

Gdański Uniwersytet Medyczny

Katedra i Zakład Protetyki Stomatologicznej

Anna Lasecka

**Wpływ materiałów do ochrony miazgi na siłę połączenia
wybranych cementów z tkankami zęba.**

Praca na stopień doktora nauk medycznych

Promotor dr hab. n. med. Zdzisław Bereznowski prof. nadzw. GUMed

Badania wykonano w Katedrze i Zakładzie Protetyki Stomatologicznej GUMed

Kierownik: dr n. med. Iwona Ordyniec-Kwaśnica

oraz w Katedrze Technologii Polimerów Politechniki Gdańskiej

Kierownik: prof. dr hab. inż. Józef Tadeusz Haponiuk

Gdańsk 2018

Promotorowi:

Panu Prof. nadzw. dr hab. n. med. Zdzisławowi Bereznowskiemu składam serdeczne podziękowania za przekazaną wiedzę, cenne wskazówki oraz pomoc i niezwykłą życzliwość okazaną podczas realizacji pracy doktorskiej.

Składam podziękowania Panu Prof. hab.inż. Józefowi Haponiukowi oraz Panu dr inż. Michałowi Strankowskiemu za pomoc i umożliwienie wykonania badań w Katedrze Technologii Polimerów Politechniki Gdańskiej.

Pracę dedykuję Kochanym Rodzicom.

Spis treści

1	Wprowadzenie	5
1.1	Endodontium i jego reakcja na szlifowanie.....	6
1.2	Krążenie miazgowe i przepuszczalność zębiny	12
1.3	Warstwa mazista.....	15
2	Powikłania podczas wykonywania koron protetycznych.....	16
2.1	Utrata żywotności miazgi	16
2.2	Próchnica.....	18
2.3	Utrata retencji.....	18
2.4	Nadwrażliwość po szlifowaniu i cementowaniu	19
3	Ochrona miazgi	22
4	Preparaty stosowane do ochrony miazgi.....	25
4.1	Preparaty na bazie wodorotlenku wapnia	25
4.2	Preparaty zawierające aldehyd glutarowy.....	26
4.3	Preparaty na bazie szczawianów.....	30
4.4	Preparaty zawierające fluor	31
4.5	Preparaty na bazie fosforanu wapnia	33
4.6	Preparaty zawierające środki przeciwbakteryjne	34
4.7	Preparat zawierający nanocząsteczki srebra i złota	34
4.7.1	Srebro	34
4.7.2	Złoto	35
4.8	Systemy adhezyjne.....	36
5	Cementy dentystyczne	40
5.1	Cementy cynkowo-fosforanowe	41
5.2	Cementy glasjonomerowe	44
5.3	Cementy glasjonomerowe modyfikowane żywicą.....	45
5.4	Cementy adhezyjne.....	46
5.4.1	Cementy adhezyjne konwencjonalne	47
5.4.2	Cementy adhezyjne samotrawiące	48
5.4.3	Cementy samoadhezyjne	48
6	Badania własne	51
6.1	Cel badań.....	51
6.2	Materiał i metody.....	51
6.3	Przygotowanie zębów do procedury szlifowania i badań wytrzymałościowych	51
6.4	Metodologia badań statystycznych	56
7	Wyniki.....	57
7.1	Wpływ badanych preparatów do ochrony miazgi zęba na wytrzymałość połączenia wybranych cementów z zębiną.....	58

7.2	Porównanie wpływu poszczególnych preparatów do ochrony miazgi zęba na wytrzymałość połączenia wszystkich badanych cementów z zębiną.....	63
8	Dyskusja.....	71
8.1	Siła połączenia badanych cementów z zębiną bez zastosowania preparatów ochraniających miazgę zęba.....	73
8.2	Wpływ badanych materiałów do ochrony miazgi na siłę połączenia cementów z zębiną	77
8.2.1	Gluma Desensitizer	77
8.2.2	Super Seal.....	83
8.2.3	Isodan.....	86
8.2.4	Teethmate Desensitizer	88
8.2.5	Nanocare Gold.....	90
9	Wnioski.....	93
10	Streszczenie.....	94
11	Summary	99
12	Piśmiennictwo.....	103
13	Lista tabel	148
14	Lista rycin	149
15	Lista zdjęć.....	150
16	Lista skrótów	151

1 Wprowadzenie

Korony protetyczne nadal są powszechnie stosowane w rehabilitacji protetycznej pomimo postępu, jaki dokonał się w dziedzinie materiałoznawstwa protetycznego, nowoczesnych technologii wytwarzania uzupełnień protetycznych oraz dynamicznie rozwijającej się implantologii stomatologicznej.

Główną wadą stosowania koron protetycznych jest konieczność oszlifowania zęba pod planowaną koronę. Zabieg szlifowania jest bardzo inwazyjny, wiąże się ze znaczną utratą twardych tkanek i naraża miazgę zęba na uszkodzenie zarówno w trakcie preparacji, jak i w okresie oczekiwania na ostateczne uzupełnienie protetyczne. Objawy uszkodzenia miazgi mogą wystąpić bezpośrednio po zabiegu preparacji, po kilku dobach, jak również w czasie odległym od momentu zacementowania uzupełnienia. Reakcją miazgi na szkodliwe bodźce może być nadwrażliwość bólowa (Johnson i in. 1993, Auschill i in. 2009, Bamise I Esana 2011), zapalenie miazgi z lub bez dolegliwości bólowych (Langeland K. i Langeland L.K. 1965), które mogą prowadzić do jej obumarcia (Jackson i in. 1992) i/lub stanów zapalnych tkanek okołowierzchołkowych (Cheung 1991). Powikłaniem biologicznym powstałym w wyniku stosowania koron protetycznych może być także próchnica zębów filarowych i choroby przyzębia.

W celu ochrony miazgi, w trakcie opracowywania zęba pod koronę protetyczną, należy przestrzegać procedur preparacji: używać ostrych wiertel, stosować mały nacisk instrumentów rotacyjnych na ząb, pracować z przerwami i intensywnie chłodzić ząb i wiertło wodą. Równie ważna jest ochrona miazgi po fazie szlifowania i w okresie oczekiwania na ostateczne uzupełnienie protetyczne. Bezpośrednio po zabiegu zaleca się nanoszenie na oszlifowaną powierzchnię zęba różnego rodzaju preparatów ochraniających miazgę i stosowanie koron tymczasowych mocowanych za pomocą cementów tymczasowych. Materiały służące do ochrony miazgi oszlifowanych zębów pokrywają preparowaną powierzchnię i blokują ujścia otwartych podczas szlifowania kanalików zębinowych. Zmieniają przy tym strukturę powierzchni oszlifowanego zęba, co może wpływać na jakość osadzenia koron protetycznych na zębach za pomocą cementów dentystycznych. Cementy powinny zapewniać uzupełnieniom retencję i stabilizację, tworzyć szczelne i trwałe połączenie, chronić miazgę zębów przed działaniem szkodliwych bodźców mechanicznych, termicznych, chemicznych, a także przed bakteriami i ich toksynami. Dostępna jest szeroka

gama cementów dentystycznych. Różnią się one składem, właściwościami fizykochemicznymi, mechanizmem wiązania, sposobem łączenia z twardymi tkankami zęba oraz siłą tego połączenia. Potencjalne zmniejszenie wytrzymałości połączenia cementu z zębina może powodować powstawanie mikroprzecieku, odcementowywanie się korony, rozwój próchnicy zęba, a miazgę narażać na bezpośredni wpływ destrukcyjnie działających czynników zewnętrznych. Pytanie, w jaki sposób preparaty zabezpieczające miazgę stosowane po oszlifowaniu zębów pod korony protetyczne wpływają na siłę połączenia twardych tkanek zęba z powszechnie stosowanymi cementami dentystycznymi, stało się dla mnie inspiracją do podjęcia badań w tym kierunku.

1.1 Endodontium i jego reakcja na szlifowanie

Podczas opracowywania zęba pod koronę, miazga zęba pozbawiana jest istotnej części warstwy ochronnej, którą stanowią szkliwo i zębina, co naraża ją na destrukcyjne działanie czynników mechanicznych, bakteryjnych, chemicznych i termicznych. Zębina buduje główną masę korony i korzenia zęba. W przeciwieństwie do szkliwa uważana jest za żywą tkankę ze względu na obecność wypustek odontoblastów i włókien nerwowych w kanalikach zębinowych (Kmieć 2007). Traktuje się ją, jako część składową kompleksu miazgowo-zębinowego zwanego endodontium, które stanowi jednostkę funkcjonalną decydującą o podstawowych czynnościach żywego zęba (Kmieć 2007, Craig 2008). Główną masę zębiny tworzy macierz, która otacza kanaliki zębinowe. Około 70% zębiny stanowią substancje nieorganiczne, 20% organiczne, a ok. 10% stanowi woda, objętościowo - 45% substancji mineralnej, 30% organicznej i 25% wody (Jańczuk i in. 2014). Głównym nieorganicznym składnikiem macierzy zębiny jest hydroksyapatyt $[Ca_2(PO_4)_6(OH)_2]$, w mniejszym stopniu zawiera ona węglan wapnia, a w śladowych ilościach jony: F^- , Fe^{2+} , Pb^{2+} , Mg^{2+} , Zn^{2+} , K^+ , Na^+ , Cl^- , Sr^{2+} . W skład organicznej macierzy wchodzi kolagen, głównie I typu – 85% oraz białka niekolagenowe: fosfoproteiny, sialoproteiny, osteokalcyna, osteopontyna, proteoglikany i in. Macierz zębiny otacza kanaliki zębinowe, które przebiegają między połączeniem szkliwno-zębinowym DEJ (dento–enamel junction) i miazgą. W okolicy DEJ liczba kanalików wynosi ok. 20 000/mm², natomiast w pobliżu komory miazgi ok. 50 000/mm². Średnica kanalików zębinowych waha się od 0,5 μm do 1 μm w okolicy DEJ, a w okolicy miazgi od 3 μm do 5 μm (Kmieć 2007). Zębina okołokanalikowa tworząca ścianę kanalika jest najbardziej zmineralizowaną warstwą, o znacznie mniejszej zawartości kolagenu w porównaniu do pozostałych struktur zęba (Kmieć 2007, Olszewska i Borysewicz-

Lewicka 2011), poza najbardziej wewnętrzną częścią zębiny – przębiną, w której kanaliki otoczone są niezmineralizowaną osłonką zbudowaną z włókien kolagenowych i substancji podstawowej – tzw. osłonką Neumanna. Kanaliki zębinowe są wypełnione zewnątrzkomórkowym płynem miazgi zębowej będącym ultraprzesączem krwi miazgi, który stanowi ok. 22% objętości zębiny. W kanałkach znajdują się wypustki komórek zębinotwórczych miazgi (odontoblastów) – włókna Thomesa, które osiągają zębinę płaszczową, przylegającą do połączenia szkliwno-zębinowego. Poprzez boczne odgałęzienia łączą się one z wypustkami sąsiednich odontoblastów i dzięki złączom szczelinowym umożliwiają wymianę jonów oraz metabolitów (Kmieć 2007). Wg M. Barańskiej-Gachowskiej (2011) wyniki badaczy nie są jednoznaczne i autorka przytacza badania, które podają zasięg włókien Tomesa do 1/3 głębokości zębiny.

Miazga jest unerwioną tkanką, której włókna współczulne pochodzą ze zwoju szyjnego górnego, a czuciowe z gałęzi nerwu trójdzielnego. Dostają się one do miazgi zęba wraz z naczyniami krwionośnymi przez otwór wierzchołkowy, a wewnątrz komory zęba dzielą się na liczne włókienka tworzące splot pododontoblastyczny – Raschkowa. Dalej włókna nerwowe biegną w pobliże odontoblastów oraz niektóre z nich wchodzi do kanałków zębinowych na głębokość 100-200µm (Barańska-Gachowska 2011, Jańczuk i in. 2014), a według H.E. Schroedera (2000 cyt. z Kmieć 2007), część z nich dociera do granicy szkliwno-zębinowej. 75% stanowią włókna niemielinowe, a pozostałe to włókna mielinowe. Włókna mielinowe w miazdze to przede wszystkim A-delta, które odpowiedzialne są za powstanie ostrego, zlokalizowanego bólu oraz niemielinowe włókna czuciowe C (tępy, rozlany ból) i współczulne unerwiają naczynia krwionośne miazgi, a tym samym regulują jej krążenie naczyniowe (Nair 1995, Jańczuk i in. 2014).

Miazga zęba to galaretowata tkanka łączna, której zewnętrzną warstwę stanowią odontoblasty. Pod nimi znajduje się ubogokomorkowa warstwa Weila z bogatą siecią naczyń krwionośnych, włóknami retikulinnymi i włóknami nerwowymi tworzącymi splot pododontoblastyczny Raschkowa. Dalej znajduje się warstwa bogatokomorkowa z licznymi fibroblastami, niezróżnicowanymi komórkami mezenchymy oraz komórkami obronnymi. Poniżej znajduje się centralna (środkowa) część miazgi, z pniami naczyń krwionośnych i limfatycznych oraz nerwami, zawierająca mniejszą niż poprzednia warstwa liczbę komórek miazgi (Barańska-Gachowska 2011).

Cechą kompleksu miazgowo-zębinowego jest reakcja bólowa na różnego rodzaju bodźce. Reakcję bólową mogą wywołać zarówno ciepło jak i zimno, związki chemiczne: kwaśne i słodkie lub drażnienie mechaniczne wywołane np. szczotkowaniem zębów, skalingiem, zgłębnikowaniem, czy nawet delikatnym dotykiem. Jeżeli reakcja bólowa miazgi zęba jest nadmierna na łagodne i nieszkodliwe bodźce, a nie stwierdzamy zapalenia miazgi lub tkanek okołowierzchołkowych tego zęba i ból mija po zaprzestaniu działania bodźców, to mamy do czynienia z nadwrażliwością zębiny (Porto 2009). Nie jest to choroba, a bardziej zespół objawów, który dla pacjentów jest jednak bardzo uciążliwy. Podobna nadwrażliwość występuje również po zabiegu szlifowania zęba pod stałe uzupełnienia protetyczne, kiedy odsłonięciu ulega znaczna powierzchnia zębiny oraz po cementowaniu uzupełnień stałych. Wrażliwość zębiny po oszlifowaniu zęba zależy od szybkości jej odsłaniania, ilości odsłoniętych kanalików zębinowych, a także od zdolności obronnych miazgi zęba. Jedną z najbardziej prawdopodobnych teorii, która wyjaśnia powstanie nadwrażliwości jest teoria hydrodynamiczna M. Brännströma (1979, 1986). Autor wyjaśnia mechanizm powstawania tych dolegliwości przemieszczaniem się płynu zawartego w kanalikach zębinowych, wzrostem ciśnienia i następowym drażnieniem zakończeń nerwów czuciowych w miazgowym splocie pododontoblastycznym (Brännström 1963, 1968, Kmiec 200). Badania mikroskopowe zębiny pokazują, że u osób cierpiących z powodu nadwrażliwości średnica kanalików jest dwukrotnie większa, a liczba kanalików 8-krotnie większa w porównaniu z zębiną „niewrażliwą” (Absi i in., 1987). M. Brännström (1996) wykazał 100-krotnie większy przepływ płynów przez kanaliki zębinowe w przypadku stwierdzonej nadwrażliwości.

W literaturze opisywana jest także teoria przewodzenia odontoblastycznego, jednak nie wykazano połączeń synaptycznych pomiędzy odontoblastami a nerwami miazgi, a autorzy skłaniają się bardziej ku zmodyfikowanej teorii hydrodynamicznej (Barańska-Gachowska 2011, Jańczuk i in. 2014). Zakłada ona dodatkowo udział dyfuzji jonów w powstawaniu bólu, co częściowo potwierdzają badania zastosowania jonów potasu do zmniejszenia wrażliwości zębiny w wyniku depolaryzacji zakończeń nerwowych (Jańczuk i in. 2014). Według innych badaczy (Frank i Steuer 1988, Byers i Narhi 1999, 2012, H.E. Schroedera 2000, cyt z Kmiec 2007) za wrażliwość zębiny może odpowiadać bezpośrednie pobudzenie zakończeń nerwów czuciowych (teoria bezpośredniej stymulacji włókien nerwowych).

Niezależnie, która teoria jest bardziej prawdopodobna, podczas otwarcia kanalików zębinowych w trakcie szlifowania nocycyptory są stymulowane znacznie częściej i mogą brać udział w powstawaniu zapalenia miazgi poprzez wytwarzanie neuropeptydów, takich jak CGRP i substancja P. Cząsteczki te wewnątrz miazgi rozpoczynają reakcję zapalną przez rozszerzenie naczyń krwionośnych, zwiększenie ich przepuszczalności oraz uwolnienie histaminy, co przyczynia się do dalszego rozwoju reakcji zapalnej (Abd-Elmeguid i Yu 2009).

W trakcie szlifowania zębów pod korony protetyczne dochodzi do otwarcia od 1 do 2 mln kanalików zębinowych, stanowiących 20-40% opracowanej powierzchni. Odślonienie kanalików zębinowych wiąże się z uszkodzeniem mechanicznym lub denaturacją wypustek odontoblastów i włókien nerwowych obecnych w kanalikach. Miazga zęba zostaje wówczas narażona na produkty rozpadu uszkodzonych tkanek (Klötzer 1984, Koeck 2000, Kmieć 2007).

K. Saito i in. (2015) przeprowadzili na zębach trzonowych szczurów badania histologiczne miazgi po ich preparacji. Zaobserwowali, że zdegenerowane po szlifowaniu odontoblasty były fagocytowane przez makrofagi i większość z nich zniknęła z granicy miazga-zębina w ciągu jednego dnia. Liczba dzielących się komórek miazgi znacząco zwiększyła się w drugim dniu, różnicując się wzdłuż granicy miazga-zębina w odontoblasto-podobne komórki, a podziały komórek były kontynuowane w znacznej objętości miazgi aż do piątego dnia po zabiegu szlifowania. Zębina reparacyjna została uformowana pod uszkodzoną zębiną przed 30 dniem od zabiegu. Uszkodzenie kompleksu miazgowo-zębinowego wywołuje także odpowiedź neuronów, które nie tylko wysyłają sygnały elektrofizjologiczne do zwojów centralnego układu nerwowego, ale także uwalniają neuropeptydy regulujące poszerzenie naczyń i zwiększenie ich przepuszczalności między innymi dla leukocytów docierających do zranionej okolicy, których liczba wzrasta od 3 do 7 dnia po preparacji. J. Camps i in. (2000) zaobserwowali w 60% preparowanych zębów z 0.5 mm RDT (remaning dentin thickness) ostrą reakcję zapalną miazgi w porównaniu do tylko 5% reakcji zapalnych w zębach, gdy pozostała grubość zębiny oddzielająca miazgę od ubytku wynosiła więcej niż 1 mm.

A. Vitalariu i I.D. Căruntu (2005) na podstawie badań histologicznych miazgi szlifowanych zębów ludzkich (10-16 lat) stwierdzili, że podczas opracowywania nawet powierzchniowej warstwy zęba (na głębokość 0,4 mm) w odontoblastach zachodzą zmiany morfologiczne polegające na przesunięciu osi jąder tych komórek i przemieszczania się ich w

kierunku kanalików zębiny. Podczas głębszej preparacji (do 1,5 mm), mimo szlifowania z przestrzeganiem wszelkich zasad, w miazdze zanikają, widoczne wcześniej, wyraźne granice między trzema strefami miazgi warstwą odontoblastów, strefą ubogokomórkową i bogatokomórkową. Dochodzi również do przerwania warstwy odontoblastów oraz przesunięcia jąder tych komórek głębiej do kanalików zębinowych. Potwierdzają to również badania G.J. Christensen'a (1997) oraz I.A. Mjör'a (2001). A. Vitalariu i I.D. Căruntu (2005) stwierdzili również pojawienie się w strefie ubogokomórkowej miazgi większej liczby fibroblastów i fibrocytów w porównaniu z miazgą zębów nie poddanych szlifowaniu. Zaobserwowali także poszerzenie naczyń krwionośnych oraz obecność mikrokrwawień, a w centralnej części miazgi luźno rozrzucone fibrocyty, włókna kolagenowe, poszerzone naczynia krwionośne z rozpulchnionymi komórkami śródbłonna oraz zagęszczenie tkanki łącznej i w następstwie pojawiające się zwłóknienie mięszu, będące reakcją na agresywne czynniki uszkodzające. Odpowiada to opisanym przez M. Barańską-Gachowską (2011) zmianom w miazdze typu przekrwienia, które może rozwinąć się w zapalenie miazgi. Wg autorów wysokie ciśnienie wewnątrz miazgi doprowadza do ściśnięcia naczyń żylnych, a przez spowolnienie powrotu żylnego i zastój żylny, do nagromadzenia toksycznych produktów przemiany materii z procesów metabolicznych. Powstające w wyniku szlifowania zmiany w miazdze i stopień zaawansowania stanu zapalnego zależą od głębokości preparacji, czyli od grubości pozostawionej zębiny oddzielającej preparowaną powierzchnię od miazgi. Zaobserwowane zmiany mogą być spowodowane przegrzaniem zębiny podczas preparacji, odparowaniem płynu kanalików zębinowych, ekspozycją odontoblastów na wysokie ciśnienie podczas cięcia kanalików zębinowych, nadmiernym przesuszeniem powierzchni zębiny na skutek chłodzenia powietrzem, a być może także rezultatem mechanicznego uszkodzenia kompleksu miazgowo-zębinowego podczas ekstrakcji zęba przeznaczonego do badania histopatologicznego. A. Vitalariu i I.D. Căruntu (2005) podsumowali badanie stwierdzeniem, że przy dostępnych metodach preparacji zębów nie można całkowicie uniknąć uszkodzenia miazgi, dlatego wszystkie czynności dokonywane po tym zabiegu powinny mieć na celu zminimalizowanie traumatycznego urazu jakim jest szlifowanie zęba z żywą miazgą.

Przy większym urazie miazgi, pod wpływem działania różnorodnych bodźców fizycznych, chemicznych lub biologicznych może dojść do martwicy komórek miazgi. Czynniki te w ciągu kilku minut doprowadzają do pęcznienia komórek, utraty ciągłości błony

i wpływu zawartości komórek do otaczającej przestrzeni pozakomórkowej, powodując powstanie reakcji zapalnej miazgi, co w konsekwencji może doprowadzić także do zapalenia tkanek okołowierzchołkowych (Kłyszajko-Stefanowicz 2002). W świetle obecnej wiedzy wiadomo, że oprócz komórek ulegających niekontrolowanej martwicy z wywoływaniem stanu zapalnego, występuje fenomen bezobjawowego zaniku komórek, nazwany apoptozą (Dispersyn i Borgers 2001, Mantellini i in. 2003, Janke i in. 2003). Apoptoza jest bardziej powszechnym zjawiskiem niż martwica i zwana jest także programowaną śmiercią komórki (Terashita i Kitamura 2004, Pawłowska i Szczepańska 2005). Apoptoza zapewnia homeostazę tkankową, czyli równowagę między proliferacją a śmiercią komórek. Kiedy czynnik uszkodzający przekracza próg zdolności obronnych komórki, a nie indukuje martwicy, wywołuje zanik komórek w wyniku apoptozy. Apoptoza odgrywa ważną rolę we wszystkich stadiach rozwoju zębów, tj. w morfogenezie, amelogenezie, dentinogenezie, podczas wyrzynania zębów (Matalova i in. 2004), ale może także wystąpić w rezultacie umiarkowanego uszkodzenia komórki, kiedy zostanie przekroczony próg jej zdolności obronnych. Jest to aktywny, fizjologiczny proces, związany z naturalną odnową komórek, poprzez usuwanie komórek uszkodzonych, nieprawidłowych, zakażonych lub obciążonych mutacjami. Na liczbę komórek miazgi dotkniętych apoptozą mają wpływ czynniki mechaniczne np. zakres preparacji zęba i chemiczne np. rodzaj materiału użyty do przykrycia zębiny (Pawłowska i Szczepańska 2005). W wyniku apoptozy, z komórek powstają ciała apoptotyczne, zawierające prawie niezmienione morfologicznie, ale нефunkcjonujące organella komórkowe. Komórki dotknięte apoptozą są obkurczone, ze skondensowaną chromatyną i charakterystycznymi uwypukleniami błony plazmatycznej. Są one zwykle bardzo szybko usuwane przez fagocyty i makrofagi, dzięki czemu nie powstaje ostra reakcja zapalna. Zachwianie apoptozy zaobserwowano w chorobach zanikowych i zwyrodnieniowych (Koperwas 2013).

Miazga posiada szereg mechanizmów obronnych zabezpieczających ją przed uszkodzeniem. Zębina stanowi pierwszą linię obrony, a jej skuteczność zależy od grubości warstwy pokrywającej miazgę. Hydroksyapatyty zębiny buforują jony H^+ silnych kwasów oraz w mniejszym stopniu także jony OH^- (Wang i Hume 1988, Gerzina i Hume 1995). Do mechanizmów obronnych miazgi należy m.in. ciśnienie śródmiąższowe panujące w komorze zęba, które nie zapewnia pełnej ochrony, ale utrudnia wnikanie toksyn do miazgi. Wpływ na stężenie toksyn oddziałujących na miazgę ma szybkość filtracji poprzez naczynia krwionośne

(Jacob i Yen 1991), czyli sprawność mikrokrążenia miazgowego. Bezpośrednio po urazie wywołanym szlifowaniem zęba w miazdze dochodzi także do uaktywnienia się innych procesów obronnych. Woda i białka (γ -globuliny i fibrynogen) dyfundują do przestrzeni pozanaczyniowej i dalej do światła kanalików zębinowych. Woda obecna w kanalikach rozcieńcza substancje szkodliwe, γ -globuliny uczestniczą w niszczeniu komórek bakteryjnych, natomiast fibrynogen gromadzi się w przestrzeni okołodontoblastycznej i zamyka światło kanalików zębinowych (Nagaoka i in. 1995, Łapińska i in. 2004). Zdolności obronne i naprawcze miazgi zależą od wielu czynników, przede wszystkim od: grubości pozostawionych twardych tkanek zęba, stanu funkcjonalnego miazgi oraz obecności pierwotnych odontoblastów (Łapińska i in. 2004). Do działań obronnych miazgi pod wpływem czynników drażniących o umiarkowanej i rozłożonej w czasie sile, należy odkładanie zębiny obronnej, reparacyjnej oraz sklerotycznej. Zębina jest wówczas bardziej zmineralizowana, ma często nieregularną budowę i kanaliki o mniejszej średnicy (Kmieć 2007, Jańczuk i in. 2014). W sytuacji, kiedy dochodzi do obumarcia pierwotnych odontoblastów zewnątrzkomórkowa macierz zębiny i miazga zęba są odpowiedzialne za różnicowanie wtórnych odontoblastów, które tworzą zębinę reparacyjną (Cooper 2014).

1.2 Krążenie miazgowe i przepuszczalność zębiny

Miazga jest bogato unaczynioną tkanką zaopatrywaną głównie przez gałązki zębowe odchodzące od tętnic zębodołowych, które przechodzą w naczynia przedwłosowate, a dalej włosowate, tworzące gęsty splot pododontoblastyczny. Komórki nabłonka naczyń włosowatych posiadają okienka zawierające przeponeę, co znacznie ułatwia dyfuzję substancji odżywczych i produktów przemiany materii w miazdze. Cienkie naczynia krwionośne miazgi i zamknięcie ich w małej, i nieściśliwej przestrzeni, jaką jest komora zęba powoduje, że miazga jest bardzo wrażliwa na ucisk i zmianę ciśnienia krwi. Krążenie miazgowe podlega reulacji neuronalnej poprzez układ współczulny, włókna czuciowe i prawdopodobnie układ przywspółczulny. Wpływ na nie mają również czynniki parakryne np.: bradykinina, prostaglandyny, histamina oraz w mniejszym stopniu produkty przemiany materii. Regulacja oporu naczyń krwionośnych sterujących przepływem miazgowym znajduje się zarówno wewnątrz zęba, a także poza nim, z tego powodu duże znaczenie dla prawidłowej pracy zęba mają dobry stan dziąseł i otaczających tkanek przyzębia oraz kości wyrostka zębodołowego (Caravan i in. 2012). W mikrokrążeniu miazgowym ciśnieniu hydrostatycznemu w kapilarach przeciwstawia się ciśnienie śródmiąższowe oraz ciśnienie

osmotyczne osocza, które ograniczają filtrację z kapilar. Ciśnienie hydrostatyczne w tętniczkach jest nieznacznie większe niż w żyłach, co pozwala na wypływ płynu z jednych i resorpcję przez drugie (Heyeraas 1989). Mechanizmem, który reguluje wypływ płynu jest ciśnienie śródmiąższowe, które w wypadku miazgi zębowej otoczonej przez sztywne ściany zębiny działa bardzo szybko, bo już nieznaczny wzrost tego ciśnienia będzie hamował filtrację (Yu i Abbot 2007). Regulacja ciśnienia w miazdze zębowej odbywa się także prawdopodobnie przez filtrację i usuwanie białek przez układ limfatyczny. Dzięki tym mechanizmom w płynie śródmiąższowym utrzymywane jest stałe ciśnienie hydrostatyczne na poziomie ok. 8-15 mm Hg (Kmieć 2007).

W trakcie cięcia zębiny granica pomiędzy płynem kanalikowym a środowiskiem zewnętrznym ustala się na poziomie mokrej, chłodzonej wodą, ciętej zębiny. Podczas odparowywania wody z powierzchni zębiny, granica ta przemieszcza się do warstwy mazistej, która ze względu na porowatą strukturę umożliwia wniknięcie powietrza i dalsze przemieszczenie granicy w głąb kanalików zębinowych. Siły kapilarne mogą spowodować gwałtowny wypływ płynu kanalikowego, a parowanie dalej ten ruch podtrzymuje. Prędkość wypływu wg C.R. Matthews'a (1993) wynosi $1 \mu\text{L}/\text{min} \cdot \text{cm}^2$. Wg autora mikrokrążenie miazgowe próbuje uzupełniać ubytki płynu, jednak proces ten jest dużym wyzwaniem dla miazgi i może odbywać się z opóźnieniem, szczególnie, że jak zauważyli S. Hashimoto i in. (2014), zwykle zabieg szlifowania poprzedza znieczulenie z epinefryną, która może to krążenie osłabić. W wyniku odstąpienia kanalików zmienia się przepuszczalność zębiny, co naraża miazgę na oddziaływanie toksyn bakteryjnych, substancji chemicznych i bodźców termicznych (Mjör 2009). C.W. Lam i P.R. Wilson (1999) określają kanaliki zębinowe, jako rodzaj półprzepuszczalnej błony, przez którą transport odbywa się na zasadzie konwekcji i dyfuzji. Konwekcję, czyli ruch płynu – jego filtrację przez kanaliki zębinowe najlepiej opisuje prawo Hagena–Poiseuille'a:

$$Q = \frac{\pi \Delta p R^4}{8 \eta L},$$

gdzie:

Q - objętościowe natężenie przepływu [m^3/s],

Δp - różnica ciśnienia w zębinie [Pa], (ciśnienie hydrostatyczne lub osmotyczne)

R - promień kanalika [m],

η - współczynnik dynamicznej lepkości płynu [$\text{Pa} \cdot \text{s}$],

L - długość kanalika [m]

Przykładem działania konwekcji może być wypływ płynu na zewnątrz poprzez otwarte kanaliki zębinowe pod wpływem wysokiego ciśnienia osmotycznego, jakie powstaje podczas spożywania słodkiego pokarmu. Odwrotną sytuację obserwujemy, gdy na zębinę działa ciśnienie hydrostatyczne podczas cementowania lub żucia. W tym przypadku możemy się spodziewać przemieszczania płynu kanalikowego w kierunku miazgi (Pashley D.H. 1990). Ilościowo przepływ ten określany jest za pomocą współczynnika filtracji lub jako przewodnictwo hydrauliczne - *hydraulic conductance*. Ze wzoru wynika, że promień kanalika ma bardzo duży wpływ na konwekcję płynu i nawet nieznaczne jego zmniejszenie ogranicza ruch płynu zębinowego (Merchant 1977, Pashley D.H. 1990). Uzasadnia to celowość stosowania preparatów blokujących kanaliki zębinowe do ochrony miazgi zęba.

Wpływ na przepuszczalność zębiny mają: średnica kanalików zębinowych, gęstość ich ułożenia, przebieg i zawartość. Przepuszczalność zmienia się w zależności od odległości od miazgi oraz okolicy anatomicznej zęba. Zależy ona również od procesów fizjologicznych zachodzących w obrębie endodontium, które decydują o wartości ciśnienia panującego w jamie zęba i dynamice przepływu płynu zębinowego (Pashley D.H. 1985). Zębina koronowa wykazuje większą przepuszczalność konwekcyjną niż zębina korzeniowa, natomiast zębina na ścianach osiowych większą niż zębina na dnie ubytku. Dużą przepuszczalnością konwekcyjną cechuje się zębina położona blisko rogów miazgi, co jest związane z największą średnicą kanalików zębinowych położonych w tej okolicy (Polansky 2000).

Źródłem transportu dyfuzyjnego jest różnica stężeń substancji. Dyfuzja określana jest za pomocą współczynnika przepuszczalności lub tzw. współczynnika oczyszczania - *clearance*. Zależy od drożności kanalików zębinowych, które umożliwiają poruszanie się jonom i molekułom wbrew dodatniemu ciśnieniu hydrostatycznemu. Transport dyfuzyjny przez kanaliki zębinowe najlepiej obrazuje wzór Fick'a:

$$J = DA \frac{dc}{dx},$$

gdzie:

J – strumień rozpuszczonej substancji,

D - współczynnik dyfuzji,

A - pole powierzchni poddawanej dyfuzji,

dc/dx - zmiana stężenia substancji na całej długości.

Wielkość dyfuzji zależy od długości kanalików zębinowych, a więc od grubości pozostawionej zębiny osłaniającej miazgę. Większość substancji chemicznych jest rozcieńczana w kanalikach zębinowych, bądź jest adsorbowana przez zębinę. Do miazgi dociera w mniejszych ilościach (Pashley D.H. 1985, Yu i Abbot 2007, Galler i in. 2005). Zdrowa miazga dzięki łożu kapilarnemu i krążeniu naczyniowemu jest zdolna usunąć dużą ilość cytotoksycznych związków chemicznych oraz toksyn bakteryjnych, które dyfundują do niej przez zębinę. Jeżeli jednak stężenie szkodliwych substancji przekroczy zdolności obronne miazgi lub jej krążenie jest już częściowo upośledzone, wtedy nie jest w stanie usunąć dyfundujących substancji, które mogą doprowadzić do nieodwracalnego uszkodzenia miazgi (Koeck 2000, Craig 2008).

1.3 Warstwa mazista

Szlifowanie zęba powoduje powstanie na preparowanej powierzchni warstwy mazistej o grubości od 0,5 do 5 μm (Jańczuk i in. 2014). Jest ona kompozycją składników zmineralizowanych i organicznych tkanek zęba, płynu zębinowego, czasami materiału odtwórczego stosowanego we wcześniejszym leczeniu zachowawczym zęba. W kanalikach zębinowych znajdują się czopy warstwy mazistej, które redukują przepływ płynów i przepuszczalność zębiny. Część badaczy uważa, że warstwa mazista jest użyteczną barierą chroniącą miazgę przed szkodliwymi bodźcami i może w znacznym stopniu powstrzymać przepływ płynu przez kanaliki zębinowe, jak również wtargnięcie bakterii do kanalików (Pashley D.H. i in. 1978, 1981). Innego zdania jest G. Bergenholtz (1982), który twierdzi, że warstwa ta jest bardzo krótkotrwałą i niepewną ochroną miazgi. Ze względu na zmienny skład i stopień mineralizacji warstwy mazistej może ona zapewniać tylko częściową ochronę miazgi przed wnikaniem do kanalików zębinowych toksyn bakteryjnych. Warstwa mazista nie stanowi również bariery przed dyfuzją związków chemicznych i oddziaływaniem bodźców termicznych (Cox 1994).

2 Powikłania podczas wykonywania koron protetycznych

Reakcja miazgi zęba filarowego przygotowywanego pod koronę protetyczną zależy od przestrzegania zasad preparacji zęba (Peyton i Henry 1954, Langeland K. i Langeland L.K. 1965, Dahl B. 1977, Lockard i Pankey 2002, Zidan i in. 2003), grubości pozostawionej warstwy zębiny (Pashley D.H. 1984, 1988), odizolowania oszlifowanego zęba od kontaktu ze środowiskiem jamy ustnej, materiałów stosowanych do wykonania i cementowania koron tymczasowych (Pashley E.L. i in. 1992, Usumez i in. 2004, Bulbul 2014), szczelności brzeżnej uzupełnień tymczasowych, metod usuwania cementu tymczasowego (Dormois i in. 1982), czasu oczekiwania na ostateczne uzupełnienie, rodzaju zastosowanego cementu i sposobu cementowania uzupełnienia stałego. Czynniki te mogą się przyczynić do powstawania powikłań typu: nadwrażliwość, zapalenie miazgi z lub bez dolegliwości bólowych, obumarcie miazgi, a także zapalenie tkanek okołowierzchołkowych (Lundy i Stanley 1969, Cheung 1991, Jackson i in. 1992, Johnson i in. 1993). Do powikłań biologicznych leczenia uzupełnieniami stałymi należy także próchnica zębów filarowych i choroby przyzębia. W literaturze można spotkać wiele prac, których autorzy badali liczbę powikłań leczenia protetycznego z wykorzystaniem uzupełnień stałych. Wyniki tych prac wskazują, że do najczęstszych powikłań biologicznych należą: utrata żywotności miazgi i próchnica (Tan i in. 2004).

Istotnym aspektem uzyskania długoczasowego sukcesu terapeutycznego jest zapewnienie koronom protetycznym właściwej retencji (Shillingburg i in. 1991, Goodacre i in. 2001). Jej utrata, będąca między innymi wynikiem nieuwzględnienia w przygotowaniu zębów filarowych zasad retencji, wadliwym wykonaniem konstrukcji uzupełnień i doborem cementów, czy zastosowanych materiałów może prowadzić do wypłukiwania cementu i powstania nieszczelności brzeżnej. Może to skutkować powstaniem nadwrażliwości zębiny, rozwojem próchnicy, a także poważniejszymi powikłaniami, jak utrata żywotności miazgi, zwłaszcza w przypadku koron, które stanowią element mostu protetycznego, ponieważ pacjent może nie zauważyć zbyt szybko odcementowania korony tylko na jednym z filarów.

2.1 Utrata żywotności miazgi

Utrata żywotności miazgi jest wskazywana, jako powikłanie leczenia protetycznego z zastosowaniem koron protetycznych przez wielu autorów (Bergenholtz i in. 1984, Meeuwissen i Eschen 1985, Randow i in. 1986, Foster 1992, Jackson i in. 1992, Jokstad i Mjör 1996, Valderhaug i in. 1997,). Wykazali oni, że jest ona odpowiedzialna za 0,3-25%

powikłań. Tan i in. (2004) dokonali przeglądu i analizy literatury dotyczącej powikłań leczenia protetycznego uzupełnieniami stałymi z lat 1966-2004 w poszukiwaniu 5 letnich obserwacji. Analiza statystyczna pozwoliła im stwierdzić, że utrata żywotności zębów występuje w 10% przypadków. Podobne badania przeprowadzili C.J. Goodacre i in. (2003) i opublikowali wyniki podsumowujące publikacje z 50 lat, z których wynika, że przyczyną 11% powikłań jest utrata żywotności miazgi. Analiza zdjęć rtg po 1-25 latach obserwacji stałych uzupełnień protetycznych wykazała utratę żywotności na poziomie 2,7-19% (Karlsson 1986, Cheung i in. 1990). Z kolei badania (Palmqvist i Swartz 1993) wykazały, że powikłanie to pojawia się w 1% przypadków na rok. G. Bergenholtz i in. oceniali przeżycie zębów filarowych w okresie 7-8 lat i stwierdzili, że u badanych osób 15% zębów filarowych wymagało leczenia endodontycznego w porównaniu z 3% zębów nie będących filarami protez stałych (Bergenholtz i Nyman 1984). J. Valderhaug i in. (1997) na podstawie badań rtg zębów pokrytych koronami protetycznymi stwierdzili, że po 10-25 latach miazga 10% zębów filarowych straciła żywotność i zęby wymagały leczenia endodontycznego. G.S. Cheung i in. (2005) wykazali, że poziom przetrwania żywych zębów filarowych z koronami metalowo-ceramicznymi wyniósł 84,4% po 10 latach i 66,2% po 15 latach. Podsumowanie prac uwzględniających przypadki utraty żywotności z lat 1989-2006 wykazało, że szacunkowe ryzyko jej wystąpienia dotyczy 4,1% zębów filarowych dla uzupełnień pełnoceramicznych (Sailer i in. 2007). Podobne podsumowanie z lat 1966-2006 wykazało ryzyko wystąpienia tego powikłania na 6,1% dla konwencjonalnych uzupełnień metalowo-ceramicznych (Pjetursson i in. 2007), przy czym nie zaobserwowano różnicy liczby utraconych filarów w zależności od rodzaju uzupełnienia. I. Bart i in. (2012) poddali badaniu mosty protetyczne wykonane w latach 1990-99 i stwierdzili, że ryzyko powikłań biologicznych po 10 latach użytkowania wynosi 14,9%, a mechanicznych 5,3%. Największa liczba powikłań dotyczyła konieczności leczenia endodontycznego, dalej próchnicy zębów filarowych i mechanicznych uszkodzeń uzupełnień protetycznych. Z kolei analiza statystyczna wyników opisanych w publikacjach z lat 2006-2013 przedstawiających przetrwanie i komplikacje podczas stosowania koron metalowo-ceramicznych przeprowadzona przez I. Sailer i in. (2015) wykazała przetrwanie koron metalowo-porcelanowych przez okres 5 lat na ok. 95,7%, a pełnoceramicznych 90,7-96,6%. Utrata żywotności zębów filarowych wyniosła 1,8%, a próchnicę wtórną stwierdzono w 1% przypadków.

2.2 Próchnica

J.N. Walton i in. (1986) na podstawie badań 270 osób zaobserwowali, że w 24,3% przypadków próchnica była przyczyną wymiany stałych uzupełnień. K. Tan i in. (2004) na podstawie analizy wyników badań klinicznych dotyczących protez stałych, opublikowanych w latach 1966-2004 stwierdzili, że 10 letni okres przetrwania dotyczy 89,1% uzupełnień stałych. Ryzyko próchnicy filarów w tym okresie wyniosło 9,5%, a utrata filarów z powodu próchnicy 2,6%. C.J. Goodacre i in. (2003) stwierdzili u 27% pacjentów występowanie powikłań podczas leczenia mostami, w tym 18% stanowiły powikłania w postaci próchnicy zębów filarowych. Częstość powikłań leczenia pojedynczymi koronami była mniejsza i wyniosła 11%, w tym 3% zębów filarowych wymagało leczenia endodontycznego, natomiast powikłanie w postaci próchnicy stwierdzono tylko w 0,4% zębów filarowych. Inne badania z lat 1989-2006, w których dane uzyskane z 18 publikacji autorzy poddali analizie Poissona wykazały w okresie 5 lat ryzyko wystąpienia próchnicy od 0,55% dla koron ze wzmocnionej szklanej ceramiki do 3,3% dla koron na podbudowie cyrkonowej (Pjetursson i in. 2015).

2.3 Utrata retencji

Choroby miazgi i próchnica zębów filarowych mogą być następstwem utraty retencji korony protetycznej, dlatego poza odpowiednim kształtem zęba filarowego (Wilson i Chan 1994, Wiscott i in 1996), ważnym aspektem profilaktyki tych schorzeń jest m.in. dobór właściwego cementu zapewniającego trwałość połączenia uzupełnienia z tkankami zęba.

C.J. Goodacre i in. (2003) na podstawie przeglądu publikacji z 50 lat wykazali, że spośród wykonanych mostów i pojedynczych koron, retencję utraciło odpowiednio 8% i 2% uzupełnień. K. Tan i in. (2004) wskazali utratę retencji w 6,4% przypadków. B.E. Pjetursson i in. (2007) stwierdzili utratę 2,3% mostów całoceramicznych i 3,3% ceramiczno-metalowych. S.D. Heintze i in. (2010) na podstawie analizy publikacji z lat 1991-2007 stwierdzili, że w okresie 5 lat utrata retencji koron pełnoceramicznych dotyczyła 2,8% przypadków, a uzupełnień metalowo-ceramicznych 0,7%. Badania I. Sailer i in. (2015) wykazały 4,6% powikłań w postaci odcementowania uzupełnienia w ciągu 5 lat dla koron cyrkonowych, a obserwacje 10 letnie wykazały częstszą utratę retencji w przypadku stosowania cementów fosforanowych w porównaniu do cementów giasjonomerowych.

2.4 Nadwrażliwość po szlifowaniu i cementowaniu

Szlifowanie zębów, ich osuszanie, ciśnienie podczas: wycisku, wykonywania koron tymczasowych i cementowania oraz znieczulenie ze środkami zwiężającymi naczynia krwionośne oraz różne substancje chemiczne pochodzące ze śliny i używanych materiałów mogą być powodem wystąpienia pozabiegowej nadwrażliwości zębiny. Stosowanie podczas wycisków środków hemostatycznych takich jak: siarczan żelaza, siarczan glinu czy chlorek glinu z powodu ich kwaśnego odczynu może usunąć warstwę mazistą i odsłonić kanaliki zębinowe, a tym samym przyczynić się do wystąpienia nadwrażliwości (Land i in. 1994, 1996, Pawłowska i Szczepańska 2009).

D.G. Kern i in. (1991, 1996) badali nadwrażliwość po cementowaniu i stwierdzili ją w 10% przypadków po zastosowaniu cementu glasjonomerowego i w ok. 12% po cemencie fosforanowym. Czas obserwacji wynosił do 5 miesięcy. Autorzy stwierdzili, że problem nadwrażliwości po cementowaniu rozwiązuje się po ok 24 miesiącach i nie ma potrzeby ingerencji. Jest to jednak dla pacjenta dość mocno uciążliwe. Podobne wyniki po stosowaniu cementów konwencjonalnych uzyskali R.D. Bebermeyer i J.H. Berg (1994). W nowszej ankiecie przeprowadzonej przez S.F. Rosenstiela i in. (2003) dotyczącej przyczyn nadwrażliwości pozabiegowej dentyści podawali: okluzję, przesuszenie zębiny, spray wodny, redukcję tkanek oraz uzupełnienia tymczasowe. Wielu wskazywało na długi czas użytkowania tymczasowych uzupełnień oraz zanieczyszczenie powierzchni zębiny, rodzaj tymczasowych materiałów łączących, desensitizerów i cementów do ostatecznego osadzania uzupełnień protetycznych. Porównując opinie respondentów z opublikowanymi badaniami klinicznymi, stwierdził, że częstość występowania wrażliwości po cementowaniu wydaje się być zaniżona i według autorów jest za mało publikacji potwierdzających znaczenie różnych materiałów chroniących miążgę, chociaż niektórzy dentyści uważają je za skuteczne. Autorzy zauważyli, że wielu respondentów dużą rolę przypisuje zastosowanym cementom.

Jednym z powodów natychmiastowej wrażliwości po cementowaniu uzupełnień protetycznych może być początkowa kwasowość użytych cementów, która może prowadzić do podrażnienia miążgi. W badaniu przeprowadzonym przez D.C. Smitha i N.D. Ruse (1986) stwierdzono wzrost pH dla glasjonomeru, fosforanu cynku i cementu polikarboksyłowego w ciągu pierwszych 15 minut. H.R. Stanley i in. (1989, 1990) zaobserwowali ponadto szybką

penetrację cząsteczek kwasu fosforowego o niskiej masie cząsteczkowej do kanalików zębinowych. P. Prasad i in. (2017) stwierdzili mniejszą wrażliwość po cementowaniu giasjonomerami, która może wynikać z ich większej zdolności do zapewnienia większej retencji uzupełnieniom protetycznym w porównaniu z cementami fosforanowymi. Jednak wrażliwość może się pojawić również w przypadku giasjonomerów z powodu niskiego początkowego pH i czułości reakcji wiązania cementu na wilgoć, zanieczyszczenie, a także wysuszenie (D.C. Smith i N.D. Ruse 1986, Johnson i in. 1993). Przyczyną wrażliwości termicznej po nadmiernym wysuszeniu może być słabsze wiązanie ze strukturą zęba (Prasad i in. 2017). J.C. Mitchem i D.G. Gronas (1981) stwierdzili, że prawdopodobnie ze względu na rozpuszczalność cementów: giasjonomerowego i fosforanowego w środowisku jamy ustnej i nieszczelność, jaka w związku z tym powstaje, może wystąpić większa wrażliwość zębów po ich zastosowaniu. Z kolei cementy giasjonomerowe modyfikowane żywicą RMGIC są mniej rozpuszczalne niż GIC oraz mają większą siłę wiązania do wilgotnej zębiny, co sprawia, że są mniej wrażliwe na wczesne zanieczyszczenie wilgocią i osuszanie podczas wiązania (Ramaraju i in. 2014). W przypadku stosowania tych cementów stwierdzono niewielki mikroprzeciek i niewielką wrażliwość po ich stosowaniu (Lindquist i Connolly 2001). R.S. Mathis i J.L. Ferracane (1989) stwierdzili, że cement giasjonomerowy modyfikowany żywicą ma niską rozpuszczalność, zdolność wiązania zarówno ze strukturą zęba, jak i odbudową, nieznaczny mikroprzeciek na połączeniu odbudowa-ząb, a dzięki temu niewielką wrażliwość pooperacyjną (Yesil 2007). Producent podaje z kolei, że cement RelyX Unicem jest tolerancyjny na wilgoć i cechuje go niskie ryzyko nadwrażliwości pooperacyjnej. Badania wykazały, że wskaźnik nadwrażliwości pooperacyjnej wyniósł <0,5% (3M ESPE 2007). Samoadhezyjne cementy pozostawiają warstwę mazistą i wytwarzają pośrednie wiązanie z zębiną. Niskie pH podczas cementowania tymi cementami utrzymuje się dość krótko, stąd najprawdopodobniej mniejsza wrażliwość po cementowaniu (Saad Del i in. 2010).

