

OCENA EFEKTÓW CIEPLNYCH PODCZAS UTWARDZANIA MATERIAŁÓW KOMPOZYTOWYCH DO ZASTOSOWAŃ W STOMATOLOGII ZACHOWAWCZEJ

JOANNA KARAŚ, LIDIA CIOŁEK

INSTYTUT SZKŁA I CERAMIKI,
UL. POSTĘPU 9, 02-676 WARSZAWA

[Inżynieria Biomateriałów, 38-43, (2004), 45-47]

Wprowadzenie

Wśród materiałów stosowanych w stomatologii zachowawczej istotną rolę odgrywają kompozyty na bazie żywic. Materiały te głównie przeznaczone są do wypełniania i odbudowy ubytków zębów utraconych przez uraz lub przez próchnicę.

Materiały te są utwardzane w wyniku reakcji polimeryzacji, która jest egzotermiczna z natury. Niezależnie od tego, czy reakcja polimeryzacji inicjowana jest chemicznie czy poprzez zastosowanie energii ze źródła zewnętrznego takiej jak światło niebieskie, efekt końcowy przebiegu reakcji jest podobny. Dla chemicznie aktywowanych materiałów utwardzanie rozpoczyna się po zmieszaniu dwóch past lub pasty z płynem. Szybkość utwardzania jednakowa przez cały czas powoduje stopniowy wzrost lepkości. Jednakże materiały te mają ograniczony tzw. czas pracy i muszą być umieszczone w przygotowanym ubytku zanim staną się mniej przydatne, czyli zaczną tracić plastyczność. Inaczej sprawa przedstawia się jeśli chodzi o materiały światłoutwardzalne. Dla aktywowanych światłem materiałów kompozytowych tylko minimalny wzrost lepkości ma miejsce przy umieszczeniu w ubytku, zanim materiał zostanie poddany ekspozycji światłem. Później polimeryzacja biegnie bardzo szybko. Producenci kompozytów światłoutwardzalnych mogą kontrolować głębokość utwardzenia przez zalecanie stosowania źródeł światła o odpowiedniej intensywności i wyznaczenie czasu ekspozycji wymaganego do osiągnięcia właściwej głębokości utwardzenia. Ta możliwość utwardzania "na zawołanie" stanowi ułatwienie w pracy stomatologów.

Cel pracy

Celem badań była ocena zmian temperatury podczas polimeryzacji materiałów kompozytowych do zastosowań w stomatologii zachowawczej. Proces polimeryzacji tych materiałów związany jest z wydzielaniem znacznych ilości ciepła, pochłanianego następnie przez twarde tkanki zęba i przekazywanego do miazgi. Jeśli miazga nie jest odpowiednio odizolowana to istnieje niebezpieczeństwo miejscowego wzrostu jej temperatury.

EVALUATION OF THERMAL EFFECTS DURING THE PROCESS OF CURING OF COMPOSITE MATERIALS FOR APPLICATIONS IN RESTORATIVE DENTISTRY

JOANNA KARAŚ, LIDIA CIOŁEK

INSTITUTE OF GLASS AND CERAMICS, DEPARTMENT OF
BIOMATERIALS,
9, POSTĘPU ST., 02-676 WARSAW

[Engineering of Biomaterials, 38-43, (2004), 45-47]

Introduction

Dental composite resins are widely used in restorative dentistry as they are intended for use mainly for filling and restoration of cavities in teeth, caused by injury or caries.

Composite resins are cured through exothermic polymerisation reaction. The final effect of the polymerisation is similar for both chemical (CA) and blue light-activated (BLA) composite materials. In chemically activated materials curing begins after pastes compounds or paste and liquid compounds are mixed. Equal curing rate in time causes the increase of viscosity. But these types of materials have limited working time and they have to be placed in the cavity before the plasticity begins to decrease. In the case of BLA materials the problem is different. Before exposing the material to the light a slight increase of viscosity occurs while the material is being placed in the cavity. Then the polymerisation progresses very rapidly. Manufacturers of light-activated dental materials control the depth of curing by recommending the intensity and time exposure of the light. The application of light-activated composites is much easier for dentists.

