

ANALIZA PRAWDOPODOBIEŃSTWA PRZETRWANIA I NIEZAWODNOŚCI UKŁADU ZĄB - WYPEŁNIENIE KOMPOZYTOWE

ANALYSIS OF SURVIVAL PROBABILITY AND RELIABILITY OF THE TOOTH-COMPOSITE FILLING SYSTEM

Ocenie niezawodności poddano układ biomechaniczny ząb–wypełnienie kompozytowe (kompozyt polimerowy z mikro-wypełniaczem). Próbki zębów z wypełnieniami wykonanymi na powierzchni żującej zębów poddano obciążeniom mechanicznym symulującym warunki środowiska jamy ustnej. Badania przeprowadzono w laboratorium na symulatorze żucia. Miarą zużycia wypełnień była szczelina brzeżna, którą oceniano w przekroju podłużnym zęba wykorzystując mikroskop optyczny oraz na powierzchni żucia, wykorzystując skaningowy mikroskop elektronowy (SEM). Wyniki pomiarów uporządkowano w zależności od strefy pomiaru szczeliny oraz w zależności od liczby cykli zmęczeniowych. Obliczono parametry rozkładu statystycznego rozmiarów geometrycznych szczeliny brzeżnej wykorzystując testy Kolmogorova–Smirnova oraz Shapiro–Wilka. Do oceny różnic wykorzystano analizę wariancji ANOVA oraz test post hoc. Wyznaczono przebieg funkcji niezawodności przyjmując model Weibulla. Oceniono ryzyko uszkodzenia oraz prawdopodobieństwo przetrwania badanego układu.

Słowa kluczowe: niezawodność, kompozytowe wypełnienie stomatologiczne, symulator żucia, obciążenia mechaniczne.

The bio-mechanical tooth-composite filling system (polymer composite with micro-filler) has been evaluated with respect to its reliability. The tooth specimens with prepared fillings on the tooth chewing surface were submitted to mechanical and thermal loads simulating natural conditions in the oral cavity. The research was carried out in the laboratory scale on the mastication simulator. A marginal fissure width was a measurement of the filling's wear, and it was investigated both in the longitudinal section with the use of optical microscope as well as on the chewing surface with the use of scanning electron microscope (SEM). The results of measurements were grouped according to the zone of the fissure measurement and to the number of fatigue tests performed. Statistical distribution parameters of geometrical size of the marginal fissure were calculated based on the Kolmogorov-Smirnov and Shapiro-Wilk tests. ANOVA variation analysis and post hoc test was used to assess the differences. The reliability function was determined with the use of Weibull model. The risk of damage and survival likelihood was evaluated introducing authors' criterion of the limit state of the tooth – filling system.

Keywords: reliability, laboratory tests, composite dental fillings.

1. Wprowadzenie

Trwałość i niezawodność systemu biomechanicznego ząb - wypełnienie kompozytowe są determinowane przez proces fizycznej degradacji wypełnienia kompozytowego i tkanek twardych zęba w obszarze granicznym polegającym głównie na powstaniu i rozbudowie szczeliny brzeżnej. W praktyce stomatologicznej dokonuje się jakościowej oceny szczeliny brzeżnej kwalifikując wypełnienie do dalszego użytkowania. Kwalifikacji dokonuje się poprzez obserwację powierzchni wypełnienia. Jednak wyniki wielu badań wskazują, że bardzo ważna jest również ocena wielkości szczeliny w głębiej położonych warstwach [15]. Opisane w mniejszym artykule badania miały na celu ocenę niezawodności wypełnień na podstawie ilościowej oceny rozbudowy szczeliny brzeżnej w trzech obszarach anatomicznej struktury zęba: na powierzchni żucia, w obszarze styku wypełnienia ze szkliwem oraz w obszarze styku wypełnienia z zębina.

Główną przyczyną inicjacji szczeliny brzeżnej w systemie ząb-światłoutwardzalne wypełnienie jest skurcz polimeryzacyjny

1. Introduction

Durability and reliability of bio-chemical tooth-composite filling system depends on a physical degradation process of the filling and tooth hard tissues in the bordering area. The process mainly consists in formation and development of the microleakage. In dental practice a qualitative evaluation of the marginal fissure is performed, qualifying the filling to the further use. The qualification is based on the observation of the filling's surface. However, the results of many investigations indicate the importance of evaluation of the microleakage size in the deeper layers [15]. The aim of the research described in the mentioned article was to study fillings' life based on the quantitative investigation of the marginal fissure development in the anatomical teeth structure areas, such as: chewing surface, area between filling and enamel, as well as the area between filling and dentine.

The main cause of microleakage occurrence in the tooth – photo-cured polymer filling system is polymerization shrinkage [1, 2, 4, 14, 16, 21]. During the further filling utilization in the

ny [1, 2, 4, 14, 16, 21]. Podczas dalszego użytkowania wypełnienia w jamie ustnej o jego mechanicznej degradacji decyduje proces żucia. Kinematyka procesu żucia polega na ruchu odwodzenia i przywodzenia żuchwy oraz ruchach bocznych. Ruchom tym towarzyszy skomplikowany układ sił działających w różnych kierunkach. Wynikające stąd naprężenia w układzie ząb–wypełnienie powodują powstawanie sił skierowanych przeciwnie do sił adhezyjnych występujących między tkankami zęba a wypełnieniem.

Autorzy przeprowadzili badania „in vitro”, w których wykorzystano laboratoryjne techniki symulacji procesu żucia. Dotychczas w większości przypadków upraszczano warunki symulacji, bądź ograniczano analizę jedynie do oceny jakościowej [12].

Na ogół znacząco upraszczano warunki obciążeń pomijając niekiedy wiele istotnych czynników środowiska jamy ustnej, bądź upraszczano geometrię obciążeń. W wielu pracach nie zapewniono powtarzalności parametrów środowiska symulacji. Ograniczało to możliwości porównania wyników testów oraz uniemożliwiło ocenę stopnia degradacji w pełnym okresie trwałości wypełnienia [5, 10, 13, 17, 18, 19].

2. Metoda

Obiektem badań były zęby ludzkie z wypełnieniem kompozytowym. Wykorzystano zęby trzonowe i przedtrzonowe usunięte ze względów ortodontycznych i chirurgicznych (rys. 1a). W zębach preparowano ubytki klasy I wg Blacka o głębokości 3 mm. W ten sposób zapewniono kontakt wypełnienia ze szkliwem i zębiną.