W badaniu przeprowadzonym przez P. Prasada i in. (2017) dotyczącym wrażliwości zębów po cementowaniu wkładów koronowych różnymi cementami, giasjonomer Fuji IX GC wywołał największą wrażliwość pozabiegową. Rzadziej wrażliwość stwierdzono po zastosowaniu RMGIC, a samoadhezyjny RelyX U200 wywołał najmniejszą wrażliwość po cementowaniu, ponieważ wg autorów cement ten ma bardzo dobrą zdolność łączenia się zarówno ze strukturą zęba, jak i odbudową. To redukuje mikroprzeciek na styku połączenia

odbudowa-zęb i chroni przed wrażliwością pozabiegową, przebarwieniem brzęnym i próchnicą wtórną.

A.A. Maghrabi i in. (2011) nie zauważyli różnicy we wrażliwości zębów pokrytych całkowitymi koronami, gdy do ich mocowania użyto cementu glasjonomerowego zarówno po użyciu lakieru fluorowego, systemu adhezyjnego, jak też bez zastosowanie materiału blokującego kanaliki zębinowe. Autorzy powołując się na innych badaczy (Morris 1990, Johnson i in. 1993), piszą o dużej różnicy w diagnozowaniu nadwrażliwości po cementowaniu, która sięga 20-30% (cement fosforanowy, glasjonomerowy) i może się utrzymać do 6% po 2 latach i do 3% po 3 latach.

Na podstawie przytoczonych publikacji można zaobserwować tendencję malejącą powikłań leczenia uzupełnieniami stałymi typu korony i mosty. Może to wynikać zarówno z większej precyzji w wykonaniu uzupełnień protetycznych, lepszych cementów dentystycznych, a także coraz większej świadomości lekarzy o potrzebie ochrony miazgi. W dążeniu do zmniejszania liczby powikłań może również pomóc stosowanie materiałów blokujących kanaliki zębinowe, jednak tylko takich, które jednocześnie nie pogorszą wytrzymałości połączenia zastosowanych cementów dentystycznych.

3 Ochrona miazgi

O ochronę miazgi należy zadbać już w trakcie szlifowania przestrzegając zasad preparacji zębów. Należy stosować chłodzenie, używać ostrych narzędzi o odpowiednim rozmiarze i nasypie, jak również szlifować z niewielkim naciskiem i przerwami. Podczas preparacji zęba powinno się unikać również przesuszenia zębiny (Brännström 1996). Istotnym warunkiem dla zachowania żywej miazgi preparowanego zęba (Koeck 2000, Majewski 2005) jest pozostawienie przynajmniej 0,5 mm warstwy zębiny nad komorą zęba. Z kolei R. Reeves i H.R. Stanley (1968) stwierdzili, że mniejsza niż 0,75–0,8 mm warstwa zębiny może nie być wystarczająca do ochrony miazgi. Konieczność pozostawienia grubszej warstwy, nawet do 1-1,5 mm, sugerują także D. Richardson i in. (1991). Wykazali oni ponadto, że największa przepuszczalność zębiny występuje na powierzchni mezjalnej, dalej kolejno na: policzkowej, dystalnej, okluzyjnej i językowej. R. Polansky i in. (2000) szlifując zęby trzonowe i przedtrzonowe pod korony ze stopniem przydziastowym typu shoulder o szerokości 1,2 mm zaobserwowali, że tylko dla zębów trzonowych szczęki grubość warstwy zębiny była większa niż 0,7 mm. W praktyce trudno ocenić jak gruba warstwa zębiny pokrywa komorę zęba ze względu na różnice w budowie anatomicznej zębów. Powinno się zatem założyć, że pozostała warstwa zębiny po opracowaniu zębów pod korony będzie bardzo cienka i ochrona miazgi po oszlifowaniu zębów jest równie konieczna jak przestrzeganie zasad preparacji.

U osób młodych ryzyko mechanicznego, bezpośredniego uszkodzenia miazgi podczas szlifowania jest większe ze względu na dużą komorę miazgi zęba i szersze kanaliki zębinowe. Natomiast u pacjentów starszych, mimo grubszej warstwy zębiny może dojść do uszkodzenia miazgi z powodu istniejących zmian zwyrodnieniowych w miazdze i przyzębiu, mniejszej ilości odontoblastów oraz osłabienia naturalnych funkcji obronnych (Murray 2000, Koeck 2000, Murray 2002). Po oszlifowaniu zęba ochrona miazgi ma na celu zapobieganie nadwrażliwości zębiny, zachowanie żywej miazgi oraz podtrzymanie i stymulację procesów regeneracyjnych. Majewski (2005) uważa, że ochronę miazgi należy stosować już przed pobraniem wycisku, gdyż ciśnienie powstające podczas nacisku masy na oszlifowany ząb może spowodować wtłoczenie drobnoustrojów przez otwarte kanaliki do komory miazgi. Podobnie R.G. Craig (1982), A.P. Zöllner (2000), A. M. Ivar (2001) twierdzą, że wycisk może spowodować wnikanie bakterii do wnętrza kanalików zębinowych, a ponadto podkreślają, że ruch płynu kanalikowego może spotęgować przesuszenie zębiny, a w efekcie dolegliwości

bólowe i rozwój stanu zapalnego miazgi. Należy uwzględnić również możliwość podrażnienia miazgi przez składniki mas wyciskowych (Craig 1982, Sydiskis i Gerhardt 1993, Tiozzo i in. 2003, Majewski 2005).

Używane podczas wykonywania wycisków nici retrakcyjne są często nasączone związkami chemicznymi, których zadaniem jest hamowanie krwawienia i wypływu płynu do rowka dziąsłowego. Należą do nich m. in. siarczan żelaza, glinu oraz chlorek glinu o pH 0,7-3,0. Mogą się one przyczynić poprzez rozpuszczenie warstwy mazistej i wtrawianie zębiny do odsłonięcia otwartych podczas szlifowania kanalików zębinowych (Frączak i in. 2005).

Zabezpieczenie miazgi zęba po szlifowaniu polega na aplikacji na jego powierzchnię preparatów o działaniu przeciwzapalnym, przeciwbakteryjnym, działających stymulująco na miazgę, pobudzających ją do tworzenia zębiny reparacyjnej, a także poprzez blokowanie kanalików zębinowych, ograniczających kontakt miazgi ze środowiskiem zewnętrznym.

Istotną rolę w ochronie miazgi oszlifowanego zęba spełniają również stosowane standardowo po preparacji zębów korony tymczasowe, które izolują oszlifowany ząb od czynników zewnętrznych. Do ich osadzania stosowane są cementy tymczasowe na bazie tlenku cynku z lub bez eugenolu oraz na bazie wodorotlenku wapnia. Cementy te sprzyjają procesom regeneracyjnym miazgi i wykazują działanie przeciwbakteryjne. Należy jednak pamiętać, że żaden cement tymczasowy, nie zabezpiecza przed mikroprzeciekami brzeżnym, stąd konieczność krótkiego czasu ich użytkowania (Baldissara i in. 1998).

Nie bez znaczenia na stan miazgi zębów filarowych ma procedura cementowania uzupełnień na stałe i rodzaj zastosowanych cementów. Związki chemiczne z materiałów cementujących (Al-Fawaz i in. 1993, Gerzina i Hume 1995) oraz stressed-pulp syndrom, któremu miazga poddawana jest podczas całego procesu wykonania korony protetycznej zęba, spowodowany zarówno preparacją, wyciskiem, jak i cementowaniem uzupełnienia mają wpływ na zachowanie żywej miazgi (Zach 1972). Ciśnienie powstające podczas cementowania uzupełnień protetycznych może odpowiadać za uszkodzenie miazgi (Kay 1984). S.G. Wylie i P.R. Wilson (1994) oraz R.H.K. Wong i P.R. Wilson (1997) ustalili, że zmniejszenie siły podczas cementowania korony protetycznej znacząco redukuje ciśnienie wywierane na miazgę. Autorzy ci stwierdzili również, że pozostawiona warstwa mazista może wpływać na obniżenie ciśnienia. Wykazano, że zmniejszenie siły z 100N zalecanej podczas cementowania do 20-60N redukuje wywierane na miazgę ciśnienie, jednak może

skutkować nieprawidłowym usytuowaniem korony protetycznej na zębie filarowym (Black i Amoore 1993). B. Cherkasski i in. (2003) zaobserwowali, że wibracyjny ruch podczas cementowania korony pomaga uzyskać cieńszą warstwę cementu (24 μm) ale jednocześnie, że siła 10 N podczas cementowania jest wystarczająca do uzyskania zadawalającej szczeliny połączenia (44 μm) bez stosowania wibracji. Według A.J. Humplika i P.R. Wilsona (2001) zalecany oscylacyjny ruch podczas cementowania powoduje wzrost wywieranego na miążgę ciśnienia. W innych badaniach wykazano, że pokrycie preparatem adhezyjnym zęba filarowego przed cementowaniem skutecznie to ciśnienie redukuje i nie ma znaczącego wpływu na usytuowanie zacementowanej korony protetycznej (Wong i Wilson 1997, Lam i Wilson 1998). Podobnego zdania jest B. Cherkasski (2003), który zaleca stosowanie systemów adhezyjnych przed wyciskiem, jako ochronę miążgi.

Według S. Black'a (1993) siła początkowa podczas cementowania wynosi 60N a następnie spada do 30-20N. Taka siła jest wystarczająca, by wywołać wzrost ciśnienia w kanalikach i ruch płynu podczas cementowania. Wzrost ciśnienia i przenikanie w głąb kanalików zębinowych niezwiązanych części cementów dentystycznych może doprowadzać do uszkodzenia miążgi i jej martwicy (Jorgensen 1960, Kay 1984, Al-Fawaz i in. 1993, Gerzina i Hume 1995). Dodatkowo stosowane znieczulenie miejscowe z adrenaliną, która obkurczając naczynia krwionośne zmniejsza ciśnienie wewnątrz miążgi, ułatwia wnikanie toksycznych substancji w głąb kanalików (Kim i in. 1984).

4 Preparaty stosowane do ochrony miazgi

Cechą pożądaną preparatów do ochrony miazgi zębowej po szlifowaniu jest zdolność do blokowania kanalików zębinowych w celu utrudnienia dostępu do miazgi zarówno bakteriom i ich toksynom, jak też związkom chemicznym i ochrona miazgi przed ciśnieniem wywieranym podczas kolejnych procedur wykonywania korony protetycznej. Zalecane są preparaty na bazie: wodorotlenku wapnia, szczawianów, aldehydu glutarowego i fluoru, wykorzystywane w stomatologii powszechnie do znoszenia nadwrażliwości zębiny w postaci: zawiesin, lakierów, żeli lub płynów. Najnowsze preparaty, na bazie fosforanów wapnia, pozwalają na utworzenie warstwy hydroksyapatytów na powierzchni preparowanego zęba. Podejmowane są również próby zastosowania do ochrony miazgi preparatów zawierających związki fluoro-glinowo-wapnio-krzemowe i argininę. Niektóre preparaty mają tylko właściwości przeciwbakteryjne jak: nanocząsteczki srebra i złota. Inne zawierają poza ww blokerami kanalików zębinowych także środki dezynfekujące lub np. sole potasu w celu obniżania wrażliwości zakończeń nerwowych, a tym samym podniesienia progu bólowego miazgi. Coraz powszechniej do ochrony miazgi po szlifowaniu zębów wykorzystywane są także preparaty adhezyjne stosowane w protetyce do wzmocnienia połączenia cementów adhezyjnych z tkankami zęba. Wiele dostępnych na rynku preparatów swoje działanie opiera na więcej niż jednym składniku, stąd dokładne ich pogrupowanie nie jest możliwe. W pracy prezentuję materiały do znoszenia nadwrażliwości zębiny, które są wymieniane w publikacjach lub instrukcjach producentów jako materiały do zabezpieczania oszlifowanych zębów pod stałe uzupełnienia protetyczne.

4.1 Preparaty na bazie wodorotlenku wapnia

Jednymi z pierwszych preparatów stosowanych do zabezpieczenia miazgi zęba po szlifowaniu są preparaty na bazie wodorotlenku wapnia. Dzięki dużej koncentracji jonów OH^- na powierzchni zębiny i zmianie środowiska kwaśnego na zasadowe preparaty te zapobiegają rozwojowi drobnoustrojów, a dzięki jonom Ca^{+2} uszczelniają śródbłonek naczyń krwionośnych. Wg Z. Jańczuka i in. (2014) działanie wodorotlenku wapnia polega na łączeniu się wapnia z białkiem i zamykaniu kanalików zębinowych. Znane są właściwości odontotropowe wodorotlenku wapnia, jednak takie działanie jest potwierdzone w przypadku zastosowania preparatu w formie „opatrunku zębinowego” w leczeniu długoczasowym. Badania nad skutecznością działania $\text{Ca}(\text{OH})_2$ w blokowaniu kanalików zębinowych podjęli D.H. Pashley i in. (1986) porównując skuteczność preparatu

zawierającego 1g/ml wodorotlenku wapnia z warstwą mazistą, i wykazali jego wyższą o 75% skuteczność w blokowaniu kanalików zębinowych od skuteczności warstwy mazistej. Rozcieńczony preparat 0,3 i 0,4 g/ml działał już znacznie gorzej, a dla 0,2g/ml redukcja przepuszczalności była na poziomie 21%. Trudno jednoznacznie stwierdzić, jaki mechanizm jest odpowiedzialny za zmniejszenie przepuszczalności. D.H. Pashley i in. (1986) sugerują udział fosforanu wapnia, ale także precypitatów białkowo-wapniowych, które w przeprowadzonym przez nich badaniu SEM pokrywają tylko częściowo wytrawioną powierzchnię zębiny i częściowo zamykają kanaliki zębinowe. Wodorotlenek wapnia działa raczej powierzchniowo, wytworzona warstwa łatwo poddaje się kwasom, a jej trwałość jest trudna do przewidzenia. Z kolei podjęta próba kliniczna porównania skuteczności działania wodorotlenku wapnia i systemu adhezyjnego w znoszeniu nadwrażliwości po preparacji zębów pod korony protetyczne nie wykazała istotnych różnic w skuteczności ich działania (Wolfart i in. 2004). Polecane w tej grupie preparaty to: Contrasil, Calcidor liquid, Reogan (Majewski 2005). Wodorotlenek wapnia jest również jednym ze składników lakieru Tubulitec Liner, który dzięki zawartości polistyrenu wytwarza cienką błonkę, szczelnie blokującą kanaliki zębinowe preparowanych powierzchni zębów. Dzięki zawartości głównie wodorotlenku wapnia a także tlenku cynku i tlenku wapnia działa ochronnie i pobudza miążgę zęba do wytwarzania mostu zębinowego. Tubulitec Liner nie ulega obkurczeniu, jest antybakteryjny. Przed cementowaniem uzupełnienia protetycznego producent zaleca usunięcie preparatu z powierzchni zęba.

4.2 Preparaty zawierające aldehyd glutarowy

Preparaty z aldehydem glutarowym (GDA) to grupa związków, w których składzie są także hydrofilne monomery: HEMA (hydroksyetylenometakrylan) lub PEG-DMA (polietylenodimetakrylan glikolowy). Hydrofilne monomery wnikają w głąb kanalików zębinowych i ułatwiają aldehydowi glutarowemu przedostanie się na większą głębokość (nawet do 200 μm) (Schüpbach i in. 1997). Aldehyd glutarowy wytrąca z płynu kanalików zębinowych białka (albuminy), łączy się z grupami aminowymi tych protein, a wytworzone precypitaty inicjują polimeryzację HEMA (Qin i Zhang 2006). Powstałe kompleksy białkowe blokując kanaliki zębinowe zmniejszają przepływ płynu zębinowego. Aldehyd glutarowy jest również uważany za czynnik sieciujący kolagen i stąd jego wykorzystanie w systemach adhezyjnych w celu wzmocnienia wytrzymałości warstwy hybrydowej (Bedran-Russo i in. 2007, Han i in. 2003). Materiał ten wykazuje również działanie przeciwbakteryjne. Badania

G.E. Dijkmana i in. (1994) wykazały, że w ciągu 2-5 min 5% aldehyd glutarowy o pH 7 tworzy w powierzchniowej zębinie warstwę ochronną o grubości ok. 10-20 μm . Podobne wyniki badań uzyskali również J.C. Wemes i in. (1982) stosując GDA o niższym pH. Badania J. Arends i in. (1989), W.D. Boonstra i in. (1993) wykazały, że warstwę zębiny zmodyfikowaną GDA trudno jest usunąć i hamuje ona demineralizację powierzchni zębiny o 30-50% - utrudnia uwalnianie jonów wapnia i fosforu ze struktur nieorganicznych zębiny. Może także wg autorów zakłócać proces remineralizacji zębiny. Obserwacja w SEM powierzchni zębiny pokrytej GDA ujawniła prawie całkowite zablokowanie kanalików zębinowych (Arends i in. 1989). Widoczne były jedynie w powstałej warstwie delikatne pęknięcia w okolicy kanalików, które według autorów mogą być wynikiem metody przygotowania preparatu zębiny do badania mikroskopowego. Do grupy preparatów zawierających GDA należą preparaty niewymagające polimeryzacji: Gluma Desensitizer/Kulzer, Glu/Sens TM/Centrix Direct, Calm-it/Dentsply, Systemp Desensitizer, Telió CS Desensitizer /Ivoclar Vivadent, HemaSeal-G/Germiphene, DesensitizerG Hema-Glu TM/Health Dent, Protect Light Seal/Cerkamed.

Jednym z częściej używanych i badanych preparatów tej grupy jest Gluma Desensitizer. Preparat ten znalazł zastosowanie w znoszeniu nadwrażliwości szyjek zębowych, do pokrywania korzeni po zabiegach periodontologicznych, jak również dzięki swojemu działaniu przeciwbakteryjnemu, jako materiał ochronny pod wypełnienia kompozytowe. Stosowany jest również do ochrony miazgi po szlifowaniu zębów pod uzupełnienia protetyczne i dlatego został wybrany do badań. Jego aplikacja na powierzchnię preparowanego zęba jest bardzo prosta i nie wymaga naświetlania.

Główny składnik Glumy Desensitizer - aldehyd glutarowy ma szerokie spektrum działania na drobnoustroje, może niszczyć wszystkie formy ich życia, w tym zarodniki bakterii i grzybów, prątki gruźlicy i wirusy (Gorman i in. 1980). Również inne badania potwierdzają skuteczność tego związku w zwalczaniu drobnoustrojów i jego ochronną rolę przed przeciekami brzeżnymi i próchnicą wtórną (Felton i in. 1989, Emilson i Bergenholtz 1993, Swift i Heymann 1999, Walter i in. 2007, Boksman i Swift 2011, Boksman 2013). D.Felton i in. (1989) oraz Z. Ergüçü i in. (2005) w badaniach nad działaniem przeciwbakteryjnym Glumy Desensitizer wykazali, że użyty pod wypełnienia może skutecznie hamować rozwój bakterii w szczelinie między zębem a materiałem kompozytowym i wydłużać czas ich użytkowania.

Według P. Schüpbacha i in. (1997) aldehyd glutarowy może sam skutecznie zamykać kanaliki zębinowe i zapobiegać powstaniu hydrodynamicznych reakcji powodujących powstanie nadwrażliwości. Badania SEM, CLSM oraz TEM wykazały, że 5% glutaraldehyd blokuje kanaliki na głębokość 50 μm , natomiast po zastosowaniu preparatu Gluma Desensitizer warstwa blokująca może wynosić do 200 μm . Badania H. Ishihata i in. (2009, 2011) wykazały skuteczność aldehydu glutarowego w blokowaniu kanalików dopiero w powiązaniu z HEMA. Skuteczne blokowanie kanalików zębinowych i wpływ preparatu Gluma Desensitizer na zmniejszenie nadwrażliwości wykazali w swojej pracy również J.X. Qin i Y. Zhang (2006) oraz Surabhi i in. (2013).

Po wytrawieniu zębiny przez otwarte kanaliki może wyływać płyn zębinowy i zaburzać prawidłowe wiązanie systemów adhezyjnych, co skłoniło niektórych badaczy do podjęcia próby ich blokowania, by uzyskać silniejsze i trwalsze połączenie z systemami adhezyjnymi (Al-Ammar i in. 2009, Perdigão 2010). A. Al-Ammar (2009) zastosował preparat Gluma Desensitizer po wytrawieniu zębiny i wykazał, że taki sposób postępowania korzystnie wpłynął na siłę łączenia z systemami adhezyjnymi samowytrawiającymi oraz na blokowanie kanalików zębinowych.

Wielu autorów wykazało, że dla uzyskania mocniejszego połączenia z zębiną po wytrawianiu kwasem korzystne jest zwilżanie powierzchni preparatem Glutaraldehyd / HEMA (Ritter i in. 2000, Macedo i in. 2009, Cilli i in. 2009). Wg A.K. Bedran-Russo i in. (2007) preparat aldehyd glutarowy / HEMA wytwarzając wiązania krzyżowe z zębiną i sieciując kolagen usztywnia zdemineralizowaną powierzchnię zębiny. HEMA może reagować z kolagenem zębiny poprzez jego grupy estrowe i hydroksylowe. Ponieważ preparaty te zawierają także wodę, działają jako środki nawilżające, które po wytrawianiu zębiny kwasem fosforowym rozszerzają zdemineralizowaną powierzchnię z kolagenem zwiększając energię powierzchniową, co ułatwia dyfuzję żywicy hydrofilowej - monomeru do wytrawionej zębiny (Xu i in. 1997, Soares i in. 2006, Bansal i Shivanna 2007).

Y.J. Ding i in. (2014) uzyskali pozytywne wyniki w zwalczaniu nadwrażliwości TSS (Test Sensitive Score) dzięki zastosowaniu Gluma Desensitizer, lepsze w porównaniu do światłoutwardzalnego lakieru Clinpro XT Varnisch. Skuteczność kliniczną Glumy D. jako dobrego desensitizera potwierdzają również inne badania (Felton i in. 1991, Dondi i in. 1993, Davidson i Suzuki 1997, Camps 1998, Joshi i in. 2013, Yaping i in. 2014). Materiał ten

zastosowany do znoszenia nadwrażliwości szyjek zębowych wykazał dużą skuteczność kliniczną ok. 77,4% przypadków, podczas gdy po zastosowaniu związków fluoru i leczeniu laserem zmniejszenie dolegliwości wystąpiło w 51,6% przypadków (Ehlers i in. 2012a, Femiano i in. 2013).

Glumę Desensitizer zastosowano również do leczenia obnażonych korzeni po zabiegach periodontologicznych (Assis i in. 2006). Autorzy nie zauważyli jednak jej wpływu na zmniejszenie nadwrażliwości. Z kolei I. Duran i A. Sengun (2004) uznali za zadawalającą skuteczność preparatu w zwalczaniu nadwrażliwości szyjek zębowych, choć efekt po 3 miesiącach był już słabszy. C. Sahin i in. (2012) porównując rezultaty blokowania kanalików zębinowych przez różne materiały uzyskali dla Glumy Desensitizer słabszy wynik niż dla warstwy mazistej. Najwyższą skuteczność w badaniach uzyskał G-Bond, dalej Clearfil Protect Bond, warstwa mazista, S 3Bond, Single Bond 2, Adper Prompt L-Pop, Gluma Desensitizer. W pracach podsumowujących stosowanie różnych materiałów w zwalczaniu nadwrażliwości również pozytywne rezultaty dla Glumy D. podają A.C.C. Aranha i in. (2009). Nie stwierdzili oni po zastosowaniu Glumy Desensitizer żadnych skutków ubocznych dla miazgi i uznali, że jest bezpiecznym materiałem do znoszenia nadwrażliwości zębów. Wyniki wcześniejszych badań wybranych desensitizerów, w tym także Isodanu i Glumy Desensitizer potwierdziły ich zdolności blokowania kanalików zębinowych i nie wykazały działania cytotoksycznego po aplikacji na zębinę o grubości 0,5mm (Camps 2002). Późniejsze prace wykazały, że Gluma Desensitizer nie jest cytotoksycznym materiałem, gdy RDT wynosi 1mm i więcej (Wiegand 2008). Z kolei badania D.L.S. Scheffel i in. (2015) prowadzone in vitro wykazały, że kiedy do pokrycia 0,4mm grubości zębiny wykorzystano tylko Glumę Desensitizer lub razem z systemem adhezyjnym Gluma Comfort Bond zaobserwowano zmniejszenie przeżycia komórek MDPC-23 myszy. Sam glutaraldehyd okazał się w tym badaniu mniej toksyczny, a negatywny wpływ na żywotność komórek ma związek HEMA, choć mniej toksyczny niż Bis-GMA i TEGDMA (Taira i in. 2000, Walther i in. 2002, Schweikl i in. 2005), to łatwiej penetrujący przez zębinę. Autorzy choć piszą, że jest to materiał rekomendowany do pokrywania zębów po szlifowaniu, to sugerowaliby rozważenie wykorzystania do ochrony miazgi materiałów, które nie zawierają HEMA.

4.3 Preparaty na bazie szczawianów

Mechanizm działania materiałów tej grupy polega na tworzeniu kryształów szczawianu wapnia blokujących kanaliki zębinowe. Należą do nich np.: Super Seal Desensitizer/Phenix Dental, BisBlock/Bisco, D/Sense Crystal/Centrix.

Super Seal Desensitizer / Phenix Dental to preparat, który włączyłam do swoich badań. Jest on oparty na słabym kwasie szczawiowym, który wg producenta rozpuszcza warstwę mazistą i w ciągu kilku sekund wchodzi w reakcję z wapniem hydroksyapatytów zębiny tworząc kryształy szczawianu wapnia w kanałkach zębinowych na głębokość ok. 7-12 μm oraz na powierzchni. Warstwa ta blokuje kanaliki zębinowe, jest bardzo trwała i odporna na działanie kwasów. J.L. Kolker i in. (2002) po zastosowaniu preparatu Super Seal zaobserwowali w obrazie SEM zewnętrznej powierzchni zębiny ok. połowy zablokowanych kanałków, natomiast przekroje próbek pokazały, że wszystkie kanaliki są zamknięte przez krystaliczny osad, który ściśle przylega do ścian kanałków do głębokości ok. 2-3 μm . Poniżej, do głębokości 15 μm autorzy zaobserwowali pojedyncze romboidalne kryształy. Materiał Super Seal zawiera również azotan potasu, którego jony K^+ poprzez depolaryzację zakończeń nerwowych obniżają ich wrażliwość (Pereira i Nicolau 1993, Peacock i Orchardson 1999).

Preparat Super Seal jest zalecany przez producenta do uszczelniania powierzchni szkliva i cementu korzenia, a także do zabezpieczania filarów zębowych po szlifowaniu, jeszcze przed wyciskiem. Zastosowanie preparatu nie wymaga oczyszczania powierzchni pastą pumeksową i naświetlania, wystarczy pojedyncza aplikacja. Producent podaje ponadto, że materiał jest kompatybilny z większością systemów adhezyjnych oraz cementami fosforanowymi i głasjonomerowymi.

Desensitizerzy szczawianowe z powodzeniem znalazły zastosowanie do pokrywania szyjek i korzeni zębów po zabiegach na przyzębiu (Pillon i in. 2004). Zauważono, że szczotkowanie może usunąć warstwę zawierającą precypitaty szczawianowe, dlatego poleca się ich używanie po wytrawieniu powierzchni zębiny kwasem. Tworzy się wtedy warstwa blokująca na głębokości 6-7 μm , która skutecznie chroni miazgę (Hongpakmanoon i in. 1999, Tay i in. 2003a). W zdemineralizowaną warstwę zębiny wnika kwas szczawiowy, który reaguje z jonami wapnia Ca^+ tworząc warstwę kryształów szczawianu wapnia. Po aplikacji preparatu zalecane jest stosowanie systemu One Step Adhesive. Wnika on wg producenta do warstwy kryształów szczawianu wapnia wypełniając wolne przestrzenie i umożliwia

lepsze łączenie z cementem adhezyjnym. Jednak 18 miesięczne obserwacje kliniczne, nie wykazały uzasadnienia stosowania szczawianu potasowego BisBlock na obnażone szyjki zębowe (Sartori i in. 2012).

J.L. Kolker i in.(2002) opublikowali pracę przedstawiającą wyniki badania przepływu płynu przez kanaliki zębinowe po zastosowaniu do ich blokowania: Seal & Protect (HEMA, fluorek sodu), Gluma Desensitizer, HurriSeal/Beutlich, D/Sense 2 (zawierające aldehyd glutarowy) oraz Super Seal (szczawian). Najwyższą redukcją przepuszczalności uzyskał Super Seal 97.5% +/- 4.0%, następnie HurriSeal 54.2% +/- 35.3%, D/Sense 2 46.6% +/- 20.4%, Gluma Desensitizer - 39.6% +/- 26.7% i Seal & Protect 33.8% +/- 19.4%. Skuteczne blokowanie kanałków zębinowych przez szczawian potasu potwierdzili na podstawie swoich badań również Sandoval i in. (1989), D.G. Gillam i in. (1999), J.C. Pereira i in. (2005) oraz Vieira i in. (2009). Z kolei wg P. Jain i in. (2000), a także S.Y. Kima i in. (2013) światłoutwardzalne systemy adhezyjne oraz szczawiany wykazują większą skuteczność w redukcji przepływu kanałkowego niż materiały oparte na precypitacji białek oraz związkach fluoru.

Innym sposobem badania desensitizerów są obserwacje powierzchni w badaniu SEM, CLSM, czy TEM. W ten sposób porównywano skuteczność pokrywania zębiny przez wodę destylowaną (grupa kontrolna), ozon, desensitizer fluorowy (ALLSolutions/Dentsply) oraz szczawian (D Sense Crystal/ Centrix). W badaniu SEM większą skuteczność w blokowaniu kanałków zaobserwowano dla szczawianu-67% w porównaniu ze związkiem fluoru-20%. (Abdelaziz i in. 2011). Obserwacji SEM poddano różne związki szczawianów: glinu (Tenure Quick), żelaza (Sensodyne Sealant), z polimerem MS (MS Coat) oraz potasu (Butler Protect). Stwierdzono różny stopień pokrycia powierzchni zębiny i blokowanie całkowite lub częściowe kanałków w zależności od zastosowanego materiału (Gillam i in. 1999). Podobne obserwacje odnośnie pokrycia zębiny przez szczawiany przeprowadzili N.J. Mordan i in. (1997). Dużą skuteczność szczawianu potasu w blokowaniu kanałków zębinowych potwierdziło również wiele innych badań (Pashley D.H. i in. 1984, Kern i in. 1991, Chidchuangchai i in. 2007).

4.4 Preparaty zawierające fluor

Użycie fluoru do znoszenia nadwrażliwości proponował już w 1941 r. Lukomsky. Preparaty zawierające związki fluoru powodują wytrącanie kryształów CaF₂ w kanałkach,

ponadto fluor wbudowuje się w zębinę tworząc fluoroapatyty oraz hydroksyapatyty fluorkowe, bardziej odporne na działanie kwasów i zabezpieczające zęby przed próchnicą. Dodatkowo preparaty te zawierają także inne związki np. azotan potasu. Obniża on wrażliwość zakończeń nerwowych na bodźce, co uzasadnia stosowanie preparatów zawierających azotan potasu w znoszeniu nadwrażliwości zębiny, ale także do zabezpieczania zębów po zabiegu szlifowania. Do tej grupy należą: Isodan/Septodont, Ultra Ez/Ultradent, Shield Activ/Prevest Den Pro. Materiały: Hemaseal & Cide/Advantage Dental Products INC, Hurri Seal Dental Desensitizer/Beutlich Hema-BenzTM/Healthdentall.L.C, Health-Dent Desensitiser/Health-Dent International, zawierają poza fluorem i HEMA także związki o działaniu przeciwbakteryjnym. Fluor jest także składnikiem niektórych preparatów na bazie aldehydu glutarowego: HemaSeal-G, Desensitizer G, Hema-Glu TM. Preparaty te zalecane są przez producentów do usuwania nadwrażliwości spowodowanej odsłonięciem zębiny korzeni, chorobami przyzębia, wybielaniem, starciem zębów spowodowanym szczotkowaniem, jak również po szlifowaniu zębów pod uzupełnienia protetyczne.

Isodan, który wybrałam do badań zawiera 0,33% fluorek sodu, HEMA (hydroksyetylometakrylan) oraz 4% azotan potasu. Isodan występuje w postaci lepkiego płynu, który aplikuje się na oczyszczoną, osuszoną powierzchnię, nanosząc cienką warstwę i delikatnie osusza. Producent zaleca nakładanie 2-3 warstw materiału, co ma uzasadnienie ze względu na to, że tworzy globulki CaF₂ o małej średnicy do ok. 0,05 µm i do zablokowania kanalików potrzebna ich większa ilość (Lan i in. 1999).

Choć fluor znalazł swoje miejsce w znoszeniu nadwrażliwości zębów, po zabiegach: skalingu, piaskowania lub ich wybielania (Leonard i Haywood 1997, Gaffar 1998, Haywood 2002), to prawdopodobnie ze względu na zmniejszanie siły łączenia żywic z zębiną (Itota i in. 2002, Lehmann i Degrange 2005), zalecano go jedynie pod cementy: fosforanowy czy głasjonomerowy, zwłaszcza w formie lakieru.

B.T. Hoang-Dao (2009) i in. porównywali skuteczność preparatów zawierających fluor w znoszeniu nadwrażliwości zębiny i uzyskali podobne rezultaty zarówno dla lakierów Duraphat, Shellac F jak i preparatu Isodan. Znane są przeciwpróchnicowe właściwości fluoru, natomiast przeciwbólowe B. Collaert i C. Fischer (1991) cytując M. Tal'a i in. (1976) tłumaczyli prawdopodobnie blokowaniem transmisji nerwowej przez nadmiar nietrwałego

fluorku w matrycy organicznej zębiny, choć działanie przeciwbólowe udowodniono tylko blokowaniem mechanicznym kanalików zębinowych.

T. Pamir i in. (2005) porównywali preparat zawierający 2% fluorek sodu i 5% azotan potasu oraz jednoskładnikowy system wiążący w znoszeniu nadwrażliwości zębiny. Stwierdzili, że oba preparaty są równie skuteczne w znoszeniu nadwrażliwości zębiny. Fluor zmniejsza wrażliwość dzięki tworzeniu na powierzchni zęba globulek fluorku wapnia, które stanowią również rezerwuuar fluoru (Gaffar 1998).

J. Camps i in. (2002) badali wpływ desensitizerów: Seal and Protect (żywica); Pain Free (polimer z fluorem); Health-Dent (chlorek benzalkonium, HEMA, fluorek sodu), Gluma Desensitizer, Isodan; preparatu na bazie szczawianu - Protect, na przepuszczalność zębiny oraz analizowali cytotoksyczność ww. związków poddając fibroblasty testom MTT. Uzyskane wyniki pozwoliły im stwierdzić, że wszystkie preparaty zadawalająco blokują przepływ płynu przez zębinę. Najlepsze wyniki uzyskano dla Glumy Desensitizer, dalej dla Isodanu (78±5%), Pain Free i Protectu. Badanie cytotoksyczności wykazało, że wszystkie materiały nie są cytotoksyczne, a stopień przeżycia komórek wyniósł od 88% dla Seal & Protect do 100% dla Isodanu.

4.5 Preparaty na bazie fosforanu wapnia

Przykładem tej grupy jest preparat Teethmate Desensitizer, składający się z dwóch fosforanów: czterofosforanu wapnia (TTCP) $\text{Ca}_4(\text{PO}_4)_2\text{O}$ oraz anhydotycznego dwufosforanu wapnia (DCPA) CaHPO_4 , które po zmieszaniu z wodą tworzą na powierzchni zęba hydroksyapatyt $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Wytworzone kryształy hydroksyapatytów wykazują zdolności do dalszego wzrostu w środowisku jamy ustnej (Thanatvarakorn i in. 2013b). Powstały hydroksyapatyt uszczelnia wg producenta pęknięcia szkliwa oraz blokuje kanaliki zębinowe. Preparat jest biokompatybilny, ponieważ hydroksyapatyt jest głównym budulcem zębiny i szkliwa. Wg producenta ma odczyn zasadowy i nie tworzy filmu na zastosowanej powierzchni. Jego aplikacja polega na wcieraniu przez 30 sekund, a następnie spłukaniu powierzchni zębiny wodą. Nie wymaga naświetlania, ani osuszania powietrzem. Na rynku dostępne są preparaty na bazie hydroksyapatytu do znoszenia nadwrażliwości szyjek zębowych: ApaCare & Repair, Stomysens lakier, HA Biocer, a także do pokrywania obnażonej miazgi - HA Biocer oraz pasty i żele do mycia zębów i regeneracji powierzchni szkliwa i zębiny.

W 2013 w badaniu przepuszczalności kanalików zębinowych tzw. „hydraulic conductance” preparatów: Super Seal oraz podobnego w składzie do Teethmate Desensitizer materiału CPD-100, przeprowadzonym przez O. Thanatvarakorna i in. (2013a) uzyskano zadawalające i porównywalne dla obu preparatów rezultaty blokowania kanalików zębinowych. W innych badaniach materiału Teethmate Desensitizer uzyskano ponad 90% zmniejszenie przepływu płynu kanalikowego oraz zaobserwowano wzrost kryształów hydroksyapatytu po zanurzeniu próbek w sztucznej ślinie (Thanatvarakorn i in. 2013b).

4.6 Preparaty zawierające środki przeciwbakteryjne

Preparaty te nie blokują kanalików zębinowych, natomiast ich ochronna rola polega na niszczeniu bakterii. Przeciwbakteryjne działanie opiera się na wykorzystaniu różnego rodzaju związków chemicznych, najczęściej chlorheksydyny lub chlorku benzalkonium oraz triclosanu (Settembrini i in. 1997, Wicht i in. 1999, Sobral i in. 2005, Celik i in. 2011, Petersen 2016), . Do tej grupy należą preparaty: Consepsis/Ultradent Products Inc. zawierający tylko chlorheksydynę, Hemaseal & Cide/Advantage Dental Products INC preparat zawierający 4% chlorheksydynę oraz HEMA, zalecany przez producenta w przypadku cementowania prac stałych cementami giasjonomerowymi lub modyfikowanymi giasjonomerami oraz Hurri Seal Dental Desensitizer/Beutlich), Health-Dent Desensitiser i Hema-Benz™/Healthdentall.L.C zawierające: HEMA, fluorek sodu oraz związek przeciwbakteryjny - chlorek benzalkonium.

4.7 Preparat zawierający nanocząsteczki srebra i złota

4.7.1 Srebro

Srebro wykorzystuje się w medycynie od lat między innymi w dermatologii, urologii, okulistyce, ginekologii oraz w stomatologii. Stosowano azotan srebra, sól srebrową, sulfadiazyny oraz inne połączenia sulfonamidów ze srebrem np. w leczeniu trudno gojących się owrzodzeń, odleżyn i oparzeń (Wan i in. 1991, Szpringer-Nodzak 2003). W stomatologii najbardziej znane jest wykorzystanie azotanu srebra w postaci 10-25% roztworu do impregnacji próchnicowo zmienionej zębiny u dzieci.

Osiągnięcia w dziedzinie nanotechnologii pozwoliły na uzyskanie cząsteczek srebra, których średnica nie przekracza 100nm (Chen i Schluesener 2008, Wijnhoven i in. 2009). Duży stosunek powierzchni aktywnej do objętości sprawia, że mają wyjątkowo korzystne właściwości fizyko-chemiczne i dużą skuteczność przeciwbakteryjną, przeciwgrzybiczną i przeciwwirusową już przy bardzo małych stężeniach (Cho i in. 2005, Morones i in. 2005, Li P.

i in. 2005, Silver i in. 2006, Oleszkiewicz i in. 2008, Monteiro i in. 2011). Srebro zwiększa przepuszczalność błony komórkowej bakterii, zaburza gospodarkę jonową i uszkadza DNA, hamując syntezę białek (Gawlik i in. 2007, Kim i in. 2007, Oleszkiewicz i in. 2008). Działanie przeciwgrzybicze polega na zaburzeniu gospodarki wodnej i procesu namnażania grzybów. Srebro okazało się skuteczne w zwalczaniu między innymi takich drobnoustrojów jak: *S. aureus*, *E. coli*, *P. aeruginosa*, *A. baumani*, *E. faecalis*, *S. epidermidis*, *C. albicans* (Gawlik i in. 2007, Petica i in. 2008, Chen i Schluesener 2008, Łysakowska i Denys 2009, Sadeghi i in. 2012, Kalishwaralal i in. 2010). Badania potwierdzają również skuteczne działanie nanocząsteczek srebra przeciwko bakteriom próchnicotwórczym *S. mutans* (Yoshida i in. 1999, Espinosa-Cristóba i in. 2009, Rai i in. 2009, Ghaselpour i in. 2014, Magalhães i in. 2016). Powierzchnia zęba pokryta nanosrebrem ma lepsze właściwości przeciwbakteryjne niż pokryta chlorheksydyną i porównywalne do azotanu srebra, który ma tę wadę, że przebarwia zęby. Ze względu na korzystne działanie przeciwdrobnoustrojowe nanosrebro próbuje się wykorzystywać w profilaktyce przeliczakażeniowej i wbudowywać w elementy implantów naczyniowych, materiałów kościzastępczych, cementów kostnych, a także endoprotez stawów (Ewald i in. 2006, Slenters i in. 2008, Zhao i in. 2011, Pokrowiecki i Mielczarek 2012). Nanocząsteczki srebra znalazły zastosowanie w endodoncji do odkażania kanałów korzeniowych, jako dodatek do gutaperki, a także do past i szczoteczek do zębów. Nanosrebro stosuje się również w chirurgii stomatologicznej, biomateriałach, w hemostatycznych gąbkach żelatynowych. Dodawane jest również do systemów adhezyjnych oraz materiałów wypełnieniowych (Yamamoto 1996, Zhang i in. 2012, Cheng i in. 2012a, 2012b), Ogle i Byles 2014, Kasraei i in. 2014

4.7.2 Złoto

Podobnie jak cząsteczki srebra również nanocząsteczki złota znalazły zastosowanie w medycynie ze względu na swoje właściwości bakteriobójcze, bakteriostatyczne i przeciwzapalne (Wright 1984, Elsome i in. 1996, Fricker 1996, Dreaden i in. 2012, Dykman i in. 2012, Geethalakshmi i Sarada 2012). Badania E. Limy i in. (2013) wykazały, że nanocząstki złota w postaci rozproszonej działają biobójczo m.in. na *Escherichia coli* i *Salmonella typhi*. Właściwości przeciwbakteryjne potwierdziły również inne badania (Gu i in. 2003, Hernandez-Sierra i in. 2008, 2010, Zawrah i in. 2011, Li X. i in. 2014).

W stomatologii dostępny jest preparat z nanocząsteczkami srebra i złota Nanocare Gold (Dental Nanotechnology). Producent zaleca zastosowanie preparatu przed założeniem

wypełniania, poprzez aplikację na ściany opracowanego ubytku próchnicowego. Preparat wg producenta zapobiega rozwojowi próchnicy wtórnej, a tworząc szczelną warstwę nanocząsteczek złota i srebra na powierzchni zęba, ma chronić strefę kontaktu zęb-wypełnienie przed powstaniem przecieku brzeżnego - bakteryjnego. Nanocare Gold wg producenta nie zaburza procesu polimeryzacji i nie przebarwia wypełnień. Badania wytrzymałościowe wykazały wzrost siły adhezji materiałów złożonych do zębiny po zastosowaniu nanocząsteczek srebra i złota (Borczyk i in. 2009b). Ważną cechą tych nanocząstek jest ich neutralność chemiczna i niska cytotoksyczność (Mackiewicz i in. 2015). Nie reagują one ze składnikami powszechnie stosowanych preparatów zwiększających siłę wiązania kompozytu z zębem i nie ulegają rozkładowi pod wpływem światła stosowanego do utwardzania wypełnień kompozytowych. Te cechy sprawiają, że preparat Nanocare Gold nie traci swoich właściwości bakteriostatycznych po procedurze zakładania wypełnień, co zostało potwierdzone w doświadczeniu in vitro (Borczyk i Pietranek 2009). Producent zaleca stosowanie preparatu podczas zabiegów implantacyjnych, gdzie nanocząsteczki mają zapobiegać powstaniu periimplantitis poprzez hamowanie kolonizacji mikroszczeliny przez bakterie (Borczyk i in. 2009a). Wykazano efektywne zwalczanie beztlenowej flory bakteryjnej w szczególności *E. faecalis* (Soska-Czop i in. 2008). Nanocząsteczki metali w porównaniu z antybiotykami nie powodują powstawania oporności bakterii (Percival i in. 2005). Szerokie spektrum działania bakteriostatycznego i grzybobójczego preparatu Nanocare Gold, potwierdzają także badania (Soska-Czop i in. 2008, Borczyk i Pietranek 2009), których doświadczenia wykazały skuteczność Nanocare Gold w zapobieganiu rozwojowi bakterii i grzybów wchodzących w skład mikroflory jamy ustnej. W piśmiennictwie nie ma informacji o stosowaniu preparatu Nanocare Gold do zabezpieczenia miążgi zęba po szlifowaniu, ale nie jest wykluczone, że może być wykorzystany i w tym zakresie, dlatego preparat ten został włączony do badań.

4.8 Systemy adhezyjne

Mianem systemów adhezyjnych określa się płynne materiały na bazie żywic, tworzące pośrednią warstwę zapewniającą połączenie materiału kompozytowego z powierzchnią szkliwa i zębiny. Zadaniem systemów wiążących jest uzyskanie lepszej retencji materiałów kompozytowych, ograniczenie mikroprzecieku brzeżnego, przebarwień oraz niwelowanie naprężeń przenoszonych na tkanki zęba. W stomatologii zachowawczej stosowane są w procedurze wykonywania bezpośrednich uzupełnień kompozytowych,

natomiast w protetyce stomatologicznej głównie do adhezyjnego cementowania stałych prac protetycznych.

Materiały te wykorzystuje się także do znoszenia nadwrażliwości zębiny (Kolker i in. 2002, Duran i Sengun 2004) oraz próbuje wykorzystać do zabezpieczenia miazgi zębów oszlifowanych pod stałe uzupełnienia protetyczne (Mausner i in. 1996, Yim i in. 2000), choć szereg badań wskazuje, że mogą nie być bezpieczne dla miazgi przy małej grubości zębiny (Bouillaguet 1996, 1998). Ich wpływ na siłę łączenia cementów był badany m. in. przez N.H. Yima i in. (2000), S.Wolfarta i in. (2003) oraz J.F. ElGuindy i in. (2010).

W skład systemów adhezyjnych wchodzi monomery żywic: monometakrylany i dimetakrylany (Bis-GMA, UDMA, TEGDMA), które tworzą strukturę systemów adhezyjnych, monomery zwane funkcjonalnymi (np. HEMA, BPDM, 4-META), których zadaniem jest łączenie z powierzchnią zębiny oraz z ww. związkami metakrylanów (Nakabayashi i in. 1992). Zawierają także inicjatory i inhibitory polimeryzacji, a w systemach samotrąwiających występują dodatkowo tzw. kwaśne monomery (np. 10-MDP, 4-META, Penta-P czy MAC-10), które zastępują wytrawianie tkanek zęba kwasem nieorganicznym (fosforowym). W celu zwiększenia wytrzymałości i zmniejszenia skurczu polimeryzacyjnego do systemów adhezyjnych dodawane są wypełniacze -najczęściej jest to silanowana krzemionka. Wymienione składniki są zawieszone w rozpuszczalniku: acetonie, etanolu lub wodzie, którego zadaniem jest zwilżenie powierzchni zębiny, obniżenie napięcia powierzchniowego systemu wiążącego i ułatwienie wytwarzania chemicznego połączenia monomerów ze składnikami zębiny. Adhezyjne systemy wiążące ze względu na sposób kondycjonowania powierzchni zębiny po szlifowaniu można podzielić na 4 typy. Procedura stosowania dwóch pierwszych rodzajów systemów (2 i 3-etapowa) polega na wytrawieniu powierzchni preparowanego zęba kwasem fosforowym, który całkowicie usuwa warstwę mazistą, odsłania kanaliki zębinowe oraz demineralizuje powierzchowną warstwę hydroksyapatytów. Monomery żywicy wnikają do kanalików zębinowych i wypełniają przestrzeń pomiędzy sąsiadującymi włóknami kolagenowymi zębiny powstałą po demineralizacji hydroksyapatytów. Powstaje warstwa hybrydowa złożona z kolagenu, żywicy, pozostałego hydroksyapatytu oraz resztek wody. Ten sposób postępowania uznawany jest za „złoty standard” łączenia kompozytów z zębina, pomimo że, jest obarczony dużą wrażliwością na błędy postępowania (Ernst 2004, Giachetti 2008). Mogą powstać trudności w zwilżeniu żywicą zapadniętych włókien kolagenowych, gdy zbyt agresywnie będzie suszona

powierzchnia zębiny lub za długo będzie wytrawiana kwasem (Mazzoni i in. 2012). Z kolei pozostawienie za wilgotnej zębiny będzie prowadzić do rozcieńczenia systemu wiążącego i uzyskania znacznie słabszego połączenia (Pereira 1999). Poza tym trudno przewidzieć jak gruba warstwa zębiny oddziela powierzchnię zęba od miazgi, a na większej głębokości szersze kanaliki zębinowe mogą nie sprostać buforowaniu kwasu, jak też stać się jeszcze bardziej przepuszczalne, co w konsekwencji może podrażniać miazgę zęba i doprowadzić do komplikacji biologicznych. Nowsze systemy adhezyjne: 3 typu (2-etapowy) i 4 typu (1-etapowy „wszystko w jednym”) to systemy samotrawiące. Dzięki zawartości kwaśnych monomerów jednocześnie uzdatniają i przygotowują zębinę poprzez infiltrację i częściowe rozpuszczenie warstwy mazistej oraz hydroksyapatytów. Wytworzona warstwa hybrydowa zawiera składniki mineralne, organiczne oraz elementy warstwy mazistej i jest cieńsza w porównaniu z warstwą powstałą przy stosowaniu techniki wytrawiania kwasem fosforowym (Van Meerbeek i in. 2011). S. Chersoni i in. (2004) po zastosowaniu systemów samoadhezyjnych zaobserwowali na ich powierzchni kropelki wody, co oznacza wg nich słabsze blokowanie przez nie przepływu kanalikowego.

