

Przyrząd do elektronicznego pomiaru siły zgryzu własnej konstrukcji*

The instrument for occlusal force electronic measurement of our own construction

Wojciech Michalski¹, Andrzej Kociubiński², Mariusz Duk², Tomasz Zyska²

¹ Z Zakładu Propedeutyki i Profilaktyki Stomatologicznej Instytutu Stomatologii Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego

Kierownik: dr hab. n. med. *L. Wagner* prof. nadzw. WUM

² Z Katedry Elektroniki Wydziału Elektrotechniki i Informatyki Politechniki Lubelskiej

Kierownik: prof. dr hab. inż. *W. Wójcik*

HASŁA INDEKSOWE:

czujnik siły zgryzu, diagnostyka stomatologiczna – pomiary

KEY WORDS:

sensor of occlusal force, dental diagnostics – measurements

Streszczenie

Siły zgryzu o osobniczo zmiennej wartości i nawykowej częstotliwości warunkują efektywność czynnościową żucia, a pośrednio wyznaczają biomechaniczną wydolność tkanek w polu obciążeń zębów przeciwstawnych. Tak sformułowane kryterium kliniczne określało założenia podjętego opracowania.

Cel pracy. Celem pracy było opracowanie metody pomiaru rzeczywistej siły zgryzu wyzwalanej w dowolnie wybranej strefie łuków zębowych podczas cyklicznych obciążeń symulowanego kęsa pokarmowego w akcie żucia.

Metoda. Kliniknym warunkom pomiaru wyzwalanej siły zgryzu będzie poddawana polimerowa imitacja kęsa pokarmowego wypełnionego cieczą i połączonego rurką polimerową z czujnikiem ciśnienia. Do przeprowadzenia pomiarów zastosowano elektroniczny układ MPX 5700DP (Motorola) zintegrowany z mikromechanicznym, półprzewodnikowym czujnikiem ciśnienia wraz z układem analogowym zapewniającym kalibrację sygnałów pomiarowych. Po przetworzeniu na zapis cyfrowy, sygnały wyjściowe z czujnika były transmitowane w czasie rzeczywistym z częstotliwością 1-10 kHz

Summary

Introduction. Occlusal forces, which depend on individual changing values and habitual frequency, are directly determined by the functional efficiency of chewing and indirectly by the biomechanical tissue function within the area of opposing teeth. Thus formulated clinical criterion has served as a basis for the undertaken study.

Aim of the study. To develop the method for measuring the real occlusal force released in any selected area of alveolar ridges during cyclic loads of a simulated bite of food in the chewing act.

Method. A polymer imitation of a bite of food filled with liquid and connected with a pressure sensor by means of a polymer tube met the required clinical condition of measuring the released occlusal force. The measurement was conducted by means of the electronic MPX 5700DP (Motorola) system integrated with the micromechanical semi-conducting pressure sensor and analogue system providing the calibration of measurement signals. After transformation of signals into a digital recording, the output signals were transmitted from the sensor in real time with the frequency of 1-10

*Pracę przedstawiono podczas XI Konferencji Naukowej Czujniki Optoelektroniczne i Elektroniczne, COE 2010, Nałęczów 20-23 czerwiec 2010.

za pośrednictwem elektronicznego układu odczytowego przez port USB i rejestrowane przez komputer.

Wyniki. Wstępnie przeprowadzono serię pomiarów testujących poprawność działania układu odczytowego. Do analizy i oceny metrologicznej zarejestrowanych sygnałów pomiarowych opracowano specjalny program komputerowy. Umożliwił on określenie warunków wyznaczenia charakterystyki cyklicznych zmian siły zgryzu i jej parametrów: prędkości, amplitudy, częstotliwości oraz przeciętnej wartości obciążenia w jednostce czasu.

Podsumowanie. Założeniem użytkowym jest zaprojektowanie prostego narzędzia diagnostyczno-pomiarowego wspomagającego lekarza w klinicznej ocenie wydolności czynnościowej podczas żucia w układzie zębów naturalnych i ich rekonstrukcji protetycznej czy wyniku regulacji ortodontycznej.

