



UNIwersytet Medyczny

IM. PIASTÓW ŚLĄSKICH WE WROCŁAWIU

AUTOREFERAT

Zbigniew Raszewski

Wrocław, 2023

SPIS TREŚCI

1. Imię i Nazwisko	3
2. Posiadane dyplomy, stopnie naukowe z podaniem podmiotu nadającego stopień, roku ich uzyskania oraz tytułu rozprawy doktorskiej.	3
3. Informacja o dotychczasowym zatrudnieniu w jednostkach naukowych lub artystycznych.	3
4. Omówienie osiągnięć, o których mowa w art. 29 ust. 1 pkt. 2 ustawy z dnia 20 lipca 2018 r. prawo o szkolnictwie wyższym i nauce (dz. u. z 021 r. poz. 478 z późn. zm.) z uwzględnieniem możliwości wskazywania dorobku z okresu całej kariery zawodowej.	3
4.1 Tytuł osiągnięcia naukowego	4
4.2 Wykaz opublikowanych artykułów stanowiących osiągnięcie naukowe	4
4.3 Omówienie celu naukowego i osiągniętych wyników prac stanowiących podstawę w szczególności postępowania habilitacyjnego.	5
5. Informacja o wykazywaniu się istotną aktywnością naukową realizowaną w więcej niż jednej uczelni, instytucji naukowej lub instytucji kultury, w szczególności zagranicznej.	25
5.1 Opis działalności naukowej przed uzyskaniem stopnia doktora nauk medycznych	25
5.2 Opis działalności naukowej po uzyskaniu stopnia doktora nauk medycznych	26
5.5 Udział w międzynarodowych lub krajowych konferencjach naukowych	35
5.6 Współpraca naukowa krajowa i międzynarodowa	37
5.7 Udział w projektach badawczych i badaniach klinicznych	38
5.8 Staże badawczo-naukowe	38
6. Informacja o osiągnięciach dydaktycznych, organizacyjnych oraz popularyzujących naukę lub sztukę.	38
7. Inne ważne informacje dotyczące kariery zawodowej, niewymienione w pkt. 1-6	39

1. Imię i Nazwisko

Zbigniew Raszewski

2. Posiadane dyplomy, stopnie naukowe z podaniem podmiotu nadającego stopień, roku ich uzyskania or az ty tłu rozprawy doktorskiej.

1997 - magister inżynier, Technologia Chemiczna, w zakresie technologii materiałów wysokoenergetycznych, temat pracy magisterskiej „Badanie kondensacji nitroaminy z formaldehydem”, Politechnika Warszawska, Wydział Chemiczny, Warszawa.

2004 - stopień naukowy doktora w zakresie biologii medycznej, temat „Badania doświadczalne nad własnym materiałem do twardych podścielen protez dentystycznych”, Śląska Akademia Medyczna w Katowicach, Wydział Lekarski w Zabrze, Zabrze, promotor dr hab. n. med. Janusz Kleinrok.

3. Informacja o dotychczasowym zatrudnieniu w jednostkach naukowych lub artystycznych.

Po zakończonych studiach, **28 lutego 1998** zostałem zatrudniony w firmie Zhermapol sp z o.o. na stanowisku chemika. Do moich obowiązków należało badanie surowców oraz gotowych wyrobów. **W roku 2000** powierzono mi funkcję Specjalista ds. Badań w tej samej firmie. Pracując tam byłem odpowiedzialny za tworzenie receptur nowych wyrobów a także brałem udział w targach oraz konferencjach naukowych dla lekarzy stomatologów i techników dentystycznych, gdzie prezentowałem wyniki swoich badań.

W latach **2005-2006** pracowałem w firmie Zhermack we Włoszech, gdzie brałem udział w opracowaniu receptur nowych materiałów kompozytowych. Dodatkowo współpracowałem z dr Maurizio Seddia z Uniwersytetu w Sienie w badaniu stabilności alginatowych materiałów wyciskowych. Po powrocie do Polski w roku 2007 na nowo podjąłem pracę w firmie Zhemapol, gdzie zajmowałem się opracowaniem nowych wyrobów.

W latach **2010-2016** pracowałem w Wyższej Szkole Menadżerskiej w Białymstoku, na kierunku Techniki Dentystyczne. Prowadziłem tam zajęcia ze studentami z zakresu materiałoznawstwa techniczno-dentystycznego, technologii ceramiki dentystycznej i technologii polimerów.

Od 2013 pracuję w firmie SpofaDental (Kavo Kerr) w Czechach, na stanowisku Lead Research Scientist. Do moich obowiązków należy udoskonalanie dotychczasowych materiałów, konstruowanie nowych preparatów i zarządzanie projektami badawczymi.

4. Omówienie osiągnięć, o których mowa w afi.2i9 ust. 1 pkt. 2 ustawy z dnia20 lipca 2018 r. prawo o szkolnictwie wyższym i nauce (dz.u. zż 021 r. poz. 478 zpóź n. zm.) z uwzględnieniem możliwości wskazywania dorobku z okresu całej kariery zawodowej.

4.1 Tytuł osiągnięcia naukowego

„Modyfikacje tworzyw akrylowych i kompozytowych mające na celu poprawę właściwości mechanicznych i zgodności biologicznej” oraz drugim osiągnięciem naukowym jest patent europejski i amerykański o nowej łożce wyciskowej.

4.2 Wykaz opublikowanych artykułów stanowiących osiągnięcie naukowe

Moim osiągnięciem naukowym, będącym podstawą do ubiegania się o nadanie stopnia doktora habilitowanego jest cykl 4 powiązanych tematycznie artykułów naukowych (1-4), opublikowanych w latach 2021-2023. Sumaryczny Impact Factor przedstawionego cyklu publikacji według listy Journal Citation Reports (JCR), zgodnie z rokiem opublikowania, wynosi **17,966** co odpowiada **480** punktom MEiN (Ministerstwa Edukacji i Nauki). Wszystkie artykuły naukowe wchodzące w skład cyklu zostały opublikowane po uzyskaniu stopnia doktora nauk medycznych. We wszystkich pracach przedłożonego cyklu jestem pierwszym autorem. W jednej z prac jestem autorem korespondencyjnym (* - oznacza autora korespondencyjnego).

1. **Raszewski Z**, Kulbacka J, Nowakowska-Toporowska A. Mechanical Properties, Cytotoxicity, and Fluoride Ion Release Capacity of Bioactive Glass-Modified Methacrylate Resin Used in Three-Dimensional Printing Technology. *Materials* 2022, 15, 1133

Pkt. MNiSW/KBN: 140. IF2020: 3,4

W powyższym artykule byłem pierwszym i wiodącym autorem. W badaniu mój udział polegał na zdefiniowaniu problemu badawczego, ustaleniu metod, technik i narzędzi badawczych, administrowaniu projektem badawczym. Przeprowadziłem analizę danych pozyskanych z badania. Napisałem wszystkie części manuskryptu oraz przeprowadziłem jego edycję.

2. Raszewski, Z.; Chojnacka, K.; Kulbacka, J.; Mikulewicz, M. Mechanical Properties and Biocompatibility of 3D Printing Acrylic Material with Bioactive Components. *J. Funct. Biomater.* 2023, 14, 13.

Pkt. MNiSW/KBN: 100. IF: 4,8

W powyższym artykule byłem pierwszym i wiodącym autorem. W badaniu mój udział polegał na zdefiniowaniu problemu badawczego, ustaleniu metod, technik i narzędzi badawczych, administrowaniu projektem badawczym. Przeprowadziłem analizę danych pozyskanych z badania. Napisałem wszystkie części manuskryptu oraz przeprowadziłem jego edycję.

3. **Raszewski Z***, Chojnacka K, Mikulewicz M. Preparation and characterization of acrylic resins with bioactive glasses. *Scientific Reports*, 2022, 12:16624.

Pkt. MNiSW/KBN: 140. IF2020: 4,6

W powyższym artykule byłem pierwszym i wiodącym autorem. W badaniu mój udział polegał na zdefiniowaniu problemu badawczego, ustaleniu metod, technik i narzędzi badawczych, administrowaniu projektem badawczym. Przeprowadziłem analizę danych pozyskanych z badania. Napisałem wszystkie części manuskryptu oraz przeprowadziłem jego edycję, a także jako autor korespondencyjny złożyłem manuskrypt do czasopisma i kontaktowałem się z redakcją czasopisma oraz z zespołem badawczym przy edycji manuskryptu.

4. **Raszewski, Z.;** Nowakowska, D.; Wieckiewicz, W.; Nowakowska-Toporowska, A. Release and Recharge of Fluoride Ions from Acrylic Resin Modified with Bioactive Glass. Polymers 2021, 13, 1054.

Pkt. MNiSW/KBN: 100. IF: 4,967

W powyższym artykule byłem pierwszym i wiodącym autorem. W badaniu mój udział polegał na zdefiniowaniu problemu badawczego, ustaleniu metod, technik i narzędzi badawczych, administrowaniu projektem badawczym. Przeprowadziłem analizę danych pozyskanych z badania. Napisałem wszystkie części manuskryptu oraz przeprowadziłem jego edycję.

Drugie osiągnięcie naukowe WO 2017/048918 A1, – łyżki wyciskowe, które służą do bezpośredniej aplikacji materiału wyciskowego.

W powyższym patencie mój udział polegał na opracowaniu koncepcji, wykonaniu prototypów a także jego przetestowaniu.

4.3 Omówienie cyklu naukowego i osiągniętych wyników prac stanowiących podstawę w szczęcia postępowania habilitacyjnego.

Tworzywa akrylowe

Przełomowym momentem w historii żywic akrylowych polimetakrylanu metylu (PMMA) był rok 1935, kiedy to opublikowano niemiecki patent pod nazwiskiem Kultzera. Został on zastosowany jako materiał po raz pierwszy w roku 1937 w wyrobie pod nazwą Paladon. Istota przetwarzania tworzyw akrylowych opracowana w tym czasie opierała się na reakcji fizycznej. Częstki polimeru absorbowwały monomer, pęczniały, a po kilku minutach tworzyły miękką masę, którą można łatwo formować ^[1,2]. W latach czterdziestych XX wieku wprowadzono na rynek kolejne tworzywa akrylowe polimeryzowane pod wpływem temperatury. Reakcja utwardzania termicznego akrylu polega na rozpadzie nadtlenku dibenzoilu (BPO) zawartego w niewielkiej ilości w polimerze (polimetakrylanie metylu), pod wpływem temperatury. Substancja ta wytwarza wolne rodniki, które mogą reagować z wiązaniami podwójnymi pomiędzy atomami węgla w metakrylanie metylu. Materiały tego typu były i są obecnie wykorzystywane do wytwarzania protez osiadających w pracowniach techniki dentystycznej. Służą też jako materiał wyjściowy do wytwarzania zębów akrylowych ^[1].

W 1938 r. podjęto pierwsze próby nad zastosowaniem tworzyw akrylowych do wykonywania koron i mostów, czego zwieńczeniem było opracowanie tworzywa akrylowego w

kolorze zębów (1941) ^[1,3]. Na początku lat pięćdziesiątych XX wieku opracowano pierwsze materiały polimeryzowane w temperaturze pokojowej, wykorzystując reakcję pomiędzy nadtlenkami a aminami aromatycznymi. W latach 90. XX w. tworzywa akrylowe polimeryzowane na zimno uległy kolejnej modyfikacji. Szkodliwe aminy trzeciorzędowe, które były również odpowiedzialne za szybką zmianę koloru, zastąpiono pochodnymi kwasu barbiturowego oraz czwartorzędowymi solami amonowymi ^[4,5]. Materiały polimeryzujące w niskich temperaturach znalazły zastosowanie podczas napraw protez ruchomych, do wykonywania części akrylowych protez szkieletowych, tymczasowych koron i mostów oraz jako materiały podścielające protezy ^[3,6,7,8,9].

Początkowo podczas syntezy polimerów akrylowych dodawano do nich plastyfikatory, np. ftalan dibutyli. Miało to skrócić czas przygotowania samego ciasta akrylowego oraz zapewnić większą elastyczność całego tworzywa. Dopiero pod koniec lat 80. XX w. wprowadzono do procesu polimeryzacji innego typu plastyfikatory, wbudowujące się w strukturę tworzywa ^[10,11]. Na początku jako barwniki stosowano sole metali, w tym metali ciężkich. Pod wpływem licznych badań nad występowaniem reakcji alergicznych zaprzestano używania tego typu barwników i zastąpiono je nieorganicznymi solami żelaza lub dwutlenku tytanu ^[12-14].

W chwili obecnej trwają prace nad dalszą modyfikacją tworzyw akrylowych w celu obniżenia zawartości monomeru resztkowego ^[15-18], wzmocnienia tworzywa za pomocą różnego typu włókien ^[19-23]. Inne badania opisują zastosowanie nanotechnologii w celu poprawy stabilności koloru ^[24-34]. Liczne publikacje odnoszą się też do zmniejszenia sorpcji i rozpuszczalności żywic akrylowych zarówno w wodzie destylowanej jak i sztucznej ślinie ^[34-36]. Kolejny kierunek badań wyznacza połączenie akrylu z zębami wykonanymi z PMMA, kompozytu oraz porcelany ^[37-43].

