

Biomechaniczne warunki okluzyjne narządu żucia w warunkach normy fizjologicznej i po całkowitej utracie uzębienia – w świetle piśmiennictwa oraz na podstawie badań własnych

**Biomechanical masticatory occlusion under the conditions of physiological
norm and after a complete loss of teeth – in the light of the literature and on
the basis of the authors' own study**

Grażyna Wiśniewska, Magdalena Orczykowska

Katedra i Zakład Protetyki Stomatologicznej, Collegium Medicum, Uniwersytet Jagielloński

Kierownik: dr hab. G. Wiśniewska

HASŁA INDEKSOWE:

occlusion, bite force, biomechanics, edentulism

KEY WORDS:

okluzja, siły żucia, biomechanika, bezzębie

Streszczenie

Biomechaniczne warunki narządu żucia określone są na podstawie analizy okluzji, stanu napięcia i pracy mięśni oraz dynamiki stanów artkulacyjnych żuchwy. Układ ten w warunkach normy fizjologicznej może pracować bez zakłóceń jedynie wówczas, jeżeli poszczególne jego człony są w pełni sprawne i pracują zgodnie z anatomicznym i fizjologicznym przeznaczeniem. W warunkach normy fizjologicznej praca i napięcie mięśni odpowiedzialnych za ruchy żuchwy jest koordynowana poprzez ośrodkowy układ nerwowy, a przebieg ruchów uzależniony jest od budowy i indywidualnych cech topograficznych stawów skroniowo-żuchwowych (s-ż), kształtu łuków zębowych, przebiegu powierzchni okluzyjnej, wysokości zwarcia oraz rzeźby powierzchni żujących zębów. Warunki biomechaniczne definiowane dla przypadków w normie fizjologicznej, ulegają radykalnej zmianie w momencie całkowitej utraty uzębienia. U pacjentów bezzębnych dochodzi do zmian zanikowych w zakresie podłoża kostnego i tkanek miękkich oraz zaburzeń funkcji układu mięśniowo-nerwowego i stawów s-ż. Ma to związek z brakiem mechanicznych bodźców

Summary

Biomechanical masticatory conditions are determined based on the analysis of occlusion, the state of tension and muscle function, and dynamics of the jaw articulation states. This system under conditions of physiological norms can function without disturbances only if its individual elements are fully effective and function according to their anatomy and physiology. The sequence of motions depends on the construction and individual topographic features of the temporomandibular joints, the shape of the dental arches, the course of the occlusal surface and the vertical dimension and sculpture of occlusal surfaces of teeth. Biomechanical conditions, specified for cases of physiological norms, undergo radical change with total loss of teeth. In edentulous patients atrophic changes in bone denture foundation and soft tissue occur, as well as disorders of the musculoskeletal and nervous systems, and temporomandibular joints. This is associated with the lack of mechanical stimuli function, which provides the function of chewing. Edentulous patients show a 50% decrease in the electrical activity of muscles, as compared to

czynnościowych, jakich dostarcza czynność żucia. U osób bezzębnych dochodzi do obniżenia aktywności elektrycznej mięśni o połowę w porównaniu do osób z uzębieniem naturalnym. Podobne obserwacje dotyczą wielkości generowanych sił okluzyjnych. Taki stan rzeczy wynika nie tylko ze złej stabilizacji protez na podłożu, ale jest związany ze zmianami zanikowymi w samych mięśniach. Zmiany te wskazują na skalę trudności w odtwarzaniu warunków biomechanicznych narządu żucia u pacjentów bezzębnych z zastosowaniem protez całkowitych. Własne obserwacje kliniczne i wyniki badań instrumentalnych wskazują, że po leczeniu protetycznym z zastosowaniem protez całkowitych wykonanych wg. systemu biofunkcjonalnego, dochodzi do uzyskania dobrego ich funkcjonowania w zakresie podstawowych zdań czyli żucia i mowy oraz poprawy biomechanicznych parametrów okluzji poprzez zwiększenie aktywności elektrycznej mięśni, a zwłaszcza symetryczności ich działania oraz wzrostu generowanych sił okluzyjnych. Potwierdza to, że z punktu widzenia biomechaniki narządu żucia, jest to metoda godna polecenia w trudnych przypadkach bezzębia szczęki i żuchwy pacjentów w wieku podeszłym.

Biomechanika, nazwana również mechaniką organizmów żywych to interdyscyplinarna nauka o ruchu oraz związanych z nim obciążeniach i ich skutkach, a także mechanizmach wywołujących stan ruchu.¹⁻⁶ Biomechanika medyczna, zwana również biomechaniką kliniczną zajmuje się zastosowaniem biomechaniki w profilaktyce, diagnostyce, leczeniu oraz rehabilitacji organizmu ludzkiego.^{2,7} W odniesieniu do stomatologii zasady biomechaniki klinicznej mają zastosowanie do analizy ruchów i obciążeń generowanych podczas rozlicznych funkcji w obrębie układu stomatognatycznego (US).

