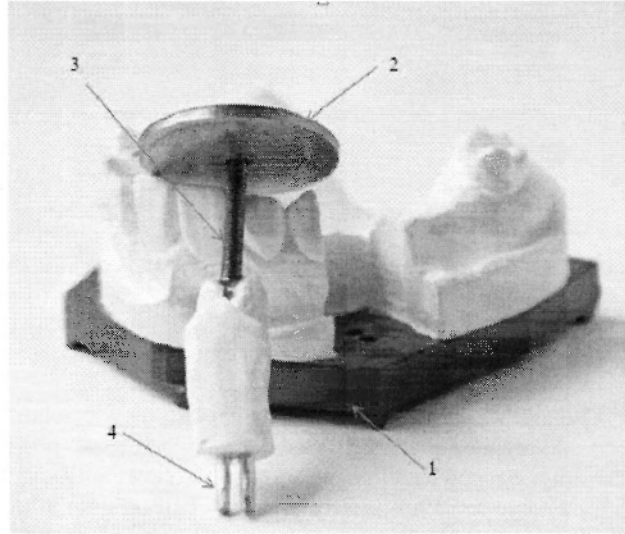


Rys 1. Proteza szkieletowa z zębami akrylowymi umieszczona na wycisku gipsowym.

Konstrukcje protezy wykonano metodą wosku traconego, przy pomocy odlewarki odśrodkowej używając do tego stopu Vironit - CoCrMo. Podstawowe własności mechaniczne stopu to: gęstość:  $8.2 \text{ g/cm}^3$ , umowna granica plastyczności:  $Re_{0.2} = 625 \text{ MPa}$ , wytrzymałość na rozciąganie:  $R_m = 910 \text{ MPa}$ .

Szkielet protezy umieszczono na modelu wykonanym z gipsu kl. IV o wytrzymałości na ściskanie do  $60 \text{ MPa}$ . Zamocowanie wycisku gipsowego na płycie Zeissera umożliwia

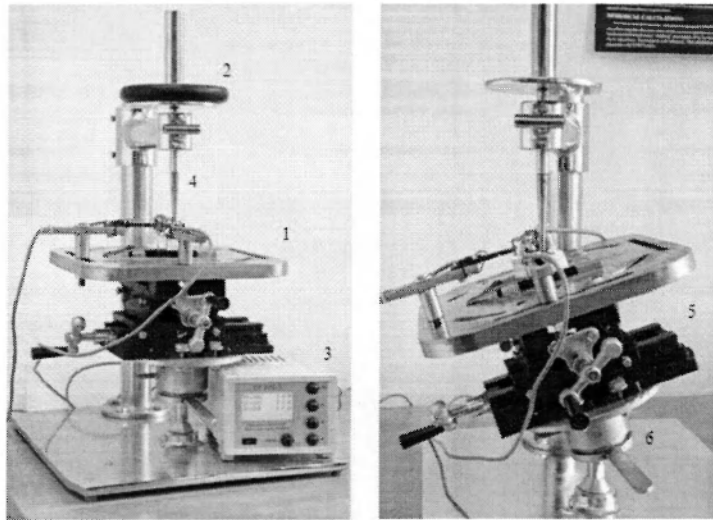
wyfrezowanie zębów filarowych z łuku przy jednoczesnym zachowaniu ich pierwotnej pozycji względem całego łuku zębowego. Ząb filarowy przygotowano w ten sposób, aby możliwe było jego przemieszczenie zgodnie z osią długą zęba oraz nieznaczna ruchomość w płaszczyźnie prostopadłej do osi długiej zęba. W zębie filarowym poddawany badaniu zamocowano pionowy trzpień zakończony podkładką. Okrągła podkładka umożliwia równomierne po obwodzie ( $3 \times 120$  stopni) podparcie podkładki z wykorzystaniem podparć belek pomiarowych. Protezę z przygotowanym do badań zębem oporowym przedstawia rys 2.