W ubytkach zakładane były wypełnienia z materiału kompozytowego zgodnie ze wskazaniami producenta (rys. 1b). Materiał kompozytowy (ELS, Saremco AG) zakładany był do ubytku w warstwach o grubości ok. 2 mm każda i naświetlany lampą halogenową przez 40 sekund. Tak przygotowane próbki zębów poddawano cyklicznym obciążeniom mechanicznym

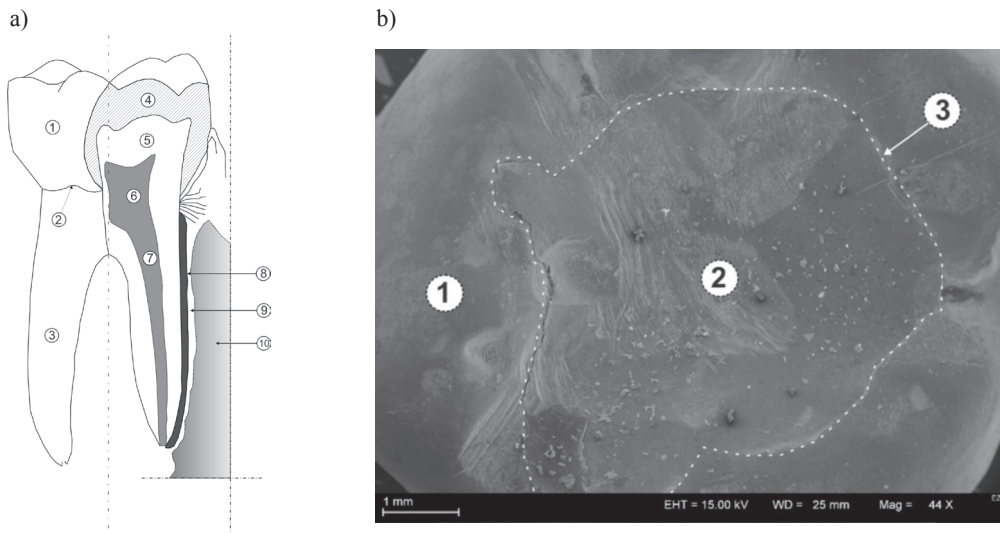
oral cavity it is a chewing process that determines its mechanical degradation. Kinematics of the chewing process consists in the forward and backward movements of the lower jaw as well as side moves. The moves are accompanied by a complex force system acting in different directions. The resulting stresses in the tooth – filling system cause formation of the forces oppositely directed to the adhesive forces present between the tooth tissues and the filling.

The authors carried out “in vitro” studies, with the use of laboratory simulation techniques of the mastication process. So far the majority of investigations either simplified simulation conditions or limited it only to qualitative analysis [5, 10, 13, 17, 18, 19]. In most cases the loads conditions were simplified by omitting many significant environmental factors of the oral cavity, or by simplifying loads geometry. In many studies the repeatability of the environmental simulation parameters was not ensured [12]. It limited the possibilities of comparison of the test results and precluded analysis of the degradation progress in the full filling’s life period [5, 10, 13, 17, 18, 19].

2. Method

For the purpose of the studies human teeth with the composite filling were applied. The molar and premolar teeth extracted due to orthodontic and surgical reasons were used (fig. 1a). In the specimens I class 3 mm deep lesions were prepared according to Black, ensuring a contact between the filling, enamel and dentine.

In the lesions the composite fillings were fitted according to the manufacturers’ recommendations (fig. 1b). The composite materials (ELS, Saremco AG) were applied in 2 mm layers and heated with the halogen lamp for 40 seconds. Such teeth specimens were subjected to the cyclical mechanical loads by means of the equipment for the strength studies, simulating physio-

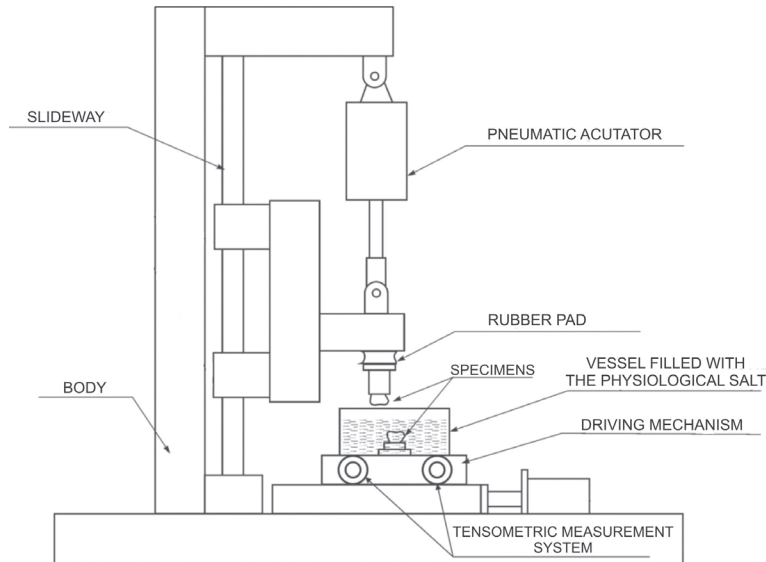


Rys. 1. a) Model zęba trzonowego żuchwy [opracowanie własne na podstawie Grosfeldowa 1981]: 1 – korona, 2 – szyjka, 3 – korzenie, 4 – szkliwo, 5 – zębina, 6 – komora z miazgą komorową, 7 – kanał z miazgą kanałową, 8 – cement, 9 – ozębna, 10 – kość wyrostka zębowoalveolowego, b) Powierzchnia żucia zęba z wypełnieniem (obraz SEM): 1 – tkanka twarda zęba – szkliwo, 2 – wypełnienie kompozytowe, 3 – granica wypełnienia

Fig. 1. a) Model of the molar (author’s made on the basis of Grosfeldowa 1981): 1- crown, 2- cervix, 3- roots, 4-enamel, 5- dentine, 6- pulp chamber, 7- canal with canal pulp, 8-cement, 9- periodontium, 10- bone of alveolar process; b) Mastication surface of the tooth with a filling (SEM image): 1- the tooth hard tissue- enamel, 2- composite filling, 3- filling border.

na urządzeniu do badań trwałościowych symulującym warunki fizjologiczne. Zadaniem symulatora żucia było odwzorowanie rzeczywistych obciążeń mechanicznych zębów w jamie ustnej. Symulacja fizjologicznych obciążeń mechanicznych zębów realizowana była przez pneumatyczny mechanizm docisku oraz dwuosiowy ploter napędzany parą silników krokowych (rys. 2).

logical conditions. Mastication simulator was responsible for recreation of the real mechanical teeth loads in the oral cavity. The simulation was realized by pneumatic holding-down mechanism and biaxial plotter driven by a couple of stepper motors (fig. 2).



