

**Agata M. Niewczas¹⁾, Daniel Pieniak²⁾,
Paweł Kordos³⁾, Leszek Gardyński⁴⁾**

PROGNOZOWANIE TRWAŁOŚCI WYPEŁNIEŃ STOMATOLOGICZNYCH NA PODSTAWIE BADAŃ LABORATORYJNYCH

Streszczenie

W artykule opisano metodę prognozowania trwałości wypełnień stomatologicznych według kryterium zmęczeniowej propagacji szczeliny brzeżnej pomiędzy wypełnieniem a twardymi tkankami zęba. Szczelina brzeżna inicjowana jest poprzez skurcz polimeryzacyjny wypełnienia. Rozwój szczeliny jest wynikiem wielu zjawisk zużyciowych. Celem badań było określenie wpływu udarowych obciążeń mechanicznych (IC) oraz cyklicznych obciążeń termicznych - szoków termicznych (TC) na degradację szczelności wypełnienia stomatologicznego oraz wykazanie konieczności uwzględniania tego typu wymuszeń w przyspieszonych badaniach laboratoryjnych trwałości wypełnień stomatologicznych. Wykazano, że cykliczne szoki termiczne (TC) oraz udarowe obciążenia mechaniczne (IC) mają istotny wpływ na postęp degradacji wypełnienia. Wykazano również, że w badaniach *in vitro* wymuszenia tego typu nie mogą być pominięte. Precyzyjna ocena stanu wypełnienia, oparta na ocenie ilościowej, powinna uwzględniać pomiary nieszczelności w całym zakresie głębokości ubytku tzn. we wszystkich strefach styku wypełnienia z tkankami zęba a nie tylko przy powierzchni żucia.

WSTĘP

Próchnica zębów ludzkich polega na demineralizacji nieorganicznych części tkanek zęba i rozkładzie części organicznej tkanek twardych zęba. Zniszczona struktura zęba nie regeneruje się, jednak leczenie może powstrzymać postępującą próchnicę. Celem leczenia jest zachowanie zęba i zapobieżenie powikłaniom [9]. Zachowawcza metoda leczenia polega na usunięciu zniszczonej tkanki twardej zęba i w jej miejscu wprowadzenie wypełnienia, służącego odbudowie zęba i odzyskaniu funkcji czynnościowych-fizjologicznych [33]. Obecnie często do tego celu wykorzystywane są kompozyty polimerowe, szczególnie na wypełnienia zębów bocznych-trzonowych i przedtrzonowych. Kompozyty tego typu charakteryzują się stosunkowo długą trwałością, odpowiednimi

1) Katedra i Zakład Stomatologii Zachowawczej, Uniwersytet Medyczny w Lublinie.

2) Szkoła Główna Służby Pożarnicze, Warszawa.

3) Katedra Silników Spalinowych i Transportu, Politechnika Lubelska.

4) Katedra Inżynierii Materiałowej, Politechnika Lubelska.

do warunków środowiska eksploatacji właściwościami fizyko-mechanicznymi oraz zachowują estetyczny wygląd zbliżony do wyglądu tkanek naturalnych przez długi czas eksploatacji. Charakterystycznym zjawiskiem towarzyszącym wprowadzeniu polimerowego wypełnienia stomatologicznego jest skurcz polimeryzacyjny. Jest on główną przyczyną nieuszczelnienia wypełnienia. Skurcz polimeryzacyjny kompozytów polimerowych jest skomplikowanym procesem fizycznym i chemicznym [18]. W materiałach bazujących na systemie metakrylowym procedura polimeryzacji, inicjowana światłem prowadzi do zmiany wiązań podwójnych cząsteczek materiału na pojedyncze, co także przyczynia się do zmniejszenia objętości [32].

Istotne znaczenie ma temperatura środowiska eksploatacji kompozytu polimerowego. W warunkach fizjologicznych w jamie ustnej, występują zróżnicowane temperatury zależne od spożywanych produktów. Oddziaływanie termiczne na odmienne struktury wypełnienia i tkanek twardych zęba, powoduje zmianę ich wymiarów geometrycznych i warunków wzajemnego przylegania. Takie oddziaływanie powiązane ze zmianą stanu naprężenia w obszarze styku tkanek zęba i wypełnienia, może prowadzić do mikroprzecieku [8]. Mikroprzeciek bakteryjny polega na penetracji mikroorganizmów i ich proliferacji w objętości pomiędzy wypełnieniem a ścianą ubytku. Wynikiem mikroprzecieku jest próchnica wtórna występująca wzdłuż ścian wypełnienia, która prowadzi do ostatecznej degradacji fizyko-biologicznej wypełnienia [22]. W przypadku zawansowanej degradacji wypełnienia powstaje również ryzyko oddziaływania czynników toksycznych na strukturę miazgi [28].

Prace dotyczące oceny oddziaływań termicznych na rozwój szczeliny brzeżnej (rys. 1) były podejmowane od wielu lat [4]. Obecnie uważa się, że najistotniejszą przyczyną degradacji wynikającą z oddziaływań termicznych jest różnica wartości współczynnika rozszerzalności cieplnej, który dla dostępnych na rynku kompozytów polimerowych waha się w zakresie pomiędzy 26 a $80 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ [7], natomiast dla szkliwa i zębiny wynosi odpowiednio $17 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ i $11 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ [36].