Dzięki tworzeniu przez systemy adhezyjne warstwy hybrydowej blokującej kanaliki zębinowe, proponowano ich wykorzystanie do zapobiegania nadwrażliwości zębów powstającej po cementowaniu koron protetycznych, szczególnie w przypadku stosowania cementu fosforanowego (Craig 1989, Rosenstiel i in. 2001). Zastosowanie systemów łączących do ochrony miazgi oszlifowanych zębów zalecają również P. Magne i B. Nielsen (2009). Analizując siłę połączenia cementów adhezyjnych autorzy stwierdzili, że połączenie cementu adhezyjnego jest mocniejsze, kiedy system wiążący jest aplikowany bezpośrednio na świeżo szlifowaną zębinę, niż kiedy jego aplikacja ma miejsce przed cementowaniem uzupełnienia protetycznego. Metodę tę zastosowali przy wykonywaniu licówek i wkładów koronowych, polecali przy tym głównie jeden preparat adhezyjny - Optibond FI i określili ją, jako natychmiastowe pokrycie zębiny (IDS immediate dentin sealing). Metoda IDS, choć skuteczna w aspekcie poprawy retencji stałych uzupełnień protetycznych wydaje się dość kłopotliwa do stosowania, jako sposób zabezpieczenia miazgi bezpośrednio po oszlifowaniu zęba pod koronę. Problemem może być uzyskanie cienkiej warstwy materiału na preparowanej powierzchni, a szczególnie w zagłębieniach wykonanych stopni. Utwardzona, gruba warstwa materiału łączącego utworzona przed pobraniem wycisku może w znacznym stopniu modyfikować kształt preparowanego filaru zębowego i w efekcie utrudnić

prawidłowe osadzenie uzupełnienia protetycznego na zębie (Magne 2005). Przed ostatecznym cementowaniem uzupełnienia protetycznego zalecane jest usunięcie zewnętrznej warstwy systemu adhezyjnego za pomocą szczoteczki i pumeksu, wiertel diamentowych lub mikropiaskowania. Wg P. Magne (2005) metoda IDS wiąże się również z koniecznością użycia do wycisków tylko mas silikonowych oraz gliceryny zarówno do polimeryzacji jak i izolowania zęba podczas wykonywania korony tymczasowej, by użyty do ich wykonania materiał nie połączył się trwale z zębem.

Nie wszystkie badania potwierdzają poprawę retencji cementu adhezyjnego do tkanek zęba po bezpośrednim pokryciu oszlifowanej powierzchni zęba materiałem łączącym. F. Falkensammer i in. (2014) badając adhezyjny materiał samowytrawiający AdheSE uzyskał większą siłę ścinającą dla metody DDS (delayed dental saeling – pokrywanie zębiny systemem wiążącym tuż przed cementowaniem) niż dla IDS. M. Gresnigt i in. (2016) porównując wytrzymałość połączenia licówek po zastosowaniu DDS i IDS - stosując cement Variolink wykazali wzrost ich wytrzymałości po IDS, kiedy licówka była cementowana do powierzchni zęba, którego ponad ¼ stanowiła zębina. W przypadku mniejszej powierzchni zębiny metoda nie miała znaczenia. Podobnie podczas cementowania licówek tylko do szkliwa. N. Scotti i in. (2015) stwierdzili przewagę IDS tylko kiedy jako systemu adhezyjnego użyto materiał typu „etch and rinse”/ 3-etap. Metoda IDS okazała się skuteczna (wzrost TBS) również, gdy użyto Clearfil SE adhesive z cementami Panavia F, RelyX Unicem oraz Clearfil SA Luting, natomiast dla cementu RelyX ARC lepsze wyniki uzyskano po zastosowaniu DDS (Santana i in. 2016). Leesungbok R. i in. (2015) zalecają cementowanie do tygodnia od zastosowania IDS, gdyż potem skuteczność tej metody maleje.

D. Sokołowska i in. (2014) zaproponowali użycie do ochrony miazgi systemów adhezyjnych samotrawiących, które działają łagodniej na zębiny w porównaniu z systemami wymagającymi wytrawiania twardych tkanek zęba kwasem fosforowym. Według autorów wstępne kondycjonowanie powierzchni systemem samoadhezyjnym 2-etapowym (Clearfil Bond Protect) zapewnia cementom samoadhezyjnym (Breeze, Panavia SA, RelyX U 100) lepszą retencję do zębiny.

Na uwadze trzeba mieć również szereg badań uwzględniających cytotoksyczność wielu systemów adhezyjnych (Hanks i in. 1988 i 1992, Ratanasathien i in. 1995, Huang i Chang 2002, Kleinsasser i in. 2004, Kusdemir i in. 2011, da Silva i in. 2014).

5 Cementy dentystyczne

Zadaniem cementów dentystycznych jest wypełnienie szczeliny pomiędzy uzupełnieniem protetycznym a zębem filarowym i utrzymanie trwałe lub czasowe tego uzupełnienia na miejscu. Aby cement zapewniał optymalną stabilizację i retencję uzupełnienia należy przestrzegać zasad preparacji zębów pod korony protetyczne uwzględniając właściwy kształt filaru zębowego: jego wysokość, stopień zbieżności ścian osiowych, antyrotacyjny kształt, wielkość i strukturę powierzchni filaru (Shillingburg i in. 1991). Wpływ na utrzymanie korony na zębie filarowym ma również jakość wykonanej korony oraz grubość warstwy cementu.

Cementy po związaniu zapewniają również ochronę miążdze zębów filarowych izolując ją przed bodźcami termicznymi, dostępem drobnoustrojów i związków chemicznych. Jednak sam moment cementowania może być czynnikiem drażniącym dla miążgi zębowej przez wzrost ciśnienia wywieranego na miążgę, a także w wyniku oddziaływania związków chemicznych zawartych w cementach na wypustki odontoblastów, zakończenia nerwowe, miążgę zęba oraz przedostające się do kanalików zębinowych toksyny bakterii. Niskie pH, jakim charakteryzują się zaraz po przygotowaniu, cementy fosforanowe i glosjonomerowe (Grajower i in. 1985, Pameijer i in. 1991), a także różne związki chemiczne będące składnikami cementów (Gerzina i Hume 1995) mogą działać drażniąco na miążgę zębową (Kay 1984, Matthews 1993). Konsekwencją ich szkodliwego oddziaływania bezpośrednio po zacementowaniu stałego uzupełnienia protetycznego może być dłużej utrzymująca się nadwrażliwość (Craig 2008) zęba filarowego, a kiedy możliwości naprawcze miążgi są niewystarczające, poważniejsze powikłania w postaci stanów zapalnych miążgi i tkanek okołowierzchołkowych, dlatego pojawiają się propozycje stosowania materiałów blokujących kanaliki zębinowe również przed cementowaniem (Kay 1984, Wylie i Wilson 1994, Lam i Wilson 1999). Koncepcję blokowania kanalików zębinowych w celu uniknięcia pozabiegowej nadwrażliwości zęba zaproponował M. Brännström (1996) i rekomendował użycie Tubulicid cleansing agent (Dental Therapeutics AB, Nacka, Sweden), a następnie Tubulitec Lining System (Dental Therapeutics AB, Nacka, Sweden). Inni próbowali wykorzystać szczawiany (Pashley D.H. i in. 1978, Pashley D.H. 1984, Richardson i in. 1990) oraz żywice adhezyjne (Pashley D.H. i in. 1993). Powikłania biologiczne mogą być również wynikiem powstania mikroprzecieku brzeżnego z powodu osłabienia połączenia cementu z

tkankami zęba, które może również wynikać z zastosowania np. materiałów do ochrony miazgi (Craig 2008).

Idealny cement powinien być biokompatybilny, mieć wystarczający czas pracy, odpowiednią płynność, wytrzymałość na kompresję, małą rozpuszczalność w jamie ustnej, dobrą adhezję do uzupełnienia i zęba oraz łatwość usuwania jego nadmiarów. Żaden materiał dostępny na rynku nie spełnia wszystkich wymagań, a wybór odpowiedniego cementu jest podyktowany zarówno jego właściwościami mechanicznymi, jak też doświadczeniem klinicznym lekarza z uwzględnieniem wymagań pacjenta.

Współczesna protetyka dysponuje szeroką gamą materiałów do cementowania uzupełnień stałych. W literaturze możemy spotkać różne podziały cementów stomatologicznych. Najczęściej używane to:

Ze względu na skład (Craig 2008):

1. Cementy na bazie wody:
 - a. cynkowo-fosforanowe
 - b. cynkowo-poliakrylowe (polikarboksylowe)
 - c. giasjonomerowe
 - d. giasjonomerowe modyfikowane żywicą
2. Cementy na bazie żywic:
 - a. Żywice i cemeny
 - b. kompomery
3. Cementy na bazie olejków:
 - a. tlenkowo-cynkowo-eugenolowe (tymczasowy)
 - b. tlenkowo-cynkowe nie zawierający eugenolu (tymczasowy)

Ze względu na wiedzę i doświadczenie w użyciu (Donovan i Cho 1999):

1. Cementy konwencjonalne
 - a. fosforanowe
 - b. polikarboksylowe
 - c. giasjonomerowe
2. Cementy współczesne
 - a. giasjonomerowe modyfikowane żywicą
 - b. żywice

Ze względu na reakcję wiązania (Wilson i Nicholson 1993):

1. Cementy wiążące pod wpływem reakcji kwas-zasada (fosforanowy, polikarboksylowy, giasjonomerowy)
2. Cementy polimeryzujące (giasjonomerowy modyfikowany żywicą, żywice)

5.1 Cementy cynkowo-fosforanowe

Jedne z najstarszych cementów używanych w protetyce. Standardowo zaleca się je do cementowania pojedynczych koron, mostów, wkładów koronowo-korzeniowych.

Charakteryzują się wczesną sztywnością i dużą wytrzymałością na kompresję, ale niską na rozciąganie. Są wrażliwe na wilgoć i podatne na rozpuszczanie. W pierwszym okresie wiązania 5-9 min wymagają suchości pola operacyjnego. Nie łączą się chemicznie z powierzchnią zęba i materiałami podstawowymi wykorzystywanymi przy wykonawstwie protez stałych. Efekt retencji uzupełnienia protetycznego na zębie zależy od kąta zbieżności ścian osiowych, ich wysokości oraz wielkości cementowanych powierzchni (Øilo i Jorgensen 1978). Wytrzymałość cementu na kompresję wynosi 80-110 MPa, na rozciąganie 5-7 MPa (Smith 1983), natomiast moduł elastyczności osiąga wartość ok. 13 GPa. Ekstremalna sztywność cementów fosforanowych pozwala oprzeć się siłom wywalanym podczas żucia, co jest korzystne przy cementowaniu uzupełnień o dużej rozpiętości (Anusavice 1996). Z kolei Majewski podaje, że ze względu na swoje niezadawalające właściwości fizyczne nie powinny być już używane w gabinecie stomatologicznym (Majewski i Pryliński 2013). Występują w postaci proszku i płynu. Głównym składnikiem proszku jest tlenek cynku (90%), ok. 10% tlenku magnezu, dwutlenek krzemu oraz trójtlenek bizmutu. Może być także dodawany fluorek taniny, jako źródło jonów fluoru. Płyn to wodny roztwór kwasu ortofosforowego, może zawierać również glin i/lub cynk w celu częściowego neutralizowania kwasu fosforowego. Proces wiązania cementu cynkowo-fosforanowego to reakcja kwas-zasada i wiąże się ze znacznym początkowym spadkiem pH, które bezpośrednio po cementowaniu wynosi około 2.0. Po 24 godzinach kwasowość maleje i pH wzrasta do 5.5, a pełna neutralizacja występuje po 48 godzinach (Craig 2008, Ramaraju i in. 2014). Większe zagrożenie uszkodzenia miazgi jest więc w pierwszych godzinach po zastosowaniu cementu fosforanowego (Rosenstiel i in. 2001, Craig 2008). Zdarza się, że pacjent niemal natychmiast zgłasza dolegliwości bólowe, które w krótkim czasie ustępują. Są one spowodowane prawdopodobnie obecnością kwasu fosforowego, który wnika w kanaliki zębinowe. Badania wykazały, że początkowa kwasowość może wpływać na reakcję miazgi, zwłaszcza, gdy jest ona oddzielona od cementu cienką warstwą zębiny. Testy in vitro wykazały silną do umiarkowanej reakcję cytotoksyczną, która zmniejsza się wraz z upływem czasu. Efekt ten wyjaśniany jest wyługowaniem jonów cynku oraz niskim pH (Schmalz i Arenholt-Bindslev 2009). Wpływ na pH przygotowanego cementu i reakcję miazgi na jego toksyczne działanie ma proporcja składników cementu (płynu i proszku), choć są doniesienia, że nawet właściwa proporcja obu składników, przy grubości warstwy zębiny mniejszej niż 0,5mm, może doprowadzić do uszkodzenia komórek miazgi (Schmalz i

Arenholt-Bindslev 2009). Od właściwego stosunku proszku do płynu zależy także wytrzymałość cementu. Jednak w przypadku cementowania koron protetycznych, aby uzyskać odpowiednią grubość (25 μm) warstwy cementu powinien on być dość rzadki, co może wpływać w większym stopniu na podrażnienie miazgi zęba kwasem fosforowym, jak również na pogorszenie właściwości mechanicznych cementu (Craig 2008). Istnieją doniesienia, że zębina dobrze buforuje kwas fosforanowy zarówno dzięki związkom nieorganicznym jak i białkom w niej zawartym, a także poprzez blokowanie kanalików zębinowych złogami kryształów wytrąconych z hydroksyapatytów (Wang i Hume 1988). Inne badania pokazują, że właściwości buforowe i redukujące przepuszczalność protonów H^+ zespołu miazgowo-zębinowego nie są wystarczające, by zabezpieczyć miazgę zęba przed szkodliwym działaniem kwasów. Użycie cementu na świeżo preparowaną zębinę spowodowało już w momencie aplikacji podrażnienie odontoblastów. Po 4 dniach obserwowano proces zapalny w miazdze objawiający się wewnątrzmiążgowym obrzękiem i dyfuzją neutrofilii, które były widoczne w centrum miazgi (Phillips 1991).

Przed stosowaniem cementów cynkowo-fosforanowych rekomendowane jest użycie wodorotlenku wapnia (Craig 1989, Pameijer i in. 1991) lub lakierów – cavity varnishes (Craig 1989, Wilson i Nicholson 1993). H.R. Stanley (1971, 1981) wykazał, że pokrycie zęba $\text{Ca}(\text{OH})_2$ lub lakierem przed zastosowaniem cementu fosforanowego wywołuje dużo słabszą reakcję miazgi, podobną do reakcji na cement tlenkowo-cynkowo-eugenolowy.

Doniesienia odnośnie użycia systemów adhezyjnych przed cementowaniem za pomocą cementów fosforanowych są sprzeczne. Zalecane są przez R.G. Craiga (2008), natomiast niepolecane przez innych, ze względu na osłabianie adhezji cementu fosforanowego do tkanek zęba (Johnson i in. 2004).

Mausner i in. (1996) badali wpływ systemów adhezyjnych Imperva i All Bond na retencję koron cementowanych za pomocą cementu fosforanowego i wykazali, że system Imperva obniżał retencję nieznacznie, natomiast system All Bond obniżył ponad dwukrotnie z 383,28N do 187N. Podobny (ponad 100%) spadek retencji koron umocowanych za pomocą cementu fosforanowego uzyskali N.H. Yim i in. (2000) stosując przed cementowaniem system adhezyjny All Bond 2.

5.2 Cementy glasjonomerowe

Cementy glasjonomerowe wykazują adhezję zarówno do powierzchni zęba jak i metalu. Dzięki uwalnianiu fluoru mają właściwości kariostatyczne, są łatwe w użyciu, mają dobre właściwości płynące, a także zadawalającą wytrzymałość. Ich użycie jest wskazane do cementowania uzupełnień metalowych, ceramiczno-metalowych oraz pełnoceramicznych na podbudowie z tlenku glinu lub cyrkonu. Są to cementy na bazie wody. Występują w postaci proszku i płynu lub w postaci specjalnych kapsułek. Płyn zawiera 47,5% wodny roztwór kopolimerów kwasu poliakrylowego i itakonowego oraz 5% kwas tartarowy. Kwas itakonowy zmniejsza lepkość płynu i hamuje żelowanie (wiązanie) cementu. Kwas tartarowy stanowi akcelerator ułatwiający wytrącanie jonów ze szklanego proszku. Proszek w cementach glasjonomerowych to ziarenka szkła fluoro-wapniowo-glinowo-krzemowego o średnicy 13-19 μm . Do niektórych cementów, w celu zapewnienia kontrastu na rtg, dodawane jest szkło barowe lub tlenek cynku. Czasami proszek pokryty jest kwasem poliakrylowym, wtedy płyn stanowi wodny roztwór kwasu tartarowego. Proces wiązania cementu opiera się na reakcji kwas-zasada. Glinokrzemowe szkło wchodzi w reakcje z kwasem poliakrylowym i powstaje hydrożelowe matrix. Reakcja nie jest prosta, a całkowite związanie może nastąpić nawet po kilku miesiącach.

Cement tworzy połączenie z powierzchnią zęba na zasadzie chelacji jonów karboksylowych z wapniem oraz z fosforanami apatytów szkliwa i zębiny (Diaz i in. 1999). Chemiczne łączenie glasjonomerów z hydroksyapatytami zęba potwierdza szereg badań. (Prosser i in. 1986, Wilson i Nicholson 1993, Yoshida i in. 2000). Moduł elastyczności cementu wynosi 3,5-6,4GPa i jest niższy niż dla cementu fosforanowego, stąd niektórzy uważają, że ten rodzaj cementu powinien być zarezerwowany do pojedynczych uzupełnień (Anusavice 1996, Shillingburg i in. 1997). Właściwości cementu zależą od właściwych proporcji proszku do płynu. Podczas cementowania należy stale wywierać nacisk na uzupełnienie i nie dopuścić do zwilżenia cementowanej okolicy przez 7-10 minut. Niektórzy sugerują nałożenie wazeliny na pobrzeża cementowanej korony, by uniknąć narażenia na wilgoć (Mojon i in. 1992). Nie jest również pożądane zbytne przesuszanie, ponieważ cement narażony jest na dehydratację i powstawanie mikropęknięć. Wytrzymałość na zgniatanie po 24h wynosi od 90–230 MPa i wzrasta w okresie do roku czasu do 160–280 MPa. Wytrzymałość na rozciąganie połączenia pomiędzy cementem glasjonomerowym a zębiną wynosi 1–3 MPa. Cementy te dobrze łączą się także ze szklivem oraz ze stopami metali. Ich

zaletą jest niewielki skurcz polimeryzacyjny (3-4% objętości), natomiast wadą rozpuszczalność w wodzie i jej absorpcja, która przyczynia się do tzw. erozji cementu. Badania S. Hoshika i in. (2015) wykazały, że kondycjonowanie powierzchni zęba kwasem poliakrylowym wpływa korzystnie na trwałość połączenia zębiny z cementem glosjonomerowym. Ze względu na niskie początkowe pH cementu (1,6-3,7) zdarza się również nadwrażliwość o stopniu natężenia od łagodnej do silnej (Craig, 2008). C.H. Pameijer i H.R. Stanley (1984) badali cytotoksyczność cementu glosjonomerowego (Chembond) i zaobserwowali zmiany w miazdze zębów w postaci ropni i krwinkotoków, gdy grubość warstwy zębiny oddzielającej cement od miazgi była mniejsza niż 0,5 mm. Autorzy zalecają przed cementowaniem przykrycie zębiny Ca(OH)_2 , w sytuacji, kiedy pozostała po opracowaniu grubość warstwy zębiny jest mniejsza niż 1mm. Za przyczynę powstawania nadwrażliwości zęba poza niskim pH cementu uważa się powstawanie mikroprzecieku, przesuszenie zębiny lub zanieczyszczenie powierzchni bakteriami (White i in. 1994). Badania cytotoksyczności cementu glosjonomerowego wskazują, że cement niezwiązany jest cytotoksyczny, a prawidłowo związany już nie lub w bardzo niewielkim stopniu (Pameijer C.H. 1984, 1991, Schmalz i Arenholt-Bindslev 2009). G.H. Johnson i in. (2004) przed cementowaniem uzupełnień protetycznych glosjonomerem nie zalecają stosowania pumeksu, a jedynie bardzo delikatne przemycie zęba i jego osuszenie.

5.3 Cementy glosjonomerowe modyfikowane żywicą

Cementy glosjonomerowe modyfikowane żywicą charakteryzują się większą wytrzymałością wczesną i mniejszą rozpuszczalnością w porównaniu do cementów glosjonomerowych. Modyfikacja glosjonomeru żywicą wpłynęła również na zmniejszenie porowatości i ścieralności powierzchni cementu, a także na zmniejszenie kruchości – czyli zwiększenie wytrzymałości mechanicznej. Dostępne są w postaci proszek - płyn, pasta - pasta lub jednorazowych kapsułek. Proszek zawiera szkło fluoro-aluminiowo-krzemowe, nieprzepuszczalne dla promieni rtg oraz zamknięty w mikrokapsułkach system katalizujący: nadsiarczan potasu i kwas askorbinowy. Płyn to roztwór kwasu polikarboksylowego zmodyfikowany grupami metakrylowymi, a także HEMA (2-hydroksyetylometakrylat) i kwas tartarowy. Podczas wiązania cementu zachodzą dwie reakcje. Pierwsza to polimeryzacja żywicy, druga to reakcja kwas-zasada, która podobnie jak w cementach glosjonomerowych może się przedłużać. Z powierzchnią zęba cement ten łączy się za pomocą połączeń jonowych oraz za pośrednictwem warstwy hybrydowej (Craig 2008). Wytrzymałość na

zgniatanie i rozciąganie cementów glosjonomerowych modyfikowanych żywicą jest zbliżona do właściwości uzyskiwanych dla konwencjonalnych glosjonomerów, odpowiednio 85-126 MPa oraz 13-24 MPa (Shillingburg i in. 1997). Połączenie z wilgotną zębina wynosi od 10 do 14 MPa. Przez pierwsze 7-10 minut powinien być chroniony przed dostępem wilgoci. Cementy glosjonomerowe modyfikowane żywicą uwalniają fluor i mogą go jednocześnie absorbować ze śliny, dzięki czemu chronią przed próchnicą wtórną. Podobnie jak w przypadku glosjonomerów początkowe pH jest niskie, wynosi ok 3,5, ale stopniowo wzrasta. W publikacjach podawana jest nieznaczna wrażliwość pozabiegowa (Craig 2008). Klinicznie obserwowane dolegliwości mogą wynikać np. ze zbytniego przesuszania zębiny lub niewłaściwej preparacji (Schmalz i Arenholt-Bindslev 2009). Proces cementowania jest podobny jak w przypadku glosjonomerów, a przygotowując ząb do cementowania nie należy używać pumeksu. Do niektórych cementów glosjonomerowych zaleca się stosowanie na powierzchnię zębiny kondycjonera - kwasu poliakrylowego. Wadą tej grupy cementów jest duża trudność w usunięciu nadmiaru po związaniu (polimeryzacji) materiału. Usunięcie nadmiaru cementu powinno następować dość szybko.

5.4 Cementy adhezyjne

Cementy adhezyjne inaczej nazywane kompozytowymi są materiałami na bazie żywic, które podobnie jak materiały stosowane do wypełnień bezpośrednich mają w swoim składzie organiczną matrycę, odpowiedzialną za przebieg polimeryzacji oraz sproszkowany wypełniacz - ceramikę (szkło glinowo-borowo-barowe). Matryca organiczna to Bis-GMA i Bis-EMA lub UDMA oraz TEGDMA i DEGMA, dodawane w celu zwiększenia lepkości. Obie grupy składników spaja silan, którym pokrywane są cząsteczki wypełniacza. Jego hydrofilowa reszta reaguje z krzemem szklanych wypełniaczy a hydrofobowa z monomerami żywicy (Marzec-Gawron i in. 2012, Majewski i Pryliński 2013). Składnik ceramiczny zwiększa twardość, odporność na ścieranie i odpowiada za załamywanie światła. Wielkość cząsteczek wypełniacza waha się od 0,04 do 5 μm i stanowi 30-75% objętości materiału. W cementach jest go znacznie mniej w porównaniu z kompozytami rekonstrukcyjnymi.

Współcześnie dostępne cementy adhezyjne stosowane do cementowania uzupełnień stałych są materiałami dość wszechstronnymi. Mają wysoką wytrzymałość na ściskanie i rozciąganie oraz małą rozpuszczalność w środowisku jamy ustnej. Cechuje je także wysoka estetyka. Do wad należą: wrażliwość techniki cementowania na wszelkie odstępstwa od

procedury, a także trudności w usuwaniu nadmiarów z cementowanych uzupełnień protetycznych. Niektórzy producenci w celu ograniczenia powstawania próchnicy wtórnej dodają do materiałów kompozytowych związki fluoru, jednakże ilość uwalnianego pierwiastka jest mniejsza niż w przypadku glosjonomerów.

Cementy adhezyjne dzielą się na: (Marzec-Gawron i in. 2012)

1. Konwencjonalne: wytrawiacz, primer, adhesive bond, cement (np: Variolink, Calibra)
2. Samotrawiące: stosowane z samotrawiącym systemem wiążącym (np. Panavia 21 i F 2.0, Multilink Automix)
3. Samoadhezyjne: bez systemów wiążących np. RelyX Unicem, Maxcem Elite, Multilink Sprint.

Ze względu na rodzaj polimeryzacji dostępne są cementy:

1. samowiążące (chemoutwardzalne),
2. wiążące pod wpływem światła (światłoutwardzalne),
3. podwójnie wiążące (chemo i światłoutwardzalne)

5.4.1 Cementy adhezyjne konwencjonalne

Konwencjonalne cementy kompozytowe np. Variolink, Variolink II (Ivoclar Vivadent), Calibra (Dentsply Caulk), Nexus (Kerr) wymagają wytrawienia zębiny (total etch), które powoduje całkowite usunięcie warstwy mazistej i odsłonięcie kanalików zębinowych z siateczką włókien kolagenowych. Pozwala to na проникnięcie żywicy w głąb tej siateczki i powstanie warstwy hybrydowej o grubości od 15 do 60 μm (Małyk i in. 2010). Wadą techniki „total etch” jest głębsza penetracja cząsteczek kwasu niż głębokość na jakiej tworzy się warstwa hybrydowa po infiltracji żywicy. Wytrawione i nie pokryte żywicą włókna kolagenowe mogą być przyczyną nadwrażliwości pozabiegowej (Monticelli i in. 2008, Toman i in. 2008). Metodę total etch przyjęto jako złoty standard ze względu na bardzo dobrą adhezję. Uważa się jednak, że procedura stosowania tej metody jest zbyt skomplikowana i wrażliwa na błędy. Stopień zwilżenia tkanek nie jest ustalony precyzyjnie, co może utrudniać uzyskanie optymalnych warunków łączenia cementu z tkankami zęba w powtarzalny sposób. Zbyt duża wilgotność powierzchni może się przyczynić do pogorszenia adhezji (Marzec-Gawron i in. 2012). Z kolei przesuszenie powierzchni może powodować zapadnięcie się włókien kolagenowych i uniemożliwienie ich infiltracji przez żywicę, co skutkuje utworzeniem nieprawidłowej warstwy hybrydowej i powstawaniem nanoprzecieku. Wytrzymałość na ścinanie i rozciąganie tych cementów w połączeniu ze szkliwem jest

wyższa niż cementów samoadhezyjnych. Doniesienia dotyczące różnic w sile łączenia z tkankami twardymi zęba w zależności od sposobu polimeryzacji (światło-, chemo-, czy światło-chemo-polimeryzujących żywic) są różne i nie można na ich podstawie jednoznacznie stwierdzić, który rodzaj polimeryzacji jest lepszy (Hikita i in. 2007). Zaleca się stosowanie systemu wiążącego tej samej firmy co cement, gdyż to również może wpływać na siłę wiązania cementu do tkanek zęba (Latta i in. 2006). Ze względu na trudności w usuwaniu nadmiarów cementów kompozytowych usuwanie wyływającego nadmiaru cementu powinno nastąpić po 2-5 sekundach. Są jednak obawy, że usuwanie nadmiarów cementu w tak wczesnej fazie wiązania może prowadzić do wyciągnięcia jeszcze niespolimeryzowanej w pełni żywicy spod wypełnienia i powstanie szczeliny.

5.4.2 Cementy adhezyjne samotrawiące

Wykorzystują systemy wiążące, które w swoim składzie mają kwaśne estry kwasu fosforowego i monomery kwasu polikarboksyłowego (np. 10-MDP, Pentył, GDMP, MEP). Ze względu na mały potencjał monomerów do wytrawiania szkliwa zaleca się wytrawić je za pomocą kwasu fosforanowego. Powierzchnia zębiny pokrywana materiałem wiążącym powoduje częściowe zamknięcie kanalików wytrąconymi hydroksyapatytami, pozostała część wchodzi w reakcję z fosforanowymi grupami monomerów. Wytworzona warstwa hybrydowa jest cienka i wynosi od 300nm do 4 μ m. Pomimo tak cienkiej warstwy łączącej wytrzymałość połączenia z zębina cementów tej grupy jest największa spośród wszystkich dostępnych cementów, choć niektóre badania wskazują, że jest porównywalna do cementów adhezyjnych konwencjonalnych (Chaconas i Burgess 2002, Nikaido i in. 2003, De Munck i in. 2004, 2005). Do cementów tej grupy należą: Panavia 21, Panavia F i Panavia F 2.0 (Kuraray Medical; Tokyo, Japan), Multilink (Ivoclar Vivadent).

5.4.3 Cementy samoadhezyjne

Cementy samoadhezyjne wprowadzone zostały na rynek w 2002 roku oferując prostotę użycia poprzez jednoetapowe postępowanie, mieszanie dwóch składników i cementowanie, bez konieczności usuwania warstwy mazistej i stosowania dodatkowo systemów łączących (Radovic i in. 2008, Ferracane i in. 2011). Do cementów samoadhezyjnych należą: RelyX Unicem, RelyX U200, Maxcem Elite, G-Cem, Bis-cem, Multilink Sprint. Jak wykazały liczne badania jest to grupa cementów zróżnicowana pod względem właściwości i zdolności łączenia zarówno z tkankami zęba jak i materiałami, z których wykonywane są uzupełnienia stałe (Mazzitelli i in. 2008, Fulgencio i in. 2008,

Dursun i in. 2010, Blatz i in. 2010, Barcelossa i in. 2011, Ebert i in.2011, Hattar i in. 2014, Saker i in. 2016).

Do badań własnych wykorzystałam cement RelyX U 200, który zawiera kwaśne metakrylowe estry fosforowe, dimetakrylany, stabilizatory i inicjatory polimeryzacji, pigmenty oraz szklane wypełniacze - krzemionkę z wodorotlenkiem wapnia, a w porównaniu ze swoim poprzednikiem RelyX Unicem ma dodatkowy monomer i nowy modyfikator poprawiający właściwości reologiczne cementu. Producent podaje dla cementu RelyX U200 wytrzymałość na zginanie 99MPa, na kompresję 291MPa, a moduł elastyczności 6,6 GPa oraz grubość warstwy 13 μm (3M ESPE 2007). Wytrzymałość na rozciąganie poprzednika RelyX U200, cementu RelyX Unicem wynosi 44,5-51,6 MPa (Fonseca i in. 2005). Twardość, wg Vickersa 44-49,2HV (Kumbuloglu i in. 2004, Osorio i in. 2008). Badacze założyli, że dzięki wielofunkcyjnym monomerom z grupami kwasu fosforanowego może dochodzić do demineralizacji tkanek zęba i infiltracji szkliwa oraz zębiny przez cement, jednak mimo początkowego niskiego pH podczas wiązania cementu RelyX Unicem, nie zaobserwowano demineralizacji zębiny i powstania warstwy hybrydowej nawet w mikrometrowym wymiarze (Yang i in. 2006, Al-Assaf i in. 2007).

Reakcja wiązania to reakcja polimeryzacji inicjowana przez światło i/lub autopolimeryzacja, w wyniku której tworzą się wiązania krzyżowe i powstają wielkocząsteczkowe polimery. Jednocześnie podobnie jak w cementach glosjonomerach zachodzi neutralizacja początkowej kwasowości z pH 1 do 6, dzięki reakcji kwaśnych grup fosforanowych z zasadowymi wypełniaczami. Grupy fosforanowe reagują także z apatytami tkanek zęba. Woda powstająca w tym procesie nadaje cementowi większą hydrofilność i możliwość lepszego kontaktu z tkankami zęba, a także jest wykorzystywana w reakcji grup fosforanowych z jonami uwalnianymi z powierzchni cząsteczek wypełniacza. Łączenie chemiczne RelyX Unicem potwierdzają liczne badania (Fu i in. 2005, Moszner i in. 2005, Gerth i in. 2006, Hikita i in. 2007). Według M. Behra i in. (2004) oraz B. Yanga i in. (2006) adhezyjne połączenie w badaniu mikroskopowym wyglądało tak, jak cementów konwencjonalnych np. fosforanowych. Nie zaobserwowali oni warstwy hybrydowej. Powodem może być mała zdolność tych cementów do dyfuzji i skutecznej dekalcyfikacji warstwy zębiny związana z wysoką lepkością cementu (De Munck i in. 2004), która może gwałtownie wzrastać jako wynik reakcji kwasowej i wiązania cementu oraz jako efekt neutralizacji (Fukuda i in. 2003). Podczas reakcji wiązania uwalniana woda i alkaliczne

wypełniacze mogą powodować wzrost poziomu pH (Behr i in. 2003, 2004, Rosentritt i in. 2004, Al-Assaf i in. 2007). Neutralizujący efekt może powodować również warstwa mazista zębiny i jej zdolności buforowe (Oliveira i in. 2003, Reis i in. 2005). Chemiczna adhezja oraz uwalnianie fluoru mogą wpływać na trwałość i właściwości kariostatyczne materiału i powinny być również zweryfikowane w badaniach in vivo (Monticelli i in. 2008).

Drugi cement z tej grupy, który badałam to Maxcem Elite. Zawiera kwaśny monomer GPDM (glycerol dimethacrylate dihydrogen phosphate), hydrofilne monomery jako czynnik zwilżający, inicjator polimeryzacji: nadtlenuk wodoru/system benzaminowy, fotoinicjator - kamforochinon, stabilizator; a także wypełniacze: szkło barowe, fluoro-glinowo-krzemowe oraz koloidalną krzemionkę, które stanowią 67% wagi i 48% objętości cementu. Średnica cząsteczek wypełniacza wynosi 3,6 μm . Czas pracy wynosi 2 min., czas wiązania 3 min. w temp jamy ustnej, a pH 2. Cement Maxcem Elite polimeryzowany chemicznie ma wytrzymałość na ściskanie 332 MPa, na rozciąganie 55,4 MPa, na zginanie 71,3-83,0 MPa, moduł elastyczności 6,8 GPa, twardość według Vickersa 47,2 HV (Kerr Co. 2012, Marzec-Gawron i in. 2012). Materiał polimeryzowany podwójnie posiada wytrzymałość na ściskanie 351 MPa, wytrzymałość na rozciąganie 52,4 MPa, wytrzymałość na zginanie 71,6-112 MPa Moduł elastyczności Maxcem Elite wynosi 7,8 GPa, twardość według Vickersa 17,8. Grubość minimalnej warstwy to 12 μm . (Kious i in. 2009). Wykazuje dobrą stabilność koloru (Kerr Co. 2012).

6 Badania własne

6.1 Cel badań

Celem pracy było zbadanie w warunkach *in vitro* jaki wpływ na wytrzymałość połączenia powszechnie stosowanych cementów do mocowania protez stałych z zębiną ma pokrycie zębiny wybranymi preparatami do ochrony miazgi.

6.2 Materiał i metody

Do badania wybrano 5 preparatów stosowanych do ochrony miazgi oszlifowanego zęba reprezentujące różne mechanizmy zabezpieczające miazgę: Glumę Desensitezer, Isodan, Super Seal, Nanocare Gold, Teethmate Desensitizer (Tab. 2) oraz 5 rodzajów cementów: Harvard Cement, Ketac Cem, Ketac Cem Plus, Maxcem Elite i RelyX U200 (Tab.1). Badania prowadzono w warunkach *in vitro* na zębach ludzkich przedtrzonowych i trzonowych. Zęby nieuszkodzone procesem próchnicowym, usuwane z powodów niezależnych od planowanego badania pozyskiwano z Poradni Chirurgii Stomatologicznej UCS GUMed. Pacjentów informowano o anonimowym wykorzystaniu zębów do badań, na co uzyskano ich zgodę. Badania uzyskało zgodę Komisji Bioetycznej nr. 296/213. Po ekstrakcji zęby były mechanicznie oczyszczane pod bieżącą wodą z resztek tkanek przyzębia za pomocą skalpela i metalowej szczoteczki. Przez ostatnie 15-20 sek. oczyszczanie odbywało się w roztworze 0,5% podchlorynu sodu. Po oczyszczeniu zęby umieszczano w pojemniku z solą fizjologiczną i przechowywano od kilku dni do 4 miesięcy w temp. 4°C-8°C. Do badań zęby wybierano losowo.

6.3 Przygotowanie zębów do procedury szlifowania i badań wytrzymałościowych

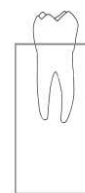
Zęby mocowano za pomocą szybkopolimeryzującego tworzywa akrylowego (Villacryl S f. Zhermapol) w specjalnie przygotowanych aluminiowych formach o jednakowych wymiarach i równoległych, perforowanych ścianach, dostosowanych do urządzenia, w którym próbki były rozciągane, (Zdj. 1, Zdj. 2, Ryc. 1).



Zdj. 1. Zęby wykorzystywane do badań



Zdj. 2. Zęby umieszczone w aluminiowych bloczkach



Ryc. 1. Schemat mocowania zęba w aluminiowej formie

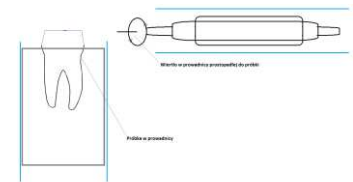
Aby zapobiec wzrostowi temperatury podczas sieciowania polimeru i nie nagrzewać zębów, próbki umieszczono pod zimną, bieżącą wodą. Wstępne opracowanie wykonano turbiną stomatologiczną z chłodzeniem wodnym stosując wiertła diamentowe firmy Meisinger nr (869G).806314290534 016 z grubym nasypem o ziarnistości 107-181 μm . W tej fazie szlifowano ściany boczne zęba równoległe do długiej osi korony, a powierzchnię okluzyjną na płasko, usuwając całkowicie warstwę szkliwa. Zęby dobierano w parę, tak aby kształt i wielkość powierzchni żujących były do siebie jak najbardziej zbliżone. W kolejnym etapie powierzchnie żujące opracowywano wiertłem diamentowym firmy Meisinger nr (869F) 806314290514 016 o kształcie walca z drobnym nasypem o ziarnistości: 27-76 μm . Do finalnej preparacji powierzchni żującej zęby umieszczone w formach ustawiano prostopadłe do wiertła pracującego w przygotowanych specjalnie do tych badań prowadnicach. Dzięki umocowaniu zębów w formach i zastosowaniu prowadnic preparowane powierzchnie żujące były prostopadłe do kierunku działania sił rozciągających połączenie pary zębów (Ryc. 2, Zdj. 3, Ryc. 3).



Ryc. 2. Schemat wstępnie oszlifowanego zęba

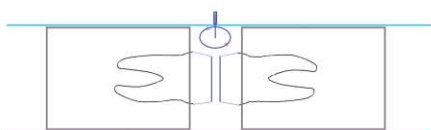


Zdj. 3. Prowadnice do szlifowania

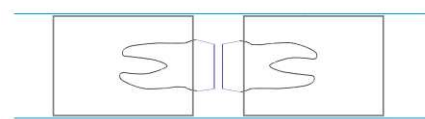


Ryc. 3. Schemat szlifowania zęba w prowadnicy

Oceny spasowania pary zębów dokonywano w powiększeniu 3x w prowadnicach ustawionych wzdłuż osi sił rozciągających połączenie, w których odbywało się cementowanie zębów i doszlifowano ich obwody wiertłem diamentowym w kształcie dysku, by uzyskać jak najbardziej zbliżone rozmiarem i kształtem powierzchnie (Ryc. 4, Ryc. 5).



Ryc. 4. Schemat dopasowywania powierzchni pary zębów



Ryc. 5. Schemat par zębów z dopasowanymi powierzchniami

W celu obliczenia wielkości preparowanych powierzchni żujących skanowano je (rodzielczość 2400DPI pozwoliła uzyskać teoretyczną dokładność pomiaru powierzchni - 0,1%) (Zdj. 4) i mierzono przy pomocy programu GIMP (GNU Image Manipulation Program), a nieznaczne różnice w ich wielkości uśredniano i traktowano jako wielkość powierzchni łączenia z cementem. Średnia powierzchnia tak uzyskanych próbek wynosiła 43,21 mm².



Zdj. 4. Zeskanowane powierzchnie zębów

Próbki sparowanych zębów losowo podzielono na V grup. Dla każdego rodzaju cementu utworzono jedną podgrupę kontrolną i pięć podgrup badawczych dla pięciu badanych preparatów zabezpieczających miążgę zębów. Dla każdej badanej podgrupy przygotowano 15 próbek. Wymagało to zgromadzenia odpowiedniej liczby zębów – 900 sztuk i podzielenia badań na kilka etapów. Każda podgrupa została podzielona na trzy równe części składające się z 5 próbek, które były badane podczas jednego etapu. Porównanie średnich wytrzymałości pomiędzy częściami podgrupy przy pomocy testu t-Studenta nie wykazało istotnych statystycznie różnic.

W grupach kontrolnych (cementowanie bez stosowania preparatów ochraniających miążgę zębów) przed cementowaniem zęby przemywano wodą destylowaną i delikatnie osuszano za pomocą dmuchawki. Procedurę cementowania par zębów przeprowadzano zgodnie z zaleceniami producenta cementu. Sposób przygotowania cementów przedstawiono w Tab. 1.

Tab. 1. Zestawienie cementów wykorzystanych w badaniu i sposób ich przygotowania

Materiał Producent	Rodzaj cementu	Skład	Wiązanie/ Sposób łączenia z zębina	Sposób użycia
Harvard Cement Harvard Dental Int.	fosforanowy	1.proszek: tl. cynku, tl. magnezu, 2.płyn: kwas ortofosforowy	kwas/ zasada mechaniczny	1,8 g proszku + 1 g płynu, czas mieszania 90s 2:1
Ketac Cem 3M ESPE	glasjono- merowy	1.proszek: sproszkowane szkło, 2.płyn: kwas polikarboksylowy, pigmenty, kwas tartarowy, woda, konserwanty	kwas /zasada chemiczny	3,8 g proszku:1 g płynu - 1 miarka proszku + 2 krople płynu, mieszanie 30s
Ketac Cem Plus 3M ESPE	glasjono- merowy modyfiko-wany żywicą	1.pasta A: szkło fluoro-glinowo- krzemianowe, HEMA, woda, 2.pasta B: metakrylanowy kwas polikarboksylowy, nadsiaroczan potasu, wypełniacz, z krzemionki cyrkonowej, BisGMA, HEMA, woda	kwas/zasada, autopolimeryzacja chemiczny/ mikromechaniczny	automatyczne dozowanie dwóch składników i ręczne mieszanie
Maxcem Elite Kerr Corp.	kompozytowy samoadhezyjny	niespolimeryzowane estry metakrylanowych monomerów, GPDM, fluorek iterium, wypełniacze mineralne, aktywatory, stabilizatory, pigmenty	autopolimeryzacja, mikromechaniczny	automatyczne mieszanie dwóch składników w automieszalniku
RelyX U200 3M ESPE	kompozytowy samoadhezyjny	1.metakrylowany ester fosforowy, dimetakrylan, dietyln, stabilizator, inicjator 2.monomer metakrylanowy, wypełniacz szklany, krzemionka, wodorotlenek wapnia, pigment, związek nadtlenny, inicjator	autopolimeryzacja mikromechaniczny	automatyczne mieszanie dwóch składników w automieszalniku

Natomiast w podgrupach badawczych przed cementowaniem par zębów aplikowano na preparowane powierzchnie materiał zabezpieczający miążgę zgodnie z zaleceniami producenta. Sposób aplikacji badanych materiałów przedstawia Tab. 2.

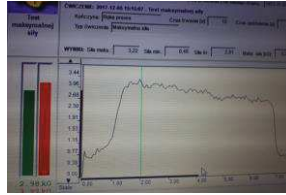
Tab. 2 Zestawienie materiałów do ochrony miazgi wykorzystanych w badaniu

Materiał	Firma	Skład	Mechanizm działania	Sposób aplikacji
Gluma Desensitizer	Heraeus/ Kulzer. (Niemcy)	33% (2-hydroksyetyl) metakrylan, 5% aldehyd glutarowy, woda	wytrącanie się precypitatów białkowych	Aplikacja na powierzchnię zębiny preparatu za pomocą microbrush, odczekanie 30- 60 sekund, osuszanie aż powstanie błyszcząca powierzchnia i spłukanie obficie wodą
Super Seal	Phoenix Dental Inc. (Usa)	kwas szczawiowy, sól potasowa	wytrącanie kryształków szczawianu wapnia w kanałkach zębinowych i na powierzchni	wcieranie za pomocą aplikatura microbrush w suchą powierzchnię zębiny (1kropla) przez 5 sekund, następnie delikatne osuszanie z odległości ok 13 cm przez 3 sekundy – pojawienie się zmrożonej powierzchni świadczącej o procesie chelacji
Isodan	Septodont (Canada)	4% azotan potasu, 0,33% fluorek sodu, HEMA-hydroksyetyloetakrylan	tworzenie fluorku wapnia blokującego kanałki, zmniejszenie wrażliwości zakończeń nerwowych	aplikacja- smarowanie za pomocą pędzelka, 1 min, osuszenie, nałożenie ponowne preparatu
Teethmate Desensitizer	Kuraray Dental/USA	1.czterofosforan wapnia TTCP, anhydrotyczny dwufosforan wapnia DCPA, 2.woda, środki konserwujące	tworzenie kryształów hydroksyapatytów	zmieszanie 1 miarki proszku –duża łyżeczka z 2 kroplami płynu i wcieranie w powierzchnie zębiny ponad 30 s, następnie przepłukanie sprayem wodnym oraz przemycie wilgotną kuleczką z waty, aby usunąć nadmiar materiału
Nanocare Gold	Dental Nanotechnology/Polska	koloidalne nanocząsteczki srebra i złota, alkohol	przeciwbakteryjna powłoka, chroniąca przed przeciekami brzeżnym-bakteryjnym	wcieranie preparatu za pomocą microbrush w osuszoną powierzchnię zębiny, odczekanie 3 min, delikatne osuszenie, by preparat nie usunąć, a odparować

Cementowanie par zębów przeprowadzano ręcznie w prowadnicach ustawionych zgodnie z osią rozciągania próbek ze średnią siłą nacisku około 30 N. Cementowania dokonywała tylko jedna osoba. Pomiar siły nacisku wykonany był przy pomocy dynamometru Hercules 5030EL. Urządzenie, sposób pomiaru siły nacisku i wyniki pomiaru przedstawiono na Zdj. 5 i Zdj. 6.



Zdj. 5. Pomiar siły nacisku



Zdj. 6. Maksymalna siła nacisku



Zdj. 7. Próbki sklezione w prowadnicach

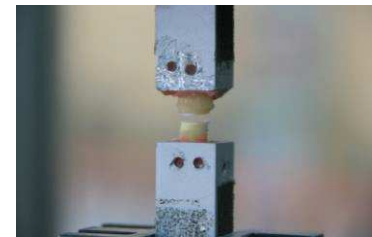
Po zacementowaniu usuwano nadmiary cementu za pomocą aplikatora microbrush. Próbki przez 24 godziny przechowywano w wilgotności bliskiej 100%, w temp. 23-24°C i po tym czasie poddano badaniu na rozciąganie. Przykładową próbkę gotową do kolejnego etapu przedstawia Zdj. 7. Badanie wykonywano w Katedrze Technologii Polimerów Politechniki Gdańskiej na urządzeniu Z005 firmy Zwick/Roell. Próbki rozciągano z prędkością 0,5 mm/sek. (ISO/TC 11405 2003) (Zdj. 8, Zdj 9., Zdj. 10), a dzięki sprzężeniu urządzenia z komputerem możliwe było rejestrowanie siły (N), przy której następowało rozerwanie połączenia cement-zębina. Komputer na podstawie wprowadzonych wartości powierzchni zębów (mm²) obliczał wytrzymałość na rozciąganie (MPa).



Zdj. 8. Maszyna pomiarowa Z005 Zwick/Roell



Zdj. 9. Próbka w maszynie rozciągającej przed zerwaniem



Zdj. 10. Próbka po zerwaniu

6.4 Metodologia badań statystycznych

W opisie statystycznym wyników pomiarów wytrzymałości skorzystano ze średniej arytmetycznej (\bar{X}), odchylenia standardowego (SD) mediany (Me) oraz wartości minimalnych (Min) i maksymalnych (Max). Do analizy statystycznej wykorzystano dwuczynnikowy test Anova (poziom istotności $p < 0,05$), który pozwala na zbadanie istotności statystycznej wytrzymałości połączeń cementu z zębina uwzględniający zarówno wybór cementu jak i materiału do ochrony miazgi. Jako test post hoc wybrano Tukey HSD. Statystyczną istotność różnic średnich naprężeń dla poszczególnych cementów obliczano korzystając z testu t-Student'a, gdzie grupę z badanym materiałem ochronnym porównywano z grupą kontrolną danego cementu. Normalność rozkładu została potwierdzona testem Shapiro-Wilka, skośność i kurtoza przy pomocy testu d'Agostina-Pearsona, a homogeniczność wariancji przy pomocy testu Levena'a. Obliczenia zostały wykonane przy pomocy arkusza kalkulacyjnego Excel 2013.

