

Symulacja numeryczna i weryfikacja doświadczalna rozkładu przemieszczeń siodła skrzydłowej protezy szkieletowej górnej o rozdzielonej kinematyce*

Numerical simulation and experimental verification of displacement distribution of the saddle of upper 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. WUM

HASŁA INDEKSOWE:

modelowanie numeryczne, protetyka stomatologiczna – pomiary, kinematyka protez

KEY WORDS:

numerical modelling, dental prosthetics – measurements, dentures kinematics

Streszczenie

Cel pracy. *Celem była zweryfikowana doświadczalnie analiza numeryczna rozkładu przemieszczeń – ugięć dociskających siodło do tkanek miękkich podłoża w zależności od miejsca i wartości obciążenia skrzydłowej protezy szkieletowej górnej.*

Material i metody. *Odwzorowaniu numerycznemu zachowań mechanicznych poddano protezę szkieletową górną z rozdzieloną kinematyką siodła, w której zastosowano sprężyste odkształcenie dużego łącznika części skrzydłowej przy nieregularnym rozmieszczeniu podparć i sztywnym zamocowaniu na zębach filarowych. Dyskretyzację cienkiej metalowej powłoki szkieletu w układzie trójkątnych elementów płaskich o zadanej gęstości węzłów, wykonano metodą pomiaru punktów rozproszonych na modelu gipsowym podłoża w oprogramowaniu Protoskop przy współpracy z systemem digitalizacji 3D MicroScribe™ G2X (Immersion). Dla powiązania warunków brzegowych w odwzorowaniu numerycznym podparcia, zamocowania i obciążenia protezy klinicznej z pomiarami na protezie doświad-*

Summary

Aim of the study. *The experimentally verified assessment of numerical analysis of the displacement distribution – deflections clamping the saddle to the surface of soft tissues depending on the location and value of the load on the upper alar chrome-cobalt partial denture.*

Material and methods. *The mechanical behaviour of the numerical projection was applied to an upper alar frame of removable partial denture with separated saddle kinematics, in which flexible deformation of the large connecting bar of the wing part was used with irregular distribution of support points and fixed mounting on abutment teeth. Discretisation of a thin metal frame coating in the system of flat triangular elements with a given density of nodes was performed by measuring points distributed on the plaster model of the surface with the application of the Protoskop software while working with the 3D digitizing system MicroScribe™ G2X (Immersion). To connect boundary conditions in the numerical projection of support, fitting and loading of*

* Praca prezentowana podczas V Międzynarodowej Konferencji Stomatologicznej Zachód – Wschód, Warszawa 27-28 maja 2011. Realizacja tematu pracy WUM 01-1S16/W1 oraz projektu badawczego KBN 3 T10C 033 26.

czalnej, założono prawoskrętny układ współrzędnych kartezyjskich x , y , z zorientowany względem płaszczyzny zwarcia w oprogramowaniu SpeeCur 2.0. Symulowane obciążenia zgryzowe o rosnących wartościach co 1.96 N do 19.62 N przykładano seriami do pięciu zębów siodła, od kła do drugiego trzonowca, prostopadle do płaszczyzny zwarcia analogicznie do pomiarów doświadczalnych. Do obliczeń numerycznych przemieszczeń metodą elementów skończonych w systemie analizy konstrukcji Micro-STRAINS, przyjęto stałe materiałowe: oszacowany rzeczywisty moduł sprężystości metalowej powłoki protezy 180 GPa o uśrednionej grubości 0.45 mm z badań materiałowych i współczynnik Poissona 0.29 z danych producenta stopu WTX 11950 (CoCrMo).

Wyniki. Poziom rozbieżności obliczeń numerycznych z danymi doświadczalnymi ugięć siodła oszacowano na podstawie procentowego porównania ich różnicy względem wartości zmierzonych w pięciu seriach obciążeń. Wartości średnie różnicy ugięć zmierzonych i obliczonych oraz rozbieżności względnej liczone z oszacowaniem niepewności standardowej uzyskanych wyników przy współczynniku rozszerzenia $k = 2$ dla poziomu ufności $a = 0.95$. Przeciętna rozbieżność między obliczeniami a pomiarami oszacowana na poziomie ok. 29%, wiązała się z oddaleniem miejsca i wartości obciążenia przenoszonego na zęby filarowe, czemu odpowiadał wzrost zakresu ugięć siodła. Ograniczała je sztywność łączników odpowiednio do lokalnego wymiaru ich grubości i własności mechanicznych odlewane stopu CoCrMo. Mając na względzie zastosowane uproszczenia w modelowaniu numerycznym złożonego kształtu metalowej konstrukcji protezy, przy uśrednieniu zróżnicowania jej grubości i przybliżonej wartości modułu sprężystości, które przyjęto do obliczeń, można uznać oszacowany poziom rozbieżności za dopuszczalny i uzasadniony.

Wnioski. Rozdzielenie kinematyki siodła przez jego separację i wycięcia dużego łącznika w strefie odkształcenia wzdłuż linii klamrowej, zapewnia zróżnicowanie rozkładu przemieszczeń części skrzydłowej w zależności od miejsca obciążenia. Tym samym zapobiega osiadaniu protezy skrzydłowej przez wyrównanie nacisku odpowiednio do rozkładu grubości błony śluzowej oraz zasięgu siodła w bezzębnym odcinku wyrostka zębodołowego i guza szczęki.

clinical prosthesis with the measurements on the experimental prosthesis, a clockwise x , y , z cartesian coordinate system, oriented towards the occlusion plane in the SpeeCur 2.0 software, was assumed. Simulated occlusal loads with rising values from 1.96 N to 19.62 N were placed in a series on five saddle teeth, from a canine tooth to a second molar tooth, perpendicular to the occlusion plane analogically to the experimental measurements. For the numerical calculations of displacements with the finite element method in the Micro-STRAINS structural analysis system, material constants were assumed: the estimated actual elasticity module of the metal shell of the prosthesis 180 GPa with an averaged thickness of 0.45 mm from material research and Poisson's ratio of 0.29 from the data provided by the alloy manufacturer WTX 11950 (CoCrMo).