W ostatnich latach nastąpił intensywny rozwój technologii CAD/CAM, w których uzupełnienia protetyczne na podstawie uzyskanych w jamie ustnej lub na modelach scanów, są wstępnie projektowane w komputerze, a wykonywane w automatycznych frezarkach. W tej technologii tworzywa akrylowe znajdują ważne miejsce. Są one dostarczane przez producentów w postaci gotowych spolimeryzowanych bloków lub dysków z PMMA w kolorze zębów lub protez. Bloki te są utwardzane w wysokich temperaturach pod dużym ciśnieniem, w wyniku tego powstaje tworzywo o właściwościach lepszych niż polimeryzowane tradycyjnie w pracowniach techniki dentystycznej. Frezowane z nich tymczasowe korony lub mosty oraz protezy osiadające odznaczają się korzystniejszymi właściwościami niż polimeryzowane tradycyjnie. Inne zastosowanie tworzyw akrylowych w technologii CAD/CAM obejmuje frezowanie konstrukcji pod protezy stałe, które zostaną zatopione w masie osłonowej, wypalone bez pozostałości i zastąpione metalem ^[44-47].

Kompozyty

Pierwszy materiał kompozytowy opracowano w roku 1960. Składał się on z dimetakrylanów o długich łańcuchach polimerycznych, z którymi mieszało się cząsteczki wypełniacza nieorganicznego. Materiał ten odznaczał się dużo większą odpornością na abrazję i mniejszym skurczem niż znane dotychczas żywice akrylowe. Pod koniec lat sześćdziesiątych na rynku pojawiły się już pierwsze materiały światłoutwardzalne ^[48]. Według O'Briena materiał kompozytowy to materiał składający się z dwóch lub więcej faz. Jedną z nich jest faza organiczna, zawierająca żywice, a drugi ważny składnik to wypełniacz nieorganiczny. W materiałach

spotykanych obecnie na rynku zawartość wypełniacza może wynosić do 80 procent. Ziarna wypełniacza są różnej granulacji, tak aby zapewnić jak największe wypełnienie przestrzenne ^[49,50]. Ze względu na rodzaj cząsteczek wypełniacza materiały polimeryczne do wypełnień zębów możemy podzielić na kilka klas: makrofilowe, hybrydowe, mikrofilowe oraz nanohybrydowe.

Aby zminimalizować termiczne zmiany liniowe do takich, jakimi charakteryzują się tkanki zęba, opracowano specjalne rodzaje szkielek, które mają zerowy lub ujemny współczynnik rozszerzalności cieplnej. Jako wypełniacze nieorganiczne stosuje się kwarc, szkła barowo-litowe, strontowe, borowo-krzemowe, a także zawierające iterb, cyrkon i inne metale ziem rzadkich. Współczynnik załamania światła powinien być zgodny z użytym monomerem dla zapewnienia odpowiedniego stopnia przezierności. Aby uzyskać dobre połączenie pomiędzy fazą organiczną i wypełniaczami nieorganicznymi lub innymi powierzchniami (ceramika, metal), te ostatnie poddaje się procesowi obróbki powierzchniowej zwanej silanizacją. Proces ten ma na celu osadzenie na powierzchni materiału nieorganicznego cząsteczek organicznych, mających możliwość trwałego połączenia się z fazą polimeryczną. Jako matrycy organicznej w kompozytach używa się powszechnie kilku związków chemicznych, będących wielofunkcyjnymi metakrylanami. Do najczęściej stosowanych zaliczamy żywicę bis-GMA (Bowena), bis-EMA lub UDMA. Ponieważ są to związki o dużej lepkości (największą posiada bis-GMA), aby możliwe było wprowadzenie fazy nieorganicznej, stosuje się reaktywne rozcieńczalniki o stosunkowo małej masie cząsteczkowej, np. dimetakrylan glikolu trójetylenowego (TEGDMA). Aby materiał mógł być utwardzany za pomocą światła dodaje się do niego kamforochinon i aminy, które w kontakcie ze światłem widzialnym inicjują polimeryzację. Do materiałów złożonych dodaje się też w niewielkiej ilości pigmenty, które mają odwzorowywać naturalny kolor zębów ^[49].

Materiały kompozytowe odznaczają się dosyć dobrymi właściwościami mechanicznymi. Niekorzystną ich właściwością jest jednak skurcz oraz naprężenia powstające podczas polimeryzacji. Ze względu na ograniczoną wytrzymałość, w przypadku mostów, wymagają konstrukcji wzmacniających takich jak podbudowa metalowa lub włókna szklane. W celu zyskania właściwego połączenia pomiędzy materiałem kompozytowym a włóknem szklanym konieczne jest zastosowanie właściwych systemów łączących lub płynnych żywic wraz z odpowiednią ich aplikacją na powierzchnię włókna. Niektóre materiały kompozytowe polimeryzujące w temperaturze pokojowej (self-cure) odznaczają się małą stabilnością barwy. Dlatego istnieje konieczność modyfikacji katalizatorów zawartych w tych materiałach, tak aby uzyskać lepszą stabilność koloru w czasie. Kolejnym kierunkiem rozwoju materiałów złożonych jest modyfikacja ich tak, aby mogły wydzielać odpowiednie jony (wapnia, fluoru, fosforanowe) lub leki, np. chlorheksydynę ^[50,51], które mają działanie kariostatyczne lub bakteriostatyczne ^[52-56]. W ostatnich 2-3 latach część żywic kompozytowych jest z powodzeniem używana jako materiały do druku 3D, z których można wyrabiać cały szereg uzupełnień protetycznych takich jak: tymczasowe korony i mosty, protezy osiadające, wzorniki chirurgiczne i inne ^[57-61].

W publikacjach stanowiących moje osiągnięcie naukowe postawiłem następujące cele badawcze:

- Stworzenie materiałów, które będą mogły uwalniać jony do środowiska jamy ustnej w dłuższym okresie czasu.

* pierwszym rodzajem takiego będzie tworzywo do druku 3D, z którego można wykonać nakładkowy aparat ortodontyczny w postaci szyny - gdyż kontakt tego typu materiału z organizmem człowieka jest krótkoczasowy.

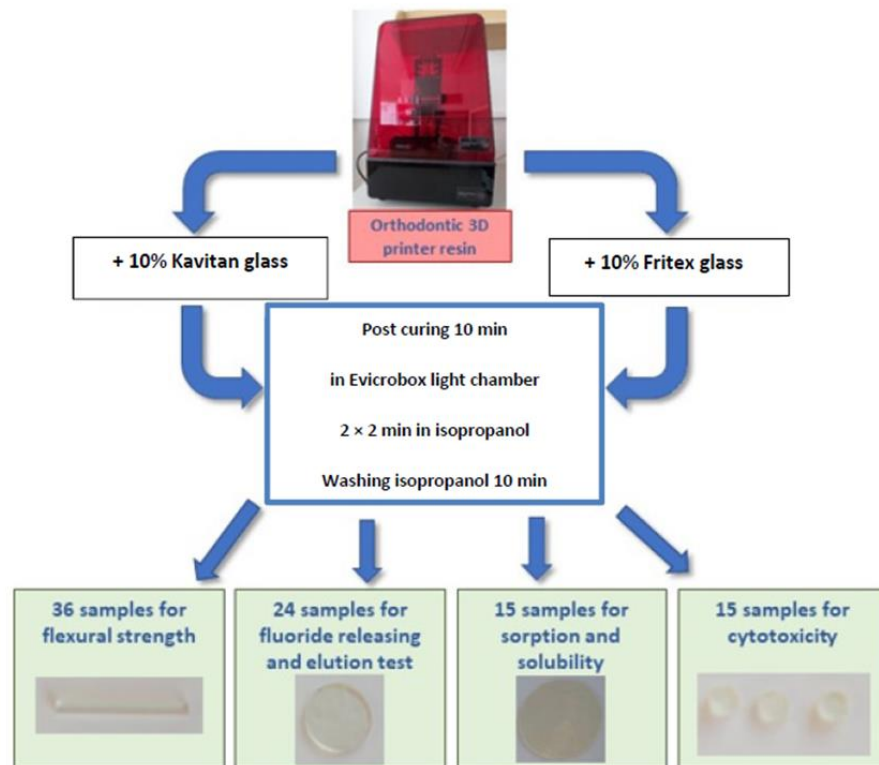
* drugim rodzajem materiału będzie żywica na bazie PMMA, która będzie posiadać podobne właściwości, jeśli chodzi o uwalnianie jonów.

- Przebadanie tych materiałów pod kątem właściwości mechanicznych: odporności na złamanie, sorpcji, rozpuszczalności.

- Przebadanie właściwości biologicznych (cytotoksyczność) opracowanych materiałów.

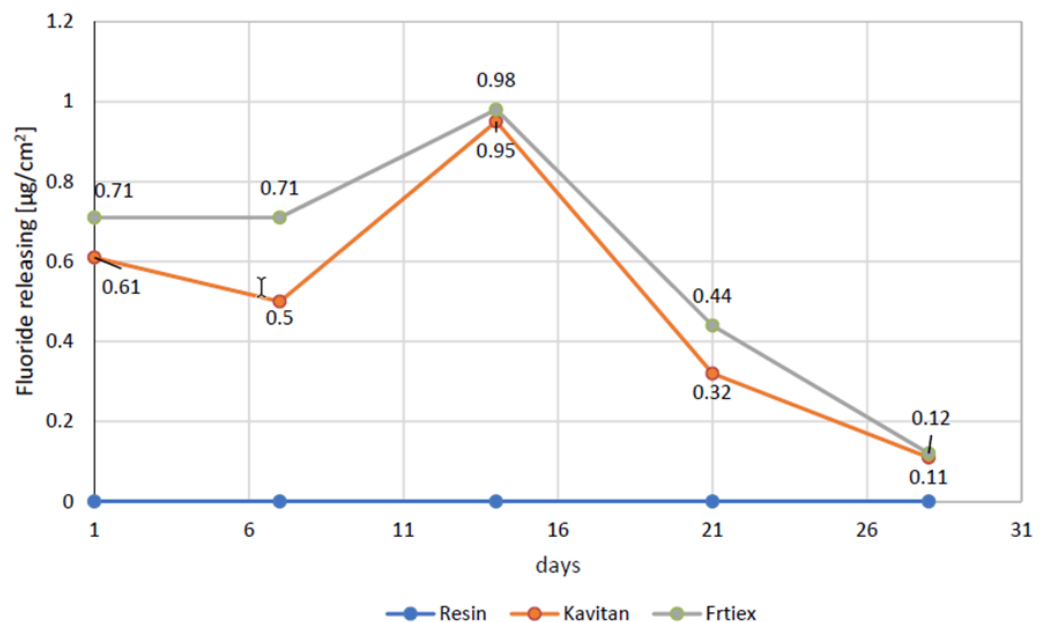
Praca numer 1 Właściwości mechaniczne, cytotoksyczność i uwalnianie jonów fluoru z bioaktywnej żywicy metakrylanowej modyfikowanej szkłem w technologii druku trójwymiarowego

W pracy tej przedstawiłem wpływ różnego typu wypełniaczy (szkieł używanych w cementach szklano- jonomerowych) na modyfikacje materiału przeznaczonego do druku 3D, w celu określenia możliwości wydzielania różnego typu jonów. W tym celu przeprowadzałem testy odporności na złamanie, udarność, twardość oraz sorpcję i rozpuszczalność. Materiały stosowane w obrębie jamy ustnej muszą być bezpieczne, dlatego też w pracy zbadałem uwalnianie z materiału do druku 3D substancji niespolimeryzowanych, które podczas kontaktu ze śliną lub spożywanym pokarmem mogą ulec wymyciu i zaabsorbowaniu przez organizm człowieka. Próbki tak zmodyfikowanej żywicy 3D przebadalem pod kątem cytotoksyczności na hodowlach komórkowych. Schemat przeprowadzonych badań przedstawiono na rycinie 1.



Rycina 1. Schemat badań materiału do druku 3D modyfikowanego za pomocą szkła Kavitan i Fritex.