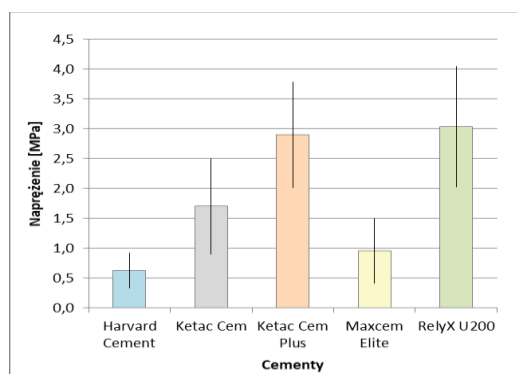
7 Wyniki

Tab. 3 prezentuje analizę statystyczną zmierzonych wytrzymałości na rozciąganie połączenia wybranych cementów dentystycznych z zębina bez użycia badanych preparatów ochraniających miążgę, a Ryc. 6 przedstawia wykres średnich i skrajnych wartości. Uzyskane wyniki stanowią punkt odniesienia (wartość kontrolną) dla pozostałych grup. Największą średnią wytrzymałość na rozciąganie uzyskano dla cementów RelyX U200 i Ketac Cem Plus, dalej kolejno dla Ketac Cem i Maxcem Elite, a najniższą dla cementu Harvard Cement. Test t-Studenta, dla każdej pary badanych cementów, pokazał, że otrzymane wyniki różnią się istotnie statystycznie z wyjątkiem pary Ketac Cem Plus, RelyX U200, z kolei test TukeyHSD wykonany po zakończeniu całości badań wykazał, że wytrzymałość połączenia nie różni się istotnie statystycznie również dla pary Harvard Cement i Maxcem Elite. Największy rozstęp wyników uzyskano dla cementu Ketac Cem, a najmniejsze dla Ketac Cem Plus.

Tab. 3. Analiza statystyczna wyników badań wytrzymałości połączenia cementów dentystycznych z zębina.

Badany cement	N	\bar{X} [MPa]	SD [MPa]	Me [MPa]	Min [MPa]	Max [MPa]	Porównywany cement	Test t-Studenta dla $p < 0,05$ $t_k = 2,0484$	Test TukeyHSD dla $p < 0,05$ $mean_{crit} = 0,2514$
Harvard Cement	15	0,630	0,185	0,615	0,337	0,922	Ketac Cem	5,8846	0,4814
							Ketac Cem Plus	13,8500	0,8667
							Maxcem Elite	3,2524	0,1749 NS
							RelyX U200	13,3897	0,8991
Ketac Cem	15	1,704	0,682	1,788	0,905	2,502	Harvard Cement	5,8846	0,4814
							Ketac Cem Plus	5,0674	0,3853
							Maxcem Elite	3,7899	0,3066
							RelyX U200	5,3872	0,4177
Ketac Cem Plus	15	2,898	0,607	2,916	2,017	3,779	Harvard Cement	13,8500	0,8667
							Ketac Cem	5,0674	0,3853
							Maxcem Elite	10,7922	0,6918
							RelyX U200	0,5820 NS	0,0325 NS
Maxcem Elite	15	0,957	0,343	0,921	0,408	1,507	Harvard Cement	3,2524	0,1749 NS
							Ketac Cem	3,7899	0,3066
							Ketac Cem Plus	10,7922	0,6918
							RelyX U200	10,6875	0,7243
RelyX U200	15	3,034	0,670	3,132	2,021	4,048	Harvard Cement	13,3897	0,8991
							Ketac Cem	5,3872	0,4177
							Ketac Cem Plus	0,5820 NS	0,0325 NS
							Maxcem Elite	10,6875	0,7243

NS – Nieistotny Statystycznie



Ryc. 6. Wytrzymałość połączenia badanych cementów z zębina – wartości średnie oraz skrajne.

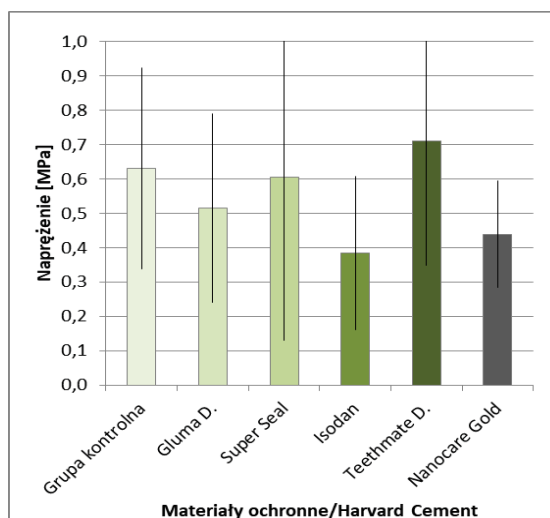
7.1 Wpływ badanych preparatów do ochrony miazgi zęba na wytrzymałość połączenia wybranych cementów z zębiną

Tab. 4 przedstawia analizę statystyczną uzyskanych wytrzymałości na rozciąganie połączenia cementu Harvard Cement z zębiną, z badanymi preparatami do ochrony miazgi. Istotnie statystycznie obniżenie średniej wytrzymałości połączenia uzyskano dla materiałów: Isodan i Nanocare Gold. Zastosowanie materiałów Gluma Desensitizer, Super Seal i Teethmate Desensitizer nie zmieniło istotnie statystycznie średniej wytrzymałości połączenia cementu Harvard Cement z zębiną. Tylko Teethmate Desensitizer zwiększył średnią wytrzymałość połączenia – nieistotnie statystycznie. Ryc. 7 przedstawia wykres średnich wytrzymałości na rozciąganie dla cementu Harvard Cement z wybranymi materiałami ochronnymi. Interesujące jest, że wytrzymałości otrzymane dla Glumy D. i Teethmate D. nie różnią się istotnie od grupy kontrolnej, ale różnią się istotnie między sobą ($t\text{-Studenta}=2,4976 > t_k=2,0484$). Z kolei według testu TukeyHSD wszystkie wytrzymałości nie różnią się istotnie statystycznie.

Tab. 4. Analiza statystyczna wyników badań wytrzymałości połączenia cementu Harvard Cement z zębiną z wybranymi materiałami do ochrony miazgi.

Materiał ochronny / Harvard Cement	N	\bar{X} [MPa]	SD [MPa]	Me [MPa]	Min [MPa]	Max [MPa]	Test t-Studenta dla $p<0,05$, $t_k=2,0484$	Test TukeyHSD dla $p<0,05$, $mean_{crit}=0,2514$
Grupa kontrolna	15	0,630	0,185	0,615	0,337	0,922		
Gluma Desensitizer	15	0,515	0,172	0,473	0,240	0,790	1,7577 NS	0,0730 NS
Super Seal	15	0,606	0,322	0,507	0,130	1,200	0,2494 NS	0,0269 NS
Isodan	15	0,384	0,172	0,309	0,160	0,609	3,7690	0,1645 NS
Teethmate Desensitizer	15	0,710	0,248	0,670	0,347	1,072	0,9987 NS	0,0440 NS
Nanocare Gold	15	0,439	0,111	0,431	0,284	0,594	3,4196	0,1212 NS

NS – Nieistotny Statystycznie



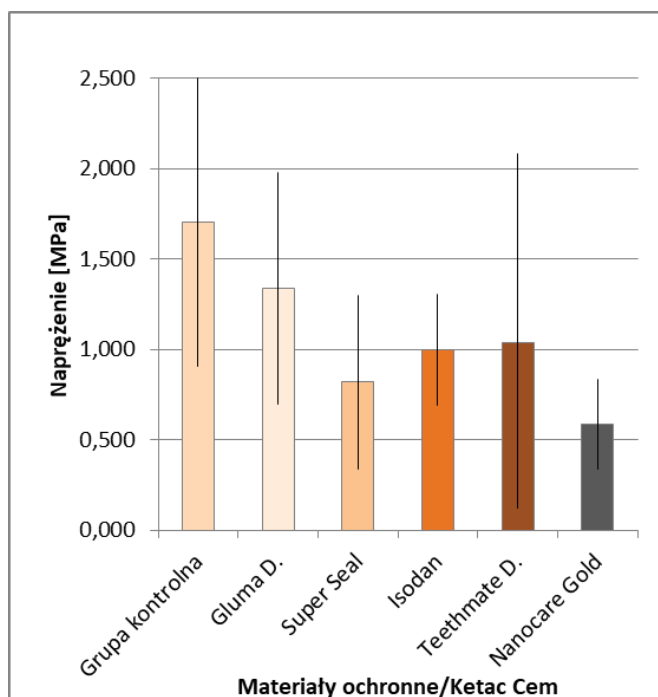
Ryc. 7. Wytrzymałość połączenia Harvard Cement z zębiną dla badanych materiałów do ochrony miazgi – wartości średnie oraz skrajne.

Tab. 5 przedstawia analizę statystyczną uzyskanych wytrzymałości na rozciąganie połączenia cementu Ketac Cem z zębina, z badanymi preparatami do ochrony miazgi. Największe obniżenie średniej wytrzymałości połączenia uzyskano dla Nanocare Gold. Mniejsze, ale także istotne statystycznie obniżenie średniej wytrzymałości uzyskano dla materiałów: Super Seal, Isodan, Teethmate Desensitizer. Dla Glumy Desensitizer obniżenie wytrzymałości nie było istotne statystycznie (test t-Studenta i Tukey HSD). Ryc. 8 przedstawia wykres średnich wytrzymałości połączenia na rozciąganie jakie uzyskano dla cementu Ketac Cem z wybranymi materiałami ochronnymi.

Tab. 5. Analiza statystyczna wyników badań wytrzymałości połączenia cementu Ketac Cem z zębina z wybranymi materiałami do ochrony miazgi.

Materiał ochronny / Ketac Cem	N	\bar{X} [MPa]	SD [MPa]	Me [MPa]	Min [MPa]	Max [MPa]	Test t-Studenta dla $p < 0,05$, $t_k = 2,0484$	Test TukeyHSD dla $p < 0,05$ $mean_{crit} = 0,2514$
Grupa kontrolna	15	1,704	0,682	1,788	0,905	2,502		
Gluma Desensitizer	15	1,339	0,423	1,460	0,701	1,977	1,7627 NS	0,1303 NS
Super Seal	15	0,822	0,334	0,764	0,341	1,302	4,4967	0,3798
Isodan	15	0,998	0,226	0,947	0,689	1,307	3,8071	0,2779
Teethmate Desensitizer	15	1,037	0,664	0,957	0,120	2,086	2,7141	0,3051
Nanocare Gold	15	0,589	0,181	0,578	0,341	0,837	6,1180	0,5068

NS – Nieistotny Statystycznie



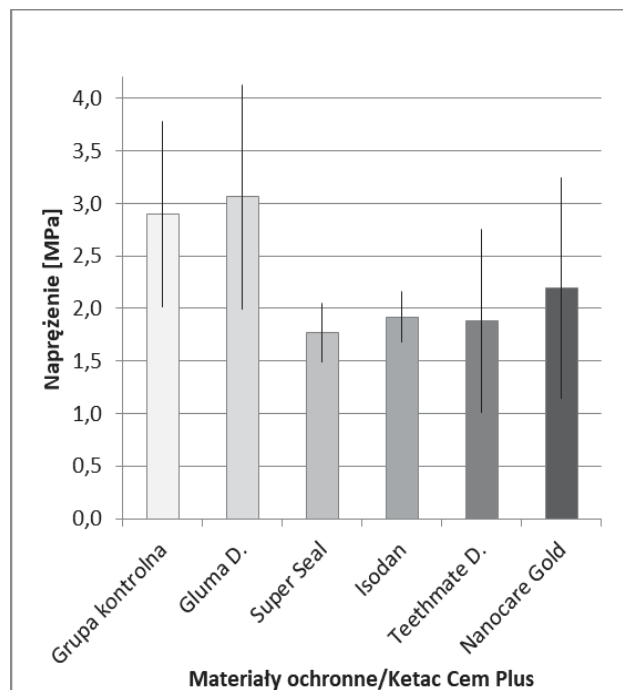
Ryc. 8. Wytrzymałość połączenia cementu Ketac Cem z zębina dla badanych materiałów do ochrony miazgi – wartości średnie oraz skrajne.

Tab. 6 przedstawia analizę statystyczną uzyskanych wytrzymałości na rozciąganie połączenia cementu Ketac Cem Plus z zębina, z badanymi preparatami do ochrony miazgi. Istotnie statystycznie obniżenie średniej wytrzymałości połączenia (t -Studenta $> t_k=2,0484$) uzyskano dla materiałów: Super Seal, Isodan, Teethmate Desensitizer i Nanocare Gold. Zastosowanie materiału Gluma Desensitizer zwiększyło średnią wytrzymałość połączenia, jednak zwiększenie to nie było istotne statystycznie. Wyniki testu Tukey HSD różnią się tylko dla Nanocare Gold. Ryc. 9 przedstawia wykres średnich wytrzymałości na rozciąganie połączenia z zębina dla cementu Ketac Cem Plus z wybranymi materiałami ochronnymi.

Tab. 6. Analiza statystyczna wyników badań wytrzymałości połączenia cementu Ketac Cem Plus z zębina z wybranymi materiałami do ochrony miazgi

Materiał ochronny / Ketac Cem Plus	N	\bar{X} [MPa]	SD [MPa]	Me [MPa]	Min [MPa]	Max [MPa]	Test t-Studenta dla $p<0,05$, $t_k=2,0484$	Test TukeyHSD dla $p<0,05$ $mean_{crit}=0,2514$
Grupa kontrolna	15	2,898	0,607	2,916	2,017	3,779		
Gluma Desensitizer	15	3,062	0,745	3,220	1,997	4,128	0,6603 NS	0,0364 NS
Super Seal	15	1,770	0,235	1,768	1,490	2,050	6,7170	0,3335
Isodan	15	1,919	0,175	1,977	1,680	2,158	6,0079	0,2795
Teethmate Desensitizer	15	1,884	0,715	1,958	1,013	2,756	4,1901	0,3201
Nanocare Gold	15	2,196	0,829	2,298	1,150	3,243	2,6470	0,2207 NS

NS – Nieistotny Statystycznie



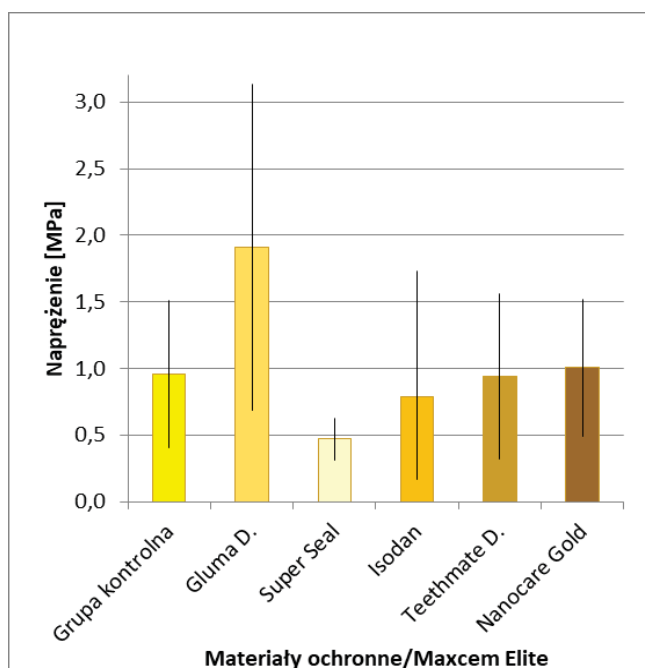
Ryc. 9. Wytrzymałość połączenia cementu Ketac Cem Plus z zębina dla badanych materiałów do ochrony miazgi – wartości średnie oraz skrajne.

Tab. 7 przedstawia analizę statystyczną uzyskanych wytrzymałości na rozciąganie połączenia cementu Maxcem Elite z zębina, z badanymi preparatami do ochrony miazgi. Istotne statystycznie obniżenie średniej wytrzymałości połączenia (t-Studenta, TukeyHSD) uzyskano dla materiału Super Seal. Gluma Desensitizer istotnie statystycznie zwiększyła tę wytrzymałość. Materiały: Isodan, Teethmate Desensitizer i Nanocare Gold nie zmieniły średniej wytrzymałości w sposób istotny statystycznie. Ryc. 10 przedstawia wykres średnich wytrzymałości na rozciąganie połączenia z zębina cementu Maxcem Elite z wybranymi materiałami ochronnymi.

Tab. 7. Analiza statystyczna wyników badań wytrzymałości połączenia cementu Maxcem Elite z zębina z wybranymi materiałami do ochrony miazgi

Materiał ochronny / Maxcem Elite	N	\bar{X} [MPa]	SD [MPa]	Me [MPa]	Min [MPa]	Max [MPa]	Test t-Studenta dla $p < 0,05$, $t_k = 2,0484$	Test TukeyHSD dla $p < 0,05$ $mean_{crit} = 0,2514$
Grupa kontrolna	15	0,957	0,343	0,921	0,408	1,507		
Gluma Desensitizer	15	1,909	0,839	1,914	0,689	3,130	4,0656	0,3697
Super Seal	15	0,469	0,099	0,473	0,312	0,626	5,3052	0,2751
Isodan	15	0,785	0,442	0,582	0,164	1,733	1,1897	NS
Teethmate Desensitizer	15	0,940	0,391	0,905	0,316	1,563	0,1243	NS
Nanocare Gold	15	1,005	0,317	1,101	0,493	1,518	0,3952	NS

NS – Nieistotny Statystycznie



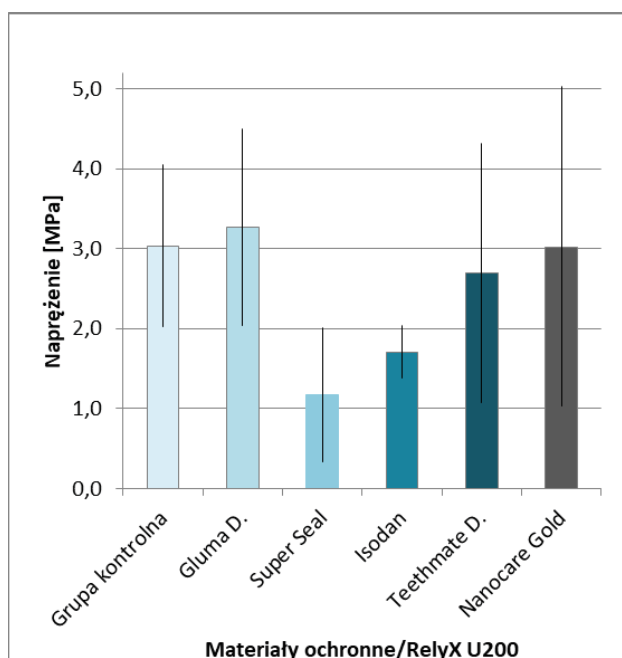
Ryc. 10. Wytrzymałość połączenia cementu Maxcem Elite z zębina dla badanych materiałów do ochrony miazgi – wartości średnie oraz skrajne.

Tab. 8 przedstawia analizę statystyczną uzyskanych wytrzymałości na rozciąganie połączenia cementu RelyX U200 z zębina, z badanymi preparatami do ochrony miazgi. Istotne statystycznie obniżenie średniej wytrzymałości połączenia (t-Studenta, Tukey HSD) uzyskano dla materiałów: Super Seal, Isodan. Pozostałe materiały: Gluma Desensitizer, Teethmate Desensitizer, Nanocare Gold, nie zmieniły jej w sposób istotny. Tylko Gluma Desensitizer zwiększyła średnią wytrzymałość połączenia – nieistotnie statystycznie. Ryc. 11 przedstawia wykres średnich wytrzymałości na rozciąganie połączenia z zębina, jakie uzyskano dla cementu RelyX U200 z wybranymi materiałami ochronnymi.

Tab. 8. Analiza statystyczna wyników badań wytrzymałości połączenia cementu RelyX U200 z zębina z wybranymi materiałami do ochrony miazgi

Materiał ochronny / RelyX U200	N	\bar{X} [MPa]	SD [MPa]	Me [MPa]	Min [MPa]	Max [MPa]	Test t-Studenta dla $p < 0,05$, $t_k = 2,0484$	Test TukeyHSD dla $p < 0,05$, $mean_{crit} = 0,2514$
Grupa kontrolna	15	3,034	0,670	3,132	2,021	4,048		
Gluma Desensitizer	15	3,266	0,930	3,484	2,041	4,492	0,7833 NS	0,0454 NS
Super Seal	15	1,171	0,542	1,158	0,336	2,007	8,3699	0,6365
Isodan	15	1,708	0,240	1,804	1,378	2,038	7,2152	0,3890
Teethmate Desensitizer	15	2,697	1,091	2,332	1,073	4,321	1,0197 NS	0,1163 NS
Nanocare Gold	15	3,024	1,063	3,147	1,026	5,023	0,0316 NS	0,0244 NS

NS – Nieistotny Statystycznie



Ryc. 11. Wytrzymałość połączenia cementu RelyX U200 z zębina dla badanych materiałów do ochrony miazgi – wartości średnie oraz skrajne.

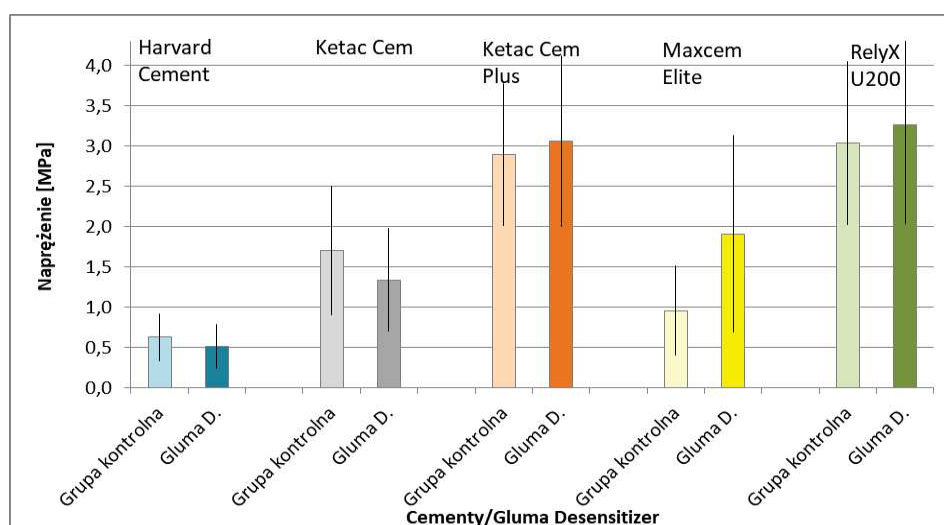
7.2 Porównanie wpływu poszczególnych preparatów do ochrony miazgi zęba na wytrzymałość połączenia wszystkich badanych cementów z zębiną

Tab. 9 przedstawia analizę statystyczną uzyskanych wytrzymałości połączenia badanych cementów z Glumą Desensitizer. Zwiększyła ona istotnie statystycznie (t-Studenta > $t_k=2,0484$) średnią wytrzymałość dla cementu Maxcem Elite. Zwiększenie zanotowano również dla cementów: Ketac Cem Plus i RelyX U200, choć nie jest to wzrost istotny statystycznie. Dla cementów: Harvard Cement, Ketac Cem, Gluma Desensitizer zmniejszyła średnią wytrzymałość, jednak nie istotnie statystycznie. Ryc 12 przedstawia wykres średnich wytrzymałości na rozciąganie połączenia badanych cementów z zębiną dla grup kontrolnych i po zastosowaniu Glumy Desensitizer.

Tab. 9. Analiza statystyczna wyników badań wytrzymałości połączenia badanych cementów z zębiną uwzględniająca wpływ materiału Gluma Desensitizer.

Cement	Badana grupa	N	\bar{X} [MPa]	SD [MPa]	Me [MPa]	Min [MPa]	Max [MPa]	Test t-Studenta dla $p<0,05$ $t_k=2,0484$	Test TukeyHSD dla $p<0,05$ $mean_{Crit}=0,2514$
Harvard Cement	Grupa kontrolna	15	0,630	0,185	0,615	0,337	0,922	1,7577 NS	0,0730 NS
	Gluma Desensitizer	15	0,515	0,172	0,473	0,240	0,790		
Ketac Cem	Grupa kontrolna	15	1,704	0,682	1,788	0,905	2,502	1,7627 NS	0,1303 NS
	Gluma Desensitizer	15	1,339	0,423	1,460	0,701	1,977		
Ketac Cem Plus	Grupa kontrolna	15	2,898	0,607	2,916	2,017	3,779	0,6603 NS	0,0364 NS
	Gluma Desensitizer	15	3,062	0,745	3,220	1,997	4,128		
Maxcem Elite	Grupa kontrolna	15	0,957	0,343	0,921	0,408	1,507	4,0656	0,3697
	Gluma Desensitizer	15	1,909	0,839	1,914	0,689	3,130		
RelyX U200	Grupa kontrolna	15	3,034	0,670	3,132	2,021	4,048	0,7833 NS	0,0454 NS
	Gluma Desensitizer	15	3,266	0,930	3,484	2,041	4,492		

NS – Nieistotny Statystycznie



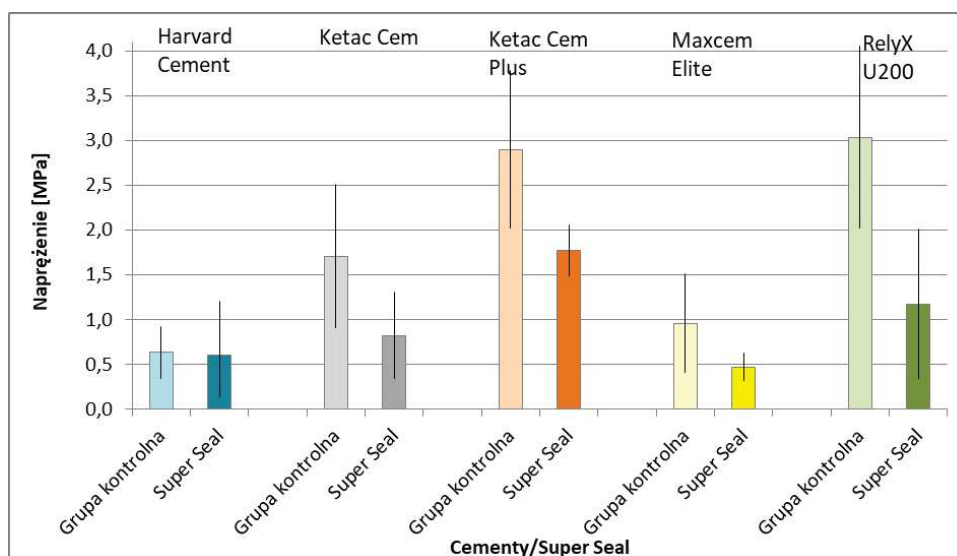
Ryc 12. Wytrzymałość połączenia badanych cementów z zębiną dla grup kontrolnych i Glumy Desensitizer – wartości średnie oraz skrajne.

Tab. 10 przedstawia analizę statystyczną uzyskanych wytrzymałości na rozciąganie połączenia badanych cementów z materiałem Super Seal. Materiał ten obniża średnią wytrzymałość (istotnie statystycznie) dla wszystkich badanych cementów, najbardziej dla RelyX U200, a najmniej (nieistotnie statystycznie t-Studenta, Tukey HSD) dla Harvard Cement. Ryc. 13 przedstawia wykres średnich wytrzymałości na rozciąganie połączenia badanych cementów z zębina dla grup kontrolnych i po zastosowaniu materiału Super Seal.

Tab. 10. Analiza statystyczna wyników badań wytrzymałości połączenia badanych cementów z zębina uwzględniająca wpływ materiału Super Seal

Cement	Badana grupa	N	\bar{X} [MPa]	SD [MPa]	Me [MPa]	Min [MPa]	Max [MPa]	Test t-Studenta dla $p<0,05$, $t_k=2,0484$	Test TukeyHSD dla $p<0,05$ $mean_{crit}=0,2514$
Harvard Cement	Grupa kontrolna	15	0,630	0,185	0,615	0,337	0,922	0,2494 NS	0,0269 NS
	Super Seal	15	0,606	0,322	0,507	0,130	1,200		
Ketac Cem	Grupa kontrolna	15	1,704	0,682	1,788	0,905	2,502	4,4967	0,3798
	Super Seal	15	0,822	0,334	0,764	0,341	1,302		
Ketac Cem Plus	Grupa kontrolna	15	2,898	0,607	2,916	2,017	3,779	6,7170	0,3335
	Super Seal	15	1,770	0,235	1,768	1,490	2,050		
Maxcem Elite	Grupa kontrolna	15	0,957	0,343	0,921	0,408	1,507	5,3052	0,2751
	Super Seal	15	0,469	0,099	0,473	0,312	0,626		
RelyX U200	Grupa kontrolna	15	3,034	0,670	3,132	2,021	4,048	8,3699	0,6365
	Super Seal	15	1,171	0,542	1,158	0,336	2,007		

NS – Nieistotny Statystycznie



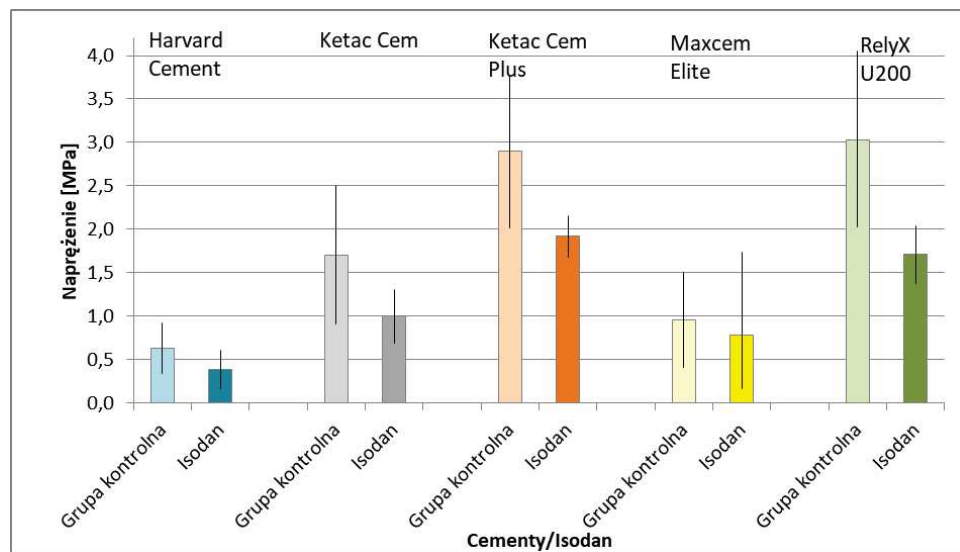
Ryc. 13. Wytrzymałość połączenia badanych cementów z zębina dla grup kontrolnych i materiału Super Seal – wartości średnie oraz skrajne.

Tab. 11 przedstawia analizę statystyczną wytrzymałości na rozciąganie połączenia badanych cementów z Isodanem. Materiał ten obniża średnią wytrzymałość dla wszystkich badanych cementów, nieistotnie statystycznie dla cementu Harvard Cement (tylko dla Tukey HSD) oraz Maxcem Elite (t-Studenta, Tukey HSD). Największe obniżenie średniej wytrzymałości uzyskano dla cementu RelyX U200. Ryc. 14 przedstawia wykres średnich naprężeń wytrzymałości na rozciąganie połączenia badanych cementów z zębina przed i po zastosowaniu materiału Isodan.

Tab. 11. Analiza statystyczna wyników badań wytrzymałości połączenia badanych cementów z zębina uwzględniająca wpływ materiału Isodan

Cement	Badana grupa	N	\bar{X} [MPa]	SD [MPa]	Me [MPa]	Min [MPa]	Max [MPa]	Test t-Studenta dla $p < 0,05$, $t_{\alpha} = 2,0484$	Test TukeyHSD dla $p < 0,05$ $mean_{crit} = 0,2514$
Harvard Cement	Grupa kontrolna	15	0,630	0,185	0,615	0,337	0,922	3,7690	0,1645 NS
	Isodan	15	0,384	0,172	0,309	0,160	0,609		
Ketac Cem	Grupa kontrolna	15	1,704	0,682	1,788	0,905	2,502	3,8071	0,2779
	Isodan	15	0,998	0,226	0,947	0,689	1,307		
Ketac Cem Plus	Grupa kontrolna	15	2,898	0,607	2,916	2,017	3,779	6,0079	0,2795
	Isodan	15	1,919	0,175	1,977	1,680	2,158		
Maxcem Elite	Grupa kontrolna	15	0,957	0,343	0,921	0,408	1,507	1,1897 NS	0,1046 NS
	Isodan	15	0,785	0,442	0,582	0,164	1,733		
RelyX U200	Grupa kontrolna	15	3,034	0,670	3,132	2,021	4,048	7,2152	0,3890
	Isodan	15	1,708	0,240	1,804	1,378	2,038		

NS – Nieistotny Statystycznie



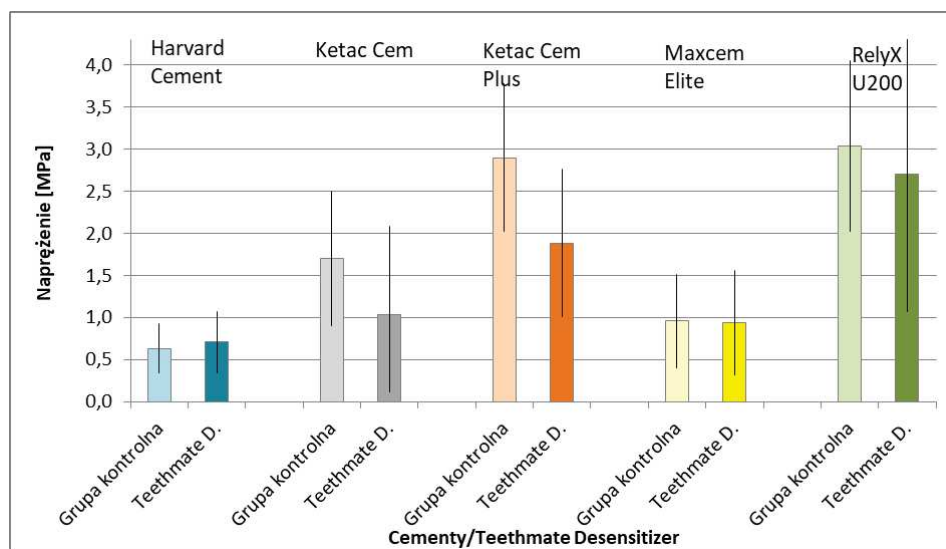
Ryc. 14. Wytrzymałość połączenia badanych cementów z zębina dla grup kontrolnych i Isodan – wartości średnie oraz skrajne

Tab. 12 przedstawia analizę statystyczną uzyskanych wytrzymałości na rozciąganie połączenia badanych cementów z materiałem Teethmate Desensitizer. Materiał ten istotnie statystycznie (t-Studenta, Tukey HSD) obniża średnią wytrzymałość dla cementów: Ketac Cem, Ketac Cem Plus. Obniżenie średniej wytrzymałości nie jest istotne statystycznie dla cementów: Maxcem Elite, RelyX U200, natomiast dla cementu Harvard Cement zaobserwowano nieistotny statystycznie wzrost średniej wytrzymałości. Ryc. 15 przedstawia wykres średnich wytrzymałości na rozciąganie połączenia badanych cementów z zębinią dla grupy kontrolnej oraz po zastosowaniu materiału Teethmate Desensitizer.

Tab. 12. Analiza statystyczna wyników badań wytrzymałości połączenia badanych cementów z zębinią uwzględniająca wpływ materiału Teethmate Desensitizer

Cement	Badana grupa	N	\bar{X} [MPa]	SD [MPa]	Me [MPa]	Min [MPa]	Max [MPa]	Test t-Studenta dla $p < 0,05$, $t_k = 2,0484$	Test TukeyHSD dla $p < 0,05$ $mean_{crit} = 0,2514$
Harvard Cement	Grupa kontrolna	15	0,630	0,185	0,615	0,337	0,922	0,9987 NS	0,0440 NS
	Teethmate Desensitizer	15	0,710	0,248	0,670	0,347	1,072		
Ketac Cem	Grupa kontrolna	15	1,704	0,682	1,788	0,905	2,502	2,7141	0,3051
	Teethmate Desensitizer	15	1,037	0,664	0,957	0,120	2,086		
Ketac Cem Plus	Grupa kontrolna	15	2,898	0,607	2,916	2,017	3,779	4,1901	0,3201
	Teethmate Desensitizer	15	1,884	0,715	1,958	1,013	2,756		
Maxcem Elite	Grupa kontrolna	15	0,957	0,343	0,921	0,408	1,507	0,1243 NS	0,0135 NS
	Teethmate Desensitizer	15	0,940	0,391	0,905	0,316	1,563		
RelyX U200	Grupa kontrolna	15	3,034	0,670	3,132	2,021	4,048	1,0197 NS	0,1163 NS
	Teethmate Desensitizer	15	2,697	1,091	2,332	1,073	4,321		

NS – Nieistotny Statystycznie



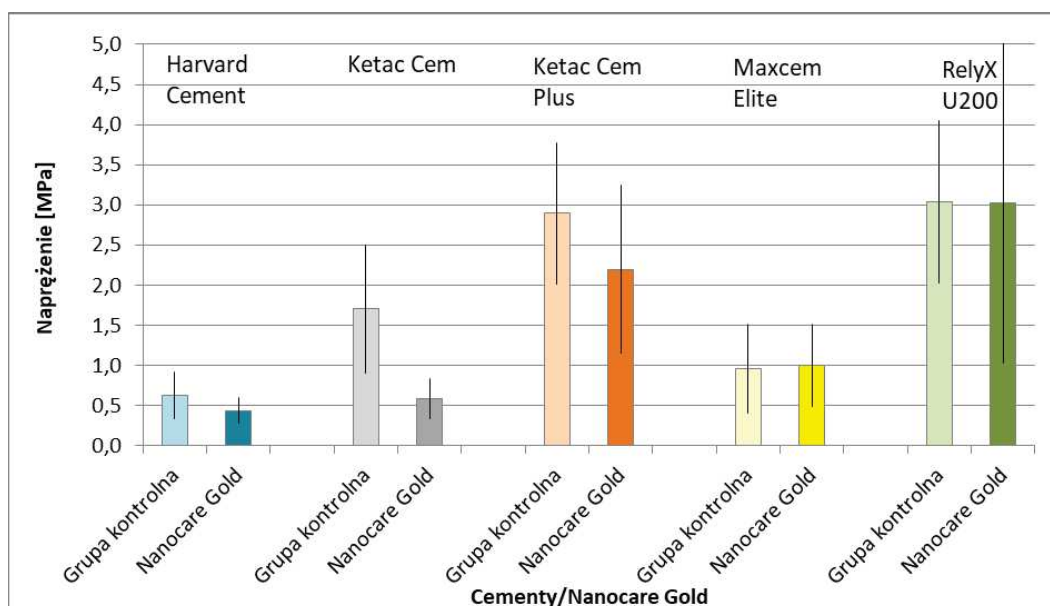
Ryc. 15. Wytrzymałość połączenia badanych cementów z zębinią dla grup kontrolnych i Teethmate Desensitizer – wartości średnie oraz skrajne.

Tab. 13 przedstawia analizę statystyczną uzyskanych wytrzymałości połączenia badanych cementów z materiałem Nanocare Gold. Materiał ten istotnie statystycznie (t-Studenta, Tukey HSD) obniża średnią wytrzymałość dla cementu Ketac Cem. Dla cementu Maxcem Elite zaobserwowano nieistotny statystycznie wzrost, natomiast dla cementu RelyX U200 nieistotne statystycznie obniżenie średniej wytrzymałości. W przypadku cementów: Harvard Cement, Ketac Cem Plus obniżenie wytrzymałości jest istotne statystycznie według testu t-Studenta, a nieistotne według testu Tukey HSD. Ryc. 16 przedstawia wykres średnich wytrzymałości na rozciąganie badanych cementów z zębina przed i po zastosowaniu materiału Nanocare Gold.

Tab. 13. Analiza statystyczna wyników badań wytrzymałości połączenia badanych cementów z zębina uwzględniająca wpływ materiału Nanocare Gold

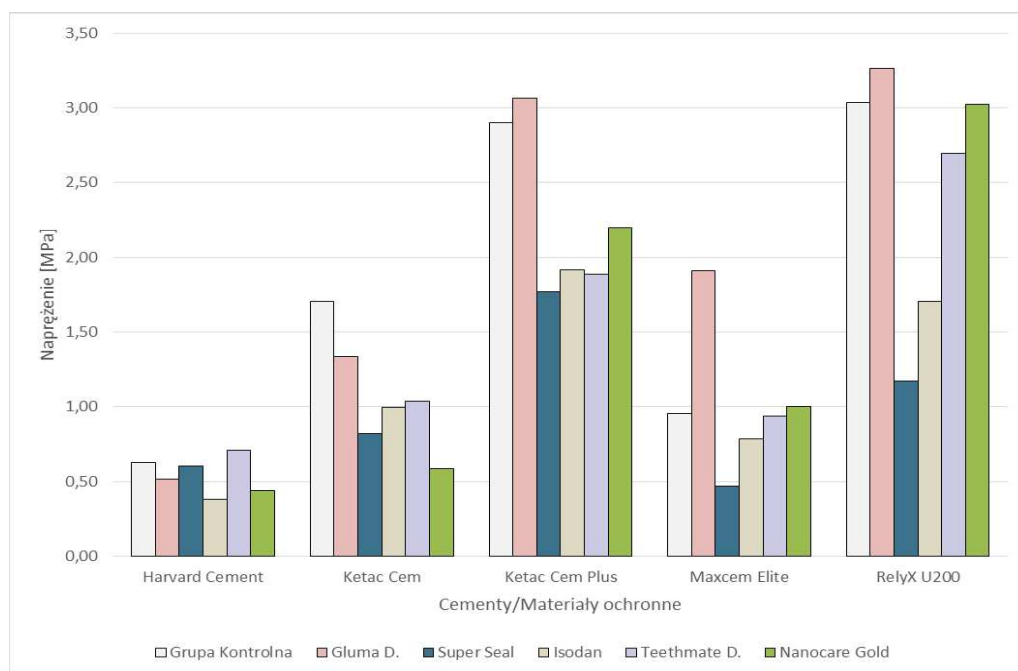
Cement	Badana grupa	N	\bar{X} [MPa]	SD [MPa]	Me [MPa]	Min [MPa]	Max [MPa]	Test t-Studenta dla $p < 0,05$, $t_k = 2,0484$	Test TukeyHSD dla $p < 0,05$ $mean_{crit} = 0,2514$
Harvard Cement	Grupa kontrolna	15	0,630	0,185	0,615	0,337	0,922	3,4196	0,1212 NS
	Nanocare Gold	15	0,439	0,111	0,431	0,284	0,594		
Ketac Cem	Grupa kontrolna	15	1,704	0,682	1,788	0,905	2,502	6,1180	0,5068
	Nanocare Gold	15	0,589	0,181	0,578	0,341	0,837		
Ketac Cem Plus	Grupa kontrolna	15	2,898	0,607	2,916	2,017	3,779	2,6470	0,2207 NS
	Nanocare Gold	15	2,196	0,829	2,298	1,150	3,243		
Maxcem Elite	Grupa kontrolna	15	0,957	0,343	0,921	0,408	1,507	0,3952 NS	0,0260 NS
	Nanocare Gold	15	1,005	0,317	1,101	0,493	1,518		
RelyX U200	Grupa kontrolna	15	3,034	0,670	3,132	2,021	4,048	0,0316 NS	0,0244 NS
	Nanocare Gold	15	3,024	1,063	3,147	1,026	5,023		

NS – Nieistotny Statystycznie



Ryc. 16. Wytrzymałość połączenia badanych cementów z zębina dla grup kontrolnych i Nanocare Gold – wartości średnie oraz skrajne.

Ryc. 17 i przedstawiają zestawienie uzyskanych średnich wytrzymałości dla badanych cementów dentystycznych w zależności od materiału do ochrony miazgi. Żaden badany cement nie jest odporny na wpływ materiałów ochronnych, co potwierdzono przy pomocy dwuczynnikowego testu Anova (Tab 15). Najbardziej wrażliwe na ten wpływ są cementy: glasonomerowy Ketac Cem oraz glasonomerowy modyfikowany żywicą Ketac Cem Plus, dla których najczęściej zaobserwowano obniżenie wytrzymałości. Pomimo tego Ketac Cem Plus zapewnia bardzo dobrą wytrzymałość połączenia z zębiną. Lepszy wyniki otrzymano jedynie dla cementu RelyX U200. Należy także zauważyć, że materiał Gluma D. znacznie zwiększył średnią wytrzymałość połączenia cementu Maxcem Elite z zębiną i nie zmienił istotnie statystycznie wytrzymałości połączenia dla pozostałych cementów. Największy wpływ na obniżenie wytrzymałości połączenia mają materiały: Super Seal i Isodan.



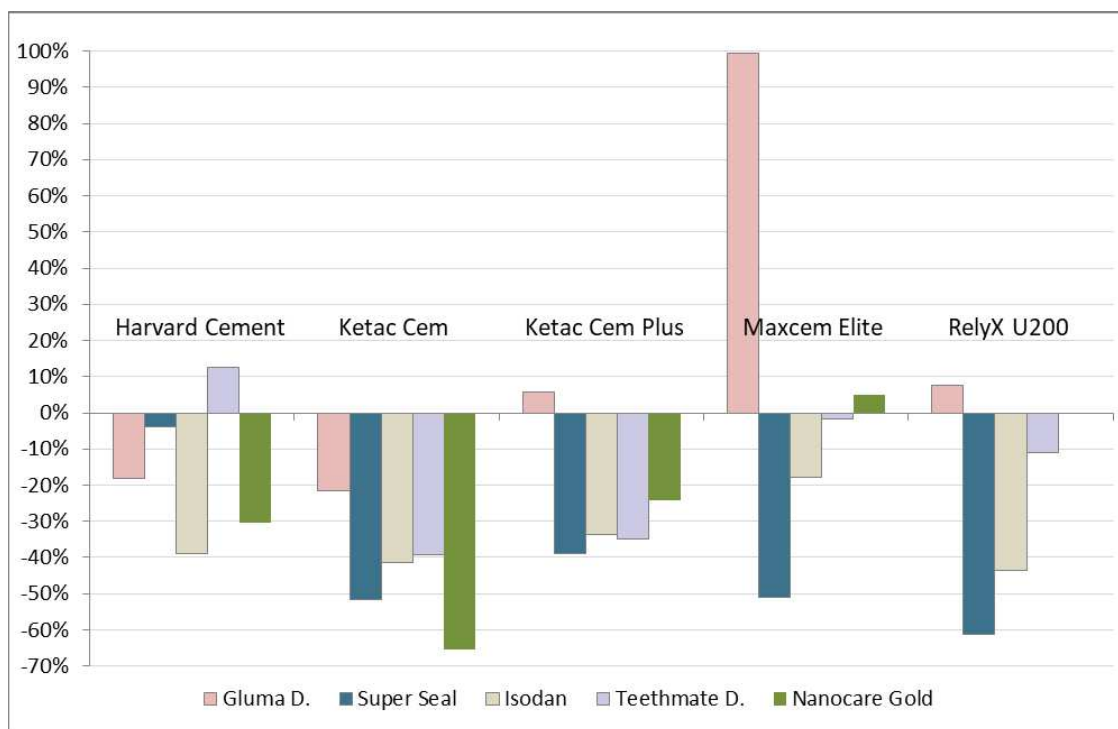
Ryc. 17. Średnie wytrzymałości połączenia cementu z zębiną z uwzględnieniem wpływu materiałów do ochrony miazgi

Ryc. 17 przedstawia zestawienie średnich wytrzymałości na rozciąganie uzyskane dla wszystkich par cement – materiał do ochrony miazgi i ułatwia wybór najlepszej pary: materiał do ochrony miazgi – cement.

Tab 14 i Ryc. 18 przedstawiają procentowe zmiany badanych średnich wytrzymałości i mogą być pomocne w doborze odpowiedniego materiału do ochrony miazgi w zależności od cementu planowanego do umocowania uzupełnienia protetycznego.

Tab 14. Porównanie wpływu materiałów do ochrony miazgi na zmianę średniej wytrzymałości na rozciąganie połączenia badanych cementów dentystycznych z zębinią wyrażone w procentach

Cement / Materiał do ochrony	Gluma Desensitizer	Super Seal	Isodan	Teethmate Desensitizer	Nanocare Gold
Harvard Cement	- 18%	- 4%	- 39%	13%	- 30%
Ketac Cem	- 21%	- 52%	- 41%	- 39%	- 65%
Ketac Cem Plus	6%	- 39%	- 34%	- 35%	- 24%
Maxcem Elite	99%	- 51%	- 18%	- 2%	5%
RelyX U200	8%	- 61%	- 44%	- 11%	0%



Ryc. 18 Porównanie wpływu materiałów do ochrony miazgi na wytrzymałość połączenia wybranych cementów dentystycznych z zębinią, wyrażonego w procentach.