Results. The divergence level of numerical calculations with experimental data of saddle deflections were estimated on the basis of the percentage comparison of their difference against the measured values in the five series of loads. The average difference values of the measured and calculated deflections and relative divergence were calculated, estimating standard uncertainty of the obtained results with the expansion coefficient of $k = 2$ for a confidence level of $a = 0.95$. The average discrepancy between calculations and measurements, estimated at approximately 29%, was connected with the distance of location and values of the load transferred to the abutment teeth, which in turn corresponded to the increase in saddle deflections. It was limited by the rigidity of connecting bars respectively to the local dimension of the thickness and mechanical properties of cast CoCrMo alloy. Considering the applied simplifications in numerical modelling of a complex shape of the prosthesis structure, with averaging of variation of its thickness and an approximate value of the elasticity module, adopted for the calculation, the estimated level of divergence may be assumed as acceptable and justified.

Conclusions. Dividing the kinematics of the saddle by its separation and cutting of a big connecting bar in the deformation zone, along the clasp line, it is possible to assure the differentiation in the distribution of displacements of the wing part, depending on the load location. Thus it prevents the instability of a wing prosthesis by aligning the pressure in accordance with the distribution of the mucosa thickness and the range of the saddle in the toothless section of alveolar process and maxillary tuber.

W ocenie sprawności czynnościowej skrzydłowej protezy szkieletowej podczas żucia, istotnym problemem klinicznym jest uzyskanie możliwie wyrównanego nacisku w polu przenoszonych obciążeń zgryzowych odpowiednio do wydolności fizjologicznej tkanek nośnych podłoża. Określają one wymagania konstrukcyjne dotyczące wyboru miejsc podparcia i typu zamocowania oraz elementów stabilizujących – kompensujących przemieszczenia protezy ruchomej (RPD). Szczególny wpływ na kierunkową koordynację i zakres dośluzówkowych przemieszczeń siodła ma oddalenie strefy podparcia na zębach filarowych od miejsca i wartości siły zgryzu obciążającej sztuczne zęby rozmieszczone w części skrzydłowej (1, 2, 3, 4, 5).

Wykazano to przy obciążaniu szeregu sztucznych zębów siodła siłą skupioną przykładaną mezjalnie, centralnie i dystalnie względem bliskiego oraz dalekiego podparcia ozębnowego. Rozpatrując podparcie bliskie przy zmianach miejsca obciążenia siodła, wyznaczano tzw. punkt krytyczny. Bez względu na wartość przykładanej siły lokalizowano go w 1/3 odległości między centralnym a dystalnym miejscem obciążenia. Począwszy od tego punktu, obciążenie siodła było w całości przenoszone za pośrednictwem błony śluzowej na powierzchnię kości wyrostka zębodołowego, a przyzębie zębów filarowych odbierało wyłącznie oddziaływania ekstruzyjne momentów sił zgryzu wyważających protezę skrzydłową (6).

Natomiast przy podparciu oddalonym lub dalekim, gdy odległość od zębów filarowych wzrastała, punkt krytyczny przesuwał się w stronę mezjalnego miejsca obciążenia siodła. Spadek nacisku wywieranego na tkanki przyzębia zębów filarowych odbywał się kosztem jego wzrostu w obszarze podłoża śluzówkowo-kostnego pod siodłem. Również poziomy zakres przemieszczeń, który sprzyja lokalnemu przeciążeniu kości wyrostka zębodołowego, zwiększał się wraz z oddaleniem od miejsca podparcia na zębach filarowych. Ponieważ są to zachowania niekorzystne dla czynności tkanek nośnych podłoża, podparcie ozębnowe powinno znajdować się możliwie blisko oddziaływania momentów sił zgryzu wyzwanych w części skrzydłowej.

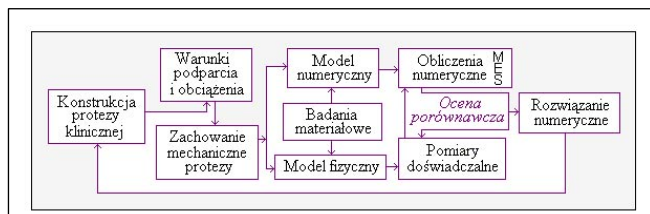
Cel pracy

Celem była zweryfikowana doświadczalnie analiza numeryczna rozkładu przemieszczeń – ugięć dośluzówkowych rozdzielonego kinematycznie siodła od strefy podparcia i zamocowania na zębach filarowych skrzydłowej protezy szkieletowej górnej.

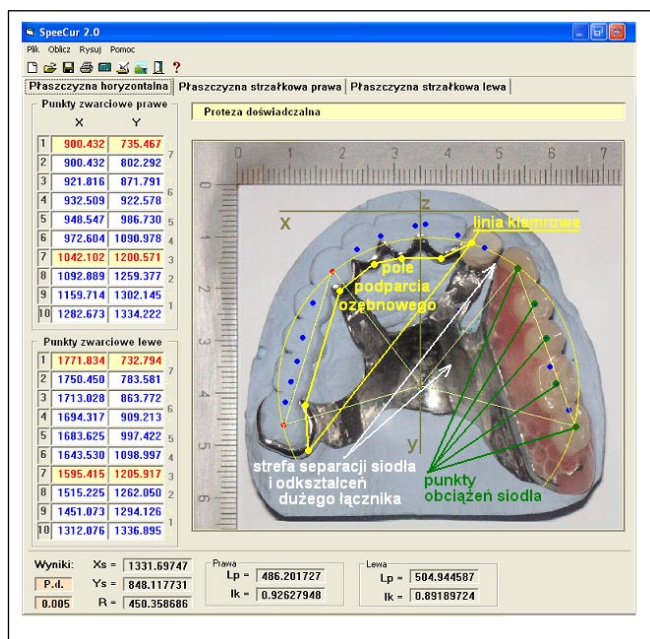
Materiał i metody

Przytoczone kryterium oceny przemieszczeń RPD odniesiono do odwzorowania zachowań mechanicznych protezy szkieletowej, w której zastosowano sprężyste odkształcenie płyty w strefie separacji i wycięcia dużego łącznika części skrzydłowej, przy nieregularnym rozmieszczeniu podparć i sztywnym zamocowaniu na zębach filarowych oraz zmiennym obciążeniu siodła (7). Optymalną metodą w tych warunkach było zastosowanie techniki hybrydowej badania (8, 9). Polegała ona na przeprowadzeniu symulacji numerycznej przemieszczeń metodą elementów skończonych (MES) na dyskretnym modelu obliczeniowym protezy szkieletowej z uwzględnieniem rzeczywistych własności mechanicznych odlewanych materiałów łączników (10, 11). Natomiast wiarygodność rozwiązania numerycznego poddano weryfikacji w pomiarach na modelu fizycznym – replice doświadczalnej konstrukcji protezy klinicznej w układzie przetworników mechano-elektrycznych (12) (ryc. 1).