Charakterystyka materiału bioaktywnego - uwalnianie jonów do środowiska, co zostało przedstawione na rycinie 2



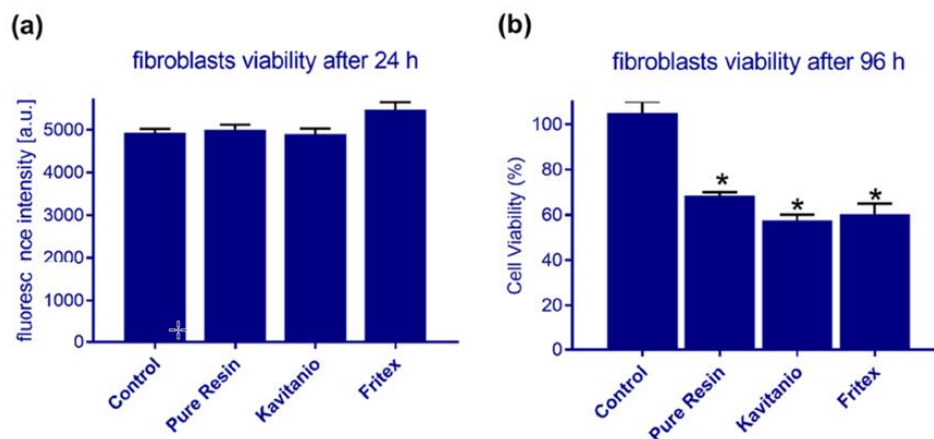
Rycina 2 Uwalnianie jonów fluorkowych w czasie z materiału zawierającego szkło aktywne 10% Kavitan oraz 10% Fritex

Do wytworzenia materiału do wykonywania szyn ortodontycznych, wykorzystałem komercyjną żywicę do druku 3D oraz dodatek dwóch rodzajów materiałów bioaktywny (szkła 10% Kavitan oraz 10% Fritex). Materiały te zostały utwardzone w drukarce 3D, a następnie w piecu świetlnym i na ostatecznie przemyte roztworem izopropanolu.

Podczas noszenia paratów nakładkowych dochodzi do zaburzenia przepływu śliny w obrębie zębów przykrytych szyną. Co może prowadzić do obniżenia pH i zapoczątkowania procesu demineralizacji, szczególnie w przypadku, jeśli pacjent po spożytym posiłku nie umyje zębów, zakładając na nie aparat. Dlatego też celowym jest stworzenie materiału, który mógłby minimalizować niekorzystne oddziaływanie poprzez wydzielanie odpowiednich jonów

Uwalnianie jonów za pomocą tworzenia różnych kompleksów barwnych i analizy za pomocą spektroskopii UV-Visa, przebadano w krótkim okresie czasu, gdyż leczenie za pomocą tego typu aparatów wymaga wymiany szyn co 7–14 dni na lepiej dopasowaną, wywierającą większy nacisk w celu ustawienia zębów w pożądanej pozycji^[62]. Maksymalne uwalnianie jonów fluorkowych z modyfikowanych materiałów zaobserwowano w 14 dniu i wynosiło od $0,95 \pm 0,05$ do $0,98 \pm 0,13$ ppm. Oznaczone stężenie uwalnianych jonów fluorkowych jest wystarczające do zainicjowania efektu remineralizacji szkliwa. Margolis i in. sugerowali, że remineralizacja szkliwa zachodzi nawet przy niskich stężeniach jonów fluorkowych (w zakresie od 0,024 do 0,154 ppm). W niektórych badaniach stwierdzono, że ciągłe dostarczanie niskich stężeń jonów fluorkowych (w zakresie od 0,03 do 0,3 ppm) przez dłuższy czas przynosi korzystniejsze efekty i skutecznie zapobiega rozwojowi próchnicy^[62,63].

Wyniki wpływu materiału do druku 3D na hodowle fibroblastów dziąsła ludzkiego zostały przedstawione na rycinie 3. Opracowane przeze mnie materiały przebadane także pod kątem właściwości mechanicznych: odporności na złamanie, sorpcji, rozpuszczalności oraz uwalniania niespolimeryzowanych składników organicznych z utwardzonej żywicy poprzez ekstrakcje etanolem.



Rycina 3 Cytoksyczość materiału do druku 3D na hodowle fibroblastów .

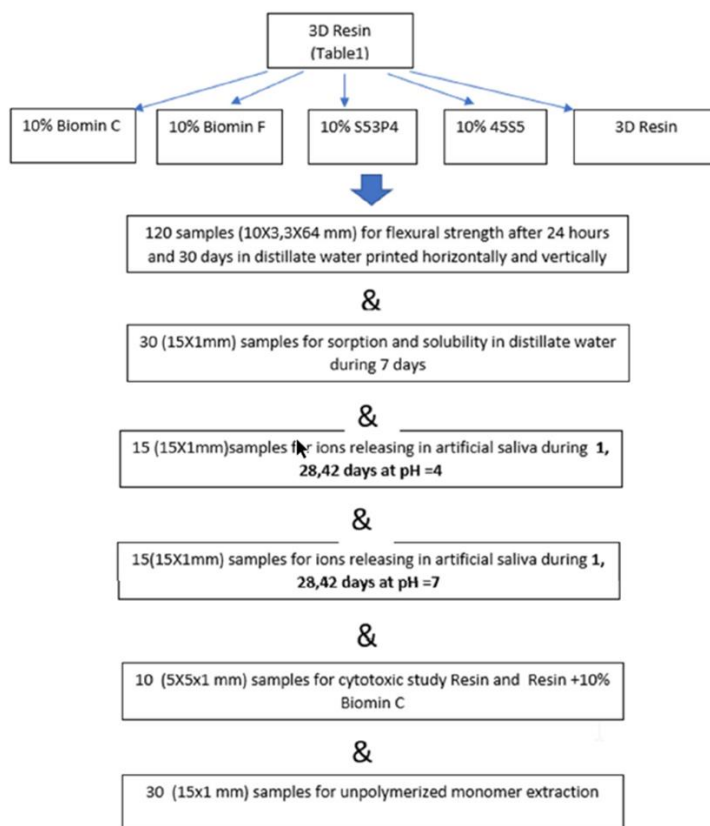
Materiały dentystyczne muszą wykazywać dobrą zgodność biologiczną i bezpieczeństwo w przypadku stosowania w organizmach żywych. Żywice ortodontyczne stosowane w procesie druku 3D wykazują łagodne właściwości cytotoksyczne, co zostało potwierdzone w niniejszych badaniach. Przemycanie materiału izopropanolem umożliwiło usunięcie jedynie niespolimeryzowanych monomerów i katalizatorów obecnych powierzchniowo na powierzchni. Dlatego nie zaobserwowano zahamowania wzrostu hodowli komórkowych po inkubacji przez krótki okres czasu (2–24 h). Jednak po 4 dniach zauważono wypłukiwanie niespolimeryzowanych monomerów do roztworu, co przyczyniło się do powstania pików w widmach absorpcyjnych. Ten proces elucji wykazał negatywny wpływ na wzrost komórek fibroblastów, co skutkowało zmniejszeniem żywotności komórek o 60–70%. Efekt ten można przypisać faktowi, że żywice stosowane w technologii druku 3D należą do tej samej grupy chemicznej, co stosowane w materiałach kompozytowych i systemach wiążących. W literaturze przedmiotu można znaleźć liczne publikacje określające wpływ niespolimeryzowanych monomerów na właściwości cytotoksyczne po bezpośrednim kontakcie z kulturami komórkowymi [62–68]. Z upływem czasu i po zakończeniu procesu polimeryzacji do jamy ustnej może przedostawać się coraz więcej związków, które ostatecznie są wypłukiwane przez ślinę. Dlatego biogodność materiałów składających się z monomerów metakrylanowych wzrasta wraz z upływem czasu [67,68].

W wyniku tych badań doszedłem do wniosku, że modyfikacja komercyjnej żywicy metakrylanowej, stosowanej w technologii druku 3D, dwoma bioaktywnymi wypełniaczami szklanymi, daje nowe materiały stomatologiczne, które posiadają pożądane właściwości bioaktywne. Wyniki badań wskazują na potencjalną zdolność modyfikowanych żywic do uwalniania jonów fluorkowych w środowisku jamy ustnej. Podane stężenie uwalnianych jonów fluorkowych jest wystarczające do zainicjowania procesu remineralizacji szkliwa. Zmodyfikowane materiały charakteryzują się umiarkowanym spadkiem wytrzymałości na zginanie. Poziomy sorpcji i rozpuszczalności materiałów modyfikowanych były wyższe niż materiału niemodyfikowanego, ale nadal mieściły się w dopuszczalnych granicach wyznaczonych przez normę ISO. Zaobserwowałem również wypłukiwanie składników niespolimeryzowanych, w krótkim czasie po polimeryzacji materiału. Wszystkie badane materiały charakteryzowały się łagodną cytotoksycznością w bezpośrednim kontakcie z komórkami fibroblastów dziąsła ludzkiego.

Praca numer 2. Właściwości mechaniczne i biokompatybilność materiału akrylowego do drukowania 3D ze składnikami bioaktywnymi

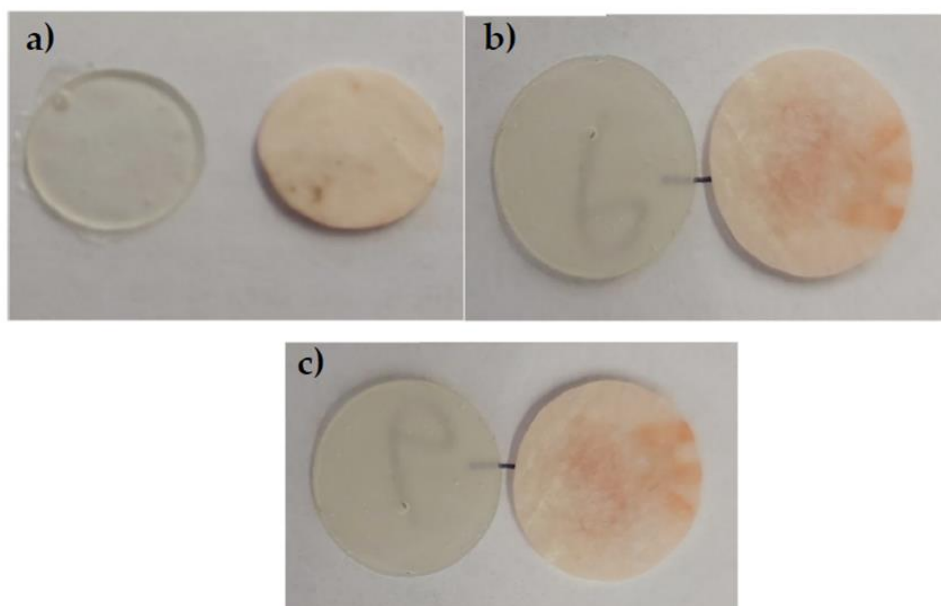
Temat materiałów do druku 3D rozwinąłem także w pracy numer 2, tworząc modelowy materiał do druku 3D, gdyż skład materiałów komercyjnych dostępnych na rynku pozostaje tajemnicą. Zastosowanie ich może więc w niezamierzony sposób oddziaływać na zwiększanie lub zmniejszanie uwalniania jonów. Do modelowego materiału składającego się z żywic metakrylanowych (bis GMA, bis EMA, UDMA, TEGDMA) oraz inicjatorów fotopolimeryzacji dodałem 10% dodatki szkła bioaktywnych, Biomin C, Biomin F, 45, S53P4, oraz 45S5. Następnie tak przygotowane próbki zostały uwardzone za pomocą drukarki 3D oraz dalej dotwardzone w

piecu świetlnym przez okres 30 minut, na końcu zaś przemyte alkoholem izopropylowym. W dalszej części badań zbadałem uwalnianie jonów wapnia, anionów fosforanowych oraz krzemianowych w sztucznej silnie przez okres 42 dni w środowisku pH=4 oraz pH=7, z tych materiałów. Badania te wykonałem za pomocą spektroskopii emisyjnej. Dodatkowo próbki tej żywicy przebadłem pod kątem uwalniania anionów fluorkowych za pomocą elektrody jonoselektywnej. Żywice zawierające szkła bioaktywne przebadłem też pod kątem właściwości mechanicznych: odporności na zginanie, sorpcji i rozpuszczalności (rycina 4).



Rycina 4. Schmat badań nad opracowanym modelowym materiałem do druku 3D modyfikowanym za pomocą różnego typu szkieł bioaktywnych

Przygotowany materiał do druku 3D zawierający szkła bioaktywne, pod wpływem przechowywania w wodzie destylowanej zmienia kolor, co świadczy o reakcji uwalniania jonów do roztworów wodnych (rycina 5).



Rycina 5. Zmiana barwy materiału do druku 3D modyfikowanego szklami bioaktywnymi po przechowywaniu w wodzie.