Tab 15 Anova dwuczynnikowa

Podsumowanie	Gr. kontrolna	Gluma D.	Super Seal	Isodan	Teethmate D.	Nanocare Gold	Total
<i>Harvard Cement</i>							
Liczba próbek	15	15	15	15	15	15	90
Suma	9,448	7,725	9,089	5,760	10,646	6,586	49,255
Średnia	0,630	0,515	0,606	0,384	0,710	0,439	0,547
Wariancja	0,03436	0,02971	0,10377	0,02948	0,06142	0,01237	0,05547
<i>Ketac Cem</i>							
Liczba próbek	15	15	15	15	15	15	90
Suma	25,558	20,080	12,330	14,963	15,550	8,836	97,316
Średnia	1,704	1,339	0,822	0,998	1,037	0,589	1,081
Wariancja	0,46528	0,17868	0,11169	0,05112	0,44123	0,03280	0,33166
<i>Ketac Cem Plus</i>							
Liczba próbek	15	15	15	15	15	15	90
Suma	43,474	45,930	26,552	28,785	28,262	32,939	205,943
Średnia	2,898	3,062	1,770	1,919	1,884	2,196	2,288
Wariancja	0,36800	0,55480	0,05509	0,03049	0,51066	0,68789	0,60796
<i>Maxcem Elite</i>							
Liczba próbek	15	15	15	15	15	15	90
Suma	14,355	28,631	7,029	11,778	14,104	15,069	90,965
Średnia	0,957	1,909	0,469	0,785	0,940	1,005	1,011
Wariancja	0,11734	0,70470	0,00976	0,19539	0,15310	0,10025	0,39678
<i>RelyX U200</i>							
Liczba próbek	15	15	15	15	15	15	90
Suma	45,511	48,990	17,567	25,620	40,454	45,358	223,500
Średnia	3,034	3,266	1,171	1,708	2,697	3,024	2,483
Wariancja	0,44925	0,86562	0,29390	0,05742	1,19065	1,13013	1,22999
<i>Razem</i>							
Liczba próbek	75	75	75	75	75	75	75
Suma	138,347	151,357	72,567	86,906	109,016	108,787	
Średnia	1,845	2,018	0,968	1,159	1,454	1,450	
Wariancja	1,24599	1,53200	0,32886	0,40238	0,99767	1,38399	
ANOVA							
<i>Źródło wariacji</i>	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>P-value</i>	<i>F_{crit}</i>	
Cement	261,819	4	65,4546	217,5451	6,3E-101	2,3932	F>F _{crit}
Materiał do ochrony	59,237	5	11,8474	39,3759	3,68E-33	2,2355	F>F _{crit}
Interakcja	47,739	20	2,3869	7,9332	1,58E-19	1,5956	F>F _{crit}
Grupa	126,369	420	0,3009				
<i>Razem</i>	495,163	449					

SS – Suma kwadratów odchyień

MS – Średni kwadrat odchyień

F – Statystyka testowa

Jeśli $F > F_{crit}$ to różnica średnich w grupach jest istotna statystycznie

F – statystyka testowa

F_{crit} – wartość krytyczna

Analiza istotności statystycznej uzyskanych wyników przeprowadzona przy pomocy dwuczynnikowego testu Anova Tab 15, pozwoliła stwierdzić, że uzyskane w badaniu różnice są istotne statystycznie. Wpływ na wytrzymałość połączenia zęb-cement-zęb ma zarówno cement dentystyczny, materiał do ochrony miazgi, jak również dobór pary cement-materiał do ochrony miazgi. Analizę tą rozszerzono wykorzystując test post hoc Tukey HSD. Wyniki każdej z badanych grup porównywano przy pomocy testu t-Studenta z grupą kontrolną, co pozwoliło stwierdzić, czy są one istotnie statystycznie różne od grupy kontrolnej.

8 Dyskusja

Szlifowanie zębów pod stałe uzupełnienia protetyczne jest zabiegiem traumatycznym dla kompleksu miazgowo-zębinowego ze względu na uraz mechaniczny i termiczny oraz odstonięcie kanalików zębinowych, a przez to narażenie miazgi na działanie czynników środowiska zewnętrznego (Langeland K. i Langeland L.K. 1965, Schwartz i in. 1970, Dahl 1977, Bergenholtz i Nyman 1984, Meeuwissen i Eschen 1985, Randow i in. 1986, Walton i in. 1986, Foster 1992, Jackson i in. 1992, Jokstad i Mjör 1996, Valderhaug i in. 1997). Stan miazgi po oszlifowaniu zależy między innymi od początkowej kondycji zęba, sposobu preparacji, a także od pozostałej po szlifowaniu grubości zębiny-RDT, materiałów stosowanych do wykonania i cementowania koron tymczasowych (Pashley i in. 1992, Kawahara i in. 2004, de Souza Costa 2006) oraz rodzaju cementu i sposobu osadzania docelowych protez stałych (Langeland K. i Langeland L.K. 1965, Kay 1984, White i in. 1992, Wylie i Wilson 1994, Wong i Wilson 1997). Nie można jednoznacznie określić powodu uszkodzenia miazgi zęba podczas leczenia protetycznego z zastosowaniem uzupełnień stałych. Może to być rezultat sumowania się wielu czynników, dlatego należy chronić miazgę zęba na każdym etapie leczenia. Wielu autorów skłania się do postępowania zabezpieczającego miazgę zęba tuż po szlifowaniu, ze względu na możliwość zanieczyszczenia szlifowanej powierzchni bakteriami (Brännström 1987, Tay i in. 2002, 2003a, Ozel i in. 2004), wzrostu ciśnienia wywieranego na miazgę podczas pobierania wycisków (Kay 1984, Wylie i Wilson 1994, Wong i Wilson 1997), potencjalną szkodliwość materiałów wyciskowych (Hensten-Pettersen i in. 1990, Chen i in. 2002, Tiozzo i in. 2003, Boraldi i in. 2009) i cementów dentystycznych (Al-Fawaz i in. 1993, Gerzina i Hume 1995, de Souza Costa 2003) oraz niepełną ochronę miazgi przez cement i korony tymczasowe (Baldissara i in. 1998). Inni zwracają również uwagę na zabezpieczanie zęba przed ciśnieniem wywieranym podczas cementowania docelowej korony (Kay 1984, Wylie i Wilson 1994, Wong i Wilson 1997). W większości wymienionych zagrożeń dla miazgi zębowej decydującą rolę odgrywają otwarte kanaliki zębinowe, dlatego preparaty blokujące kanaliki, poza leczeniem nadwrażliwości zębiny, znajdują również zastosowanie do zabezpieczania miazgi po zabiegu preparacji pod stałe uzupełnienia protetyczne. Materiały te blokując światło kanalików zębinowych izolują miazgę oszlifowanego zęba od środowiska jamy ustnej, ale jednocześnie zmieniają jakość i strukturę preparowanej powierzchni, co może wpływać na wytrzymałość połączenia cementu dentystycznego z tkankami zęba.

Pogorszenie tego połączenia może skutkować powstaniem nieuszczelności brzeżnej, przeciekiem brzeżnym, powstaniem nadwrażliwości zębiny, próchnicą zębów filarowych, a także utratą retencji uzupełnienia, co w konsekwencji może doprowadzić do stanu zapalnego miazgi zęba i utraty jej żywotności.

Badania nad jakością połączenia cementu dentystycznego z twardymi tkankami zęba prowadzone są za pomocą różnych metod m.in. polegają na pomiarze siły zrywającej koronę zacementowaną na filarze zębowym. Badania te wykazały, że bardzo duży wpływ na retencję koron ma wysokość i średnica filarów (Wiskott i in. 1997) oraz stopień zbieżność ścian osiowych (Belser i in. 1996, Swift i in. 1997, Johnson i in. 1998, Yim i in. 2000). Na analizę wyników badań mogą także wpływać i utrudniać ich interpretację materiały do wykonania koron, przygotowanie ich powierzchni oraz szczelność przylegania (Tjan i Sarkissian 1986). Inne sposoby pomiaru siły połączenia cementów z tkankami zęba polegają na mierzeniu wytrzymałości na rozciąganie metodą microtensil bond strength (μ TBS) lub wytrzymałości na siły ścinające - shear bond strength (SBS). Badane materiały łączone są z powierzchnią zęba, następnie próbki są cięte w warstwy i poddawane sile rozciągającej lub ścinającej. W badaniach własnych mierzyłam wytrzymałość na rozerwanie płasko oszlifowanych powierzchni żujących dwóch zębów połączonych cementem. Powierzchnie żujące szlifowano do całkowitego usunięcia warstwy szkliwa, w związku z tym uzyskane wyniki porównywano do badań odnoszących się do połączenia z zębiną. Prace dotyczące retencji koron nie określały jednoznacznie powierzchni, z którą łączył się cement, ale po ilości tkanek pozostałych po szlifowaniu można uznać, że łączenie następowało również z zębiną. Stosując tę metodę wyeliminowałam czynniki, które muszą być uwzględnione przy pomiarze siły zrywającej cementowane korony, takie jak retencja wynikająca z określonej wielkości filaru czy jego kształtu, a także wpływ na łączenie innych materiałów niż zębina i cement. Do preparacji powierzchni zęba użyłam wiertel z nasypem diamentowym stosowanych rutynowo do szlifowania zębów filarowych, w odróżnieniu od często stosowanego w badaniach wytrzymałościowych metodą μ TBS lub podczas pomiaru siły ścinającej, papieru ściernego. Ponadto zgodnie z procedurą stosowania preparatów chroniących miazgę nie usuwałam warstwy mazistej przed ich aplikacją. W związku z tym, że niektórzy autorzy podają nawet 86% skuteczność w blokowaniu przez warstwę mazistą kanalików zębinowych, wydaje się, że pozostawienie jej na powierzchni zębiny jest również czynnikiem chroniącym miazgę (Pashley D.H. i in. 2001), choć nie zawsze korzystnym jeżeli

chodzi o adhezję do tkanek zęba. Do badania wykorzystałam cementy, które obecne są na rynku od dawna, jak i nowsze materiały adhezyjne, których cechą wspólną jest prosta metoda zastosowania. W przypadku cementów konwencjonalnych Ketac Cem i Harvard Cement łączenie składników (proszek, płyn) i ich mieszanie jest mniej powtarzalne, co może mieć wpływ na uzyskane wyniki wytrzymałości połączeń.

Stosując cementy samoadhezyjne o podwójnym charakterze polimeryzacji wykorzystano tylko chemiczne wiązanie materiału, zakładając brak dostępu światła jak to ma miejsce w przypadku np. koron metalowych poddłużstowych. Wyniki badań innych autorów wskazują, że materiały te uzyskują wyższe wartości wytrzymałości w przypadku polimeryzacji inicjowanej światłem, dlatego wyniki wytrzymałości połączenia cementów mogą być niższe niż w porównywanych badaniach innych autorów, którzy wykorzystali również polimeryzację światłem (Piwowarczyk i in. 2007).

8.1 Siła połączenia badanych cementów z zębina bez zastosowania preparatów ochraniających miążgę zęba.

Badania wytrzymałości na rozciąganie próbek ząb-cement-ząb stanowiących kontrolę dla obecnych badań wskazują, że największą średnią wytrzymałość na rozerwanie wykazały próbki łączone cementem kompozytowym samoadhezyjnym RelyX U200 (3,03 MPa) i glosjonomerowym modyfikowanym żywicą Ketac Cem Plus (2,9 MPa). Nieco niższe średnie wytrzymałości uzyskano dla cementu glosjonomerowego Ketac Cem (1,7 MPa) i cementu samoadhezyjnego Maxcem Elite (0,96 MPa). Najslabszym połączeniem z zębina charakteryzował się cement fosforanowy Harvard (0,63 MPa). Różnice wytrzymałości na rozciąganie połączenia większości cementów z zębina były istotne statystycznie ($p < 0.05$), poza parą RelyX U200 i Ketac Cem Plus, dla której oba testy statystyczne (t-studenta i Tukey HSD) nie wykazały istotnej różnicy oraz pary Maxcem Elite - Harvard Cement, dla której nieistotny statystycznie wynik otrzymano w teście Tukey HSD. Podobne uszeregowanie cementów według siły połączenia z tkankami zęba przedstawiane jest w wielu publikacjach (Lee i Swartz 1972, Tjan i in. 1991, 1992, Gorodovsky i Zidan 1992, Pameijer i in. 1992, el-Mowafy i in. 1996, Shillingburg i in. 1997, Wiskott i in. 1997, Tuntiprawon M. 1999, Pryliński i in. 2006, Olivera i Saito 2006, Hill 2007, Craig 2008, Yu H. I in. 2014, Lad i in. 2014). Wartości bezwzględne (najczęściej średnich) wytrzymałości połączeń uzyskane przez tych autorów różnią się, co wynika najprawdopodobniej z zastosowania odmiennych metod badawczych.

Fakt, że cementy samoadhezyjne, a zwłaszcza RelyX Unicem zapewniają bardzo dobrą retencję w porównaniu z innymi cementami potwierdza wielu badaczy (Piwowarczyk i in. 2005, Abo-Hamar i in. 2005, Sarr i in. 2010, Mazzitelli i in. 2012, Näpänkangas i in. 2014). Walter i in. 2005 badając μ TBS, porównywali wytrzymałość dla cementów RelyX Unicem/3M ESPE, Panavia F/Kuraray Dental oraz dla glasonomeru Fuji Cem/GC. Najwyższe wartości wytrzymałości uzyskali dla cementu RelyX Unicem (wcześniejsza wersja RelyX U200) (18-20 MPa), niższe dla Panavii F (9-10 MPa), a najniższe dla Fuji Cem (5 MPa) (Walter i in. 2005). K. Bitter i in. (2009) wykazali, że RelyX Unicem zapewnia wyższą wytrzymałość połączenia z zębina korzeniową w porównaniu z cementem samotrawiącym Panavia F. C.P. Ernst i in. (2005) badali retencję koron cyrkonowych Lava cementowanych za pomocą różnych cementów adhezyjnych i nie wykazali istotnych statystycznie różnic między materiałami samoadhezyjnymi i cementami adhezyjnymi konwencjonalnymi. R.P. Palacios i in. (2006) w badaniach retencji koron z ProceraAllZirkon dla cementów RelyX Unicem, Panavia F oraz cementu glasonomerowego modyfikowanego żywicą RelyX Luting/3M ESPE uzyskał porównywalną wytrzymałość połączenia z zębina wszystkich badanych cementów. Badanie wytrzymałości połączenia z zębina trzech różnych cementów samoadhezyjnych: RelyX Unicem, Maxcem Elite, Multilink Sprint/Ivoclar Vivadent, w którym mierzono μ TBS, wykazało najsilniejsze połączenie zapewniane przez cement RelyX Unicem z zębina, a dla poszczególnych cementów uzyskano odpowiednio: 8,4 MPa; 3,8 MPa i 6,9 MPa (Pisani-Proença i in. 2011). V. Ehlers i in. badali (2015) wytrzymałość połączenia koron cyrkonowych z zębami osadzonymi za pomocą różnych cementów. Wykazali, że cement RelyX Unicem zapewnia najwyższą wytrzymałość (3,8MPa) w porównaniu z cementem glasonomerowym modyfikowanym żywicą Meron Plus/Voco (3,1 MPa), z cementem Maxcem Elite (3,0 MPa), Panavią 21 – (1,75MPa), cementem glasonomerowym Ketac Cem (1,4MPa) i cementem fosforanowym/Hoffmann Dental Manufaktur (1,1 MPa). Autorzy stwierdzili również niskie wartości wytrzymałości połączenia cementów z tkankami zęba dla cementów samoadhezyjnych Speed Cem/Ivoclar Vivadent i Bifix SE/Voco odpowiednio: 1,3 MPa i 1,7 MPa, co może świadczyć o tym, że grupa tych cementów ze względu na nieco odmienny skład może być podatna na warunki cementowania i osiągać różną wytrzymałość łączenia z zębem. Odmiennie wyniki skuteczności łączenia cementów samoadhezyjnych, kompozytowych konwencjonalnych i samotrawiących z zębina podają R.G. Viotti i in. (2009). Średnie wartości wytrzymałości jakie uzyskali dla poszczególnych cementów to: RelyX ARC

69.6 MPa, Panavia + Clearfil SE Bond 49.2 MPa, Panavia F 33.7 MPa, G-Cem 16.9 MPa, RelyX U100 15.3 MPa, RelyX Unicem 12.5 MPa, Maxcem 11.5 MPa, SmartCem/Dentsply Detry 8.5 MPa, seT/SDI 4.6 MPa. Wyniki tych autorów wskazują na znaczne różnice w jakości połączenia cementów samoadhezyjnych oraz na ich słabsze łączenie z zębina w porównaniu z cementami adhezyjnymi konwencjonalnymi i samotrawiącymi. Jest to prawdopodobnie spowodowane inną metodą badawczą, z zastosowaniem ciśnienia wewnątrzmiążgowego naśladującego to, które występuje w zębach naturalnych, dlatego niektórzy uważają te wyniki za bardziej wiarygodne. Podobne wyniki jak R.G. Viotti i in. (2009) uzyskali również C. Holderegger i in. (2008), którzy badali wytrzymałość na ścinanie połączenia cementów: RelyX Unicem, RelyX ARC, Multilink oraz Panavii z zębina. Wyniki, jakie uzyskali dla cementu RelyX Unicem były ponad 30% niższe w stosunku do pozostałych cementów. Jednakże wykazali, że połączenie cementu RelyX Unicem było mniej wrażliwe na sposób aplikacji oraz na test termocyklingu. Znacząco niższą wytrzymałość połączenia RelyX Unicem z zębina w porównaniu z cementem Panavia F 2.0, cementem Multilink i cementem Variolink II/ Ivoclar Vivadent uzyskali także E. Yang i in. (2006), N. Escibano i in. (2006) oraz K. Hikita i in. (2007). Sokołowska i in. (2014) badali wytrzymałość na ścinanie połączenia różnych cementów samoadhezyjnych: Maxcem Elite, Smart Cem2/Dentsply oraz RelyX U100 z zębina. Uzyskali w grupie kontrolnej niższe niż w obecnych badaniach wyniki łączenia z zębina: najwyższy wynik uzyskał RelyX U100 - 1,89 MPa, natomiast niższy wynik wytrzymałości łączenia osiągnął Maxcem Elite 1,75 MPa, a najniższy Smart Cem 1,2 MPa.

K. Aleisa i in. (2013), badając siłę potrzebną do zerwania połączenia cyrkonowych koron z zębami filarowymi, nie stwierdzili znaczących różnic po zastosowaniu cementu gwasjonomerowego modyfikowanego żywicą RelyX Luting, samoadhezyjnego RelyX U200 oraz adhezyjnego RelyX ARC. G.H. Johnson i in. (2009) na podstawie badania retencji koron ze stopów wysokoszlachetnych osadzanych na filarach zębnych stwierdzili, że największą retencję koronom zapewniają cementy adhezyjne modyfikowane gwasjonomerami (RMGIC), słabszą, ale także zadawalającą cementy samoadhezyjne i żywiczne. Cementy samoadhezyjne dobrze łączą się również z innymi materiałami, o czym świadczą badania N. Capa i in. (2009), którzy badając wytrzymałość połączenia RelyX Unicem oraz modyfikowanego żywicą gwasjonomeru FujiCem ze stopami metali, cyrkonem ZirkonZahn oraz ceramiką Empres II stwierdzili, że cement samoadhezyjny RelyX Unicem zapewnia lepszą retencję niż FujiCem. Podobne wyniki dla cementu RelyX Unicem uzyskał również A. Piwowarczyk i in. (2004).

W badaniach własnych uzyskałam znaczne różnice w średniej wytrzymałości na rozciąganie połączenia cementów samoadhezyjnych RelyX U200 oraz Maxcem Elite. Różnicę w sile łączenia pomiędzy tymi cementami wykazali także C. Goracci i in. (2006), którzy w zależności od zastosowanej siły cementowania uzyskali dla RelyX Unicem średnie naprężenie rozciągające 6,8 MPa oraz 14,5 MPa, podczas gdy dla Maxcemu Elite 4,1 MPa i 5,2 MPa a także Cantoro i in. (2011), którzy uzyskali większą wytrzymałość połączenia włókien szklanych z zębina korzeniową dla cementu RelyX Unicem niż dla Maxcem Elite. Słabsze połączenie z zębina cementu Maxcem (11,4 MPa), w porównaniu z RelyX Unicem, (18,4 MPa) badając wytrzymałość na ścinanie, zaobserwowali A. K. Lührs i in. (2010). J. Pisani-Proenca i in. (2011) również otrzymali dużą różnicę w wytrzymałości połączenia cementów RelyX Unicem oraz Maxcem Elite, uzyskując odpowiednio 8,4 MPa i 3,8 MPa. Z kolei M. Pryliński i in. (2006) porównywali połączenie ceramiki Vita Block Mark II do szkliwa oraz zębiny z zastosowaniem różnych cementów. Średnie wytrzymałości jakie podali dla cementów RelyX Unicem oraz Maxcem były zbliżone i wynosiły odpowiednio: 7,21 MPa i 7,59 MPa dla szkliwa oraz 4,91 MPa i 5,41 MPa dla zębiny. Z kolei S. Pavan i in. (2010) uzyskali tylko nieznacznie wyższe wartości wytrzymałości na rozciąganie dla Maxcemu w porównaniu z RelyX Unicem, odpowiednio: $8,45 \pm 3,21$ MPa oraz $8,35 \pm 1,99$ MPa. Wytrzymałość połączenia zębiny z cementami: Maxcem, RelyX Unicem, Nexus/Kerr, Panavia i Riva Luting/SDI w badaniach M. Prylińskiego i in. (2006) była porównywalna, a nieco niższa dla cementu glosjonomerowego modyfikowanego żywicą Fuji Plus. Większą wytrzymałość uzyskaną w innych badaniach można wyjaśnić zarówno inną metodą np. zrywanie koron lub użyciem światła do zainicjowania polimeryzacji cementów samoadhezyjnych (Sabatini i in. 2013), jak też nie bez znaczenia pozostaje fakt przygotowania powierzchni i rodzaju nierówności, a tym samym grubości uzyskanej warstwy mazistej. Badania V. Di Hipólito i in. (2014) pokazują, że duży wpływ na uzyskaną wytrzymałość łączenia zębina-cement RelyX U200 ma także zastosowanie do opracowywania powierzchni zębiny diamentu o średniej ziarnistości (naprężenie rozciągające wyniosło $14,6 \pm 4,71$ MPa), w porównaniu z papierem ściernym 600-grit ($23,5 \pm 9,4$ MPa).

Powyższe wyniki badań wskazują, że cementy samoadhezyjne oraz cementy glosjonomerowe modyfikowane żywicą zapewniają wystarczającą retencję koronom i innym stałym uzupełnieniom protetycznym, wyższą niż konwencjonalne cementy: fosforanowe i glosjonomerowe, wykazują dobrą szczelność brzeżną oraz dobre łączenie z różnymi

materiałami (Ergin i Gemalmaz 2002, Komine i in. 2004, Fabianelli i in. 2005, Frankenberger i in. 2008, Pameijer 2012, Peumans i in. 2013). Jednak, jak pokazały wyniki badań własnych i innych autorów, nie jest to grupa o jednakowych właściwościach - osiąga różne wytrzymałości łączenia z tkankami zęba, dlatego konieczne są dalsze badania laboratoryjne i kliniczne tej grupy materiałów. Trzeba mieć również na uwadze, że kiedy wysokość zębów filarowych bocznych jest $\geq 4\text{mm}$, a zębów przednich 3mm oraz kąt konwergencji szlifowania ścian osiowych zębów wynosi od 4° do 10° , wówczas cementy konwencjonalne, takie jak: fosforanowy i glasjonomerowy również zapewniają uzupełnieniom protetycznym długoczasowe utrzymanie (Edelhoff i Özcan 2007, Roediger i in. 2010, Kern i in. 2012). Są to materiały łatwe w użyciu i mogą być stosowane w sytuacjach, kiedy granica preparacji przebiega podziąsłowo, trudno zatrzymać wypływ płynu kieszonkowego i zapewnić suchość pola zabiegowego.

8.2 Wpływ badanych materiałów do ochrony miazgi na siłę połączenia cementów z zębina

8.2.1 Gluma Desensitizer

Duża skuteczność Glumy Desensitizer w znoszeniu nadwrażliwości zębów została potwierdzona w wielu badaniach *in vitro*, które wykazały efektywność tego preparatu w blokowaniu kanałków zębinowych i zmniejszaniu przepuszczalności zębiny (Schüpbach i in. 1997, Joshua i in. 2005, Bedran-Russo i in. 2007, Al-Ammar i in. 2009, Shimauchi i in. 2011, Ishihata H. i in. 2012, Larson T.D. 2013, Hong i in. 2014). Potwierdza to również szereg badań klinicznych (Aranha i in. 2009, Ehlers i in. 2012, Ding i in. 2014). Preparat jest stosowany także do zabezpieczenia miazgi zębów oszlifowanych pod stałe uzupełnienia protetyczne i został poddany badaniom *in vitro* sprawdzającym jego wpływ na wytrzymałość połączenia tkanek zęba z niektórymi cementami (Dondi i in. 1993, Stawarczyk i in. 2012, Sailer i in. 2012, Acar i in. 2014).

W badaniach własnych Gluma Desensitizer jest jedynym z preparatów ochronnych wybranych do badania, który nie zmieniał istotnie statystycznie wytrzymałości połączenia czterech spośród pięciu badanych cementów. Po aplikacji preparatu Gluma Desensitizer średnia wytrzymałość połączenia zapewnionego przez cement samoadhezyjny Maxcem Elite wzrosła o około 100% i osiągnęła wartość $1,909\text{ MPa}$ ($p > 0,05$), a po zastosowaniu Glumy Desensitizer z cementami: RelyX U200 i Ketac Cem Plus średnia wytrzymałość wzrosła (nieistotnie statystycznie) i wyniosła odpowiednio: 3.266 MPa oraz 3.062 MPa .

O. Acar i in. (2014) w badaniach wpływu różnych desensitizerów na wytrzymałość połączenia cementu RelyX U200 z zębina prowadzonych metodą μ TBS stwierdzili, że preparat Gluma Desensitizer jako jedyny wzmocnił połączenie cementu z zębina. I. Sailer i in. (2010) badając wytrzymałość na ścinanie połączenia zębiny z cementem samoadhezyjnym RelyX Unicem (poprzednikiem RelyX U200) otrzymali zdecydowany wzrost wytrzymałości połączenia zębiny z cementem po aplikacji Glumy Desensitizer (ponad 200%). Powyższe obserwacje autorzy tłumaczą reakcją kondensacji HEMA- składnika Glumy Desensitizer i fosforanów zawartych w cementach samoadhezyjnych lub reakcją pomiędzy aldehydem glutarowym z Glumy Desensitizer, obecnym również w niektórych systemach adhezyjnych i fosforanami zawartymi w cemencie. W efekcie dochodzi do silnego wiązania pomiędzy desensitizerem i samoadhezyjnym cementem kompozytowym. Związki zawarte w Gluma Desensitizer, dodawane są do wielu systemów adhezyjnych w celu tworzenia wiązań krzyżowych z kolagenem zębiny, stabilizacji i wzmocnienia powstającej warstwy hybrydowej i mogą wspierać łączenie z zębina, stąd korzystny wpływ Glumy Desensitizer na łączenie z cementem adhezyjnym. Interesującym spostrzeżeniem autorów jest fakt, że po naniesieniu na powierzchnię pokrytą preparatem Gluma Desensitizer cementu tymczasowego wytrzymałość połączenia tworzonego przez cement RelyX Unicem uległa zmniejszeniu, chociaż nadal pozostawała wyższa niż w grupie kontrolnej. Autorzy podają, że dla grupy kontrolnej RelyX Unicem wytrzymałość na ścinanie wynosiła $5,5 \pm 2$ MPa, po zastosowaniu Glumy Desensitizer $17,1 \pm 5,3$ MPa, a po zastosowaniu Glumy Desensitizer i cementu tymczasowego $14,3 \pm 5,9$ MPa (Sailer i in. 2012).

Z kolei B. Stawarczyk i in. (2012) badali retencję koron cyrkonowych cementowanych za pomocą wybranych cementów i wpływ Glumy Desensitizer na powstałe połączenie. Dla cementów samoadhezyjnych uzyskali: dla RelyX Unicem 12,8 MPa, G-Cem/GC 10,7 MPa, dla cementu samotrawiącego Panavia21 - 14,1 MPa. Po zastosowaniu Glumy Desensitizer uzyskali odpowiednio: 13,1 MPa; 13,7 MPa oraz 2,6 MPa dla Panavii21. Po 3 dniach testów termocyklicznych cement RelyX Unicem nadal zapewniał największą retencję koronom (12,8 MPa), a wytrzymałość połączenia nieznacznie malała po zastosowaniu desensitizera Gluma. W przypadku cementu samoadhezyjnego G-Cem spadek wytrzymałości na zrywanie koron był nieznaczny, natomiast preparat Gluma Desensitizer zdecydowanie pogorszył wytrzymałość połączenia z cementem Panavia 21. Autorzy korzystny wpływ preparatu Gluma Desensitizer na siłę połączenia cementów samoadhezyjnych z tkankami zęba

uzasadniają hydrofilnością Glumy Desensitizer i łatwą penetracją preparatu w głąb zębiny oraz reakcją kondensacji HEMA składnika Glumy Desensitizer i fosforanów z cementów samoadhezyjnych. Znaczne osłabienie połączenia cementu Panavia 21 po aplikacji Glumy Desensitizer tłumaczą możliwością zaburzenia polimeryzacji cementu. Sengun i in. (2005) nie zauważyli jednak istotnego wpływu Glumy D. na siłę połączenie systemów samotrawiących z zębina.

Podobnie S. Lawaf i in. (2016) badając wpływ preparatu Gluma Desensitizer na wytrzymałość na rozerwanie połączenia koron metalowych cementowanych za pomocą cementu RelyX U200, po zastosowaniu tego preparatu, stwierdzili wzrost wytrzymałości połączenia z tkankami zęba o ok. 40%. E.C. Munksgaard i in. (1984) wykazali, że wytrzymałość połączenia materiału kompozytowego jest silnie zależna od stężenia HEMA, osiągając maksymalną wartość siły połączenia przy stężeniu 35% i jest prawie niezależna od stężenia glutaraldehydu powyżej 3%. Jest kilka teorii wyjaśniających działanie blokujące kanaliki zębinowe przez Glumę Desensitizer. Wg A.V. Rittera i in. (2001) Gluma D. blokuje je dzięki sieciowaniu kolagenu w zębnie, wg G. Bergenholtz'a i in. (1993) dzięki precypitacji białek osocza przez glutaraldehyd (GA). Inni wyjaśniają jej działanie dwoma mechanizmami tj. poprzez reakcję GA z substancjami zawierającymi grupę aminową w zębnie, co powoduje w dalszej kolejności polimeryzację HEMA (Munksgaard 1990, Cassinelli i Morra 1994). J. X. Qin i in. (2006) stwierdzili, że w zębnie grupę aminową zawiera kolagen macierzy zębinowej oraz albuminy surowicy płynu zębinowego i gdy aldehyd glutarowy (GA), HEMA i Gluma D. zostały dodane do kolagenu, nie nastąpiła żadna polimeryzacja, chociaż zaobserwowano nieznaczne usieciowanie kolagenu przez GA. Polimeryzacja HEMA nastąpiła, gdy BSA zmieszano z mieszaniną GA i HEMA. BSA są homologiczne z albuminą surowicy ludzkiej, co sugeruje, że reakcja między albuminą surowicy w płynie zębowym a GA może indukować polimeryzację HEMA. Wg J. X. Qin'a (2006) o podwójnym mechanizmie działania Glumy D. świadczy również doświadczenie przeprowadzone przez Schupbacha, który zaobserwował penetrację kanalików zębinowych na głębokość 200 μm po zastosowaniu Glumy D., a tylko na 50 μm po zastosowaniu GA.

J. L. Ferracane i in. (2011) uważają, że niskie pH cementów samoadhezyjnych zostaje szybko zobojętniane na skutek reakcji kwaśnych monomerów z rozpuszczalnym alkalicznym szklanym wypełniaczem w procesie wiązania cementu, a równoległe przebiegający proces sieciowania żywicy (wiązania cementu) ogranicza dyfuzję kwaśnych monomerów w głąb

zębiny, co w efekcie prowadzi do demineralizacji tylko powierzchniowej warstwy zębiny i ogranicza się właściwie do modyfikacji warstwy mazistej (Monticelli i in. 2008). Powstająca warstwa hybrydowa jest tak cienka, że trudno ją właściwie tak nazwać. Badanie mikroskopowe połączenia cementu samoadhezyjnego z zębiną wykazało obecność cementu tylko w pojedynczych kanalikach zębinowych, stąd wydaje się, że taki preparat jak Gluma Desensitizer nie będzie zaburzał łączenia z powierzchnią cementu, a wręcz przeciwnie ma szansę to łączenie poprawiać.

Duże różnice między wytrzymałością na rozerwanie połączeń dla cementu Maxcem Elite i RelyX U200 w badaniach własnych dla grupy kontrolnej i po zastosowaniu preparatu Gluma Desensitizer mogą wynikać z większej wrażliwości cementu Maxcem Elite na stopień zwilżenia cementowanej powierzchni, jak też mogą być związane z nieco odmiennym składem obu cementów, nieznaczną różnicą ich lepkości i pH, a tym samym możliwością wchodzenia w reakcję jonów fosforanowych zawartych w cementach z wapniem z hydroksyapatytów zębiny. Cementy samoadhezyjne mają uproszczoną procedurę cementowania. Nie wymagają wytrawiania tkanek zęba i pokrywania preparowanych powierzchni dodatkowymi preparatami adhezyjnymi, a siła wytworzonego przez nie połączenia z tkankami zęba jest porównywalna do innych cementów adhezyjnych. Mimo to podejmowane są próby kondycjonowania powierzchni w celu uzyskania jeszcze mocniejszego połączenia tkanek zęba z cementem i poprawy retencji uzupełnienia protetycznego (Ibarra i in. 2009, Mazzitelli i in. 2010, Suzuki i in. 2013, Broyles i in. 2013). Choć dzięki trawieniu kwasem ortofosforowym otrzymano istotny wzrost wytrzymałości połączenia cementów samoadhezyjnych ze szkliwem (Prieto i in. 2010), to w przypadku zębiny uzyskiwano najczęściej niekorzystne rezultaty (Hikita i in. 2007, Prieto i in. 2010). Jedynie po trawieniu kwasem poliakrylowym odnotowano wzrost wytrzymałości połączenia cementów samoadhezyjnych z zębiną (Pavan i in. 2010). Broyles i in. (2013) przed cementowaniem za pomocą RelyX Unicem do kondycjonowania powierzchni zębiny stosował 25% kwas poliakrylowy, 5% glutaraldehyd oraz wyciąg z nasion winogron. RelyX Unicem w grupie kontrolnej uzyskał wartość 12.2 MPa, a po kondycjonowaniu powierzchni kwasem poliakrylowym 16.6 MPa, wyciągiem z nasion winogron 13.0 MPa, a glutaraldehydem 13.9 MPa, co może świadczyć również o udziale aldehydu glutarowego w uzyskaniu połączenia z zębiną.

S.S. Jalandar i in. (2012) badając wytrzymałość na rozciąganie połączenia metalowych koron osadzonych za pomocą cementów: glosjonomerowego modyfikowanego żywicą RelyX Luting, glosjonomerowego Fuji Cem I i cementu fosforanowego Harvard Cement oraz wpływ Glumy Desensitizer na te połączenia stwierdzili, podobnie jak w obecnych badaniach, wzrost wytrzymałości połączenia cementu glosjonomerowego modyfikowanego żywicą po zastosowaniu preparatu Gluma D.: 49.02 ± 3.32 Kg w porównaniu z grupą kontrolną: 48.61 ± 3.54 Kg, natomiast odmiennie od wyników badań własnych, autorzy uzyskali nieznaczny wzrost wytrzymałości po zastosowaniu Glumy D. również dla dwóch pozostałych badanych cementów (Jalandar i in. 2012). Redukcję wytrzymałości na rozciąganie połączenia metalowych koron z zębami filarowymi, po zastosowaniu podobnego do Glumy Desensitizer materiału Systemp, uzyskano po zastosowaniu cementów: glosjonomerowego i fosforanowego (Vajrabhaya 2003, Chauhan i Wadkar 2015). Do badania wykorzystali 4 mm wysokości filary zębowe i szlifowali ściany boczne pod kątem 6° , co mogło się przyczynić do uzyskania wyższych wyników wytrzymałości badanych połączeń. Odmiennie wyniki badań dla cementu glosjonomerowego modyfikowanego żywicą (nieznaczne osłabienie tego połączenia po zastosowaniu Glumy D.) uzyskali N.H. Yim i in. (2000) badając wytrzymałość na zrywanie koron metalowych. W grupie kontrolnej wytrzymałość potrzebna do zerwania korony wynosiła 2,96 MPa, a po zastosowaniu Glumy Desensitizer 2,81 MPa. Odwrotny efekt działania Glumy D., jednak przy nieznacznych różnicach, na wytrzymałość na rozerwanie połączenia cementu glosjonomerowego modyfikowanego żywicą z tkankami zęba niż w obecnym badaniu może wynikać z użycia innego cementu z tej samej grupy, który może się różnić składem i właściwościami. Podobnie E.J. Swift i in. (2011) badając wpływ Glumy D. na łączenie cement- zęb między innymi cementu glosjonomerowego modyfikowanego żywicą (Vitremmer Luting Cement) oraz G.H. Johnson i in. (1998) badając wpływ Glumy Desensitizer na połączenie modyfikowanego glosjonomeru Resinomer/Bisco nie stwierdzili wpływu tego desensitizera na wytrzymałość wytworzonego przez cementy połączenia.

W badaniach własnych stwierdziłam nieznaczne osłabienie średniej wytrzymałości połączenia z zębina cementów konwencjonalnych po aplikacji preparatu Gluma Desensitizer, a analiza statystyczna wykazała, że nie są to różnice istotne statystycznie. Średnia wytrzymałość połączenia dla cementu glosjonomerowego Ketac Cem była słabsza w porównaniu z grupą kontrolną o 21%, a cementu fosforanowego Harvard o 18%. Większe

(38%) osłabienie średniej wytrzymałości połączenia cementu Ketac Cem po zastosowaniu preparatu Gluma D. uzyskali C. Sipahi i in. (2007). N. H. Yim i in. (2000) w badaniach retencji koron osadzonych za pomocą cementu fosforanowego (Fleck's) oraz giasjonomerowego (Ketac-Cem) po zastosowaniu Glumy D. również obserwowali obniżenie wytrzymałości połączenia dla tych cementów z tkankami zęba odpowiednio z 1.68 MPa do 0.81 MPa oraz z 2.36 MPa do 1.98 MPa. Po aplikacji preparatu Gluma D. obserwowali również spadek siły połączenia z tkankami zęba cementu giasjonomerowego modyfikowanego żywicą (Fuji II) oraz cementu samotrawiącego (Panavia21). Wykazali, że we wszystkich przypadkach zastosowanych cementów po użyciu Glumy Desensitizer nastąpiło obniżenie retencji koron w porównaniu z grupą kontrolną. Badania E.J. Swifta (1997) nie wykazały znaczącego wpływu Glumy Desensitizer na cementy giasjonomerowe, fosforanowe oraz giasjonomerowe modyfikowane żywicą, natomiast odmienne rezultaty badań opublikowali S. M.Chandavarkar i S. M. Ram (2015). W badaniach retencji koron metalowych z cementem giasjonomerowym - Fuji Cem uzyskał po aplikacji Glumy D. nieznaczny wzrost wytrzymałości z 3,64 MPa dla grupy kontrolnej do 3,87 MPa.

W przypadku cementów fosforanowych w grę wchodzi tylko mechaniczne łączenie z powierzchnią zęba. Można dlatego przypuszczać, że pokrycie powierzchni zębiny preparatem Gluma Desensitizer może powodować nieznaczne jej wygładzenie i być przyczyną obniżenia wytrzymałości połączenia na skutek obniżenia możliwości tworzenia mechanicznego zazębienia się cementowanych powierzchni. Obserwacje SEM zębiny pokrytej 5% GDA pokazało, że powierzchnia z nierównej, pokrytej warstwą mazistą z widocznymi nielicznymi otwartymi kanalikami zębinowymi po pokryciu przez GDA stawała się bardziej gładką, co autorzy tłumaczą częściowym rozpuszczeniem warstwy mazistej, a niewielkie spękania w okolicy zamkniętych kanalików procedurą przygotowania preparatu (Dijkman i in. 1994). C.A. Arrais i in. (2014), zaobserwowali w badaniu SEM po zastosowaniu Glumy Desensitizer 1 μm grubości warstwę pokrywającą zębinę i wnioskującą do kanalików zębinowych, która wg autorów odpowiedzialna jest za ich blokowanie. Osłabienie połączenia tkanek z cementem giasjonomerowym może być również spowodowane jak w przypadku cementu fosforanowego niwelowaniem nierówności powierzchni zębiny przez preparat Gluma Desensitizer, a także ograniczeniem dostępu do wapnia z powierzchni zębiny i uniemożliwieniem reakcji chelacji jonów Ca^{2+} zębiny z grupami karboksylowymi cementu giasjonomerowego przez ufixowaną GDA warstwę zębiny bardziej odporną na

demineralizację (Dijkman i in. 1994). Odmienne wyniki badań niektórych autorów dla tej grupy cementów mogą wynikać z metody badania, która często uwzględnia korzystne pod względem retencji zęby filarowe i być kluczowym czynnikiem decydującym o utrzymaniu koron. Wyniki badań własnych wskazują na możliwość pogorszenia utrzymania uzupełnień protetycznych jeżeli pojawią się jakiegokolwiek ustępstwa dotyczące kształtu i wielkości zębów. Potwierdzają to badania N.H. Yima i in. (2000) przy wysokości filaru 4 mm i 26° kącie konwergencji, choć zmniejszenie wytrzymałości połączenia po zastosowaniu Glumy Desensitizer C. Sipahi i in. (2007) uzyskali nawet przy optymalnym kształcie retencyjnym zęba filarowego (wysokość 4mm/kąt 10°).

Należy wziąć pod uwagę, że powyższe badania są prowadzone *in vitro*, a zęby poza jamą ustną nie będą wypełnione tym samym płynem kanalikowym, który wydaje się niezbędny do działania Glumy Desensitizer. Obecne badanie również nie uwzględniające wielu parametrów nie wyczerpuje problemu i konieczne są dalsze badania zwłaszcza kliniczne tej grupy preparatów.

8.2.2 Super Seal

Preparat na bazie szczawianu Super Seal w badaniach własnych osłabił znacznie wytrzymałość na rozciąganie połączenia z zębiną cementów samoadhezyjnych RelyX U200 i Maxcem Elite oraz cementów glasjonomerowych Ketac Cem i Ketac Cem Plus odpowiednio o 61%, 51%, 52% i 39%, natomiast nie ma wpływu na siłę połączenia cementu fosforanowego Harvard Cement z zębiną.

Podobny spadek wytrzymałości połączenia cementu Ketac Cem z tkankami zęba (44%) stwierdzili C. Sipahi i in. (2007), po zastosowaniu zawierającego szczawian Oxa-gel/Kota, w badaniu polegającym na zrywaniu koron protetycznych z zębów osadzonych za pomocą tego cementu. C.V. Havenman i D.G. Charlton (1994) wykazali, że szczawiany wytrącając się na powierzchni zębiny wpływają niekorzystnie również na połączenie z zębiną wybranych glasjonomerów modyfikowanych żywicą. K. Soeno i in. (2001) badali wpływ m.in. desensitizera MS Coat (zawiera kwas szczawiowy, ale i polimer MS) na wytrzymałość połączenia zapewnianego przez cementy: Panavia Fluoro Cement oraz Super Bond C&B. Preparat nie miał wpływu na wytrzymałość połączenia tworzonego przez Super Bond C&B, natomiast osłabiał połączenia dla cementu Panavia. J.B. Huh i in. (2008), którzy badali wpływ desensitizerów: Super Seal, MS-Coat/Sun Medical (szczawian/polimer MS) na naprężenie

ścinające połączenia cementu Panavia F stwierdzili, że Super Seal miał najmniejszy wpływ na wytrzymałość na ścinanie (12,33 MPa) w porównaniu z grupą kontrolną (14,74 MPa). Znaczne osłabienie wytrzymałości na ścinanie połączenia cementu Panavia z zębinią uzyskali po zastosowaniu materiałów: Gluma Desensitizer 5,28 MPa, MS-Coat 4,44 MPa i Copalite Varnish/Dentistry iQ 3,14 MPa (Huh i in. 2008). Brak znaczącego wpływu materiału Super Seal na wytrzymałość połączenia dla cementu Panavia/Kuraray Dental w porównaniu z uzyskanym we własnym badaniu znacznym osłabieniem naprężenia dla cementów samoadhezyjnych może wynikać z różnicy w pH systemu samotrawiącego cementu Panavia oraz cementów samoadhezyjnych, a także czasem oddziaływania kwaśnych związków na pokrytą szczawianami powierzchnię zębiny. G.D. Gillam i in. (2001) po stosowaniu szczawianów zaobserwowali kryształki szczawianu wapnia nie tylko wewnątrz kanalików, ale także na powierzchni zębiny, potwierdzając informacje producenta. Zarówno J.B. Huh i in. (2008) jak i D.H. Pashley i in. (1993) stwierdzili, że kryształki szczawianu wapnia, dzięki kwasoodporności skutecznie blokują wiązanie z systemami adhezyjnymi.

Wiele badań nad szczawianami koncentrowało się na uzyskaniu warstwy hybrydowej, nie zaburzonej przez wypływający z kanalików płyn zębiniowy, dlatego badacze stosowali szczawiany na wytrawioną powierzchnię zębiny, by osad kryształów szczawianu wapnia powstał głębiej w kanalikach, a mniej na powierzchni i by uzyskać możliwość głębszej penetracji kanalików przez żywicę systemu adhezyjnego, a tym samym grubszą i mocniejszą warstwę hybrydową. V. Vachiramon i in. (2008) badali Super Seal i BisBlock (szczawian, po uprzednim wytrawieniu powierzchni) razem z systemem adhezyjnym (2-step etch and rins) Adper Single Bond Plus/ 3M ESPE. Uzyskano niższe wartości μ TSB po zastosowaniu obu preparatów w porównaniu z grupą kontrolną, jak również zaobserwowano większy nanoprzeciek po zastosowaniu szczawianów przed systemem adhezyjnym. Zastosowanie szczawianu powoduje powstanie kryształów szczawianu wapnia, które w zależności od pH mogą się różnić budową. Może to również mieć wpływ na różną przepuszczalność kanalików zębiniowych, a także na ich możliwość rozpuszczania w kwasie fosforowym (Vachiramon i in. 2008). Wcześniejsze badania z użyciem Single Bond/3M ESPE oraz One-Step/Bisco nie wykazały pogorszenia wczesnej adhezji do zębiny po wstępnym zastosowaniu szczawianów (Pashley D.H. i in. 2001, Tay 2003).

R.A. Awang i in. (2007) badali wytrzymałość na ścinanie połączenia kompozytu z zębinią po zastosowaniu desensitizera szczawianowego MS-Coat (zawierający kwas

szczawiowy oraz polimer MS-Coat). Użyli go po wytrawieniu powierzchni z systemem adhezyjnym Prime&Bond NT/Dentsply i zaobserwowali znaczne obniżenie siły łączącej materiał z powierzchnią zębiny. Podobne obniżenie wytrzymałości z systemem adhezyjnym uzyskali po zastosowaniu preparatu MS-Coat N. Lehmann i M. Degrange (2005). Autorzy za przyczynę znacznego obniżenia wytrzymałości połączenia uważają możliwość braku kompatybilności polimeru MS z niektórymi systemami adhezyjnymi, którym blokuje najprawdopodobniej dostęp do kanalików zębinowych. A.C. Aranha i in. (2006) badali wpływ żelu szczawianowego Oxa-gel/Kota na wytrzymałość połączenia materiału Filtec 250, po wytrawianiu zębiny 35% kwasem fosforowym i pokryciu jej systemem adhezyjnym Single Bond/3M ESPE. Stwierdzili, że wstępne pokrywanie zębiny preparatem Oxa-gel/Kota powoduje zmniejszenie wytrzymałości na rozciąganie próbek niemal o połowę.

W badaniach własnych, zgodnie z instrukcją producenta, nie usuwałam z powierzchni zębiny warstwy mazistej, która stanowi barierę ograniczającą przepływ płynów przez kanaliki zębinowe. Brak wytrawiania zębiny przed zastosowaniem szczawianów skutkuje większą aglomeracją kryształów bliżej powierzchni w porównaniu z obserwowanym w wielu badaniach użyciem kwasu fosforowego (Pashley D.H. i in. 2001, Tay 2003).

Oslabienie wytrzymałości połączenia z zębiną wybranych cementów po zastosowaniu preparatu Super Seal, które zaobserwowałam w badaniach własnych może sugerować, że powstała na powierzchni zębiny kwasoodporna warstwa kryształów szczawianu wapnia utrudnia cementom samoadhezyjnym reakcję z jonami wapnia z powierzchni zębiny. Prawdopodobnie pH cementów samoadhezyjnych nie jest wystarczająco niskie (2-2,5) i stosunkowo szybko zostaje zobojętniane na skutek reakcji kwaśnych monomerów z rozpuszczalnym alkalicznym szklanym wypełniaczem w procesie wiązania cementu, dlatego nie jest w stanie rozpuścić warstwy szczawianów. Obecność na powierzchni kryształków szczawianu wapnia może dodatkowo utrudniać rozprowadzanie cementów po powierzchni zębiny i tym samym uzyskanie właściwego przylegania łączonych powierzchni.

Taki mechanizm może być także odpowiedzialny za osłabienie łączenia z zębiną cementów: glasonomerowego i glasonomerowego modyfikowanego żywicą. Choć kwas szczawiowy dodany do cementu glasonomerowego przyspiesza reakcję jego wiązania poprzez szybsze ługowanie jonów, a także poprawia jego usieciowanie i zmniejsza początkową lepkość (Hugh i Tyas 2006), to wyniki wytrzymałości połączenia dla związków

szczawianu uzyskane przez C.W. Haveman'a i D.G. Charltona (1994) wykazały niekorzystny wpływ na połączenie z zębina materiałów glasonomerowych modyfikowanych żywicą. Sugerowany przez autorów mechanizm działania polega na zmniejszaniu wytrzymałości wiązania z powodu wytrąconych szczawianów na powierzchni zębiny, które stanowiły barierę dla skutecznego przenikania i wiązania glasonomeru modyfikowanego żywicą.

Szczawian potasu został również użyty do badania jego wpływu na łączenie z zębina za pomocą konwencjonalnych cementów: fosforanowego, polikarboksyłowego i glasonomerowego (Richardson i in. 1990). Badacze odmiennie niż w obecnych badaniach stwierdzili, że szczawian potasu nie wpływa na wytrzymałość na rozerwanie łączenia z powierzchnią zęba cementów polikarboksyłowych i glasonomerowych, natomiast negatywnie działa na połączenie cementu fosforanowego z zębina.

