

Analiza naprężeń skurczowych wybranych ortodontycznych systemów adhezyjnych

The analysis of shrinkage stresses of selected orthodontic adhesive systems

Liudmyła Rodziewicz¹ **A B D E F** (ORCID ID: 0000-0001-7857-7377)

Ewa Anna Jackowska² **A B D E F** (ORCID ID: 0000-0002-4672-5061)

Michał Krasowski³ **A B D E F** (ORCID ID: 0000-0002-6992-926X)

Jakub Bartczak⁴ **C E F** (ORCID ID: 0000-0002-7904-0720)

Konrad Małkiewicz⁵ **A C D E F** (ORCID ID: 0000-0002-1831-0491)

Wkład autorów: **A** Plan badań **B** Zbieranie danych **C** Analiza statystyczna **D** Interpretacja danych
E Redagowanie pracy **F** Wyszukiwanie piśmiennictwa

Authors' Contribution: **A** Study design **B** Data Collection **C** Statistical Analysis **D** Data Interpretation
E Manuscript Preparation **F** Literature Search

¹ Centralny Szpital Kliniczny Uniwersytetu Medycznego w Łodzi
Central Clinical Hospital of Medical University of Lodz

² Praktyka prywatna
Private practice

³ Uczelniane Laboratorium Badań Materiałowych, Uniwersytet Medyczny w Łodzi
University Laboratory of Material Testing, The Medical University of Lodz

⁴ Poradnia Ortodoncji, Centralny Szpital Kliniczny Uniwersytetu Medycznego w Łodzi
Central Clinical Hospital of Medical University of Lodz, Clinic of Orthodontics

⁵ Zakład Ortodoncji, Uniwersytet Medyczny w Łodzi
Medical University of Lodz, Department of Orthodontics

Streszczenie

Zjawisko skurczu polimeryzacyjnego, charakterystyczne dla procesu sieciowania materiałów złożonych, powoduje powstawanie naprężeń na granicy tkanek zęba i kompozytu.

W przypadku odbudowy szkliwa i zębiny, utraconych na skutek urazu lub choroby próchnicowej, proces

Abstract

The phenomenon of polymerization shrinkage, characteristic for the cross-linking process of composite materials, causes stresses that appears at the interface between tooth tissues and the composite. In the case of reconstruction of enamel and dentin lost due to traumas or caries, this

Adres do korespondencji/Correspondence address:

Konrad Małkiewicz

Zakład Ortodoncji Uniwersytetu Medycznego w Łodzi

ul. Pomorska 251, 90-001 Łódź

email: konrad.malkiewicz@interia.pl



Copyright: © 2005 Polish Orthodontic Society. This is an Open Access journal, all articles are distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial-ShareAlike 4.0 International (CC BY-NC-SA 4.0) License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>), allowing third parties to copy and redistribute the material in any medium or format and to remix, transform, and build upon the material, provided the original work is properly cited and states its license.

The analysis of shrinkage stresses of selected orthodontic adhesive systems

ten odpowiada za odrywanie wypełnienia od ścian ubytku bezpośrednio po jego założeniu. Kleje ortodontyczne, zbliżone w swej budowie chemicznej do materiałów odtworczych, również ulegają temu zjawisku, czego efektem jest powstawanie pęknięć i nieszczelności pomiędzy szkliwem zębów a podstawami zamków. **Cel.** Celem pracy była ocena naprężeń skurczowych powstających w warunkach laboratoryjnych podczas polimeryzacji światłem widzialnym wybranych ortodontycznych systemów adhezyjnych. **Materiał i metody.** Do badań wykorzystano 4 kleje ortodontyczne: LC Orthodontic Adhesive (Prime-Dent, USA), Enlight (Ormco, Holandia), Light Bond (Reliance, USA) i Alpha-Dent (Dental Technologies, USA). Ocenę naprężeń skurczowych wykonano metodą elastooptyczną. Naprężenia materiałów złożonych, uwidocznione w postaci prążków na światłoczułych płytkach, zwizualizowano przy użyciu polaryskopu kołowego FL200/Gunt (Niemcy). **Wyniki.** Średnie wartości zredukowanych naprężeń skurczowych odnotowane dla każdego z badanych klejów ortodontycznych wynosiły od 7,64 do 11,54 MPa. **Wnioski.** 1.) W warunkach przeprowadzonego badania oceniane ortodontyczne systemy adhezyjne podczas polimeryzacji światłem widzialnym generowały naprężenia, których wartości w warunkach klinicznych mogły powodować odrywanie się materiału złożonego od twardych tkanek zęba. 2.) Wartość sił wewnętrznych generowanych w masie materiału podczas jego sieciowania może zależeć od składu chemicznego kompozytu. **(Rodziewicz L, Jackowska EA, Krasowski M, Bartczak J, Małkiewicz K. Analiza naprężeń skurczowych wybranych ortodontycznych systemów adhezyjnych. Forum Ortod 2022; 18 (1): 8-17).**

Nadesłano: 13.12.2021

Przyjęto do druku: 23.02.2022

<https://doi.org/10.5114/for.2022.115589>

Słowa kluczowe: ortodontyczne systemy adhezyjne, naprężenie skurczowe, polimeryzacja