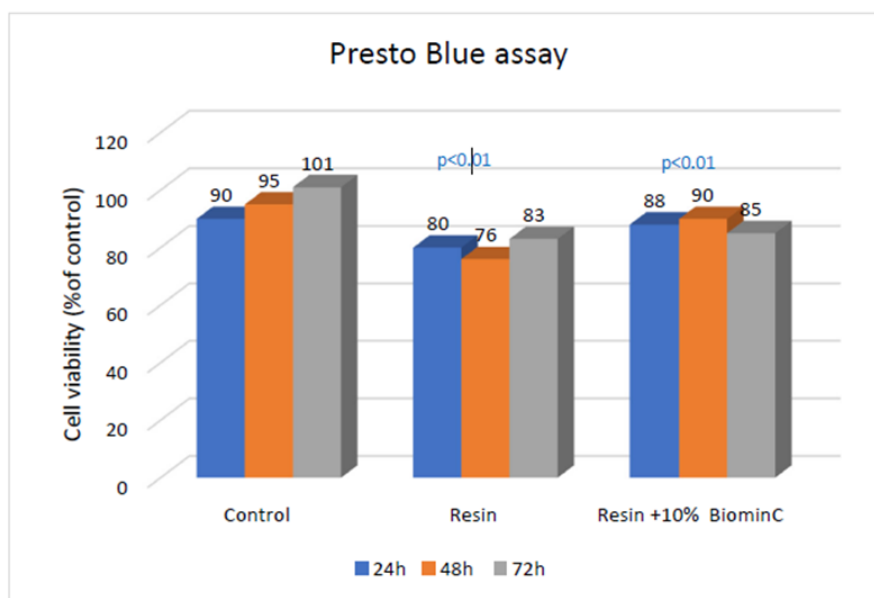
Na właściwości mechaniczne materiału dodatkowo wpływa czas potrzebny do utwardzenia próbki w piecu świetlnym. Gdy czas utwardzania jest zbyt krótki, materiał ma dużą zawartość reszkowych monomerów, które działają podobnie jak plastyfikatory, zmniejszając odporność materiału na zginanie. W badaniach, podczas samego druku 3D, potwierdziłem informacje dotyczące odpowiedniego ułożenia drukowanych elementów względem płaszczyzny drukarki (pionowo lub poziomo). Próbki drukowane w poziomie wykazują się większą odpornością na zginanie. Fenomen ten można wytłumaczyć poprzez fakt, że drukarka utwardza pojedyncze warstwy materiału. Im są one dłuższe tym wyższa ich odporność na zginanie. W przypadku drukowania uzupełnień w pionie do platformy drukarki należy zwrócić uwagę na jeszcze jedną kwestię: gładkość uzyskiwanego wydruku, która może być niższa w takim układzie. Jak przedstawili Ishaikh, A i wsp., aby to wyeliminować, konieczne wydaje się lepsze wypolerowanie uzupełnienia [69].

Przeprowadzone przeze mnie badania pokazują wpływ czasu ekspozycji w piecu świetlnym na zawartość monomerów reszkowych. Próbki polimeryzowane przez 30 min miały dwukrotnie niższą zawartość etoksyłowanego dimetakrylanu, który ekstrahowano etanolem i zmierzono za pomocą spektrofotometrii UV-vis.

Podobnie jak w przypadku materiału komercyjnego, który modyfikowałem za pomocą szkieł Fritex i Kavitan, w przypadku żywic opracowanych w tych badaniach, oceniłem je pod kątem cytotoksyczności na hodowlach fibroblastów dziąsła ludzkiego (rycina 6).

W pracy tej potwierdzono również teorię wpływu długości czasu bezpośredniej ekspozycji na właściwości biologiczne materiału. Trzydziestominutowa ekspozycja na działanie pieca świetlnego powoduje zmniejszenie stężenia reszkowych monomerów, a żywica i próbka z 10% Biomin C nie miały działania cytotoksycznego na hodowle komórkowe ludzkich fibroblastów dziąsłowych.

Zeidan i in. doszli do podobnych wniosków w swoich badaniach, gdy czas dotwardzania wynosił 20 min ^[70].



Rycina 6. Wpływ materiału do druku 3D wraz z dodatkiem 10% szkła bioaktywnego Biomin C na hodowlę fibroblastów dziąsła ludzkiego.

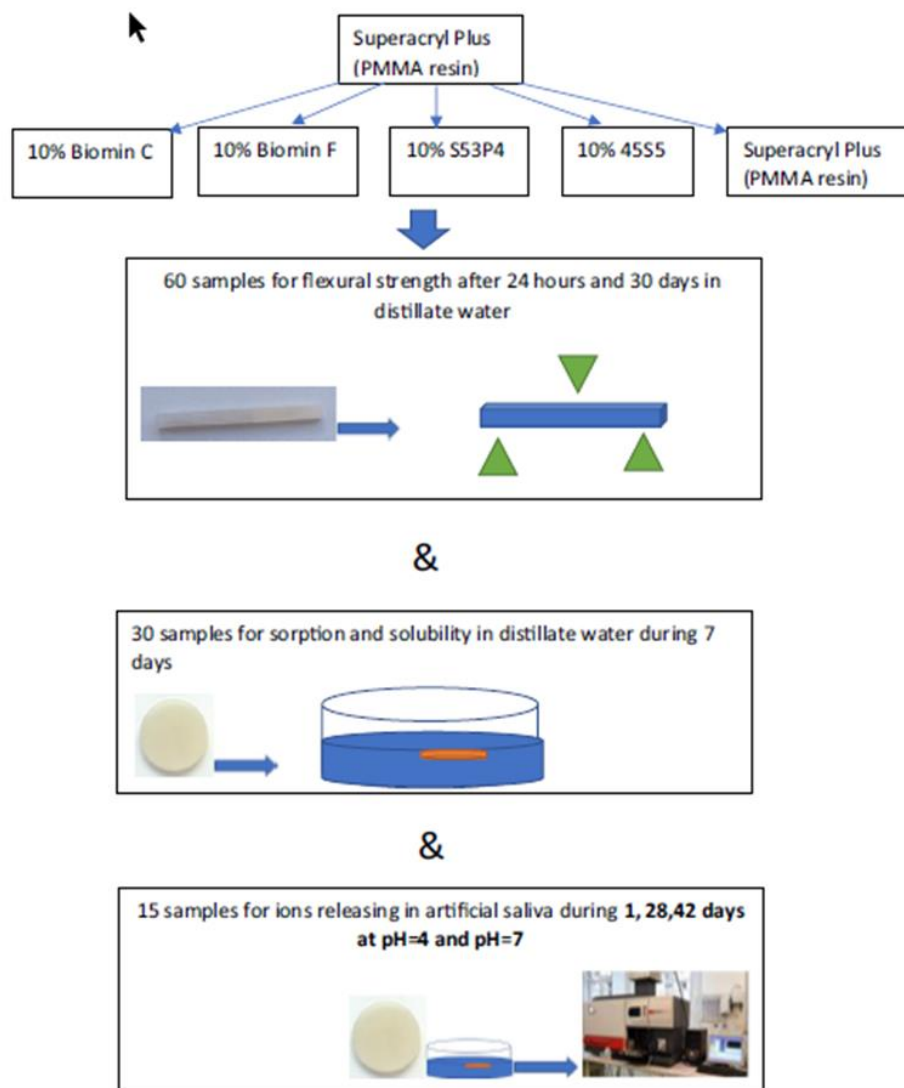
W wyniku tych badań doszedłem do wniosku, że możliwe jest wykonanie materiału do druku 3D przygotowanego z 10% dodatkiem różnych aktywnych szkielek, które mogą uwalniać jony wapnia, krzemu i fosforanów. W przypadku szkła Biomin F uwalnianie jonów fluoru w środowisku kwaśnym i obojętnym było bardzo dynamiczne (zachodziło w ciągu pierwszych 24h). Żywice akrylowe modyfikowane 10% zawartością szkła Biomin C mogą być cennym źródłem kationów wapnia i anionów fosforanowych w warunkach kwaśnych i obojętnych przez okres 42 dni. Potrzebne są dalsze badania nad składem żywic metakrylanowych użytych do stworzenia materiału do druku 3D, który miałby większą odporność mechaniczną na pękanie.

Praca numer 3. **Otrzymywanie i charakteryzacja żywic akrylowych ze szkłami bioaktywnymi.**

Pomimo szybkiego rozwoju technologii (procesy CAD CAM i druk 3D) najczęściej używanym materiałem w protetyce jest tworzywo akrylowe (PMMA). Posiada ono szereg zalet między innymi łatwość obróbki, oraz biogodności, w przypadku właściwie wykonanej polimeryzacji. Podobnie jak w przypadku żywic do druku 3D materiał ten nie może hamować wzrostu różnego typu mikroorganizmów na swojej powierzchni. Dlatego też modyfikacja akrylu, jest jak najbardziej pożądana w celu zahamowania procesu demineralizacji szkliwa w uzębieniu resztkowym u pacjentów użytkujących częściowe protezy osiadające.

W ostatnim czasie wraz z wielodyscyplinarnym zespołem z Uniwersytetu Medycznego we Wrocławiu zajmuję się opracowaniem akrylowego materiału bioaktywnego. Zadaniem tego typu tworzywa jest uwalnianie odpowiednich jonów mogących brać udział w procesie remineralizacji szkliwa (wapń, jony fosforanowe) oraz będących inhibitorami zmian próchnicowych (jony fluorowe). Stworzenie tego typu materiału jest możliwe poprzez dodanie do tworzyw akrylowych

specjalnie modyfikowanych szkiele. Schamt badań przedstawiający modyfikacje tworzywa PMMA na płyty protez został przedstawiony na rycinie 7.



Rycina 7. Badanie komercyjnej żywicy PMMA modyfikowanej szkłami bioaktywnymi, poprzez ocenę jej właściwości mechanicznych, oraz uwalniania jonów w sztucznej ślinie w okresie 42 dni przy pH=4 oraz pH=7.

Historia syntezy szkiele bioaktywnych rozpoczęto w 1970 roku, kiedy Hench zamiast pewnej ilości CaO i Na₂O zastosował niewielką ilość CaF₂ jako surowiec w składzie szkła podczas jego topienia. Co pozwoliło na opracowanie materiał, który przy kontakcie z wodą podczas hydrolizy mógł wytwarzać na swoje powierzchni apatyt. Wzbudziło to zainteresowanie produkcją szkiele o właściwościach bioaktywnych, które są obecnie szeroko stosowane w cementach szklanojononowych i kompozytach [72]. Materiały kompozytowe są blisko spokrewnione z żywicami akrylowymi, które zawierają najprostsze związki metakrylowe – metakrylan metylu – który po polimeryzacji tworzy siatkę PMMA. Dlatego też podczas swoich badań postanowiłem

wykorzystać wiedzę z poprzednich badań i stworzyć materiał na bazie PMMA do wykonywania płyt protez osiadających, który mógłby uwalniać pożądane jony.

Do komercyjnego tworzywa akrylowego przeznaczonego na płyty protez dodałem 10% dodatki szkła Biomin C, Biomin F, S53P4, oraz 45S5. Następnie materiały te zostały utwardzone termicznie a przygotowane próbki przebadłem pod kątem ich właściwości mechanicznych: odporność na złamanie, sprężalność i rozpuszczalność. Dodatkowo uwalnianie jonów z tych materiałów zostało określone za pomocą spektroskopii emisyjnej w okresie do 42 dni, przy pH=4 oraz pH=7. W ten sposób oznaczyłem ilość wydzielonych jonów wapnia, anionów fosforanowych, oraz krzeminowych. Stężenie anionów fluorkowych uwalnianych ze szkła Biomin F oznaczyłem za pomocą elektrody jonoselektywnej.

Uzyskane w moich badaniach żywice akrylowe wykazały się niższą wytrzymałością na zginanie po dodaniu czterech typów szkła bioaktywnych w porównaniu z żywicą niemodyfikowaną. Jednak wytrzymałość na zginanie próbki zawierającej Biomin F ($78,05 \pm 5,91$ MPa) była zbliżona do wytrzymałości na zginanie próbki zawierającej czysty PMMA ($83,13 \pm 2,85$ MPa).