Biomechaniczne warunki narządu żucia określane są na podstawie analizy okluzji, stanu napięcia i pracy mięśni oraz dynamiki

those with natural dentition. A similar observation concerns the amount of generated forces. This is due not only to poor denture stability, but it is also associated with atrophic changes in the muscles themselves. The authors' own clinical observations and the results of instrumental investigations indicate that prosthetic treatment with complete dentures made by applying the biofunctional system, contributes to obtaining good functioning of the chewing and speech. It also improves the biomechanical parameters of the occlusion by increasing the electrical activity of muscles, in particular the symmetry of their operation and increase in generated occlusal forces. Our results confirm that in view of the biomechanics of the masticatory system, the presented method is highly recommended in difficult cases of edentulous maxilla and mandible in elderly patients.

stanów artykulacyjnych żuchwy.^{3,4,8-11} Układ ten w warunkach normy fizjologicznej może pracować bez zakłóceń jedynie wówczas, jeżeli poszczególne jego człony są w pełni sprawne i pracują zgodnie z anatomicznym i fizjologicznym przeznaczeniem. W warunkach normy fizjologicznej praca i napięcie mięśni odpowiedzialnych za ruchy żuchwy jest koordynowana poprzez ośrodkowy układ nerwowy, a przebieg ruchów uzależniony jest od budowy i indywidualnych cech topograficznych stawów skroniowo-żuchwowych (ssż), kształtu łuków zębowych, przebiegu powierzchni okluzyjnej, wysokości zwarcia, oraz rzeźby powierzchni żujących zębów. Parametry te pozostając w stanie normy w jednoznaczny sposób określają przestrzenne relacje żuchwy do szczęki

(a więc i przeciwstawnych łuków zębowych) we wszystkich jej położeniach zwarciovych i w trakcie ruchów wolnych. Regulacja napięcia mięśniowego i czasu skurczu lub rozkurczu odbywa się na drodze odruchów, wyzwalanych przez receptory znajdujące się we wrzecionach mięśniowych, ścięgnach, powięziach i torebce stawowej oraz w tkankach przyzębia, miazdze zębów i błonie śluzowej. Receptory te pobudzone są statyczną i dynamiczną pracą mięśni, a następnie przetwarzane w bodźce odruchowe, wychodzące z jądra ruchowego, znajdującego się w moście i przekazywane są do zakończeń nerwowych w mięśniach, co powoduje ich skurcz izometryczny lub izotoniczny. Mechanizm ten odgrywa ważną rolę regulatora biomechanicznych warunków żucia, decyduje bowiem o rozpoczęciu ruchu, jego nasileniu (sile napięcia mięśni) i kierunku, zapewniając precyzyjną kontrolę ruchów żuchwy.¹²⁻¹⁶ Przyjmuje się, że optymalny model okluzji z punktu widzenia biomechaniki to stan, w którym dochodzi do maksymalnego i równoczesnego kontaktu powierzchni zwarciovych zębów przy minimalnym napięciu mięśni.¹⁵⁻¹⁸

Napięcie mięśni można zmierzyć za pomocą elektromiografii, która poprzez rejestrację ich aktywności bioelektrycznej pozwala na zbadanie:

- symetrii czynnościowej mięśni homologicznych,
- synergii działania grup mięśni agonistycznych i antagonistycznych,
- kolejności i stopnia udziału poszczególnych mięśni w określonych ruchach.^{19,20-29}

Na podstawie badań elektromiograficznych u osób ogólnie zdrowych, u których występowały prawidłowe warunki okluzyjne, określono iż potencjały elektryczne mięśni żwaczy będące wyrazem stanu ich napięcia osiągają wartość 1,4-1,9 μV w ułożeniu spoczynkowym żuchwy, 2,8 μV w pozycji okluzji centralnej oraz 210 μV u mężczyzn i 150 μV u kobiet podczas maksymalnego nagryzania. Natomiast mięśnie

skroniowe generują w ułożeniu spoczynkowym żuchwy wartość 1,9 μV , w pozycji okluzji centralnej 6,5 μV , a podczas maksymalnego nagryzania 181,9 μV .²¹ Wartości te przyjmuje się jako normę fizjologiczną.