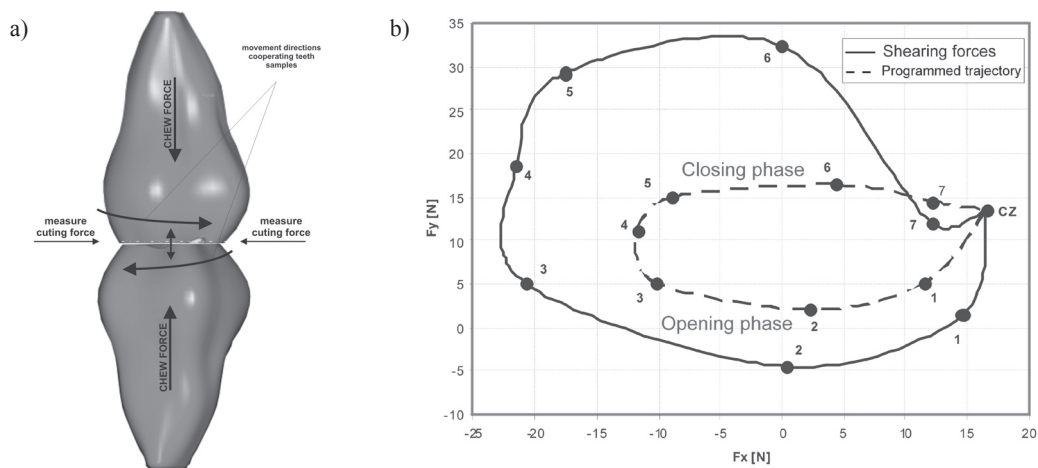
Rys 2. Budowa symulatora żucia
Fig. 2. Structure of the mastication simulator

Jedna z badanych próbek mocowana była do mechanizmu suwakowego wykonującego ruchy w kierunku pionowym, natomiast druga znajdowała się na ploterze symulującym ruchy żuchwy [6]. Model współpracy pary próbek przedstawiono na rysunku 3a.

One of the studied specimens was installed on the sliding frame moving in the vertical direction, while the second specimen was placed on the plotter simulating jaw's movements [6]. Model of the two co-working specimens is presented in fig. 3a.

Laboratoryjna trajektoria żucia opisywana była za pomocą współrzędnych ośmiu charakterystycznych punktów na płaszczyźnie przy zaznaczeniu określonej prędkości ruchu i siły docisku. Dokładność pozycjonowania próbki ustalono na 0,01 mm, a liniową prędkość względną na około 20 mm/s, co pozwoliło uzyskać częstotliwość cykli pracy około 1 Hz. Przykła-

Laboratory mastication trajectory was described by the coordinates of eight specific points on the plane with consideration of the appropriate movement velocity and clamp force. The estimated accuracy of specimen's positioning was 0.01 mm, and relative velocity of about 20 mm/s, which enabled to achieve the frequency of the operation cycles of about 1 Hz.



Rys 3. a) współpraca pary zębów b) przebieg sił tnących podczas symulacji aktu żucia (linia ciągła) oraz kształt zaprogramowanej trajektorii ruchu współpracujących próbek (linia kreskowa)

Fig. 3. a) Cooperation of the pair of teeth; b) the course of shearing forces during the act of mastication (full line) and the shape of programmed movement trajectory of the cooperating specimens

dowy przebieg sił tnących podczas symulacji aktu żucia przedstawiono na wykresie (Rys 3b).

Do sterowania symulatorem żucia opracowano specjalny program komputerowy. Umożliwił on różnicowanie trajektorii ruchu badanych zębów z uwzględnieniem składowej losowej.

Tory ruchu w kolejnych cyklach generowane były losowo w przyjętym zakresie tolerancji [6].

Do analizy degradacji powierzchni zębów wykorzystano elektronowy mikroskop skaningowy (LEO 1430VP). Natomiast za pomocą mikroskopu optycznego (Neophot) obserwowano przekrój podłużny zębów. Obrazy uzyskane w obserwacjach mikroskopowych poddano komputerowej analizie obrazu (Image-Pro Plus, Media Cybernetics). Powierzchnię zęba w obszarze lokalnym ząb-wypełnienie po przeprowadzonych badaniach zużycia przedstawiono na rysunku 4.

Do oceny niezawodności wypełnień posłużono się metodą nieparametryczną. Wyznaczono wartości chwilowe rozkładu prawdopodobieństwa czasu zdatności do chwili uszkodzenia zużyciowego [20].

W analizie niezawodności wykorzystano dwuparametrowy rozkład Weibulla [3]. Do estymacji parametrów rozkładu zastosowano metodę największej wiarygodności (ang. *maximum likelihood method*). Dokładny opis metodyki analizy statystycznej wyników badań zamieszczono w punkcie 4 i 5 niniejszego artykułu.

3. Wyniki badań

Wyniki pomiarów szerokości szczeliny brzeżnej uporządkowano w grupy pomiarowe według strefy anatomicznej zęba (zębina, szkliwo, powierzchnia żucia) oraz według liczby cykli żucia w teście (0, 30.000, 60.000, 100.000). Przebieg rozbudowy (wzrostu szerokości) szczeliny brzeżnej w zależności od liczby cykli obciążeń mechanicznych (cykli żucia) przedstawiono na wykresach ramkowych (rys. 5a, 5b, 5c).

Do oceny reprezentatywności rozkładu normalnego dla populacji wykorzystano nieparametryczny test Kolmogorova – Smirnova. Dodatkowo zastosowano test Shapiro - Wilka (tab. 1). Wartość statystyki *D* przedstawiona w tabeli jest miarą istotności (gdy *D* dąży do zera to próba ma większą zbieżność z rozkładem teoretycznym) [8].

The example of the shearing forces acting during the simulation of the chewing process is shown in the diagram (fig. 3b).

In order to control mastication simulator dedicated computer software was developed, which enabled differentiation of the movement trajectory of investigated specimens including random component.

Trajectories in the in the following cycles were generated randomly in the assumed tolerance range [6].