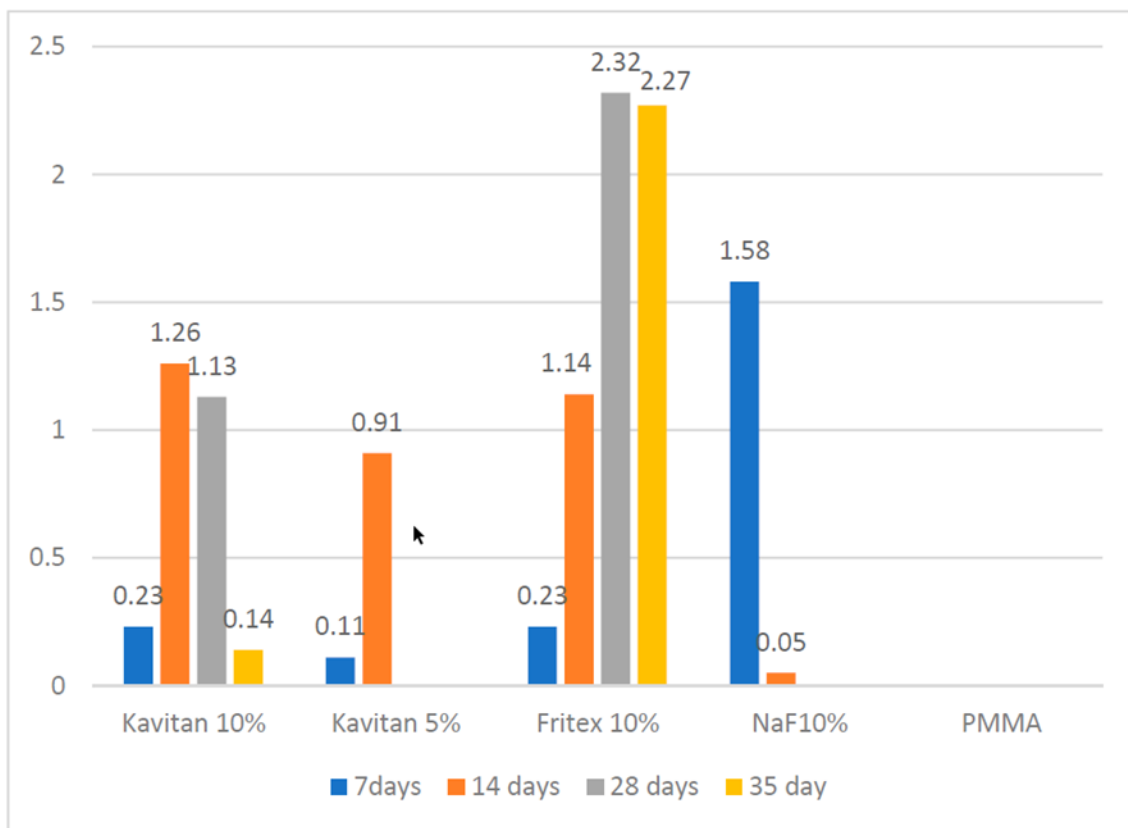
Zmodyfikowany przeze mnie materiał akrylowy za pomocą i szkła bioaktywnych, spełniał wymagania normy ISO 20795-1:2013 w zakresie wytrzymałości na zginanie oraz sorpcji. Dodatkowo żywica akrylowa przygotowana z 10% dodatkiem różnych aktywnych szkła może uwalniać jony fosforu wapnia i krzemu.

W przypadku szkła Biomin F uwalnianie jonów fluoru w środowisku kwaśnym było bardzo dynamiczne (zachodziło w ciągu pierwszych 24 h). W środowisku obojętnym jony były uwalniane stopniowo przez okres 42 dni.

Żywice akrylowe modyfikowane 10% szklami Biomin C i S53P4 mogą być cennym źródłem kationów wapnia i anionów fosforanowych w warunkach kwaśnych (pH 4) przez okres 42 dni.

Praca numer 4. Uwalnianie i absorpcja jonów fluoru z żywicy akrylowej modyfikowanej bioaktywnym szkłem.

W pracy numer 4 przetestowałem z kolei wydzielanie jonów fluorowych z akryli, które zostały zmodyfikowane szkłem Fritex i Kavitan, które są komercyjnymi wypełniaczami stosowanymi w cementach szklano-jonomerowych (GiC). Do żywicy akrylowej polimeryzowanej termicznie, dodałem dwa bioaktywne materiały szklane (5% Kavitan, 10% Kavitan i 10% Fritex) oraz czysty 10% NaF. Po polimeryzacji modyfikowanych żywic mierzyłem poziom uwalniania anionów fluorkowych na podstawie tworzenia kompleksów barwnych za pomocą spektrofotometru po 7, 14, 28 i 35 dniach przechowywania w wodzie destylowanej w temperaturze 37°C (rycina 8). Następnie próbki szczotkowałem z każdej strony pastą zawierającą fluor przez 30 s., następnie po 1, 7 i 14 dniach badałem potencjał do ponownej absorpcji i uwalniania fluoru. Zbadałem również sorpcję i rozpuszczalność po 7 dniach przechowywania w wodzie destylowanej.



Rycina 8. Uwalnianie jonów fluoru z zwyczajowych akrylowych modyfikowanych szkła bioaktywnymi oraz z dodatkiem NaF.

Nie wszystkie związki zawierające fluor mogą ten anion uwalniać stopniowo. Tylko jeden rodzaj szkła Firtex mógł na powrót absorbować aniony fluorkowej z roztworu pasty do zębów w ciągu 14 dni prowadzenia testu.

Jako dodatek przetestowałem również NaF w stężeniu 10%. Substancja ta, która rozpuszcza się w krótkim czasie (7 dni: 1,581 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$), uwalnia ze swojej struktury duże ilości jonów fluorkowych. Jednak ilość uwalnianych jonów z czasem znacznie spada (po 14 dniach: 0,05 g/cm^2). To odkrycie jest zgodne z badaniem Agarwal i in. dla PMMA z 20% dodatkiem NaF. Autorzy tego badania zaobserwowali, że po 3 dniach ilość uwalnianego fluoru była 2 razy mniejsza niż po pierwszej godzinie [73]. Fakt ten można wyjaśnić tym, że NaF łatwo rozpuszcza się w wodzie i nie wiąże się chemicznie z PMMA. Tym samym nawet krótkotrwały kontakt z wodą powoduje szybkie wypłukanie tego wypełniacza z żywicy akrylowej.

W wyniku przeprowadzonych badań doszedłem do wniosku, że materiały akrylowe po dodaniu szkła bioaktywnych mogą uwalniać aniony fluorkowe, spełniają wymagania normatywne odnośnie odporności mechanicznej na złamanie, sorpcji i rozpuszczalności. Dlatego też po odpowiednich badaniach klinicznych, mogłyby być użyte jako materiały do wykonywania protez osiadających. Żywica modyfikowana 10% szkła Fritex mogła absorbować jony fluorkowe z roztworu pasty do zębów, a następnie skutecznie je uwalniać. Dodatek napelniaczy uwalniających fluorki miał niewielki wpływ na wzrost sorpcji i rozpuszczalności modyfikowanej żywicy PMMA.

W swoich pracach doskonaliłem także metodykę oznaczania wymywanych jonów. Oznaczone składniki mogą być testowane za pomocą dwóch różnych metod: kolorymetryczną z wykorzystaniem kompleksów barwnych i spektrofotometru UV-Vis (praca numer 1 i 4) oraz za pomocą atomowej spektrometrii emisyjnej (prace 2-4).

W dalszej części swoich badań zajmowałem się też bezpieczeństwem materiałów akrylowych, gdyż w literaturze opisane są różnego typu reakcje alergiczne zarówno w przypadku ich przetwórstwa (pracownia techniki dentystycznej) oraz użytkowania (pacjent). W tym celu prowadziłem również badania nad cytotoksycznością tworzyw akrylowych i żywic do druku 3D. W przypadku żywic do druku 3D ważne jest odpowiedni długi czas polimeryzacji w piecu świetlnym (moc urządzenia, czas). Ilość uwalnianych składników do alkoholu ulega zmniejszeniu po 20 minutach naświetlania w stosunku do krótszych czasów. Drugim istotnym warunkiem, aby wydrukowany materiał był biogodny jest przemycanie wydrukowanych i utwardzonych elementów w izopropanolu.

Aby jednak stworzyć materiał bioaktywny konieczne są jednak dalsze prace, polegające między innymi na: opracowaniu stopniowego uwalnianiu jonów fluoru oraz przebadaniem uzyskanych materiałów pod kątem badań gentoksykczności, drażniących, oraz w ostatnim etapie użytkowych.

Opisane powyżej badania 1-4 doprowadziły do następujących wniosków:

1. Modyfikacja materiału przeznaczonego do druku 3D przez dodatek odpowiednich szkielek umożliwia stworzenie materiału bioaktywnego. Układ taki posiada możliwość wydzielania anionów fluoru i fosforanowych oraz kationów wapnia zarówno w środowisku o pH 4 oraz pH=7 przez okres 42 dni. Tak uzyskane materiały spełniają wymagania normy ISO dla materiałów na płyty protez pod kątem właściwości mechanicznych.
2. Długotrwała polimeryzacja w piecu świetlnym materiałów do druku 3D pozwala na zmniejszenie ilości niespolimeryzowanych monomerów resztowych, co pozwala na uzyskanie materiału, który w niewielkim stopniu hamuje wzrost hodowli komórkowych.
3. Podczas druku 3D ważne jest ułożenie drukowanej próbki wzdłuż płaszczyzny drukarki, wówczas odporność mechaniczna tak wytworzonych obiektów jest o około 10% większa niż próbek drukowanych pionowo do osi drukarki.
4. W wyniku dodatku szkielek bioaktywnych do żywicy metakrylanowej PMMA uzyskujemy materiały mogące wydelać jony wapnia, aniony fosforanowe oraz krzemianowe przez okres 42 dni zarówno w środowisku kwaśnym pH=4 oraz neutralnym pH=7. Tak uzyskane materiały spełniają wymagania normy ISO dla materiałów na płyty protez pod kątem właściwości mechanicznych.

Patent WO 2017/048918 A1, – W chwili obecnej na tyżkę wycisową nakładany jest materiał wyciskowy i całość jest umieszczana w ustach pacjenta, gdzie przebiega reakcja wiązania materiału wyciskowego. Czas wiązania masy jest zależny od temperatury i często podczas

pobierania wycisków zdarza się, że materiał w momencie umieszczania w jamie ustnej jest już po czasie pracy. Wówczas na wycisku widoczne są różnego typu zaciągnięcia, co wymaga powtórzenia całego kroku klinicznego. Wymaga to od lekarza stomatologa dodatkowej pracy, konieczności użycia nowej porcji materiału jak również dyskomfort pacjenta.

Konieczność pobrania powtórnego wycisku jest wymagane kiedy pacjent nawet nieświadomie wykona drobne ruchy żuchwy, podczas wiązania masy wyciskowej, co powoduje różnego typu przesunięcia w materiale. Istnieje też drugi problem, związany z procedurą pobrania wycisku, jeśli materiał wyciskowy jest o zbyt małej lepkości, lub zbyt długim czasie wiązania, wówczas podczas umieszczania łożki w jamie ustnej, może on spływać z łożki wyciskowej, powodując odruch wymiotny.

Nowa idea tego patentu, była próba rozwiązania tych dwóch problemów. Łóżka jest umieszczana w ustach pacjenta a materiał wyciskowy jest wtłaczany za pomocą pistoletu i specjalnego zaworu. Takie rozwiązanie eliminuje problem materiału, który ma odwzorować sluzówkę po czasie pracy, a także dopasowana łożka będzie zapobiegać wypływaniu materiału po za pożądany obszar. Materiał wtłaczany za pomocą pistoletu i zaworu może mieć bardzo krótki czas wiązania, co zapobiegnie mikropresunięciom w obrębie uzyskanego wycisku.

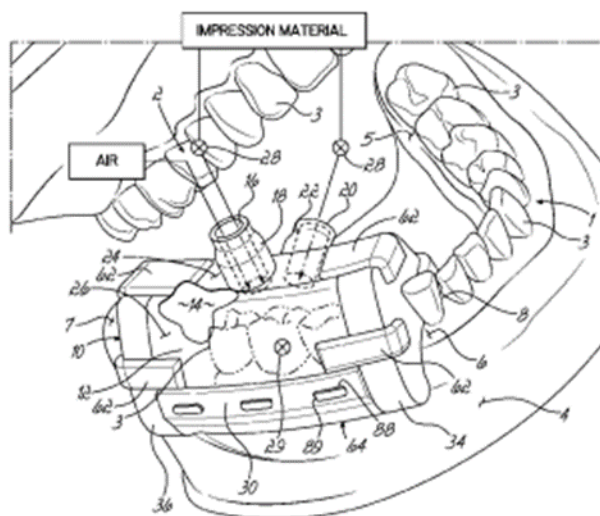


FIG. 1

Budowa łożki wyciskowej według patentu, którego jestem współautorem.

