

STANOWISKO DO PRZYSPIESZONYCH BADAŃ ZMĘCZENIOWYCH MATERIAŁÓW STOMATOLOGICZNYCH

THE STATION DESIGNED FOR ACCELERATED FATIGUE TESTS OF DENTAL MATERIALS

W artykule zaprezentowano budowę i zasadę działania stanowiska badawczego do symulowania obciążeń mechanicznych i cieplnych jakie występują w jamie ustnej podczas procesu żucia. Przedstawione urządzenie pozwala na przyspieszone badania materiałów wykorzystywanych do wypełnień stomatologicznych. W pracy zamieszczono także przykładowe wyniki badań uszkodzeń zębów podczas symulowanej eksploatacji.

Słowa kluczowe: symulator żucia, wypełnienia stomatologiczne, szczelina brzeżna, badania zmęczeniowe, szoki cieplne.

The article presents the structure and the principle of operation of the research post used for the simulation of mechanical and thermal loads which occur in the oral cavity during the process of chewing. The presented apparatus guarantees accelerated tests of the materials used in dental fillings. The article additionally presents the examples of results of the tests the aim of which was to determine the degree of damage in the teeth during the simulated mastication.

Keywords: mastication simulator, dental fillings, marginal fissure, fatigue tests, thermal shocks.

1. Wprowadzenie

Podczas aktu żucia wypełnienia stomatologiczne poddawane są ciągłym obciążeniom mechanicznym i cieplnym. Proces żucia generuje złożony układ sił wywoływanych przez ruchy przywodzenia, odwodzenia oraz ruchy boczne żuchwy [2,3,4]. Znaczne naprężenia spowodowane obciążeniami mechanicznymi są dodatkowo potęgowane przez naprężenia wynikające z cyklicznych zmian stanu cieplnego zęba.

Stosowane obecnie materiały na wypełnienia stomatologiczne są coraz bardziej odporne na trudne warunki pracy występujące w jamie ustnej człowieka. Poza typowymi wymaganiami stawianymi tym materiałom takimi jak wytrzymałość mechaniczna i odporność na ścieranie, konieczna jest minimalizacja skurczu polimeryzacyjnego oraz odpowiednia elastyczność. Te dwie ostatnie cechy odpowiadają za powstawanie szczeliny brzeżnej podczas długotrwałej eksploatacji układu wypełnienia-twarda tkanka zęba [1]. Dotychczasowe badania nad szczelnością brzeżną potwierdzają, że każde wypełnienie jest nieszczelne w sensie mikroprzecieku [10, 11, 12]. Liczni badacze podejmują próby jakościowej i ilościowej oceny szczeliny brzeżnej oraz pęknięć w obrębie twardych tkanek zęba i materiału wypełniającego. Ze względu na to, że badania kliniczne charakteryzuje długi czas realizacji oraz duża pracochłonność, szeroko stosuje się metody laboratoryjne. W badaniach laboratoryjnych istnieje potrzeba opracowania testów i urządzeń, które w możliwie wierny sposób odtworzą warunki jamy ustnej oraz mechanizm żucia poza ustrojem.

Krejci i inni [7,13,14] opisali budowę i zastosowanie sterowanego komputerowo symulatora żucia odtwarzającego obciążenia mechaniczne i zmiany temperatur występujące w jamie ustnej. Badania wykazały, że urządzenie spełniało wymagania dotyczące parametrów procesu żucia i zmian cieplnych. Autorzy stwierdzili, że symulator żucia może stanowić podstawę testów in vitro, które pozwolą na ocenę trwałości wypełnień

1. Introduction

During an act of chewing, a dental filling undergoes constant mechanical and thermal loads. The very process of mastication generates the complicated system of forces resulting from motions of adduction and abduction as well as from lateral movements of the mandible. [2, 3, 4]. Considerable stresses caused by mechanical loads are additionally intensified by stresses resulting from the cyclical changes of a tooth thermal state.

The material used in dental fillings nowadays are becoming more and more resistant to hard work conditions occurring in the human oral cavity. Apart from typical requirements set for such materials such as mechanical resistance, and abrasion resistance it is also essential to minimize polymerization spasm and guarantee appropriate elasticity. The two latter features are responsible for the formation of the marginal fissure during long-lasting exploitation of the system: a filling – hard tissue of a tooth [1].

Recent research on the marginal fissure confirm that all kinds of dental fillings are not perfectly leakproof in a sense of marginal fissure [10, 11, 12]. Numerous researchers carry out tests of qualitative and quantitative evaluation of both marginal fissure and cracks of hard tissues and filling materials. Considering that clinical examinations are labour and time consuming in-vitro methods became very common. The most important issue of laboratory research is to elaborate tests cycles and devices which will simulate conditions in the oral cavity.