Drugą grupą obciążeń środowiskowych (oddziaływań otoczenia) są obciążenia mechaniczne wynikające z fizjologicznego procesu żucia z oraz obciążenia o charakterze udarowym, związane z doraźnie występującymi czynnościami gryzienia bądź z przypadkowymi kontaktami przeciwstawnych zębów. Takie obciążenia występują m.in. u osób z wadami zgryzu lub podczas niespodziewanego nagryzienia na twardą część np. pestkę. Siły generowane w wyniku nietypowych oddziaływań udarowych są znacznie mniejsze od tych występujących w trakcie spożywania produktów spożywczych. Dotychczas problem wpływu na układ zęb-wypełnienie tego typu oddziaływań nie był podejmowany, chociaż jak wiadomo jest on znany stomatologom. W literaturze publikowano dotąd jedynie wyniki symulacji sił okluzyjnych występujących w akcie żucia [14, 20, 27, 29, 30].

W niniejszym artykule przedstawiono metody realizacji i opisano wyniki dwóch odmiennych testów zmęczeniowych: cyklicznych szoków termicznych (TC) oraz cyklicznych obciążeń udarowych (IC).

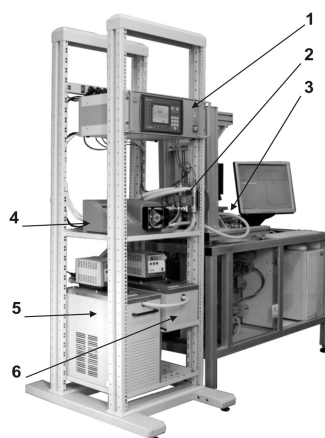
METODA

Obiekt badań

W zębach przeznaczonych do badań wypreparowano modelowe ubytki pierwszej klasy wg Blacka. Zwracano uwagę, aby wypreparowane ubytki były powtarzalne wymiarowo oraz aby ściany boczne ubytków były prostopadłe do jego dna. W ubytkach zakładano wypełnienia z kompozytu światłoutwardzalnego z mikrowypełniaczem zgodnie ze wskazaniami producenta o głębokości trzech milimetrów, co umożliwiło kontakt wypełnienia ze szkliwem i zębina. W ubytkach zakładane były wypełnienia z materiału kompozytowego zgodnie ze wskazaniami producenta. Szkliwo i zębina wytrawiane były 37% kwasem ortofosforowym. Następnie na wszystkie ściany ubytku aplikowany był system wiążący. Materiał kompozytowy zakładany był do ubytku w warstwach o grubości ok. 2 mm każda i naświetlany lampą halogenową w czasie 40 sekund. W obydwu próbach zmęczeniowych: cyklicznych szoków termicznych (TC) oraz cyklicznych obciążeń udarowych (IC) na wypełnienia zastosowano hybrydowy kompozyt polimerowy z mikrowypełniaczem o nazwie handlowej Heliomolar (Ivoclar Vivadent AG). Materiał ten jest kompozytem o matrycy polimerowej opartej na związkach metakrylanowych. W próbie TC wykorzystano 31 próbek. W próbie IC wykorzystano 14 próbek. Na każdej próbce wykonano po 20 pomiarów szerokości szczeliny brzeżnej.

Symulacja szoków termicznych (TC)

Urządzenie do realizacji symulacji szoków termicznych (rys. 1) składało się z mikroprocesorowego układu sterowania oraz układu hydraulicznego. Urządzenie umożli-



Rys. 1. Stanowisko do badań trwałościowych z wyszczególnieniem podzespołów modułu szoków termicznych: 1 – mikroprocesorowy moduł sterujący, 2 – zawory sterujące, 3 – symulator żucia, 4 – pompa perystaltyczna, 5 – termostat chłodzący, 6 – ultratermostat grzejący

wiało powstawanie szoków termicznych w próbkach zębów umieszczonych w naczyniu pomiarowym.

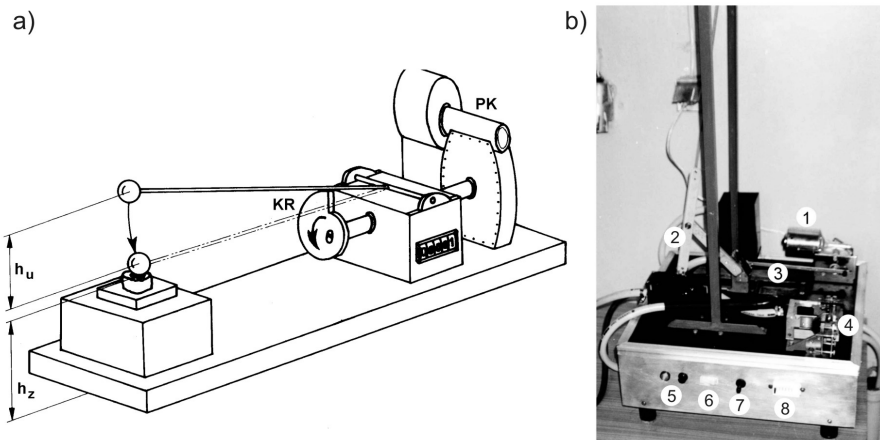
Działanie urządzenia polegało na okresowym pompowaniu i wypompowywaniu cieczy roboczej z naczynia pomiarowego. Naczynie pomiarowe było naprzemiennie napełniane ogrzaną (temp. 55°C) lub ochłodzoną cieczą (temp. 5°C) roboczą z dwóch niezależnych układów kondycjonowania temperatury.

