

Wpływ temperatury na wybrane materiały stosowane do wykonywania tymczasowych stałych uzupełnień protetycznych*

Influence of the temperature on chosen materials used for manufacturing temporary fixed prostheses*

Agnieszka Marcinkowska¹, Piotr Andrysiak¹, Wiesław Hędzerek¹, Leszek Kubisz²

¹ Katedra Protetyki Stomatologicznej i Klinika Protetyki Uniwersytetu Medycznego im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu

Kierownik: prof. dr hab. *W. Hędzerek*

² Katedra i Zakład Biofizyki Uniwersytetu Medycznego im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu

Kierownik: dr hab. *L. Kubisz*, prof. UM

HASŁA INDEKSOWE:

tymczasowe materiały stomatologiczne, przewodniczość elektryczna, laser CO₂

KEY WORDS:

temporary dental materials, electrical conductivity, carbon dioxide laser

Streszczenie

Wstęp. Temperatury występujące w jamie ustnej osiągające niekiedy 77,4°C mogą wpływać na jakość materiałów stomatologicznych. Również przypadkowa aplikacja promieniowania lasera CO₂ podczas zabiegu zmienia ich właściwości poprzez zamianę energii świetlnej na ciepło w warstwie powierzchniowej.

Cel pracy. Celem pracy była ocena wpływu temperatury na wybrane materiały stosowane do wykonywania tymczasowych stałych uzupełnień protetycznych.

Materiał i metody. Wykonano różnej konstrukcji próbki materiałów Protemp II i Structur 2 SC/QM. Do oceny wpływu temperatury na materiały wykorzystano pomiary przewodności elektrycznej właściwej oraz promieniowanie emitowane przez laser medyczny CO₂. Oceny powierzchni dokonano przy użyciu skaningowego mikroskopu elektronowego.

Wyniki. Zarejestrowano monotoniczny wzrost przewodności elektrycznej właściwej wraz z temperaturą. W zakresie temperatur jamy ustnej materiały wykazały właściwości dielektryczne. Podczas II ogrzewania wrażliwość materiałów na temperaturę była mniejsza.

Summary

Introduction. While eating hot drinks and foods the temperature in the oral cavity reaches even 77.4°C. It can influence the quality of dental materials and change their properties. Also an accidental application of the CO₂ laser radiation may have impact on dental properties.

Aim of the study. To assess the influence of the temperature on selected materials used for manufacturing temporary fixed prostheses.

Material and methods. Different samples of Protemp II and Structur 2 SC/QM were prepared. Measurements of electrical conductivity and radiation emitted by the CO₂ medical laser were used to assess the impact of the constant and impulse temperature stimuli. The structural changes of the materials were observed using the scanning electron microscope.

Results. The monotonic increase in electrical conductivity with the temperature was registered. In the oral cavity temperature range the materials showed dielectric properties. The value of the glass transition temperature for Protemp II was higher than the oral

*Praca przedstawiona na XXIX Konferencji Naukowo-Szkoleniowej Sekcji Protetyki PTS, Zakopane, 15-17 września 2011 r.

Z wykresów odczytano wartość temperatury zeszklenia, która dla materiału Structur 2 SC/QM osiągała 73,0°C, a dla Protemp II wykraczała poza zakres temperatur jamy ustnej. Promieniowanie lasera CO₂ wywołało w badanych materiałach zmiany powierzchniowe o charakterze ablacji, spalania i stopienia.

Wnioski. 1. Działanie ciągłego bodźca temperaturowego w jamie ustnej wpływa korzystnie na dojrzewanie materiałów poprawiając ich właściwości. 2. Wysokie temperatury działające nawet krótkotrwale mogą powodować nieodwracalną deformację i zmianę właściwości badanego materiału. 3. Działanie dawek promieniowania lasera CO₂, nawet o małych gęstościach mocy, powoduje zmiany powierzchniowe, co uzasadnia stosowanie ekranowania materiałów stomatologicznych w jamie ustnej.

Podczas spożywania gorących napojów i pokarmów temperatury występujące w jamie ustnej osiągają niekiedy 70°C (a nawet 77,4°C), szczególnie na przedsiónkowych powierzchniach zębów dolnych w odcinku przednim i w okolicy podniebieniowych powierzchni zębów przednich górnych (1). Takie sytuacje mogą wpływać na jakość i zmianę właściwości materiałów stomatologicznych, w tym elektrycznych. Pod wpływem temperatury materiały podlegają też procesom starzeniowym. Są to wszelkie zmiany właściwości mechanicznych lub zmiany struktury zachodzące w czasie, a w konsekwencji prowadzące do degradacji tych materiałów. Podczas wykonywania zabiegu chirurgicznego przy użyciu lasera CO₂ również przypadkowa jego aplikacja może powodować zmiany m. in. w warstwie powierzchniowej materiału, poprzez zamianę energii świetlnej na ciepło. Stąd praca z laserem CO₂ wymaga przestrzegania określonych środków ostrożności przez lekarza operatora, a także przeszkolenia w zakresie programowania parametrów urządzenia. Szczególnie ostrożnie należy wykonywać zabiegi w bezpośrednim sąsiedztwie zębów żywych oraz różnych materiałów stomatologicznych (2). Promieniowanie lasera CO₂ o długości fali 10600 nm wywiera wpływ na materiały stomatologiczne, w tym na kompozyty bis-akrylowe, stosowane do wykonywania indywidualnych tymczasowych uzupełnień protetycznych (3-12). Jednym