Krejci et al. [7, 13, 14] presented design and principles of operation of a computer controlled mastication simulator which is able to realize mechanical and thermal loads taking place in a human oral cavity. Conducted research tests which proved that the device fulfilled requirements concerning. The authors concluded that mastication simulator can be successfully used for evaluation of durability of human teeth with dental fillings. However, it should be noticed that designed mastication simu-

stomatologicznych. Warto jednak zwrócić uwagę, że symulator w sposób mało dokładny odtwarza trajektorię żucia.

Niektórzy autorzy stosowali do badań laboratoryjnych próbek materiałów stomatologicznych specjalnie dostosowane urządzenia trące [8, 9].

Jednak ze względu na niejednorodność budowy zębów oraz specyficzne środowisko pracy jakim jest jama ustna człowieka, nie jest właściwe badanie połączeń oraz samych wypełnień na próbkach innych niż rzeczywiste zęby ludzkie. Dlatego powstała potrzeba skonstruowania i wykonania stanowiska badawczego dla próbek zębów ludzkich symulującego obciążenia mechaniczne i cieplne występujące podczas aktu żucia.

2. Stanowisko badawcze

Stanowisko do przyspieszonych badań trwałościowych materiałów stomatologicznych składa się z dwóch zasadniczych elementów:

- modułu mechanicznego poddającego próbki zębów ludzkich z wypełnieniami cyklicznym obciążeniom mechanicznym, symulującym siły żucia;
- modułu termicznego stanowiącego hydrauliczny układ szokowej zmiany temperatury kąpieli próbek zębów.

Badaniu poddawane są pary zębów ludzkich ze specjalnie przygotowanymi wypełnieniami kompozytowymi. Stanowisko badawcze zostało skonstruowane tak, aby spełniało wymagania narzucone badaniom materiałów stomatologicznych [5]:

- dwie próbki (wyekstrahowane zęby ludzkie) dociskane są w kierunku pionowym, z zadaną siłą, niezależną od położenia,
- dolna próbka wykonuje ruchy w płaszczyźnie poziomej, wzorowane na fizjologicznych,
- próbki zamocowane są elastycznie, co symuluje osadzenie zęba w zębodole,
- próbki znajdują się w wilgotnym środowisku (kąpieli),
- próbki podczas badań poddawane są oddziaływaniu zmiennej temperatury.

Moduł mechaniczny stanowiący symulator żucia składa się z pneumatycznego mechanizmu docisku oraz plotera dwuosiowego. Takie rozwiązanie zapewnia małą bezwładność elementów ruchomych oraz pełną swobodę doboru sił i toru ruchu. Na rysunku 1 przedstawiono widok mechanicznego układu napędowego symulatora żucia. Pracę symulatora kontroluje komputer osobisty wyposażony w specjalną kartę sterowania silnikami krokowymi oraz kartę przetworników analogowo-cyfrowych (rys. 2). Oprogramowanie komputera pozwala na wprowadzanie dowolnych przebiegów cykli żucia. Istnieje możliwość regulacji prędkości wzajemnego przesuwania się próbek względem siebie, siły docisku w kierunku pionowym oraz dowolność konfiguracji trajektorii ruchu dolnej próbki w płaszczyźnie poziomej. Każdy symulowany cykl żucia składa się z opuszczenia górnej próbki na dolną próbkę i dociśnięcia jej z ustaloną siłą, wykonania przez dolną próbkę ruchu według zaprogramowanej trajektorii oraz podniesienia górnej próbki. Zainstalowane w symulatorze żucia czujniki siły wraz z elektronicznym układem pomiarowym pozwalają na pomiar rozkładu sił w płaszczyźnie poziomej podczas symulowanego aktu żucia.

lator is able to produce thermal and mechanical loads without simulation of mechanical load cycles exactly the same as in the oral cavity.

Some of the authors used to apply shearing devices for laboratory research of samples of dental filling materials [8, 9].

However, due to non-uniformity of the teeth structure and specific environment in the oral cavity, it is not possible to conduct research on samples different from real human teeth. Above arguments brought authors to design of test stand, which will allow for examination of dental fillings in real human teeth exposed to mechanical and thermal conditions the same as in the oral cavity.

2. Test stand

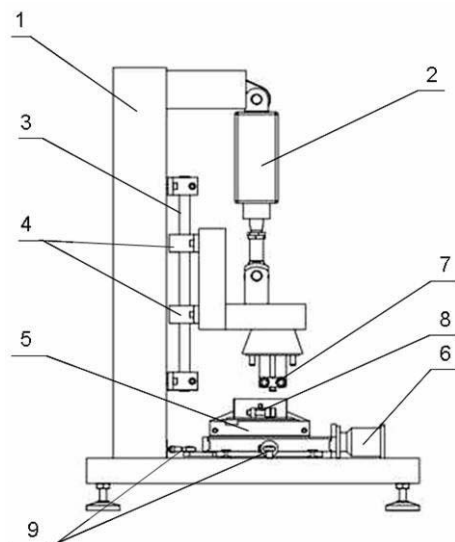
The station designed for performance of accelerated tests of dental material durability consists of two basic components:

- mechanical module in which the specimens consisting of human teeth with fillings are submitted to mechanical loads simulating chewing forces,
- thermal module constituting hydraulic system of the shock temperature change in the bath of teeth specimens.