Czas wykonywania poszczególnych czynności był programowany. Czas przetrzymania cieczy ochłodzonej i podgrzanej wynosił po 30 s, czas wypompowania i wmpompowania cieczy roboczej wynosił po 10 s.

Symulacja obciążeń udarowych (IC)

Zmienne naprężenia powtarzające się w materiale pod wpływem uderów i zmiennych sił żucia osłabiają wypełnienie i powodują powstawanie w nim pęknięć i nieciągłości zwłaszcza w strefie powierzchniowej na krawędzi wypełnienia. Po dużej liczbie uderów zmienia się wytrzymałość materiału i lokalnie następuje jego niszczenie (pęknięcia zmęczeniowe). Testy zmęczeniowe były wykonane na specjalnie skonstruowanym symulatorze obciążeń udarowych (rys. 2)

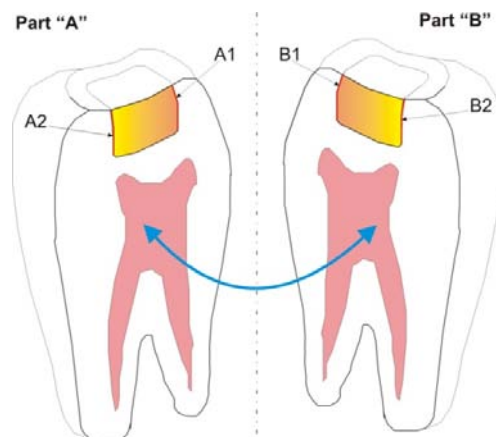
Symulator obciążeń udarowych jest wyposażony w silnik z przekładnią kątową (PK, rys. 2) Obracająca się krzywka (KR, rys. 2) unosi ramię z kulką. Po osiągnięciu maksymalnego wzniosu krzywki ramię opada i kulka uderza w powierzchnię badanego zęba. Wartość siły uderu obliczona dla warunków badań przeprowadzonych w niniejszej pracy wynosiła 3,76 N.



Rys. 2. Schemat symulatora obciążeń udarowych

Obserwacje mikroskopowe

Stopień degradacji układu biomechanicznego tkanka zęba - wypełnienie kompozytowe analizowano na podstawie obserwacji mikroskopowych. Obserwacje przeprowadzono na mikroskopie optycznym. Obserwowano przekrój podłużny zębów (rys. 3). Po przeprowadzeniu symulacji szoków termicznych próbki zębów wstępnie inkludowano. Następnie zęby przecinano bez deformacji na połowę (rys. 3) wykorzystując do tego celu przecinarkę Struers'a, Accutom 50. Przekroje zębów powtórnie inkludowano w żywicy epoksydowej (Epofix HQ). Tak przygotowane próbki szlifowano na papierach ściernych o kolejno malejącej granulacji (220, 400, 800) i polerowano na polerze Rotopol 21 stosując zawiesziny diamentowe (automatycznie dozowane za pomocą przystawki Multidoser) o różnej granulacji: 9 μm , 6 μm , 3 μm , 1 μm . Szerokość szczeliny mierzono wykorzystując do tego celu komputerowy analizator obrazu firmy Clemex sprzężony z mikroskopem metalograficznym Olympus PMG 3.



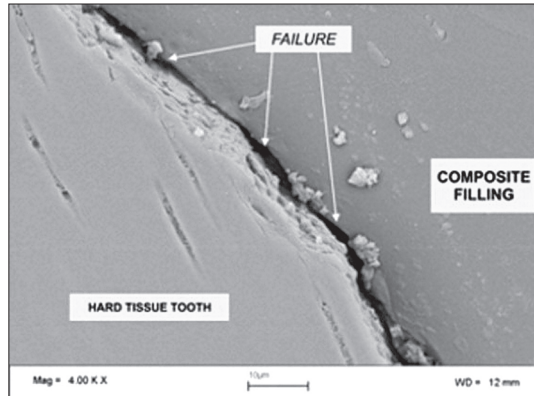
Rys. 3. Schemat próbek badanych zębów: A1, A2, B1, B2 – obszary obserwacji szczeliny brzeżnej

WYNIKI BADAŃ

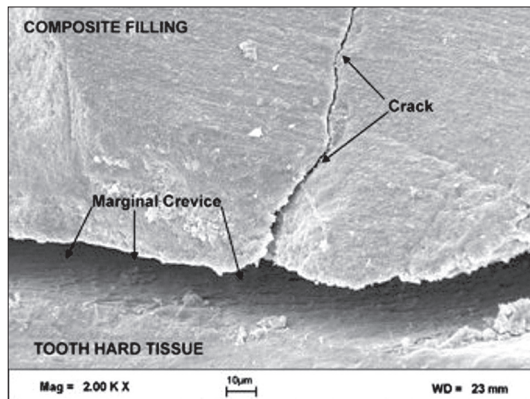
Pomiar szczeliny brzeżnej po serii obciążeń termicznych przeprowadzono na mikroskopie skaningowym (rys. 4).

Obserwacje mikroskopowe powierzchni wypełnienia (rys. 5) pokazują obecność dużych zniszczeń na powierzchni kontaktu wypełnienia z tkankami zęba. Uszkodzenia mają postać pęknięć propagujących prostopadle do szczeliny brzeżnej.