For the analysis of the teeth surface degradation electron scanning microscope was applied (LEO 1430VP), while the optical microscope (Neophot) was used to observe teeth longitudinal section. The images obtained from microscopic observations were subjected to the computer image analysis (Image-Pro Plus, Media Cybernetics). Figure 4 shows the tooth surface in the local tooth-filling area after performance of the fatigue tests.

In order to evaluate fillings' reliability a non-parametrical method was applied. The instantaneous values of probability distribution of up time to the time of the wear-out failure occurrence [20] were determined.

Reliability analysis was based on two-parameter Weibull distribution [3]. Distribution parameters were estimated using maximum likelihood method. The extensive description of the applied methodology of statistical analysis of the research results can be found in points 4 and 5 of this paper.

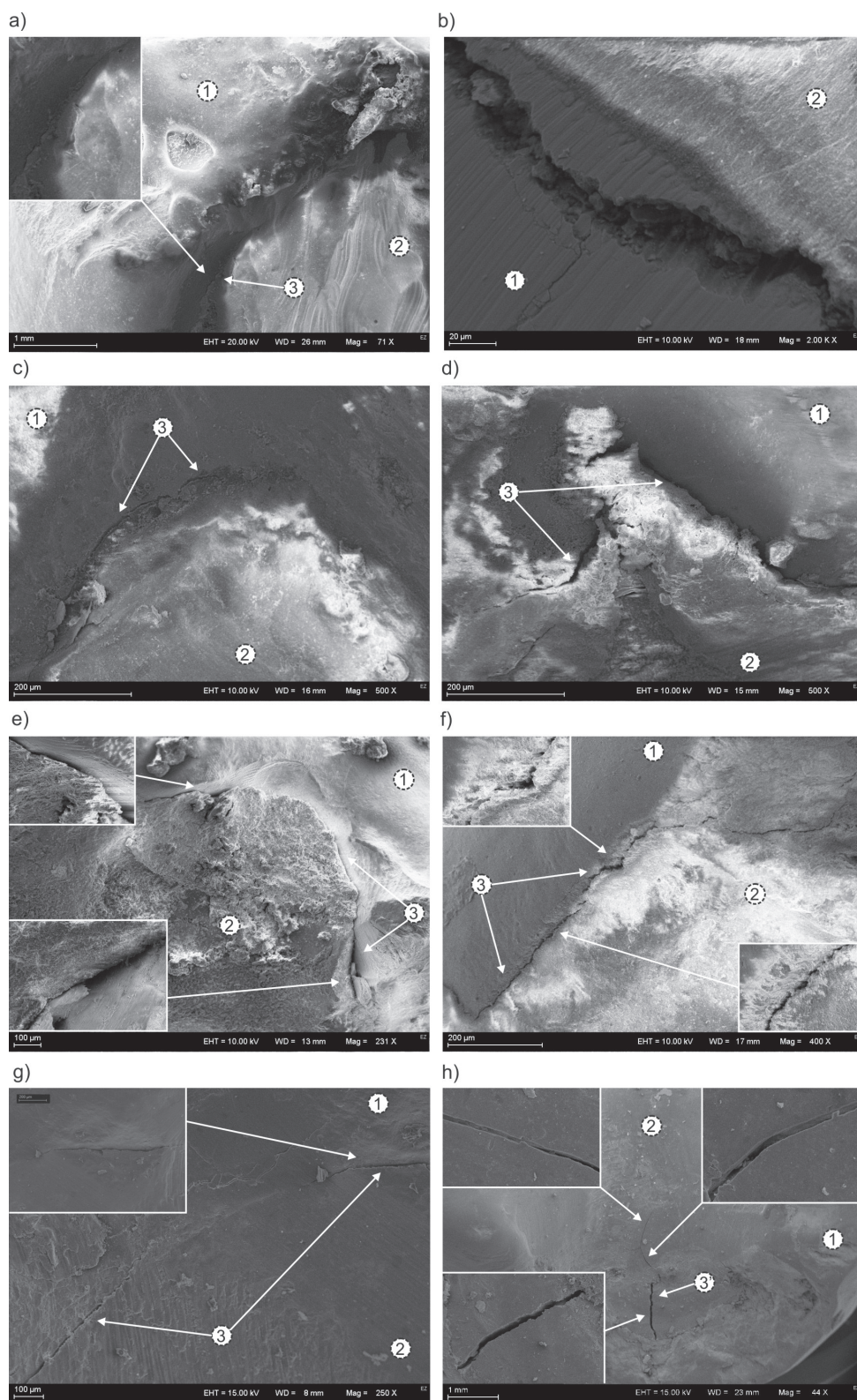
3. Test results

The results of marginal fissure measurements were divided into measurement groups based on the anatomical tooth area (dentine, enamel, chewing surface) as well as the number of the chewing cycles applied in the test (0, 30.000, 60.000, 100.000). The progress of the microleakage expansion (width increase) with regards to the number of the mechanical loads cycles (chewing cycles) is presented in the box plot (fig. 5a, 5b, 5c).

Non-parametric Kolmogorov-Smirnov test was used to evaluate the representativeness of normal distribution of the population. Additionally, Shapiro-Wilk distribution test was applied (tab. 1). Value of *D* statistic shown in the table is a significance measure (if *D* approaches zero, a sample has a greater convergence to the theoretical distribution) [8].

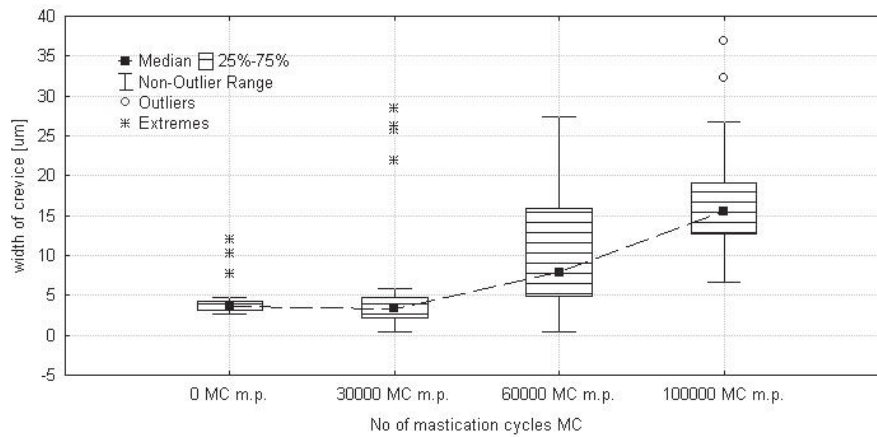
Tab. 1. Wyniki testu normalności rozkładu
Tab. 1. Results of the test of normality of distribution