Dla powiązania zdefiniowanych klinicznie warunków brzegowych podparcia, zamocowania i obciążenia protezy z kierunkową orientacją ich odwzorowania na modelu numerycznym, założono prawoskrętny układ współrzędnych kartezjańskich x, y, z . Przyjęto go jako wspólny – globalny układ odniesienia rekonstrukcji protetycznej górnego łuku zębowego w obliczeniach numerycznych i pomiarach doświadczalnych. Zorientowano go względem płaszczyzny zwarcia z osią x styczną do siekaczy przyśrodkowych i osią y symetrii funkcjonalnej łuku zębowego oraz pionową osią z . Wyznaczono je w projekcji horyzontalnej procedury pomiarowo-obliczeniowej parametrów geometrii zwarcia w oprogramowaniu *SpeeCur 2.0* (13, 14) (ryc. 2).



Ryc. 1. Schemat techniki hybrydowej badania zastosowanej w odwzorowaniu zachowań mechanicznych skrzydłowej protezy szkieletowej górnej o rozdzielonej kinematyce.



Ryc. 2. Konstrukcja skrzydłowej protezy szkieletowej górnej z rozdzieloną kinematyką siodła w układzie współrzędnych x , y , z , wyznaczonym względem płaszczyzny zwarcia w procedurze pomiarowo-obliczeniowej SpeeCur 2.0.

Model numeryczny

Odwzorowanie złożonego kształtu protezy skrzydłowej w postaci modelu numerycznego do obliczeń MES, wymagało zamiany powierzchni ciągłej (continuum) cienkiej metalowej powłoki szkieletu pokrywającej tkanki podłoża na dyskretną. Mając na względzie cel użytkowy, proces ten uproszczono przez zastosowanie metody skanowania punktów rozproszonych na gipsowym modelu podłoża. Za najwygodniejszy i wystarczająco dokładny uznano system digitalizacji MicroScribe™ G2X o rozdzielczości 0.23 mm w przestrzeni 50-calowej sfery (ISO 10360-2: 94, kalibracja Immersion Corp. CA, USA). Zwłaszcza, że może być wykorzystany

w pomiarach na każdym etapie analizy paralelometrycznej, projektowania, kontroli kształtowania woskowego wzorca i odlewu metalowej konstrukcji protezy szkieletowej. Z kolei rekonstrukcję protezy warunków zgryzowych można powiązać z przestrzenną diagnostyką pomiarów zmiennych kefalometrycznych opracowaną w tym samym systemie digitalizacji 3D-MicroScribe (15, 16).

Do generowania modelu numerycznego przygotowano współpracujący ze skanerem program komputerowy *Protoskop*, który pobierał i przetwarzał dane pomiarowe współrzędnych punktów referencyjnych topografii podłoża na regularną siatkę elementów o zadanej gęstości węzłów, opisujących kształt zaprojektowanej protezy w następującej kolejności:

- obrys zewnętrzny, w tym głębokość wycięcia w strefie odkształcenia dużego łącznika,
- linie zasięgu siodła i otworów zamkniętych przebiegiem łączników z zębami filarowymi,
- obszar wewnętrzny w obrysie protezy z wyodrębnieniem powierzchni dośluzówkowej siodła,
- punkty podparcia i zamocowania na zębach filarowych,
- punkty obciążenia szeregu sztucznych zębów rozmieszczonych na siodle.

W procesie dyskretyzacji wyznaczano warstwicę, tzn. linie poziome aproksymujące punkty o porównywalnych wartościach współrzędnych z . Odzwierciedlały one topografię podłoża protezy z wyznaczonymi węzłami w układzie powłokowym trójkątnych elementów płaskich. Przyjęto je jako najbardziej odpowiednie do modelowania i wygładzania kształtu siatki MES przy dowolnym zakrzywieniu powierzchni zębów filarowych i podłoża śluzówkowo-kostnego.

Uprościło to geometryczny podział cienkiej metalowej powłoki szkieletu na elementy o skończonej liczbie węzłów wyznaczonych w obrębie powierzchni środkowej, tzn. warstwy obojętnej w stanie giętnym łączników, równo oddalanej od powierzchni dośluzówkowej i jamy ustnej właściwej. Oznaczało to, że w ograniczonej węzłami powierzchni środkowej, trójkątne elementy płaskie podlegały oddziaływaniom sił rozciągających lub ściskających jak w tarczy i zginających cienką płytę. Odpowiadały im uogólnione przemieszczenia