Pęknięcia przebiegające w kierunku prostopadłym do szczeliny brzeżnej są wyraźnie widoczne. Przyczyną powstawania tych pęknięć są najprawdopodobniej obciążenia dynamiczne.



Rys. 4. Obraz mikroskopowy szczeliny brzeżnej



Rys. 5. Obraz SEM powierzchni żującej

Podstawowe parametry rozkładów statystycznych szerokości szczeliny brzeżnej przedstawiono w tabeli 1. Wyszczególniono: wartość średnią, medianę, modę, wartość minimalną i maksymalną, odchylenie standardowe.

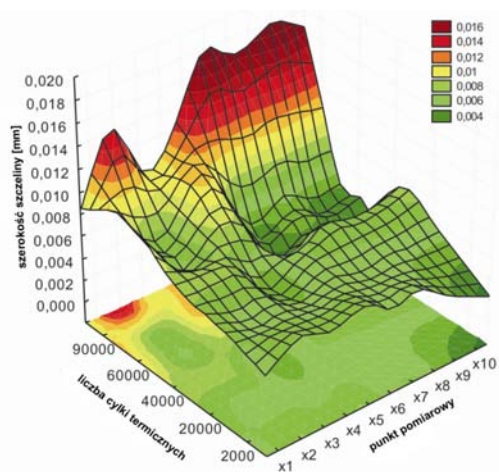
Wyniki pomiarów szczeliny brzeżnej przedstawiono na wykresach, grupując je w sposób następujący:

- wyniki pomiarów szerokości szczeliny brzeżnej wypełnień z materiału *Heliomolar Radiopaque* w zależności od liczby cykli termicznych TC (rys. 6),
- wyniki pomiarów szerokości szczeliny brzeżnej wypełnień z materiału *Heliomolar Radiopaque* w zależności od liczby cykli udarowych IC (rys. 7),

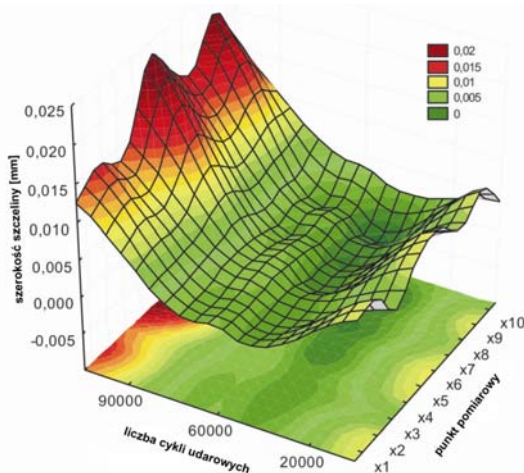
Na wykresach przedstawionych na rysunkach 6 i 7, wartości od $\times 1$ do $\times 10$ oznaczają głębokości pomiaru. Wartość $\times 10$ oznacza punkt pomiaru przy powierzchni żucia, natomiast wartość $\times 1$ oznacza najgłębiej położony punkt pomiaru.

Tabela 1. Statystyki opisowe wyników pomiarów szerokości szczeliny brzeżnej

Liczba cykli	N	Średnia	Mediana	Moda	Min	Max	Błąd std.
TC							
2000	160	0,0063	0,005	0,001	0,000	0,021	0,0048
20000	220	0,0058	0,0055	0,002	0,000	0,015	0,0038
40000	100	0,0063	0,006	0,006	0,001	0,015	0,0027
60000	80	0,0063	0,0053	0,004	0,001	0,018	0,0035
90000	60	0,0107	0,009	0,008	0,001	0,029	0,0069
IC							
20000	40	0,0037	0,004	multiple	0,00	0,009	0,0028
60000	100	0,0025	0,002	0,002	0,00	0,009	0,002
90000	140	0,0104	0,009	0,003	0,00	0,030	0,008

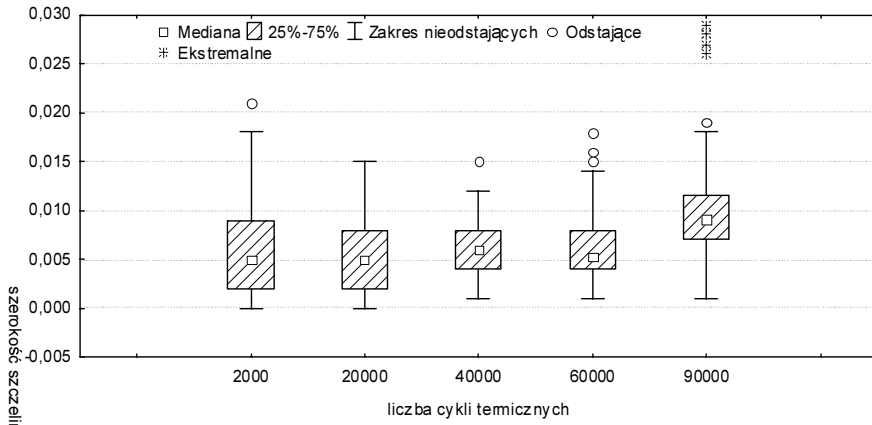


Rys. 6. Wyniki pomiarów szerokości szczeliny brzeżnej (próba TC)