Group	N	max D	S-W	p
0k MC e. (ELS)	60	0,204613	0,817515	0,000000
0k MC d. (ELS)	169	0,162687	0,781610	0,000000
0k MC m.p. (ELS)	21	0,337598	0,658461	0,000009
30k MC e. (ELS)	185	0,126026	0,875017	0,000000
30k MC d. (ELS)	563	0,128659	0,905329	0,000000
30k MC m.p. (ELS)	45	0,380473	0,559625	0,000000
60k MC e. (ELS)	402	0,086166	0,907351	0,000000
60k MC d. (ELS)	706	0,080584	0,918776	0,000000
60k MC m.p. (ELS)	75	0,147755	0,916300	0,000107
100k MC e. (ELS)	255	0,095497	0,926193	0,000000
100k MC d. (ELS)	332	0,138478	0,851427	0,000000
100k MC m.p. (ELS)	43	0,138646	0,911924	0,002937



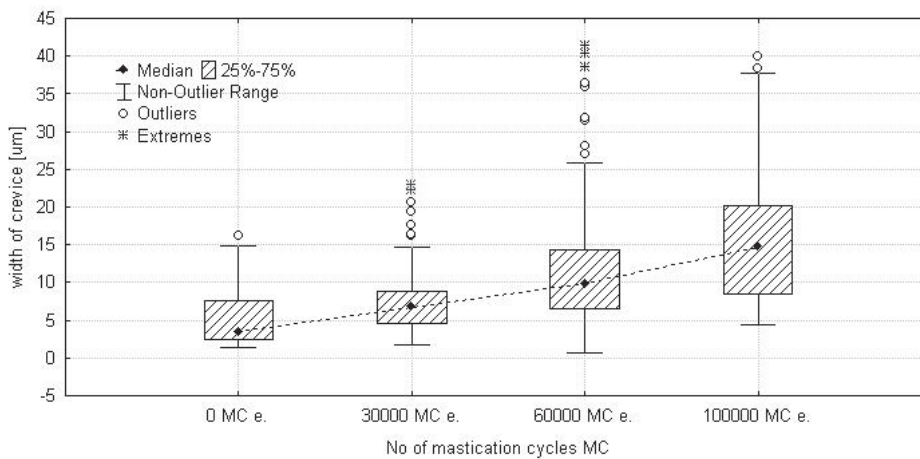
Rys 4. Mikroskopowe obrazy powierzchni zęba z wypełnieniem (m.p.) a) b) m.p. zęba niepoddanego obciążeniu - degradacja na skutek skurczu polimerizacyjnego; c) d) m.p. 30000 cykli żucia (MC); e) f) m.p. 60000 MC; g) h) m.p. 100000 MC (1 – tkanka twarda zęba – szkliwo, 2 – wypełnienie kompozytowe, 3 – szczelina brzeżna, 3' – makropęknięcie w wypełnieniu)

Fig. 4. Microscope images of the tooth surface with a filling (m.p.): a) b) microscope image of the tooth that underwent a load – degradation resulting from polymerization shrinkage; c) d) microscope image 30000 mastication cycles (MC); e) f) microscope image 60000 MC; g) h) microscope image 100000 MC: 1-hard tissue of the tooth-enamel, 2-composite filling, 3-marginal fissure, 3'-micro-crack in the filling



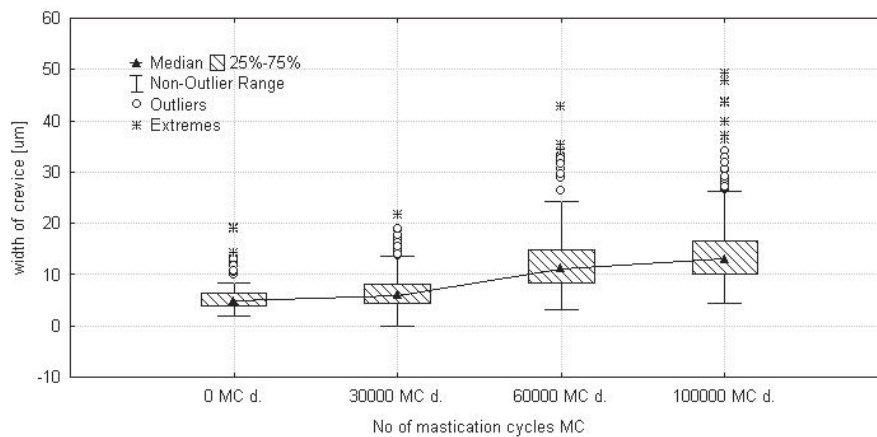
Rys. 5a. Szerokość szczeliny brzeżnej na powierzchni żucia w zależności od liczby cykli obciążeń mechanicznych MC – oznaczenie obciążeń mechanicznych, e – szkliwo, d – zębina, m.p. – powierzchnia żucia, ELS – oznaczenie materiału wypełnienia

Fig. 5a. Frame diagram of marginal fissure width for various number of mastication cycles. MC- marking of mechanical loads, e.-enamel, d.- dentine, m.p. - mastication surface



Rys. 5b. Szerokość szczeliny brzeżnej na powierzchni żucia w zależności od liczby cykli obciążeń mechanicznych MC – oznaczenie obciążeń mechanicznych, e – szkliwo, d – zębina, m.p. – powierzchnia żucia, ELS – oznaczenie materiału wypełnienia

Fig. 5b. Frame diagram of marginal fissure width for various number of mastication cycles. MC- marking of mechanical loads, e.-enamel, d.- dentine, m.p. - mastication surface



Rys. 5c. Szerokość szczeliny brzeżnej na powierzchni żucia w zależności od liczby cykli obciążeń mechanicznych MC – oznaczenie obciążeń mechanicznych, e – szkliwo, d – zębina, m.p. – powierzchnia żucia, ELS – oznaczenie materiału wypełnienia

Fig. 5c. Frame diagram of marginal fissure width for various number of mastication cycles. MC- marking of mechanical loads, e.-enamel, d.- dentine, m.p. - mastication surface

4. Ocena różnic między średnimi szerokościami szczeliny brzeżnej

W celu zweryfikowania istotności różnic pomiędzy średnimi szerokościami szczeliny brzeżnej w poszczególnych grupach testowych przeprowadzono analizę wariancji. Wyniki uzyskane w teście ANOVA (tab. 2) pozwoliły na odrzucenie hipotezy zerowej o braku różnic między średnimi.