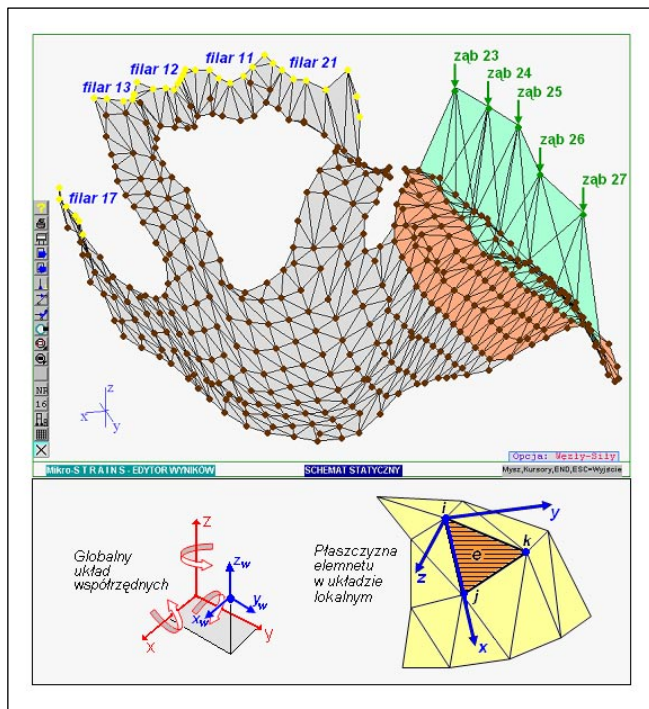
elementów w węzłach proporcjonalnie do poziomu naprężeń/odkształceń w zależności od rozkładu momentów gnących przenoszonych sił zgryzu, odsuniętych wzdłuż prostych normalnych o połowę grubości łączników z zębami filarowymi i kontaktu z tkankami miękkimi podłoża (10, 11, 12, 17).

W związku z tym geometrię modelu numerycznego uzupełniano o charakterystykę materiałową:

- moduł sprężystości 180 GPa oszacowany w pomiarach parametrów wytrzymałościowych podczas rozciągania i zginania odlewane materiału łączników (stopu CoCrMo),
- współczynnik Poissona 0.29 z danych producenta stopu WTX 11950,
- uśredniony wymiar grubości łączników 0.45 mm z pomiarów na protezie doświadczalnej.

Efektom postępowania dyskretyzacyjnego był kompletny model numeryczny zaprojektowanej konstrukcji protezy klinicznej z wyznaczonymi węzłami w trzech grupach (ryc. 3):

- podpory stałe, nieprzesuwne (oznaczone na żółto), jako klinicznie zdefiniowane miejsca podparcia i zamocowania ozębnowego protezy na zębach filarowych 21, 11, 12, 13 i 17; w



Ryc. 3. Odwzorowanie złożonego kształtu protezy szkieletowej w postaci siatki MES o 800 trójkątnych elementach płaskich i 522 węzłach zorientowanych w lokalnym układzie współrzędnych x, y, z .

węzłach tych zablokowano przemieszczenia liniowe w kierunkach osi globalnych x, y, z , natomiast przemieszczenia kątowe, tzn. obroty wokół osi w węzłach były dozwolone,

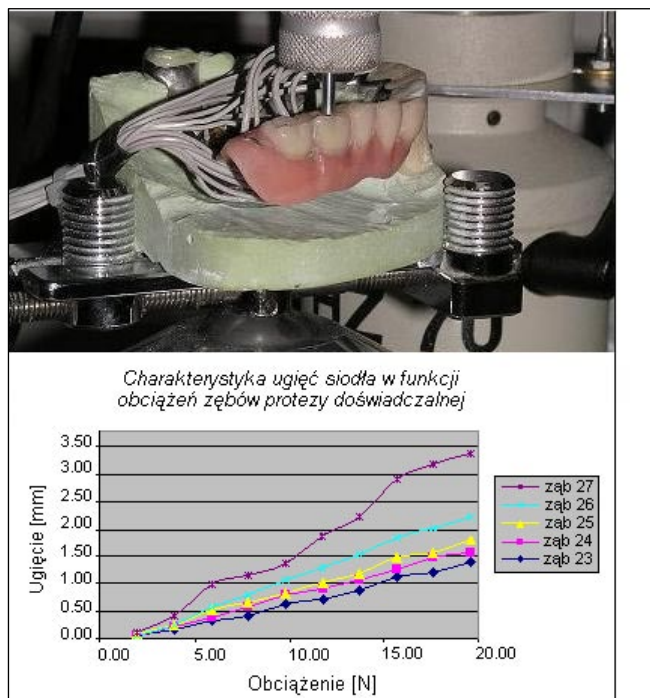
- węzły z obciążeniem siłą skupioną przykładaną kolejno do sztucznych zębów siodła od 23 do 27 (zielone); kierunek obciążenia – oś globalna z prostopadła do płaszczyzny zwarcia,
- węzły w obrębie łączników odpowiadające kontaktom z podłożem śluzówkowo-kostnym (brązowe), a także nieliczne węzły w strefie połączenia z zębami filarowymi (nieobciążone i nie podparte), które zorientowano w lokalnym układzie współrzędnych x, y, z .

Po transformacji na lokalny układ osi x, y, z , który wyznaczono względem płaszczyzny każdego elementu trójkątnego, otrzymywano zapis w języku problemowo-zorientowanym. Stanowił on źródło danych do obliczeń MES w systemie analizy konstrukcji *Mikro-STRAINS*. W obliczeniach numerycznych kontrolował on wpływ zmian miejsca i wartości obciążenia siodła w przyjętych warunkach brzegowych podparcia i zamocowania ozębnowego protezy w modelowanym układzie na przemieszczenia dośluzówkowe części skrzydłowej (17, 18, 19).

Wyniki i ich metrologiczna ocena porównawcza

Kolejność symulacji przemieszczeń części skrzydłowej przeprowadzono analogicznie do tensometryczno-indukcyjnościowych pomiarów naprężeń/odkształceń łączników w zależności od ugięć siodła protezy doświadczalnej pod wpływem zmian obciążenia do wartości 19.62 N. Przykładano je w kierunku osi globalnej z (prostopadle do płaszczyzny zwarcia) w pięciu punktach na powierzchniach żujących sztucznych zębów siodła od 23 do 27 (12) (ryc. 4).