Wstęp

Aparaty stałe cienkołukowe są powszechnie stosowane do leczenia wad zgryzu zarówno u pacjentów w wieku rozwojowym, jak i wśród dorosłych. Zamki przenoszące na zęby siły generowane przez łuki, sprężyny czy elastomery są mocowane do powierzchni szkliwa zębów za pomocą ortodontycznych systemów adhezyjnych (1). Współcześnie stosowane kleje ortodontyczne charakteryzują się budową zbliżoną do materiałów złożonych stosowanych w stomatologii zachowawczej (2, 3). Oparte są na organicznej matrycy polimerowej, nieorganicznych wypełniaczach oraz czynnikach spajających, barwnikach, inicjatorach katalizatorach i inhibitorach reakcji polimeryzacji, a także innych substancjach pomocniczych (4, 5).

process is responsible for detachment of the filling from cavity walls immediately after its placement. Orthodontic adhesives, similar in their chemical structure to restorative materials, also undergo this phenomenon, which results in the formation of cracks and leaks between tooth enamel and bracket bases. **Aim.** The aim of the study was to assess the shrinkage stresses arising under laboratory conditions during polymerization of selected orthodontic adhesive systems with visible light. **Material and methods.** 4 orthodontic adhesives were used in the study: LC Orthodontic Adhesive (Prime-Dent, USA), Enlight (Ormco, Netherlands), Light Bond (Reliance, USA) and Alpha-Dent (Dental Technologies, USA). The shrinkage stresses were assessed using the elasto-optic method. The stresses of composite materials, visualized in the form of bands on photosensitive plates, were visualized using the FL200/Gunt circular polariscope (Germany). **Results.** The average values of reduced shrinkage stresses recorded for each of the tested orthodontic adhesives ranged from 7.64 to 11.54 MPa. **Conclusions.** 1.) Under the conditions of this study, during polymerization with visible light the study orthodontic adhesive systems generated stresses, the values of which could cause detachment of the composite material from the hard tissues of the tooth under clinical conditions. 2.) The value of internal forces generated in the material mass during its cross-linking may depend on the composite chemical composition. **(Rodziewicz L, Jackowska EA, Krasowski M, Bartczak J, Małkiewicz K. The analysis of shrinkage stresses of selected orthodontic adhesive systems. Orthod Forum 2022; 18 (1): 8-17).**

Received: 13.12.2021

Accepted: 23.02.2022

<https://doi.org/10.5114/for.2022.115589>

Key words: orthodontic adhesive systems, shrinkage stress, polymerization

Introduction

Permanent thin-wire appliances are commonly used to treat malocclusions in both pediatric and adult patients. The brackets transmit forces generated by arches, springs, or elastomers to the teeth and are attached to the tooth enamel surface using orthodontic adhesive systems (1). Orthodontic adhesives used currently are characterized by a structure similar to the composite materials used in conservative dentistry (2, 3). They are based on an organic polymer matrix, inorganic fillers and bonding agents, dyes, initiators, catalysts and inhibitors of the polymerization reaction, and other auxiliary substances (4, 5).

It is well known that composite materials used in dentistry have many advantages, but they are not without disadvantages that adversely affect their performance. One of

Powszechnie wiadomo, że materiały złożone stosowane w stomatologii posiadają wiele zalet, nie są jednak pozbawione wad wpływających niekorzystnie na ich właściwości użytkowe. Jedną z nich jest zjawisko skurczu polimeryzacyjnego zachodzące w czasie procesu sieciowania materiału (6, 7). W przypadku ortodontycznych systemów adhezyjnych może ono powodować powstawanie naprężeń w masie materiału skutkujących odrywaniem kleju od powierzchni zęba i podstawy zamka, zmniejszeniem siły adhezji, odłamaniem pryzmatów szkliwa oraz powstawaniem nieszczelności sprzyjających penetracji bakterii pod powierzchnię zaczepu (8, 9). Powikłaniami występowania opisywanego zjawiska mogą być mechaniczne uszkodzenia szkliwa oraz powstawanie ognisk jego demineralizacji czy też rozwój próchnicy zębów u pacjentów leczonych aparatami stałymi (10, 11).

Wewnętrzne naprężenia skurczowe materiału powstające podczas jego sieciowania można zredukować na przykład przez odpowiednią technikę polimeryzacji typu soft start, nie da się ich jednak całkowicie wyeliminować. Niższy skurcz polimeryzacyjny powoduje powstanie mniejszych sił odpowiedzialnych za odrywanie kompozytu od tkanki zęba, dlatego też obecnie podejmuje się starania mające na celu jego redukcję, głównie przez modyfikację składu materiałów złożonych. Przykładami komponentów mających za zadanie poprawić jakość kompozytów dentystycznych mogą być na przykład specjalne monomery siloranowe oraz nowe rodzaje wypełniaczy i katalizatorów reakcji polimeryzacji (12). O ile wiele prac badawczych poświęcono ocenie sił wiązania klejów ortodontycznych do powierzchni szkliwa, o tyle w dostępnej literaturze brakuje doniesień na temat oceny sił wewnętrznych materiałów występujących podczas polimeryzacji systemów adhezyjnych stosowanych do mocowania elementów aparatów stałych na powierzchni zębów (13, 14).

Cel

Celem pracy była ocena naprężeń skurczowych powstających w warunkach laboratoryjnych podczas polimeryzacji światłem widzialnym wybranych ortodontycznych systemów adhezyjnych.