Brak wpływu materiału Super Seal na średnią wytrzymałość połączenia z zębina tworzonego przez Harvard Cement, jaki stwierdziłam we własnych badaniach można uzasadnić brakiem łączenia chemicznego tego cementu z zębina oraz wytworzeniu matowej powierzchni zębiny - świadczącej o wytrącaniu kryształków, które tworzą nierówną powierzchnię, niezakłócającą uzyskania połączenia mechanicznego.

8.2.3 Isodan

Doniesienia o skutecznym zwalczaniu nadwrażliwości i pozytywnych wynikach blokowania kanalików zębinowych przez materiały złożone zawierające fluorek sodu oraz HEMA opisywane w piśmiennictwie przyczyniły się do włączenia do badań własnych Isodanu (Camps i in. 2002, Hoang-Dao i in. 2008). Pozytywny wpływ materiałów zawierających fluor na jakość połączenia samotrawiącego cementu Panavia z tkankami zęba uzyskali S. Külünk i in. (2011). Wykazali, że preparaty zawierające fluor, takie jak : Thermoline (1% fluorek sodu, 1% fluorek wapnia) i Prep-ez (0,5% fluorku sodu, HEMA, 5% chlorek banzalkonium) zwiększają wytrzymałość połączenia cementu z zębina. M. DüNDAR i in. (2010) badali Aqua-prep (0,5% fluorek sodu i HEMA)- preparat o podobnym składzie do Isodanu, w połączeniu z cementami Duo-link/Bisco Dental i Variolink. Nie stwierdzili oni pogorszenia wytrzymałości połączenia z zębina. Wyniki tego badania mogły sugerować, że Isodan może okazać się przydatnym materiałem do zabezpieczenia miazgi po oszlifowaniu zęba i nie wpłynie na wytrzymałość połączenia cementów z zębina. Producent zaleca Isodan do stosowania przed cementowaniem, nie wskazując jednak z jakimi cementami może być użyty.

W badaniach własnych Isodan zdecydowanie osłabiał wytrzymałość na rozciąganie połączenia z zębina wszystkich badanych cementów w zakresie od 18% dla Maxcemu (nie istotnie statystycznie) do 44% dla RelyX U200. Można zauważyć, że choć doszło do osłabienia wytrzymałości połączenia dla cementu RelyX U200 z Isodanem, to uzyskany wynik średniej wytrzymałości połączenia z zębina pokazuje, że RelyX U200 zapewnia nadal wyższą wytrzymałość niż cementy: fosforanowy Harvard Cement i giasjonomerowy Ketac Cem.

T. Akca i in. (2007) w badaniu metodą μ TBS wytrzymałości połączenia materiału kompozytowego TPH/Dentsplay łączonego cementem samotrawiącym Futura Bond NR/Voco po zastosowaniu desensitizerów: Fluor Protector/Ivoclar Vivadent, Vivasens/Ivoclar Vivadent i Isodan wykazali również, że preparaty te zmniejszają siłę połączenia badanego cementu kompozytowego z tkankami zęba. Podobnie O. Acar i in. (2014), którzy badali metodą μ TBS wytrzymałość połączenia cementu RelyX U200 z zębina z udziałem różnych desensitizerów, dla preparatu zawierającego fluor: Aqua-prep F (HEMAok.20%, fluorek sodu ok 3%) uzyskali redukcję wytrzymałości połączenia cementu z zębina z 7,79 MPa do 5,5 MPa. D. Saraç i in. (2009) badali wpływ 4 desensitizerów zawierających fluor: Bifluorid 12, Fluoridin, Thermoline oraz PrepEze na μ TSB połączenia cementu adhezyjnego Bifix QM i giasjonomerowego modyfikowanego żywicą Avanto z zębina. Trzy pierwsze preparaty miały negatywny wpływ na wytrzymałość połączenia badanych cementów z tkankami zęba, natomiast po zastosowaniu preparatu PrepEze zawierającego HEMA i 0,5% fluorku sodu uzyskali wzmocnienie połączenia w porównaniu do grupy kontrolnej. Autorzy na podstawie swoich badań stwierdzili, że im wyższe stężenie fluoru tym niższe wartości μ TSB dla użytych cementów. S.H. Han i in. (2009) metodą μ TBS badali wpływ zastosowania Isodanu na połączenie inlay'ów za pomocą samoadhezyjnego cementu Bis-Cem/Bisco bez użycia systemów wiążących oraz po zastosowaniu systemów wiążących: All-BondSE/Bisco i One-step/Bisco. Stwierdzili, że Isodan stosowany bez systemu wiążącego zmniejszył 3-krotnie w porównaniu z grupą kontrolną siłę potrzebną do rozerwania próbek. Wartość μ TSB była również niższa niż w grupie kontrolnej po aplikacji systemu One-step na powierzchnię pokrytą Isodanem. Natomiast po aplikacji systemu All BondSE siła połączenia cementu Bis-Cem była wyższa, co pokazuje, że Isodan modyfikuje powierzchnię zęba, a siła połączenia zależy od kompatybilności z zastosowanym systemem wiążącym.

Zastosowany dwukrotnie na powierzchnię zębiny powoduje, że powierzchnia staje się połyskliwa. Prawdopodobnie preparat wygładza powierzchnię, co w przypadku

stosowania cementów konwencjonalnych, które łączą się z tkankami zęba głównie mechaniczne, nie pozwala na uzyskanie mikroretencji. Mechanizm zabezpieczenia miazgi przez związki fluoru polega najprawdopodobniej na wytworzeniu kulistych form CaF_2 , blokujących kanaliki zębinowe (Bartold 2006, Arrais i in. 2014). Interakcja fluorku sodu z powierzchnią zębiny i tworzenie się CaF_2 mogło również utrudniać cementom glasonomerowym proces chelacji (Hoang-Dao i in. 2008), natomiast w przypadku cementów kompozytowych według C.K. Yiu i in. (2005, 2006) obecność sferycznych osadów CaF_2 na powierzchni zębiny w warstwie łączącej stanowi czynnik zwiększający naprężenie, utrudniający rozprowadzanie cementu po powierzchni zęba i tworzenie właściwej warstwy hybrydowej. Jednak w przypadku cementów samoadhezyjnych trudno stwierdzić powstanie warstwy hybrydowej, dlatego osłabienie łączenia może raczej wynikać z wykorzystania wapnia zębiny do tworzenia związków z fluorem i jego deficytem na powierzchni dla cementów samoadhezyjnych, jak też utrudnieniem rozprowadzania po powierzchni zębiny cementu spowodowane przez sferyczne cząsteczki CaF_2 .

Rola azotanu potasu zawartego w preparacie polega głównie na depolaryzacji błony komórkowej nerwów i zmniejszeniu ich wrażliwości przez jony K^+ (Pashley D.H. i in. 1984, Markowitz i in. 1992). Nie można wykluczyć roli azotanu potasu w blokowaniu kanałków zębinowych, choć niektórzy autorzy twierdzą, że jest to mało prawdopodobne (Frechoso i in. 2003). Zmniejszenie wrażliwości nerwów może być ważnym czynnikiem, który minimalizuje neurogeną drogę zapalenia miazgi, kiedy wydzielane przez pobudzone komórki nerwowe i fibroblasty substancje (SP, CGPR) wpływają na rozszerzenie naczyń i wzrost ich przepuszczalności, inicjując wzrost ciśnienia i rozwój stanu zapalnego miazgi (Caviedes-Bucheli i in. 2008, Killough i in. 2009, Jalalian i in. 2009, Pashley D.H. 2013).

Niewielka liczba badań tego rodzaju materiałów stosowanych do leczenia nadwrażliwości czy zabezpieczenia miazgi zębów po szlifowaniu w połączeniu z cementami, nie pozwala na szerszą analizę porównawczą wpływu Isodanu na wytrzymałość połączenia wybranych przez mnie cementów.

8.2.4 Teethmate Desensitizer

Preparat Teethmate Desensitizer/Kuraray Dental należy do stosunkowo nowej grupy materiałów wykorzystywanych do blokowania kanałków zębinowych. Zawarty w preparacie czterofosforan wapnia oraz anhydrotyczny dwufosforan wapnia po zmieszaniu z wodą tworzą na powierzchni zęba hydroksyapatyt, który uszczelnia kanaliki zębinowe. Skuteczne

blokowanie kanalików zębinowych przez powstały hydroksyapatyt potwierdzają w badaniach in vitro P. Yuan i in.(2012), H. Endo i in. (2013) oraz L. Han i T. Okiji (2015). Badania kliniczne wrażliwości szyjek zębowych wykazały, że Teethmate Desensitizer jest efektywnym desensitizerem i skutecznie chroni przed nadwrażliwością (Mehta i in. 2014, Wang 2016).

W badaniach własnych materiał Teethmate Desensitizer jako jedyny poprawił, choć nie istotnie statystycznie, średnią wytrzymałość połączenia dla cementu fosforanowego Harvard Cement. Najprawdopodobniej wytworzona warstwa tego desensitizera nie niweluje nierówności powierzchni szlifowanej zębiny i nie utrudnia mechanicznego połączenia. Materiał ten nie istotnie statystycznie osłabił średnią wytrzymałość na rozciąganie połączenia dla cementu Maxcem Elite (2%) i RelyX U200 (11%), natomiast znaczne obniżenie średniej (istotne statystycznie) wytrzymałości połączenia z zębiną zaobserwowano dla cementów: Ketac Cem (39%) i Ketac Cem Plus (35%). Może to być spowodowane wzrostem odporności na demineralizację zębiny po zastosowaniu Teethmate Desensitizer i trudniejszym pozyskiwaniem wapnia z tak utworzonej powierzchni wykazaną w badaniach prowadzonych przez E. Lodha i in. (2014).

Brak jest w literaturze doniesień na temat wpływu preparatu Teethmate Desensitizer na cementy konwencjonalne i samoadhezyjne. A.P. Chandrasekaran i in. (2014) badali wpływ preparatu GC Tooth Mousse zawierającego fosforan wapnia na jakość połączenia z tkankami zęba cementów fosforanowego, glasjonomerowego oraz glasjonomerowego modyfikowanego żywicą. Preparat ten zmniejszył wytrzymałość połączenia koron z zębami dla cementów: fosforanowego i glasjonomerowego, natomiast nie wpłynął na wytrzymałość połączenia zapewnianego przez cement glasjonomerowy modyfikowany żywicą. Wpływ desensitizerów, w tym także desensitizera Teethmate D. na połączenie materiału kompozytowego z zębiną badali R.N. Garcia i in. (2015), jednak ich badanie dotyczyło cementu samotrawiącego Panavia 2.0, gdzie główną rolę w procesie łączenia z zębiną odgrywa system adhezyjny ED Primer (2,4 pH). Zarówno Gluma Desensitizer jak i Super Seal użyte w tym badaniu obniżyły wytrzymałość (μ TBS) połączenia dla tego cementu w porównaniu z grupą kontrolną, natomiast wzrost wytrzymałości połączenia zaobserwowano po zastosowaniu preparatu Teethmate Desensitizer. Z kolei materiał ten użyty w połączeniu z systemami adhezyjnymi zawierającymi 10-MDP uzyskał bardziej stabilne połączenie z zębiną, gdy zębinę przed nałożeniem Teethmate D. kondycjonowano 10% EDTA (Allegra i in.

2015). S.H. Siso i in. (2017) badali μ TBS próbek Clearfill APX, system adhezyjny Clearfill Universal Bond z zębina po trawieniu zębiny kwasem fosforowym i bez wytrawiania oraz po zastosowaniu desensitizera Teethmate D. Najniższą wytrzymałość (μ TBS) uzyskali w grupie, w której zębina przed nałożeniem systemu adhezyjnego Clearfill Universal Bond była wytrawiana i pokrywana preparatem Teethmate D. $11,78 \pm 5,3$ MPa w porównaniu z grupą, którą poddawano tylko wytrawianiu kwasem fosforowym $27,78 \pm 7,84$ MPa. W grupie, w której użyto Clearfill Universal Bond jako systemu samotrawiącego, wytrzymałość uzyskanego połączenia wyniosła $21,8 \pm 6,53$ MPa a po zastosowaniu na zębina preparatu Teethmate Desensitizer obniżenie wytrzymałości było mniej znaczące i uzyskano $16,17 \pm 4,96$ MPa (Siso i in. 2017). Wyniki dotychczasowych badań, wskazują na możliwość zastosowania preparatu Teethmate Desensitizer zarówno po szlifowaniu zębów jak i przed cementowaniem uzupełnień protetycznych w przypadku zastosowania cementów: fosforanowych i samoadhezyjnych, ale konieczne są dalsze, poszerzone badania jego interakcji z poszczególnymi cementami.

8.2.5 Nanocare Gold

Do badań włączony został również preparat zawierający nanocząsteczki złota i srebra Nanocare Gold/Nanotechnology. Materiał ten nie ma zdolności blokowania kanalików zębinowych, a jego działanie jest jedynie przeciwbakteryjne.

Duża wrażliwość po szlifowaniu i podczas użytkowania koron tymczasowych może być wskaźnikiem i zapowiedzią nadwrażliwości po cementowaniu (Pashley D.H. 2013), a obecność bakterii na powierzchni zębiny i przenikanie toksyn bakteryjnych przez kanaliki zębinowe do miazgi jest czynnikiem, który może również odegrać znaczącą rolę w powstawaniu stanów zapalnych miazgi, stąd poza blokowaniem kanalików ważną rolę mogą odegrać środki przeciwbakteryjne, także te z nanocząsteczkami (Pashley D.H. 1996, Love 2004, Alt V. 2004, Pashley D.H. 2013, Besinis i in. 2014).

W badaniach własnych materiał Nanocare Gold osłabia istotnie statystycznie średnią wytrzymałość na rozciąganie połączenia zębiny z cementem glosjonomerowym Ketac Cem. Nanocare Gold nie wpłynął na łączenie cementu samoadhezyjnego RelyX U200, a nieistotnie statystycznie zwiększył wytrzymałość połączenia zębiny z cementem samoadhezyjnym Maxcem Elite. Jego wpływ na wytrzymałość połączenia dla cementu glosjonomerowego modyfikowanego żywicą Ketac Cem Plus oraz fosforanowego Harvard Cement jest na granicy istotności statystycznej. Badania S. Kasraei i in. (2012) wykazały zmniejszenie kąta

kontakty kompozytu z kroplą wody po dodaniu do niego nanocząsteczek srebra. Autorzy zaobserwowali, że wraz ze wzrostem ilości srebra, w zakresie od 0,5% do 1 % ilości wagowej, wzrastał kąt kontaktu wody, czyli malała hydrofilność materiału kompozytowego. Próby dodawania do cementu RelyX U200 oraz RelyX ARC nanocząsteczek srebra wykazały, że oba materiały zmieniały kolor i miały wyższą sorpcję wody w porównaniu z cementami bez cząsteczek srebra. C. Fan i in. (2011), L. Cheng i in. (2012) oraz M.Uno i in. (2013) potwierdzają również zmiany barwy i sorpcji wody w kompozytach po dodaniu nanocząsteczek srebra. Zwracają również uwagę na słabszą polimeryzację materiału i wymywanie monomerów, zastępowanych przez wodę, co skutkuje pogorszeniem właściwości mechanicznych kompozytów (Durner i in. 2011). L. Cheng i in. (2011) twierdzą, że dodatek mniej niż 0,08% soli srebra nie wpływa znacząco na właściwości materiału kompozytowego a koncentracja nanocząstek na poziomie 0,03% skutecznie hamuje kolonizację bakterii, co także potwierdzają badania D. Bürgersa (2009). Materiał Nanocare Gold w obecnym badaniu nie był stosowany jako składnik cementu, lecz jako jedna z warstw tworzonego połączenia, co moim zdaniem nie wyklucza, że nanocząsteczki srebra nie mogły połączyć się z zewnętrzną warstwą cementu i wpłynąć na jego jakość, a także tworzone połączenie z zębem.

Doniesienia wielu badaczy wskazują na korzyści stosowania nanocząsteczek, zwłaszcza srebra, jako materiałów o właściwościach przeciwbakteryjnych, ale jednocześnie pokazują jak wiele zależności może wpłynąć na jakość uzyskanego leczenia i dlatego konieczne są dalsze badania tej grupy materiałów. Zastosowanie Nanocare Gold wydaje się bezpieczne pod względem siły połączenia dla większości badanych cementów, choć należy brać pod uwagę ograniczenia metody badania i podejmować kolejne próby kontroli wprowadzanych na rynek nowych materiałów.

W swojej pracy nie poruszałam szerzej tematu biogodności poszczególnych preparatów, czy związków w nich zawartych. Im dłużej są one na rynku tym więcej badań dostępnych również w tym zakresie (Schedle 1998). Nie można więc nie wspomnieć, że stosowane od wielu lat preparaty zawierające np. HEMA (również systemy adhezyjne) wykorzystywane do ochrony miazgi mają także coraz więcej negatywnych opinii, ze względu na brak biokompatybilności HEMA, która według wielu badaczy (Saraswati i in. 2017) może być przyczyną reakcji zapalnych i prowadzić do apoptozy komórek miazgi. Dlatego wydaje się konieczne poszukiwanie materiałów, które będą sprzyjać ochronie miazgi pod każdym

względem, które naśladują naturę i skład zęba jak np.: Teethmate Desensitizer lub są zdobyczą najnowszych technologii, które mogą się okazać skuteczne w walce z bakteriami jak w przypadku np. nanocząsteczek i preparatu Nanocare Gold.

Wyniki przedstawionych przeze mnie badań pozwalają na wyciągnięcie pewnych wniosków, jednak należy pamiętać, że badanie in vitro tylko częściowo oddaje sytuację żywych zębów i środowiska jamy ustnej. Nie uwzględniono również wpływu uzupełnień protetycznych i cementów tymczasowych na powierzchnię zębiny, czy badań obciążeniowych związanych z możliwą degradacją połączeń w czasie, co wydaje się istotne w ostatecznym wyborze materiałów ochronnych i powinno być podejmowane w dalszych badaniach.

9 Wnioski

1. Materiały do ochrony miazgi wpływają w różny sposób na siłę połączenia cementów z zębina, dlatego ich wybór ma istotne znaczenie i powinien uwzględniać przewidywany do użycia rodzaj cementu.
2. Największą wytrzymałość na rozerwanie połączenia z zębina (w grupach kontrolnych) uzyskał cement samoadhezyjny RelyX U200 oraz modyfikowany żywicą gласjonomer Ketac Cem Plus.
3. Badania wytrzymałościowe wskazują, że:
 - a. Gluma Desensitizer zdecydowanie wzmacnia średnią wytrzymałość na rozciąganie połączenia z zębina cementu samoadhezyjnego Maxcem Elite, dla pozostałych cementów jej wpływ nie jest istotny statystycznie.
 - b. Super Seal osłabia średnią wytrzymałość na rozciąganie połączenia z zębina wszystkich badanych cementów, jednak dla cementu Harvard Cement nie jest to istotne statystycznie.
 - c. Isodan osłabia średnią wytrzymałość na rozciąganie połączenia z zębina wszystkich badanych cementów, jednak dla cementu Maxcem Elite nie jest to istotne statystycznie.
 - d. Teethmate Desensitizer osłabia średnią wytrzymałość na rozciąganie połączenia z zębina Ketac Cem i Ketac Cem Plus, natomiast nie wpływa istotnie statystycznie na połączenia pozostałych cementów.
 - e. Nanocare Gold osłabia średnią wytrzymałość na rozciąganie połączenia z zębina cementu Ketac Cem. Osłabienie dla cementów Harvard Cement i Ketac Cem Plus jest na granicy istotności statystycznej. Natomiast wpływ Nanocare Gold na połączenia cementów samoadhezyjnych Maxcem Elite i RelyX U200 nie jest istotny statystycznie.
4. Wśród badanych cementów i materiałów do ochrony miazgi relatywnie największą wytrzymałość połączenia z zębina uzyskano dla par: Ketac Cem Plus - Gluma Desensitizer, RelyX U200 - Gluma Desensitizer oraz RelyX U200 - Nanocare Gold i RelyX U200 - Teethmate Desensitizer.

10 Streszczenie

Zadaniem leczenia protetycznego jest przywrócenie utraconej funkcji i estetyki uzębienia oraz uzyskanie długotrwałego utrzymania wykonanych uzupełnień protetycznych. Powszechnie stosowane w rehabilitacji protetycznej korony na zębach z żywą miazgą wymagają oszlifowania zęba, co wiąże się ze znaczną utratą jego twardych tkanek. W trakcie szlifowania dochodzi do otwarcia od 1 do 2 mln kanalików zębinowych, stanowiących 20-40% powierzchni zębiny, co ekspozuje kompleks miazgowo-zębinowy na destrukcyjne działanie czynników mechanicznych, bakteryjnych, chemicznych, termicznych i naraża miazgę zęba na uszkodzenie, zarówno w trakcie preparacji zęba, wykonywania wycisków, zabezpieczania koroną tymczasową jak i w okresie oczekiwania na ostateczne uzupełnienie protetyczne.

Reakcja endodontium (kompleksu miazgowo-zębinowego) na szlifowanie zębów jest skomplikowana i uruchamia mechanizmy obronne, w których dużą rolę odgrywa m. in. krążenie miazgowe, ilość i przepuszczalność pozostałej zębiny oraz stan miazgi zęba przed zabiegiem. Jednak zdolności obronne miazgi są ograniczone, dlatego kolejne etapy wykonawstwa uzupełnień protetycznych (wyciski, próby uzupełnień, zabezpieczenie tymczasowe, cementowanie) powinny przebiegać jak najmniej traumatycznie, w przeciwnym wypadku może dojść do jej uszkodzenia i powstania powikłań. Reakcją miazgi na szkodliwe bodźce może być nadwrażliwość bólowa, zapalenie miazgi z lub bez dolegliwości bólowych, które mogą prowadzić do jej obumarcia i/lub stanów zapalnych tkanek okołowierzchołkowych. Do powikłań biologicznych powstałych w wyniku stosowania koron protetycznych należą także: próchnica zębów filarowych i choroby przyzębia. Aby zminimalizować możliwość powstania powikłań, konieczna jest ochrona miazgi zarówno podczas szlifowania, jak też zaraz po tej fazie i w okresie oczekiwania na ostateczne uzupełnienie protetyczne, dlatego bezpośrednio po zabiegu zaleca się nanoszenie na oszlifowaną powierzchnię zęba różnego rodzaju preparatów ochraniających miazgę oraz stosowanie koron tymczasowych mocowanych za pomocą cementów tymczasowych. Mechanizm działania tych preparatów polega głównie na blokowaniu ujść kanalików zębinowych otwartych podczas szlifowania zęba. Aplikacja preparatów zmienia przy tym strukturę powierzchni oszlifowanego zęba, co może wpływać na jakość osadzenia koron protetycznych na zębach za pomocą cementów dentystycznych, które powinny zapewniać tym uzupełnieniom retencję i stabilizację, tworzyć szczelne i trwałe połączenie z twardymi

tkankami zęba. Dostępna jest szeroka gama cementów dentystycznych. Różnią się one składem, właściwościami fizyko-chemicznymi, mechanizmem wiązania, sposobem łączenia z twardymi tkankami zęba oraz siłą tego połączenia. Potencjalne zmniejszenie wytrzymałości połączenia cementu z zębina może powodować powstawanie mikroprzecieku, odcementowywanie się korony, rozwój próchnicy zęba, a miazgę narażać na bezpośredni wpływ destrukcyjnie działających czynników zewnętrznych i powstanie kolejnych powikłań. Pytanie, w jaki sposób preparaty zabezpieczające miazgę stosowane po oszlifowaniu zębów pod korony protetyczne wpływają na siłę połączenia twardych tkanek zęba z powszechnie stosowanymi cementami dentystycznymi, stało się inspiracją do podjęcia badań w tym kierunku.

Celem pracy było zbadanie w warunkach *in vitro* jaki wpływ na wytrzymałość połączenia powszechnie stosowanych cementów do mocowania protez stałych z zębina ma pokrycie zębiny wybranymi preparatami do ochrony miazgi.

Do badania wybrano 5 preparatów stosowanych do ochrony miazgi oszlifowanego zęba o różnych mechanizmach zabezpieczających miazgę: Glumę Desensitezer, Isodan, Super Seal, Nanocare Gold, TeethMate Desensitizer oraz 5 rodzajów cementów: Harvard Cement, Ketac Cem, Ketac Cem Plus, Maxcem Elite i RelyX U200. Badania prowadzono w warunkach *in vitro* na zębach ludzkich przedtrzonowych i trzonowych pozyskiwanych z Poradni Chirurgii Stomatologicznej UCS GUMed. Zęby nie były uszkodzone procesem próchnicowym, a usuwane z powodów niezależnych od planowanego badania.

Po ekstrakcji zęby były oczyszczane, umieszczone w soli fizjologicznej i przechowywane w temperaturze 4°C - 8°C do czasu badania. Zęby umieszczano w formach dostosowanych do maszyny wytrzymałościowej. Wstępne opracowanie zębów wykonano turbiną stomatologiczną z chłodzeniem wodnym stosując wiertła diamentowe. Ściany boczne szlifowano równolegle do długiej osi korony, a powierzchnię okluzyjną na płasko, usuwając całkowicie warstwę szkliwa. Zęby dobierano w pary, tak aby kształt i wielkość powierzchni żujących były do siebie jak najbardziej zbliżone. Finalną preparację wykonano w specjalnie przygotowanych do badań prowadnicach zachowując prostopadłość opracowanej powierzchni do kierunku działania sił rozciągających połączenie pary zębów. Przygotowane próbki były skanowane w celu obliczenia wielkości powierzchni kontaktu. Próbki sparowanych zębów losowo podzielono na V grup. Dla każdego rodzaju cementu utworzono

jedną podgrupę kontrolną i pięć podgrup badawczych dla pięciu badanych preparatów zabezpieczających miążgę zębów. Dla każdej badanej podgrupy przygotowano 15 próbek. Cementowanie par zębów przeprowadzano w prowadnicach ustawionych zgodnie z osią rozciągania próbek ze średnią siłą nacisku około 30 N. Grupy kontrolne dla poszczególnych cementów stanowiły próbki bez aplikacji materiału chroniącego miążgę. W grupach badawczych oszlifowane powierzchnie zębów przed cementowaniem pokrywano wybranymi preparatami ochronnymi miążgi. Połączone cementem próbki ząb/cement/ząb (15 dla każdej grupy) przechowywano 24h w ok. 100% wilgotności przed przystąpieniem do testów wytrzymałościowych. Badania wytrzymałościowe wykonano na urządzeniu pomiarowym firmy Zwick-Roell Z005 z prędkością rozciągania 0,5mm/min w Katedrze Technologii Polimerów Politechniki Gdańskiej. Urządzenie sprzężone z komputerem rejestrowało uzyskane wyniki w postaci wartości naprężeń rozciągających połączenie ząb-cement-ząb. Wyniki zebrano i poddano analizie statystycznej za pomocą dwuczynnikowego testu Anova, która pozwoliła stwierdzić, że przy poziomie istotności 0,05 uzyskane różnice wynikające z wpływu materiałów do ochrony miążgi na wytrzymałość połączenia badanych cementów z zębina są istotne statystycznie. Rozszerzenie analizy o test post hoc Tukey HSD pokazało, które grupy różnią się istotnie statystycznie.

Na podstawie uzyskanych wyników można zauważyć, że najsilniejsze połączenie cementu z zębina (grupa kontrolna) zapewnia cement RelyX U200 (3,03 MPa) oraz Ketac Cem Plus (2,9 MPa). Cement Maxcem Elite mimo, że należy do tej samej grupy cementów samoadhezyjnych co RelyX U200, wykazał prawie 3-krotnie mniejszą wytrzymałość połączenia z zębina na rozerwanie (0,96 MPa), niższą niż glesjonomer Ketac Cem (1,7MPa), co pokazuje, że nawet w jednej grupie cementów mogą być znaczne różnice wytrzymałości połączenia z tkankami zęba. Najłabsze połączenie z tkankami zęba wykazuje cement fosforanowy Harvard (0,63MPa). Po zastosowaniu materiałów do ochrony miążgi zaobserwowano zmiany wytrzymałości połączeń. Najlepsze wyniki uzyskane zostały po zastosowaniu preparatu Gluma Desensitizer, który aż o 99% wzmocnił połączenie zębiny z cementem Maxcem Elite a nieistotnie statystycznie (odpowiednio o 8 i 6 %) poprawił wytrzymałość połączeń cementów RelyX U200 oraz Ketac Cem Plus, co przy stosunkowo wysokich wartościach naprężeń dla tych cementów w grupach kontrolnych, daje obiecujące rezultaty. Średnie wytrzymałości połączenia na rozciąganie uzyskane dla pozostałych cementów: fosforanowego Harvard i glesjonomerowego Ketac Cem po zastosowaniu Glumy

Desensitizer uległy osłabieniu odpowiednio o 18 i 21%. Preparatem, który nie wpłynął na wytrzymałość połączenia z RelyX U200 jest Nanocare Gold, który również w połączeniu z drugim cementem samoadhezyjnym nie spowodował istotnej statystycznie zmiany (wzrost wytrzymałości o 5%). Materiał Nanocare Gold okazał się niekorzystny w połączeniu z cementem Ketac Cem, osłabiając wytrzymałość połączenia z zębiną o 65%.

Kolejny preparat niezwykle obiecujący ze względu na skład i podobieństwo do tkanek zęba Teethmate Desensitizer wzmocnił (nieistotnie statystycznie) połączenie z zębiną tylko cementu fosforanowego Harvard o 13% i nieistotnie statystycznie osłabił połączenie z cementami samoadhezyjnymi: RelyX U200 (11%) oraz Maxcem Elite (2%). Połączenie pozostałych cementów z zębiną zostało osłabione o 35% dla Ketac Cemu Plus i 39% dla cementu Ketac Cem. Materiał Super Seal choć niezwykle skuteczny w blokowaniu kanalików zębinowych osłabiał połączenie z zębiną wszystkich badanych cementów: Harvard fosforanowy o 4%, Ketac Cem o 52%, Ketac Cem Plus o 39%, Maxcem Elite i RelyX U200 odpowiednio o 51 i 61%. Osłabienie dla cementu fosforanowego można uznać za brak istotnego wpływu materiału Super Seal na połączenie tego cementu z zębiną, natomiast wyniki dla pozostałych wskazują, że nie powinien być stosowany w połączeniu z nimi. Preparat Isodan, choć rekomendowany przez producenta nie powinien być stosowany przed cementowaniem uzupełnień stałych, gdyż osłabia wytrzymałość na rozerwanie połączeń z zębiną wszystkich badanych cementów od 18 do 44%, tylko dla cementu Maxcem Elite osłabienie to nie było istotne statystycznie. Wyniki uzyskane podczas badań własnych zostały skonfrontowane w 20 stronicowej dyskusji z wynikami badań innych autorów, krajowych i zagranicznych, popartej obszernym piśmiennictwem. Każdy zastosowany w badaniu cement został dokładnie opisany, podobnie jak materiały do ochrony miazgi, co pozwala poznać mechanizmy ich działania.

Wnioski

1. Materiały do ochrony miazgi wpływają w różny sposób na siłę połączenia cementów z zębina, dlatego ich wybór ma istotne znaczenie i powinien uwzględniać przewidywany do użycia rodzaj cementu.
2. Największą wytrzymałość na rozerwanie połączenia z zębina (w grupach kontrolnych) uzyskał cement samoadhezyjny RelyX U200 oraz modyfikowany żywicą głasjonomer Ketac Cem Plus.
3. Badania wytrzymałościowe wskazują, że:
 - a. Gluma Desensitizer zdecydowanie wzmacnia średnią wytrzymałość na rozciąganie połączenia z zębina cementu samoadhezyjnego Maxcem Elite, dla pozostałych cementów jej wpływ nie jest istotny statystycznie.
 - b. Super Seal osłabia średnią wytrzymałość na rozciąganie połączenia z zębina wszystkich badanych cementów, jednak dla cementu Harvard Cement nie jest to istotne statystycznie.
 - c. Isodan osłabia średnią wytrzymałość na rozciąganie połączenia z zębina wszystkich badanych cementów, jednak dla cementu Maxcem Elite nie jest to istotne statystycznie.
 - d. Teethmate Desensitizer osłabia średnią wytrzymałość na rozciąganie połączenia z zębina Ketac Cem i Ketac Cem Plus, natomiast nie wpływa istotnie statystycznie na połączenia pozostałych cementów.
 - e. Nanocare Gold osłabia średnią wytrzymałość na rozciąganie połączenia z zębina cementu Ketac Cem. Osłabienie dla cementów Harvard Cement i Ketac Cem Plus jest na granicy istotności statystycznej. Natomiast wpływ Nanocare Gold na połączenia cementów samoadhezyjnych Maxcem Elite i RelyX U200 nie jest istotny statystycznie.
4. Wśród badanych cementów i materiałów do ochrony miazgi relatywnie największą wytrzymałość połączenia z zębina uzyskano dla par: Ketac Cem Plus - Gluma Desensitizer, RelyX U200 - Gluma Desensitizer oraz RelyX U200 - Nanocare Gold i RelyX U200 - Teethmate Desensitizer.

11 Summary

The main objective of prosthetic treatment is reconstruction of the lost functions and aesthetics of the teeth and long-term survival of prosthetic restorations. The crowns commonly used in prosthetic rehabilitation on teeth with vital pulp require grinding of the tooth, which is associated with a significant loss of its hard tissues. As a result 1 to 2 million dentine tubules, representing 20-40% of dentin surface is opened, which exposes the pulp-dentin complex to the destructive influence of mechanical, bacterial, chemical and thermal factors and exposes tooth pulp to damage during the preparation, making impression, protecting with temporary crown and during the time before the final prosthetic restoration is made.

The reaction of the endodontium to harmful stimuli is complicated and starts defence mechanisms involving pulpal circulation, amount and permeability of remaining dentine as well as pulp condition before preparation. Defence mechanisms however are limited, that's why next phases of prosthetic treatment (including impression taking, restoration fitting, provisional restorations and cementing) should be done in the least traumatic way, otherwise some complications may arise. Pulp reaction on harmful stimuli may be dentin hypersensitivity, pulpitis with or without pain, which may lead to its death and/or inflammation of periapical tissues. Biological complications resulting from the use of prosthetic crowns also include: dental caries and periodontal disease. The protection of the pulp is necessary both during preparation and immediately after this phase and pending for the final prosthetic restoration. Immediately after the procedure it is recommended to apply on the exposed dentin surface various protective materials and using temporary crowns luted with temporary cements. Materials used to protect the pulp of prepared teeth, are usually blocking the open dentinal tubules and may affect the quality of dental crowns seating on the teeth with the use of dental luting cements which are expected to create tight and durable bonding to teeth hard tissues. Availability of a wide range of dental cements makes it difficult to predict the potential reduction of the bond strength to dentin, if dentin is pre-treated with a protective materials. Decreasing the bond strength may cause formation of micro-leakage, loss of retention of restoration and the development of biological complications. The question: how the pulp protection agents, used after full-crown preparation of the teeth, affect the bond strength of commonly used dental luting

cements with hard tooth tissues, become an inspiration to start examination in this direction.

The aim of this *in vitro* study was to examine the impact of covering the dentin with protecting agents on bonding strength of widely used cements to dentin.

Five pulp protection agents with various dentinal tubules blocking mechanisms were selected for the examination: Gluma Desensitizer, Isodan, Super Seal, Nanocare Gold, Teethmate Desensitizer, and material with antibacterial properties Nanocare Gold and cements: Harvard Cement, Ketac Cem, Ketac Cem Plus, RelyX U200, Maxcem Elite. Permanent human molar and premolar teeth, not affected by teeth decay, removed as a result of dental indications, were used for the examinations were obtained from Dental Surgery Clinic of UCS of Medical University of Gdańsk.

After extraction, teeth were cleaned and stored in saline in temperature 4°C - 8°C until the examination time. Teeth were placed in forms adjusted to testing machine. The teeth were prepared as in case of the prosthetic crowns, by removing enamel parallel to long tooth axis and from the occlusion surface to obtain flat surface, using diamond bars and water-cooling high-speed dental drill. Next, the teeth flat surfaces were grinded in the guide-ways and adjusted in pairs to obtain same adjacent parallel surfaces of given teeth pair, that are perpendicular to the tensile force. Then the tooth surfaces were measured, covered with selected protective agents and were luted using selected cements in the guides the matched teeth pairs. Control groups consists of samples cemented without pulp protecting materials. Each group consisted of 15 tooth/cement/tooth samples. Cementing was done in special guide-ways in accordance to the tensile axis with mean force of 30N. Samples were stored for 24 hours in 100% humidity before starting tests. Tensile bond strength (TBS) tests were carried out using a Zwick-Roell Z005 measuring machine with a burst speed of 0.5mm/min at the Department of Polymer Technology of the Gdańsk University of Technology. The testing machine coupled with the computer recorded the stress values damaging the tooth-cement-tooth connection. The results were collected and analyzed statistically using the two-way Anova test, which allowed to conclude that at the significance level of 0.05, the differences resulting from the impact of pulp protecting materials on the tensile bond strength of cements to dentin are statistically significant. Post hoc Tukey HSD test showed which groups differs statistically significant.

Obtained results allow to conclude that the best bonding of luting cement to dentin immediately after cementation is ensured by: RelyX U200 (3.03 MPa) and Ketac Cem Plus (2.9 MPa). Cement Maxcem Elite, although it belongs to the same group of self-adhesive resin cements as RelyX U200, obtained almost 3 times lower tensile bond strength to dentin (0.96 MPa), lower than Ketac Cem glass ionomer (1.7 MPa), which shows that this group of materials may differ significantly. The weakest TBS was measured for Harvard zinc phosphate cement (0.63MPa). After application of pulp protection materials, some TBS changes were observed. The best results were obtained after the use of Gluma Desensitizer, which increased TBS of the dentin-to-Maxcem Elite cement by 99%, slightly improved the strength in case of the RelyX U200 and Ketac Cem Plus cement by 8 and 6% respectively, which with relatively high stress values for these luting cements in control groups, gives promising results. Average tensile stresses obtained for the remaining cements: Harvard zinc phosphate and glass ionomer Ketac Cem after use of the Gluma Desensitizer were reduced by 18 and 21%, respectively. The protective agent which did not affect the TBS of the RelyX U200 to dentin is Nanocare Gold, which also in combination with the second self-adhesive resin cement, did not cause a significant change (increase in strength by 5%). Nanocare Gold turned out to be disadvantageous, for Ketac Cem cement, the TBS of which was diminished by 65%.

Another protective material, which was very promising due to the composition and similarity to tooth tissues, Teethmate Desensitizer strengthened (not statistically important) the bonding with dentin only for Harvard zinc phosphate cement by 13% and slightly weakened the bonding with RelyX U200 cements (11%) and Maxcem Elite (2%). The combination of other luting cements with dentin was reduced by 35% for Ketac Cem Plus and 39% for Ketac Cem cement. The Super Seal material, although extremely effective in blocking the dentinal tubules, weakened the TBS to the dentin of all tested luting cements: zinc phosphate Harvard by 4%, Ketac Cem by 52%, Ketac Cem Plus by 39%, Maxcem Elite and RelyX U200 respectively by 51 and 61%. The smallest change for zinc phosphate cement by only 4% can be considered as the lack of significant influence of Super Seal material on the TBS of this cement with dentin, while the results for the remaining ones indicate that it should not be used with them. Isodan, although recommended by the manufacturer, should not be used during prosthetic treatment, because it weakens the tensile strength of the connection with the dentin of all tested cements from 18 to 44%.

Results obtained during this research were compared into 20 pages discussion with results of other authors both national and international, supported with extensive literature. Each luting cement used in the experiments was described in details as well as pulp protective materials.

Conclusions

1. Pulp protective materials have a different effect on the bond strength of luting cement to dentin, therefore their selection is important and should take into account the type of luting cement expected to be used.
2. The highest tensile bond strength to the dentine (in control groups), was obtained by the RelyX U200 self-adhesive resin cement and Ketac Cem Plus resin modified glass ionomer.
3. Mean tensile bond strength of cement to dentine:
 - a. is significantly strengthened by Gluma Desensitizer when using self-adhesive resin cement Maxcem Elite, for other cements impact of Gluma Desensitizer was not statistically significant;
 - b. is weakened by Super Seal for all cements, however for Harvard Cement it is not significantly important;
 - c. is weakened by Isodan for all cements, however for Maxcem Elite it is not significantly important, and for Harvard Cement is close to significant importance;
 - d. is weakened by Teethmate Desensitizer for Ketac Cem, Ketac Cem Plus, while its impact on other cements is not statistically significant;
 - e. is weakened by Nanocare Gold for Ketac Cem, impact of Ketac Cem Plus and Harvard Cement is close to significant importance, impact of Nanocare Gold for self-adhesive cements is not statistically significant.
4. Within cements and protective materials the highest bond strength to dentin was obtained for following pairs: Ketac Cem Plus - Gluma Desensitizer, RelyX U200 - Gluma Desensitizer and RelyX U200 - Nanocare Gold and RelyX U200 - Teethmate Desensitizer.

12 Piśmiennictwo

1. 3M ESPE, (2007) *RelyX™ Unicem Self-Adhesive Universal Resin Cement 4-year Clinical Performance*, The Dental Advisor, 24.
2. Abdelaziz R.R., Mosallam R.S., Yousry M.M., (2011) Tubular occlusion of simulated hypersensitive dentin by the combined use of ozone and desensitizing agents, *Acta Odontologica Scandinavica*, 69(6), 395-399.
3. Abd-Elmeguid A., Yu D.C., (2009) Dental Pulp Neurophysiology: Part 1. Clinical and Diagnostic Implications, *Clinical Practice* 75(1), 55-59.
4. Abo-Hamar S.E., Hiller K.A., Jung H., Federlin M., Friedl K.H., Schmalz G., (2005) Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel, *Clinical Oral Investigations*, 9(3), 161-167.
5. Absi E.G., Addy M., Adams D., (1987) Dentine hypersensitivity, *Journal of Clinical Periodontology*, 14(5), 280-284.
6. Acar O., Tuncer D., Yuzugullu B., Celik C., (2014) The effect of dentin desensitizers, and Nd:YAG laser pre-treatment on microtensile bond strength of self-adhesive resin cement to dentin, *Journal of Advanced Prosthodontics*, 6(2), 88-95.
7. Akca T., Yazici A.R., Celik C., Ozgunaltay G., Dayangac B., (2007) Effects Of Desensitizing Treatments On Composite Bond Strength To Dentin, Ioannis Vellidis Congress Centre Hall "Ellopia 2C".
8. Al-Ammar A., Drummond J.L., Bedran-Russo A.K., (2009) Effects on Bonding to Tooth Structure Treated with Glutaraldehyde/HEMA. The use of collagen cross-linking agents to enhance dentin bond strength, *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 91, 419-424.
9. Al-Assaf K., Chakmakchi M., Palaghias G., Karanika-Kouma A., Eliades G., (2007) Interfacial characteristics of adhesive luting resins and composites with dentine, *Dental Materials*, 23, 829-839.
10. Al-Fawaz A., Gerzina T.M., Hume W.R., (1993) Movement of resin cement components through acid-treated dentin during crown cementation in vitro, *Journal of Endodontics*, 19(5), 219-233.

11. Aleisa K., Alwazzan K., Al-Dwairi Z.N., Almoharib H., Alshabib A., Aleid A., Lynch E., (2013) Retention of zirconium oxide copings using different types of luting agents, *Journal of Dental Sciences*, 8, 392-398.
12. Allegra C., Chiapello M., Breschi L., Turco G., Berutti E., (2015) Influence of TCPA & DCPA on Bond strenght of self-adhesive, *ConsEuro 2015*, QEII Conference Centre, London.
13. Alt V., Bechert T., Steinrücke P., (2004) An in vitro assessment of the antibacterial properties and cytotoxicity of nanoparticulate silver bone cement, *Biomaterials*, 25, 4383-4391.
14. Anusavice K.J., (1996) *Phillips' science of dental materials*. 10th ed. Philadelphia WB Saunders, 555-581.
15. Aranha A.C.C., De Santi Siqueira C.A., Cavalcantec L.M.A., Pimentad L.A.F., Marchie G.M., (2006) Microtensile Bond Strengths of Composite to Dentin Treated with Desensitizer Products. *Journal of Adhesive Dentistry* 8, 85-90.
16. Aranha A.C.C., Pimeta L.A.F., Marchi G.M., (2009) Clinical evaluation of desensitizing treatments for cervical dentin hypersensitivity. *Brazilian Oral Research* 23(3), 333-339.
17. Arends J. Ogaard B., Ruben J., Wemes J., (1989) Influence of glutardehyde on dentin demineralization in-vitro and in-vivo, *Scandinavian Journal of Dental Research*, 97, 297-300.
18. Arrais C.A., Chan D.C., Giannini M., (2014) Effects of desensitizing agents on dentinal tubule occlusion. *Journal of Applied Oral Science*, 12, 144-148.
19. Assis C., Antoniazzi, R.P., Zanatta F.B., Rösing C.K., (2006) Efficacy of Gluma Desensitizer® on dentin hypersensitivity in periodontally treated patients *Brazilian Oral Research*, 20(3), 252-256.
20. Ausschill T.M., Koch C.A., Wolkewitz M., Hellwig E., Arweiler N.B., (2009) Occurrence and causing stimuli of postoperative sensitivity in composite restorations. *Operative Dentistry* 34, 3-10.
21. Awang R.A.R., Masudi S.M., Mohd Nor W.Z.W., (2007) Effect of desensitizing agent on shear bond strength of an adhesive system, *Archives of Orofacial Sciences* 2, 32-35.

22. Baldissara P., Comin G., Martone F., Scotti R., (1998) Comparative study of the marginal microleakage of six cements in fixed provisional crowns *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(4), 417-422.
23. Bamise C.T., Esana T.A., (2011) Mechanisms and Treatment Approaches of Dentine Hypersensitivity: A Literature Review, *Oral Health and Preventive Dentistry*, 9(4), 353–367.
24. Bansal A., Shivanna V., (2007) Effect of rewetting agents on the shear bond strength of different bonding agents when applied on dry dentin, *Journal of Conservative Dentistry*, 10, 26-32.
25. Barańska-Gachowska M., (2011) Endodoncja wieku rozwojowego i dojrzałego, Czelej.
26. Barcellosa D.C., Batistab G.R., da Silvab M.A., Rangelb P.M., Torresc C.R.G., Favad M., (2011) Evaluation of Bond Strength of Self-adhesive Cements to Dentin With or Without Application of Adhesive Systems. *Journal of Adhesive Dentistry*, 13, 261–265.
27. Bart I., Dobler B., Schmidlin K., Zwahlen M., Salvi G.E., Lang N.P., Brägger U., (2012) Complication And Failure Rates Of Tooth-Supported Fixed Dental Prostheses After 7 To 19 Years In Function, *International Journal of Prosthodontics* 25, 360–367.
28. Bartold, P.M., (2006) Dentinal hypersensitivity: A review, *Australian Dental Journal* 51, 212–218.
29. Bedran-Russo A.K., Pereira P.N., Duarte W.R., Drummond J.L., Yamauchi M., (2007) *Application of crosslinkers to dentin collagen enhances the ultimate tensile strength*, *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 80, 268–272.
30. Bebermeyer R.D., Berg J.H., (1994) Comparison of patient-perceived postcementation sensitivity with glass-ionomer and zinc phosphate cements, *Quintessence International*, 25, 209-214.
31. Behr M., Rosentritt M., Wimmer J., (2003) Self-adhesive resin cement versus zinc phosphate luting material: a prospective clinical trial begun, *Dental Materials*, 25, 601-604.
32. Behr M., Rosentritt M., Regnet T., Lang R., Handel G., (2004) Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. *Dental Materials*, 20, 191-197.

33. Belser U.C., Bernard J.P., Buser D., (1996) Implant-supported restorations in the anterior region: prosthetic considerations, *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry*, 8(9), 875-873.
34. Bergenholtz G., Jontell M., Tuttle A., (1993), Inhibition of serum albumin flux across exposed dentine following conditioning with GLUMA primer, glutaraldehyde or potassium oxalates, *Journal of Dentistry* 21, 220-227.
35. Bergenholtz G., Nyman S., (1984) Endodontic complications following periodontal and prosthetic treatment of patients with advanced periodontal disease, *Journal of Periodontology* 55, 63-68.
36. Bergenholtz G., Fox C.F., Loesche W.J., Syed S.A., (1982) Bacterial leakage around dental restorations: its effect on the dental pulp, *Oral Pathology and Medicine*, 11(6), 439-450.
37. Besinis A., De Peralta T., Handy, R.D., (2014) Inhibition of biofilm formation and antibacterial properties of a silver nano-coating on human dentine. *Nanotoxicology* 8(7), 745-754.
38. Bitter K., Paris S., Pfuertner C., Neumann K., Kielbassa A. M., (2009) Morphological and bond strength evaluation of different resin cements to Root dentin, *European Journal of Oral Science*, 117(3), 326-333.
39. Black S., Amoore J.N., (1993) Measurement of forces applied during the clinical cementation of dental crowns, *Physiological Measurements* 14(3), 387-392.
40. Blatz M.B., Ozer F., Mante F.K., Saleh N., Bergler M., Phark J.H., Sadan A., (2010) In vitro comparative bond strength of contemporary self-adhesive resin cements to zirconium oxide ceramic with and without air-particle abrasion, *Clinical Oral Investigations*, 14(2), 187-192.
41. Boksman L.L., Swift E.J. (2011) Critical appraisal. Current usage of *glutaraldehyde*/HEMA, *Journal Of Esthetic And Restorative Dentistry* 23(6), 410-416.
42. Boksman L.L. (2013) Glutaraldehyde/HEMA in Clinical Dentistry. *Dentistry Today*, 141 1-8.
43. Boonstra W.D. DeVries J., Ten Bosch J.J., Ogaard B., Arends J., (1993) Inhibition of bovine dentin demineralization by a glutardialdehyde pretreatment: an in vitro caries study, *Scandinavian Journal of Dental Research*, 101, 72-77.