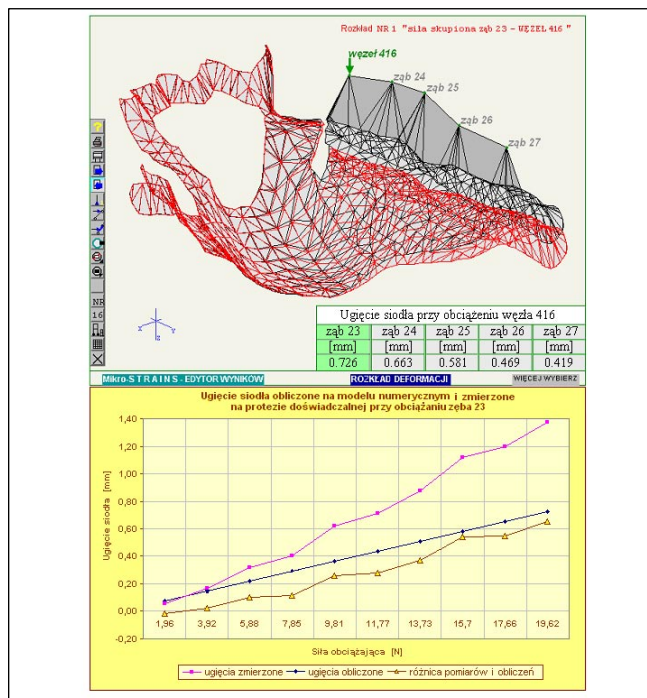
Podobnie deformację układu powłokowego protezy w zależności od rozkładu przemieszczeń elementów w węzłach odwzorowano przy symulowanej sile zgryzu 19.62 N przenoszonej przez łączniki na zęby filarowe. Do każdego rozkładu przemieszczeń dołączono zestawienie lokalnych wartości ugięć siodła względem punktow węzłowych zrzuconych ortogonalnie na powierzchnię tkanek miękkich podłoża w układzie powłokowym siatki MES.



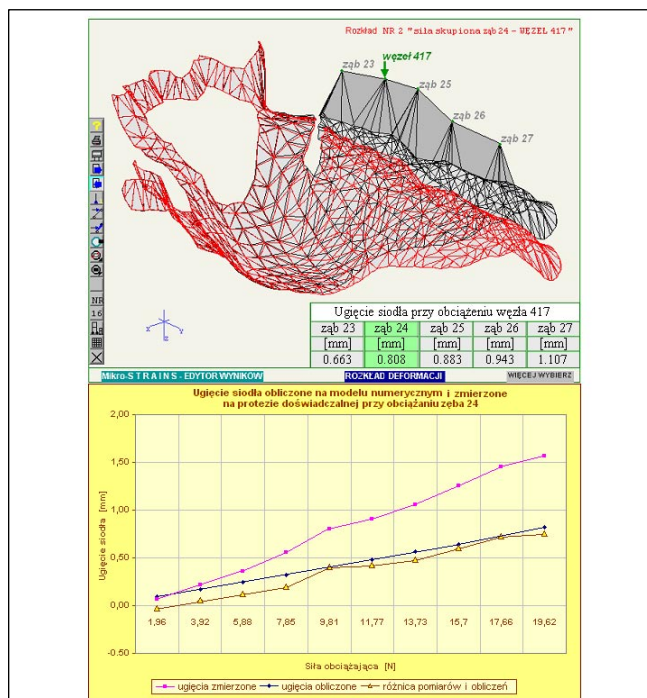
Ryc. 4. Pomiar ugięć siodła protezy doświadczalnej pod wpływem przyrostu symulowanych obciążeń zgryzowych co 1,96 N do wartości 19,62 N przykładowych do sztucznych zębów w części skrzydłowej od 23 do 27.

Odpowiadały one węzłom rozmieszczonym na powierzchniach żujących sztucznych zębów protezy: 23 – węzeł 416, 24 – węzeł 417, 25 – węzeł 418, 26 – węzeł 419, 27 – węzeł 420. Natomiast na wykresach porównano przyrosty ugięć obliczonych na modelu numerycznym z wartościami uzyskanymi z pomiarów na protezie doświadczalnej w pięciu seriach obciążeń rosnących co 1.96 N w przedziale 0→19.62 N przykładowych kolejno do zębów siodła od 23 do 27 (ryc. 5, 6, 7, 8, 9).

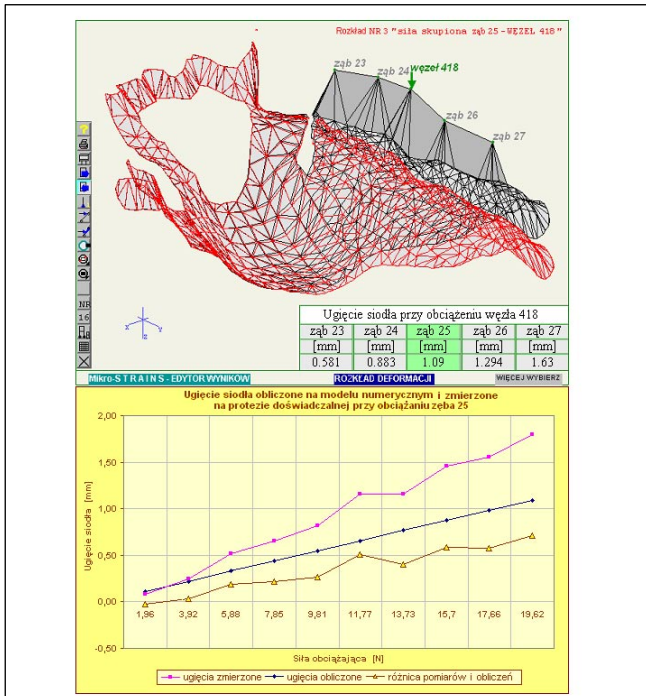
Ponadto w każdej serii obciążeń wyznaczono różnice między wartością ugięcia zmierzonego a obliczonego pod kolejnym zębem siodła. Poziom rozbieżności obliczeń numerycznych z danymi doświadczalnymi oszacowano na podstawie procentowego porównania ich różnicy względem wartości zmierzonych, a także przeciętnej rozbieżności względnej wyznaczonej łącznie dla pięciu serii obciążeń. Wartości średnie różnicy ugięć zmierzonych i obliczonych oraz rozbieżności względnej liczono z oszacowaniem niepewności standardowej uzyskanych wyników przy współczynniku rozszerzenia $k = 2$ dla poziomu ufności $\alpha = 0.95$ (20) (tab. I).