Według nomenklatury używanej w biomechanice siły generowane przez mięśnie żwaczowe, przekazywane na kontakty międzyzębowe podczas zwarcia zębów szczęki i żuchwy, określane są jako siły okluzyjne (zwarciovowe). Wielkość tych sił należy do najczęściej badanych parametrów biomechaniki układu stomatognatycznego, co wynika z łatwej dostępności do badanego obszaru i stosunkowo prostych technik pomiarowych. Dane uzyskane z tych pomiarów dotyczące wartości sił zwarciovych generowanych w narządzie żucia są jednak różne, gdyż zależą zarówno od cech zastosowanego siłomierza, jak też wielu czynników zmiennych jak: stopnia zmęczenia mięśni unoszących żuchwę, zmiany kąta odwodzenia oraz wielkości rozwarcia szczęk w końcowej fazie pomiaru.^{4,5,10,30-44} Uwzględnienie tych wartości w konstrukcji urządzeń zwanych siłomierzami jest ważnym elementem ich przydatności w prowadzonych analizach biomechaniki narządu żucia.^{4,37,38}

Wartości sił zgryzowych zależą także od indywidualnych cech morfologii twarzoczaszki – i tak osoby o dużym przednio-tylnym wymiarze twarzy, dużym kącie międzysiecznym, zwiększonym wymiarze dolnego odcinka twarzy, generują relatywnie wysokie wartości sił zgryzowych.^{30,45-47} Średnie wartości maksymalnych sił zgryzowych mierzone z zastosowaniem specjalnej konstrukcji siłomierza^{4,5,31,37} u osób zdrowych wynoszą w okolicy zębów siecznych ok. 200N u kobiet i 260N u mężczyzn w okolicy zębów trzonowych odpowiednio 260N i 380N.^{4,5,10,37}

Zarówno praca mięśni, jak i siły przez nie generowane są ściśle skorelowane z morfologicznymi parametrami okluzji. Za normę określającą warunki okluzji centralnej przyjmuje się

kontakty zębowe w bocznych strefach podparcia odpowiadające pierwszej klasie Angle'a, przy czym maksymalne zaguzkowanie zębów (okluzja centralna) występuje w płaszczyźnie środkowej, co przestrzennie odpowiada położeniu żuchwy w pozycji centralnej. Zęby żuchwy kontaktują się wtedy ze swoimi odpowiednikami w szczęce oraz zębami stojącymi wcześniej w łuku, z wyjątkiem dolnych zębów siecznych przyśrodkowych, natomiast zęby szczęki kontaktują się ze swoimi odpowiednikami w żuchwie i z zębami stojącymi dystalnie, z wyjątkiem ostatnich zębów trzonowych górnych. Z funkcjonalnego punktu widzenia za prawidłowy kontakt, uznaje się nożycowe zachodzenie zębów siecznych górnych ok. 2,0 mm w kierunku pionowym (zachodzenie sieczne) i w kierunku przednio-tylnym (tzw. pole okluzyjne). Odległość ta zapewnia kontakt pomiędzy powierzchnią podniebienną zębów siecznych górnych i brzegami siecznymi zębów dolnych, podczas mocnego zaciśnięcia zębów bocznych, tj. przy znacznej sile zwarciowej. Jako prawidłowy uznaje się również tzw. zgryz prosty, czyli liniowy kontakt brzegów siecznych zębów siecznych górnych i dolnych, w okluzji centralnej.^{12-14,16}

Na podstawie analizy wyników badań przeprowadzonych wśród licznej grupy osób bez zaburzeń i wad zgryzowych stwierdzono, że w około 10% przypadków występuje zgodność pomiędzy dotylnym (retruzyjnym) położeniem kontaktowym żuchwy a jej położeniem centralnym, czyli pozycją w maksymalnym zaguzkowaniu zębów. W pozostałych 90% przypadków stwierdza się brak takiej zgodności. Pomiędzy tymi dwoma położeniami żuchwy występuje fizjologiczny poślizg środkowy, zwany także poślizgiem centralnym. Poślizg pomiędzy dotylnym (retruzyjnym) położeniem kontaktowym żuchwy, a okluzją centralną odbywa się w płaszczyźnie środkowej, z równoczesnym kontaktem obustronnym zębów bocznych, bez przeszkód okluzyjnych.^{12-14,16} Odległość

pomiędzy dotylnym (retruzyjnym) położeniem kontaktowym żuchwy a maksymalnym zaguzkowaniem zębów jest wielkością indywidualną. W obydwu tych pozycjach powinien być zapewniony kontakt zębów bocznych, jednak bez kontaktu zębów przednich.