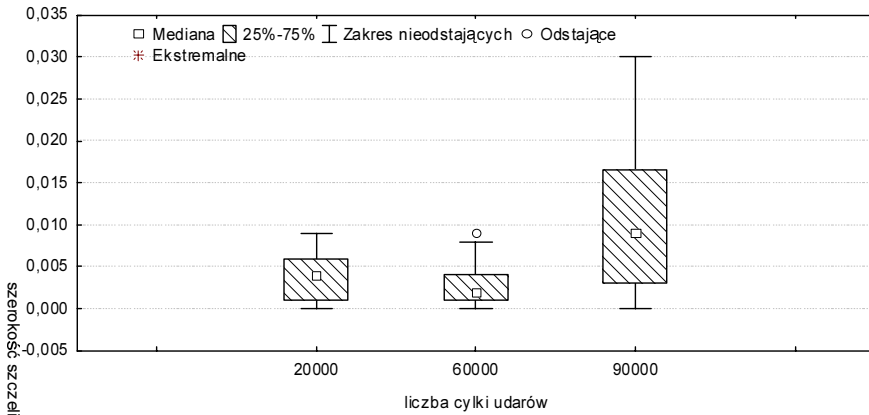


Rys. 7. Wyniki pomiarów szerokości szczeliny brzeżnej (próba IC)

Graficzne miary zmienności szerokości szczeliny brzeżnej przedstawiono na wykresach ramkowych (rys. 8, rys. 9).



Rys. 8. Wykres ramkowy zmian szerokości szczeliny brzeżnej w funkcji liczby cykli termicznych (próba TC)



Rys. 9. Wykres ramkowy zmian szerokości szczeliny brzeżnej w funkcji liczby cykli udarów (próba IC)

DYSKUSJA

Proces degradacji materiałów kompozytowych stosowanych na wypełnienia stomatologiczne jest wieloetapowy. Degradacja wypełnienia przejawia się głównie poprzez rozwój szczeliny w obszarze brzegowym wypełnienia i tkanek zęba. Główną przyczyną inicjacji mikroprzeciekania brzeżnego jest wspomniany powyżej skurcz polimeracyjny wypełnienia [3, 5, 12, 24, 26, 35]. Przed polimeryzacją odległość między

cząsteczkami zawierającymi wiązania podwójne C=C wynosi 3,4Å. W trakcie polimeryzacji następuje zamiana wiązań podwójnych C=C na pojedyncze C-C i odległość między cząsteczkami zmniejsza się do 1,54Å[22]. Naprężenia wewnętrzne – resztkowe w materiale wypełnienia oraz w tkankach twardych zęba, będące wynikiem skurczu polimeryzacyjnego powodują odkształcenie struktur układu zęb-wypełnienie [6, 11, 23]. Wynikający z tego stan naprężenia powoduje oddziaływanie sił skierowanych przeciwnie do sił adhezyjnych systemu wiążącego tkanki zęba i materiału wypełnienia [32].

Analizując dotychczasowe publikacje z zakresu symulacji zmęczenia cyklicznymi szokami termicznymi [13, 17] oraz w oparciu o zaprezentowane tu badania własne zauważono, że fluktuacje warunków środowiska jamy ustnej (w szczególności zmiany temperatury) mogą prowadzić do postępu degradacji systemu zęb – wypełnienie. W publikacjach innych autorów, m.in. w badaniach prowadzonych z wykorzystaniem termograwimetru, również wykazano wpływ temperatury środowiska użytkowania kompozytów polimerowych na bazie żywic metakrylanowych na ubytek masy wypełnienia oraz dekompozycje i depolimeryzację jego struktury [1]. Konsekwencją rozwoju nie szczelności brzeżnej jest m.in. penetracja płynów ustrojowych o fluktuujących temperaturach w objętości szczeliny brzeżnej [24] oddziałujących rozklinowująco na połączenie tkanek zęba z kompozytem. Skutkuje to próchnicą wtórną ścian ubytku, a w dalszym etapie rozwoju nawet zapaleniem miazgi [21].

W opisywanych tu badaniach własnych sprawdzono czy szczelina brzeżna zmienia swoje wymiary pod wpływem szoków termicznych. W tym celu dokonano oceny różnic między wynikami uzyskanymi w kolejnych przedziałach liczby symulowanych szoków termicznych, opierając się na wynikach testu „post hoc” HSD Tukey’a dla nierównych licznosci. W przypadku wyników uzyskanych z próby TC nie wykazano istotnych różnic ($p = 0,05$) między wynikami uzyskanymi w zakresach od 2000TC do 60000TC. Natomiast wykazano istotne różnice między wynikami po 90000TC a wynikami uzyskanymi we wszystkich wcześniejszych zakresach obciążenia (tab. 2).

Istotne jest jak zmieniała się szerokość szczeliny brzeżnej w różnych strefach pomiaru, ponieważ na różnych głębokościach wypełnienie graniczy z odmiennymi tkankami zęba – szkliwem i zębiną. Fluktuacje temperatury są inne w różnych głębokościach wypełnienia. Najwyższe i najniższe temperatury w próbie cyklicznych szoków termicznych (TC) występują na powierzchni żucia, ponieważ ma tu miejsce bezpośredni kontakt z cieczą roboczą (kontakt z symulowanym środowiskiem jamy ustnej).