5.3 Publikacje oryginalne i prace przeglądowe z IF

W opisie przedstawionych badań posługiwałem się następującymi skrótami:

PMMA – polimetakrylan metylu

MMA – metakrylan metylu

BPO – nadtlenuk dibenzoylu, inicjator polimeryzacji

DMPT – N,N-dimetyloparatoluidyna, amina trzeciorzędowa, katalizator polimeryzacji akrylu dodawany do monomerów w tworzywach utwardzanych na zimno

Bis GMA- Bisphenol A glycerolate dimethacrylate - dimetakrylan glicerolu bisfenolu A,

Bis EMA- Dimetakrylan etoksylatu bisfenolu A

UDMA- dimetakrylan uretanu

TEGDMA- dimetakrylan glikolu trójetylenowego

1.4 BDMA – dimetakrylan 1.4 butanodiolu

GiC- cement szklano jonomerowy

Piśmiennictwo

1. Osborne J. Acrylic Resins in Dentistry, 3rd edition, London, 1949: 1–9.
2. Smith DC. The Genesis and Evolution of Acrylic Bone Cement. Orthop Clin North Am. 2005; 36(1):1–10.
3. Price CA. History of Dental Polymers. Aust Prost J. 1994; 8:47–54.
4. Syme VJ, Lamb DJ, Lopattananon N, Ellis B, Jones FR. The Effect of Powder/Liquid Mixing Ratio on the Stiffness and Impact Strength of Autopolymerising Dental Acrylic Resins. Eur J. Prosth Restor Dent. 2001; Jun;9(2):87–91.
5. Retamoso LB, Cunha TMA, Pithon MM, Santos RL, Martins FO, Romanos MTV, Tanaka OM. In vitro cytotoxicity of self-curing acrylic resins of different colors. Dent Press J Orthod. 2014 July- Aug; 19(4):66-70.
6. Kartika UK, Agrawal B, Yadav NS, Singh PP, Rahangdale T. The effect of microwave processing and use of antimicrobial agent on porosity of conventional heat cured denture base resin: An in vitro study. J Indian Prosthodont Soc. 2015;15(3):257-262. doi:10.4103/0972-4052.161080.
7. Arafa KA. Effect of Different Denture Base Materials and Changed Mouth Temperature on Dimensional Stability of Complete Dentures. Int J Dent. 2016;2016:7085063. doi: 10.1155/2016/7085063.
8. Singh S, Palaskar JN, Mittal S. Comparative evaluation of surface porosities in conventional heat polymerized acrylic resin cured by water bath and microwave energy with microwavable acrylic resin cured by microwave energy. Contemp Clin Dent 2013;4:147-51.
9. Nadira AH, Taqa AA, SYassin AS. Modification of heat cured acrylic resin by using additives to make a flexible acrylic resin denture base material: A pilot study. Edorium J Dent. 2016; 3:1–11

10. Hong G, Tsuka H, Maeda T, Akagawy, Sasaki K. The dynamic viscoelasticity and water absorption characteristics of soft acrylic resin materials containing adipates and a maleate plasticizer. *Dent Mater J.* 2012; 31(1): 139–149.
11. Ajay R, Suma K, Ali SA. Monomer modifications of denture base acrylic resin: A systematic review and meta-analysis. *J Pharm Bioall Sci* 2019; 11, Suppl S2:112-25.
12. U.S. Environmental Protection Agency, Health and Environmental Effects Profile for Methyl Methacrylate, EPA/600/x-85/364. Environmental Criteria and Assessment Office, Office of Health and Environmental Assessment, Office of Research and Development, Cincinnati, OH. 1985.
13. Calabrese EJ, Kenyon EM. *Air Toxics and Risk Assessment*, Lewis Publishers, Chelsea, MI 1991.
14. Goiato MC, Freitas E, dos Santos D, de Medeiros R, Sonogo M. Acrylic Resin Cytotoxicity for Denture Base--Literature Review. *Adv Clin Exp Med.* 2015 Jul-Aug;24(4):679-86. doi: 10.17219/acem/33009. PMID: 26469114.
15. Ayaz EA, Durkan R, Koroglu A, Bagis B. Comparative effect of different polymerization techniques on residual monomer and hardness properties of PMMA-based denture resins. *J Appl Biomater Funct Mater.* 2014 Dec 30;12(3):228-33. doi: 10.5301/jabfm.5000199. PMID: 25199069.
16. Kostić M, Stanojević J, Tačić A, Gligorijević N, Nikolić L, Nikolić V, Igić M. Determination of residual monomer content in dental acrylic polymers and effect after tissues implantation, *Biotech & Biotech Equip.* 2020 34:1, 254-263, DOI: 10.1080/13102818.2020.1736952.
17. Betul Iça R, Öztürk F, Ates B, Malkoc M.A, Level of residual monomer released from orthodontic acrylic materials. *Angle Orthod* . 2014; 84 (5): 862–867. <https://doi.org/10.2319/060713-435.1>.
18. Zafar MS. Prosthodontic Applications of Polymethyl Methacrylate (PMMA): An Update. *Polymers (Basel).* 2020 Oct 8;12(10):2299. doi: 10.3390/polym12102299.
19. Mallikarjuna Murthy HB, Shaik S, Sachdeva H, Khare S, Haralur SB, Roopa KT. Effect of Reinforcement Using Stainless Steel Mesh, Glass Fibers, and Polyethylene on the Impact Strength of Heat Cure Denture Base Resin - An In Vitro Study. *J Int Oral Health.* 2015 Jun; 7(6):71–79.
20. Galav A, Deogade SC, Mantri S, Sumathi K, Galav S. Effect of Water Storage on the Flexural Strength of Heat-cured Denture Base Resin Reinforced with Stick (s) Glass Fibers, *Contemp Clin Dent.* 2017; Apr-Jun;8(2):264-271.
21. Peracini A, Machado Andrade I, Oliveira VC, Macedo AP, Silva-Lovato CH, Oliveira Pagnano V, Watanabe E, Oliveira Paranhos HF. Antimicrobial action and long-term effect of overnight denture cleansers. *Am J Dent.* 2017 Apr;30(2):101-108.
22. Bin Mahfooz AM, Qutub OA. Effect of Surface Treatments and Adhesive Materials on the Shear Bond Strength of Artificial Denture Teeth to Denture Base Resins. *J Contemp Dent Pract.* 2018 Jun 1;19(6):631-636.

23. Goiato MC, Nóbrega AS, dos Santos DM, Andreotti AM, Moreno A. Effect of different solutions on color stability of acrylic resin–based dentures , Braz Oral Res (São Paulo). 2014; 28(1):1-7.
24. Moon A, Powers JM, Kiat-amnuay S. Color stability of denture teeth and acrylic base resin subjected daily to various consumer cleansers. J Esthet Restor Dent. 2014; Aug; 26(4): 247–255.
25. Lohitha K, Prakash M, Gopinadh A, Sai Sankar AJ, Sandeep CH, Sreedevi B. Color Stability of Heat-cure Acrylic Resin Subjected to Simulated Short-term Immersion in Fast-acting Denture Cleansers. Ann Med Health Sci Res. 2016; Sep-Oct;6(5):291-295.
26. Jang DE, Lee JY, Jang HS, Lee JJ, Son MK. Color stability, water sorption and cytotoxicity of thermoplastic acrylic resin for nonmetal clasp denture. J Adv Prosthodont. 2015; Aug; 7(4): 278–287.
27. Lohitha K, Prakash M, Gopinadh A, Sai Sankar AJ, Sandeep CH, Sreedevi B. Color Stability of Heat-cure Acrylic Resin Subjected to Simulated Short-term Immersion in Fast-acting Denture Cleansers. Ann Med Health Sci Res. 2016; Sep-Oct; 6(5): 291–295.
28. Gad MM, Rahoma A, Al-Thobity AM, Ar Rejaie AS. Influence of incorporation of ZrO₂ nanoparticles on the repair strength of polymethyl methacrylate denture bases. Inter J Nanomedicine. 2016; 11:5633—5643.
29. Lohitha K, Prakash M, Gopinadh A, Sai Sankar AJ, Sandeep CH, Sreedevi B. Color Stability of Heat-cure Acrylic Resin Subjected to Simulated Short-term Immersion in Fast-acting Denture Cleansers. Ann Med Health Sci Res. 2016;6(5):291-295. doi:10.4103/amhsr.amhsr_64_16
30. Pande N, Kulkarni S, Jaiswal P, Chahande J. Comparative evaluation of the effect of three medications on the color stability of two commercially available acrylic resin denture teeth after thermocycling – An in vitro study. Indian J Multidiscip Dent 2019;9:9-17
31. Sushma R, Vande AV, Malvika SR, Abhijeet K, Pronob KS. A comparative study of the mechanical properties of clear and pink colored denture base acrylic resins. Ann Afr Med. 2018;17(4):178-182. doi:10.4103/aam.aam_65_17
32. Koishi Y, Tanoue N, Atsuta M, Matsumura H. Influence of Visible-Light Exposure on Colour Stability of Current Dual-Curable Luting Composites. J Oral Rehabil. 2002; Apr;29(4):387–393.
33. Vaddamanu SK, Vyas R, Pati SK, Thakkar R, Kumar A, Badiyani BK. Effect of food colorants on color of denture base acrylic resins. J Pharm Bioall Sci 2021;13, Suppl S1:664-6
34. Darwish M, Nassani MZ. Evaluation of the effect of denture adhesives on surface roughness of two chemically different denture base resins. Eur J Dent. 2016 Jul-Sep;10(3):321-326. doi: 10.4103/1305-7456.184155.
35. Saini R, Kotian R, Madhyastha P, Srikant N. Comparative study of sorption and solubility of heat-cure and self-cure acrylic resins in different solutions. Indian J Dent Res 2016;27:288-294.

36. Goguță LM, Bratu D, Jivănescu A, Erimescu R, Mărcăuțeanu C. Glass fibre reinforced acrylic resin complete dentures: a 5-year clinical study. *Gerodontology*. 2012 Mar;29(1):64-9. doi: 10.1111/j.1741-2358.2010.00385.x. Epub 2011 Jun 22. PMID: 21696441.
37. Gharebagh TG, Hamedirad F, Miruzadeh K. Comparison of Bond Strength of Acrylic, Composite, and Nanocomposite Artificial Teeth to Heat-Cure Acrylic Denture Base Resin. *Front Dent*. 2019;16(3):166-172. doi:10.18502/fid.v16i3.1587.
38. Mahadevan V, Krishnan M, Krishnan CS, Azhagarasan NS, Sampathkumar J, Ramasubramanian H. Influence of Surface Modifications of Acrylic Resin Teeth on Shear Bond Strength with Denture Base Resin-An In vitro Study. *J Clin Diagn Res*. 2015;9(9):ZC16-ZC21. doi:10.7860/JCDR/2015/13877.6445
39. Pande N, Zarekar S, Jaiswal P. Evaluation of shear bond strength of acrylic resin teeth to heat-polymerized denture base resin before and after thermocycling: An in vitro study. *Indian J Multidiscip Dent* 2018;8:25-32.
40. Phukela SS, Dua A, Dua M, Sehgal V, Setya G, Dhall RS. Comparative failure load values of acrylic resin denture teeth bonded to three different heat cure denture base resins: An in vitro study. *J Int Soc Prevent Communit Dent* 2016;6, Suppl S1:12-6.
41. Zidan S, Silikas N, Haider J, Alhotan A, Jahantigh J, Yates J. Assessing Tensile Bond Strength Between Denture Teeth and Nano-Zirconia Impregnated PMMA Denture Base. *Int J Nanomedicine*. 2020;15:9611-9625.
42. Dandekeri S, Mohandas S, Shetty SK, Ragher M, Rasheed M, Raj N. A study to assess the bond strength of acrylic teeth with different retentive features. *J Pharm Bioall Sci* 2020;12, Suppl S1:510-506.
43. Vojdani M, Torabi K, Farjood E, Khaledi AAR. Comparison the Marginal and Internal Fit of Metal Copings Cast from Wax Patterns Fabricated by CAD/CAM and Conventional Wax up Techniques. *J Dent (Shiraz)*. 2013; Sep; 14(3):118–129.
44. Elagra EM, Shalaby Y, Khalil MF, El Fawal N. Comparative study of marginal adaptation and mechanical properties of CAD/CAM versus dual polymerized interim fixed dental prosthesis. *Saudi J Oral Sci* 2014 ; 1 (2) :71-78.
45. Steinmassl PA, Wiedemair V, Huck C, et al. Do CAD/CAM dentures really release less monomer than conventional dentures? *Clin Oral Investig*. 2017;21(5):1697-1705. doi:10.1007/s00784-016-1961-1966.
46. Yilmaz B, Azak AN, Alp G, Eks,H. Use of CAD-CAM technology for the fabrication of complete dentures: An alternative technique. *J Prost Dent*. 2016; 60:72-84.
47. Sánchez-Riofrío, D., Viñas, M.J. & Ustrell-Torrent, J.M. CBCT and CAD-CAM technology to design a minimally invasive maxillary expander. *BMC Oral Health* 20, 303 (2020).
48. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*, 4 rd Edition. Quintessence Publishing Co Inc.,U.S 2009: 114-134.
49. Galvão MR, Fernandes SG, Caldas R, Bagnato VS, de Souza Rastelli AN, de Andrade MF. Evaluation of degree of conversion and hardness of dental composites photo-activated with different light guide tips. *Eur J Dent*. 2013 Jan; 7(1): 86–93.