z zadań tymczasowych protez stałych jest ochrona filarów przed drażniącymi czynnikami zewnętrznymi, zwłaszcza termicznymi. Tymczasowe korony i mosty osadzone są na zębach w okresie pomiędzy szlifowaniem zębów, a cementowaniem ostatecznych uzupełnień stałych (13-15).

Conclusions. 1. The effect of the constant temperature stimulus in the oral cavity influences the maturation of materials studied and improves their properties. 2. High temperature can cause, even in a short time, irreversible deformation and changes in the properties of the materials. 3. The effect of the impulse temperature of the CO₂ laser induces changes on the surface of the materials, which justifies screening of dental materials in the mouth.

z zadań tymczasowych protez stałych jest ochrona filarów przed drażniącymi czynnikami zewnętrznymi, zwłaszcza termicznymi. Tymczasowe korony i mosty osadzone są na zębach w okresie pomiędzy szlifowaniem zębów, a cementowaniem ostatecznych uzupełnień stałych (13-15).

Cel pracy

Ocena wpływu temperatury na wybrane materiały stosowane do wykonywania tymczasowych stałych uzupełnień protetycznych.

Materiał i metody

W badaniach wykorzystano materiały stosowane do wykonywania tymczasowych uzupełnień protetycznych (tab. I). W przypadku próbek materiału Protemp II (3M ESPE, Seefeld, Germany) zmieszano ręcznie bazę z katalizatorami zgodnie z zaleceniami producenta, a Structur 2 SC/QM (VOCO, Cuxhaven, Germany) zmieszano przy użyciu pistoletu automatycznie dozującego bazę i katalizator. Do oceny wpływu temperatury na badane materiały wykorzystano pomiary przewodności elektrycznej właściwej (σ). Przygotowano trzy próbki każdego materiału, które wykonano w przygotowanej do tego celu matrycy silikonowej o średnicy ok. 1cm i grubości ok. 1mm. Wszystkie

Tabela I. Ogólna charakterystyka chemiczna badanych materiałów stomatologicznych

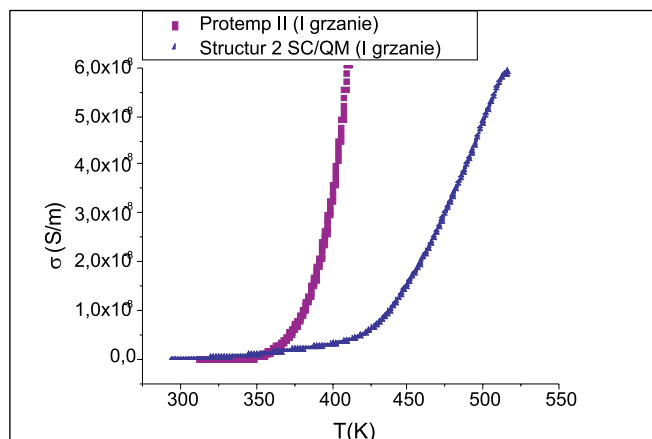
Nazwa handlowa	Producent	Skład
Protemp II	3M ESPE, Seefeld, Germany	bismetacrylan-polimer, Z-octan, silanizowane szkło strontowe, krzemionka
Structur 2 SC/QM	VOCO, Cuxhaven, Germany	Bis-GMA, aminy, terpeny, nadtlenuk benzoilu, BHT, UDMA, krzemionka