Morfologia zgryzu o regularnych cechach geometrycznych opisanych klinicznym kształtem powierzchni zwarcia w polu obciążeń zębów naturalnych lub sztucznych, zapewnia efektywne rozdrabnianie kęsów pokarmowych podczas żucia. Z biomechanicznego punktu widzenia maksymalna wartość siły zgryzu określa fizjologiczną granicę wydolności czynnościowej kontrolowanej przez mechanoreceptory przyzębia zębów własnych lub podłoża śluzówkowo-kostnego na wywierany nacisk przez protezy zębowe (1, 2, 3, 4).

Oszacowanie rezerwy czynnościowej w fizjologicznym zakresie obciążenia opiera się na radiograficznej ocenie gęstości (masy) struktury trabekularnej kości podlegającej prawu Wolff'a (5), a także na dynamicznym pomiarze zachowania amortyzującego przyzębia pod działaniem zdefiniowanej siły ok. 5 N z częstotliwością 4 Hz aparatem Periotest S (Medizintechnik Gulden), skalibrowanym w jednostkach liczbowych PTV (Periotest Values) od -8 do +50 względem czasu kontaktu z badanym zębem CT (Contact Time) co 0.02 milisekundy oraz na klinicznej ocenie stopnia podatności i wrażliwości błony śluzowej na wywierany nacisk (6, 7, 8, 9, 10) (ryc. 1).

Rutynowo kontrolę zrównoważenia sił zgryzu, a pośrednio wyrównania obciążenia tkanek, wykonuje się przez wprowadzenie między zwarte łuki zębowe z zaopatrzeniem protetycznym kalki artykulacyjnej o standardowej grubości 80 µm.

kHz by means of electronic read-out system via USB port and registered by a computer.

Results. An initial series of measurements was carried out to test the correctness of the read-out system operation. A special computer programme was developed to analyse and evaluate the metrologically registered measurement signals. This programme allowed us to determine the conditions for defining the characteristics of cyclical changes in occlusal force and its parameters, such as speed, amplitude, frequency and average value of load in a time unit.

Conclusion. A practical aim of this study was to design a simple diagnostic and measurement device that could support dentists in their clinical evaluation of the functional efficiency of chewing in natural dentition, as well as in prosthetic reconstruction or after orthodontic treatment.

Analogicznie rozkład intensywności barwnych śladów pozostawionych w punktach zwarciowych zębów przeciwstawnych można zweryfikować ilościowo w systemie analizy okluzji T-scan II 2.06 T (Tekscan, Inc.) na podstawie pomiaru odkształceń foliowego sensora zgryzowego o grubości 120 µm i gęstości 1800 punktów pomiarowych (11).

Wartości odkształceń są przetwarzane na zapis krzywej obciążenia maksymalnego skalibrowanego względem najmniejszej siły odkształcającej sensor w punktach pomiarowych oraz prezentowane na schemacie graficznym 2D i 3D dystrybucji wywieranego nacisku podczas ruchów zwarciowych żuchwy. Ponadto w systemie tym można określić procentowy rozkład sił między stronami zwartych łuków zębowych, a także położenie ich wypadkowej w eliptycznym polu zrównoważenia obciążeń wyznaczonym względem osi symetrii powierzchni zwarcia (11, 12) (ryc. 2).

Cel pracy

Celem jest opracowanie metody pomiaru siły zgryzu dla wyznaczenia charakterystyki i obliczeń jej parametrów podczas cyklicznych obciążeń w czasie żucia.

Natomiast celem użytkowym jest zaprojektowanie narzędzia diagnostycznego do oceny wydolności czynnościowej podczas żucia w dowolnie wybranej strefie łuków zębowych.



Ryc. 1. Dynamiczny pomiar zdolności amortyzującej przyzębia zębów oporowych w układzie sztucznego łuku zębowego protezy szkieletowej aparatem Periotest S w przypadku poroszczepowego niedorozwoju szczęki (12).