Tabela 2. Wyniki testu HSD Tukey’a (próba TC)

TC	{1} - M=,00626	{2} - M=,00551	{3} - M=,00626	{4} - M=,00629	{5} - M=,01068
2000 {1}	–	0,510553	1	0,999999	0,000019
20000 {2}	0,510553	–	0,753318	0,811409	0,000017
40000 {3}	1	0,753318	–	1	0,000019
60000 {4}	0,999999	0,811409	1	–	0,000019
90000 {5}	0,000019	0,000017	0,000019	0,000019	–

Kontakt ten przekłada się na stan naprężenia w strefach powierzchniowych. W publikacji [10] dokonano oceny MES rozkładu naprężeń w obszarze granicznym struktur wypełnienia i tkanek zęba, powstałych w wyniku szoku termicznego. Wykazano, że największe naprężenia występują na styku struktur wypełnienia i szkliwa w strefie przy powierzchniowej kompozytu (ok. 9,2 MPa). Kształt wykresu na rysunku 9 wskazuje na zróżnicowanie zmęczenia zmian szerokości szczeliny brzeżnej na różnych głębokościach pomiaru w trakcie testu TC. Największą zmienność szerokości szczeliny brzeżnej obserwowano w strefie pomiaru przy powierzchni żucia ($\times 9 - \times 10$). W tej strefie obserwowano również największą szerokość szczeliny brzeżnej. Podobne zależności obserwuje się również w strefie pomiaru przy granicy szkliwno-zębinowej (DEJ) – punkt $\times 6$ na wykresach. W strefie zębiny ($\times 1 - \times 5$) maksymalne szerokości szczeliny brzeżnej są mniejsze. Podobny do obserwowanego w strefie szkliwa kształt charakterystyki degradacji występuje u podstawy wypełnienia.

W badaniach degradacji wypełnień stomatologicznych powodowanej wymuszeniami mechanicznymi badacze często wykorzystywali urządzenia symulujące proces żucia. Opracowano różne symulatory żucia. Dużą grupę stanowiły urządzenia symulujące jedynie oddziaływanie pionowych sił zgryzowych w antagonistycznie zamocowanych próbkach [30, 14, 29]. Prowadzono również badania na symulatorach umożliwiających kondycjonowanie wielu parametrów procesu symulacji m.in.: sił zgryzowych, temperatury oraz prędkości przepływu sztucznej śliny [14] oraz symulację procesu żucia jednocześnie na dużej liczbie próbek [27, 30]. Wykorzystywano również symulatory umożliwiające kombinację horyzontalnych i wertykalnych ruchów antagonistycznych próbek [20]. W większości przypadków znacząco upraszczano warunki obciążeń pomijając niekiedy wiele istotnych czynników środowiska jamy ustnej, bądź upraszczano geometrię modeli poddanych obciążeniom [2]. Ogólnie rzecz ujmując symulowano siły cyklicznie zmienne, związane z aktem żucia. Pomijano całkowicie obciążenia o charakterze udarowym, związane z doraźnie występującymi gwałtownymi zdarzeniami polegającymi na przypadkowym i niezamierzonym kontakcie przeciwstawnych zębów, podczas którego wielkość generowanych sił jest mała. Przyjęto, że w tym przypadku siły (udary) mogą wynosić co najwyżej kilka newtonów. Porównując tą wartość do siły najczęściej wykorzystywanej w symulacji sił okluzyjnych (od 50 do 100 N) wartość ta wydaje się mało znacząca. Trzeba jednak pamiętać, że siły generowane podczas żucia są kontrolowane przez człowieka a dynamika kontaktu przeciwstawnych próbek jest znacznie niższa, co oczywiście ma wpływ na wielkość energii powstałej podczas kontaktu. Wpływ udarowego wymuszenia mechanicznego (IC) na parametry szczeliny brzeżnej oceniano wykorzystując test sam test statystyczny, którego użyto w próbie TC. W tym przypadku nie wykazano istotnych różnic ($p = 0,05$) między wynikami uzyskanymi w zakresach od 20000IC do 60000IC. Natomiast wykazano różnice między wynikami uzyskanymi po 90000IC a wynikami uzyskanymi we wszystkich wcześniejszych zakresach obciążenia (tab. 3).

Wykazano zatem, że obciążenia udarowe nie powinny być pomijane w cyklicznych symulacjach obciążeń fizjologicznych, których celem jest analiza trwałości wypełnień

Tabela 3. Wyniki testu HSD Tukey'a (próba IC)

IC	{1} - M=,00370	{2} - M=,00254	{3} - M=,01040
20000 {1}	–	0,651684	0,000023
60000 {2}	0,651684	–	0,000022
90000 {3}	0,000023	0,000022	–

stomatologicznych z kompozytów polimerowych. Istotny wzrost szerokości szczeliny jest już obserwowany po stosunkowo niewielkiej liczbie cykli udarowych. Z literatury wiadomo, że w przypadku symulacji wyżej wspomnianych cyklicznych sił okluzyjnych istotny wzrost degradacji wypełnień kompozytowych obserwowany jest dopiero po przekroczeniu kilkuset tysięcy cykli obciążenia a graniczna liczba cykli wynosi 1,5 miliona. Na rysunku 7 zaprezentowano wykres wyników szerokości szczeliny brzeżnej po realizacji próby obciążeń udarowych (IC). Podobnie jak to miało miejsce w przypadku próby TC, największe szerokości szczeliny brzeżnej obserwowano przy powierzchni żucia ($\times 9 - \times 10$) oraz w obszarze granicy szkliwno-zębinowej (DEJ – $\times 6$). Obserwowany jest również spadek szerokości szczeliny brzeżnej po około 1/3 liczby cykli obciążeniowych. Wyraźny wzrost szerokości we wszystkich strefach pomiaru obserwowany po 60000 IC.