Evaluation of thermal effects during the process of curing of composite materials for restorative dentistry applications was the purpose of the investigation. Polymerisation causes high heat emission, absorbed by enamel and dentine, and transferred to the dental pulp. If the pulp is not isolated well its temperature can increase dangerously.

Method and materials

For the temperature measurement the prototypic instrument was manufactured. It consists of the polyethylene pipe mounted on the fixing part of polyamide block with a hole in which stainless steel tube with stabilised thermocouple was placed. The tube is 8mm height, internal diameter is of 4 mm and the wall thickness is of 1 mm. The diameter of fixing part of the block is of 4 mm and its height is of 2 mm. Once assembled both elements create a hole for the sample having 6 mm in height and 4 mm in diameter. In order to facilitate the removal of the sample after tests, the thermocouple has a conic end projecting 1 mm above the base of

4 6 Metoda i materiały

Wykonano przyrząd, który składa się z rurki z polietylenu, ustawionej na bloku z poliamidu, mającym otwór, w którym umieszczona jest z nierdzewnej stali rurka zawierająca stabilizowaną termoparę. Rurka ma długość 8 mm, wewnętrzną średnicę 4 mm i grubość ścianki 1 mm. Średnica części ustalającej bloku wynosi 4 mm, a wysokość 2 mm. Po złożeniu obydwie elementy tworzą zagłębienie na próbkę 6 mm wysokości x 4 mm średnicy. W celu ułatwienia wyjęcia próbki po badaniu, termopara ma stożkowe zakończenie, wystające 1 mm ponad podstawę zagłębienia na próbkę. Wykonana termopara połączona została z rejestratorem, co umożliwiło zapis temperatury wewnątrz utwardzanego materiału z dokładnością $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$.

Do prezentacji graficznej zebranych wyników pomiaru temperatury zastosowano program komputerowy. Program umożliwiał zapisywanie w ustalonych odstępach czasu wartości mierzonej temperatury wraz z dokładnym czasem pomiaru i pozwalał wykreślać charakterystyki $T = f(t)$.

Badania materiałów kompozytowych chemoutwardzalnych przeprowadzono w temperaturze $(37\pm 1)^{\circ}\text{C}$, natomiast materiałów światłoutwardzalnych w temperaturze otoczenia tj. $(27\pm 1)^{\circ}\text{C}$. Zmiany temperatury rejestrowano co 2 sekundy. Badane materiały światłoutwardzalne utwardzano przy użyciu lampy Heliolux II firmy Vivadent w dwóch warstwach, każda o grubości 2 mm, w czasie 20 lub 40 sekund w zależności od produktu.

Badania przeprowadzono dla materiałów chemo- i światłoutwardzalnych, będących produktami handlowymi wielu firm oraz kompozytu światłoutwardzalnego o symbolu MS opracowywanego w ramach grantu.

Wyniki badań

Przykładowe zmiany temperatury podczas utwardzania kompozytu chemoutwardzalnego przedstawia RYSUNEK 1, a dla kompozytu światłoutwardzalnego RYSUNEK 2.

Wyniki badań kompozytów światłoutwardzalnych przedstawiono w TABELI 1.

Kompozyt Composites	Producent Manufacturer	Różnica między temperaturą wyjściową termopary a temperaturą mierzoną materiału The difference between initial temperature of the thermocouple and measured temperature of the material [°C]	
		po nałożeniu pierwszej warstwy after applying first layer	po nałożeniu drugiej warstwy after applying second layer
Durafill	Kulzer	4,7	2,5
Esthet X	Den tsply	4,9	2,2
MS		5,2	3,5
Tetric Ceram	Vivadent	5,5	3,8
Ionosit-Base Liner	DMG	5,6	2,5
Compa Molar	Wilde	5,7	2,8
Crystal	USA	5,9	3,5
Herculite XRV	Kulzer	6,0	2,2
Spectrum	Dentsply	6,1	3,0
Charisma	Kulzer	6,2	1,8
Pertac II	Espe	6,7	4,9
Durafill flow	Kulzer	7,2	3,3
Arkon	Arkon	7,4	2,8
Pertac II	ESPE	7,4	5,9
Estiseal	Kulzer	8,3	3,3
Tetric Flow	Vivadent	8,8	3,8
Pentra Seal	Jeneric/Pentron	9,4	2,9
Helioseal-F	Vivadent	9,7	4,3

TABELA 1. Zmiany temperatury podczas utwardzania kompozytów światłoutwardzalnych.
TABLE 1. Temperature changes during the process of curing of light-activated composite materials.

the hole for the sample. The thermocouple is connected with a recorder, which enables registration of the temperature inside curing material with accuracy of $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$.