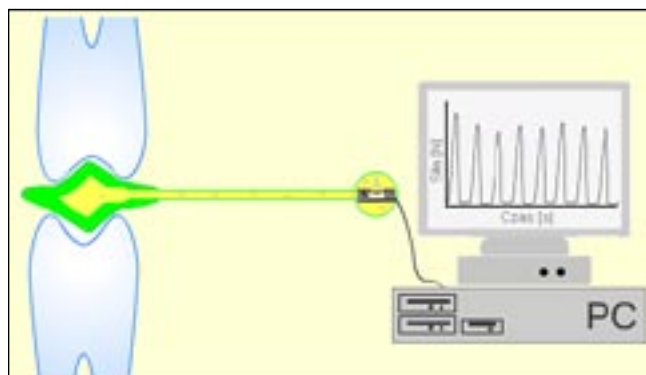


Ryc. 2. Ocena zrównoważenia sił zgryzu przenoszonych za pośrednictwem sztucznego łuku zębowego protezy szkieletowej na zęby oporowe w komputerowym systemie T-Scan II 2.06 T dla tego samego przypadku klinicznego (12).

Założenia konstrukcyjne

Konstrukcja prostego w zastosowaniu klinicznym narzędzia do diagnostyki pomiarowej wymagała opracowania metody wyznaczenia charak-

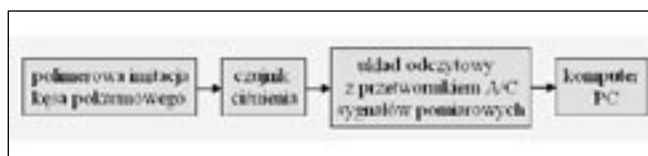
terystryki siły rzeczywistej wywołanej lokalnie między zębami przeciwstawnymi, a tym samym jej odporu przez obciążane tkanki. Ideę działania narzędzia pomiarowego zilustrowano na schemacie (ryc. 3).



Ryc. 3. Idea działania narzędzia diagnostycznego do pomiaru rzeczywistej siły zgryzu wywołanej między zębami przeciwstawnymi podczas żucia.

Pomiar siły zgryzu wywołanej podczas żucia zaplanowano za pośrednictwem symulowanego kęsa pokarmowego umieszczonego w ustach pacjenta. Imitacja kęsa pokarmowego będzie wykonana z silikonu typu LSR (Liquid Silicone Rubber) o wymaganej objętości dla tkanek oraz dostatecznej podatności i odporności na uszkodzenia mechaniczne. Uformowany polimer o wymiarach 30 x 10 mm przy grubości ok. 5 mm o wnętrzu wypełnionym cieczą (wodą destylowaną lub solą fizjologiczną), będzie połączony sztywną rurką polimerową z mikromechanicznym czujnikiem ciśnienia w układzie zamkniętym.

Czujnik mikromechaniczny wraz z elektronicznym układem odczytowym będzie mierzyć zmiany siły zgryzu powodujące cykliczny wzrost i spadek ciśnienia cieczy w funkcji czasu. Sygnał pomiarowy będzie transmitowany w czasie rzeczywistym za pośrednictwem przetwornika analogowo-cyfrowego (A/C) przez port USB do komputera (13) (ryc. 4).



Ryc. 4. Schemat blokowy elektronicznego pomiaru siły zgryzu.

Dyskretyzacja sygnału pomiarowego, tzn. zamiana na ciąg liczb o wartościach chwilowych sygnału ciągłego przy zadanym kroku próbkowania (dyskretyzacji) będzie sterowana przez kontroler. Odczyt cyfrowy zawierać będzie informacje o wartościach chwilowych wzrostu lub spadku ciśnienia wywołanego zmianami siły zgryzu wywieranej na imitację kęsa pokarmowego w symulowanym akcie żucia (14).

Cyfrowy zapis zmian ciśnienia w funkcji czasu będzie poddawany obróbce komputerowej w opracowanym algorytmie. Umożliwi on wyznaczenie charakterystyki siły zgryzu zarejestrowanej podczas badania i obliczenie następujących parametrów: prędkość przyrostu i spadku amplitudy, jej wartość chwilową i częstotliwość zmian oraz sumaryczną i przeciętną wartość obciążenia w jednostce czasu. Informacja dla lekarza będzie prezentowana w zestawieniu zbiorczym wartości zmierzonych wielkości i obliczonych parametrów, a także ilustracją graficzną na wykresach.