Rys. 2. Proteza na płycie Zeissera z przygotowanym do badań zębem oporowym. Opis rysunku: 1. płyta Zeissera, 2. podkładka, 3. trzpień pionowy, 4. piny – mocowanie zęba oporowego

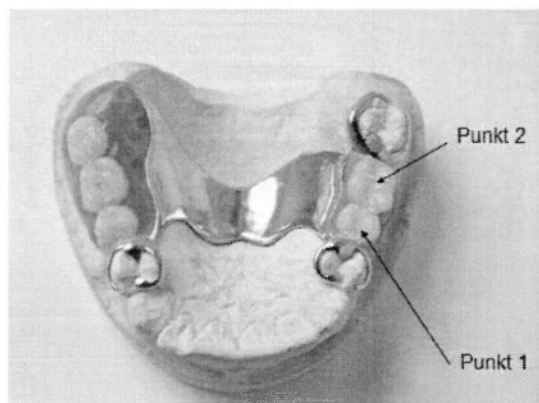
Stanowisko pomiarowe zostało przedstawione na rys 3.

Prostopadły kierunek obciążeń przykładanych do powierzchni zwarcia w uzębieniu, uzyskano dzięki osiowemu prowadzeniu trzpienia<sup>4</sup>, na który nakładano kolejne obciążniki<sup>2</sup>. Zmianę punktu przyłożenia siły obciążającej w powtarzalnych warunkach przestrzennych, umożliwia możliwość regulacji płyty głównej w dwóch kierunkach. Istnieje również możliwość ustalenia płyty pod kątem do poziomu dzięki zastosowaniu przegubu kulistego, na którym zamocowano płytę. Takie rozwiązanie pozwala na przyłożenie obciążenia do protezy pod kątem z zakresu od 0 do 35 stopni.



Rys. 3. Stanowisko pomiarowe 1. płyta główna, 2. obciążnik, 3. tensometryczny trójkanałowy miernik siły, 4. trzpień obciążający, 5. stół pozwalający na przesuw w płaszczyźnie poziomej, 6. przegub kulowy

Obciążenia przykładano w dwóch punktach na środku powierzchni żujących przęsła prawego podpartego okluzyjnie. Pierwszy punkt znajduje się na powierzchni drugiego przedtrzonowca, zaś drugi na powierzchni pierwszego trzonowca. Obciążenia zadawano w trzech następujących po sobie seriach w zakresie wartości sił od 0 do 30 N dla pierwszego i od 0 do 40 N dla drugiego zęba. Biorąc pod uwagę wartości sił przenoszonych przez poszczególne zęby w zgryzie prawidłowym według G. Milewskiego [11] oraz reakcje układu stomatognatycznego na utratę zębów polegającą na zredukowaniu siły nagryzania założono, że obniżenie do około 35 % wartości sił przekazywanych na protezę będzie prawidłowe i uzasadnione. Schemat przyłożenia obciążenia ilustruje rys 4.



Rys. 4. Schemat przyłożenia obciążenia

Układ pomiarowy przed każdą serią pomiarową zerowano dla obciążenia wstępnego o wartości obciążenia 8 N (ciężar trzpienia).

#### 4. METODA POMIAROWA

W celu wyznaczenia rozkładu sił na zęby w funkcji obciążeń statycznych wykorzystano metodę tensometrii oporowej.

W skład aparatury pomiarowej wchodzi specjalnie skonstruowany do pomiarów trójkanałowy wzmacniacz tensometryczny DT 200-3. Elementy pomiarowe to trzy specjalnie zaprojektowane do badań belki zginanej, które oklejono tensometrami foliowymi TF- 1/120. Materiałem siatki oporowej tensometru jest konstantan, zaś czynna długość ścieżek wynosi 1 mm. Tensometry TF - 1/120 charakteryzują się rezystancją  $R=120\Omega$  i czułością odkształceniową  $k = 2,15 \pm 0,5\%$ . Tensometry zostały połączone w pełny mostek Wheatston'a dający możliwość kompensacji wpływu temperatury. Badanie odbywa się praktycznie w temperaturowo niezmiennych warunkach. Zakres pomiarowy urządzenia to  $\pm 200,0$  N, zaś dokładność pomiaru wynosi 0,1 N.