The pairs of human teeth with specially designed composite fillings were the subject of the test. The station has been designed in such a way, that it fulfills the requirements set for the tests of dental materials [5]:

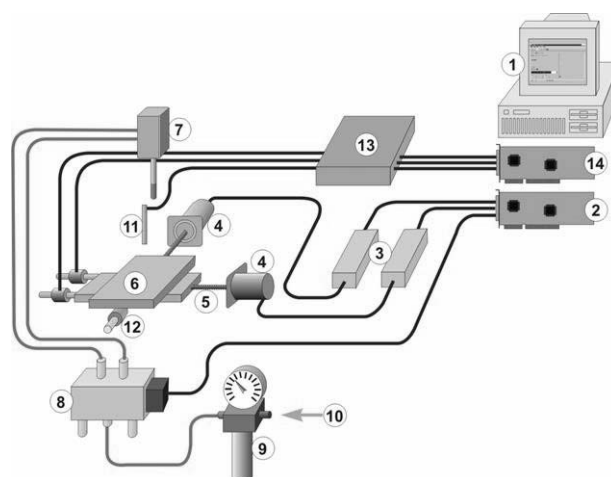
- two specimens (extracted human teeth) are pressed down in vertical direction, with assigned strength independent from the location,
- the lower performs movements in horizontal plane, imitating physiological ones,
- the specimens are elastically fixed, which simulates the placement of a tooth in the dental alveolus,
- the specimens are situated in wet environment (the bath),
- the specimens during tests are exposed to the influence of changeable temperatures.

Technical module, which at the same time constitutes the simulator of mastication, consists of the pneumatic mechanism of pressure and the two-axis plotter. Such a structure allows for the small inertia of mobile components and the full freedom of force and trajectory selection. Figure 1 presents the view of mechanical drive system of the simulator of mastication. Its work is controlled by a personal computer equipped with the special card steering stepper engine and the card of analog-to-digital converter (fig. 2). The computer software guarantees entering individual courses of chewing cycles. It is possible to regulate the speed of correlated shift of the specimens, pressure force in vertical direction and the freedom of configurations of motion trajectory in the lower part of the specimen in horizontal plane. Each simulated cycle of mastication consists of the act of dropping the upper specimen onto the lower one, pressuring them down with a fixed force, the performance of the motion by the lower specimen according to the previously programmed trajectory and lifting of the upper specimen. The sensors of force installed in the simulator of mastication together with electronic measurement system guarantee the measurement of the force distribution in horizontal plane during the simulated act of chewing.



Rys. 1. Schemat modułu mechanicznego symulatora żucia: 1-korpus, 2-siłownik pneumatyczny, 3-przewodnice, 4-łożyska liniowe, 5-ploter, 6-silnik krokowy, 7-próbka górna, 8- próbka dolna, 9-zestaw tensometrów pomiarowych

Fig. 1. The diagram of mechanical module of the simulator of mastication: 1-body, 2-pneumatic motor operator, 3-guides, 4-linear bearings, 5-plotter, 6-stepper engine, 7-upper specimen, 8-lower specimen, 9-set of measurement tensometers



Rys. 2. Schemat funkcjonalny symulatora żucia, 1 – komputer osobisty, 2 – karta sterowania silnikami krokowymi, 3 – sterowniki silników krokowych, 4 – silniki krokowe, 5 – śruby napędowe, 6 – mechanizm plotera, 7 – siłownik pneumatyczny, 8 – zawór rozdzielający, 9 – zespół przygotowania powietrza, 10 – zasilanie sprężonym powietrzem, 11 – czujnik temperatury, 12 – czujniki siły, 13 – przetworniki pomiarowe, 14 – karta przetworników analogowo-cyfrowych [5]

Fig. 2. Functional diagram of the simulator of mastication: 1- personal computer, 2- steering card of stepper engines, 3- programmers of stepper engines, 4- stepper engines, 5- power screws, 6- mechanism of plotter, 7- pneumatic engine, 8- separating valve, 9- complex of preparation of air, 10- supply by compressed air, 11- temperature sensor, 12- force sensors, 13- measurement converters, 14- card of analog-to-digital converter [5]

W skład modułu termicznego (rys. 3) wchodzi dwa ultratermostaty, z których jeden stabilizuje temperaturę wody wyższą od temperatury otoczenia (1), a drugi temperaturę niższą od temperatury otoczenia (2). Pompy cyrkulacyjne (3,4) zamontowane w termostatach zapewniają stały przepływ wody przez dwa zasobniki (5,6) z wodą o ustalonych temperaturach. Do przepompowywania wody do i z naczynia (10), w którym znajduje się dolna próbka zęba zastosowano pompę perystaltyczną (9). Między pompą dozującą a zasobnikami wody znajdują się dwa zawory odcinające (7,8).