50. Orłowski M, Tarczydło B, Chałas R. Evaluation of Marginal Integrity of Four Bulk-Fill Dental Composite Materials: In Vitro Study, *Scient World J.* 2015; Article ID 701262, 8 pages.
51. Aljabo A, Ensanya A, Neel A, Knowles JC, Young AM. Development of dental composites with reactive fillers that promote precipitation of antibacterial-hydroxyapatite layers, *Mat Scien Eng.* 2016; 1 March; 60: 285-292.
52. Abou ElReash, A., Hamama, H., Abdo, W. et al. Biocompatibility of new bioactive resin composite versus calcium silicate cements: an animal study. *BMC Oral Health.* 2019;19: 194-201.
53. Par, M., Mohn, D., Attin, T. et al. Polymerization shrinkage behaviour of resin composites functionalized with unsilanized bioactive glass fillers. *Sci Rep.* 2020 10, 15237 (2020).
54. Garchitorena M.I. Bioactive glasses in restorative dentistry. *Odontoestomatología Montevideo .* 2019; 21(34):1-14.
55. Alsahhaf A. Bond Strength of Resin Composite of Bioactive Restorative Materials Using Different Surface Treatments. *Biosc. Biotech. Res. Comm.* 2020;13(1).
56. Bhadra D, Shah NC, Rao AS, Dedania MS, Bajpai N. A 1-year comparative evaluation of clinical performance of nanohybrid composite with Activa™ bioactive composite in Class II carious lesion: A randomized control study. *J Conserv Dent.* 2019; 22:92-6.
57. Tian Y, Chen C, Xu X, Wang J, Hou X, Li K, Lu X, Shi H, Lee ES, Jiang HB. A Review of 3D Printing in Dentistry: Technologies, Affecting Factors, and Applications. *Scanning.* 2021 Jul 17;2021:9950131. doi: 10.1155/2021/9950131. PMID: 34367410; PMCID: PMC8313360
58. Rezaie F, Farshbaf M, Dahri M, Masjedi M, Maleki R, Amini F, Wirth J, Moharamzadeh K, Weber FE, Tayebi L. 3D Printing of Dental Prostheses: Current and Emerging Applications. *Journal of Composites Science.* 2023; 7(2):80.
59. Nesic D, Schaefer BM, Sun Y, Saulacic N, Sailer I. 3D printing approach in dentistry: the future for personalized oral soft tissue regeneration. *Journal of clinical medicine.* 2020;9(7, article 2238)
60. Nishiyama H, Taniguchi A, Tanaka S, Baba K. Novel fully digital workflow for removable partial denture fabrication. *Journal of Prosthodontic Research.* 2020;64(1):98–103. doi: 10.1016/j.jpor.2019.05.002
61. Prpic V, Schauperl Z, Catic A, Dulcic N, Cimic S. Comparison of mechanical properties of 3D-printed, CAD/CAM, and conventional denture base materials. *Journal of Prosthodontics.* 2020;29(6):524–528.
62. Arbabzadeh-Zavareh F, Gibbs T, Meyers IA, Bouzari M, Mortazavi S, Walsh LJ. Recharge pattern of contemporary glass ionomer restoratives. *Dent. Res. J. (Isfahan)* 2012, 9, 139–145.
63. Margolis HC, Moreno EC, Murphy BJ. Effect of low levels of fluoride in solution on enamel demineralization in vitro. *J. Dent.Res.* 1986, 65, 23–29.
64. Checherita L, Beldiman MA, Stamatin O, Foia U, Forna N. Aspects on Structure of Materials Used for Different Types of Occlusal Splints. *Rev. Chim.* 2013, 64, 864–867.

65. Parreira-Lovoa JF, de Camargo IL, Erberelia R, Moraisa MM, Fortulana CA. Vat Photopolymerization Additive Manufacturing Resins: Analysis and Case Study. *Mater. Res.* 2020, 23, e20200010.
66. Kamalak H, Kamalak A, Taghizadehghalehjoughi A, Hacımuftuoğlu A, Nalçı A. Cytotoxic and biological effects of bulk fill composites on rat cortical neuron cells. *Odontology* 2018, 106, 377–388.
67. Lee MJ, Kim MJ, Kwon JS, Lee SB, Kim KM. Cytotoxicity of Light-Cured Dental Materials according to Different Sample Preparation Methods. *Materials* 2017, 10, 288.
68. Korsuwannawong S, Srichan R, Vajrabhaya LO. Cytotoxicity evaluation of self-etching dentine bonding agents in a cell culture perfusion condition. *Eur. J. Dent.* 2012, 6, 408–414.
69. Ishaikh AA, Khatat A, Almindil IA, Alsaif MH, Akhtar S, Khan SQ, Gad MM. 3D-Printed Nanocomposite Denture-Base Resins: Effect of ZrO₂ Nanoparticles on the Mechanical and Surface Properties In Vitro. *Nanomaterials* 2022, 12, 2451.
70. Zeidan AAE, Sherif AF, Baraka Y, Abualsaud R, Abdelrahim RA, Gad MM, Helal MA. Evaluation of the Effect of Different Construction Techniques of CAD-CAM Milled, 3D-Printed, and Polyamide Denture Base Resins on Flexural Strength: An In Vitro Comparative Study. *J. Prosthodont.* 2022.
71. Chen X, Hill R, Karpukhina N. Chlorapatite glass ceramics. *Int. J. Appl. Glass Sci.* 2014; 5(3), 207–216.
72. Agarwal B, Dayal Singh R, Raghav D, Shekhar A, Yadav P. Determination of Fluoride Release and Strength of a Fluoride Treated Heat Cured Acrylic Resin. *EAS J. Dent. Oral Med.* 2019, 1, 108–111

5. Informacja o wykazywaniu się istotną aktywnością naukową realizowaną w więcej niż jednej uczelni, instytucji naukowej lub instytucji kultury, w szczególności zagranicznej.

5.1 Opis działalności naukowej przed uzyskaniem stopnia doktora nauk medycznych

Tak jak przedstawiłem to na początku swojego autoreferatu od skończenia studiów jestem związany z przemysłem. W latach 2001-2003 byłem odpowiedzialny za projekt badawczy związany z opracowaniem i wdrożeniem do produkcji gipsów stomatologicznych w firmie Zhermapol (**gipsy klasy 3, 4 i 5**). Były to pierwsze twarde i super twarde gipsy wyrabiane w Polsce. W chwili obecnej materiały te są sprzedawane pod nazwą **Stodent**.



W latach 2002-2006 podjąłem współpracę z Lubelskim Uniwersytetem Medycznym z Zakładem Protetyki kierowanym przez dr hab. Janusza Kleinroka. W wyniku tej współpracy powstały artykuły na temat rozwiązywania problemów związanych z materiałami wyciskowymi (**B1, B2**). Publikacje te opisywały najczęściej popełniane błędy podczas pracy materiałami alginatowymi oraz silikonowymi. W przypadku materiałów alginatowych do najczęściej spotykanych błędów można zaliczyć niewłaściwe proporcje mieszania pomiędzy proszkiem a płynem, oraz przechowywanie gotowych wycisków zawiniętych w mokrą gazę. Powoduje to wchłanianie dodatkowej wody przez materiał i zwiększanie jego wymiarów. W przypadku materiałów silikonowych wyodrębniłem złe proporcje mieszania bazy i katalizatora oraz zbyt wczesne wyjęcie wycisku z jamy ustnej pacjenta przed całkowitym związaniem materiału.

5.2 Opis działalności naukowej po uzyskaniu stopnia doktora nauk medycznych

Od roku 2004 współpracuję z czasopismami Nowoczesny Technik Dentystyczny oraz Nowy Gabinet Stomatologiczny, gdzie regularnie piszę artykuły z zakresu nowoczesnych materiałów oraz technik przeznaczonych dla techników dentystycznych oraz lekarzy stomatologów. Dziesięć z publikowanych przeze mnie artykułów zostało wybranych jako rozdziały książki **„Sztuka czy Rzemiosło - część 1, 2 i 3”** (Elamed, rok 2007,2015, 2016). W roku 2020 pomagałem podczas wydawania czwartej części tej książki.

Wiedzę zdobytą na temat tworzyw akrylowych starałem się przekazać grupie ludzi użytkujących tego typu tworzywa, - technikom dentystycznym w książce **„Nowe spojrzenie na tworzywa akrylowe”** (Elamed, 2008).

Informacje, które uzyskałem na podstawie badań literaturowych oraz własnych doświadczeń z materiałami wyciskowymi przedstawiłem w publikacji książkowej wraz z dr Markiem Zabojszczem **„Gipsy i materiały wyciskowe”** (Elamed, 2010) gdzie w sposób szczegółowy omówiliśmy wszystkie obecnie stosowane materiały wyciskowe, ich właściwości oraz najczęściej popełniane błędy (**B3, B4**).



Od roku 2009 podjąłem współpracę naukową z dr hab. n. med. Danutą Nowakowską, ówczesnym kierownikiem Zakładu Materiałoznawstwa Katedry Protetyki Stomatologicznej Uniwersytetu Medycznego we Wrocławiu, nad środkami do retrakcji dęzła brzeżnego. Wspólnie dokonaliśmy oceny poziomu pH tradycyjnych chemicznych środków retrakcyjnych oraz nowych środków na bazie chlorowodoru tetrazoliny w postaci żeli. Kolejne badania obejmowały wpływ środków retrakcyjnych na czasy wiązania oraz właściwości poliwinylsiloksanowych, polieteryowych i winylsiloksanoeterowych materiałów wyciskowych. Wyniki z tych badań zostały opublikowane zarówno w polskich jak i zagranicznych czasopismach naukowych (**A1-A4, B5-B7**) oraz przedstawione na konferencjach naukowych (**KN 5-7, KN 9, KN 11, KN 13, KN 14**), oraz były przedmiotem rozprawy habilitacyjnej dr Danuty Nowakowskiej.

Dodatkowo badałem wpływ różnych chemicznych i mechanicznych zabiegów na polepszenie adhezji materiału akrylowego do stopu chromo-kobaltowego. W chwili obecnej w większości protez szkieletowych występuje połączenie pomiędzy tymi materiałami tylko na drodze retencji mechanicznej, co w krótkim czasie powoduje powstawanie mikroszczeliny. Obszar ten jest kolonizowany przez różnego typu mikroorganizmy oraz wnikają do niego barwniki ze spożywanych pokarmów. W wyniku badań laboratoryjnych ustaliłem, że połączenie fizyczne może zostać zastąpione połączeniem chemicznym z wykorzystaniem reaktywnych monomerów akrylowych zawierających w swoim składzie reszty kwasowe lub silany. Najlepsze połączenie uzyskano dla systemów wiążących zawierających fosforan dwumetakrylano etylowy. Na drugim miejscu znalazły się związki, które zawierają w swoim składzie reszty kwasów karboksylowych (**B-8**).

W publikacji numer (**B-9**) przedstawiłem metody zwiększenia adhezji pomiędzy miękkim tworzywem akrylowym a stopem chromo-kobaltowym. W protetyce stomatologicznej istnieje problem właściwej adhezji pomiędzy miękkimi materiałami podścielającymi a tworzywem akrylowym oraz częściami metalowymi w protezach szkieletowych. W wyniku tej pracy ustaliłem, że najwyższe wartości adhezji pomiędzy miękkim materiałem podścielającym a stopem Cr-Co są osiągalne po wypiskowaniu powierzchni stopu i powleczeniu preparatem Villacryl Bond.

W publikacjach numer (**B-10, B-12**) określiłem wpływ włókien polietylenowych, szklanych oraz aramidowych na wzmocnienie protez akrylowych. Ułożenie włókien w kierunku przeciwnym do siły zrywającej skutecznie zwiększyło wytrzymałość na zginanie. Jednokierunkowe włókna wstępnie obrobioną metakrylowymi wielofunkcyjnymi monomerami, mogą znaleźć zastosowanie

w stomatologii odtwórczej w celu zwiększenia właściwości mechanicznych wylewanych żywic akrylowych stosowanych jako materiał bazowy protez.

W pracach **B13 - B15** określiłem wpływ nanowypełniaczy na właściwości mechaniczne żywic akrylowych. Z przeprowadzonych badań wynika, że dodatek 1-2% krzemionki typu Aerosil zmniejsza rozpuszczalność żywicy akrylowej przeznaczonej do wykonywania płyt protez osiadających, oraz zwiększa odporność na złamanie o około 10%. Dodatkowo podnosi stabilność koloru.

We współpracy z dr n. med. Agnieszką Nowakowską-Toporowską z Katedry i Zakładu Protetyki Stomatologicznej UMW badałem wpływ czasu przechowywania w sztucznej ślinie na właściwości różnych miękkich materiałów podścielających na bazie silikonów. Najbardziej stabilnym okazał się materiał firmy GC (**A5-A6**) (**B16**).

Od roku 2011 rozwinąłem współpracę z dr n. med. Małgorzatą Ponto-Wolską (Zakład Propedeutyki Stomatologii Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego - kierownik dr hab. Leopold Wagner). Brałem udział w badaniach nad adhezją wkładów koronowo-korzeniowych indywidualnych wykonanych z metali i cementowanych za pomocą różnych cementów szklo-jonomerowych. Wykazałem jednocześnie, że najsilniejsze połączenie może zostać uzyskane za pomocą cementów mieszanych w automatycznych mieszalnikach i dozowanych w kapsułkach. Druga część prac obejmowała połączenie standardowych wkładów z włókna szklanego, cementowanych za pomocą różnych cementów kompozytowych (**A7-A9**). W przypadku wkładów z włókien szklanych największe siły, które powodowały zniszczenie samego wkładu, wynosiły 1220 N, przy wychyleniu 2,5 mm. W żadnym z przypadków nie zaobserwowano odcementowania się wkładu od zęba. Wyniki tych badań zostały przedstawione na konferencji naukowej (**KN15**).