W pozycji okluzji centralnej dochodzi do równomiernego, bezpośredniego kontaktu zębów przeciwstawnych, co zapewnia zrównoważone obciążenie przyzębia, z przewagą sił działających w kierunku pionowym, tj. wzdłuż osi długich zębów w strefach podparcia. Taki stabilny kontakt w okluzji centralnej występuje w warunkach normy morfologicznej co zapewnia przestrzenne, wielopunktowe podparcie zębów przeciwstawnych, a także gwarantuje fizjologiczne przenoszenie sił okluzyjnych na kość wyrostków zębodołowych. Jest to korzystny układ z punktu widzenia biomechaniki, gdyż siły wywierane na zęby podczas aktu żucia zapewniają fizjologiczny nacisk na aparat zawieszeniowy zębów szczęki i żuchwy. W takich warunkach dochodzi do symetrycznej i zsynchronizowanej pracy mięśni żwaczowych.^{12-14,16} Na podstawie badań pacjentów z pełnym uzębieniem naturalnym przyjęto, że obciążenie obu stron łuku zębowego powinno wynosić po prawej i lewej jego stronie po pięćdziesiąt procent, co zapewnia symetryczne obciążenie i optymalny rozkład sił okluzyjnych.^{8,48-52}

Warunki biomechaniczne definiowane dla przypadków w normie fizjologicznej tj. z pełnymi łukami zębowymi i niezaburzonymi funkcjami narządu żucia, ulegają radykalnej zmianie w momencie całkowitej utraty uzębienia. U pacjentów bezzębnych dochodzi do zmian zanikowych w zakresie podłoża kostnego i tkanek miękkich oraz zaburzeń funkcji układu mięśniowo-nerwowego i stawów sz. Ma to związek z brakiem mechanicznych bodźców czynnościowych, jakich dostarcza czynność żucia. Z punktu widzenia biomechaniki planowaną rekonstrukcję uzębienia dodatkowo

komplikuje utrata warunków stabilizujących wzajemne relacje przestrzenne szczęki i żuchwy oraz odmienny zanik wyrostków zębo-
dołowych, co doprowadza do znacznej ich dysproporcji.^{14,53,54}

Głównym celem rehabilitacji protetycznej pacjentów bezzębnych jest przywrócenie warunków biomechanicznych narządu żucia poprzez zastosowanie rozwiązań konstrukcyjnych najbardziej sprzyjających realizacji tego celu. W szczególności dotyczy to dążenia do wytworzenia warunków dla zrównoważonej pracy mięśni poprzez równomierny rozkład sił przez nie generowanych, co musi być ściśle skorelowane z retencją protez na podłożu oraz odpowiednią konfiguracją powierzchni okluzyjnej. W związku z tym w kliniczno-laboratoryjnym postępowaniu protetycznym dąży się do takiego ukształtowania protez całkowitych, aby w trakcie czynności dochodziło do równomiernego kontaktu okluzyjnego zębów górnych i dolnych tak, aby powstające siły były skierowane pionowo i powodowały dociskanie uzupełnień protetycznych do podłoża.

Jest to zasadniczy wymóg biomechaniki funkcjonowania protez, jednak w praktyce trudny do spełnienia w niekorzystnych warunkach jakie występują w jamie ustnej pacjentów bezzębnych z powodu zmian morfologicznych i funkcjonalnych ujawniających się po utracie zębów szczególnie w wieku podeszłym. W dotychczasowych opracowaniach na ten temat podkreśla się konieczność stosowania specjalnych technik wyciskowych i takich metod ustawiania zębów, które mogą zapewnić optymalne warunki dla zrównoważonej okluzji.^{38,55-57}

Z obserwacji klinicznych wiadomo, że częstą przyczyną niepowodzeń w leczeniu pacjentów bezzębnych jest niewłaściwy dobór metod na etapie ustalania przestrzennych relacji – pionowych i poziomych – żuchwy względem szczęki i przenoszenia tych danych do laboratorium. Powszechnie stosowana w tym celu metoda anatomiczno-fizjologiczna z zastosowaniem

wzorników zwarciovych, wiąże się z możliwością popełnienia wielu błędów. Efektem tego jest zastosowanie protez, które nie spełniają swoich funkcji z powodu nieprawidłowo odtworzonych warunków okluzji. Stosując metodę wewnątrzustnej rejestracji zwarcia w połączeniu z techniką pomiarową z zastosowaniem łuku twarzowego, można precyzyjnie zamontować modele w stosunku do osi zawiasowych stawów sz i indywidualnie odtworzyć warunki okluzyjne w laboratorium.^{13,14,16,28,57} Słuszność takiego postępowania potwierdzają autorzy podający, że konstrukcje protetyczne wykonywane na takich systemach modelowych spełniają podstawowe wymogi określające biomechaniczne warunki funkcjonowania protez całkowitych.^{13,14,16,28,57,58}

Znaczący wpływ na retencję i stabilizację protez całkowitych, a zarazem jej funkcjonalną wydolność w trakcie aktu żucia i wyzwolane siły zwarciove, ma ukształtowanie powierzchni okluzyjnej związanej ze sposobem ustawienia zębów. Generalnie w rekonstrukcji uzębienia w protezach całkowitych obowiązuje koncepcja okluzji zrównoważonej, która zapewnia obustronne kontakty zębów zarówno po stronie pracującej, jak i balansującej, a także w obrębie zębów bocznych, przy poprzednich ruchach żuchwy. To zrównoważenie okluzji teoretycznie spełnia wymogi biostatyki, lecz w praktyce niekoniecznie gwarantuje stabilizację protez na podłożu podczas czynności narządu żucia z uwagi na złożoność zachodzących wówczas procesów, a w tym funkcji mięśni i stawów sz.¹²⁻¹⁴