Cykl pracy modułu do realizacji szoków cieplnych przebiega w następujący sposób:

- otwarcie zaworu odcinającego przepływ ciepłej wody oraz odpompowanie wody do zasobnika z ciepłą wodą,
- zamknięcie zaworu odcinającego przepływ ciepłej wody i otwarcie zaworu zimnej wody,
- napełnienie naczynia z próbką zimną wodą,
- opróżnienie naczynia z próbką do zasobnika z zimną wodą,
- zamknięcie zaworu odcinającego przepływ zimnej wody i otwarcie zaworu ciepłej wody,
- napełnienie naczynia z próbką ciepłą wodą.

Przedstawiony cykl pracy urządzenia realizowany jest w sposób ciągły aż do osiągnięcia zaprogramowanej liczby zmian temperatury w naczyniu z próbką.

Do sterowania urządzenia wykorzystano programowalny sterownik logiczny. Sterownik kontroluje otwieranie i zamykanie zaworów odcinających oraz prędkość i kierunek pompowania pompy perystaltycznej. Widok całego stanowiska badawczego (symulatora żucia) przedstawiono na rys. 4.

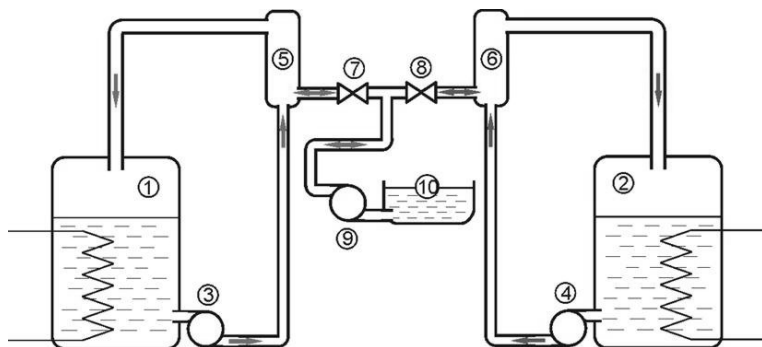
Thermal module (Fig. 3) consists of two ultra thermostats, one of them stabilizes water temperature higher than ambient temperature (1), the other does the same for temperature lower than ambient one. (2). Circulatory pumps (3, 4) are installed in the thermostats and they ensure the constant water flow through two water magazines (5, 6) with fixed temperatures. The peristaltic pump is used to pump the water into and out of the vessel (10), in which there is a lower tooth specimen situated. (9) Between the dosing pump and water magazines there are two separating valves situated (7, 8).

The cycle of the module operation in the realization of thermal shocks takes the following course:

- Opening the valve which closes water flow and pumping the water out to the warm water magazine,
- Closing the valve cutting the warm water flow and opening the valve of cold water,
- Filling the vessel up with cold water,
- Emptying the vessel containing the specimen into the cold water magazine,
- Closing the valve cutting cold water flow and opening the warm water valve,
- Filling the vessel up with warm water.

The above presented cycle of the appliance operation is realized in constant way until the programmed number of temperature changes in the vessel containing the specimen is obtained.

Programmable logical controller was used to steer the equipment. The controller controls opening and closing cutting valves and the speed and direction of pumping performed by peristaltic pump. The view of the entire station (the simulator of mastication) is presented in figure 4.



Rys. 3. Schemat układu hydraulicznego modułu szoków termicznych symulatora żucia: 1,2 – ultratermostaty, 3,4 – pompy cyrkulacyjne, 5,6 – zasobniki, 7,8 – zawory odcinające, 9 pompa perystaltyczna, 10 – naczynie z badaną próbką zęba

Fig. 3. The diagram of hydraulic system of the module of thermal shocks of the simulator of mastication: 1,2 – ultra thermostats, 3,4 circulatory pumps, 5,6 – water magazines, 7,8 – separating valves, 9-peristaltic pump, 10- vessel containing the tested tooth specimen.



Rys. 4. Widok stanowiska do badań zmęczeniowych wypełnień stomatologicznych

Fig. 4. The view of the station designed for fatigue tests of dental fillings

3. Metodyka badań

W próbkach do badań w postaci wyekstrahowanych zębów ludzkich wykonywane są wypełnienia o określonych wymiarach i geometrii. Tak przygotowane próbki mocowane są w uchwytach symulatora żucia w taki sposób, aby ich położenie odpowiadało współpracy w warunkach fizjologicznych. Wzajemne położenie próbek zębów podczas współpracy przedstawiono na rys. 5. Badany ząb z wypełnieniem przedstawiono na rys. 6.

W prezentowanym cyklu badawczym siłę w kierunku pionowym ustalono na 400 N, natomiast zakres wzajemnych przemieszczeń próbek – na 1,16 mm. Taka konfiguracja obciążeń symulatora pozwala na uzyskiwanie maksymalnych wypadkowych sił tnących na poziomie 50 N.