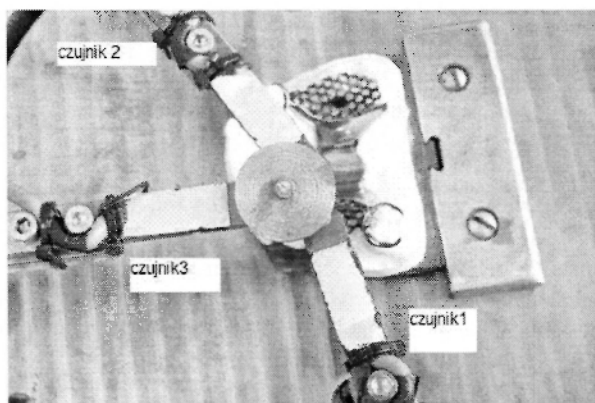
Odkształcenia względne  $\varepsilon$  określane były na podstawie sygnałów pomiarowych z przetworników tensometrycznych według wzoru:

$$\varepsilon = \frac{1}{k} \frac{\Delta R}{R} \quad (1)$$

Aparatura pomiarowa została wykonana przez Pracownię Tensometrii Oporowej TENMEX w Łodzi.

#### 5. WYNIKI POMIARÓW

W prowadzonych badaniach najistotniejszym elementem było zmierzenie sił oddziaływania protezy na ząb oporowy. Odpowiedz trzech czujników tensometrycznych umiejscowionych pod płaszczyzną podkładki pozwala na zinterpretowanie nie tylko wartości sił pionowych przenoszonych przez dany ząb, lecz również umożliwia zinterpretowanie topografii kierunków sił poziomych. Przykładane do protezy obciążenia zgryzowe zadawano w seriach wzrastających o przyrost 5N. Miejsce przyłożenia czujników tensometrycznych ilustruje rys 5.



Rys 5. Schemat rozmieszczenia czujników tensometrycznych

Tabela 1. Uśrednione wartości z trzech pomiarów sił na ząb oporowy z trzech czujników siły pod wpływem wzrastającego obciążenia protezy.

PUNKT	SIŁA [N]	CZUJNIK 1	CZUJNIK 2	CZUJNIK 3
1		WARTOŚĆ ŚREDNIA [N]	WARTOŚĆ ŚREDNIA [N]	WARTOŚĆ ŚREDNIA [N]
	0	0,00	0,00	0,00
	5	0,63	0,43	0,53
	10	1,03	0,90	1,10
	15	2,33	1,50	2,23
	20	3,73	2,43	3,73
	25	4,97	3,67	5,00
	30	6,30	4,50	5,97

PUNKT	SIŁA [N]	CZUJNIK 1	CZUJNIK 2	CZUJNIK 3
2		WARTOŚĆ ŚREDNIA [N]	WARTOŚĆ ŚREDNIA [N]	WARTOŚĆ ŚREDNIA [N]
	0	0,00	0,00	0,00
	5	0,27	0,23	0,33
	10	0,87	0,53	0,67
	15	1,43	0,83	1,10
	20	1,90	1,17	1,53
	25	2,43	1,50	1,87
	30	3,10	1,87	2,67
	35	3,77	2,23	3,00
	40	3,90	2,30	2,93

## 5. WNIOSKI

Wyniki pomiarów sił przy obciążeniu punktu pierwszego wskazują porównywalne wartości sił dla wszystkich trzech czujników. Potwierdza to równomierny nacisk na ząb podczas obciążania. Jednak czujnik nr 2 wskazywał nieznacznie mniejszą siłę. Może wskazywać to na nieznaczne przechylenie się zęba oporowego w kierunku siodła protezy. Wartości pomiarów sił przy obciążaniu punktu drugiego wskazują mniejsze obciążenie zęba, wynikające z większej odległości punktu przykładanego obciążenia od badanego zęba. Podobnie jak dla zęba pierwszego czujnik 2 wskazuje mniejsze obciążenie od pozostałych czujników.