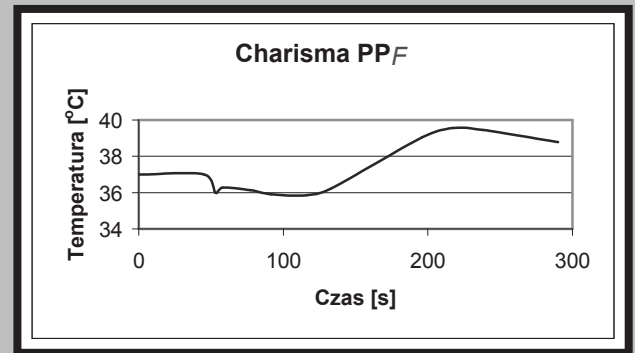
Computer program was applied for the graphic presentation of results. The program registered curing temperatures in determined periods of time, accurate time measurements and plotted the curve of the characteristic $T = f(t)$.

Examination of chemically activated composite materials was made in the temperature of $(37\pm 1)^{\circ}\text{C}$, while light-activated ones in ambient temperature $(27\pm 1)^{\circ}\text{C}$. Temperatures were registered every 2 seconds. BLA materials were cured in two layers, of 2 mm each in time of 20 or 40 seconds depending on the material, using blue light lamp Heliolux II (Vivadent). Tests were conducted for CA and BLA commercial composite materials as well as light-activated composite coded MS, elaborated within the research grant program.

Results

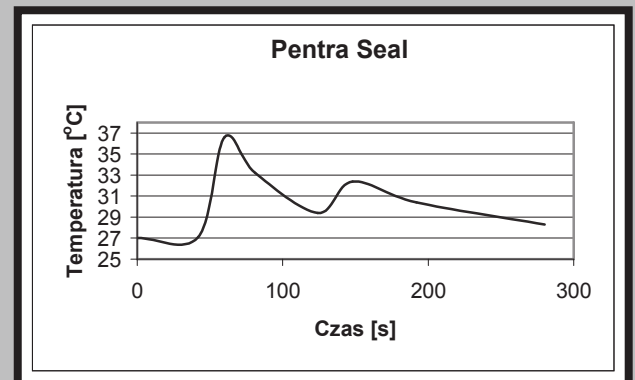
FIGURE 1 shows an example of temperature changes of chemically activated composite material, while FIGURE 2 shows an example of temperature changes of light-activated composite material.

The results of tests of light-activated materials are summarized in the TABLE 1.



RYS. 1. Zmiany temperatury podczas polimeryzacji chemoutwardzalnego materiału Charisma PPF.

FIG. 1. Temperature changes during the process of curing of chemically activated Charisma PPF composite material.



RYS. 2. Zmiany temperatury podczas polimeryzacji światłoutwardzalnego materiału Pentra Seal.

FIG. 2. Temperature changes during the process of curing of light-activated Pentra Seal composite material.

Porównując wzrost temperatury podczas polimeryzacji badanych chemo- i światłoutwardzalnych kompozytów można stwierdzić, że wzrost ten dla kompozytów światłoutwardzalnych jest wyższy, gdyż ciepło uwalniane jest w krótszym czasie. Dodatkowo ciepło emitowane przez lampę powoduje wzrost temperatury materiałów do 3°C. Ponadto występują znaczne różnice w ilości ciepła uwalnianego podczas reakcji polimeryzacji różnych materiałów kompozytowych szczególnie światłoutwardzalnych. Można przypuszczać, że uwarunkowane jest to głównie ilością wypełniaczy nieorganicznych zastosowanych w kompozytach. Należy także podkreślić, że po nałożeniu drugiej warstwy kompozytów światłoutwardzalnych zanotowano niższy wzrost temperatury z uwagi na jej oddalenie od punktu pomiarowego.