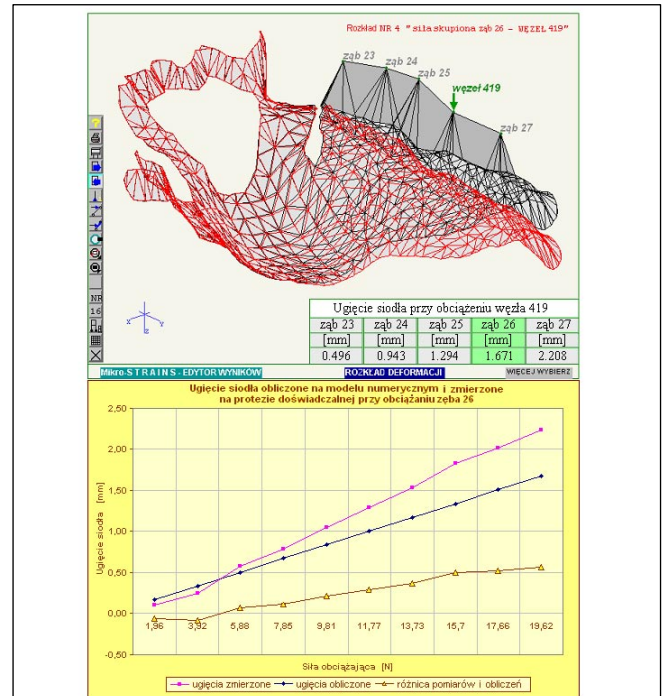
Ryc. 5. Deformacja układu powłokowego protezy wywołana ugięciem siodła pod zębem 23 (węzeł 416) obciążonym siłą 19.62 N i zębami nie obciążonymi 24, 25, 26, 27 w porównaniu z ugięciem zmierzonym oraz jego różnicą przy przyroście co 1.96 N.



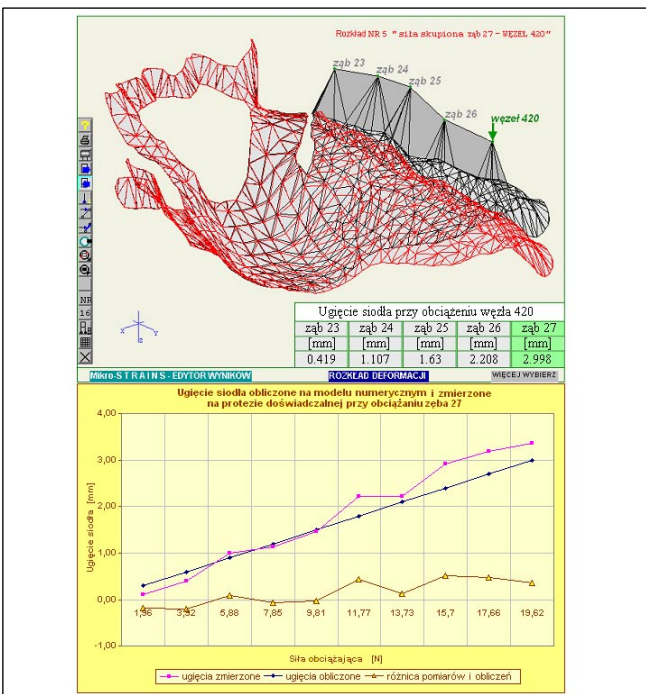
Ryc. 6. Deformacja układu powłokowego protezy wywołana ugięciem siodła pod zębem 24 (węzeł 417) obciążonym siłą 19.62 N i zębami nie obciążonymi 23, 25, 26, 27 w porównaniu z ugięciem zmierzonym oraz jego różnicą przy przyroście co 1.96 N.



Ryc. 7. Deformacja układu powłokowego protezy wywołana ugięciem siodła pod zębem 25 (węzeł 418) obciążonym siłą 19.62 N i zębami nie obciążonymi 23, 24, 26, 27 w porównaniu z ugięciem zmierzonym oraz jego różnicą przy przyroście co 1.96 N.



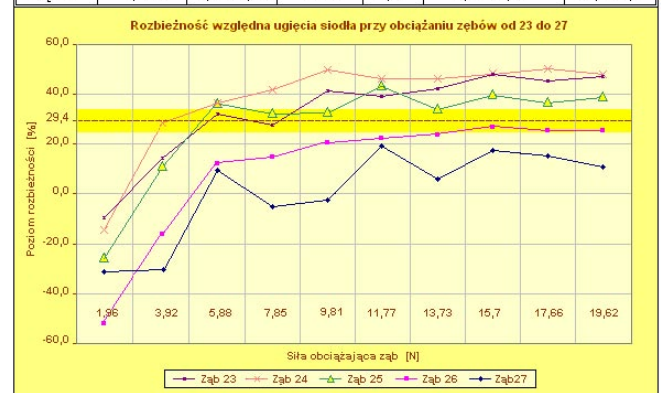
Ryc. 8. Deformacja układu powłokowego protezy wywołana ugięciem siodła pod zębem 26 (węzeł 419) obciążonym siłą 19.62 N i zębami nie obciążonymi 23, 24, 25, 27 w porównaniu z ugięciem zmierzonym oraz jego różnicą przy przyroście co 1.96 N.



Ryc. 9. Deformacja układu powłokowego protezy wywołana ugięciem siodła pod zębem 27 (węzeł 420) obciążonym siłą 19.62 N i zębami nie obciążonymi 23, 24, 25, 26 w porównaniu z ugięciem zmierzonym oraz jego różnicą przy przyroście co 1.96 N.

Tabela I. Zestawienie ugięć zmierzonych i obliczonych z ich różnicą oraz poziomem rozbieżności względnej w zależności od przyrostu obciążenia co 1,96 N w przedziale 0,00→19,62 N przykładanego do poszczególnych zębów siodła od 23 do 27.