próbki pokryto pastą srebrową, a następnie umocowano w aparaturze pomiarowej. Pomiarzy przewodności elektrycznej właściwej przeprowadzono w stałym polu elektrycznym o natężeniu ok. 1kV/m w zakresie temperatur 298-523K (25-250°C) przy prędkości ogrzewania 4K/min (4°C/min). Próbkę ogrzewano dwukrotnie. Pomiedzy grzaniem próbki schładzano do temperatury pokojowej. Badania przeprowadzono w powietrzu suchym o ciśnieniu atmosferycznym. Uzyskane wyniki opracowano w programie OriginPro7. Do badań wpływu impulsowego bodźca temperaturowego próbki materiałów miały formę płytek o wymiarach w mm (20x10x2). Przygotowano po 9 próbek zgodnie z zaleceniami materiałowymi producentów, a następnie wypolerowano. Badana powierzchnia próbek była odtłuszczana 96% roztworem alkoholu etylowego. Wykorzystano laser medyczny CO₂, model CTL-1401 S numer seryjny 1401/11/2001 (Centrum Techniki Laserowej – LASERINSTRUMENTS, Warszawa). Każdą kolejną próbkę naświetlano z dwukrotnie wydłużonym czasem (o ile pozwalały na to możliwości programowania lasera). Celem zbadania skuteczności ochrony materiału przed promieniowaniem lasera CO₂ powierzchnię próbki ósmej tzw. ekranowanej zabezpieczono izolatorem tj. cienką, aluminiową folią spożywczą, którą owinięto próbkę tak, aby matowa jej powierzchnia znajdowała się na zewnątrz i ona właśnie była poddana ekspozycji promieniowania. Miało to rozproszyć promieniowanie lasera i zapobiec przypadkowym i niekontrolowanym odbiciom od gładkich i błyszczących powierzchni metalicznych. Nienapromieniowana płytka dziewiąta stanowiła próbę kontrolną. Dla każdej próbki wykonywano równoległe trzy identyczne serie naświetlań, kolejno zwiększając dwukrotnie moc promieniowania. Każda próbka

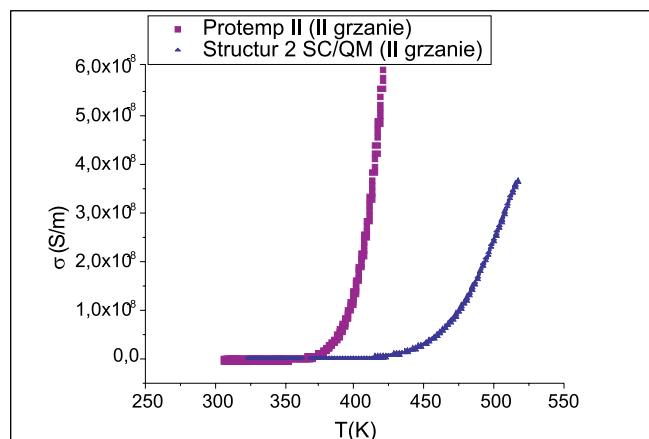
naświetlana była więc impulsami o takim samym czasie trwania, a każda seria miała pięć miejsc ekspozycji, gdzie każde następne pole było podane dwukrotnie większej mocy promieniowania. Oceny powierzchni próbek dokonano przy użyciu skaningowego mikroskopu elektronowego typ EVO 40 (Zeiss, Niemcy), wykorzystując powiększenie 300x. Próbkę do badań SEM zostały pokryte cienką warstwą złota w napylarce próżniowej Sputter Coater SCD 050 (Balzers, Niemcy).

Wyniki i ich omówienie

Wyniki badań temperaturowej zależności przewodności elektrycznej właściwej (σ -T) materiału przedstawiono w formie wykresów zależności przewodności elektrycznej właściwej (σ) od temperatury (T) oraz wykresów zależności $\ln\sigma = f(1/T)$, tj. zależności Arrheniusa, a opracowanych w programie OriginPro 7. Poprzez porównanie wykresów podczas I i II ogrzewania, badanie temperaturowej zależności przewodności elektrycznej właściwej pozwoliło na obserwację przemian zachodzących w ogrzewanym materiale, wykazując czy obserwowane zmiany są odwracalne lub trwałe. Na wykresach σ -T obu materiałów do wykonywania stałych tymczasowych uzupełnień protetycznych zaobserwowano monotoniczny wzrost przewodności elektrycznej właściwej wraz ze wzrostem temperatury w zakresie 375-407K (102-134°C) i 475-416K (202-143°C), odpowiednio w trakcie I i II ogrzewania próbek (ryc. 1, 2). Materiał Protemp II okazał się materiałem bardziej wrażliwym na zmianę temperatury od materiału Structur 2 SC/QM podczas obu grzań. Uwzględniając dane z piśmiennictwa dotyczące wartości σ grupę badanych materiałów można zaliczyć do dielektryków (izolatorów) i to zarówno w temperaturze pokojowej



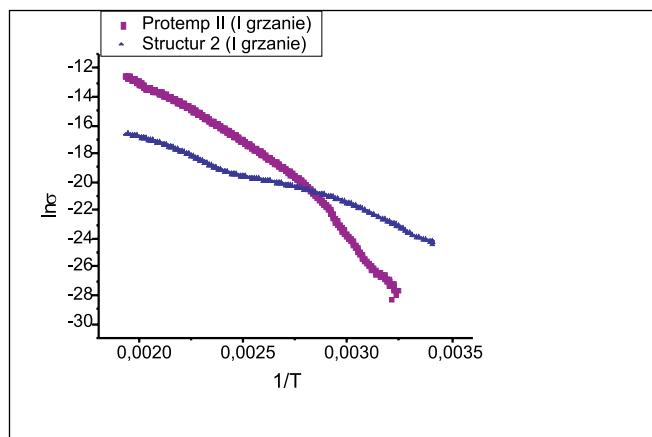
Ryc. 1. Wykres zależności σ od T dla materiałów do wykonywania tymczasowych uzupełnień protetycznych w I grzaniu.