Materiał i metody

W badaniu wykorzystano cztery światłoutwardzalne kleje ortodontyczne LC Orthodontic Adhesive (Prime-Dent, USA), Enlight (Ormco, Holandia), Light Bond (Reliance, USA) oraz Alpha-Dent (Dental Technologies, USA).

W tabeli 1. zestawiono deklarowane przez producentów w kartach charakterystyki produktów składniki organicznej matrycy oraz zawartość wagową wypełniaczy ocenianych ortodontycznych systemów adhezyjnych. Producent kleju LC Orthodontic Adhesive (Prime-Dent, USA) nie ujawnił jego składu.

them is a phenomenon of polymerization shrinkage occurring during the material crosslinking process (6, 7). In the case of orthodontic adhesive systems, it can cause stresses in the material mass, resulting in adhesive detachment from the tooth surface and the bracket base, reduced adhesive strength, enamel prism detachment, and the formation of leaks that promote bacterial penetration beneath the bracket surface (8, 9). The complications of this phenomenon may include mechanical damage to the enamel and the formation of its demineralization foci or the development of dental caries in patients treated with permanent appliances (10, 11).

Internal shrinkage stresses of the material that develop during its crosslinking can be reduced, for example, by a suitable soft-start polymerization, but they cannot be eliminated entirely. Lower polymerization shrinkage results in lower forces responsible for detachment of the composite from the tooth tissue; therefore, efforts are now undertaken to reduce it, mainly by modifying the composition of composite materials. Examples of components designed to improve the quality of dental composites include, for example, special silorane monomers and new types of fillers and catalysts of the polymerization reactions (12). While many research papers have been devoted to evaluating the bonding forces of orthodontic adhesives to the enamel surface, the available literature lacks reports on evaluating the internal forces of materials occurring during polymerization of adhesive systems used to attach permanent appliance components to the tooth surface (13, 14).

Aim

The aim of this study was to evaluate the shrinkage stresses generated under laboratory conditions during visible light polymerization of selected orthodontic adhesive systems.

Material and methods

Four light-cured orthodontic adhesives were used in this study: LC Orthodontic Adhesive (Prime-Dent, USA), Enlight (Ormco, Netherlands), Light Bond (Reliance, USA) and Alpha-Dent (Dental Technologies, USA).

Table 1 summarizes the organic matrix components and filler weight content of the evaluated orthodontic adhesive systems as declared by their manufacturers in the product datasheets. The manufacturer of LC Orthodontic Adhesive (Prime-Dent, USA) has not disclosed its composition.

In order to perform the study, plates made of optically sensitive epoxy-based resin Epidian 5 (Organika-Sarzynna SA, Poland) with a thickness of 4 mm were prepared, and holes with the diameter of 3 mm were drilled inside. For the materials evaluated, 10 holes corresponding to 10 specimens were prepared for each composite type. To ensure adequate bonding of the orthodontic adhesive to the epoxy-based resin, the inner walls of holes were coated with Prime

*The analysis of shrinkage stresses of selected orthodontic adhesive systems***Tabela 1. Deklarowany skład i zawartość wagowa wypełniacza w ocenianych ortodontycznych systemach adhezyjnych****Table 1. Declared composition and weight content of a filler in study orthodontic adhesive systems**

Nazwa materiału <i>Material name</i>	Deklarowany skład <i>Declared composition</i>	Zawartość wagowa wypełniacza (%) <i>Weight content of a filler (%)</i>	Producent <i>Manufacturer</i>
LC Orthodontic Adhesive	-	-	Prime-Dent
Enlight	SiO ₂ , Bis-EMA, 3-(Trimethoxysilyl)propyl methacrylate	63	Ormco Corporation
Light Bond	SiO ₂ , UDMA, BisGMA, Fluorek sodu, <i>Sodium fluoride</i> Kwas octowy <i>Acetic acid</i>	50-80	Reliance Orthodontic Products
Alpha-Dent	Wypełniacz nieorganiczny (0.02-11μ), <i>Inorganic filler (0.02-11μ)</i> , Bis-GMA, HDDMA, Fluorek sodu <i>Sodium fluoride</i>	56	Dental Technologies, Inc.

Rozwinięcie skrótów nazw związków chemicznych:

bis-EMA – etoksylogowany dimetakrylan Bisfenolu A; UDMA – dimeatakrylan uretanowy; bis-GMA – dimatakrylan glicerolu Bisfenolu A, HDDMA – dimetakrylan 1-6 heksanodiolu

Full abbreviations for the names of chemical compounds:

bis-EMA – Bisphenol A ethoxylate dimethacrylate; UDMA – urethane dimethacrylate; bis-GMA – Bisphenol A glycerol dimethacrylate, HDDMA – 1-6 hexanediol dimethacrylate

W celu przeprowadzenia badania przygotowano płytki z optycznie czulej żywicy epoksydowej Epidian 5 (Organika-Sarżyna SA, Polska) o grubości 4 mm, w których nawiercono otwory o średnicy 3 mm. Dla ocenianych materiałów przygotowano po 10 otworów odpowiadających 10 próbkom dla każdego z rodzajów kompozytów. W celu zapewnienia odpowiedniego połączenia kleju ortodontycznego z żywicą epoksydową wewnętrzne ściany otworu pokryto systemem wiążącym Prime & Bond ONE (Dentsply Sirona, USA), który polimeryzowano światłem lampy diodowej The Cure TC-01 (Spring Health Products, USA) o natężeniu 1250 mW/cm² przez 10 sekund. W tak przygotowane zagłębienia zaaplikowano w jednej warstwie oceniane materiały, a następnie polimeryzowano je światłem lampy The Cure TC-01 z przez 40 sekund. Po 24 godzinach od wstępnego usieciowania materiałów zarejestrowano cyfrowym aparatem fotograficznym powstałe na płytkach Epidian 5 obrazy prążków interferencyjnych widoczne przez układ filtrów polaryskopu kołowego FL200 (Gunt, Niemcy).