W obydwu próbach zmęzeniowych TC i IC wykazano znaczący wzrost szczeliny po 90000 cykli obciążenia. Średnia szerokość szczeliny (tab. 1) jest tu prawie dwukrotnie większa od wyników uzyskanych z wcześniejszych zakresów obciążenia (TC: $\bar{x} = 0,0107$ mm; IC: $\bar{x} = 0,0104$ mm). Kształty powierzchni wykresów szerokości szczeliny brzeżnej po obydwu próbach (TC i IC) wskazują na niemonotoniczny wzrost szczeliny. Obserwuje się okres „zerowego” przyrostu szczeliny. W tym przypadku można to tłumaczyć tym, że dominującą rolę w degradacji mechanicznej układu zęb-wypełnienie odgrywały uszkodzenia innej natury np. mikropęknięcia w wypełnieniu kompozytowym będące m.in. wynikiem procesu relaksacji naprężeń własnych kompozytu prowadząc pośrednio do zatrzymania rozbudowy szczeliny przy jednoczesnej dekohezji wypełnienia.

PODSUMOWANIE

1. Na podstawie przeprowadzonych badań wykazano, że wymiary geometryczne szczeliny brzeżnej występującej pomiędzy bryłą materiału wypełnienia i twardą tkanką zęba mogą stanowić ważną miarę degradacji biomechanicznej układu zęb-wypełnienie. W większości wcześniejszych badań problem nieszczelności brzeżnej ujmowano tylko od strony jakościowej [19, 24, 34]. Bardzo niewielu autorów analizowało dotąd nieszczelność brzeżną ilościowo [31]. Także, niewiele publikacji prezentuje

podejście ilościowo-jakościowe, w którym miarą nieszczelności brzeżnej jest zmienność parametrów pośrednich np: zmiennych elektrycznych [16] bądź elektrochemicznych [25].

2. Na podstawie uzyskanych wyników należy stwierdzić, że konieczna jest parametryzacja procesu degradacji układu zęb-wypełnienie określona szerokością szczeliny w całym obszarze styku wypełnienia z tkanką zęba. Szczególnie odnosi się to do kompozytów polimerowych aplikowanych wielowarstwowo do ubytku w zębie
3. Wykazano, że cykliczne szoki termiczne (TC) oraz udarowe obciążenia mechaniczne (IC) mają znaczący wpływ na proces degradacji biomechanicznej wypełnienia. Dlatego należy uznać za konieczne oddziaływanie tych wymuszeń w programie przyspieszonych badań trwałości wypełnień stomatologicznych.

PIŚMIENNICTWO

1. Achilias D.S., Karabela M.M., Sideridou I.D. Thermal degradation of light-cured dimethacrylate resins Part I. Isoconversional kinetic analysis. *Thermochemica Acta* 472, 2008: 74–83.
2. Borkowski K., Kotousov A., Kahler B. Effect of material properties of composite restoration on the strength of the restoration – dentine interface due to polymerization shrinkage, thermal and occlusal loading. *Medical Engineering & Physics* 29, 2007: 671–676.
3. Braga R.R., Boaro L.C.C., Kuroe T., Azevedo C.L.N., Singer J.M. Influence of cavity dimensions and their derivatives (volume and ‘C’ factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations. *Dental Materials*, No 22, 2006: 818–823.
4. Bullard R.H., Leinfelder K.F., Russell C.M. Effect of coefficient of thermal expansion on microleakage. *J. Am. Dent. Assoc.* 116, 1988: 871–874.
5. 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*, No 35, 2007: 946–952.
6. Cara R.R., Fleming G.J.P., Palin W.M., Walmsley A.D., Burke F.J.T. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with resin-based composites with and without an intermediary flowable layer. *Journal of Dentistry* 35, 2007: 482–489.
7. Combe E.C., Burke Trevor F.J., Douglas W.H. *Dental biomaterials*. Norwell, MA, USA: Kluwer Academic Publishers; 1999: 160.
8. Craig R.G. (ed.). *Restorative dental materials*. 10th ed. St. Louis, Missouri: C.V. Mosby Company; 1997.
9. Fejerskov O., Kidd E. *Dental Caries*. Second Edition. Blackwell Munksgaard 2008.
10. Fenner D.N., Robinson P.B., Cheung P. M-Y. Three-dimensional finite element analysis of thermal shock in a premolar with a composite resin MOD restoration. *Medical Engineering & Physics* 20, 1998: 269–275.
11. Fleming G.J.P., Cara R.R., Palin W.M., Burke F.J.T. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with resin-based filling materials cured using a ‘soft-start’ polymerisation protocol. *Dental Materials* 23, 2007: 637–643.