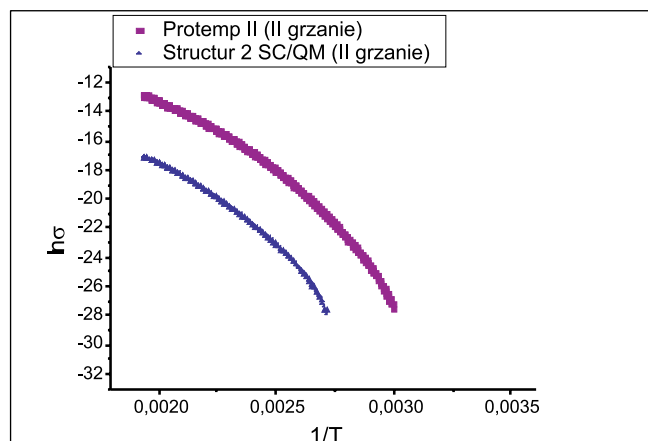
Ryc. 2. Wykres zależności σ od T dla materiałów do wykonywania tymczasowych uzupełnień protetycznych w II grzaniu.

298K (25°C), w temperaturze fizjologicznej jamy ustnej 310K (37°C), jak i w temperaturze 343K (70°C). Jednocześnie dla dwóch materiałów termogramy zmieniły się nieco podczas II ogrzewania. Prawdopodobnie spowodowało to dojrzewanie materiału pod wpływem temperatury, związane z jego dalszą polimeryzacją. Jest to ważna informacja, ze względu na możliwość uwalniania wolnych monomerów z materiałów tymczasowych bezpośrednio po polimeryzacji do ok. 24 godzin. Dlatego według niektórych autorów, celem ochrony tkanek, zaleca się osadzanie tymczasowych uzupełnień protetycznych dopiero po dobie od ich wykonania (16, 17). Celem wyznaczenia energii aktywacji nośników ładunku (E_a) skorzystano z zależności Arrheniusa. Określono zakresy temperatur, w których energie aktywacji wyznaczono dla współczynnika korelacji (r) nie mniejszego niż 0,999. Z wykresów odczytano temperatury punktów przebiegu krzywej $\ln\sigma=f(1/T)$, niosące informacje o procesach zachodzących w trakcie ogrzewania materiału (14). Temperatura punktu przebiegu odpowiada temperaturze zeszklenia (T_g). Z wykresów zależności Arrheniusa dla materiału Protemp II odczytano temperatury przebiegu 362K \pm 8K (89°C), 397K \pm 7K (124°C) i 472K \pm 9K (199°C) dla I grzania oraz 372,0K \pm 3,5K (99°C) i 436K \pm 1K (163°C) dla II grzania (ryc. 3, 4). Natomiast dla Structur 2 SC/QM temperaturę przebiegu wyznaczono w temperaturze 346K \pm 4K (73°C) i 406K \pm 7K (133°C) dla I grzania oraz 440K \pm 2K (167°C) dla II grzania.

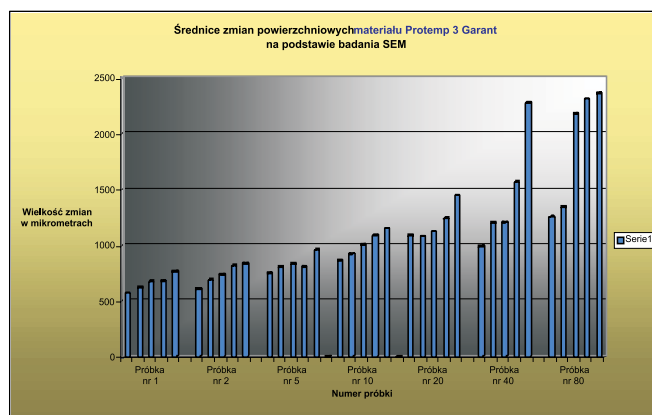
Temperatury przebiegu można przypisać procesom zeszklenia (18). Należy zwrócić uwagę, iż wpływ na temperaturę zeszklenia materiałów złożonych mają jego składniki (19). Należy przypuszczać, iż w obu przypadkach przemiany dotyczyły części organicznej, którą stanowią żywice (Bis-GMA, UDMA, i inne dimetakrylany) (18). Jednocześnie wiadomo, iż podczas polimeryzacji materiału nie wszystkie cząsteczki monomeru zostają wykorzystane podczas formowania struktury polimeru. W materiale pozostają wolny monomer lub oligomer oraz krótkie fragmenty łańcuchów polimeru. Ogrzewanie próbek powoduje wzrost ruchliwości elementów strukturalnych polimerów, wpływając na ich przewodność elektryczną właściwą zależnie od zawartości po polimeryzacji. Jest to typowe dla procesów zeszklenia. Jednocześnie grzanie powoduje dalszą polimeryzację materiału, formując dłuższe łańcuchy, ale o mniejszej ruchliwości z zachowaniem postaci amorficznej materiału. Stąd wyższe wartości T_g podczas II ogrzewania próbek (20, 21). W interpretacji termogramów wyklucza się wpływ fazy nieorganicznej badanych materiałów ze względu na temperatury przemian związków nieorganicznych leżące powyżej 600K tj. 327°C (wg MatWeb Material Property Data: <http://www.matweb.com/>). Na powierzchni materiału Protemp II, po aplikacji promieniowania lasera CO₂, powstały czarno-szare plamki w miejscach kontaktu materiału z promieniowaniem. Wraz z nasilaniem mocy promieniowania oraz wydłużaniem czasu aplikacji, wokół