Obciążenie rosnące co 1,96 N 0→19,62 N	Ugięcia zmierzone		Ugięcia obliczone		Różnica przyrostów ugięć zmierzonych i obliczonych [mm]	Rozbieżność względna [%]
	maksymalne [mm]	przyrost [mm]	maksymalne [mm]	przyrost [mm]		
ząb 23	1,379	0,14±0,04	0,726	0,07	0,29±0,16	36,7±7,8
ząb 24	1,561	0,16±0,04	0,808	0,08	0,38±0,19	43,1±5,3
ząb 25	1,799	0,19±0,05	1,09	0,11	0,35±0,18	35,3±6,8
ząb 26	2,235	0,20±0,03	1,671	0,17	0,28±0,14	21,3±4,3
ząb 27	3,367	0,34±0,13	2,998	0,3	0,24±0,14	10,7±3,8



Przedstawione w tabeli i na wykresach zestawienia porównawcze wyników obliczeń numerycznych z danymi doświadczalnymi ugięć dośluzówkowych siodła charakteryzowało zróżnicowanie w każdej z pięciu serii obciążeń. Przy stałym przyroście symulowanej siły zgryzu przykładanej kolejno do sztucznych zębów siodła, różnica wartości ugięcia między pomiarami a obliczeniami miała tendencję rosnącą. Wartości średnie różnicy przyrostów zmierzonych i obliczonych zmieniały się w zależności od miejsca i wartości obciążenia, a tym samym ugięcia siodła i wynosiły: 0.29 ± 0.16 mm przy obciążeniu zęba 23, 0.38 ± 0.19 mm przy obciążeniu zęba 24, 0.35 ± 0.18 mm przy obciążeniu zęba 25, 0.28 ± 0.14 mm przy obciążeniu zęba 26 i 0.24 ± 0.14 mm przy obciążeniu zęba 27.

Odpowiadały im zmiany poziomu rozbieżności względnej, tzn. różnicy ugięcia między pomiarami a obliczeniami względem wartości zmierzonej, wyrażonej w% dla każdej z pięciu serii obciążeń. Wartości średnie rozbieżności względnej malały od $43.1 \pm 5.3\%$ dla zęba 24 oraz zbliżonych wartości $36.7 \pm 7.8\%$ i $35.3 \pm 6.8\%$ dla zęba 23 i 25 do wartości $21.3 \pm 4.3\%$ w serii obciążeń zęba 26 i zaledwie $10.7 \pm 3.8\%$ dla zęba 27.

Relatywnie porównywalne wartości rozbieżności występujące przy wzrastającym obciążeniu pierwszych trzech zębów 23, 24 i 25 odpowiadały niewielkim wzrostom ugięć zmierzonych i obliczonych. Natomiast o prawie połowę niższy poziom rozbieżności występował przy zdecydowanym wzroście ugięć zmierzonych i obliczonych podczas serii obciążeń zęba 26, a prawie czterokrotnie niższy podczas przyrostów ugięcia siodła przy ekstremalnym obciążeniu zęba 27 na jego końcu w strefie guza wyrostka zębodołowego szczęki.

Reasumując można stwierdzić, że przeciętna rozbieżność między obliczeniami numerycznymi a pomiarami doświadczalnymi oszacowana na poziomie $29.4 \pm 4.9\%$ zależała od stopnia oddalenia miejsca i wartości obciążenia przenoszonego na zęby filarowe, czego konsekwencją był wzrost ugięć siodła. Ograniczała je sztywność układu łączników odpowiednio do lokalnego wymiaru grubości i własności mechanicznych odlewanej materiału metalicznego (stopu CoCrMo). Warunkowała je jakość cienkościennego odlewu i jego struktura uzyskiwana w wyniku krystalizacji pierwotnej materiału

metalicznego łączników kształtowanych termicznie metodą traconego wosku (21, 22). Potwierdzały to pomiary porównawcze parametrów wytrzymałościowych podczas statycznej próby zginania i rozciągania w odniesieniu do danych producenta stopu WTX 11950 oraz metrologicznej oceny poziomu naprężeń względem odkształceń łączników w zależności od ugięć siodła w pomiarach doświadczalnych (11, 12).

Nie bez znaczenia były skończone rozmiary czujników mechano-elektrycznych ograniczone czułością przetwarzania tensometryczno-indukcyjnościowego mierzonych wielkości. Ponadto uwzględniając zastosowane uproszczenia w modelowaniu numerycznym złożonego kształtu konstrukcji protezy szkieletowej, przy uśrednieniu zróżnicowania jej grubości i oszacowaniu rzeczywistej wartości modułu sprężystości, które przyjęto do obliczeń, można uznać występujący poziom rozbieżności za całkowicie dopuszczalny i uzasadniony.

Dyskusja

Zweryfikowane doświadczalnie rozwiązanie numeryczne zakresu ugięć dośluzówkowych siodła wykazało istotne zróżnicowanie przy tej samej wartości zmian jego obciążenia w pięciu punktach węzłowych od 416 do 420 odpowiadających sztucznym zębom protezy od 23 do 27. Zwiększająca się odległość miejsca obciążenia siodła od jego separacji i wycięcia dużego łącznika w strefie odkształcenia wzdłuż linii klamrowej ograniczającej pole podparcia ożębnowego, wpływała na wartość i rozkład momentów gnących. Tym samym powodowała proporcjonalnie zmiany przemieszczeń dociskających siodło do tkanek miękkich podłoża. O ile ugięcia pod obciążonymi zębami 23 i 24 na początku siodła oraz pod zębem środkowym 25 były relatywnie małe, o tyle pod zębami 26 i 27 na jego końcu zdecydowanie rosły.

Podobnie w pomiarach doświadczalnych wskazywało to na przekroczenie punktu krytycznego w 1/3 odległości między centralnym a dystalnym obciążaniem siodła, tzn. między sztucznymi zębami 25 a 26, jak przy podparciu bliskim. Interesujące, że występował on dokładnie w tym miejscu mimo braku bezpośredniego połączenia siodła z zębem filarowym 21 ograniczającym brak skrzydłowy. Z

tęgo względu lokalizacja punktu krytycznego powinna być bardziej zbliżona do konstrukcji protezy skrzydłowej z podparciem oddalonym, a nawet dalekim. Również odsunięcie siodła od bezpośredniego połączenia protezy z filarem 21 o szerokość sztucznego zęba 22 z patrycą zamocowania precyzyjnego, a także odseparowanie pozostałych pięciu sztucznych zębów od 23 do 27 przez wycięcie dużego łącznika umożliwiające jego odkształcenie, nie miały istotnego wpływu na rozkład przemieszczeń części skrzydłowej.