Tab. 2. Wyniki analizy wariancji
Tab. 2. Variance analysis results

Test	SS - Effect	df - Effect	MS - Effect	SS - Error	df - Error	MS - Error	F	p
ANOVA	33069,15	11	3006,29	90770,40	2844	31,92	94,19	0,00
Levene	5514,010	11	501,28	38527,56	2844	13,55	37,01	0,00
Brown-Forsythe	5504,163	11	500,38	45120,86	2844	15,86	31,54	0,00

Testy Levene i Brown–Forsythe wykazały homogeniczność wariancji w grupach, potwierdzając założenie o wspólnej wariancji wewnątrzgrupowej ($p < 0,05$).

Następnie przeprowadzono test *post hoc* w celu oceny czy uzyskany układ średnich jest układem oczekiwanym w porównaniach wielokrotnych. Wybrano test HSD Tukey’a dla nierównych licznosci (tab. 3). Wartości p poniżej założonego poziomu ($p < 0,05$) wskazują na istotne różnice między średnimi wartościami szczeliny w grupach pomiarów po różnej liczbie obciążeń (cykli żucia).

Tab. 3. Wyniki testu HSD Tukey’a dla nierównych licznosci; 0k, 30k, 60k, 100k – liczba cykli żucia. MC – oznaczenie obciążeń mechanicznych, e – szkliwo, d – zębina, m.p. – powierzchnia żucia, ELS – oznaczenie materiału wypełnienia

Tab. 3. Turkey’s HSD results for unequal samples; 0k, 30k, 60k, 100k – number of mastication cycles. MC – mechanical load, e – enamel, d – dentine, m.p. – mastication plane, ELS – light-cured composite

Group	{1}	{2}	{3}	{4}	{5}	{6}	{7}	{8}	{9}	{10}	{11}	{12}
0k MC e. {1}		1	1	0,13	0,45	1	0	0	0	0	0	0
0k MC d. {2}	1		1	0,04	0,24	1	0	0	0	0	0	0
0k MC m.p. {3}	1	1		0,66	0,91	1	0	0	0	0	0	0
30k MC e. {4}	0,13	0,04	0,66		0,96	0,69	0	0	0	0	0	0
30k MC d. {5}	0,45	0,24	0,91	0,96		0,97	0	0	0	0	0	0
30k MC m.p. {6}	1	1	1	0,69	0,97		0	0	0	0	0	0
60k MC e. {7}	0	0	0	0	0	0		0,32	1	0	0	0
60k MC d. {8}	0	0	0	0	0	0	0,32		0,6	0	0	0
60k MC m.p. {9}	0	0	0	0	0	0	1	0,6		0	0	0
100k MC e. {10}	0	0	0	0	0	0	0	0	0		0,52	1
100k MC d. {11}	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,52		0,78
100k MC m.p. {12}	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0,78	

5. Analiza prawdopodobieństwa przetrwania i niezawodności układu zęb - wypełnienie kompozytowe

Stosunek liczby zębów, pozostałych w stanie zdatności w czasie t względem początkowej liczby badanych zębów opisano funkcją przetrwania Kaplana-Meiera (rys. 6) opisuje Jest to skumulowana proporcja przypadków, które nie osiągnęły stanu granicznego od chwili początkowej do rozpatrywanej chwili użytkowania.

$$S(t) = \prod_{i=1}^t \left[\frac{n-j}{n-j+1} \right]^{\delta(j)} \quad (1)$$

4. Evaluation of the differences between the mean marginal fissure widths

In order to verify significance of differences between the mean marginal fissures widths, variance analysis was performed in the particular testing groups. The results obtained in ANOVA test (tab. 2) allowed rejecting the null hypothesis of no difference between the means.

Levene’s and Brown-Forsythe’s tests have indicated variance homogeneity in the groups, confirming the assumption of the common intergroup variance ($p < 0.05$).

Furthermore, a *post hoc* test was performed to assess if the obtained mean arrangement is the expected one in the multiple comparisons. HSD Tukey’s test for the unequal sample sizes was chosen (tab. 3). The p values below the assumed level ($p < 0.05$) indicate the significant differences between the mean values of the marginal fissure width in the groups of different loads number (chewing cycles).

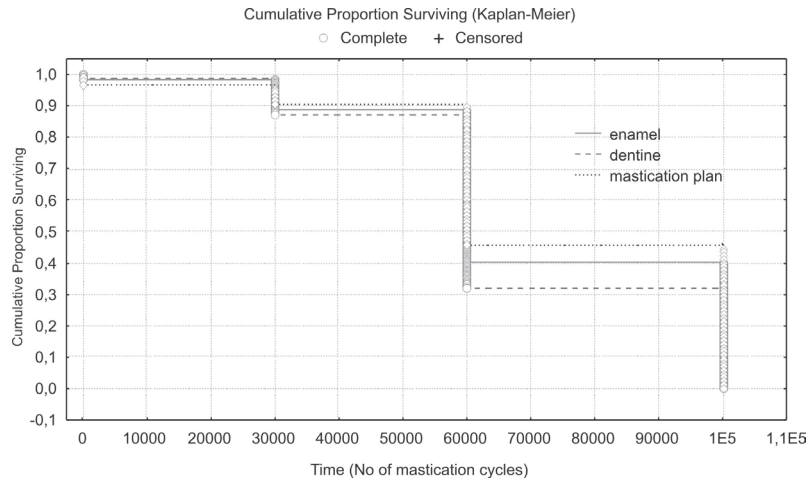
5. Analysis of survival probability and reliability of the tooth – composite filling system

A ratio between the teeth remaining in the usability state in t time, and the initial number of the studied teeth was described by the Kaplan – Meier survival function (fig. 6). This is a cumulated proportion of cases, which did not reach the limit state from the initial moment to the studied moment.

$$S(t) = \prod_{i=1}^t \left[\frac{n-j}{n-j+1} \right]^{\delta(j)} \quad (1)$$

W równaniu (1), $S(t)$ oznacza oszacowaną funkcję przeżycia, n oznacza całkowitą liczbę przypadków, a Π oznacza iloczyn wszystkich przypadków mniejszych lub równych t ; $\delta(j)$ oznacza stałą, równą 1, jeśli j -ty przypadek jest nie ucięty (kompletny) lub 0, jeśli jest ucięty [7].

Here, $S(t)$ is an estimated survival function, n is a number of all studied cases, Π is a product of all cases lower or equal t ; $\delta(j)$ is a constant equal 1, if j -th component is complete or equal 0 if it is cut [7].