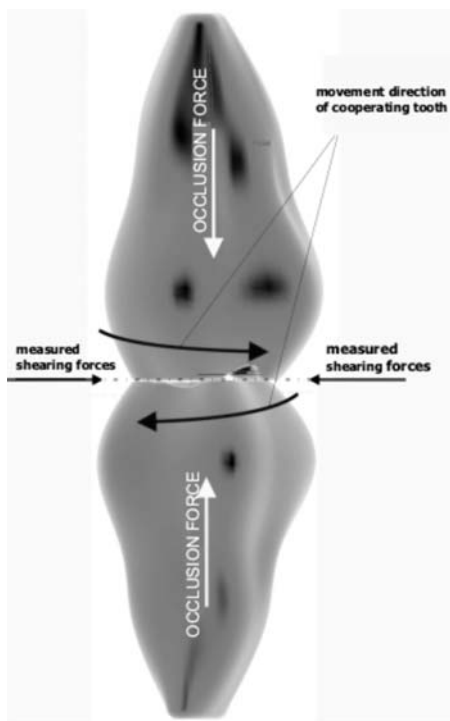
Cechą stosowanych próbek w postaci zębów ludzkich jest nieregularność oraz niepowtarzalność kształtów powierzchni żujących. Kształt powierzchni żującej determinuje sposób ich „zaguzkowania” czyli wzajemne położenie nierówności powierzchni żujących współpracujących zębów. W trakcie badań okazało się, że kształt ten determinuje również rozkład sił tnących podczas aktu żucia. Na wykresach (rys. 7 a i b) przedstawiono przebiegi rozkładu sił tnących podczas badań na symulatorze żucia na tle zaprogramowanej trajektorii. Pomimo, iż trajektoria wzajemnych przemieszczeń przy współpracy zębów jest podobna, powstaje różny rozkład sił tnących, a co

3. Research methodology

In the specimens used in the tests composed of the extracted human teeth the fillings of specific size and geometry were performed. The specimens prepared in the above mentioned way are fixed in the holders of the simulator in such a way that their location correlates with the cooperation in physiological conditions [6]. The mutual location of the specimens during the cooperation is presented in figure 5. The tested tooth together with its filling is shown in figure 6.

In the presented test cycle, the force in vertical direction was determined as equaling 400 N, whereas the range of mutual locations of the specimens amounted to 1,16 mm. Such a configuration of the loads of the simulator guarantees obtaining maximal resultant of shearing force at the level of 50 N.

One prevailing feature of the used human tooth specimens is irregularity and uniqueness of the chewing surfaces shapes. The shape of the chewing surface determines the way of their “nodule-ness”, that is the mutual location of surface irregularities of the interacting teeth. In the course of the tests it turned out that the shape also determines the distribution of shearing forces during the act of mastication. Diagrams 7a and b present the distribution of shearing forces during the tests in the simulator –the background, and d their relation to the programmed trajectory. In spite of the fact that the trajectory of the mutual dislocations during the teeth cooperation is similar, there occurs a completely different distribution



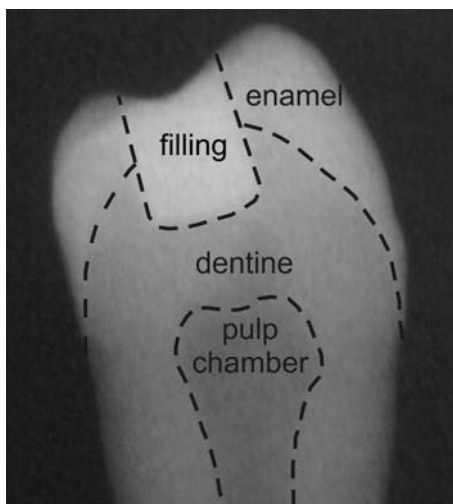
Rys. 5. Wzajemne położenie próbek zębów podczas symulowanej współpracy

Fig. 5. Mutual location of tooth specimens in the course of the simulated cooperation

za tym idzie – układ naprężeń w badanych próbkach.

Działanie układu symulacji szoków cieplnych nie jest zsynchronizowane z działaniem modułu mechanicznego symulatora żucia. Okresy wymiany cieczy roboczej dobrano tak, aby uzyskać jak największą amplitudę zmian temperatury. Nie mogą one być jednak zbyt krótkie, ze względu na czas potrzebny do ogrzania lub ochłodzenia zęba z wypełnieniem w całej objętości. Praktycznie czas utrzymywania próbek w zadanej temperaturze określono na 15 sekund. Przebieg temperatury cieczy w naczyniu, w którym zanurzona jest dolna próbka wraz z przebiegiem wypadkowej, średniej siły tnącej w cyklu żucia przedstawiono na rys. 8.