Warunki okluzyjne mają istotny wpływ na pracę i napięcie mięśni oraz wielkość generowanych przez nie sił, nie tylko w odniesieniu do pełnego uzębienia naturalnego, lecz także do użytkowania protez z tym, że u pacjentów bezzębnych użytkujących protezy całkowite, praca i napięcie mięśni uzależnione jest od prawidłowej konstrukcji zastosowanych uzupełnień protetycznych i ich właściwej stabilizacji

na podłożu. Badania dotyczące poziomu elektrycznej aktywności mięśni u osób bezzębnych użytkujących protezy wykazały, że dochodzi u nich do obniżenia aktywności mięśniowej o połowę w porównaniu z osobami uzębionymi.^{19,22,29} Najwyższy spadek aktywności mięśniowej występuje bezpośrednio po oddaniu protez, co tłumaczone jest jako wynik braku ich adaptacji. Natomiast w okresie 3 miesięcy po zastosowaniu uzupełnień protetycznych, aktywność mięśni stopniowo rośnie, co jest wyrazem postępującego procesu adaptacji do zmienionych warunków nerwowo-mięśniowych.²⁹ Obniżenie aktywności elektrycznej mięśni u pacjentów bezzębnych związane jest również ze zmianami jakie zachodzą w starzejącym się organizmie. Z wiekiem dochodzi do znacznego zmniejszenia wymiaru poprzecznego mięśni, co jest związane ze zmianami zwyrodnieniowymi włókien mięśniowych. Efektem tego jest obniżenie siły mięśniowej i pojawienia się objawów zmęczenia mięśni co prowadzi do ograniczenia ruchów żuchwy, pogorszenia ich koordynacji oraz zmniejszenia zdolności adaptacyjnych do zmieniających się warunków.^{22,23} Podobne obserwacje dotyczą wielkości generowanych sił okluzyjnych.^{37,38}

Wszystko to z jednej strony wskazuje na skalę trudności w odtwarzaniu warunków biomechanicznych narządu żucia u pacjentów bezzębnych z zastosowaniem protez całkowitych, a z drugiej strony stawia wiele zasadniczych pytań co do skuteczności stosowanych metod rekonstrukcyjnych, a w tym procedur kliniczno-laboratoryjnych i czynności zabiegowych, w szczególności zaś tych, które mogłyby być polecane do stosowania w trudnych przypadkach bezzębia pacjentów w wieku podeszłym.

Istnieje wiele metod protetycznego leczenia bezzębia. Jedną z nich jest metoda biofunkcjonalna według systemu BPS, która obejmuje metodę pobierania wycisków i rejestracji okluzji, ustawiania zębów oraz wykonywania płyty protezy. Własne obserwacje kliniczne oraz

wyniki badań instrumentalnych, wskazują iż stosowanie protez całkowitych wykonanych według tego systemu u pacjentów bezzębnych z niekorzystnymi warunkami anatomo-fizjologicznymi, w sposób optymalny odtwarza warunki biomechaniczne ich narządu żucia. Po zastosowaniu protez całkowitych wykonanych wg systemu biofunkcjonalnego uzyskiwano wyrównaną okluzję, zadawalającą retencję oraz dobrą ich funkcjonalność w zakresie podstawowych zadań czyli żucia i mowy. Wyniki badań klinicznych zostały potwierdzone badaniami instrumentalnymi, które oceniały parametry biomechaniczne narządu żucia takie, jak okluzję, aktywność elektryczną mięśni żucia i wielkość generowanych sił okluzyjnych. Na podstawie badań okluzji z zastosowaniem urządzenia T-scan II, stwierdzono iż po zastosowaniu protez całkowitych wykonanych według systemu biofunkcjonalnego dochodzi do równomiernego, symetrycznego obciążenia łuku zębowego, korzystnego ułożenia wektora wypadkowej sił okluzyjnych oraz skrócenia czasu okluzji do wartości 0,79 s. Uzyskane w badaniach własnych wyniki okluzji, świadczą o tym iż uzupełnienia te dzięki swojej konstrukcji mają wpływ na optymalizację biomechanicznych warunków okluzyjnych. Ma to bezpośrednie odniesienie do warunków klinicznych, gdyż dzięki symetrycznemu i równomiernemu obciążeniu podłoża nie dochodzi do wyważania protez i ich szkodliwego oddziaływania na podłoże.⁵⁹