Do oceny udziału i wielkości naprężeń głównych/zredukowanych wykorzystano zależność pomiędzy odkształceniem a naprężeniem (15).

& Bond ONE bonding system (Dentsply Sirona, USA), which was polymerized with the light of The Cure TC-01 LED lamp (Spring Health Products, USA) at 1250 mW/cm² for 10 seconds. The materials to be evaluated were applied in a single layer into the holes prepared as above and then were polymerized with the light of The Cure TC-01 lamp for 40 seconds. Twenty-four hours after the initial material crosslinking, the images of interference bands formed on the Epidian 5 plates and visible through the filter system of an FL200 circular polariscope (Gunt, Germany) were recorded with a digital camera.

The strain-stress relationship was used to evaluate the contribution and magnitude of principal/reduced stresses (15).

The values of internal forces generated during material shrinkage were calculated based on the elasticity formulas developed by Timoshenko (16). The stress and strain analysis was performed in a two-way stress system and a three-way strain system. The study assumed that the volume change induced by polymerization shrinkage of the study materials caused simultaneous stretching of the epoxy-based resin plate and the composite. This allowed the calculation of the values of observed radial and circumferential stresses based on the following formulas:

Wartości sił wewnętrznych powstających podczas skurczu materiałów obliczono w oparciu o wzory sprężystości opracowane przez Timoshenke (16). Analizę naprężeń i odkształceń przeprowadzono w dwukierunkowym układzie naprężeń i trójkierunkowym układzie odkształceń. W badaniu przyjęto założenie, że zmiana objętości indukowana skurczem polimeryzacyjnym ocenianych materiałów powoduje jednoczesne rozciąganie płytki z żywicy epoksydowej oraz kompozytu. Pozwoliło to na obliczenie wartości obserwowanych naprężeń promieniowych oraz obwodowych na podstawie poniższych wzorów:

$$\sigma_r = \frac{a^2 \cdot p_s}{b^2 - a^2} \cdot \left(\frac{b^2}{r^2} - 1 \right)$$

$$\sigma_\theta = \frac{a^2 \cdot p_s}{b^2 - a^2} \cdot \left(\frac{b^2}{r^2} + 1 \right)$$

Gdzie:

σ_r, σ_θ – odpowiednio naprężenia promieniowe, naprężenie obwodowe [MPa]

a – promień wewnętrzny otworu w płytce [mm]

b – promień największy izochromy [mm]

r – promień zawarty w obszarze od a do b [mm]

p_s – poszukiwane naprężenie skurczowe powstałe na obwodzie otworu [MPa]

Równocześnie założono, że w przypadku przyjętego modelu badawczego różnica naprężeń głównych/zredukowanych $\sigma_1 - \sigma_2$ jest równa różnicy naprężeń promieniowych i obwodowych $\sigma_r - \sigma_\theta$, zatem naprężenia skurczowe na granicy wypełnienia – wewnętrzny brzeg otworu dla $r = a$ wynoszą:

$$p_s = k_\delta \cdot m \cdot \frac{b^2 - a^2}{2 \cdot b^2}$$

Gdzie:

k_δ – stała modelowa [MPa]

m – ilość izochrom

Stają modelową płytki wyznaczono doświadczalnie za pomocą półpłaszczyzny obciążonej siłą skupioną. W tabeli 2. przedstawiono wartości stałej modelowej naprężeniowej określone na podstawie serii pomiarów.

W celu obliczenia różnicy naprężeń głównych (naprężenie zredukowane σ_{int}) dla materiału wokół wypełnienia stosowano wzór:

$$\sigma_r^m - \sigma_\theta^m = 2 \cdot \frac{p_s \cdot a^2}{b^2 - a^2} \cdot \frac{b^2}{r^2}$$

W toku analizy wyników otrzymanych dla każdej z próbek obliczono wartości średnie, medianę, maksimum, minimum oraz odchylenie standardowe. Porównanie wartości przeprowadzono na podstawie jednoczynnikowej analizy wariancji i testu Tukeya HSD na poziomie istotności $\alpha = 0,05$.

$$\sigma_r = \frac{a^2 \cdot p_s}{b^2 - a^2} \cdot \left(\frac{b^2}{r^2} - 1 \right)$$

$$\sigma_\theta = \frac{a^2 \cdot p_s}{b^2 - a^2} \cdot \left(\frac{b^2}{r^2} + 1 \right)$$

Where:

σ_r, σ_θ – radial stress, circumferential stress, respectively [MPa]

a – inner radius of the hole in the plate [mm]

b – radius of the largest isochrome [mm]

r – radius contained in the area from a to b [mm]

p_s – studied shrinkage stress developed around the perimeter of the hole [MPa]

At the same time, it was assumed that for the adopted research model, the difference of principal/reduced stresses $\sigma_1 - \sigma_2$ is equal to the difference of radial and circumferential stresses $\sigma_r - \sigma_\theta$, so the shrinkage stresses at the interface: filling-inner edge of the hole for $r = a$ are:

$$p_s = k_\delta \cdot m \cdot \frac{b^2 - a^2}{2 \cdot b^2}$$

Where:

k_δ – model constant [MPa]

m – number of isochromes

The plate model constant was determined experimentally using a half-plane loaded with a concentrated force. Table 2 shows the values of the stress model constant determined from a series of measurements.