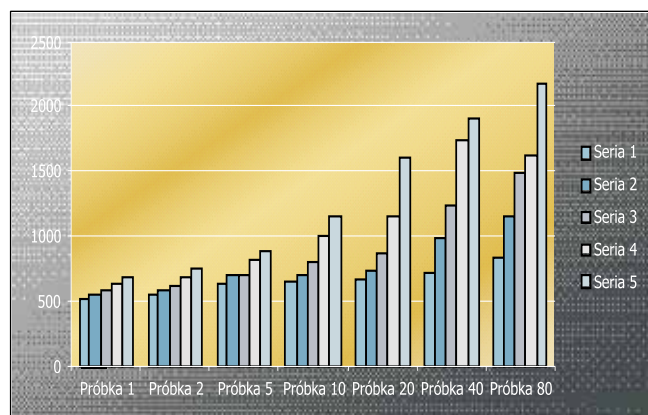
Ryc. 3. Wykres zależności Arrheniusa $\ln\sigma=f(1/T)$ dla materiałów do wykonywania tymczasowych uzupełnień protetycznych w I grzaniu.



Ryc. 4. Wykres zależności Arrheniusa $\ln\sigma=f(1/T)$ dla materiałów do wykonywania tymczasowych uzupełnień protetycznych w II grzaniu.



Ryc. 5. Średnice zmian powierzchniowych materiału Prot Kemp II (w mikrometrach) na podstawie badania SEM.



Ryc. 6. Średnice zmian powierzchniowych materiału Structur 2 SC/QM (w mikrometrach) na podstawie badania SEM.

plamek pojawiały się coraz większe, ciemnożółte obszary przebarwień. Wewnątrz ciemnych plamek występowały okrągłe kraterzyki z regularnym, równym brzegiem. Tworzywo wewnątrz krateru wykazywało zmiany destrukcyjne, z dominacją spękania i karbonizacji. Przy użyciu dużych mocy (4,0 W i 8,0 W), fragmenty materiału w niektórych przypadkach były „wyrzucone” na zewnątrz krateru. Równocześnie, przy zastosowaniu większych mocy, wewnętrzne, czarne plamki karbonizacji posiadały coraz większe i głębsze, centralnie umieszczone kraterzyki, z jednoczesną dominacją koloru szarego. Czarna obwódka pozostawała jedynie na zewnątrz formy kraterowatej. Przy zastosowaniu dłuższych czasów ekspozycji, tj. 4,0 s i 8,0 s (próbka Nr 40

i Nr 80), na zewnątrz krateru i obszaru dyskoloryzacji, pojawiła się dodatkowa strefa czarnego zapylenia. Wielkości kraterowatych zmian wykazywały w tym przypadku średnice od 572,2 do 2366,7 μm (badania SEM). Doliczając do obszaru krateru strefę zewnętrznej dyskoloryzacji zmiany te miały rozmiary od 932,0 do 3820,0 μm . Przy dużych dawkach ekspozycji doszło do wyraźnego rozwarstwienia struktury materiału wewnątrz krateru oraz, w niektórych przypadkach, do „wyrzucenia” fragmentu materiału na zewnątrz krateru. W przypadku materiału Structur II SC próbki po naświetleniu wyglądały podobnie, natomiast zmiany wykazywały nieco mniejsze rozmiary od 502,0 do 2435,7 μm (ryc. 5, 6).