W badaniach oceniających elektryczną aktywność mięśni żwaczy i mięśni skroniowych, u pacjentów użytkujących protezy całkowite wykonane wg procedury biofunkcjonalnej uzyskano znamienne wyższe wartości potencjałów niż u pacjentów korzystających z uzupełnień protetycznych wykonanych metodą standardową. Ponadto w trakcie użytkowania protez wykonanych wg procedury biofunkcjonalnej dochodziło do czynnościowej symetrii pracy mięśni homologicznych, co wyrażało

się stopniowym zmniejszaniem różnic między wartościami potencjałów strony prawej i lewej. Świadczy to, że w wyniku zastosowania procedury biofunkcjonalnej powstały korzystne warunki dla stabilności protez i zrównoważonej okluzji, co spowodowało, że mięśnie mogły prawidłowo pracować.⁵⁹

Podobnie jak w pomiarach aktywności elektrycznej mięśni, zastosowanie uzupełnień protetycznych wykonanych wg systemu biofunkcjonalnego, spowodowało wzrost sił okluzyjnych generowanych na poziomie zębów trzonowych prawych i lewych, które systematycznie ulegały zwiększeniu w kolejnych badaniach i po 3 miesiącach osiągnęły średnie wartości 118,82 N na poziomie prawych zębów trzonowych i 117,59 N na poziomie lewych zębów trzonowych. Stopniowy wzrost sił zgryzowych oraz ich symetryczny rozkład na powierzchni okluzyjnej obserwowany po zastosowaniu protez wykonanych wg systemu biofunkcjonalnego jest kolejnym parametrem, który wskazuje, że uzupełnienia te lepiej spełniają wymogi biomechaniki narządu żucia.⁵⁹

Stwierdzona w toku przeprowadzonych badań poprawa biomechanicznych parametrów okluzji poprzez zwiększenie aktywności elektrycznej mięśni, a zwłaszcza symetryczności ich działania oraz wzrost generowanych sił okluzyjnych po leczeniu prowadzonym z zastosowaniem protez wykonanych w systemie biofunkcjonalnym, jest potwierdzeniem, że z punktu widzenia biomechaniki narządu żucia jest to metoda godna polecenia w trudnych przypadkach bezzębia szczęki i żuchwy pacjentów w wieku podeszłym.

Piśmiennictwo

1. *Będziński R*: Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane, Wrocław 1997.
2. *Błaszczuk JW*: Biomechanika kliniczna, Warszawa 2004.
3. *Chladek W*: System modelowania wybranych stanów mechanicznych żuchwy ludzkiej. Rozprawa habilitacyjna. Zeszyty Naukowe Politechniki Śląskiej, Gliwice 2000.
4. *Chladek W*: Biomechanika inżynierska narządu żucia – zagadnienia wybrane. Wydaw. Politechniki Śląskiej, Gliwice 2008.
5. *Chladek W, Kasperski J* (red.): Biomateriały i mechanika w stomatologii – eksperyment naukowy. Monografia, Polskie Towarzystwo Inżynierii Medycznej, Zabrze 2010.
6. *Margielewicz J*: Modelowanie numeryczne w rozpoznawaniu stanów biomechanicznych układu stomatognatycznego. Monografia, Polskie Towarzystwo Inżynierii Medycznej, Zabrze 2010.
7. *Meyer C, Kahn J, Lambert A, Boutemy P, Wilk A*: Development of a static simulator of the mandible. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 2000; 28: 278-286.
8. *Chladek W, Karasiński A, Mol M, Lipski T, Kokot T*: Przykłady zastosowania symulacji komputerowej do oceny sił występujących podczas zwarcia centralnego. *Protet Stomatol* 2003; LIII, 4: 196-202.
9. *Panek H, Sobolewska A, Nowakowska D, Panek B, Sobolewski J*: Analiza obciążeń okluzyjnych w obecności eksperymentalnych zaburzeń okluzji. *Protet Stomatol* 2005; LV, 4: 249-257.
10. *Pihut M*: Wpływ stosowania czasowych szyn okluzyjnych na biomechaniczne warunki żucia w leczeniu zaburzeń czynnościowych US. Rozprawa doktorska, Kraków 2001.
11. *Pihut M, Wiśniewska G, Loster J, Wieczorek A*: Wpływ stosowania czasowych szyn okluzyjnych na biomechaniczne warunki żucia w leczeniu zaburzeń czynnościowych układu stomatognatycznego. *Nowoczesny Technik Dentystyczny* 2007; 124-131.
12. *Majewski S*: Koncepcje i normy okluzji w odniesieniu do uzębienia naturalnego i sztucznego. *Magazyn Stomatologiczny* 1996; 6(4): 15-17.
13. *Majewski S*: Propedeutyka klinicznej i labo-