Realizacja układu odczytowego i wynik testu

Elektroniczny układ odczytowy wymagał za projektowania toru pomiarowego zasilanego przez port USB. Umożliwił on zapis sygnałów pomiarowych otrzymywanych na wyjściu z czujnika ciśnienia oraz wstępną ocenę metrologiczną układu. Do pomiarów zastosowano układ MPX 5700 DP (Motorola) zawierający zintegrowany mikro-mechaniczny, półprzewodnikowy czujnik ciśnienia wraz z układem analogowym zapewniającym kalibrację sygnałów wyjściowych. Pozwalał on na prawidłową pracę elektronicznego układu odczytowego w zakresie ciśnienia maksymalnego do 700 kPa przy ciśnieniu niszczącym 5 GPa (ryc. 5).

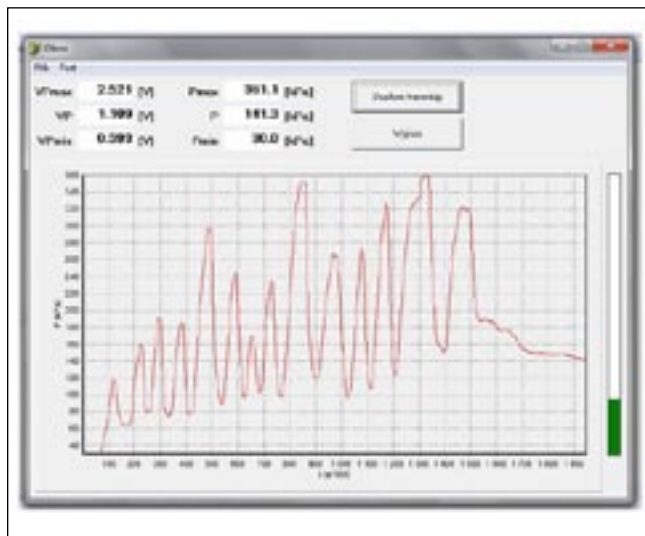
Wstępnie przeprowadzono serię pomiarów testujących poprawność działania elektronicznego układu odczytowego oraz kalibracji na podstawie zapisu sygnałów wyjściowych z mikro-mechanicznego czujnika ciśnienia w funkcji czasu. Opracowany program komputerowy sterował rozpoczęciem odczytu i zapisem cyfrowym mierzonych wielkości oraz umożliwił przeprowadzenie analizy zebranych danych po jego zakończeniu.

W ocenie metrologicznej elektronicznego układu odczytowego zweryfikowano warunki realiza-



Ryc. 5. Elektroniczny układ odczytowy z mikro-mechanicznym czujnikiem ciśnienia MPX 5700DP.

cji pomiarów cyklicznych zmian przykładanej siły proporcjonalnie do wzrostu i spadku ciśnienia wytwarzanego w teście za pośrednictwem tłoka strzykawki połączonej z mikro-mechanicznym czujnikiem rurką polimerową. W oparciu o odczyt cyfrowy napięcia o częstotliwości 1-10 kHz (tzw. fali nośnej sygnału pomiarowego), a następnie wyznaczenia przedziału wartości minimalnych-maksymalnych i średnich, określono zakres zmian amplitudy ciśnienia w czasie rzeczywistym, co ilustruje wykres na ryc. 6.



Ryc. 6. Wyznaczenie zakresu oscylacji zmian napięcia przez czujnik ciśnienia proporcjonalnie do zmian przykładanej siły za pośrednictwem tłoka strzykawki w czasie testu układu odczytowego.

Kliniczne kryteria podjętego opracowania

Na morfologiczne ukształtowanie warunków zgryzowych w rozwoju osobniczym ma wpływ sama natura. Natomiast ich optymalne odtworzenie w rekonstrukcji protetycznej czy regulacji ortodontycznej w wieku dojrzałym zależy między innymi od biomechanicznych kryteriów przyjętych w postępowaniu klinicznym. Fizjologicznie tolerowane przez tkanki przyzębia lub podłoża śluzówkowo-kostnego siły obciążające, generowane przez system motoryczny ruchów zgryzowych żuchwy, określają wydolność czynnościową odpowiednio do ich wartości i częstotliwości (2, 15, 16).