Dyskusja

Do oceny wpływu ciągłego bodźca temperaturowego wykorzystano pomiary przewodności elektrycznej właściwej, która jest miarą zdolności materiału do przewodzenia prądu elektrycznego i jest wielkością wrażliwą m. in. na zmianę struktury i stopnia wilgotności, zawartość domieszek, a także na obecność defektów strukturalnych, modyfikację materiału, czy też zachodzące procesy starzeniowe. Właściwości dielektryczne materiałów stomatologicznych są istotne ze względu na pełnienie funkcji izolatora pomiędzy tkankami zęba, a środowiskiem jamy ustnej (22, 23). Wyniki doświadczenia dotyczące przewodności elektrycznej właściwej w temperaturze 298K tj. 25°C, w temperaturze jamy ustnej 310K tj. 37°C, a także 343K tj. 70°C pozwoliły na zakwalifikowanie badanych materiałów do dielektryków. Zarówno w doświadczeniu *ElKestawy* i wsp. (22) jak i w przedstawionych badaniach własnych wykazano wzrost przewodności elektrycznej materiałów wraz ze wzrostem temperatury. Wpływ ciągłego bodźca temperaturowego może mieć też wpływ na dojrzewanie i starzenie się materiału stomatologicznego np. tworzywa akrylowego poprzez zmniejszenie ilości monomeru resztkowego w niecałkowicie spolimeryzowanym materiale. Różnice w wynikach pomiędzy poszczególnymi próbkami materiału mogą być spowodowane ich odmiennym składem chemicznym i procentowym udziałem monomeru resztkowego. Polimery amorficzne stosowane są w temperaturze poniżej temperatury zeszklenia, a gdy osiągają temperaturę bliską T_g uzyskują wystarczającą energię kinetyczną makrocząsteczek, aby wystąpiło lekkie płynięcie materiału. Dochodzi wtedy do utraty zdolności przenoszenia obciążeń (24). Polymer amorficzny ulega przemianie w plastyczny-kruchy w temperaturze poniżej T_g opisanej przez Jansena (24) jako DBTT (ductile-to-brittle transition temperature). W stanie elastycznym pod wpływem przyłożonej siły polimer się odkształca, ale po pewnym czasie powraca do pierwotnego kształtu, w stanie plastycznym w wyniku przyłożonej siły odkształca się trwale. Badania temperaturowej zależności przewodności elektrycznej materiałów pozwalają na wyznaczenie temperatury zeszklenia, której wartość zależy od składu materiału i budowy

strukturalnej, od metody i warunków pomiaru, od szybkości ogrzewania oraz chłodzenia materiału podczas badania, obecności plastyfikatorów, wilgotności próbki, a także od sposobu przygotowania materiału (19, 22, 25, 26). Czynnikiem mającym duży wpływ na wartość temperatury zeszklenia jest stopień polimeryzacji materiału polimerowego. Związane jest to bezpośrednio ze stopniem konwersji monomeru w polimer, czyli z procentową ilością nieprzereagowanych wiązań podwójnych. Stopień konwersji nie osiąga wartości 100%. Wzrost stopnia polimeryzacji prowadzi do wzrostu T_g . Dalsza polimeryzacja materiałów stomatologicznych może przebiegać w temperaturze jamy ustnej bądź w wyższej podczas spożywania gorących pokarmów i napojów (1). Wówczas zawartość nieprzereagowanych metakrylanów zmniejsza się z czasem, a dojrzewanie materiału odbywa się w jamie ustnej. Wzrost temperatury w jamie ustnej do temperatury bliskiej lub powyżej T_g w przypadku np. tworzyw akrylowych ruchomych uzupełnień protetycznych może powodować szybką i nieodwracalną deformację materiału. Dlatego ważne jest, aby temperatura dla tworzyw akrylowych nie zbliżała się do temperatury zeszklenia (13, 17, 25). Temperatura deformacji cieplnej tworzyw na bazie poli(metakrylanu metylu) wynosi 344-364K tj. 71-91°C (13). Jak już wspomniano takiej temperatury można spodziewać się podczas spożywania gorących napojów i pokarmów, co będzie negatywnie wpływać na tworzywo uzupełnień protetycznych. Analizując wyniki oznacza to, iż w przypadku materiału Structur 2 SC/QM temperatura 346K±4K tj. 73°C panująca w jamie ustnej podczas spożywania gorących posiłków powoduje to, iż materiał osiąga wartość temperatury zeszklenia. Wpływa to na zmianę właściwości fizykochemicznych tych materiałów.

Po wykonaniu serii naświetleń, próbki badanych materiałów okazały się bardzo wrażliwe na promieniowanie lasera CO₂. Nawet najmniejsze dawki promieniowania stosowane w badaniu wywoływały już dostrzegalne zmiany na ich powierzchniach. Zmiany te nasilały się wraz ze zwiększaniem mocy oraz wydłużaniem czasu promieniowania. Najbardziej zaawansowane i wyraźne zmiany występowały przy użyciu mocy 4,0 i 8,0 W oraz czasów naświetlania 4,0 i 8,0 s. W przedziale tych wartości dawek promieniowania, zmiany te nie wykazywały