44. Boraldi F., Coppi C., Bortolini S., Consolo U., Tiozzo R., (2009) Cytotoxic Evaluation of Elastomeric Dental Impression Materials on a Permanent Mouse Cell Line and on a Primary Human Gingival Fibroblast Culture, *Materials*, 2, 934-944.
45. Borczyk R., Pietranek K.: (2009) Preparat Nanocare Gold w zapobieganiu próchnicy wtórnej, *Magazyn Stomatologiczny*, 10, 62-66.
46. Borczyk R., Pietranek K., Maćkowiak K., (2009a) Wykorzystanie preparatu NanoCare Plus w implantologii, *Magazyn Stomatologiczny*, 19(4), 70-77.
47. Borczyk R., Pietranek K., Maćkowiak K., (2009b) Wpływ preparatu Nanocare Gold na siłę wiązania kompozytu z zębina, *Twój Przegląd Stomatologiczny*, 9.
48. Bouillaguet S., Virgillito M., Wataha J., Ciucchi B., Holz J., (1998) The influence of dentine permeability on cytotoxicity of four dentine bonding systems in vitro, *Journal of Oral Rehabilitation*, 25, 45-51.
49. Bouillaguet S., Wataha J.C., Hanks C.T., Ciucchi B., Holz J., (1996) In vitro cytotoxicity and dentin permeability of HEMA. *Journal of Endodontology*, 22(2), 244-248.
50. Brännström M., (1963) Dentin sensitivity and aspiration of odontoblast The *Journal of the American Dental Association*, 66(3), 366-370.
51. Brännström M., (1968) The effect of dentin desiccation and aspirated odontoblasts on the pulp, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 20, 165–167.
52. Brännström M., Johnson K.J., Nordenvall K.J., (1979) Transmission and control of dentinal pain: resin impregnation for the desensitization of dentin, *The Journal of American Dental Association*, 9(4), 612-618.
53. Brännström M., (1986) The hydrodynamic theory of dentinal pain: sensation in preparations, caries, and dentinal crack syndrome *Journal of Endodontics*, 12(10), 453-457.
54. Brännström M., (1987) Infection beneath composite resin restorations: can it be avoided? *Operative Dentistry* 12(4), 158-63.
55. Brännström M., (1996) Sensitivity of dentine, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 21 (4), 517 – 526.

56. Broyles A.C, Pavan S., Bedran-Russo A.K., (2013) Effect of Dentin Surface Modification on the Microtensile Bond Strength of Self-Adhesive Resin Cements, *Journal of Prosthodontics*, 22(1), 59–62.
57. Bulbul M., Altintas S.H., Tak O., Secilmis A., Yasar A., Usumez A., (2014) Effect of dentin desensitizing procedures on methyl methacrylate diffusion through dentin, *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 17(4), 407-412.
58. Bürgers R., Eidt A., Frankenberger R., Rosentritt M., Schweikl H., Handel G., (2009) The anti-adherence activity and bactericidal effect of microparticulate silver additives in composite resin materials. *Archives of Oral Biology*, 54(6), 595-601.
59. Byers M., Narhi M.V.O., (1999) Dental injury models: Experimental tools for understanding neuroinflammatory nociceptor functions. *Critical Reviews, Oral Biology and Medicine*, 10, 4-39.
60. Byers M., Henry M.A., Narhi M.V.O. (2012) Dental innervation and its response to tooth injury. In: Hargreaves K.M., Goodis H.E., Tay F.R., Seltzer and Bender's dental pulp, 2nd ed. Chicago, Quintessence Publishing, 2, 133-157.
61. Camps J., Pizant S., Dejou J., Franquin J.C., (1998) Effects of desensitizing agents on human dentin permeability, *American Journal of Dentistry*, 11, 286–290.
62. Camps J., Dejou J., Remusat M., (2000) *Factors influencing pulpal response to cavity restorations*, *Dental Materials*, 16, 432–440.
63. Camps J., Aboutt I., Van Meerbeek B., Franquin J.C., (2002) Efficiency and cytotoxicity of resin - based desensitizing agents, *American Journal of Dentistry* 15, 300-304.
64. Cantoro A., Goracci C., Vichi A., Mazzoni A., Fadda G.M., Ferrari M., (2011) Retentive strength and sealing ability of new self-adhesive resin cements in fiber post luting. *Dental Materials*, 27(10), 197-204.
65. Capa N., Ozkurt Z., Canpolat C., Kazazoglu E., (2009) Shear bond strength of luting agents to fixed prosthodontic restorative core materials. *Australian Dental Journal*, 54, 334–340.
66. Caraivan O., Manolea H., Puscu D.C., Bunget A., Fronie A., Mogoanta L., (2012) Microscopic aspects of pulpal changes in patients with chronic marginal periodontitis. *Romanian Journal of Morphology and Embryology*, 53(3), 725-729.

67. Cassinelli C., Morra M., (1994) Atomic force microscopy studies of the interaction of a dentin adhesive with tooth hard tissue, *Journal of Biomedicine Material Research*, 28(12), 1427-1431.
68. Caviedes-Bucheli J., Munoz H.R., Azuero-Holguin M.M., Ulate E., (2008) Neuropeptides in dental pulp: the silent protagonists, *Journal of Endodontics*, 34, 773-88.
69. Celik E.U., Kumbaraci N., Cal E., Turkun M., (2011) Influence of Two Desensitizer Agents on the Microleakage of Adhesively Luted Ceramic Inlays, *European Journal of Dentistry*, 5(1), 77–83.
70. Chaconas J., Burgess J.O., (2002) Shear bond strength of two selfetching adhesives. Paper presented at: IADR/AADR/CADR 80th General Session.
71. Chandavarkar Saili M., Sabita M.Ram, (2015) *A comparative evaluation of the effect of dentin desensitizers on the retention of complete cast metal crowns*, *Contemporary Clinical Dentistry*, 6, 45-50.
72. Chandrasekaran A.P., Deepan N., Rao B.K., Pai S., Sonthalia A., Bettanpalya S.V., (2014) Evaluation of the effect of desensitizing agents on the retention of complete cast crowns: An in vitro study. *Journal of Research in Dental Sciences*, 5(3), 174-179.
73. Chauhan M.R., Wadkar A.P., (2015) Effect of desensitizers on retention of castings cemented to anatomically prepared teeth, *European Journal of Prosthodontics* 3, 16-22.
74. Chen X., Schluesener H.J., (2008) Nanosilver: A nanoparticle in medical application, *Toxicology Letters*, 176, 1-12.
75. Chen Y., Chen C., Kuo Bull H.W., (2002) Cytotoxicity of dental impression materials. *Archives of Environmental Contamination and Toxicology*, 69, 350–355.
76. Cheng Y.J., Zeiger D.N., Howarter J.A., Zhang X., Lin N.J., Antonucci J.M., Lin-Gibson S., (2011) In situ formation of silver nanoparticles in photocrosslinking polymers, *Journal Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 97, 124–131.
77. Cheng L., Weir M.D., Xu H.H.K., Antonucci J.M., Kraigsley A.M., Lin N.J., Lin-Gibson S., Zhou X.D., (2012a) Antibacterial amorphous calcium phosphate nanocomposite with quaternary ammonium salt and silver nanoparticles, *Dental Materials*, 28(5), 561-572.
78. Cheng L., Weir M.D., Xu H.H.K., Antonucci J.M., Lin N.J., Lin-Gibson S., (2012b) *Effect of amorphous calcium phosphate and silver nanocomposites on dental plaque microcosm*

- biofilms*, Journal Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials, 100, 1378–1386.
79. Cherkasski B., Wilson R.P., (2003) The effect of oscillation, low seating force and dentine surface treatment on pulpward pressure transmission during crown cementation: a laboratory study, Journal of Oral Rehabilitation, 30, 957–963.
 80. Chersoni S., Suppa P., Grandini S., (2004) In vivo and in vitro Permeability of One-step Self-etch Adhesives, Journal of Dental Research, 83(6), 456-464.
 81. Cheung G.S., Dimmer A., Mellor R., Gale M., (1990) A clinical-evaluation of conventional bridgework, Journal of Oral Rehabilitation, 17, 131–136.
 82. Cheung G.S., (1991): A preliminary investigation into the longevity and causes of failure of single unit extracoronary restorations, Journal of Dentistry, 19, 160–163.
 83. Cheung G.S., Lai S.C., Ng R.P., (2005) Fate of vital pulps beneath a metal-ceramic crown or a bridge retainer, International Endodontic Journal, 38(8), 521-530.
 84. Chidchuangchai W., Vongsavan N., Matthews B., (2007) Sensory transduction mechanisms responsible for pain caused by cold stimulation of dentine in man, Archives of Oral Biology, 52(2), 154-160.
 85. Cho K.H., Park J.E., Osaka T., Park S.G., (2005) The study of antimicrobial activity and preservative effects of nanosilver ingredient, Electrochimica Acta, 51, 956-960.
 86. Christensen G.J., (1997) Tooth preparation and pulp degeneration, Journal of American Dentistry Association, 128, 353-354.
 87. Cilli R., Prakki A., de Araújo P.A., (2009) Influence of glutaraldehyde priming on bond strength of an experimental adhesive system applied to wet and dry dentine, Journal of Dentistry, 37, 212-218.
 88. Collaert B., Fischer C., (1991) Dentine hypersensitivity: a review, Endodontic Dentistry Traumatology, 7, 145-152.
 89. Cooper P.R., Holder M.J., Smith A.J., (2014) Inflammation and Regeneration in the Dentin-Pulp Complex: A Double-edged Sword, Journal of Endodontics, 40(4), 46-51.
 90. Cox C.F., (1994) Evaluation and treatment of bacterial microleakage, American Journal of Dentistry, 7, 293-298.

91. Craig, R.G., (1982) Composition, characteristics and clinical and tissue reactions of impression materials, In: Smith, D.C., Williams, D.F. (Eds), *Biocompatibility of Dental Materials*, CRS Press, Inc, Boca Raton, Florida, 3, 277.
92. Craig R.G., (1989) *Dental Restorative Materials*, St Louis Mosby, 262.
93. Craig R.G., (2008) *Materiały Stomatologiczne*, Urban&Partner, 97-121.
94. Dahl B., (1977) Dentin pulp reactions to full crown preparation procedures, *Journal of Oral Rehabilitation*, 4, 247–254.
95. Davidson D.F., Suzuki M., (1997) The Gluma bonding system: a clinical evaluation of its various components for the treatment of hypersensitive root dentin. *Journal of the Canadian Dental Association Journal*, 63, 38-42.
96. De Munck J., Vargas M., Van Landuyt K., Hikita K., Lambrechts P., Van Meerbeek B., (2004) Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin, *Dental Materials*, 20(10), 963-971.
97. De Munck J., Van Landuyt K., Peumans M., (2005) A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of Dental Research*, 84, 118-132.
98. Diaz-Arnold A.M., Vargas M.A., Haselton D.R., (1999) Current status of luting agents for fixed prosthodontics, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81, 135–141.
99. Dijkman G.E., Jongebloed W.L., de Vries J., (1994) Closing of dentinal tubules by glutardialdehyde treatment, a scanning electron microscopy study, *Scandinavian Journal of Dental Research*, 102, 144-150.
100. Ding M., Shin S., Kim M., Ryu, J., Lee J.Y., (2014) The effect of a desensitizer and CO² laser irradiation on bond performance between eroded dentin and resin composite, *Journal of Advanced Prosthodontics*, 6(3), 165-170.
101. Ding Y.J., Yao H., Wang G.H., Song H., (2014) A randomized double-blind placebo - controlled study of the efficacy of Clinpro XT Varnish and Gluma dentin Desensitizer on dentin hypersensitivity, *American Journal of Dentistry*, 27(2), 79–83.
102. Dispersyn G. D., Borgers M., (2001) Apoptosis in the heart: about programmed cell death and survival, *News of Physiology Science*, 16, 41–47.
103. Dondi dall'Orologio G, Malferrari S., (1993) Desensitizing effects of Gluma and Gluma 2000 on hypersensitive dentin, *American Journal of Dentistry*, 6, 283-286.

104. Donovan T.E., Cho G.C., (1999) Contemporary evaluation of dental cements, *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 20(3), 197-219.
105. Dormois L.D., Murray G.A., McKnight J.P., Yates J.L., Sharp H.K., (1982) The influence of cement removal techniques on microleakage of stainless steels crowns, *Journal of Pedodontics*, 7, 63-67.
106. Dreaden E. C., Alkilany A. M., Huang X., Murphy C. J., El-Sayed M. A., (2012) The golden age: gold nanoparticles for biomedicine, *Chemical Society Reviews*, 41, 2740–2779.
107. Duran I., Sengun A., (2004) The long-term effectiveness of five current desensitizing products on cervical dentine sensitivity, *Journal of Oral Rehabilitation*, 31, 351–356.
108. Durner J.; Stojanovic M., Urcan E., Hickel R., Reichl F.X., (2011) Influence of silver nanoparticles on monomer elution from light-cured composites, *Dental Materials*, 27(7), 631-636.
109. Dursun E., Attal J.P., Wiechmann D., (2010) The effect of moisture on the shear bond strength of gold alloy rods bonded to enamel with a self-adhesive and a hydrophobic resin cement, *European Journal of Orthodontics*, 32(3), 264-267.
110. DüNDAR M., Cal E., Gökçe B., Türkün M., Özcan M., (2010) Influence of fluoride- or triclosan-based desensitizing agents on adhesion of resin cements to dentin, *Clinical Oral Investigations*, 14(5), 579-586.
111. Dykman L.A., Khlebtsov N.G., (2012) Gold nanoparticles in biomedical applications: recent advances and perspectives, *Chemical Society Reviews*, 41, 2256–2282.
112. Ebert J., Leyer A., Günther O., Lohbauer U., Petschelt A., Frankenberger R., Roggendorf M.J., (2011) Bond Strength of Adhesive Cements to Root Canal Dentin Tested with a Novel Pull-out Approach, *Journal of Endodontics*, 37(11), 1558-1561.
113. Edelhoff D., Özcan M., (2007) To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation, *Clinical Oral Implants Reserach*, 18(3), 193-204.
114. Ehlers V., Ernst C.P., Reich M., Kaemmerer P., Willershausen B.A., (2012a) The effect of a desensitizer and COAG laser treatment of cervically exposed hypersensitive dentin, *American Journal of Dentistry*, 25(3), 126–130.

115. Ehlers V., Ernst C.P., Reich M., Kaemmerer P., Willershausen B.A., (2012b) Clinical comparison of Gluma and Er:YAG laser treatment of cervically exposed hypersensitive dentin, *American Journal of Dentistry*, 25(3), 131-135.
116. Ehlers V., Kampf G., Stender E., Willershausen B., Ernst C.P., (2015) Effect of thermocycling with or without 1 year of water storage on retentive strengths of luting cements for zirconia crowns, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(6), 609–615.
117. ElGuindy J.F., Mostafa D.H., Sherif R.M., (2010) Do desensitizers affect the retention of questionable preparations? *Journal of American Science*, 6(11), 274-276.
118. El-Mowafy O.M., Fenton A.H., Forrester N., (1996) *Retention of metal ceramic crowns cemented with resin cements: Effects of preparation taper and height*, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 76, 524-529.
119. Elsome A.M., Hamilton-Miller J.M., Brumfitt W., Noble W.C., (1996) Antimicrobial activities in vitro and in vivo of transition element complexes containing gold (I) and osmium (VI), *Journal Antimicrobial Chemotherapy*, 37, 911–918.
120. Emilson C.G., Bergenholtz G., (1993) Antibacterial activity of dentinal bonding agents. *Quintessence International*, 24, 511-515.
121. Endo H., Kawamoto R., Takahashi F., Takenaka H., Yoshida F., Nojiri K. (2013) Evaluation of a calcium phosphate desensitizer using an ultrasonic device, *Dental Material Journal*, 32(3), 456-461.
122. Ergin S., Gemalmaz D. (2002) Retentive properties of five different luting cements on base and noble metal copings, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(5), 491-497.
123. Ergücü Z., Hiller K.A., Schmalz G., (2005) Influence of dentin on the effectiveness of antibacterial agents, *Journal of Endodontics*, 31, 124-129.
124. Ernst C.P., Kotter T., Victor A., Canbek K., Brandenbush M., Willershausen B., (2004) Marginal integrity of self and total etching adhesives in two different application protocols. *Journal of Adhesive Dentistry*, 6, 25-32.
125. Ernst C.P., Cohnen U., Stender E., Willershausen B., (2005) In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93, 551-558.

126. Escribano N., de la Macorra J.C., (2006) Microtensile bond strength of self-adhesive luting cements to ceramic, *Journal of Adhesive Dentistry*, 8, 337-341.
127. Espinosa-Cristóba L.F., Martínez-Castañón G.A, Martínez-Martínez R.E., Loyola-Rodríguez J.P., Patiño-Marín N., Reyes-Macías J.F., Facundo R., (2009): Antibacterial effect of silver nanoparticles against *Streptococcus mutans*. *Materials Letters*, 63(29), 2603-2606.
128. Ewald A., Glückermann S.K., Thull R., Gbureck U., (2006) Antimicrobial titanium/silver PVD coatings on titanium, *Biomedical Engineering Online*, 5, 22.
129. Fabianelli A., Goracci C., Bertelli E., Monticelli F., Grandini S., Ferrari M., (2005) In vitro evaluation of wall-to-wall adaptation of a self-adhesive resin cement used for luting gold and ceramic inlays, *Journal of Adhesive Dentistry*, 7, 33–40.
130. Falkensammer F., Arnetzl G.V., Wildburger A., Krall C., Freudenthaler J., (2014) *Influence of different conditioning methods on immediate and delayed dentin sealing*, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(2), 204-210.
131. Fan C., Chu L., Rawls H.R., Norling B.K., Cardenas H.L., Whang K., (2011) *Development of an antimicrobial resin—a pilot study*, *Dental Materials*, 27, 322–328.
132. Felton D., Bergenholtz G., Cox C.F., (1989) Inhibition of Bacterial Growth under Composite Restorations Following GLUMA Pretreatment, *Journal of Dental Research*, 68(3), 491-495.
133. Felton D., Bergenholtz G., Kanoy BE., (1991) Evaluation of the desensitizing effect on gluma dentin bond on teeth prepared for complete-coverage restorations, *The International Journal of Prosthodontics*, 4, 292-298.
134. Femiano F., Femiano R., Lanza A., Festa M., Vincenzo R., Rosario P.L., (2013) Efficacy of diode laser in association to sodium fluoride vs Gluma desensitizer on treatment of cervical dentin hypersensitivity. A double blind controlled trial, *American Journal of Dentistry*, 26(4), 214-218.
135. Ferracane, J.L., Condon, J.R., (1990) Rate of elution of leachable components from composite, *Dental Materials*, 6, 282.

136. Ferracane J.L., Stansbury J.W., Burke F.J T., (2011) Self-adhesive resin cements – chemistry, properties and clinical considerations, *Journal of Oral Rehabilitation*, 38, 295–314.
137. Fonseca R.G., dos Santos J.G., Adabo G.L., (2005) Influence of activation modes on diametral tensile strength of dual-curing resin cements, *Brazilian Oral Restorations*, 19, 4.
138. Foster L.V., (1990) Failed conventional bridgework from general dental practice: clinical aspects and treatment needs of 142 cases, *Brazilian Dental Journal*, 168, 199–201.
139. Frank R.M., Steuer P., (1998) Transmission electron microscopy of the human odontoblast process in peripheral root dentin, *Archives of Oral Biology*, 33(2), 91-98.
140. Frankenberger R., Lohbauer U., Schaible R.B., Nikolaenko S.A., Naumann M., (2008) Luting of ceramic inlays in vitro: Marginal quality of self-etch and etch-and-rinse adhesives versus self-etch cements, *Dental Materials*, 24, 185-191.
141. Frączak B., Sułkowska-Kuźmierczuk M., Światłowska-Bajzert M., Hajok-Utracka A., (2005) Retrakcja dziąsła w świetle piśmiennictwa i stosowane systemy retrakcyjne w praktyce stomatologicznej. *Czas stomatologii LVIII*, 9.
142. Fricker S.P., (1996) Medicinal chemistry and pharmacology of gold compounds, *Transition Metal Chemistry*, 21, 377–383.
143. Frechoso S.C., Menéndez M., Guisasola C., Arregui I., Tejerina J.M., Sicilia A., (2003) Evaluation of the efficacy of two potassium nitrate bioadhesive gels (5% and 10%) in the treatment of dentine hypersensitivity. A randomised clinical trial, *Journal Of Clinical Periodontology*, 30(4), 315-320.
144. Fu B., Sun X., Qian W., Shen Y., Chen R., Hannig M., (2005) Evidence of chemical bonding to hydroxyapatite by phosphoric acid esters, *Biomaterials*, 26, 5104-5110.
145. Fukuda R., Yoshida Y., Nakayama Y., Okazaki M., Inoue S., Sano H., Suzuki K., Shintani H., VanMeerbeek B., (2003) Bonding efficacy of polyalkenoic acids to hydroxyapatite, enamel and dentin. *Biomaterials* 2003, 24(11), 1861-1867.
146. Fulgencio R., Pinto A., Carvalho R.M., Osorio R., Aguilera F.S., Tolendo M. (2008) Flexural strength of self-adhesive resin cements. *PER IADR*.
147. Galler K., Hiller K.A., Ettl T., Schmalz G., (2005) Selective influence of dentin thickness upon cytotoxicity of dentin contacting materials, *Journal of Endodontics*, 31, 396–399.

148. Gaffar A., (1998) Treating hypersensitivity with fluoride varnishes, *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 19, 1088-1090.
149. Garcia R.N., Giannini M., Takagaki T., Sato T., Matsui N., Nikaido T. Tagami J., (2015) Effect of dentin desensitizers on resin cement bond strengths, *RSBO*, 12(1), 14-22.
150. Gawlik J., Krawiecki M., Nowak M., (2007) Ocena zastosowania opatrunków z nanokrystalicznym srebrem w zapobieganiu miejscowej infekcji rany oparzeniowej, *Zakażenia*, 3, 97-103.
151. Geethalakshmi R., Sarada D.V., (2012) Gold and silver nanoparticles from *Trianthema decandra*: Synthesis, characterization, and antimicrobial properties, *International Journal Of Nanomedicine*, 7, 5375-5384.
152. Gerth H.U., Dammaschke T., Zurcher H., Schafer E., (2006) Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites-A comparative study, *Dental Materials*, 22, 934-941.
153. Gerzina T.M., Hume W.R., (1995) Effect of hydrostatic pressure on the diffusion of monomers through dentin in vitro, *Journal of Dental Research*, 74, 369-370.
154. Ghaselpour M., Molana Z., Alaghemand H., Beirami A., Bijani A., Asghari F. Shamshiri A., Mighani G., (2014) Evaluation of anti *Streptococcus mutans* effects of non fluoride&fluoride containing sealants after adding nano silver particles, *Journal of Dental Medicine*, 27(1), 16-23.
155. Giachetti L., Russo D.S., Bambi C., Nieri M., Bertini F., (2008) Influence of operator skill on microleakege of total-etch and self-etch bonding systems, *Journal of Dentistry*, 36(1), 49-53.
156. Gillam D.G., Seo H.S., Bulman J.S., Newman H.N., (1999) Perceptions of dentine hypersensitivity in a general practice population,. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(9), 710-714.
157. Gillam G.D., Mordan N.J., Sinodinou A.D., Tang J.Y., Knowels J.C., Gibson I.R., (2001) The effects of oxalate-containing products on the exposed dentine surface: an SEM investigation, *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(11), 1037–1044.

158. Goodacre C.J., Campagni W.V., Aquilino S.A., (2001) Tooth preparations for complete crowns: An art form based on scientific principles. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(4), 363-376.
159. Goodacre C.J., Bernal G., Rungcharassaeng K., Kan J.Y.K., (2003) Clinical complications in fixed prosthodontics, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(3), 31-41.
160. Goracci C., Cury A.H., Cantoro A., Papacchini F., Tay F.R., Ferrari M., (2006) Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. *Journal of Adhesive Dentistry*, 8, 327-335.
161. Gorman S.P., Scott E.M., Russell A.D., (1980) Antimicrobial activity, uses and mechanism of action of glutaraldehyde, *Journal of Applied Bacteriology*, 48, 161-190.
162. Gorodovsky S, Zidan O, (1992) *Retentive strength, disintegration, and marginal quality of luting cements*, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 68, 269-274.
163. Grajower R., Lewinstein I., Zelster C., (1985) The effective minimum cement thickness of zinc phosphate cement for luted non-precious crowns, *Journal of Oral Rehabilitation*, 12(3), 235-245.
164. Gresnigt M., Cune M.S., de Roos, J.G., Özcan M., (2016) Effect of immediate and *delayed* dentin *sealing* on the fracture strength, failure type and Weibull characteristics of lithiumdisilicate laminate veneers. *Dental Materials*, 32(4), 73-81.
165. Gu H., Ho P.L., Tong E., Wang L., Xu B., (2003) Presenting vancomycin on nanoparticles to enhance antimicrobial activities, *Nano Letters*, 3(9), 1261-1263.
166. Han L., Okiji T., (2015) *Dentin tubule occluding ability of dentin desensitizers*, *American Journal of Dentistry*, 28(2), 90-94.
167. Han B., Jaurequi J., Tang B.W., Nimni M.E., (2003) *Proanthocyanidin: A natural crosslinking reagent for stabilizing collagen matrices*, *Journal of Biomedicine Material Research*, 65A, 118–124.
168. Han S.H., Cho Y.G., (2009) Effect of a desensitizer on dentinal bond strength in cementation of composite resin inlay, *Restorative Dentistry and Endodontics*, 34(3), 223-231.

169. Hanks C.T., Craig R.G., Diehl M.L., Pashley D.H., (1988) Cytotoxicity of dental composites and other materials in a new in vitro device, *Journal of Oral Pathology*, 17, 396-397.
170. Hanks C.T., Wataha J.C., Parsell R.R., Strawn S.E., (1992) Delineation of cytotoxic concentration of two dentin bonding agents in vitro. *Journal of Endodontics*, 18, 589-592.
171. Hashimoto S., Yamashiro M., Fujita K., Yasuda A., (2014) Effects of Epinephrine on Lidocaine Pharmacokinetics and Blood Volume in the Dental Pulp, *Journal of Endodontics*, 40(9), 1370-1374.
172. Hattar S., Hatamleh M., Khraisat A., Al-Rabab M., (2014) Shear bond strength of self-adhesive resin cements to base metal alloy, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(5), 411-415.
173. Haveman C.W., Charlton D.G., (1994) Dentin treatment with an oxalate solution and glass ionomer bond strength, *American Journal of Dentistry*, 7, 247-251.
174. Haywood B. (2002) Dentine hypersensitivity: bleaching and restorative considerations for successful management. *International Dental Journal*, 52, 376-384.
175. Heintze S.D., (2010) Crown pull-off test (crown retention test) to evaluate the bonding effectiveness of luting agents, *Dental Materials*, 26, 193–206.
176. Heyeraas K.J., (1989) Pulpal hemodynamics and interstitial fluid pressure: balance of transmicrovascular fluid transport, *Journal of Endodontics*, 15(10), 468-472.
177. Hensten-Pettersen A. Nilner K., Moller B., (1990) Guinea pig maximization test with a polyether impression material. *Scandinavian Journal of Dentistry Research*, 98, 356-362.
178. Hernandez-Sierra J.F., Ruiz F., Cruz Pena D. C., Martínez-Gutiérrez F., Martínez A. E., Guillén A.J.P., Tapia-Pérez H., Martínez Castañón G., (2008) The antimicrobial sensitivity of *Streptococcus mutans* to nanoparticles of silver, zinc oxide, and gold. *Nanomedicine: Nanotechnology, Biology, and Medicine*, 4, 237–240.
179. Hernandez-Sierra J.F., Salas-Lopez E.K. Martinez-Gutierrez F., Ruiz F., Pierdant-Perez M., Mandeville P., Pozos-Guillen A., (2010) Bactericidal Capacity of Silver Nanoparticles Associated with Gantrez S-97 on *Streptococcus Mutans*, *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 35(2), 183-185.

180. Hikita K., Van Meerbeek B., De Munck J., Ikeda T., Van Landuyt K., Maida T., Lambrechts P., Peumans M., (2007) Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentine, *Dental Materials*, 23(1), 71-80.
181. Hill E.E., (2007) Dental Cements for Definitive Luting: A Review and Practical Clinical Considerations *MS Dental Clinics of North America*, 51(3), 643-658.
182. Di Hipólito V., Azevedo L.C., Piveta F.B., Vieira-Filho W.S., Anauate-Netto C., Bruschi R.C., D'Alpino P.H., (2014) Effect of dentinal surface preparation on the bonding of self-adhesive luting cements, *Journal of Adhesion Science and Technology*, 28(19), 1907-1924.
183. Hoang-Dao B.T., Tub H.H., Hunga L.T., Koubia J.C. and Abouta I., (2008) Evaluation of natural resin-based new material (shellac F) as a potential desensitizing agent, *Dental Materials*, 24, 1001-1007.
184. Hoang-Dao B.T., Hoang-Tu H., Tran-Ti N.N., Koubi G., Camps J., About I., (2009) Clinical efficiency of a natural resin fluoride varnish (Shellac F) in reducing dentin hypersensitivity, *Journal of Oral Rehabilitation*, 36(2), 124-131.
185. Holdereggera C., Sailer I., Schuhmacherb C., Schlasspfer R., Haommerlea C., Fischer J., (2008) Shear bond strength of resin cements to human dentin, *Dental Materials* 24, 944–950.
186. Hong S.W., Park N.J., Park Y.B., Lee K.W., (2014) *The effects of desensitizing agents, bonding resin and tooth brushing on dentin permeability, in vitro*. *Journal of Korean Academic Prosthodontics*, 52(3), 165-176.
187. Hongpakmanoon W., Vongsavan N., Soo-ampon M., (1999) Topical application of warm oxalate to exposed human dentine in vivo, *Journal of Dental Research*, 78, 300.
188. Hoshika S., De Munck J., Sano H., Sidhu SK., Van Meerbeek B., (2015) Effect of Conditioning and Aging on the Bond Strength and Interfacial Morphology of Glass-ionomer Cement Bonded to Dentin, *The Journal Of Adhesive Dentistry*, 17(2), 1461-5185.
189. Huang F.M., Chang Y.C., (2002) Cytotoxicity of dentine - bonding agents on human pulp cells in vitro, *International Endodontic Journal*, 35, 905–909.

190. Hugh L., Tyas P.M., (2006) The effect of oxalic acid incorporation on the setting time and strength of a glass-ionomer cement, *Acta Biomaterialia*, 2(1), 109-112.
191. Huh J.B., Kim J.H., Chung M.K., Lee H.Y., Choi Y.G., Shim J.S., (2008) The *effect* of several *dentin desensitizers* on shear bond strength of adhesive resin luting cement using self-etching primer, *Journal of Dentistry*, 36(12), 1025-1032.
192. Humplik A.J., Wilson P.R., (2001) The effect of oscillation and low seating forces on pulpward pressure transmission and seating during crown cementation: a laboratory study, *International Journal of Prosthodontics*, 14(1), 53-57.
193. Ibarra G., Johnson G.H., Geurtsen W., Vargas M.A., (2007) Microleakage of porcelain veneer restorations bonded to enamel and dentin with a new self-adhesive resin-based dental cement, *Dental Materials*, 23, 218-225.
194. Ishihata H., Kanehira M., Nagai T., (2009) Effect of desensitizing agents on dentin permeability, *American Journal of Dentistry*, 22, 143-146.
195. Ishihata H., Finger W.J., Kanehira M., Shimauchi H., Komatsu M., (2011) In vitro dentin permeability after application of Gluma desensitizer as aqueous fumed silica dispersion. *Journal of Applied Oral Science*, 19(2), 147-153.
196. Ishihata H., Kanehira M., Finger W.J., Shimauchi H., Komatsu M., (2012) Effects of applying glutaraldehyde-containing desensitizer formulations on reducing dentin permeability, *Journal of Dental Sciences*, 7(2), 105–110.
197. ISO-Standards (2003) CD TR 11405 Guidance on Testing of Adhesion to Tooth Structure, Geneve, International Organization for Standardization.
198. Itota T., Torii Y., Nakabo S., Yoshiyama M., (2002) Effect of fluoride application on tensile bond strength of self-etching adhesive systems to demineralized dentin, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 88, 503-10.
199. Ivar A.M., (2001) Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 2: initial reactions to preparation of teeth for restorative procedures, *Quintessence International*, 32, 537-551.
200. Jackson C.R., Skidmore A.E., Rice R.T., (1992) Pulpal evaluation of teeth restored with fixed prostheses, *Journal Prosthetic Dentistry*, 67, 323-325.

201. Jacob R.F., Yen T.W., (1991) Processed record bases for the edentulous maxillofacial patient, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 65(5), 680-685.
202. Jain P., Reinhardt J.P., Krell K.V., (2000) Effect of dentin desensitizers and dentin bonding agents on dentin permeability, *American Journal of Dentistry*, 13, 21–27.
203. Jalalian E., Meraji N., Mirzaei M., (2009) A comparison of the efficacy of potassium nitrate and gluma desensitizer in the reduction of hypersensitivity in teeth with full-crown preparations. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 10(1), 66-73.
204. Jalandar S.S., Pandharinath D.S., Arun K., Smita V., (2012) Comparison of effect of desensitizing agents on the retention of crowns cemented with luting agents: an in vitro study, *Journal of Advanced Prosthodontics*, 4, 127-133.
205. Jańczuk Z., Kaczmarek U., Lipski M., (2014) *Stomatologia zachowawcza z ednodoncją. Zarys kliniczny*, PZWL, Warszawa.
206. Janke V., Von Neuhoff N., Schlegelberger B., Leyhausen G., Geurtsen W., (2003) TEGDMA causes apoptosis in primary human gingival fibroblasts, *Journal of Dental Research*, 82, 814–818.
207. Johnson G.H., Hazelton L.R., Bales D.J., Lepe X., (2004) The effect of a resin-based sealer on crown retention for three types of cement, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91, 428–435
208. Johnson G.H., Lepe X., Bales D.J., (1998) Crown retention with use of a 5% glutaraldehyde sealer on prepared dentin, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 79(6), 671-676.
209. Johnson G.H., Lepe X., Zhang H., Wataha J.C., (2009) Retention of Metal-Ceramic Crowns With Contemporary Dental Cements, *Journal of American Dental Association*, 140(9), 1125–1136.
210. Johnson G.H., Powell L.V., DeRouen T.A., (1993) Evaluation and control of postcementation pulpal sensitivity: zinc phosphate and glass ionomer luting cements, *Journal of American Dental Association*, 124, 38–46.
211. Jokstad A., Bayne S., Blunck U., Tyas M., Wilson N., (2001) Quality of dental restorations. FDI Commission Projects 2-95. *International Dental Journal*, 51, 117–158.

212. Jokstad A., Mjör I.A., (1996) Ten years' clinical evaluation of three luting cements, *Journal Dentistry*, 24, 309-315.
213. Jorgensen K.D., (1960) Factors affecting the film thickness of zinc phosphate cements. *Journal of Acta Odontologica Scandinavica*, 18(4), 479-490.
214. Joshi S., Gowda A.S., Joshi C., (2013) Comparative evaluation of NovaMin desensitizer and Gluma desensitizer on dentinal tubule occlusion: a scanning electron microscopic study, *Journal of Periodontal and Implant Science*, 43(6), 269-275.
215. Joshua M., Emmanuel M., Kandaswamy D., (2005) Effects of six inoffice agents of desensitization on the permeability of dentin—An in-vitro hydraulic conductance study. *Journal of Conservative Dentistry*, 8, 14-25.
216. Kalishwaralal K., BarathManiKanth S., Pandian S.R., (2010) Silver nanoparticles impede the biofilm formation by *Pseudomonas aeruginosa* and *Staphylococcus epidermidis*. *Colloids Surfaces B. Biointerfaces*, 79(2), 340-344.
217. Karlsson S., (1986) A clinical-evaluation of fixed bridges. 10 years following insertion *Journal of Oral Rehabilitation*, 13, 423–443.
218. Kasraei S., Azarsina M., (2012) Addition of *silver* nanoparticles reduces the wettability of methacrylate and silorane-based composites, *Brazilian Oral Research*, 26(6), 505-510.
219. Kasraei S., Sami L., Hendi S., Alikhani M.Y., Rezaei-Soufi L., Khamverdi Z., (2014) Antibacterial properties of composite resins incorporating silver and zinc oxide nanoparticles on *Streptococcus mutans* and *Lactobacillus*, *Restorative Dentistry & Endodontics*, 39(2), 109-114.
220. Kawahara T., Nomura Y., Tanaka N., Teshima W., Okazaki M., Shintani H., (2004) Leachability of plasticizer and residual monomer from commercial temporary restorative resins, *Journal of Dentistry*, 32(4), 277-283.
221. Kay G.W., (1984) Studies of the flow phenomena associated with crown cementation, Master of Medical Science thesis, Cambridge MA. Harvard University.
222. Kern D.G., Scheidt M.J., Pashley D.H., Horner J.A., Strong S.L., Van Dyke T., (1991) Dentinal Tubule Occlusion and Root Hypersensitivity, *Journal of Periodontology Online*, 62 (7), 421-428.

223. Kern M., Kleimeier B., Schaller H.G., Strub J.R., (1996) Clinical comparison of postoperative sensitivity for a glass ionomer and a zinc phosphate luting cement, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 75, 159-162.
224. Kern M., Sasse M., Wolfart S., (2012) *Dental Prostheses: Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic*, *Journal of American Dental Association*, 143(3), 234-240.
225. Kerr Co., (2012) *Protetyka Stomatologiczna*, LXII, 3.
226. Killough S.A., Lundy F.T., Irwin C.R., (2009) *Substance P Expression by Human Dental Pulp Fibroblasts: A Potential Role in Neurogenic Inflammation*. *Journal of Endodontics*, 35(1), 73-77.
227. Kim J.S., Kuk E., Yu K.N., Kim J.H., Park S.J., Lee H.J., Kim S.H., Park Y.K., Park Y.H., Hwang C.Y., Kim Y.K., Lee Y.S., Jeong D.H., Cho M.H., (2007) Antimicrobial effect of silver nanoparticles. *Nanomedicine: Nanotechnology, Biology and Medicine*, 3(1), 95-101.
228. Kim S.Y., Edwall L., Trowbridge H., Chien S., (1984) Effects of local anesthetics on pulpal blood flow in dogs, *Journal of Dental Research*, 63(5), 650-652.
229. Kim S.Y., Kim E.J., Kim D.S., Lee I.B., (2013) The Evaluation of Dentinal Tubule Occlusion by Desensitizing Agents: A Real-time Measurement of Dentinal Fluid Flow Rate and Scanning Electron Microscopy, *Operative Dentistry*, 38(4), 419-428.
230. Kious A.R., Roberts H.W., Brackett W.W., (2009) Film thickness of recently introduced luting cements, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(3), 189-192.
231. Kleinsasser NH, Wallner BC, Harreus UA, Kleinjung T, Folwaczny M, Hickel R, Kehe K, Reichl FX., (2004) Genotoxicity and cytotoxicity of dental materials in human lymphocytes as assessed by the single cell microgel electrophoresis (comet) assay, *Journal of Dentistry*, 32, 229–234.
232. Klötzer W.T., (1984) Die traumatische Schädigung der Pulpa bei der Überkronung. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 39, 791-801.
233. Kłyszajko–Stefanowicz L. (2002) *Cytobiochemia*. Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa.
234. Kmieć Z., (2007) *Histologia i cytofizjologia zęba i jamy ustnej*, Wrocław, 53-74.

235. Koeck B., (2000) Protetyka stomatologiczna. Korony i mosty. Wydawnictwo Medyczne Urban&Partner, Wrocław.
236. Kolker J.L., Vargas M.A., Armstrong S.R., Dawson D.V., (2002) Effect of desensitizing agents on dentin permeability and dentin tubule occlusion, *Journal of Adhesive Dentistry*, 4(3), 211-221.
237. Komine F., Tomic M., Gerds T., Strub J.R., (2004) Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminium oxide ceramic posterior crowns, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92, 359–364.
238. Koperwas L., (2013) Apoptoza – programowana śmierć komórek – wróg czy sprzymierzeniec? <http://laboratoria.net>.
239. Külünk S., Saraç D., Külünk T., Karakas Ö., (2011) The Effects of Different Desensitizing Agents on the Shear Bond Strength of Adhesive Resin Cement to Dentin, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 23(6), 380–387.
240. Kumbuloglu O., Lassila L.V., User A., Vallittu P.K., (2004) A study of physical and chemical properties of four resin composite luting cements, *International Journal of Prosthodontics*, 17(3), 357-363.
241. Kusdemir M., Gunal S., Ozer F., Blatz M.B., Imazato S., Izutani N., Ebisu S., (2011) Evaluation of cytotoxic effects of six self-etching adhesives with direct and indirect contact tests. *Dental Materials Journal*, 30(6), 799-805.
242. Lad P.P., Kamath M., Tarale K., Kusugal P.B., (2014) Practical clinical considerations of luting cements: A review, *Journal of International Oral Health*, 6(1), 116-120.
243. Lam C.W., Wilson P.R., (1998) The effect of dentine surface treatment on pulpward pressure transmission during crown cementation: a laboratory study, *International Dental Journal*, 48(3), 196-202.
244. Lam C.W., Wilson P.R., (1999) Crown cementation and pulpal health. *International Endodontic Journal*, 32(4), 249-256.
245. Lan W.H., Liu H.C., Lin C.P., (1999) The combined occluding effect of sodium fluoride varnish and Nd:YAG laser irradiation on human dentinal tubules. *Journal of Endodontics*, 25, 424–426.

246. Land M.F., Rosenstiel S.F., Sandrik J.L., (1994) Disturbance of the dentinal smear layer by acidic hemostatic agents. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 72, 4–7.
247. Land M.F., Couri C.C., Johnston W.M., (1996) Smear layer instability caused by hemostatic agents, *J Prosthet Dent*, 76,477–482.
248. Langeland K., Langeland L.K., (1965) Pulp reactions to crown preparation, impression, temporary crown fixation, and permanent cementation, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 15, 129-143.
249. Larson T.D., (2013) *Clinical uses of glutaraldehyde/2-hydroxyethylmethacrylate (GLUMA)*, *Northwest Dentistry*, 92(2), 27-30.
250. Latta M., Kelsey W., Kelsey W., (2006) Effect of polymerization mode of adhesive and cement on shear bond strength to dentin, *American Journal of Dentistry*, 19(2), 96- 100.
251. Lawaf S., Jalalian E., Roshan R., Azizi A., (2016) Effect of GLUMA desensitizer on the retention of full metal crowns cemented with Rely X U200 self-adhesive cement, *Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(5), 404-410.
252. Lee H., Swartz M.L., (1972) *Evaluation of a composite resin crown and bridge luting agent*, *Journal of Dentistry Research* 51, 756-766.
253. Lehmann N., Degrange M., (2005) Effect of four dentin desensitizer on the shear bond strength of three bonding systems, *European Cells and Materials*, 9,52-53.
254. Leesungbok R., Park S.J., Lee S.W., Ahn S.J., Lee S.M., Lee D.Y., Im B.J., (2015) The effect of IDS (*immediate dentin sealing*) on *dentin* bond strength under various thermocycling periods, *Journal of Advanced Prosthodontics*, 7(3), 224-232.
255. Leonard R.H., Haywood B., (1997) *Risk factors for developing tooth sensitivity and gingival irritation associated with nightguard vital bleaching*, *Quintessence*, 28(8), 527-534.
256. Li P., Li J., Wu C., Wu Q., Li J., (2005) *Synergistic antibacterial effects of β -lactam antibiotic combined with silver nanoparticles*, *Nanotechnology*, 16, 1912–1917.
257. Li X., Gupta A., Saha K., Jiang Z., Moyano D.F., Sahar A., Robinson S.M., Riley M.A., Rotello V.M, (2014) Functional gold nanoparticles as potent antimicrobial agents against multi-drug-resistant bacteria. *ACS Nano*, 8(10), 10682-10686.

258. Lima E., Guerra R., Lara V., Guzmán A., (2013) Gold nanoparticles as efficient antimicrobial agents for *Escherichia coli* and *Salmonella typhi*, *Chemistry Central Journal*, 7, 11, 1-7.
259. Lindquist T.J., Connolly J., (2001) In vitro microleakage of cementing agents and crown foundation material, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85, 292–298.
260. Lockard M.W., Pankey L. D., (2002) A retrospective study of pulpal response in vital adult teeth prepared for complete coverage restorations at ultrahigh speed using only air coolant, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 88, 473-478.
261. Lodha E., Hamba H., Nakashima S., Sadr A., Nikaido T., Tagami J., (2014) Effect of different desensitizers on inhibition of bovine dentin demineralization: micro-computed tomography assessment. *European Journal of Oral Science*, 122, 404–410.
262. Love R.M., (2004) Invasion of dentinal tubules by root canal bacteria, *Endodontic Topics*, 9(1), 56-65.
263. Lührs A.K., Guhr S., Günay H., Geurtsen W., (2010) Shear bond strength of self-adhesive resins compared to resin cements with etch and rinse adhesives to enamel and dentin in vitro, *Clinical Oral Investigations*, 14(2), 193-199.
264. Lundy T., Stanley H.R., (1969) Correlation of pulpal histopathology and clinical symptoms in human teeth subjected to experimental irritation. *Oral Surgery, Oral Medicine, and Oral Pathology*, 27, 187-201.
265. Łapińska J., Dąbrowska E., Stokowska W., (2004) Możliwości naprawcze i obronne miazgi w procesie próchnicowym – przegląd piśmiennictwa, *Nowa Stomatologia*, 2, 83-86.
266. Łysakowska M., Denys P., (2009) Przeciwdrobnoustrojowe zastosowania srebra. Antimicrobial uses of silver. *Kwartalnik Ortoprotetyka*, 4, 408-417.
267. Macedo G.V., Yamauchi M., Bedran-Russo A.K., (2009) Effects of chemical cross-linkers on caries-affected dentin bonding. *Journal of Dental Research*, 88, 1096-1100.
268. Mackiewicz A., Grzeczko A., Granicka L., Antosiak-Iwańska M., Godlewska E., Gozdowski D., Olczak-Kowalczyk D., (2015) Cytotoksyczność materiału Nanocare Gold® w badaniu in vitro – badanie pilotażowe. *Dental and Medical Problems*, 52(2), 167–174.

269. Magalhães A.P., Moreira F.C., Alves D.R., Estrela C.R., Estrela C., Carrião M.S., Bakuzis A.F., Lopes L.G., (2016) Silver nanoparticles in resin luting cements: Antibacterial and physiochemical properties, *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 8(4), 415-422.
270. Maghrabi A.A., (2011) Effect of dentin sealers on postoperative sensitivity of complete cast crowns cemented with glass ionomer cement, *Journal of Prosthodontics*, 20, 385-390.
271. Magne P., Nielsen B., (2009) Interactions between impression materials and immediate dentin sealing, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 102, 298-305.
272. Magne P., (2005) Immediate Dentin Sealing: A Fundamental Procedure for Indirect Bonded Restorations, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 17, 144–155.
273. Majewski S.W., (2005) Rekonstrukcja zębów uzupełnieniami stałymi, Wydawnictwo Stomatologiczne, Kraków.
274. Majewski S.W., Pryliński M., (2013) Materiały i technologie współczesnej protetyki stomatologicznej, Czelej, Lublin.
275. Malyk Y., Kaaden C., Hickel R., Ilie N., (2010) Analysis of resin tags formation in root canal dentine: a cross sectional study, *International Endodontic Journal*, 43(1), 47-56.
276. Mantellini M. G., Botero T. M., Yaman P., Dennison J. B., Hanks C. T., Nör J.E., (2003) Adhesive resin induces apoptosis and cell-cycle arrest of pulp cells, *Journal of Dentistry Research*, 82, 592–596.
277. Markowitz K., Moynihan M., Liu M., Kim S., (1992) Biologic properties of eugenol and zinc oxide-eugenol: a clinically oriented review, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 73(6), 729-737.
278. Marzec-Gawron M., Michalska S., Dejak B., (2012) Właściwości współczesnych cementów kompozytowych oraz ich mechanizm wiązania do szkliwa i zębiny, *Protetyka Stomatologiczna*, LXII, 3, 173-180.
279. Matalova E., Tucker A. S., Sharpe P. T., (2004) Death in the life of a tooth, *Journal of Dental Research*, 83, 11–16.
280. Mathis R.S., Ferracane J.L., (1989) *Properties of a glass-ionomer/resin-composite hybrid material*, *Dental Materials*, 5, 355-358.

281. Matthews C.R., (1993) Pathways of protein folding. Annual review of Biochemistry, 62, 653-683.
282. Mausner I.K., Goldstein G.R., Georgescu M., (1996) Effect of two dentinal desensitizing agents on retention of complete cast coping using four cements. Journal of Prosthetic Dentistry, 75(2), 129-134.
283. Mazzitelli C., Monticelli F., Casucci A., Ferrari M., Osorio R., Toledano M., (2008) Effect of simulated pulpal pressure on self-adhesive cements bonding to the dentin. Dental Materials, 24(9), 1156-1163.
284. Mazzitelli C., Ferrari M., Monticelli F., Toledano M. , Osorio R., (2012) Effect of thermal cycling on the bond strength of self-adhesive cements to fiber posts. Clinical Oral Investigations, 16(3), 909-915.
285. Mazzitelli C., Monticelli F., Toledano M., Ferrari M., Osorio R., (2010) Dentin Treatment Effects On The Bonding Performance Of Self-Adhesive Resin Cements, European Journal Of Oral Sciences, 118(1), 80-86.
286. Van Meerbeek B., Yoshihara K., Yoshida Y., Mine A., De Munck J., Van Landuyt K.L. (2011) State of the art of self-etch adhesives. Dental Materials, 27(1), 17-28.
287. Meeuwissen R., Eschen S., (1985) Prosthodontic treatment and retreatment of 845 servicemen, Journal of Prosthetic Dentistry, 53, 425–427.
288. Mehta D., Gowda V., Santosh A., Finger V.J., Sasaki K., (2014) Randomized controlled clinical trial on the efficacy of dentin desensitizing agents, Acta Odontologica Scandinavica, 72(8), 936-941.
289. Merchant V.A., (1977) Dentine permeation: comparison of diffusion with filtration. Journal of Dental Research, 56(10), 1161-1164.
290. Mitchem J.C., Gronas D.G., (1981) *Continued evaluation of the clinical solubility of luting cements*, Journal of Prosthetic Dentistry, 45, 289-291.
291. Mjör I.A., (2001) Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 2: Initial reactions to preparation of teeth for restorative procedures, Quintessence International, 32, 537-551.
292. Mjör I.A., (2009) Dentin permeability: the basis for understanding pulp reactions and adhesive technology, Brazilian Dental Journal, 20(1), 3-16.