Rys. 6. Funkcja przetrwania Kaplana – Meiera układu zqb wypełnienie w warunkach testowych obciążeń mechanicznych
 Fig. 6. Kaplan- Meier's survival function of the tooth-filling system in the conditions of the tests of mechanical loads

W ocenie niezawodności wykorzystano dwuparametrowy rozkład Weibulla. Do wyznaczenia parametrów rozkładu (kształtu i skali) posłużono się metodą największej wiarygodności (ang. *maximum likelihood method*). Dla uzyskanych wyników sporządzono nieparametryczne wykresy prawdopodobieństwa. Poziomą oś czasu użytkowania (liczba cykli żucia) wyskalowano logarytmicznie, zaś na osi pionowej odkładano wartość $\log(\log(100/(100-F(t))))$ (lewą oś y opisano w skali prawdopodobieństwa). Z wykresów odczytano parametry rozkładu Weibulla. Parametr kształtu jest równy współczynnikowi nachylenia dopasowanej linii prostej a parametr skali obliczono jako $\exp(\text{wyraz wolny}/\text{nachylenie})$. Wyznaczone w ten sposób parametry rozkładu Weibulla przedstawiano w tabeli 4.

In reliability analysis two-parameter Weibull distribution was used. In order to identify distribution parameters (shape and scale) maximum likelihood method was applied. For the obtained results non-parametric probability curves were determined. Horizontal axis of *operating time (number of chewing cycles)* was logarithmically scaled, while on the vertical axis $\log(\log(100/(100-F(t))))$ value was placed (left y axis was described in probability scale). Weibull distribution parameters were found from the curves. The shape parameter equalled slope coefficient of the fitted straight line, whereas scale parameter was calculated as $\exp(\text{free term}/\text{slope})$. The estimated parameters are presented in table 4.

Tab. 4. Parametry rozkładu Weibull'a
 Tab. 4. Parameters of Weibull distribution

Gap measurement localization	Weibull parameters	
	Shape	Scale
Enamel	2,5814	94974
Dentine	2,7060	89938
Mastication plan	1,9630	105400

Przyjmując obliczone wartości parametrów kształtu i skali wyznaczono najbardziej prawdopodobny przebieg funkcji niezawodności $R(t)$ badanych wypełnień (rys. 7). Przebieg empiryczny aproksymowano rozkładem Weibulla, w którym gęstość prawdopodobieństwa opisana jest zależnością [11]:

$$a = \frac{c}{b} \left(\frac{t}{b}\right)^{c-1} \exp\left(-\left(\frac{x-\theta}{b}\right)^c\right) \quad (2)$$

natomiast dystrybuanta (z dodatnimi parametrami $b, c, i \theta$) dana jest wzorem:

Adopting calculated shape and scale parameters the most probable reliability function $R(t)$ of the studied fillings was found (fig. 7). The empirical function was approximated with Weibull distribution, where probability density was described by the following relation [11]:

$$a = \frac{c}{b} \left(\frac{t}{b}\right)^{c-1} \exp\left(-\left(\frac{x-\theta}{b}\right)^c\right) \quad (2)$$

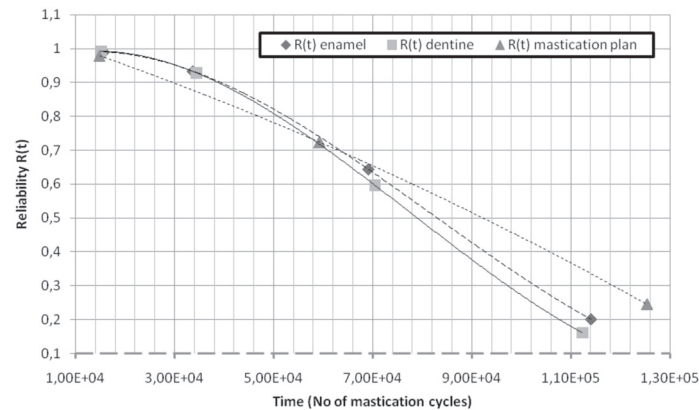
While cumulative distribution function (with positive $b, c,$ and θ parameters) was given by:

$$F(t) = 1 - \exp\left(-\left(\frac{x-\theta}{b}\right)^c\right) \quad (3)$$

którego poszczególne składowe oznaczają: x – czas, b – parametr skali, c – parametr kształtu, θ – parametr położenia, e – stała ($e = 2.71828\dots$).

$$F(t) = 1 - \exp\left(-\left(\frac{x-\theta}{b}\right)^c\right) \quad (3)$$

Here, x – time, b – scale parameter, c – shape parameter, θ – position parameter, e – constant ($e = 2.71828\dots$).



Rys. 7. Przebieg funkcji niezawodności układu zęb – wypełnienie w warunkach testowych obciążeń mechanicznych
Fig. 7. The course of reliability function of the tooth-filling system in test conditions of mechanical loads

Na podstawie wykresu funkcji niezawodności przedstawionego na rys. 7 wyznaczono prognozowaną trwałość układu zęb – wypełnienie. Do prognozowania przyjęto założenie $R(t) = \frac{1}{2}$ [20] oraz graniczną wartość szerokości szczeliny brzeżnej równą 0,010 mm [9]. Obliczony w ten sposób czas poprawnego użytkowania badanych wypełnień wynosi ok. 93000 cykli żucia w obszarze powierzchni zęba oraz ok. 82000 cykli żucia w obszarze szkliwa, ok. 78000 cykli żucia w obszarze zębiny.

6. Podsumowanie

Opracowana w niniejszym artykule metoda badań in vitro procesu degradacji układu zęb-wypełnienie kompozytowe umożliwia ocenę trwałości i niezawodności tego układu. W szczególności, w warunkach przeprowadzonych badań stwierdzono, że:

- przebieg funkcji przetrwania Kaplana–Meiera wskazuje, że największa liczba przypadków utraty zdatności użytkowej wypełnienia następuje po wykonaniu 60.000 cykli żucia,
- przebieg funkcji niezawodności wykazuje najwyższą dynamikę spadku niezawodności układu zęb-wypełnienie w obszarze granicznym zębiny, natomiast najmniejszą dynamikę – dla powierzchni żucia,
- trwałość wypełnienia w obszarze zębiny wynosi 78.000 cykli żucia i jest trwałością niższą niż prognozowane trwałości wypełnienia w obszarze szkliwa i na powierzchni żucia.