Przy ustalonej temperaturze wody w ultratermostatach na 283 K oraz 343 K uzyskano dolną temperaturę na



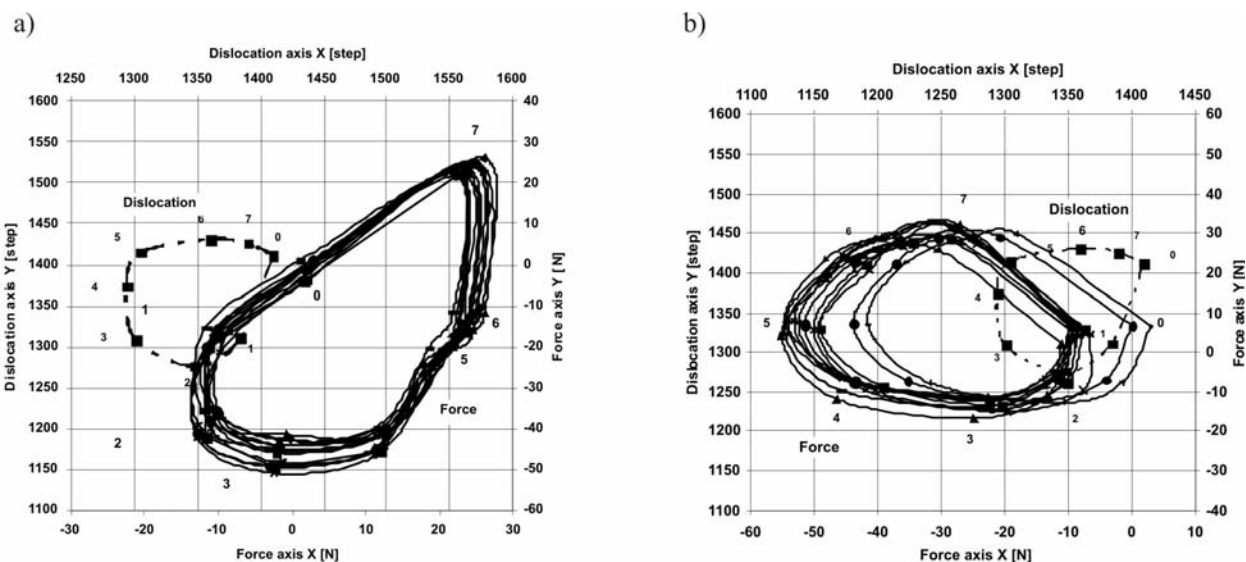
Rys. 6. Obraz radiologiczny próbki zęba z wypełnieniem

Fig. 6. Radiological image of the tooth specimen with a filling

of shearing forces, and in consequence, the system of stresses in the tested specimens.

The activity of the system of simulation of thermal shocks is not synchronized with the operation of mechanical module of the simulator of mastication. The periods of replacement of working liquid were selected in such a way as to ensure the highest amplitude of temperature changes. However, they cannot be too short due to the time required for the filled tooth to get warm and get cool in its full volume. Practically, the time of keeping specimens in the desired temperature was determined as 15 seconds. The course of temperature in the vessel, in which there is the lower specimen situated, together with the course of average resultant of shearing force in the mastication cycle is presented in Illustration 8.

At the fixed temperature of water



Rys. 7. Trajektoria ruchu (linia przerywana) oraz rozkład sił (linia ciągła) dla dwóch różnych par zębów przedrzonowych. Kolejne krzywe są to rozkłady sił zmierzone przy różnych stopniach zaawansowania cyklu badań zmęczenia

Fig. 7- Trajectory of motion (intermittent line) and distribution of forces (full line) for the two separate pairs of human premolars. The foregoing curves represent the distributions of forces measured at different stages of advance of the cycle of fatigue tests

poziomie 298 K i górną temperaturę ponad 323 K. Okres jednego cyklu temperaturowego, przy takich ustawieniach trwa około 40 symulowanych cykli żucia.

Typowy cykl badawczy jednej pary próbek składa się ze 100 000 cykli obciążeń mechanicznych oraz 2500 szoków cieplnych.

Po zakończeniu realizacji cyklu badawczego analizowano zmiany struktury materiałów na ich powierzchni oraz uszkodzenia struktury wewnętrznej. Przeprowadzono również pomiary szerokości szczeliny brzeżnej na powierzchni granicznej między wypełnieniem a ścianą ubytku w zębie.

Powierzchnię zużywającą zęba wraz z wypełnieniem obserwowano za pomocą kamery wewnątrz ustnej. Do oceny uszkodzeń

inside ultra thermostats equaling 283 K and 343 K, the obtained lower temperature remained at the level of 298 K and the upper temperature amounted to 323 K. The period of one temperature cycle, at such positions lasts approximately 40 simulated mastication cycles.

The typical test cycle of one pair of the specimens consists of 100 000 mechanical loads cycles and thermal shocks.