293. Mojon P., Kaltio R., Feduik D., Hawbolt EB., Mac Entee. M.I., (1992) Short-term contamination of luting cements by water or saliva. *Dental Materials*, 12,83-87.
294. Monteiro D.R., Gorup L.F., Silva S., (2011) Silver colloidal nanoparticles: antifungal effect against adhered cells and biofilms of *Candida albicans* and *Candida glabrata*. *Biofouling*, 27(7), 711-719.
295. Monticelli F., Osorio R., Mazzitelli C., Ferrari M., Toledano M., (2008) Limited decalcification/diffusion of self-adhesive cements into dentin. *Journal of Dental Research*, 87, 974–979.
296. Moszner N., Salz U., Zimmermann J., (2005) Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dental Materials*, 21, 895-910.
297. Mordan N.J., Gillam D.G., Newman H.N., (1997) *The Dentin Disc Surface: A Plausible Model for Dentin Physiology and Dentin Sensitivity Evaluation*. *Journal of Oral Rehabilitation*, 24(2), 148-156.
298. Morones J.R., Elechiguerra J.L., Camacho A., Holt K., Kouri J.B., Ramirez J.T., Yacaman M.J. (2005) *The bactericidal effect of silver nanoparticles*, *Nanotechnology*, 16, 2346-2353.
299. Morris H.F., (1990) Veterans Administration Cooperative Studies Project No. 147: association of metallic taste with metal ceramic alloys, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 63, 124-129.
300. Munksgaard E.C., Asmussen E., (1984) Bond strength between dentin and restorative resins mediated by mixtures of HEMA and glutaraldehyde. *Journal of Dental Research*, 63, 1087-1089.
301. Munksgaard E.C., (1990) Amine-induced polymerization of aqueous HEMA/aldehyde during action as a dentin bonding agent, *Journal of Dental Research*, 69(6), 1236-1239.
302. Murray P.E., (2000) Human odontoblast cell numbers after dental injury. *Journal of Dentistry*, 28(4), 277-285.
303. Murray P.E., Stanley H.R., Matthews J.B., Sloan A.J., Smith A.J., (2002) Age-related odontometric changes of human teeth, *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*, 93(4), 474-482.

304. Nagaoka S., Miyazaki Y., Liu H.J., (1995) Bacterial invasion into dentinal tubules of human vital and non vital teeth. *Journal of Endodontics*, 21(2), 70-73.
305. Nair P.N.R., (1995) Neural elements in dental pulp and dentin, *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics*, 80(6), 710-719.
306. Nakabayashi N., Watanabe A., Gendusa N.J., (1992) Dentin adhesion of “modified” 4-META/MMA-TBB resin: function of HEMA. *Dental Material*, 8,259-264.
307. Näpänkangas R., Pihlaja J., Raustia A., (2014) Outcome of zirconia single crowns made by predoctoral dental students: A clinical retrospective study after 2 to 6 years of clinical service. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 113(4), 289-294.
308. Nikaido T., Cho E., Nakajima M., Tashiro H., Toba S., Burrow M.F., Tagami J., (2003) Tensile bond strengths of resin cements to bovine dentin using resin coating. *American Journal of Dentistry*, 16, 41-46.
309. Ogle O.E., Byles N., (2014) Nanotechnology in dentistry today. *West Indian Medical Journal*, 63(4), 344-348.
310. Oleszkiewicz A., Korzekwa K., Bugia-Płoskońska G., (2008) Nanocząsteczki w biologii i medycynie. *Laboratorium Medyczne*, 5, 30-33.
311. Olivera A.B., Saito T., (2006) The Effect of Die Spacer on Retention and Fitting of Complete Cast Crowns. *Journal of Prosthodontics*, 15(4), 243–249.
312. Oliveira S.S., Pugach M.K., Hilton J.F., Watanabe L.G., Marshall S.J., Marshall G.W., (2003) The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. *Dental Materials*, 19, 758-767.
313. Olszewska A., Borysewicz-Lewicka M., (2011) Ocena przyczyn występowania nadwrażliwości zębów u młodych pacjentów, *Dental Forum*, XXXIX n2.
314. Osorio R., Fulgencio R., Carvalho R.M., Aguilera F.S., Osorio E., Toledano M. (2008) Microhardness of selh-adhesive compared to conventional resin cements, Pan European Region International Association for Dental Research.
315. Ozel E., Kocagoz S., Yurdagüven H., (2004) Comparison of antibacterial activity of disinfectant solutions with phosphoric acid. Paper presented at: Joint Meeting of the Continental European, Israeli, and Scandinavian (NOF) Divisions of the IADR, Istanbul, Turkey, 165.

316. Øilo G., Jorgensen K.D., (1978) The influence of surface roughness on the retentive ability of two dental luting cements. *Journal of Oral Rehabilitation*,5, 377-389.
317. Palacios R.P., Johnson G.H., Phillips K.M., Raigrodski A.J., (2006) Retention of zirconium oxide ceramic crowns with three types of cement. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 96, 104-114.
318. Palmqvist S., Swartz B., (1993) *Artificial Crowns and Fixed Partial Dentures 18 to 23 Years After Placement*. *International Journal of Prosthodontics*, 6(3), 279-285.
319. Pamir T., Ozyazici M., Baloglu E., Onal B., (2005) *The efficacy of three desensitizing agents in treatment of dentine hypersensitivity*. *Journal of Clinical Pharmacy and Therapeutics*, 30(1), 73-76.
320. Pameijer C.H., Stanley H.R., (1984) Primate pulp response to anhydrous Chembond. *Journal of Dentistry*, 63, 171.
321. Pameijer C.H., Stanley H.R., Ecker H.R., (1991) Biocompatibility of a glass ionomer luting agent. 2. Crown cementation. *American Journal of Dentistry*, 4(3), 134-141.
322. Pameijer C.H., Hulten J., Glantz P.O., Randow K., (1992) Influence of low-viscosity liners on the retention of three luting materials. *International Journal of Periodontics Restorative Dentistry*, 12, 195–205.
323. Pameijer C.H., Jefferies S.R., (1996) Retentive properties and film thickness of 18 luting agents and systems. *General Dentistry*, 44, 524-530.
324. Pameijer C.H., (2012) Crown retention with three resin-modified glass ionomer luting agents, *Journal of American Dental Association*, 143(2), 1218-1222.
325. Pashley D.H., Livingston M.J., Greenhill J.D., (1978) *Regional resistances to fluid flow in human dentine inv vitro*. *Archives of Oral Biology*, 23(9), 807-810.
326. Pashley D.H., Michelich V., Kehl T.,(1981) *Dentin permeability: effects of smear layer removal*. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 46(5), 531-537.
327. Pashley D.H., (1984) Smear layer: physiological considerations. *Operative Dentistry Supplement*, 3, 13–29.
328. Pashley D.H., Galloway S.E., Stewart J.F., (1984) Effect of fibrinogen in vivo on dentin permeability in the dog. *Archives of Oral Biology*, 29(9), 725-728.

329. Pashley D.H., (1985) Dentin-Predentin Complex and its Permability: Physiologic Overview, *Journal of Dental Research*, 64(4), 613-620.
330. Pashley D.H., Kalathoor S, Burnham D., (1986) The Effects of Calcium Hydroxide on Dentin Permeability. *Journal of Dentistry Research*, 65(3), 417-420.
331. Pashley D.H., (1988) Consideration of dentine permeability in cytotoxicity testing. *International Endodontics Journal*, 21(2), 143-154.
332. Pashley D.H., (1990) Mechanisms of dentin sensitivity, *Dental Clinics of North America*, 34(3), 449-473.
333. Pashley D.H., Ciucchi B., Sano H., Homer J.A., (1993) Permability of dentin to adhesive agents, *Quintessence International*, 24(9), 618-631.
334. Pashley D.H., (1996) Dynamics of the pulpo-dentin complex, *Critical Reviews In Oral Biology And Medicine*, 7(2), 104-133.
335. Pashley D.H., (1999) The microtensile bond test. A review. *Journal of Adhesive Dentistry*, 1(4), 299-309.
336. Pashley D.H., Carvalho R.M., Pereira J.C., Villanueva R., Tay F.R., (2001) The use of oxalate to reduce dentin permeability under adhesive restorations. *American Journal of Dentistry*, 14, 89–94.
337. Pashley D.H., (2013) How can sensitive dentine become hypersensitive and can it be reversed? *Journal of Dentistry*, 41(4), 49–55.
338. Pashley E.L., Comer R.W., Simpson M.D., Horner J.A., Pashley D.H., Caughman W.F., (1992) Dentin permeability: sealing the dentin in crown preparations. *Operative Dentistry*, 17, 13–20.
339. Pavan S., dos Santos P.H., Berger S., Bedran-Russo A.K.B., (2010) The effect of dentin pretreatment on the microtensile bond strength of self-adhesive resin cements, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(4), 258-264.
340. Pawłowska E., Szczepańska J., (2005) Wpływ materiałów stomatologicznych na odpowiedź komórek miazgi – apoptoza, martwica. *Dental Medical Problem*, 42(1), 111-115.

341. Peacock J.M., Orchardson R., (1999) Action potential conduction block of nerves in vitro by potassium citrate, potassium tartrate and potassium oxalate. *Journal of Clinical Periodontology*, 26(1), 33–37.
342. Perdigão J., (2010) Dentin bonding—variables related to the clinical situation and the substrate treatment, *Dental Material*, 26, 24-37.
343. Percival S.L., Bowler P.G., Russell D., (2005) Bacterial resistance to silver in wound care. *Journal of Hospital Infection*, 60(1), 1-7.
344. Pereira J.C., Nicolau M.R., (1993) Effect of potassium oxalate on dentin—SEM study. *Journal of Dental Research*, 72(274), 1367.
345. Pereira P.N.R., Okudaa M., Sanob H., Yoshikawaa T., Burrowc M.F., (1999) Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength, *Dental Materials*, 15, 46–53.
346. Pereira J.C., Segalaa A.D., Gillam D.G., (2005) Effect of desensitizing agents on the hydraulic conductance of human dentin subjected to different surface pre-treatments— an in vitro study, *Dental Materials*, 21(2), 129-142.
347. Petersen R.C. (2016) Triclosan antimicrobial polymers. *AIMS Molecular Science*, 3(1), 88–103.
348. Petica A., Gavriiliu S., Lungua M., (2008) Colloidal silver solutions with antimicrobial properties, *Materials Science and Engineering*, 152, 22-27.
349. Peumans M., Voet M., De Munck J., Van Landuyt K., Van Ende A., Van Meerbe B., (2013) Four-year clinical evaluation of a self-adhesive luting agent for ceramic inlays, *Clinical Oral Investigarions* 17, 739-750.
350. Peyton F.A., Henry E.E., (1954) The effect of high speed burs, diamond instruments, and air abrasive in cutting tooth tissue. *Journal of American Dentistry Association*, 49, 426-435.
351. Phillips R.W., (1991) *Skinner's science of dental materials*. 9th ed. Philadelphia (PA), 56-57.
352. Pillon F.L., Romani I.G., Schmidt E.R., (2004) Effect of 3% potassium oxalate topical application on dentinal hypersensitivity after subgingival scaling and root planning. *Journal of Periodontology*, 75(1), 1461-1464.

353. Pisani-Proença J., Erhardt M.C.G., Amaral R., Valandro L.F., Bottino M.A., Del Castillo-Salmerón R. (2011) Influence of different surface conditioning protocols on *microtensile* bond strength of self-adhesive resin cements to dentin, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 105(4), 227-235.
354. Piwowarczyk A., Lauer H.Ch., Sorensen J.A., (2004) In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92, 265-73.
355. Piwowarczyk A., Lauer H.Ch., Sorensen J.A., (2005) Microleakage of various cementing agents for full cast crowns. *Dental Materials*, 21, 445–453.
356. Piwowarczyk A., Bender R., Ottl P., Lauer H.C., (2007) Long-term bond between dualpolymerizing cementing agents and human hard dental tissue. *Dental Materials*, 23, 211-217.
357. Pjetursson B.E., Bragger U., Lang N.P., Zwahlen M., (2007) Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported fixed dental prostheses and single crowns (SCs). *Clinical Oral Implants Research*, 18(3), 97–113.
358. Pjetursson B.E., Sailer I.N., Makarov A., Zwahlen M., Thoma D.S., (2015) All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. *Dental Materials*, 31(6), 624-639.
359. Pokrowiecki R., Mielczarek A., (2012) Wybrane przykłady wykorzystania nano-cząsteczek srebra w procedurach medycznych. *Nowa Stomatologia*, 3, 117-121.
360. Polansky R., Arnetzl G., Haas M., Keil C., Wimmer G., Lorenzoni M., (2000) *Residual dentin thickness after 1.2-mm shoulder preparation for Cerec crowns*. *International Journal of Computerized Dentistry*, 3(4), 243-258.
361. Porto I.C.C.M., Andrade A.K.M., Montes M.A.J.R, (2009) Diagnosis and treatment of dentinal hypersensitivity, *Journal of Oral Science*, 51(3), 323-332.
362. Prasad P., Gaur A., Kumar V. Chauhan M., (2017) Post cementation sensitivity evaluation under Class II composite inlays, *Journal of International Oral Health*, 9(4).

363. Prieto L.T., Araujo C.T.P., Humel M.M.C., Souza-Junior E.J., Dos Santos Dias C.T., Paulillo L.A.M.S., (2010) Influence of selective acid etching on microtensile bond strength of a self-adhesive resin cement to enamel and dentin, *Brazilian Journal of Oral Science*, 9, 455–458.
364. Prosser H.J., Powis D.R., Wilson A.D., (1986) Glass-ionomer cements of improved flexural strength, *Journal of Dental Research*, 65(2), 146-148.
365. Pryliński M., Eregowska P.D, Osowicz H., Kaczmarek E., (2006) Ocena Siły Wiązania Porcelany Do Szkliva I Zębiny Przy Zastosowaniu Różnych Cementów Adhezyjnych. *Dental Medical Problems*, 43(3), 399–404.
366. Qin J.X., Zhang Y., (2006) Tubular Structure and Dentin Hypersensitivity, Spectroscopic Investigation of the Function of Aqueous 2-Hydroxyethylmethacrylate / Glutaraldehyde Solution as a Dentin Desensitizer C. *European Journal of Oral Sciences*, 114, 354–359.
367. Radovic, F. Monticelli, C. Goracci, Z. R. Vulicevic, M. Ferrari M. (2008) Self-Adhesive Resin Cements: A Literature Review. *Journal of Adhesive Dentistry*, 10(4), 251-258.
368. Rai M., Yada A., Gade A., (2009) Silver nanoparticles as a new generation of antimicrobials. *Biotechnology Advances*, 27, 76–83.
369. Ramaraju S., Alla R.K., Alluri V.R., (2014) A review of Conventional and contemporary luting agents used in dentistry, *American Journal of Materials Science and Engineering*, 2(3), 28-35.
370. Randow K., Glantz P.O., Zoger B. (1986) Technical failures and some related clinical complications in extensive fixed prosthodontics. An epidemiological study of long - term clinical quality. *Acta Odontologica Scandinavica*, 44, 241-255.
371. Ratanasathien S., Wataha J.C., Hanks C.T., Dennison J.B., (1995) Cytotoxic interactive effects of dentin bonding components on mouse fibroblasts. *Journal of Dental Research*, 74, 1602.
372. Reis A., Grandi V., Carlotto L., Bortoli G., Patzlaff R., Rodrigues Accorinte M., (2005) Effect of smear layer thickness and acidity of selfetching solutions on early and long-term bond strength to dentin. *Journal of Dentistry*, 33, 549-559.
373. Reeves, R., Stanley, H.R., (1968) The relationship of bacterial penetration and pulpal pathosis in carious teeth. *Oral Surgery*, 22, 59.

374. Richardson D., Tao L., Pashley D.H., (1990) Bond strengths of luting cements to potassium oxalate-treated dentin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 63(4), 418-422.
375. Richardson D., Tao L., Pashley D.H., (1991) Dentin permeability: effects of crown preparation. *International Journal of Prosthodontics*, 4, 219–225.
376. Ritter A.V., Heymann H.O., Swift E.J. Jr, (2000) Effects of different re-wetting techniques on dentin shear bond strengths. *Journal of Esthetic Dentistry*, 12, 85-96.
377. Ritter A.V., Swift E.J., Yamauchi M., (2001) Effects of phosphoric acid and glutaraldehyde HEMA on dentin collagen, *European Journal of Oral Science*, 109(5), 348-353.
378. Roediger M., Gersdorff N., Huels A., Rinke S., (2010) Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: four-year clinical results. *International Journal Of Prosthodontics*, 23(2), 141-148.
379. Rosenstiel S.F., Fujimoto J., Land M.F., (2001) *Contemporary fixed Prosthodontics*, Mosby Incorporated, 2001.
380. Rosenstiel S.F., Rashid R.G., (2003) Postcementation hypersensitivity: scientific data versus dentists' perceptions. *Journal of Prosthodontics*, 12, 73-81.
381. Rosentritt M., Behr M., Lang R., Handel G., (2004) Influence of cement type on the marginal adaptation of all-ceramic MOD inlays. *Dental Materials*, 20, 463-469.
382. Saad Del D., Atta O., El-Mowafy O., (2010) The postoperative sensitivity of fixed partial dentures cemented with self-adhesive resin cements: a clinical study. *Journal of American Dentistry Association*, 141(12), 1459-1466.
383. Sabatini C., Patel M., D'Silva E. (2013) In Vitro Shear Bond Strength of Three *Self-adhesive Resin Cements* and a Resin-Modified Glass Ionomer *Cement* to Various Prosthodontic Substrates, *Operative Dentistry*, 38(2), 186-196.
384. Sadeghi B., Garmaroudi F.S., Hashemi M., (2012) Comparison of the anti-bacterial activity on the nanosilver shapes: Nanoparticles, nanorods and nanoplates. *Advanced Powder Technology*, 23, 22-26.
385. Sahin C., Cehreli Z.C., Yenigul M., Dayangac B., (2012) In vitro permeability of etch-and-rinse and self-etch adhesives used for immediate dentin sealing. *Dental Materials Journal*, 31(3), 401–408.

386. Sailer I., Pjetursson B.E., Zwahlen M., Hammerle C.H.F., (2007) A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses, *Clinical Oral Implants*, 18(3), 86–96.
387. Sailer I., Tettamanti S., Stawarczyk B., Fischer J., Hämmerle Ch.H.F., (2010) In vitro study of the influence of dentin desensitizing and sealing on the shear bond strength of two universal resin cements. *Journal of Adhesive Dentistry*, 12, 381-392.
388. Sailer I., Oendra A.E.H., Hämmerle Ch.H.F., (2012) The effects of desensitizing resin, resin sealing, and provisional cement on the bond strength of dentin luted with self-adhesive and conventional resin cements, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 107(4), 252-260.
389. Sailer I., Makarova N.A., Thomab D.S., Zwahlenc M., Pjetursson da B.E., (2015) All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs) *Dental Materials*, 31(6), 603–623.
390. Saito K., Ida-Yonomochi H., Ushiki T., Ohshima H., (2015) *Responses of pulp vasculature after cavity preparation in rat molars*. *Journal of Oral Biosciences*, 57, 157-164.
391. Saker S., Alnazzawi A., Özcan M., (2016) Adhesive strength of self-adhesive resins to lithium disilicate ceramic and dentin: effect of dentin chelating agents, *Odontology*, 104(1), 53–59.
392. Sandoval V.A., Cooley R.L., Barnwell S.E., (1989) Evaluation of potassium oxalate as a cavity liner. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 62(3), 283–287.
393. Santana V.B., de Alexandre R.S., Rodrigues J.A., Ely C., Reis A.F., (2016) Effects of Immediate Dentin Sealing and Pulpal Pressure on Resin Cement Bond Strength and Nanoleakage *Operative Dentistry*, 41(2), 189-199.
394. Saraç D., Külünk S., Saraç Y.S.: Karakas Ö., (2009) Effect of fluoride-containing desensitizing agents on the bond strength of resin-based cements to dentin. *Journal of Applied Oral Science*, 17(5).

395. Sarr M., Mine A., De Munck J., Cardoso M.V., Kane A.W., Vreven J., Van Meerbeek B., Van Landuyt K.L., (2010) Immediate bonding effectiveness of contemporary composite cements to dentin. *Clinical Oral Investigations*, 14(5), 569- 577.
396. Saraswati W., Widjiastuti I., Rukmo m., Wahjuningrum D.A., (2017) The expression of hmgb1 in dentin pulp complex induced by resin monomer hema, *International Medical Device and Technology Conference*.
397. Sartori N., Lopes G.C., Vieira, L., 2012 Clinical performance of cervical restorations with desensitizing agents: 18-month clinical trial. *Journal of Adhesive Dentistry*, 13(10), 1-7.
398. Schedle A., Franz A., Rausch-Fan X., Spittler A., Lucas T., Samorapoompichit P., Sperr W. Boltz-Nitulescu G. (1998) Cytotoxic effects of dental composites, adhesive substances, compomers and cements, *Dental Materials* 14, 429–440.
399. Scheffel D.L.S., Soares D.G., Basso F.G., Costra C.A.S, Pashley D., Hebling J., (2015) Transdental cytotoxicity of glutaraldehyde on odontoblast-like cells, *Journal of Dentistry*, 43(8), 997-1006
400. Schmalz G., Arenholt-Bindslev D., (2009) *Biocompatibility of Dental Materials*, Springer.
401. Schroeder H.E., (2000) *Structurbiologie*. Thieme, Stuttgart.
402. Schüpbach P., Krejci I., Lutz F., (1997) Dentin bonding: effect of tubule orientation on hybrid-layer formation, *European Journal of Oral Science*, 105, 344-352.
403. Schüpbach P., Lutz F, Finger W.J., (1997) Closing of dentinal tubules by Gluma desensitizer. *Journal of Oral Science*, 105, 414-421.
404. Schweikl H., Hiller K.A., Bolay C., Kreissl M., Kreismann W., Nusser A., Steinhauser S., Wiczorek J., Vasold R., Schmalz G., (2005) Cytotoxic and mutagenic effects of dental composite materials. *Biomaterials*, 26, 1713–1719.
405. Schwartz N.L., Whitsett L.D., Berry T.G., Stewart J.L., (1970) Unserviceable crowns And fixed partial dentures: life - span and causes for loss of serviceability. *Journal of American Dental Association*, 81, 1395-1401.
406. Scotti N., Lerda F., Comba A., Boaglio A., Ghiberto C., Berutti E., (2015) Effect of immediate or delayed dentinal sealing on bond strength. *Dental Materials*, 31(1), 41-66.

407. Sengun A.E., Koyuturk Y., Sener F., (2005) Effect of Desensitizers on the Bond Strength of a Self-etching Adhesive System to Caries-affected Dentin on the Gingival Wall. *Operative Dentistry*, 30(4), 430-435.
408. Settembrini L., Boylan R., Strassler H., (1997) A comparison of antimicrobial activity of etchants used for a total etch technique. *Operative Dentistry*, 22, 84-88.
409. Shillingburg H.T., Jacobi R., Bracket S.E., (1991) *Zasady opracowania zębów pod protezy stałe metalowe i porcelanowe*, Wydawnictwo Kwintesencja, Warszawa.
410. Shillingburg H.T., Hobo S., Whitsett L.D., (1997) *Protezy stałe. Zarys postępowania klinicznego i laboratoryjnego*. Wyd. Kwintesencja, Warszawa.
411. Shimauchi H., Kanehira M., Komatsu M., Finger W.J., (2011) Effects of Glutaraldehyde, HEMA and Gluma Desensitizer on in vitro dentin permeability, *International Journal of Contemporary Dentistry*, 1(2), 3-8.
412. da Silva J.M.F., Rodrigues J.R., Camargo C.H.R., Fernandes V.V.B., Hiller K.A., Schweikl H., Schmalz G. (2014) Effectiveness and biological compatibility of different generations of dentin adhesives, *Clinical Oral Investigations*, 18(2), 607–613.
413. Silver S., Phung Le T., Silver G. (2006) Silver as biocides in burn and wound dressings and bacterial resistance to silver compounds. *Journal of Industrial and Microbiology Biotechnology*, 33, 627-634.
414. Sipahi C., Cehreli M., Ozen J., Dalkiz M., (2007) Effects of precementation desensitizing laser treatment and conventional desensitizing agents on crown retention. *International Journal of Prosthodontics*, 20, 289–292.
415. Siso S.H., Dönmez N., Kahya D.S., Uslu Y.S., (2017) The effect of calcium phosphate-containing desensitizing agent on the microtensile bond strength of multimode adhesive agent. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 20, 964-970.
416. Slenters T.V., Hauser-Gerspach I., Daniels A.U., Fromm K.M., (2008) *Silver coordination compounds as light-stable, nano-structured and anti-bacterial coatings for dental implant and restorative materials*. *Journal of Materials Chemistry*, 18, 5359–5362.
417. Smith D.C., (1983) Dental cements. Current status and future prospects, *Dental Clinics of North America*, 6, 763-792.

418. Smith D.C., Ruse N.D., (1986) Acidity of glass ionomer cements during setting and its relation to pulp sensitivity. *Journal of American Dental Association*, 112, 654-657.
419. Soares C.J., Santo Filho P.C.F., Barreto B.C.F., Mota A.J., (2006) Effect of previous desensitizer and rewetting agent application on shear bond strength of bonding systems to dentin. *Cienc Odontologia Brasilia*. 9, 6-11.
420. Sobral M.A., Garone-Netto N., Luz M.A., (2005) Prevention of postoperative tooth sensitivity: a preliminary clinical trial. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32, 661-668.
421. Soeno K., Taira Y., Matsumura H., Atsuta M., (2001) Effect of desensitizers on bond strength of adhesive luting agents to dentin. *Journal of Oral Rehabilitation* 28, 1122-1128.
422. Sokołowska D., Sokołowski G., Łukomska-Szymańska M., Domarecka M., Sokołowski J.W., (2014) Wpływ samotrawiących systemów wiążących typu 3 i 4 na połączenie cementów samoadhezyjnych z zębina. *Dental Medical Problems*, 51(1), 56–64.
423. Soska-Czop A., Pawlicka H., Zarzycka B., Bednarski M.K. (2008) Eliminacja *Enterococcus faecalis* z zakażonych kanałów korzeni zębów bydłych. *Magazyn Stomatologiczny*, 9, 119-125.
424. de Souza Costa C.A., Hebling J., Randall R.C., (2006) Human pulp response to resin cements used to bond inlay restorations. *Dental Materials*, 22, 954-962.
425. de Souza Costa C.A., Hebling J., Garcia-Godoy F., Hanks C.T., (2003) In vitro cytotoxicity of five glass-ionomer cements, *Biomaterials*, 24(21), 3853-3858.
426. Stanley H.R., (1971) Pulpal response to dental techniques and materials. *Dental Clinics of North America*, 15, 115–126.
427. Stanley, H.R., (1981) Human pulp response to restorative dental procedures, revised edn. Storter Printing, Gainesville, Florida, 61–64.
428. Stanley H.R., (1989) The relationship of bacterial penetration and pulpal lesions. In: Anusavice, K.J. (ed): *Quality Evaluation of Dental Restorations*. Quintessence, 303-323.
429. Stanley H.R., (1990) Pulpal responses to ionomer cements – Biological characteristics, *Journal of American Dental Association*, 120, 25-29.
430. Stawarczyk B., Hartmann L., Hartmann R., Roos M., Ender A., Özcan M., Sailer I., Hämmerle C.H.F., (2012) Impact of Gluma Desensitizer on the tensile strength of

- zirconia crowns bonded to dentin: an in vitro study. *Clinical Oral Investigations*, 16(1), 201–213.
431. Surabhi J., Ashwini S.G., Chintan J., (2013) *Comparative evaluation of NovaMin desensitizer and Gluma desensitizer on dentinal tubule occlusion: a scanning electron microscopic study*. *Journal of Periodontal and Implant Science*, 43(6), 269-275.
432. Suzuki T.Y.U., Godas A.G.L., Guedes A.P.A., Catelan A., Pavan S., Briso A.L.F. dos Santos P.H., (2013) *Microtensile bond strength of resin cements to caries-affected dentin*. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(1), 47-55.
433. Swift E.J. Jr, Heymann H.O., (1999) Critical appraisal: dentin desensitization, *Journal of Estetic and Restorative Dentistry*, 11, 108-113.
434. Swift E.J. Jr, Lloyd A.H., Felton D.A., (1997) The *effect of resin desensitizing agents on crown retention*. *American Journal Of Dental Association*, 128(2), 195–200.
435. Swift E.J., Lloyd A.H, Felton D.A., (2011) Effect on Cementation The Effect of Resin Desensitizing Agents on Crown Retention, *Journal Of Esthetic And Restorative Dentistry* 23(6), 415-416.
436. Sydiskis R.J., Gerhardt D.E., (1993) Cytotoxicity of impression materials. *Journal of Prosthetic Dententistry*, 69(4), 431-435.
437. Szczepańska J., Pawłowska E., (2009) Stosowanie środków hemostatycznych i retrakcyjnych w stomatologicznej praktyce klinicznej. *Magazyn Stomatologiczny*, 3, 79-82.
438. Szpringer-Nodzak M., (2003) Próchnica zębów mlecznych i ich leczenie. [W:] Springer-Nodzak M, Wochna-Sobańska M. *Stomatologia Wieku Rozwojowego*. PZWL, Warszawa, 314-316.
439. Taira M., Toguchi S., Takahashi J., Okazaki M., (2000) Cytotoxicity of three di-functional monomers used in dental composite resins. *Journal of Materials Science Letters*. 19(7), 547-548.
440. Tal M., Gedalia I., Ehlich J., (1976) X-ray diffraction and scanning electron microscope investigations of fluoride-treated dentin in man. *Archives of Oral Biology*, 21, 285-288.

441. Tan K., Pjetursson B.E., Lang N.P., Chan E.S.Y., (2004) A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years III. Conventional FPDs. *Clinical Oral Implants Research*, 15, 654–666.
442. Tay F.R., Pashley D.H., Yoshiyama M., (2002) Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives. *Journal of Dental Research*, 81, 472-476.
443. Tay F.R., Pashley D.H., Mak Y.F., Carvalho R.M., Lai S.C., Suh B.I., (2003a) Integrating oxalate desensitizers with total-etch two-step adhesive. *Journal of Dental Research*, 82, 703–707.
444. Tay F.R., Pashley D.H., (2003b) Water treeing—a potential mechanism for degradation of dentin adhesives. *American Journal of Dentistry*, 16, 6-12.
445. Tay F.R., Pashley D.H., (2003c) Have dentin adhesives become too hydrophilic? *Journal of Canadian Dental Association*, 69, 726-731.
446. Terashita M., Kitamura C., (2004) Apoptosis in pulp wound healing. *Japanese Dental*, 40, 43–47.
447. Thanatvarakorn O., Nakashima S., Sadr A., Prasansuttiporn T., Ikeda M., Tagami J., (2013a). In vitro evaluation of dentinal hydraulic conductance and tubule sealing by a novel calcium–phosphate desensitizer. *Journal of Biomedical Materials Research Part: Biomaterials*, 101, 303–309.
448. Thanatvarakorn O., Nakashima S., Sadr A., Prasansuttiporn T., Thitthaweerat S., Tagami S., (2013b) Effect of a calcium-phosphate based desensitizer on dentin surface characteristics. *Dental Materials Journal*, 32(4), 615–621.
449. Tiozzo R., Magagna F., Boraldi F., Croce M.A., Bortolini S., Consolo U., (2003) Study of the potential cytotoxicity of dental impression materials *Toxicology in Vitro*, 17, 657-662.
450. Tjan A.H., Dunn J.R., Grant B.E., (1992) Marginal leakage of cast gold crowns luted with an adhesive resin cement. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 67, 11–15.
451. Tjan A.H., Sarkissian R., (1986) *Effect of preparation finish on retention and fit of complete crowns*. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 56, 283-328.

452. Tjan A.H., Peach K.D., VanDenburgh S.L., Zbaraschuk E.R., (1991) Microleakage of crowns cemented with glass-ionomer cement: effects of preparation finish and conditioning with polyacrylic acid. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 66, 602–606.
453. Toman M., Cal E., Turkun M., Ertugrul F., (2008) Bond strength of glass-ceramics on the fluorosed enamel surfaces. *Journal of Dentistry*, 36(4), 281-286.
454. Tuntiprawon, M. (1999) Effect of tooth surface roughness on marginal seating and retention of complete metal crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(2), 142-147.
455. Uno M., Kurachi M., Wakamatsu N., Doi Y., (2013) *Effects of adding silver nanoparticles on the toughening of dental porcelain*. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 109, 241–247.
456. Usumez A., Ozturk A. N., Aykent F., (2004) The effect of dentin desensitizers on thermal changes in the pulp chamber during fabrication of provisional restorations, *Journal of Oral Rehabilitation*, 31; 579-584.
457. Vachiramon V., Vargas M.A., Pashley D.H., Tay F.R., Geraldeli S., Qian F, Armstrong S.R., (2008) Effects of oxalate on dentin bond after 3-month simulated pulpal pressure. *Journal of Dentistry*, 36, 178–185.
458. Valderhaug J., Jokstad A., Ambjornsen E., Norheim P.W., (1997) Assessment of the periapical and clinical status of crowned teeth over 25 years. *Journal of Dentistry* 25, 97-105.
459. Vajrabhaya L., Pasasuk A., Harnirattisai C., (2003) Cytotoxicity Evaluation of Single Component Dentin Bonding Agents, *Operative Dentistry*, 28(4), 440-444.
460. Vieira A.H.M., Passos V.F., Assis J.S., Mendonça J.S., Santiago S.L., (2009) Clinical Evaluation of a 3% Potassium Oxalate Gel and a GaAlAs Laser for the Treatment of Dentinal Hypersensitivity, *Photomedicine and Laser Surgery*, 27(5), 807-812.
461. Viotti R.G., Kasaz A., Pena C.E., Alexandre R.S., Arrais C.A., Reis A.F., (2009) Microtensile bond strength of new selfadhesive luting agents and conventional multistep systems, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 102, 306-312.
462. Vitalariu A., Căruntu I.D., (2005) Morphological changes in dental pulp after the teeth preparation procedure. *Romanian Journal Of Morphology And Embryology*, 46(2), 131-136.

463. Walter R., Duarte W.R., Pereira P.N., (2007) Growth Of Bacterial Organisms In vitro inhibition of bacterial growth using different dental adhesive systems. *Operative Dentistry*, 32, 388-393.
464. Walter R., Miguez P.A., Pereira P.N.R., (2005) Microtensile Bond Strength of Luting Materials to Coronal and Root Dentin. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 17, 165–171.
465. Walther U.I., Walther S.C., Liebl B., Reichl F.X., Kehe K., Nilius M., Hickel R., (2002) Cytotoxicity of ingredients of various dental materials and related compounds in L2 - and A549 cells. *Journal of Biomedical Materials Research*, 63, 643–649.
466. Walton J.N., Gardner F.M., Agar J.R., (1986) *A survey of crown and fixed partial denture failures: Length of service and reasons for replacement*. *Journal of Prosthetic Dentistry* 56(4), 416-421.
467. Wan A.T., Conyers R.A., Coombs C.J., Masterton J.P., (1991) Determination of silver in blood, urine, and tissues of volunteers and burn patients. *Clinical Chemistry*, 1937, 1683-1687.
468. Wang J.D., Hume W.R., (1988) Diffusion of hydroxygen ion and hydroxyl ion from various sources through dentine, *International Endodontic Journal*, 21(1), 17-26.
469. Wang L., Magalhães A.C., Francisconi-dos-Rios L.F., Calabria M.P., Araújo D.F.G., Buzalaf M.A.R., Lauris J.R.P., Pereira J.C., (2016) Treatment of Dentin Hypersensitivity Using Nano-Hydroxyapatite Pastes: A Randomized Three-Month Clinical Trial. *Operative Dentistry*, 41(4), 93-101.
470. Wemes J.C., Purdell-Lewis D., Jongebloed W., Vaalburg W., (1982) Diffusion of carbon-14-labeled formocresol and glutaraldehyde in tooth structures. *Oral Medicine*, 54(3), 341-346.
471. Wiegand A., Buchholz K., Wernerc C., Attind T., (2008) In Vitro Cytotoxicity of Different Desensitizers Under Simulated Pulpal Flow Conditions, *Journal of Adhesive Dentistry*, 10, 227-232.
472. Wilson A.D., Nicholson J.W., (1993) *Acid-base cements, their biomedical and industrial applications*. New York: Cambridge University Press.

473. Wilson A.H., Chan D.C., (1994) The relationship between preparation convergence and retention of extracoronal retainers. *Journal of Prosthodontics*, 3, 74-78.
474. White S.N., Ingles S., Kipnis V., (1994) Influence of marginal opening on microleakage of cemented artificial crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 71, 257–264.
475. White S.N., Yu Z., Kipnis V., (1992) The effect of seating force on film thickness of new adhesive luting agents. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 68, 476–481.
476. Wicht M.J., Haak R., Kneist S., (2005) A triclosan-containing compomer reduces *Lactobacillus* spp. predominant in advanced carious lesions. *Dental Materials*, 21, 831-836.
477. Wijnhoven S.W.P., Peijnenburg W.J.G.M., Herbersts C.A., (2009) Nano-silver a review of available data and knowledge gaps in human and environmental risk assessment *Nanotoxicology*, 3(2), 109-138.
478. Wiskott A.H.W, Nichols J.I., Belser U.C., (1996) The Relationship Between Abutment Taper and Resistance of Cemented Crowns to Dynamic Loading, *International journal of Prosthodontics*, 9(2), 117-130.
479. Wiskott H.W.A., Nicholls J.I., Belser C., (1997) The Effect of Tooth Preparation Height and Diameter on the Resistance of Complete Crowns to Fatigue Loading, *International Journal of Prosthodontics*, 10, 207-215.
480. Wolfart S., Linnemann J., Kern M. (2003) *Crown retention with use of different sealing systems on prepared dentine*, *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(11), 1053–1061.
481. Wolfart S., Wegner S. M., Kern M., (2004) Comparison of using calcium hydroxide or a dentine primer for reducing dentinal pain following crown preparation: a randomized clinical trial with an observation time up to 30 months, *Journal of Oral Rehabilitation*, 31, 344–350.
482. Wong R.H.K., Wilson P.R., (1997) The effect of seating force and die spacing on pulpward cementation pressure transmission: a laboratory study, *International Dental Journal*, 47(1), 45-52.
483. Wright V., (1984) Oral gold for rheumatoid arthritis, *British Medicine Journal*, 289, 858–859.

484. Wylie S.G., Wilson P.R., (1994) An investigation into the pressure transmitted to the pulp chamber on crown cementation: a laboratory study, *Journal of Dental Research*, 73(11), 1684-1689.
485. Xu J., Stangel I., Butler I.S., (1997) An FT-Raman spectroscopic investigation of dentin and collagen surfaces modified by 2- hydroxyethylmethacrylate, *Journal of Dental Research*, 76, 596-601.
486. Yamamoto K., Ohashi S., Aono M., Kokubo T., Yamada I., Yamauchi J., (1996) Antibacterial activity of silver ions implanted in SiO₂ filler on oral streptococci, *Dental Materials*, 12, 227-229.
487. Yang B., Ludwig K., Adelung R., Kern M., (2006) Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin, *Dental Materials*, 22, 45-56.
488. Yaping L., Xinyi Z., Shibao L., Shaojie H., (2014) In vitro evaluation of dental desensitizing materials in decreasing dentin permeability. *Chinese Journal of Dental Materials and Devices*, 2, 234-236.
489. Yesil Z.D., (2007) Microleakage of four core materials under complete cast crowns, *The New York State Dental Journal*, 73(4), 32-38.
490. Yim N.H., Rueggeberg F.A., Caughman W. F., Gardner F.M., Pashley D.H., (2000) Effect of dentin desensitizers and cementing agents on retention of full crowns using standardized crown preparations, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(4), 459-465.
491. Yiu C.K.Y., King N.M., Suh B.I., Sharp L.J., Carvalho R.M., Pashley D.H., (2005) Incompatibility of oxalate desensitizers with acidic, fluoride-containing total-etch adhesives. *Journal of Dental Research*, 84, 730–735.
492. Yiu C.K.Y., Hiraishi N., Chersoni S., Breschi L., Ferrari M., Prati C.I., (2006) Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerisation. II: Differential permeability reduction with an oxalate desensitiser, *Journal of Dentistry*, 34, 106–116.
493. Yoshida K., Tanagawa M., Atsuta M., (1999) Characterization and inhibitory effect of antibacterial dental resin composites incorporating silver-supported materials. *Journal of Biomedical Material Research*, 4, 516–522.

494. Yoshida Y., Van Meerbeek B., Nakayama Y., Snauwaert J., Hellemans L., Lambrechts P., Vanherle G., Wakasa K., (2000) Evidence of chemical bonding at biomaterial- hard tissue interfaces, *Journal of Dental Research*, 79, 709-714.
495. Yuan P., Shen X., Liu J., Hou Y., Zhu M., Huang J., Xu P., (2012) Effects of dentifrice containing hydroxyapatite on dentinal tubule occlusion and aqueous hexavalent chromium cations sorption: a preliminary study, *Public Library of Science ONE*, 7(12), 1-8.
496. Yu C., Abbot C.V., (2007) *An overview of the dental pulp: its functions and responses to injury*. Australian Dental Association, 52, 4-16.
497. Yu H., Zheng M., Chen R., Cheng H., (2014) Proper Selection of Contemporary Dental Cements. *Journal of Oral Health and Dental Management*, 13(1), 54-59.
498. Zach L., (1972) Pulp liability and repair; effect of restorative procedures. *Oral Medicine*, 33(1), 111-121.
499. Zawrah M.F., Sherein I., El-Moez A., (2011) Antimicrobial Activities of Gold Nanoparticles against Major Foodborne Pathogens. *Life Science Journal*, 8(4), 37-44.
500. Zhao L., Wang H., Huo K., (2011) Antibacterial nano-structured titania coating incorporated with silver Nanoparticles. *Biomaterials*, 32, 5706-5716.
501. Zhang K., Melo M.E.S., Cheng L., Weir M.D., Bai Y., Hockin H., Xu K., (2012) Effect of quaternary ammonium and silver nanoparticle-containing adhesives on dentin bond strength and dental plaque microcosm biofilms, *Dental Materials*, 28(8), 842–852.
502. Zidan O., Ferguson G.C., (2003) The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(6), 565-571.
503. Zöllner A., P., (2000) Pulp reactions to different preparation techniques on teeth exhibiting periodontal disease, *Journal of Oral Rehabilitation*, 27, 93–102.

13 Lista tabel

Tab. 1. Zestawienie cementów wykorzystanych w badaniu i sposób ich przygotowania	54
Tab. 2 Zestawienie materiałów do ochrony miazgi wykorzystanych w badaniu	55
Tab. 3. Analiza statystyczna wyników badań wytrzymałości połączenia cementów dentystycznych z zębina.	57
Tab. 4. Analiza statystyczna wyników badań wytrzymałości połączenia cementu Harvard Cement z zębina z wybranymi materiałami do ochrony miazgi.....	58
Tab. 5. Analiza statystyczna wyników badań wytrzymałości połączenia cementu Ketac Cem z zębina z wybranymi materiałami do ochrony miazgi.....	59
Tab. 6. Analiza statystyczna wyników badań wytrzymałości połączenia cementu Ketac Cem Plus z zębina z wybranymi materiałami do ochrony miazgi.....	60
Tab. 7. Analiza statystyczna wyników badań wytrzymałości połączenia cementu Maxcem Elite z zębina z wybranymi materiałami do ochrony miazgi.....	61
Tab. 8. Analiza statystyczna wyników badań wytrzymałości połączenia cementu RelyX U200 z zębina z wybranymi materiałami do ochrony miazgi	62
Tab. 9. Analiza statystyczna wyników badań wytrzymałości połączenia badanych cementów z zębina uwzględniająca wpływ materiału Gluma Desensitizer.....	63
Tab. 10. Analiza statystyczna wyników badań wytrzymałości połączenia badanych cementów z zębina uwzględniająca wpływ materiału Super Seal	64
Tab. 11. Analiza statystyczna wyników badań wytrzymałości połączenia badanych cementów z zębina uwzględniająca wpływ materiału Isodan.....	65
<i>Tab. 12. Analiza statystyczna wyników badań wytrzymałości połączenia badanych cementów z zębina uwzględniająca wpływ materiału Teethmate Desensitizer</i>	<i>66</i>
Tab. 13. Analiza statystyczna wyników badań wytrzymałości połączenia badanych cementów z zębina uwzględniająca wpływ materiału Nanocare Gold	67
Tab 14. Porównanie wpływu materiałów do ochrony miazgi na zmianę średniej wytrzymałości na rozciąganie połączenia badanych cementów dentystycznych z zębina wyrażone w procentach	69
<i>Tab 15 Anova dwuczynnikowa</i>	<i>70</i>

14 Lista rycin

Ryc. 1. Schemat mocowania zęba w aluminiowej formie.....	51
Ryc. 2. Schemat wstępnie oszlifowego zęba.....	52
Ryc. 3. Schemat szlifowania zęba w prowadnicy	52
Ryc. 4. Schemat dopasowywania powierzchni pary zębów.....	52
Ryc. 5. Schemat par zębów z dopasowanymi powierzchniami.....	52
Ryc. 6. Wytrzymałość połączenia badanych cementów z zębiną – wartości średnie oraz skrajne.....	57
Ryc. 7. Wytrzymałość połączenia Harvard Cement z zębiną dla badanych materiałów do ochrony miazgi – wartości średnie oraz skrajne.	58
Ryc. 8. Wytrzymałość połączenia cementu Ketac Cem z zębiną dla badanych materiałów do ochrony miazgi – wartości średnie oraz skrajne.	59
Ryc. 9. Wytrzymałość połączenia cementu Ketac Cem Plus z zębiną dla badanych materiałów do ochrony miazgi – wartości średnie oraz skrajne.	60
Ryc. 10. Wytrzymałość połączenia cementu Maxcem Elite z zębiną dla badanych materiałów do ochrony miazgi – wartości średnie oraz skrajne.	61
Ryc. 11. Wytrzymałość połączenia cementu RelyX U200 z zębiną dla badanych materiałów do ochrony miazgi – wartości średnie oraz skrajne.	62
<i>Ryc 12. Wytrzymałość połączenia badanych cementów z zębiną dla grup kontrolnych i Glumy Desensitizer – wartości średnie oraz skrajne.</i>	<i>63</i>
Ryc. 13. Wytrzymałość połączenia badanych cementów z zębiną dla grup kontrolnych i materiału Super Seal – wartości średnie oraz skrajne.....	64
Ryc. 14. Wytrzymałość połączenia badanych cementów z zębiną dla grup kontrolnych i Isodanu – wartości średnie oraz skrajne	65
Ryc. 15. Wytrzymałość połączenia badanych cementów z zębiną dla grup kontrolnych i Teethmate Desensitizer – wartości średnie oraz skrajne.....	66
Ryc. 16. Wytrzymałość połączenia badanych cementów z zębiną dla grup kontrolnych i Nanocare Gold – wartości średnie oraz skrajne.	67
Ryc. 17. Średnie wytrzymałości połączenia cementu z zębiną z uwzględnieniem wpływu materiałów do ochrony miazgi	68
Ryc. 18 Porównanie wpływu materiałów do ochrony miazgi na wytrzymałość połączenia wybranych cementów dentystycznych z zębiną, wyrażonego w procentach.	69

15 Lista zdjęć

Zdj. 1. Zęby wykorzystywane do badań	51
Zdj. 2. Zęby umieszczone w aluminiowych bloczkach	51
Zdj. 3. Prowadnice do szlifowania	52
Zdj. 4. Zeskanowane powierzchnie zębów.....	53
Zdj. 5. Pomiar siły nacisku	56
Zdj. 6. Maksymalna siła nacisku	56
Zdj. 7. Próbki sklezione w prowadnicach.....	56
Zdj. 8. Maszyna pomiarowa Z005 Zwick/Roell.....	56
Zdj. 9. Próbka w maszynie rozciągającej przed zerwaniem	56
Zdj. 10. Próbka po zerwaniu.....	56

16 Lista skrótów

- Bis-EMA - etoksylogowany dimetakrylan glikolu bisfenolu A
- Bis-GMA - metakrylan diglicydylowy bisfenolu A
- BPDM - dimetakrylan bifenyli
- BSA - białka surowicy albuminy
- CGRP - peptyd pochodny genu kalcytoniny (calcitonin gene-related peptide)
- DDS- opóźnione pokrywanie zębiny/delayed dental saeling
- Fenylo-P - wodorofosforan 2- (metakryloiloksyetylo) fenylu
- GA – aldehyd glutarowy, glutaraldehyd
- GDA – aldehyd glutarowy
- GIC- cement glasjonomerowy
- GPDM - dimetakrylan fosforanu glicerolu
- HEMA - hydroksyetylometakrylan
- IDS –natychmiastowe pokrywanie zębiny/ immediate dentin sealing
- MAC-10 - kwas 11-metakryloiloksy-1,10-undekanodikarboksylowy
- 10-MDP - diwodorofosforan 10-metakryloiloksydecylu
- 4-META – bezwodnik kwasu 4-metakryloksyetylotrimelitowego
- PEG-DMA - polietylenodimetakrylan glikolowy
- PENTA - monofosforan dipentaerytritolu z pentaakrylanem
- RDT- pozostała grubość zębiny/remaining dentin thickness
- RMGIC - modyfikowany żywicą cement glasjonomerowy
- TBS – tensile bond strength – test wytrzymałościowy na rozciąganie
- μ TBS - mikro tensile bond strength- test wytrzymałościowy na rozciąganie
- TEGDMA - dimetakrylan glikolu trietylenowego
- UDMA - dimetakrylan uretanu lub 1,6-di (metakryloiloksyetylokarbamoilo) -3,30,5-trimetyloheksan