To calculate the principal stress difference (reduced stress σ_{int}) for the material around the filling, the following formula was used:

$$\sigma_r^m - \sigma_\theta^m = 2 \cdot \frac{p_s \cdot a^2}{b^2 - a^2} \cdot \frac{b^2}{r^2}$$

During the analysis of results obtained for each sample, the mean, median, maximum, minimum and standard deviation values were calculated. Comparison of values was performed using one-way analysis of variance and Tukey's HSD test at a significance level of $\alpha = 0.05$.

Results

Figures 1a, 1b, 1c, and 1d show exemplary images of interference bands formed on epoxy-based plates recorded 24 hours after polymerization of adhesive materials.

Table 3 presents descriptive statistics, including mean values of radial, circumferential, and principal/reduced stress of selected orthodontic adhesives obtained by measuring the number of isochromes visible on photosensitive epoxy-based plates.

The highest mean value of reduced stress was 11.54 MPa for Alpha-Dent orthodontic adhesive containing Bisphenol

*The analysis of shrinkage stresses of selected orthodontic adhesive systems***Wyniki**

Na rycinach 1a, 1b, 1c i 1d przedstawiono przykładowe obrazy prążków interferencyjnych powstających na płytkach epoksydowych rejestrowane po upływie doby od polimeryzacji materiałów adhezyjnych.

W tabeli 3. przedstawiono statystyki opisowe, w tym średnie wartości naprężeń promieniowych, obwodowych oraz głównych/zredukowanych wybranych klejów ortodontycznych uzyskane w wyniku pomiaru ilości izochrom widocznych na światłoczułych płytkach epoksydowych.

Najwyższa średnia wartość naprężeń zredukowanych wynosiła 11,54 MPa dla kleju ortodontycznego Alpha-Dent zawierającego w składzie dimatakrylan glicerolu Bisfenolu A (bis-GMA) jako podstawowy monomer matrycy. W przypadku materiałów opartych na monomerach – etoksylovanym

A glycerol dimethacrylate (bis-GMA) as the primary matrix monomer. For monomer-based materials, Bisphenol A ethoxylate dimethacrylate (bis-EMA) and urethane dimethacrylate (UDMA), slightly lower shrinkage stresses of 8.39 and 10.8 MPa, respectively, were obtained. The lowest values of principal stress were recorded for LC Orthodontic Adhesive at 7.64 MPa.

The results of the Tukey's test comparing the mean values of radial stresses indicate that Alpha-Dent and Light Bond materials were similar, yet significantly higher than Enlight and LC Orthodontic Adhesive materials.

The same relationship was observed when the mean values of circumferential and principal stresses were compared.

The results of the statistical analysis indicate that during polymerization of Reliance and Dental Technologies products, the mean values of stresses generated by these materials were significantly higher than those of the orthodontic adhesives produced by Prime Dent andOrmco. Table 4 shows a comparison of the mean values of radial, circumferential, and principal stresses.

Tabela 2. Określone wartości stałej modelowej naprężeniowej płytki z materiału Epidian 5

Table 2. Specified values of the model stress constant of an Epidian 5 plate

Płytki Plate	Wartość stałej modelowej Value of the model constant
1	3,01 MPa/rz. izochromy 3.01 MPa/isochrome band
2	2,98 MPa/rz. izochromy 2.98 MPa/isochrome band
3	3,01 MPa/rz. izochromy 3.01 MPa/isochrome band

Discussion

Crosslinking of composite materials, including orthodontic adhesives, is a lengthy process, taking place for at least 24 hours after the initiation of the polymerization process with treatment lamp light. Therefore, phenomena such as polymerization shrinkage and the development of internal forces inside the filling increase with time (17).

Tabela 3. Statystyki opisowe

Table 3. Descriptive statistics

Materiał Material	Średnia Mean	Min.	Max.	Odchylenie standardowe Standard deviation
σ_r				
Alpha-Dent	4.92	4.28	5.93	0.59
Light Bond	4.54	3.68	5.17	0.46
Enlight	3.36	2.92	3.69	0.35
LC Orthodontic Adhesive	2.99	2.30	3.59	0.46
σ_θ				
Alpha-Dent	-6.62	-7.72	-6.01	0.66
Light Bond	-6.25	-6.88	-5.36	0.49
Enlight	-5.03	-5.47	-4.49	0.43
LC Orthodontic Adhesive	-4.65	-5.44	-3.63	0.64
σ_{int}				
Alpha-Dent	11.54	10.42	13.54	1.25
Light Bond	10.79	9.03	12.03	0.95
Enlight	8.39	7.45	9.03	0.78
LC Orthodontic Adhesive	7.64	6.02	9.03	1.09

Tabela 4. Porównanie średnich wartości naprężeń promieniowych, obwodowych oraz zredukowanych testem Tukeya przy poziomie istotności 0,05**Table 4. Comparison of mean values of radial, circumferential and reduced stresses by the Tukey's test at 0.05 significance level**