Efektywna siła obciążająca lokalnie zęby przeciwstawne w cyklu żucia wynosi 20 N, a jej częstotliwość zawarta w przedziale 0.7÷2.0 Hz zachowuje na ogół w ciągu życia nawykową stałość. Podobnie przeciętna prędkość ruchów zgryzowych żuchwy wynosząca ok. 0.07 m/s określa impulsowy charakter zmian obciążenia odbieranego przez tkanki w jednostce czasu. Szczególnie w strefie zębów trzonowych i przedtrzonowych podczas rozdrabniania kęsów pokarmowych, maksymalna siła zgryzu osiągnąca przeciętnie 700÷800 N w użębieniu naturalnym, a zredukowana do wartości 245 N przy uzupełnieniach stałych i ok. 120 N przy protezach ruchomych, odzwierciedla poziom obciążenia przenoszonego lokalnie na kość wyrostka zębodołowego jako głównej tkanki oporowej (3, 17, 18).

Zgodnie z dominującym obecnie biomechanicznym kryterium optymalizacji, lokalne siły obciążające o zindywidualizowanych parametrach prędkości, amplitudy, częstotliwości i czasu oddziaływania na strukturę tkanki kostnej są traktowane jako stimulatory adaptacji funkcjonalnej w procesie przebudowy (remodelingu) (19, 20). Wyznaczają zatem jej biologiczną wytrzymałość odpowiednio do zdolności amortyzującej systemu hydrauliczno-więzadłowego ożębnej i deformacji przystosowawczej (resiliencji) błony śluzowej w odcinku bezzębnym, jako najbardziej podatnego i wrażliwego ogniwa w cyklicznej transmisji obciążeń zgryzowych (3, 6, 21, 22). Wobec powyższego kliniczny pomiar wymienionych parametrów stanowi istotę oceny wydolności czynnościowej w układzie zębów naturalnych i jego odtworzeniu w rekonstrukcji protetycznej czy wyniku regulacji ortodontycznej.

Podsumowanie

Z diagnostycznego punktu widzenia zaletą przytoczonych pomiarów z zastosowaniem systemu T-Scan II czy aparatu Periotest S jest ich czułość, natomiast wadą umowna kalibracja wartości jednostkowych oraz relatywnie wysoka cena urządzeń ograniczająca ich dostępność. Z tego względu ilościowa ocena lokalnych sił zgryzu, a tym samym ich odporu przez tkanki podłoża w badanym przypadku klinicznym ma wartość szacunkową o charakterze poglądowym, gdyż nie odnosi się do rzeczywistych wartości mierzonych wielkości fizycznych. Również końcowa ocena jakościowa dystrybucji obciążeń w polu grupowych kontaktów zębów przeciwstawnych z uwzględnieniem rekonstrukcji protetycznej czy wyniku regulacji ortodontycznej warunków zgryzowych opiera się w zasadzie na nieprecyzyjnym i subiektywnym kryterium stopnia odczuwanej satysfakcji przez badanego pacjenta.

Cechą, która odróżnia kliniczne kryteria w podjętym opracowaniu od stosowanych rozwiązań jest zdolność do pomiaru rzeczywistej siły zgryzu i wyznaczenia jej parametrów przy obecności symulowanego kęsa pokarmowego w wybranej strefie łuków zębowych w fizjologicznych warunkach oddziaływania na tkanki podczas żucia. Ma to podstawowe znaczenie zwłaszcza dla zobiektywizowania prognostycznego kryterium sprawności czynnościowej zaprojektowanego uzupełnienia protetycznego, a pośrednio dla naturalnej bo niewymuszonej aparatem pomiarowym kontroli wydolności biomechanicznej tkanek podłoża w ocenie lekarza i odczuciu pacjenta (23, 24).