już tak znacznych różnic (względem siebie), jak pomiędzy dawkami najmniejszymi, a największymi. Centralna strefa zmian powierzchniowych wykazywała stopień największej kumulacji energii i była zwykle najgłębsza. W miejscu centralnym pojawiała się najpierw mała plamka, a przy większych dawkach energii pogłębiała się ona tworząc krater z coraz wyraźniejszymi zmianami kolorystycznymi ułożonymi wokół centralnego krateru. Krater, wraz ze wzrostem dawki promieniowania, wykazywał coraz wyraźniejsze objawy karbonizacji tworzywa (czarny kolor zwęglonego materiału). W przypadku maksymalnych dawek promieniowania środkowa część krateru była wręcz spopielona i miała wyraźnie szary, pylisty charakter. W przypadku materiału do wykonywania tymczasowych koron i mostów, Protemp II, doszło przy dużych dawkach promieniowania, do wyraźnego rozwarstwienia struktury materiału wewnątrz krateru oraz, w niektórych przypadkach, do „wyrzucenia” fragmentu materiału na zewnątrz krateru. Energia promieniowania lasera CO₂ zamieniana jest po aplikacji głównie na energię termiczną, co powoduje przeważnie zmiany o charakterze miejscowego „spalenia”. Tłumaczy to wygląd próbek po wykonaniu naświetleń (karbonizacja, spękania, krateru itp.), większości materiałów wrażliwych na ten typ promieniowania. Nie znaleziono w piśmiennictwie informacji na temat wpływu promieniowania lasera CO₂ na materiały stosowane do wykonywania tymczasowych stałych uzupełnień protetycznych. Natomiast próby aplikacji promieniowania lasera CO₂ na powierzchnię tworzywa akrylowego podejmowali uprzednio *Jacobsen* i wsp. (8). Zajmowali się oni problemem poprawy retencji, dla elastycznych materiałów podścielających. Nie oceniali jednak ani jakościowo, ani ilościowo zmian, jakie wywoływało to promieniowanie. Stwierdzili jedynie, że aplikacja promieniowania o długości fali 10 600 nm na powierzchnię tworzywa akrylowego poprawia połączenie z elastycznymi materiałami, na bazie polimetakrylanu etylu, bardziej aniżeli z materiałami elastycznymi z grupy silikonów. Po aplikacji promieniowania lasera CO₂, na powierzchni tworzywa akrylowego powstają zagłębienia o regularnych krawędziach i pofałdowanych stokach krateru. Daje to dodatkową retencję dla tworzywa elastycznego na bazie polimetakrylanu etylu, co powoduje poprawę

połączenia obu tworzyw – twardego i elastycznego. Energia promieniowania lasera CO₂ po aplikacji zamieniana jest głównie na energię termiczną, która wywołuje najczęściej zmiany o charakterze miejscowego „spalenia”. Tłumaczy to wygląd próbek (karbonizacja, spękania, krateru itp.). Badania wpływu promieniowania lasera CO₂ na tworzywa kompozycyjne oraz kompozytowe przeprowadzali *Mazouri* i *Walsh* (12). Wykazali oni, że zastosowanie dawek promieniowania, nawet o małych gęstościach mocy, wywołuje w badanych materiałach zmiany powierzchniowe o charakterze ablacji, spalania i stopienia.

Wnioski

1. Działanie ciągłego bodźca temperaturowego w jamie ustnej wpływa korzystnie na dojrzewanie materiałów poprawiając ich właściwości.
2. Wysokie temperatury działające nawet krótkotrwale mogą powodować nieodwracalną deformację i zmianę właściwości badanego materiału.
3. Działanie dawek promieniowania lasera CO₂, nawet o małych gęstościach mocy, powoduje zmiany powierzchniowe, co uzasadnia stosowanie ekranowania materiałów stomatologicznych w jamie ustnej.

Piśmiennictwo

1. *Barclay C. W., Spence D., Laird W. R. E.*: Intra-oral temperatures during function. *J. Oral Rehabil.*, 2005, 32, 12, 886-894.
2. *Malmstrom H. S., McCormack S. M., Fried D., Featherstone J. D. B.*: Effect of CO₂ laser on pulpal temperature and surface morphology: an in vitro study. *J. Dent.*, 2001, 29, 521-529.
3. *Akova T., Yoldas O., Toroglu M. S., Uysal H.*: Porcelain surface treatment by laser for bracket-porcelain bonding. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, 2005, 128, 630-637.
4. *Critchlow G. W., Cottam C. A., Brewis D. M., Emmony D. C.*: Further studies into the effectiveness of CO₂-laser treatment of metals for adhesive bonding. *Int. J. Adhes. Adhes.*, 1997, 17, 143-150.
5. *Fujitani M., Harima T., Shintani H.*: Does Er: YAG or CO₂ laser ablation of dentin affect the adhesive properties of resin bonding systems? *International*