W ocenie sprawności czynnościowej zaprojektowanej konstrukcji protezy klinicznej podczas żucia, zróżnicowanie zakresu ugięć siodła można odnieść lokalnie do rozkładu grubości błony śluzowej pokrywającej bezzębny odcinek skrzydłowy wyrostka zębodołowego. Wynosi ona przeciętnie od 2.5÷2.6 mm w strefie kła i zębów przedtrzonowych do 4.2÷5.4 mm w obrębie zębów trzonowych i guza szczęki (23). A zatem morfologiczne zwiększenie grubości błony śluzowej odpowiadało wzrostowi ugięć siodła o czynnościowo ukształtowanym zasięgu w zależności od zmian obciążenia. Sprzyja to równomiernemu rozproszeniu energii odkształcenia przenoszonej za pośrednictwem błony śluzowej na powierzchnię kości wyrostka zębodołowego.

Wnioski

W oparciu o przeprowadzoną analizę numeryczną przemieszczeń skrzydłowej protezy szkieletowej górnej o rozdzielonej kinematyce, można sformułować następujące wnioski:

1. Separacja siodła i wycięcie płyty w strefie odkształcenia dużego łącznika wzdłuż linii klamrowej, efektywnie ogranicza lokalny zakres przemieszczeń części skrzydłowej dociskanej do podłoża śluzówkowo-kostnego proporcjonalnie do miejsca i wartości siły zgryzu przenoszonej na zęby filarowe.
2. Sztywność układu łączników w polu podparcia i zamocowania ozębnego po przeciwnej stronie linii klamrowej, zapobiega osiadaniu protezy skrzydłowej przez zróżnicowanie wartości ugięć, a tym samym wyrównanie nacisku odpowiednio do rozkładu grubości błony śluzowej i zasięgu siodła w bezzębnym odcinku wyrostka zębodołowego i guza szczęki.

Piśmiennictwo

1. *Kerschbaum T.*: Długotrwałość wyników leczenia protetycznego i konsekwencje. Protezy częściowe. Urban & Partner, Wrocław 1997.
2. *Marxkors R.*: Mastering the precision removable partial denture. Part one. Basic reflections about construction. & Part two. Connection of partial dentures to the abutment teeth. J Dent. Technol., 1997, 14, 24-30, 34-39.
3. *Davenport J. C., Basker R. M., Heath J. R., Ralph J. P., Glantz P. O.*: A clinical guide to removable partial dentures. British Dental Association, London 2000.
4. *Budkiewicz A.*: Protezy szkieletowe. PZWL, Warszawa 2004.
5. *Wöstmann B.*: Proteza szkieletowa – uzupełnienie protetyczne zalecane w stomatologii wieku podeszłego?, Quintessence, 2008, 3, 163-172.
6. *Ludwig P.*: Kinematik und Belastungsverteilung abgestützter Freidendprothesen. Dtsch. zahnärztl. Z., 1976, 31, 547-554, 612-620, 774-782 und 1979, 34, 251-259.
7. *Michalski W.*: Zastosowanie sprężystego odkształcenia płyty w konstrukcjach szkieletowych protez skrzydłowych szczęki. Protet. Stomatol., 2001, 6, 360-366.
8. *Laerman K. H.*: Hybrid techniques in experimental solid mechanics. Springer, Wien 2000, 2-70.
9. *Barzykowski J.*: Współczesna metrologia – zagadnienia wybrane. WNT, Warszawa 2004.
10. *Michalski W.*: Zastosowanie systemów numerycznych do oceny skrzydłowych protez szkieletowych górnych o rozdzielonej kinematyce. Rozprawa doktorska. Warszawa 2009.
11. *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.
12. *Michalski W.*: Pomiary doświadczalne do weryfikacji symulacji numerycznej zachowań mechanicznych skrzydłowej protezy szkieletowej górnej o rozdzielonej kinematyce. Protet. Stomatol., 2011, 4, 255-267.
13. *Michalski W., Bączkowski B., Michniowski Z.*: Geometryczny aspekt powierzchni zwarcia w analizie i ocenie porównawczej. Protet. Stomatol., 2002,

- 5, 264-272.
14. *Michalski W., Zadurska M., Michniowski Z., Michalski P., Jasiniewski A.*: Postępowanie protezyczne w leczeniu porozszczepowego ciężkiego niedorozwoju szczęki. *Protet. Stomatol.*, 2003, 6, 358-367.
 15. *Ow R. K., Djeng S. K., Ho C. K.*: The relationships of upper facial proportions and the plane of occlusion to anatomic reference planes. *J. Prosthet. Dent.*, 1989, 61, 727-733.
 16. *Nagasaki S., Fujimura T., Segoshi K.*: Development of non-radiographic cephalometric system. *Europ. J. Orthodont.*, 2003, 25, 77-85.
 17. *Michalski W., Michniowski Z., Gryszkiewicz M., Chwaleba A.*: Symulacja numeryczna zachowań mechanicznych skrzydłowej protezy szkieletowej górnej z rozdzieloną kinematyką siodła. Część I. Założenia przestrzennego modelu obliczeniowego. *Protet. Stomatol.*, 2006, 2, 141-150.
 18. *Gryszkiewicz M.*: System analizy konstrukcji Mikro-STRAINS. Podręcznik użytkownika. EM-ES Programy-Komputery, Warszawa 2004.
 19. *Meyer C., Scordelis A. C.*: Computer program for prismatic folded plates with plate and beam elements. University of California, Berkeley 1980.
 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. *Hajduga M., Kosiba A.*: Makro- i mikroskopowe wady odlewnicze metalicznych uzupełnień protezycznych. *Mechanika w Medycynie.*, 2004, 7, 141-147.
 22. *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.
 23. *Niedermeier W.*: Kinematyka protez. Protezy częściowe. Wydawnictwo Medyczne Urban & Partner, Wrocław 1997.

Zaakceptowano do druku: 25.X.2011 r.

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

© Zarząd Główny PTS 2012.