Materiał <i>Material</i>	Σr / naprężenia promieniowe średnia <i>Σr / radial stress mean</i>	Grupa jednorodna na podstawie testu Tukeya <i>Homogeneous group based on the Tukey's test</i>
Alpha-Dent	4.92	b
Light Bond	4.54	b
Enlight	3.36	a
LC Orthodontic Adhesive	2.99	a
Materiał <i>Material</i>	$\Sigma \theta$ / naprężenia obwodowe średnia <i>$\Sigma \theta$ / peripheral stress mean</i>	Grupa jednorodna na podstawie testu Tukeya <i>Homogeneous group based on the Tukey's test</i>
Alpha-Dent	-6.62	b
Light Bond	-6.25	b
Enlight	-5.03	a
LC Orthodontic Adhesive	-4.65	a
Materiał <i>Material</i>	σ_{int} / naprężenia zredukowane średnia <i>σ_{int} / reduced stress mean</i>	Grupa jednorodna na podstawie testu Tukeya <i>Homogeneous group based on the Tukey's test</i>
Alpha-Dent	11.54	b
Light Bond	10.79	b
Enlight	8.39	a
LC Orthodontic Adhesive	7.64	a

dimetakrylanie Bisfenolu A (bis-EMA) oraz dimeatakrylanie uretanowym (UDMA) – uzyskano nieco niższe naprężenia skurczowe wynoszące odpowiednio 8,39 i 10,8 MPa. Najniższe wartości naprężenia głównego odnotowano w przypadku kleju LC Orthodontic Adhesive na poziomie 7,64 MPa.

Wyniki testu Tukeya porównującego wartości średnie naprężeń promieniowych wskazują, że w przypadku materiałów Alpha-Dent i Light Bond były one zbliżone, a jednocześnie istotnie wyższe niż w przypadku materiałów Enlight i LC Orthodontic Adhesive.

Taką samą zależność odnotowano w przypadku porównania średnich wartości naprężeń obwodowych i głównych.

Wyniki analizy statystycznej wskazują, że w trakcie polimeryzacji produktów firm Reliance i Dental Technologies średnie wartości generowanych przez materiały naprężeń były istotnie wyższe niż w przypadku klejów ortodontycznych produkowanych przez firmy Prime Dent i Ormco. Porównanie średnich wartości naprężeń promieniowych, obwodowych i głównych przedstawiono w tabeli 4.

Dyskusja

Sieciovanie materiałów złożonych, w tym klejów ortodontycznych, jest procesem długotrwałym, przebiegającym co najmniej przez 24 godziny od zainicjowania procesu polimeryzacji światłem lampy zabiegowej. Takie zjawiska, jak

The results of studies presented in the available literature indicate that the forces sufficient to detach an orthodontic bracket from the enamel surface range from about 4.9 to about 7.8 Mpa, depending on the conditions under which the experiments were conducted (18). The values of stresses between the study orthodontic adhesives and the surface of the study plates reported in the current study exceed this range. This means that the forces generated under laboratory conditions could potentially break the connection of the enamel-bracket system.

At the same time, it should be emphasized that none of the recorded values of internal forces, irrespective of the adhesive system used, exceeded the value of 14 MPa considered as the limit for the fracture of enamel prisms (19).

Light-cured orthodontic adhesives used nowadays are similar in their chemical composition to composites used for restoring hard dental tissue in restorative, pediatric or dental prosthetics. The mean values of reduced stress reported in the current study (ranging from 7.6 to 11.5 MPa), occurring during the polymerization of adhesive resins used to attach brackets to the enamel surface, tend to be lower than for semifluid materials (values of 9.5–17.2 MPa), but higher than for composites with low polymerization shrinkage (values of 4.7–8.4 MPa) (20).

The amount and type of monomer have a significant effect on the occurrence of internal forces during

The analysis of shrinkage stresses of selected orthodontic adhesive systems

skurcz polimerizacyjny czy powstawanie sił wewnętrznych w strukturze wypełnienia nasilają się więc z czasem (17).

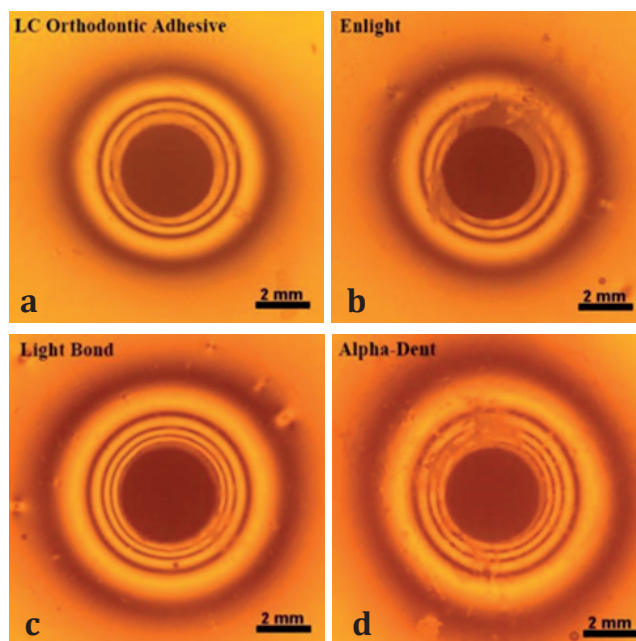
Wyniki badań opisanych w dostępnej literaturze wskazują, że siły wystarczające do oderwania zamka ortodontycznego od powierzchni szkliwa wahają się od około 4,9 do około 7,8 Mpa w zależności od warunków, w jakich prowadzono doświadczenia (18). Odnotowane w obecnym badaniu wartości naprężeń powstających pomiędzy ocenianymi klejami ortodontycznymi a powierzchnią testowych płytek przekraczają ten zakres. Oznacza to, że generowane w warunkach laboratoryjnych siły mogą potencjalnie doprowadzić do zerwania połączenia układu szkliwo-zamek.