- ratoryjnej protetyki stomatologicznej. Wyd. Sanmedica, Warszawa 1997.
14. *Majewski S*: Podstawy protetyki w praktyce lekarskiej i technice dentystycznej. Wydawnictwo Stomatologiczne, Kraków 2000.
 15. *Majewski S, Wieczorek A, Loster J*: Analiza ruchów podczas żucia w warunkach normy fizjologicznej. *Protet Stomatol* 2009; LIX, 6: 389-393.
 16. *Majewski S*: Gnatofizjologia stomatologiczna. PZWL, Warszawa 2007.
 17. *Mao J, Osborn J*: Direction of a bite force determines the pat tern of activity In jaw – closing muscles. *J Dent Res* 1994; 73(5): 112-120.
 18. *Weijs WA, van Spronsen P*: Variation in adult human jaw muscle size computer models predicting the biomechanical consequence of the variation. In: Davidowitch Z (ed) *The biological Mechanisms of Tooth Movement and Craniofacial Adaptation*. Columbs Ohio State Universiti College of Dentistry 1992; 549-557.
 19. *Candelas Zuccolotto MC, at al.*: Electromyographic evaluation of masseter and anterior temporalis muscles in rest position of edentulous patients with temporomandibular disorders, before and after using complete dentures with sliding plates. *Gerodontology* 2007; 24: 105-110.
 20. *Ferrario VF, Sforza C, Dellavia C, Tartaglia GM*: Evidence of an influence of asymmetrical occlusal interferences on the activity of the sternocleidomastoid muscle. *J Oral Rehabil* 2003; 30, 1: 34-40.
 21. *Ferrario VF, Sforza C*: Biomechanical model of the human mandible in unilateral clench: distribution of temporomandibular joint reaction forces between working and balancing sides. *J Prosthet Dent* 1994; 72 (2): 169-176.
 22. *Grosfeldowa O*: Fizjologia narządu żucia (red.), PZWL, Warszawa 1981.
 23. *Hausmanowa-Petrusewicz J*: Zastosowanie elektromiografii w diagnostyce chorób mięśni. PWN, Warszawa 1993.
 24. *Kerstein RB, Wright NR*: Electromyographic and computer analyses of patient suffering from chronic myofascial pain/dysfunction syndrome: before and after treatment with immediate complete anterior guidance development. *J Prosthet Dent* 1991; 66, 5: 677-686.
 25. *Nęcka A*: Zmiana czynności mięśni w układzie stomatognatycznym w różnych sytuacjach klinicznych w świetle badań elektromiograficznych – przegląd piśmiennictwa. *Dent Med Probl* 2006; 43, 1: 115-119.
 26. *Piancino MG, Farina D, Talpone F, Castroflorio T, Gassino G, Margarino V, Bracco P*: Surface EMG of jaw-elevator muscles and chewing pattern in complete denture wearers. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 863-870.
 27. *Pihut M, Wiśniewska G, Majewski S*: Ocena skuteczności relaksacji wybranych mięśni żucia pod wpływem stosowania szyn okluzyjnych za pomocą badań elektromiograficznych. *Czas Stomatol* 2007; LX, 7: 473-482.
 28. *Schaffer T*: Bioczynnościowy System Protetyczny (część II). *Stomatologia Współczesna* 1995; vol. 2, nr 1: 49-58.
 29. *Sierpińska T, Kuć J, Gołębiowska M, Kaczyńska H*: Ocena parametrów czynnościowych u osób bezzębnych podczas wymiany protez całkowitych. *Protet Stomatol* 2008; LVIII, 4: 235-240.
 30. *Braun S* i wsp: A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics. *Angle Orthod* 1995; 65(5): 367-372.
 31. *Chladek W, Karasiński A, Lipski T*: Badania sił zgryzu w zależności od wielkości rozwarcia żuchwy. *Annales Academiae Medicae Silesiensis* 1998; 26: 52-57.
 32. *Chladek W, Lipski T, Karasiński A*: Experimental evaluation of occlusal forces. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. Vol. 3, 2001, 1.
 33. *Erhardson S, Sheikholeslam A, Forsberg CH, Lockowandt P*: Vertical forces developed by