W pracy przedstawiono wstępne wyniki badań sił działających na zęby oporowe wynikające z obciążenia protezy szkieletowej. Dalsze badania będą prowadzone dla pozostałych zębów oporowych oraz zbadane zostaną również inne protezy szkieletowe wybrane z pozostałych grup według klasyfikacji Kennedy' ego.

## LITERATURA

- [1] Mierzwińska-Nastalska E., Godlewski T., Wojdyńska E., Feder T., - Ocena użytkowania i stanu protez szkieletowych- badania odległe. *Protetyka Stomatologiczna*, LIV, 4, 2004
- [2] Michalski W., Kuchta M., Chwaleba A., Fokow K. - 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, *Protetyka Stomatologiczna*, Tom LV, Nr 5, 2005
- [3] Michalski W., Kuchta M., Chwaleba A., Kwiatos K., Michnikowski Z., - Tensometryczny pomiar naprężeń dużego łącznika przy przemieszczeniach skrzydła protezy szkieletowej górnej w warunkach doświadczalnych. Część I. Ocena właściwości układu pomiarowego - *Protetyka Stomatologiczna*, Tom LV, Nr 2, 2005
- [4] Hupfauf L. pod redakcją: *Protezy częściowe*, Urban & Partner, Wrocław 1997
- [5] Roliński Z., - *Tensometria oporowa. Podstawy teoretyczne i przykłady zastosowań* Wydawnictwo Naukowo Techniczne. Warszawa 1981.
- [6] Becker B., Nagerl H., Kubein-Meesenburg D., Fonghanel J., – Elastic properties of live human periodontal ligament, *proceedings - II Word Congress of Biomechanics*, Amsterdam 1994, 331b
- [7] Rosenberg D., Quirynen M. , Steenberghe D., Naert I. E., Tricio J., Nys., - Metoda pomiaru amortyzującego zachowania tkanek przyzębia – cele i ograniczenia zastosowania. *Quintessence*, 1996, IV, 5, 325- 331
- [8] 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 . *Journal of oral Rehabilitation*. 1999 , 26,2, 111-116
- [9] Grądzki R., Gralewski J. - Wytwarzanie oraz budowa modelu 3D protezy szkieletowej w celu analizy wytrzymałościowej metodą elementów skończonych MES. *Monografia X Międzynarodowej Konferencji „Ergonomia Niepełnosprawnym w wieku informacji”*, Łódź 2005.
- [10] Hohmann A., Hielscher W.: *Kompendium Techniki Dentystycznej - Protezy częściowe*, Wydawnictwo Kwintesencja 1998.
- [11] Milewski G.- *Wytrzymałościowe aspekty interakcji biomechanicznej tkanka twarda – implant w stomatologii*. *Zeszyty Naukowe Politechniki Krakowskiej Mechanika nr 89*, Kraków 2002.
- [12] Gralewski J., Bogusławski G.- *Wytrzymałość mostów protetycznych*. *Zeszyty naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej Zakładu Mechaniki Ogólnej i Biomechaniki*, Gliwice 2007, str 203-209.
- [13] Gralewski J., Grądzki R., Bogusławski G., - *Statyka protezy szkieletowej - analiza numeryczna*. *Biuletyn Wojskowej Akademii Technicznej Numer Specjalny (1) VOL. LVI* 2007.
- [14] Grądzki R. , Gralewski J. , - *Statics of the skeletal prosthesis- numerical analysis*. *Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej Politechniki Śląskiej* 26/2006 str. 127-132

## **EXPERIMENTAL STUDY OF EXERTED BY A REMOVABLE PARTIAL DENTURE ON ABUTMENT TEETH**

Summary. The experimental studies of measuring of reaction forces on abutment teeth relative to mastication forces acting on a removable partial denture were carried out. A specially constructed experimental system consists of stand and strain gauges equipment. In this system loading was applied to a selected denture and forces transmitted by abutment teeth were measured. Two loads were applied in two selected places on the masticatory surfaces of denture teeth adjacent to the abutment teeth. The results of the study are presented in a table.

The analysis of the load allowed to measure values of vertical reaction forces and to make conclusion about directions of horizontal forces acting on abutment teeth.