- Congres Series, 2003, 1248, 161-166.
6. *Gonzalez M., Banderas J. A., Rodriguez V., Castano V. M.*: Particle-induced X-ray and scanning electron microscopic analyses of the effects of CO₂ laser irradiation on dentinal structure. *J. Dent.*, 1999, 27, 595-600.
 7. *Hęzdelek W., Błaszczak Z., Andrysiak P., Kaczmarek M.*: Ocena powierzchni wybranych materiałów protetycznych po aplikacji promieniowania lasera CO₂ w różnych warunkach gęstości mocy. *Protet. Stomatol.*, 2007, LVII, 3, 192-198.
 8. *Jacobsen N. L., Mitchell D. L., Johnson D. L., Holt R. A.*: Lased and sandblasted denture base surface preparations affecting resilient liner bonding. *J. Prosthet. Dent.*, 1997, 78, 153-158.
 9. *Johnson T., Van Noort R., Stokes Ch. W.*: Surface analysis of porcelain fused to metal systems, *Dent. Mater.*, 2006, 22, 330-337.
 10. *Klein A. L. L., Rodrigues L. K. A., Eduardo C. P., Nobre dos Santos M., Cury J. A.*: Caries inhibition around composite restoration by pulsed carbon dioxide laser application. *Eur. J. Oral Sci.*, 2005, 113, 239-244.
 11. *Konishi N., Fried D., Staninec M., Featherstone J. D. B.*: Artificial caries removal and inhibition artificial secondary caries by pulsed CO₂ laser irradiation. *Am. J. Dent.*, 1999, 13, 213-216.
 12. *Mazouri Z., Walsh L. J.*: Damage to dental composite restorations following exposure to CO₂ laser radiation. *J. Clin. Laser Med. Surg.*, 1995, 13, 2, 73-76.
 13. *Craig R. G.*: Materiały stomatologiczne. Elsevier Urban & Partner, Wrocław, 2008.
 14. *Burns D. R., Beck D. A., Nelson S. K.*: A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: Report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *J. Prosthet. Dent.*, 2003, 90, 5, 474-497.
 15. *Wassell R. W., George G. S., Ingledeu R. P., Steele J. G.*: Crowns and other extra-coronal restoration. Provisional restorations. *Br. Dent. J.*, 2002, 192, 11, 619-630.
 16. *Ergün G., Mutlu-Sagesen L., Karaoglu T., Dogan A.*: Cytotoxicity of provisional crown and bridge restoration materials: an in vitro study. *J. Oral Sci.*, 2001, 43, 2, 123-128.
 17. *Jorge J. H., Giampaolo E. T., Machado A. L., Vergani C. E.*: Cytotoxicity of denture base acrylic resins: A literature review. *J. Prosthet. Dent.*, 2003, 90, 2, 190-193.
 18. *Kilambi H., Cramer N. B., Schneidewind L. H., Shah P., Stansbury J. W., Bowman C. N.*: Evaluation of highly reactive mono-methacrylates as reactive diluents for BisGMA-based dental composites. *Dent. Mater.*, 2009, 25, 1, 33-38.
 19. *Caykara T., Güven O.*: Effect of preparation methods on thermal properties of poly(acrylic acid)/silica composites. *J. Appl. Polym. Sci.*, 1998, 70, 5, 891-895.
 20. *Charton Ch., Falk V., Marchal P., Pla F., Colon P.*: Influence of T_g, viscosity and chemical structure of monomers on shrinkage stress in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Dent. Mater.*, 2007, 23, 11, 1447-1459.
 21. *Gauza M., Kubisz L., Hęzdelek W., Marcinkowska A.*: The assesment of dental composite materials and fissure sealants on the basis of the temperature dependence of electrical conductivity. *Pol. J. Environ. Stud.*, 2009, 18, 1A, 191-195.
 22. *ElKestawy M. A., Saafan S. A., Shehata M. M., Saafan A. M.*: Investigation of the electrical properties of some dental composite restorative materials before and after laser exposure. *Dent. Mater.*, 2006, 22, 10, 885-895.
 23. *Tay W. M., Braden M.*: Dielectric properties of glass ionomer cements. *J. Dent. Res.*, 1981, 60, 7, 1311-1314.
 24. *Jansen J. A.*: Ductile – to – brittle transition of plastic materials. *Adv. Mater. Processes*, 2006, 164, 2, 39-42.
 25. *Urban V. M., Machado A. L., Alves M. O., Maciel A. P., Vergani C. E., Leite E. R.*: Glass transition temperature of hard chairside relined materials after post-polymerisation treatments. *Gerontology*, 2009, 27, 3, 230-235.
 26. *Koszkul J., Suberlak O.*: Podstawy fizykochemii i właściwości polimerów. Wydawnictwa Politechniki Częstochowskiej, Częstochowa, 2004.

Zaakceptowano do druku: 27.IX.2012 r.

Adres autorów: 60-812 Poznań, ul. Bukowska 70.

© Zarząd Główny PTS 2012.