- the jaw elevator muscles during unilateral maximal clenching and their distribution on teeth and condyles. *Swedish Dental Journal* 1993; 17 (1-2): 23-24.
34. *Gibbs CH*, et al.: Limits of human bite strength. *J Prost Dent* 1986; 56(2): 226-229.
 35. *Gidzińska-Głodkowska M, Kochańska B, Witek E, Cackowska-Lass A*: Nowa metoda rejestracji sił żucia z użyciem gnatodynamometru i programu komputerowego GNAT – doniesienie wstępne. *Czas Stomat* 1997; L, 10: 647-651.
 36. *Kumagai H, Suzuki T, Hamada T, Sondang P, Fujitani H, Nikawa M*: Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching. *J Oral Rehabil* 1999; 26(12): 932-935.
 37. *Lipski T, Chladek W*: Wartości sił zgryzu w zależności od wieku i płci. *Protet Stomatol* 1997; XLVII, 5: 284-287.
 38. *Lipski T*: Wpływ wybranych cech środowiska jamy ustnej na siły utrzymania całkowitej protezy dolnej przy zaniku wyrostków zębodołowych. Rozprawa habilitacyjna, Śląska Akademia Medyczna w Katowicach, Katowice 2005.
 39. *Michalski W, Kociubiński A, Duk M, Zyska T*: Przyrząd do elektronicznego pomiaru sił zgryzu własnej konstrukcji. *Protet Stomatol* 2011; LXI, 1: 37-42.
 40. *Paphangkorakit J, Osborn JW*: Effects on human maximum bite force of biting on a softer or harder object. *Archives of Oral Biology* 1998; 43(110): 833-839.
 41. *Throckmorton GS, Buschang PH, Ellis E*: Improvement of maximum occlusal forces after orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 1996; 54(9): 1080-1086.
 42. *Throckmorton GS, Ellis E, Buschang PH*: Morphologic and biomechanical correlates with maximum bite forces in orthognathic surgery patients. *J Oral Maxillofac Surg* 2000; 58(5): 515-524.
 43. *Waltimo A, Nystrom M, Kononen M*: Bite force and dentofacial morphology In men with severe dental attrition. *Scand J Dent Res* 1994; 102(2): 92-96.
 44. *Braun S* i wsp.: A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics. *Angle Orthod* 1995; 65(5): 367-372.
 45. *Iwasaki M, Fujita S, Yoshida H, Inaba R, Iwata H*: Relationship between biting force and the morphology of the maxilloface. *Nippon Eiseigaku Zasshi* 1995; 50(2): 683-692.
 46. *Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg B, Engstrom C*: The relationship between maximal bite force endurance and facial morphology during growth. A crosssectional study. *Acta Odontol Scand* 1993; 51(5): 323-331.
 47. *Walter M, Tomomatsu M*: Computer assisted occlusal diagnosis in complete dentures. *ZWR* 1990; 99(12): 966-968.
 48. *Karasiński A, Baron S, Kokot T*: T-scan II system – urządzenie do komputerowej analizy zwarcia. *Protet Stomatol* 2000; L, 2: 63-70.
 49. *Kerstein RB, Grundset K*: Obtaining Bilateral Simultaneous Occlusal Contacts With Computer Analyzed and Guided Occlusal Adjustments. *Quintessence Int* 2001; 32: 7-18.
 50. *Kerstein RB, Wilkerson DW*: Locating the Centric Relation Prematurity With a Computerized Occlusal Analysis System. *Compend Contin Educ Dent* 2001; 6: 525-532.
 51. *Kerstein RB*: Current applications of computerized occlusal analysis in dental medicine. *Gen Dent* 2001; sept/oct, 521-530.
 52. *Panek H, Sobolewska A, Nowakowska D, Panek B, Sobolewski J*: Analiza obciążeń okluzyjnych w obecności eksperymentalnych zaburzeń okluzji. *Protet Stomatol* 2005; LV, 4: 249-257.
 53. *Majewski S, Wiśniewska G*: Kryteria kwalifikacji przypadków bezzębia jako proste i trudne. *Stomat Kliniczna* 1991; T. XII, 47-52.
 54. *Wiśniewska G*: Kryteria oceny anatomiczno-

- fizjologicznych warunków podłoża protetycznego oraz przegląd klasyfikacji bezzębnej jamy ustnej. *Protet Stomatol* 1989; XXXIX, 4: 161-165.
55. *Kozłowski W, Gładkowski J*: Próby określenia wpływu niektórych metod wyciskowych na kształtowanie tkanek bezzębnego podłoża pod płytą protezy. *Protet Stomatol* 1983; XXXIII, 3: 163-167.
56. *Krysiński Z, Ludwiczak T*: Miodynamiczne wyciski czynnościowe. *Pozn Stomat* 1977; 165-170.
57. *Okoński P*: Zastosowanie Biofunkcjonalnego Systemu Protetycznego (BPS) w rehabilitacji narządu żucia u pacjentów bezzębnych. *Protet Stomatol* 2002; 52: 223-227.
58. *Harvey WL, Brada BJ*: An update of a one – appointment master impression and jaw relation record technique. *Quintessence Int* 1992; 23, 8: 547-550.
59. *Wiśniewska G*: Współzależność biomechanicznych warunków okluzyjnych narządu żucia i metod rekonstrukcyjnych stosowanych w trudnych przypadkach bezzębia szczęki i żuchwy u pacjentów w wieku podeszłym. Rozprawa habilitacyjna. Wydawnictwo Uniwersytetu Jagiellońskiego CM WL, Kraków 2012.

Zaakceptowano do druku: 15.06.2017 r.

Adres autorów: 31-155 Kraków, ul. Montelupich 4.

© Zarząd Główny PTS 2017.