12. Fleming G.J.P., Hall 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*, No 33, 2005: 139–146.
13. Geis-Gerstorfer J. In vitro corrosion measurements of dental alloys. *Journal of Dentistry* 1994, 22: 247–251.
14. Heintze S.D., Zellweger G., Zappini G. The relationship between physical parameters and wear of dental composites. *Wear* 263, 2007: 1138–1146.
15. Ira P., Kopytyńska A., Dąbrowska A., Kupka T.W., Tanasiewicz M., Gibas M. What is the polymerization shrinkage of a hybrid (nano/submicroparticle-filled) polymer-based composite used in artistic dentistry? *Nowa Stomatologia* 2, 2006: 78–80.
16. Iwami Y., Hayashi M., Takeshige F., Ebisu S. The accuracy of electrical method for microleakage evaluation by a three-dimensional analysis. *Journal of Dentistry* 35, 2007: 268–274.
17. Joyston-Bechal A., Kidd E., Joyston-Bechal S. *Essentials of dental caries: the disease and its management*. 2nd ed. Oxford: Oxford University Press 1998: 66–78.
18. Li J., Li H., Fok S.L. A mathematical analysis of shrinkage stress development in dental composite restorations during resin polymerization. *Dental Materials* 24, 2008: 923–931.
19. Magni E., Zhang L., Hickel R., Bossu M., Polimeni A., Ferrar M. SEM and microleakage evaluation of the marginal integrity of two types of class V restorations with or without the use of a light-curable coating material and of polishing. *Journal of Dentistry* 36, 2008: 885–891.
20. Mehl C., Scheibnerb S., Ludwiga K., Kern M. Wear of composite resin veneering materials and enamel in a chewing simulator, *Dental Materials* No 23, 2007: 1382–1389.
21. Murray P.E., Smyth T.W., About I., Remusat R., Franqin J.C., Smith A.J. The effect of etching on bacterial microleakage of an adhesive composite restoration. *Journal of Dentistry* 30, 2002: 29–36.
22. Niewczas A., Pieniak D., Bachanek T., Surowska B., Bieniaś J., Pałka K. Prognosing of functional degradation of bio-mechanical systems exemplified by the tooth-composite filling system. *Ekspoloatacja i Niezawodność / Maintenance and Reliability* nr 1(45), 2010.
23. Palin W.M., Fleming G.J.P., Nathwani H., Burke F.J.T., Randall R.C. In vitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low-shrink dental composites. *Dental Materials* 21, 2005: 324–335.
24. 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*, No 32, 2004: 495–501.
25. Pradelle-Plassea N., Wenger F., Picarda B., Colona P. Evaluation of microleakage of composite resin restorations by an electrochemical technique: the impedance methodology. *Dental Materials* 20, 2004: 425–434.
26. 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*, No 18, 2002: 521–528.
27. 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*, No 82, 2007: 189–198.
28. Sideridou I., Achilias D.S., Kyrikou E. Thermal expansion characteristics of light-cured dental resins and resin composites. *Biomaterials* 25, 2004: 3087–3097.

29. Stappert C.F.J., Chitmongkolsukc S., Nelson R., Silvad 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*, No 24, 2008: 1248–1257.
30. Steiner M., Mitsias M.E., Ludwig K., Kern M. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dental materials*, No 25, 2009: 494–499.
31. Sun J., Eidelman N., Gibson S.L. 3D mapping of polymerization shrinkage using X-ray micro-computed tomography to predict microleakage. *Dental Materials* 25, 2009: 314–320.
32. Sun J., Lin-Gibson S. X-ray microcomputed tomography for measuring polymerization shrinkage of polymeric dental composites. *Dental Materials* 24, 2008: 228–234.
33. Swift E.J. Jr., Heymann H.O., Roberson T.M. *Stomatologia zachowawcza*. Tom 1. wyd. Czelej, Warszawa 2009.
34. Taha N.A., Palamara J.E.A., Messer H.H. Cuspal de?ection, strain and microleakage of endodontically treated premolar teeth restored with direct resin composites. *Journal of Dentistry* 37, 2009: 724–730.
35. Wilder Jr. A.D., Swift Jr. E.J., May Jr. K.N., Thompsona J.Y., McDougal R.A. Effect of ?nishing technique on the microleakage and surface texture of resin-modi?ed glassionomer restorative materials. *Journal of Dentistry* No 28, 2000: 367–373.
36. Xu HC, Liu WY, Wang T. Measurement of thermal expansion coef?icient of human teeth. *Aust. Dent. J.* 34, 1989: 530–535.

FORECASTING OF DENTAL FILLINGS DURABILITY ON THE BASIS OF LABORATORY EVALUATION

Abstract

The paper describes a method of forecasting durability of dental fillings according to the criterion of fatigue expansion (propagation) of the marginal gap between the filling and the hard tissue of the tooth. The marginal fissure is initiated by the polymer shrinkage of the filling. Development of the fissure results from a number of wear phenomena. The aim of the study was to evaluate the influence of impact mechanical loadings (IC) and thermal impact loadings (TC) on degradation of tightness of a dental filling as well as to provide evidence for the necessity of including this type of forces in accelerated laboratory tests of dental filling durability. It has been revealed that cyclical thermal shocks (TC) and impact mechanical loadings play a crucial role in degradation of the filling. In authors' opinion, this type of forces shall be taken into consideration while performing *In vitro* tests. Accurate evaluation of the condition of teething, based on quantitative evaluation shall include the measurements of untightness in all contact zones between a filling and the tooth tissues, not only by the mastication surface.