Opracowywany w ramach grantu kompozyt o symbolu MS, wyróżnia się jednym z najniższych wzrostów temperatury podczas utwardzania spośród wszystkich badanych materiałów światłoutwardzalnych. Jest to bardzo korzystna cecha, która powinna umożliwić wprowadzenie na rynek polski materiału kompozytowego o wysokim kontraście radiologicznym i wysokich walorach użytkowych.

Podziękowania

Prace finansowane przez KBN w ramach projektu badawczego zamawianego Nr PBZ-KBN-082/2002

WPŁYW PREPARATÓW WYBIELAJĄCYCH Z NAD- TLENKIEM MOCZNIKA NA MIKROTWARDOŚĆ POWIERZCHNI SZKLIWA – BADANIA IN VITRO

DOROTA KOŚCIELNIAK*, MARIA CHOMYSZYN-GAJEWSKA*,
ELŻBIETA PAMUŁA**

*UNIWERSYTET JAGIELLOŃSKI, COLLEGIUM MEDIUM,
KATEDRA I ZAKŁAD STOMATOLOGII ZACHOWAWCZEJ,
UL. MONTELUPICH 4, 31-155 KRAKÓW

**AKADEMIA GÓRNICZO-HUTNICZA,
WYDZIAŁ INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ I CERAMIKI,
KATEDRA BIOMATERIAŁÓW,
AL. MICKIEWICZA 30, 30-059 KRAKÓW

Streszczenie

W pracy zbadano wpływ dwóch żeli wybielających o zawartości 10% i 20% nadtlenku mocznika na mikrotwardość szkliwa zębowego. 18 zdrowych zębów trzonowych i przedtrzonowych (usuniętych ze wskazań ortodontycznych i periodontologicznych) wybielano przez 12 dni. Stwierdzono, że proces wybielania nie wpływa na mikrotwardość szkliwa zębowego.
[Inżynieria Biomateriałów, 38-43, (2004), 47-50]

Temperature increase taking place during the process of polymerisation is higher for light cured material because the heat is released in a shorter period of time. Additionally the heat emitted by the lamp increases the temperature up to 3°C. There are significant differences in quantity of heat releasing during polymerisation of different composite materials especially of the light cured ones. They depend, probably on the quantity of inorganic fillers used. As the temperature is measured in the bottom part of the sample, after the application of second layer of light-cured composite material, lower temperature increase was detected due to bigger distance from the measuring point, located in the bottom part of the sample.

Among light-cured materials tested, the composite coded MS, elaborated within research grant distinguishes by one of the lowest values of temperature increases during polymerisation. This advantage together with high radio-opacity and utility decide upon the MS composite high market value.

Acknowledgement

This work was supported by the State Committee of Scientific Research (grant No. PBZ-KBN-082/2002)

IN VITRO EFFECT OF CARBAMIDE PEROXIDE GEL BLEACHING AGENTS ON THE MICROHARDNESS OF HUMAN ENAMEL

DOROTA KOŚCIELNIAK*, MARIA CHOMYSZYN-GAJEWSKA*,
ELŻBIETA PAMUŁA**

*CHAIR AND DEPARTMENT OF CONSERVATIVE DENTISTRY IS
CMUJ, UL. MONTELUPICH 4, 31-155 KRAKÓW, POLAND

**AGH UNIVERSITY OF SCIENCE AND TECHNOLOGY,
FACULTY OF MATERIALE SCIENCE AND CERAMICS,
DEPARTMENT OF BIOMATERIALS,
AL. MICKIEWICZA 30, 30-059 KRAKÓW

Abstract

The effect of two bleaching gels containing 10% and 20% carbamide peroxide on the enamel microhardness was examined. 18 non-carious human molars and premolars (extracted for orthodontic and periodontal reasons) were bleached for 12 days. The results show that bleaching agents did not significantly affect the microhardness of the enamel as compared to the control.
[Engineering of Biomaterials, 38-43, (2004), 47-50]