Jednocześnie należy podkreślić, że żadna z odnotowanych wartości sił wewnętrznych, niezależnie od zastosowanego systemu adhezyjnego, nie przekroczyła wartości 14 MPa uznawanej za graniczną dla odłamania pryzmatów szkliwa (19).

Współcześnie stosowane polimerizowane światłem kleje ortodontyczne są zbliżone pod względem składu chemicznego do kompozytów używanych do odbudów twardych tkanek zębów w stomatologii zachowawczej, dziecięcej czy protetyce stomatologicznej. Odnotowane w obecnym badaniu średnie wartości naprężeń zredukowanych (wynoszące od 7,6 do 11,5 MPa), występujących podczas polimerizacji żywic adhezyjnych stosowanych do mocowania zamków na powierzchni szkliwa, są zwykle niższe niż w przypadku materiałów półpłynnych (wartości 9,5–17,2 MPa), wyższe natomiast niż w przypadku kompozytów o niskim skurczu polimerizacyjnym (wartości 4,7–8,4 MPa) (20).

Ilość oraz rodzaj monomeru ma znaczący wpływ na występowanie sił wewnętrznych w trakcie polimerizacji materiału. W składzie kleju Alpha Dental, w przypadku którego odnotowano najwyższe wartości naprężeń skurczowych, uwagę zwraca dodatek HDDMA – monomeru o stosunkowo niskiej masie cząsteczkowej wynoszącej 254,3 g/mol. Monomer HDDMA ze względu na liniową budowę cząsteczki w procesie sieciowania tworzy dużą ilość wiązań poprzecznych, co jest przyczyną stosunkowo dużego skurczu polimerizacyjnego materiału złożonego zawierającego wspomniany związek chemiczny (21). Dodatek UDMA oraz bis-EMA – monomerów o wyższej masie cząsteczkowej wynoszącej odpowiednio 470 oraz 540 g/mol (kleje ortodontyczne Enlight i Light Bond) – powoduje, że w masie materiału podczas jego sieciowania powstaje znacznie mniej nowych wiązań podwójnych, co finalnie skutkuje niższymi naprężeniami skurczowymi wymienionych kompozytów.

Ortodontyczne systemy adhezyjne oparte na kompozytach zostały wprowadzone na rynek na przełomie lat 70. i 80. ubiegłego wieku (22, 23). Pomimo ciągłego rozwoju wspomnianej grupy materiałów i wzrastającej ilości żywic o coraz lepszych walorach użytkowych, w dalszym ciągu nie opracowano materiału idealnego, charakteryzującego się jednocześnie odpowiednią siłą wiązania, możliwością bezinwazyjnego dla tkanek zęba usunięcia



Rycina 1. a, b, c i d. Obrazy obserwowanych w polaryskopie prążków interferencyjnych odpowiadających rozkładowi naprężeń generowanych przez materiały adhezyjne w płytkach z żywicy optycznie czulej Epidian 5.

Figure 1. a, b, c, and d. Polariscope-observed images of interference bands corresponding to the stress distribution generated by adhesive materials in Epidian 5 optically sensitive resin plates.

material polymerization. The Alpha Dental adhesive with the highest values of shrinkage stress was characterized by the addition of HDDMA, a monomer with a relatively low molecular weight of 254.3 g/mol. The HDDMA monomer, due to its linear molecular structure, forms a large number of crosslinks during the crosslinking process, which is the reason for the relatively high polymerization shrinkage of the composite material containing this chemical compound (21). The addition of UDMA and bis-EMA – monomers with a higher molecular weight of 470 and 540 g/mol, respectively (Enlight and Light Bond orthodontic adhesives) – results in the formation of significantly fewer new double bonds in the material during crosslinking, which ultimately results in lower shrinkage stresses of the composites mentioned.

Orthodontic adhesive systems based on composites were introduced in the late 1970s and early 1980s to the market (22, 23). Despite the continuous development of this group of materials and an increasing number of resins with improved functional qualities, an ideal material, characterized by both an adequate bonding strength, a possibility of removal after treatment that is non-invasive for dental tissues, 100% conversion or zero polymerization shrinkage, has still not been developed.

po zakończeniu leczenia, stuprocentową konwersją czy zerowym skurczem polimeryzacyjnym.

Chociaż przedstawione w obecnej pracy badania nie zostały przeprowadzone według schematu oddającego warunki kliniczne mocowania zaczepów ortodontycznych do powierzchni szkliwa, ich wyniki mogą stanowić istotną wskazówkę dla lekarzy poszukujących systemu adhezyjnego charakteryzującego się niskim skurczem polimeryzacyjnym. Redukcja wspomnianego zjawiska może mieć istotne znaczenie w odniesieniu do powstawania nieszczelności pomiędzy podstawą zamka a powierzchnią szkliwa zęba.