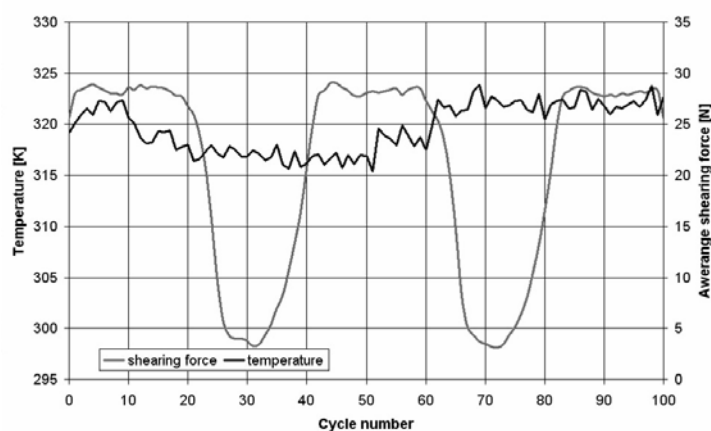
After finishing the test cycle realization, the changes of materials structure on their surface and the damages of internal structure were analyzed. The measurements of width of marginal fissure on the boarding surface between the filling and the wall of defect in the tooth were also taken.

The tooth chewing surface together with the filling were observed by means of intraoral camera. The evaluation of internal

struktury wewnętrznej i pomiaru szerokości szczeliny wykorzystano mikroskop optyczny połączony z komputerowym analizatorem obrazu. W tym celu zęby przecinano wzdłuż długiej osi a następnie inkludowano. Do obserwacji zastosowano powiększenia 25x i 100x.

4. Wyniki badań

Na rysunku 9 przedstawiono przykładowy obraz mikroskopowy przekroju próbki zęba po przeprowadzeniu cyklu badań zmęczeniowych. Na przekroju można zaobserwować uszkodzenia struktury wewnętrznej zęba z wypełnieniem. Cykliczne zmiany naprężeń spowodowały wzrost szerokości szczeliny brzeżnej (szczegół 4). Szczelinę obserwuje się na całej powierzchni połączenia materiału kompozytowego i szkliwa. Zaobserwowano również pęknięcia szkliwa zęba (szczegół 3).



Rys. 8. Przebieg temperatury w naczyniu, w którym znajduje się dolna próbka oraz przebieg średniej wypadkowej siły tnącej

Fig. 8. The course of temperature inside the vessel with the lower specimen together with the course of the average resultant of shearing force

5. Podsumowanie

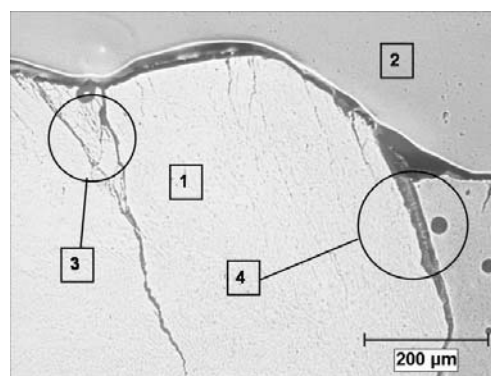
Opisane w artykule stanowisko badawcze realizujące cykliczne obciążenia mechaniczne oraz cieplne próbek zębów ludzkich z wypełnieniami pozwala na realizację przyspieszonych badań zmęczeniowych wypełnień stomatologicznych przy jednoczesnym odwzorowaniu warunków panujących w jamie ustnej człowieka. W szczególności stanowisko to odwzorowuje trajektorię żucia, co stanowi zaletę w stosunku do dotychczasowych symulatorów opisanych w literaturze. Istnieją także nowe możliwości regulowania prędkości wzajemnego przesuwania się próbek zębów względem siebie oraz możliwości doboru pionowej siły docisku w szerokim zakresie.

Badania umożliwiają analizę procesu propagacji szczeliny brzeżnej w zależności od czasu eksploatacji (liczby cykli obciążeniowych). Zgromadzenie większej ilości materiału badawczego pozwoli na przewidywanie trwałości zębów leczonych zachowawczo, w tych przypadkach w których kryteriami dyskwalifikacji użytkowania wypełnienia są: wielkość szczeliny brzeżnej oraz pojawienie się pęknięć w obrębie szkliwa i materiału wypełnienia.

structure damages and measurement of the fissure width were made by means of the optical microscope connected with the computer image analyzer. In order to perform this task, the teeth were cut along their long axis and next they underwent inclusion. Magnification of 25x and 100x was used in observation.

4. Test results

Figure 9 shows the example of microscopic image of the tooth specimen cross-section after the performance of the cycle of fatigue tests. In this cross-section one can observe the damages of internal structure of the tooth with filling. Cyclical changes of stresses caused the growth of the width of the marginal fissure (detail 4). The fissure can be observed on the entire surface of the bond between composite material and the enamel. The cracks in the tooth enamel could also be observed (detail 3).