Piśmiennictwo

1. *Klaptocz B.*: Biomechanika narządu żucia. Propedeutyka stomatologii. PZWL, Warszawa 1990.
2. *Osborne J. W.*: Features of human jaw design which maximize the bite force. *J. of Biomechanics*, 1996, 5, 589-595.
3. *Niedermeier W.*: Kinematyka protez. Protezy częściowe. Urban & Partner, Wrocław 1997.
4. *Wojda R., Wojda M., Michalski W., Michniowski Z.*: Matematyczne odwzorowanie powierzchni zwarcia w polu obciążeń zgryzowych użębienia naturalnego

- i sztucznego. Quintessence 2008, 3, 184-189.
5. Cowin S. C., Sodegh M. A., Luo G. M.: An evolutionary Wolff's law for trabecular architecture. J. of Biomechanical Engineering 1993, 11, 5, 528-533.
 6. Misch C. E., Qu Z., Bidez M. W.: Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. J. Oral and Maxillofacial Surg., 1999, 57, 700-706.
 7. Kasperski J., Chladek W., Mol M.: Próba wykorzystania systemu radiografii cyfrowej Digora do pośredniej oceny ruchomości zębów. Protet. Stomatol. 2003, 1, 20-25.
 8. Schulte W., Lukas D., Ernst E.: Periotest values and tooth mobility in periodontal disease: A comparative study. Quintessence Int. 1990, 21, 289-293.
 9. Rosenberg D., Quirynen M., Steenberghe D., Naert I. E., Tricio J., Nys M.: Metoda pomiaru amortyzującego zachowania tkanek przyzębia – cele i ograniczenia zastosowania. Quintessence, 1996, 4, 325-331.
 10. Mori S., Sato T., Hara T., Nakashima K., Minagi S.: Effect of continuous pressure on histopathological changes in denture-supporting tissues. J. Oral Rehabil., 1997, 24, 37-46.
 11. Mizui M., Nabeshima F., Tosa J., Tanaka M., Kawazoe T.: Quantitative analysis of occlusal balance in intercuspal position using T-scan System. Int. J. Prosthodont. 1994, 7, 62-71.
 12. Michalski W., Zadurska M., Michniowski Z., Michalski P., Jasiniewski A.: Postępowanie protetyczne w leczeniu porozszczepowego ciężkiego niedorozwoju szczęki. Protet. Stomatol., 2003, 6, 358-367.
 13. Chwaleba A., Poniński M., Siedlecki A.: Metrologia elektryczna. WNT, Warszawa 2003.
 14. Chwaleba A., Luft M.: Właściwości i projektowanie wybranych przetworników mechano-elektrycznych. Politechnika Radomska, Radom 1998.
 15. Włoch S.: Obciążenie przyzębia w leczeniu protetycznym. Protet. Stomatol., 1985, 2, 64-69.
 16. Jung T.: Reaction of gingival tissues after insertion of removable partial dentures. Protet. Stomatol., 1982, 1/3, 21-26.
 17. Koriath T. W. P., Waldron T. W., Versluis A., Schulte J. K.: Forces and moments generated at the dental incisors during forceful biting in humans. J. of Biomechanics, 1997, 30, 6, 69-96.
 18. Chladek W., Lipski T., Karasiński A.: Eksperymentalna ocena sił okluzalnych. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 2001, 1, 25-37.
 19. Bagge M.: A model of bone adaptation as an optimization process. J. of Biomechanics 2000, 11, 1349-1357.
 20. Cowin S. C.: Bone remodeling of diaphyseal surfaces by torsional loads: theoretical predictions. J. of Biomechanical Engineering 1987, 20, 9, 1111-1120.
 21. Becker B., Nägerl H., Kubein-Meesenburg D., Fanghänel J.: Elastic properties of live human periodontal ligament, proceedings. 2nd World Congress of Biomechanics, Amsterdam 1994, 331b.
 22. Kydd W. L., Daly C. H.: The biologic and mechanical effects of stress on oral mucosa. J. Prosthet. Dent., 1982, 47, 317-325.
 23. Kerschbaum T.: Długotrwałość leczenia protetycznego i konsekwencje. Protezy częściowe. Wyd. Medyczne Urban & Partner, Wrocław 1997.
 24. Michalski W.: Progностyczna koncepcja konstrukcji stałego i ruchomego uzupełnienia protetycznego w szczęce. Protet. Stomatol. 2002, 3, 139-146.
- Zaakceptowano do druku: 4.XI.2010 r.
Adres autorów: 02-006 Warszawa, ul. Nowogrodzka 59.
© Zarząd Główny PTS 2011.