Based on the reliability function curve presented in fig. 7, expected durability of the tooth-filling system was estimated. For the estimation, the following assumptions were made: $R(t) = \frac{1}{2}$ [20], and the marginal fissure limit value of the studied fillings of 0.010 mm [9, 15]. Hence, the obtained failure-free operating time of the fillings was about 93 000 chewing cycles on the chewing surface, about 82 000 chewing cycles in the enamel area, and 78 000 chewing cycles in the dentine area.

6. Summary

The developed „in vitro” method for studies of the degradation of the tooth-composite filling system, presented in this paper, allows evaluating durability and reliability of such system in respect to the microleakage. In the conditions of the conducted studies, the following observations have been made:

- based on the Kaplan-Meier function the highest number of cases of filling’s usability loss occurs after 60 000 chewing cycles;
- reliability function indicates the highest drop dynamics of the tooth-filling system reliability taking place in the dentine bordering area, whereas the lowest – on the chewing surface;
- the observed filling durability in dentine area is 78 000 chewing cycles and it is lower than the expected filling life time in the enamel and chewing surface area.

Praca była częściowo finansowana ze środków na naukę w latach 2008-2011 jako projekt badawczy własny Nr N N518 326035
This work has been partly funded from the research grants for years 2008 – 2011 as an own project No. N N518 326035

7. References

1. Braga R R, Boaro L C C, Kuro T, Azevedo C L N, Singer J N. Influence of cavity dimensions and their derivatives (volume and 'C' factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations. *Dental Materials* 2006; 22: 818–823.
2. Calheiros C F, Sadek F T, Boaro L C C, Braga R R. Polymerization stress related to radiant exposure and its effect on microleakage of composite restorations. *Journal of Dentistry* 2007; 35: 946–952.
3. Drummond J L, Miescke K J. Weibull models for the statistical analysis of dental composite data: aged in physiologic media and cyclic fatigue. *Dental Materials* 1991; 3: 25–29.
4. Fleming G J P, Hal D P, Shortall A C C, Burke F J T. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with posterior filling materials of varying reported volumetric shrinkage values. *Journal of Dentistry* 2005; 33: 139–146.
5. Gale M S, Darvell B W. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry* 1999; 27: 89–99.
6. Hunicz J, Niewczas A, Kordos P, Pieniak D. Experimental test stand for analysis of composite dental fillings degradation, Eksploatacja i Niezawodność - Maintenance and Reliability 2007; 2: 37 – 43.
7. Kaplan E L, Meier P. Nonparametric estimation from incomplete observations. *Journal American Statistic Association* 1953; 53: 457–481.
8. Kendall M G, Buckland W R. Słownik terminów statystycznych. Warszawa: PWN, 1981.
9. Krupiński, J. and M. Żarow, K. Gończowski, M. Dyląg. Laboratory evaluation of marginal seal of conventional and modified restorations. *Stomatologia Współczesna* 1999; 6: 51 – 56.
10. Mehl C, Scheibner S, Ludwig K, Kern M. Wear of composite resin veneering materials and enamel in a chewing simulator. *Dental Materials* 2007; 23: 1382–1389.
11. Migdalski J. Inżynieria niezawodności. Poradnik. Warszawa: ATR and ZETOM, 1992.
12. Mystkowska J, Dąbrowski J R. Tribological characteristics of the kinematics couple: tooth-composite material for permanent dental filling. *Eksploatacja i Niezawodność - Maintenance and Reliability* 2010; 3(47): 4-9.
13. Nikaido T, Kunzelmann K H, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, Cox CF, Hickel R, Tagami J. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength a self – etching primer system to dentin. *Dental Materials* 2002; 18: 269 – 275.
14. Piemjai M, Watanabe A, Iwasaki Y, Nakabayashi N. Effect of remaining demineralised dentine on dental microleakage accessed by a dye penetration: how to inhibit microleakage? *Journal of Dentistry* 2004; 32: 495–501.
15. Pieniak D. Wpływ degradacji powierzchni kompozytów polimerowych obciążonych cyklicznie na trwałość systemu mechanicznego, Rozprawa doktorska, Lublin 2010.
16. Rosin M, Urban A D, Gartner C, Bernhardt O, Spleith C, Meyer G. Polymerization shrinkage-strain and microleakage in dentin – border cavities of chemical and light-cured restorative materials. *Dental Materials* 2002; 18: 521–528.
17. Salles C, Tarrega A, Mielle P, Maratray J, Gorria P, Liaboef J, Liodenot J J. Development of a chewing simulator for food breakdown and the analysis of in vitro flavor compound release in a mouth environment. *Journal of Food Engineering* 2007; 82: 189–198.
18. Stappert C F J, Chitmongkolsuk S, Nelson R, Silva F A, Atte W, Strub J R. Effect of mouth-motion fatigue and thermal cycling on the marginal accuracy of partial coverage restorations made of various dental materials. *Dental Materials* 2008; 24: 1248–1257.
19. Steiner M, Mitsias M E, Ludwig K, Kern M. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dental materials* 2009; 25: 494–499.
20. Ważyńska – Fiok K, Jaźwiński J. Niezawodność systemów technicznych. Warszawa: PWN, 1992.
21. Wilder Jr A D, Swift E J, May Jr. K N, Thompson J Y, McDougal R A. Effect of finishing technique on the microleakage and surface texture of resin-modified glassionomer restorative materials. *Journal of Dentistry* 2000; 28: 367–373.

Dr inż. Daniel PIENIAK

Zakład Mechaniki Stosowanej Szkoła Główna Służby Pożarniczej, Warszawa
Ul. J. Słowackiego 52/54, 01-629 Warsaw, Polska, e-mail: daniel60@poczta.fm

Dr n. med. Agata M. NIEWCZAS

Katedra i Zakład Stomatologii Zachowawczej, Uniwersytet Medyczny w Lublinie
Ul. Karmelicka 7, 20-081 Lublin, Polska, e-mail: agata.niewczas@umlub.pl

Prof. dr hab. Andrzej NIEWCZAS

Katedra Silników Spalinowych i Transportu, Politechnika Lubelska
Ul. Nadbystrzycka 36, 20-618 Lublin, Polska, e-mail: a.niewczas@pollub.pl

Dr inż. Jarosław BIENIAS

Katedra Inżynierii Materiałowej; Politechnika Lubelska
Ul. Nadbystrzycka 36, 20-618 Lublin, Polska, e-mail: j.bienias@pollub.pl