Rys. 9. Przykładowy obraz mikroskopowy szczeliny brzeżnej po serii cykli żucia powiększenie x25, 1- szkliwo, 2- żywica inkludująca, 3- pęknięcia w obrębie szkliwa, 4- szczelina brzeżna

Fig. 9. The example of microscopic image of the marginal fissure after the series of mastication cycles, magnification x25, 1-enamel, 2-inclusive resin, 3-cracks within enamel, 4-marginal fissure

5. Summary

The research station realizing cyclical mechanical and thermal loads of human teeth specimens described in the above article allows for the performance of accelerated fatigue tests of dental fillings with the simultaneous recreation of the conditions present in the human oral cavity.

The obtained results make the analysis of the marginal fissure propagation process in relation to the exploitation time possible (number of load cycles). Collecting a bigger amount of research material will enable the prediction of the durability of teeth treated preventively, particularly in those cases, in which the criteria of the filling classification are as follows: size of marginal fissure and occurrence of cracks in the enamel and filling material area.

6. References

- [1] Abdalla A. I., Zohairy El A.A., Aboushelib M.M., Feilzer A.J.: *Influence of thermal and mechanical load cycling on the microtensile bond strength of self-etching adhesives*, American Journal Dent., 20(4), pp 250 – 254, 2007.
- [2] Bates J. F., Stafford G. D., Harrison A.: *Masticatory function – a review of the literature. T. I. The form of the masticatory cycle*. Journal of Oral Rehab., 2, 258-260, 1975.
- [3] Grosfeldowa O.: *Fizjologia narządu żucia*; PZWL: Warszawa, pp 145-159, 1981.
- [4] Hunicz J., Niewczas A., Kordos P., Pieniak D.: *Stanowisko do badań degradacji stomatologicznych wypełnień kompozytowych. Eksploatacja i Niezawodność - Maintenance and Reliability 2(34)/2007*, 37-43.
- [5] Niewczas A., Hunicz J.: *Urządzenie do symulacji obciążeń mechanicznych zębów ludzkich leczonych zachowawczo*. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 6, 5, 2004.
- [6] Zgłoszenie Patentowe pt. „Sposób realizacji przyspieszonych badań zmęczeniowych materiałów stomatologicznych i symulator żucia”. Nr. P 384150.
- [7] Stavridakis M. M., Kakaboura A. I., Ardu S., Krejci I.: *Marginal and internal adaptation bulk-field Class I and Cuspal coverage direct resin composite restorations*. Oper Dent., 32(5) pp 515-23, 2007.
- [8] Leinfelder K. F., Suzuki S.: *In vitro wear device for determining posterior composite wear*. JADA, Vol. 130, Sep.1999, pp 1347-53.
- [9] De Gee A. J., Werner A.: *Wear of ELS, Quixfil*, In Ten-S and Z250 in the ACTA wear machine. ACTA November 2003 pp 1-7
- [10] Osorio R., Toledano M., de Leonardi G., Tay F.: *Microleakage and interfacial morphology of self-etching adhesives in class V resin composite restorations*. J Biomed Mater Res., 15;66B(1) pp 399-409, 2003.
- [11] Ritter A. V., Cavalcante L. M., Swift E. J Jr., Thompson J. Y., Pimenta L. A.: *Effect of light-curing method on marginal adaptation, microleakage, and microhardness of composite restorations*. J Biomed Res B Appl Biomater., 78(2) pp 302-11, 2006.
- [12] Haller B.: *Recent development In dentin bonding*. Am J Dent., 13 pp 44-50, 2000.
- [13] Krejci I., Reich T., Lutz F., Albertoni M.: *In-vitro-testverfahren zur evaluatin dentaler restaturationssysteme*. Computergesteuerter Kausimulator. Schweiz Monatsschr Zahnmed, vol. 100, 8, 1990.
- [14] Krejci I., Lutz F.: *In-vitro-testverfahren zur evaluation dentaler restaurationssysteme. Korrelation mit In-vivo-Resultaten*. Schweiz Monatsschr Zahnmed, vol. 100, 12, 1990.

Dr inż. Paweł KORDOS

Politechnika Lubelska
Wydział Podstaw Techniki
Katedra Podstaw Techniki
ul. Nadbystrzycka 38, 20-618 Lublin
tel. (081) 5384490
e-mail: p.kordos@pollub.pl

Dr inż. Jacek HUNICZ

Politechnika Lubelska
Wydział Mechaniczny
Katedra Silników Spalinowych i Transportu
ul. Nadbystrzycka 36, 20-618 Lublin
tel. (081) 5384261
e-mail: j.hunicz@pollub.pl

Dr n.med. Agata NIEWCZAS

Akademia Medyczna w Lublinie
Katedra i Zakład Stomatologii Zachowawczej
ul. Karmelicka 7, 20-081 Lublin
tel. (081) 5323410
e-mail: agata.niewczas@umlub.pl