Wnioski

1. W warunkach przeprowadzonego badania oceniane ortodontyczne systemy adhezyjne podczas polimeryzacji światłem widzialnym generowały naprężenia, których wartości w warunkach klinicznych mogły powodować odrywanie się materiału złożonego od twardej tkanek zęba.
2. Wartość sił wewnętrznych generowanych w masie materiału podczas jego sieciowania może zależeć od składu chemicznego kompozytu.

Informacje dodatkowe

Badania zostały sfinansowane ze środków minigrantu Uniwersytetu Medycznego w Łodzi „Student-Naukowiec”.

Opiekun naukowy projektu: dr hab. n. med. Konrad Małkiewicz.

Although studies presented in the current paper were not conducted according to a scheme that reflects the clinical conditions of attaching orthodontic brackets to the enamel surface, their results may provide essential guidance for clinicians seeking an adhesive system with low polymerization shrinkage. Reducing the aforementioned phenomenon may be important with regard to the formation of leaks between the bracket base and the tooth enamel surface.

Conclusions

1. Under the conditions of this study, during visible light polymerization study orthodontic adhesive systems generated stresses, and their values can cause the composite material to detach from the hard dental tissues under clinical conditions.
2. The value of internal forces generated inside the material during crosslinking may depend on the composite chemical composition.

Additional information

The study was funded by a “Student-Scientist” mini-grant from Uniwersytet Medyczny w Łodzi [The Medical University of Łódź].

Research supervisor of the project: Konrad Małkiewicz, MD, PhD.

Piśmiennictwo / References

1. Brantley WA, Eliades T. Orthodontic materials: scientific and clinical aspects. Georg Thieme Verlag 2001: 143-71.
2. Buyuk SK, Cantekin K, Demirbuga S, Ali Ozturk M. Are the low-shrinking composites suitable for orthodontic bracket bonding? *Eur J Dent* 2013; 7: 284-8.
3. Domarecka M, Sokołowska A, Szynkowska M, Sokołowski K, Sokołowski J, Łukomska-Szymanska M. Some properties of flowable low-shrinkage dental composites. *Przem Chem* 2014; 93: 775-8.
4. Craig GR. Restorative Dental Materials. Mosby 2012. 327-47.
5. Gama AC, Moraes AG, Yamasaki LC, Loguercio AD, Carvalho CN, Bauer J. Properties of composite materials used for bracket bonding. *Braz Dent J* 2013; 24: 279-83.
6. Brantley WA, Eliades T. Orthodontic materials: scientific and clinical aspects. Georg Thieme Verlag 2001: 201-19.
7. Domarecka M, Sokołowski K, Krasowski M, Łukomska-Szymanska M, Sokołowski J. The Shrinkage Stress of Modified Flowable Dental Composites. *Dent Med Probl* 2015; 52: 424-33.
8. Alkis H, Turkkahraman H, Adanir N. Microleakage under orthodontic brackets bonded with different adhesive systems. *Eur J Dent* 2015; 9: 117-21.
9. Fjeld M, Øgaard B. The Enamel Surface and Bonding in Orthodontics. *Semin Orthod* 2010; 16: 37-48.
10. Fjeld M, Øgaard B. Scanning electron microscopic evaluation of enamel surfaces exposed to 3 orthodontic bonding systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130: 575-81.
11. Sifakakis I, Zinelis S, Eliades G, Koletsi D, Eliades T. Enamel gloss changes induced by orthodontic bonding. *J Orthod* 2018; 45: 269-74.
12. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater* 2005; 21: 68-74.
13. Scougall Vilchis RJ, Yamamoto S, Kitai N, Yamamoto K. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with different self-etching adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 136: 425-30.
14. Rasmussen MJ, Togrye C, Trojan TM, Tantbirojn D, Versluis A. Post-gel shrinkage, elastic modulus, and stress generated by orthodontic adhesives. *Angle Orthod* 2020; 90: 278-84.
15. Eliades T. Polymerization Lamps and Photocuring in Orthodontics. *Semin Orthod* 2010; 16: 83-90.
16. Timoshenko S, Goodier JN. Teoria sprężystości. Arkady 1962: 69-80.
17. Yamamoto A, Yoshida T, Tsubota K, Takamizawa T, Kurokawa H, Miyazaki M. Orthodontic bracket bonding: enamel bond strength vs time. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 130: 435 e1-6.

The analysis of shrinkage stresses of selected orthodontic adhesive systems

18. McCartney TI, Saunders ID. Composite filling materials as adhesives in orthodontics. A case report. *Br Dent J* 1974; 17: 475-6.
19. Eminkahyagil N, Arman A, Cetinşahin A, Karabulut E. Effect of resin-removal methods on enamel and shear bond strength of re-bonded brackets. *Angle Orthod* 2006; 76: 314.
20. Domarecka M, Sokołowski K, Krasowski M, Łukomska-Szymanska M, Sokołowski J. The Shrinkage Stress of Modified Flowable Dental Composites. *Dent Med Probl* 2015; 52: 424-33.
21. Bociog K, Nowak J, Szczesio A, Krasowski M, Sokołowski K, Domarecka M, Sokołowski J. The shrinkage stress of light-curable experimental dental composite during photopolymerization. Part 2. *Przem Chem* 2017; 96: 1490-2.
22. Tavas MA, Watts DC. Bonding of orthodontics brackets by transillumination of light activated composite. *Br J Orthod* 1979; 6: 207-8.
23. Gange P. The evolution of bonding in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2015; 147: 56-63.