W chwili obecnej stosuje się zęby wykonane z akrylu do wykonywania płyt protez osiadających, które ulegają szbikiemu straciu pod wpływem rozdrabnianych pokarmów. Dlatego też modyfikacja za pomocą wypełniaczy nieorganicznych w postaci skalenia zwiększa twardość wytworzonych zębów (10-20%) . Próbkę tego kompozytu poddano badaniu wytrzymałości na ściskanie, wykonano z nich trójwarstwowe zęby metakrylowe oraz zbadano ich połączenie z płytą protezy. Biokompatybilność materiałów oceniono za pomocą testów cytotoksyczności na ludzkich fibroblastach dziąseł (HGF) i komórkach chomika chińskiego (CHO-K1). Dodatek skalenia znacznie poprawił wytrzymałość materiału na ściskanie, przy czym czysty PMMA osiągnął 107 MPa, a dodatek 30% skalenia podniósł ją do 159 MPa. Jak zaobserwowano, zęby kompozytowe (część przyszykowa z czystego PMMA, zębina z 10% wag. i szkliwo z 30% wag. skalenia) charakteryzowały się dobrą adhezją do płytki protezy. Żaden z badanych materiałów nie wykazał działania cytotoksycznego. W przypadku fibroblastów chomika zaobserwowano zwiększoną żywotność komórek, przy czym zaobserwowano jedynie zmiany morfologiczne. Próbkę zawierające 10% lub 30% nieorganicznego wypełniacza określono jako bezpieczne dla traktowanych komórek. Zastosowanie silanizowanego skalenia do wykonania zębów kompozytowych zwiększyło ich twardość, co ma istotne znaczenie kliniczne dla czasu użytkowania protez bezretencyjnych. Wyniki tych badań przedstawiłem w publikacjach **A10- A11**.

W pracy **numer 22** przedstawiłem informacje literaturowe na temat materiałów akrylowych przeznaczanych do technologii CAD/CAM. Tworzywo akrylowe polimeryzowane pod wysokim ciśnieniem i w temperaturze 130°C posiada lepsze właściwości mechaniczne i biologiczne niż materiały polimeryzowane w tradycyjny sposób w gabinecie lekarza stomatologa oraz pracowni techniki dentystycznej. Nie wszystkie jednak procedury, np. naprawy lub rebazację protez można wykonać w technikach CAD/CAM. Podczas wytwarzania protez w tej technologii, zostają duże ilości materiału, których nie da się już później wykorzystać. Dlatego też technologia ta będzie w

pewnością ewaluować **(B17)**.

W latach 2019-2021 przeprowadziłem badania wpływu czynników dezynfekujących na właściwości tworzyw akrylowych, badając wpływ żeli komercyjnych i własnych zawierających chlorheksydynę i systemy zapobiegające przebarwieniom, na akryl podczas rocznego ich użytkowania. Okazało się, że barwa tworzywa akrylowego nie uległa istotnym zmianom pod wpływem opracowanych żeli z chlorheksydyną i składnikami stabilizującymi kolor (**prace numer A12-A13**).

W moich badaniach dużo uwagi poświęcam też materiałom kompozytowym, ich właściwemu połączeniu z innymi materiałami (**prace A14-A15**). Współpracuję w tym zakresie z prof. Robertem Przekopem i zespołem Centrum Zaawansowanych Technologii UAM w Poznaniu. Badania nad zastosowaniem nowych wielofunkcyjnych środków na bazie sferokrzemianów (POSS) dla poprawy siły wiązania w stomatologii odtwórczej, określiły że materiały te są stabilne w czasie przechowywania w wodzie destylowanej, nie ulegają hydrolizie, poprzez co odporność połączenia pomiędzy dwoma rodzajami kompozytów jest zachowana w czasie.

Innym zagadnieniem związanym zarówno z materiałami akrylowymi oraz kompozytowymi jest zastosowanie nowych katalizatorów do polimeryzacji tworzyw typu self-cure. Określiłem, że zastosowanie pochodnych kwasu barbiturowego pozwala na większą stabilność barwy materiałów polimeryzujących w temperaturze pokojowej. Ponadto zastosowanie tych substancji pozwala na zmniejszenie temperatury polimeryzacji masy z 43°C do 37°C, co nie jest bez znaczenia w przypadku materiałów utwardzanych w obrębie jamy ustnej (**praca numer A16**).

W **pracy A17, B19** zapoczątkowałem swoje badania nad materiałami bioaktywnymi, co zostało szerzej omówione w pierwszej części tej pracy.

W publikacji **A18** przebadłem stabilność koloru komercyjnych żywic do druku 3D w roztworach kawy, czerwonego wina oraz wody destylowanej przez okres 60 dni. Na zmianę koloru bardzo istotny wpływ ma sposób przygotowania materiału, polerowanie mechaniczne, lub pokrycie lakierem. Jednak pod wpływem czasu, lakier może pękać a próbki ulegają łatwiejszemu przebarwieniu. Największe zmiany barwy zaobserwowałem w przypadku próbek nie polerowanych w roztworze czerwonego wina.

W publikacji **B 19** badałem właściwości mechaniczne 3 materiałów do krótkotrwałych podścielen, (itssue conditioners) w warunkach *in vitro*. Porównując materiał FITT zawierający zabronione ftalany z materiałami nowej generacji, zawierające nowsze plastyfikatory. Uzyskane wyniki wskazują, że materiały zawierające plastyfikatory alifatyczne szybciej tracą swoje właściwości użytkowe, poprzez szybsze wymywanie tych substancji przez wodę.

W swoich badaniach dużą uwagę poświęcam bezpieczeństwu materiałów akrylowych ich sposobie polimeryzacji na zawartość monomeru resztkowego. Aby uzyskać jak najmniejszą zawartość tego niepożądanego składnika, należy prowadzić długą polimeryzację termiczną materiałów akrylowych (**A20-A21, B18**).

Materiały alginatowe są najpowszechniej używanymi materiałami do pobierania wycisków pod modele diagnostyczne oraz aparaty ortodontyczne. Złe wymieszanie tego materiału z wodą może przekładać się na nieprecyzyjny model gipsowy. Aby temu zapobiec należy stosować wodę destylowaną w proporcji zalecanej przez producenta (**Praca B20**).

W roku 2013 podjąłem pracę w firmie SpofaDental – Kerr w Czechach, gdzie badałem woski, cementy, materiały alginatowe oraz inne materiały stosowane w stomatologii. Część tej pracy została ujęta w patencie.

A1 Nowakowska D, Saczko J, Kulbacka J, Choromanska A, **Raszewski Z**. Cytotoxic Potential of Vasoconstrictor Experimental Gingival Retraction Agents – in Vitro Study on Primary Human Gingival Fibroblasts. *Folia Biologica (Praha)*. 2012; 58, (1):37-43.

Pkt. MNiSW/KBN: 20.0, IF: 1.219,

A2 Nowakowska D, **Raszewski Z**, Saczko J, Kulbacka J, Więckiewicz W. Polymerization time compatibility index of polyvinyl siloxane impression materials with conventional and experimental gingival margin displacement agents. *J Prosthet Dent*. 2014 Aug;112(2):168-75. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.09.024. Epub 2014 Jan 23.

Pkt. MNiSW/KBN: 30.0, IF:1.753,

A3 Nowakowska D, **Raszewski Z**, Ziętek M, Saczko J, Kulbacka J, Więckiewicz W. The setting time of polyether impression materials after contact with conventional and experimental gingival margin displacement agents, *J Prosthodont* 2018 27(2): 182-188 DOI: 10.1111/jopr.12471

Pkt. MNiSW/KBN: 20; IF: 2.172,

A4 Nowakowska D, Panek H, Bogucki Z.A, **Raszewski Z**. Influence of the pH-level of different retraction medicaments on oral environment - in vitro study. *Pol J Environ. Stud*. 2009 18(6A): 52-57.

Pkt. MNiSW/KBN: 13.0; IF: 0.947,

A5 Nowakowska-Toporowska A, **Raszewski Z**, Więckiewicz W. Color change of soft silicone relining materials after storage in artificial saliva, *J Prosthetic Dent*. 2016 Mar;115(3):377-80

Pkt. MNiSW/KBN: 30; IF: 2.095,

A6 Nowakowska-Toporowska A, Małecka K, **Raszewski Z**, Więckiewicz W. Changes in hardness of addition-polymerizing silicone-resilient denture liners after storage in artificial saliva. *J.Prosthet.Dent*. 2019 121(2): 317-321.

Pkt. MNiSW/KBN: 100; IF:2.444,

A7 Ponto-Wolska M , Wagner L, **Raszewski Z** , Wilk K, Zadrożny Ł . Evaluation of Bonding of Core Build-Up Materials to Root Canal Walls Dentin and Polymer Post and it Resistance under Vertical and Shear Forces – Experimental Study. *Pol J Environ Stud*. 2015; 24(6A):111-114.

Pkt. MNiSW/KBN: 15; IF: 0.713,

A8 Ponto-Wolska M, Wagner L, Jodkowska E, **Raszewski Z**, Wojda R: An in vitro Comparative Study of Value of Force Required to pull out Metal Root Canal Posts. *Pol J Environ Stud*. 2012; 21(supl. 6A): 58 -60.

Pkt. MNiSW/KBN: 15; IF: 0.462,

A9 Wagner L, Ponto-Wolska M, **Raszewski Z**, Zadrozny Ł. Evaluation of the strength of glass fiber-reinforced composite posts placed in root canals in different quantitative configurations and exposed to crushing forces Polimery. 2017 62(11-12): 875-880

Pkt. MNiSW/KBN: 15, IF: 0.713,

A10 **Raszewski Z**, Nowakowska-Toporowska A, Weźgowiec J, Nowakowska D, Więckiewicz W. Influence of silanized silica and silanized feldspar addition on the mechanical behaviour of polymethyl methacrylate resin denture teeth. J Prosthet Dent. 2020; 123(4), April 2020:647.e1-647.e7.

Pkt. MNiSW/KBN: 100; IF:3.426,

A11 **Raszewski Z**, Kulbacka J, Pakuła D, Brząkański D, Przekop RE. Feldspar-Modified Methacrylic Composite for Fabrication of Prosthetic Teeth. Materials (Basel). 2023 May 11;16(10):3674. doi: 10.3390/ma16103674. PMID: 37241300; PMCID: PMC10223828.

Pkt. MNiSW/KBN: 140.0; IF2022: 3.4,

A12 **Raszewski Z**, Nowakowska-Toporowska A, Weźgowiec J, Nowakowska D. Design and characteristics of new experimental chlorhexidine dental gels with anti-staining properties. Adv Clin Exper Med. 2019; 28(7): 905-910.

Pkt. MNiSW/KBN: 40; IF:1.514,

A13 **Raszewski Z**, Nowakowska D, Więckiewicz W, Nowakowska-Toporowska A. The effect of chlorhexidine disinfectant gels with anti-discoloration systems on color and mechanical properties of PMMA resin for dental applications. Polymers 2021, 13, 1800.

Pkt. MNiSW/KBN: 100; IF:4.967,

A14 **Raszewski Z**, Brząkański D, Jałbrzykowski M, Pakula D, Frydrych M, Przekop R.E. Novel Multifunctional Spherosilicate-Based Coupling Agents for Improved Bond Strength and Quality in Restorative Dentistry. Materials 2022, 15, 3451.

Pkt. MNiSW/KBN: 140; IF:3.4,

A15 **Raszewski Z**, Brząkański D, Derpeński Ł, Jałbrzykowski M, Przekop, R.E. Aspects and Principles of Material Connection in Restorative Dentistry—A Comprehensive Review. Materials 2022, 15, 7131.

Pkt. MNiSW/KBN: 140; IF:3.74,

A16 **Raszewski Z, Jałbrzykowski M.** Improvements in self-curing composites, Adv Med Sci. 2017; Jun 12; 62(2):398-404.

Pkt. MNiSW/KBN: 15; IF: 2.064,

A17 **Raszewski, Z.;** Chojnacka, K.; Mikulewicz, M.; Alhotan, A. Bioactive Glass-Enhanced Resins: A New Denture Base Material. Materials 2023, 16(12), 4363.

Pkt. MNiSW/KBN: 140; IF 3.4,

A18 **Raszewski, Z.;** Chojnacka, K.; Mikulewicz, M. Effects of Surface Preparation Methods on the Color Stability of 3D-Printed Dental Restorations. J. Funct. Biomater. 2023,14(5) 257.-cykl

Pkt. MNiSW/KBN: 100; IF 4.901

A19 Mikulewicz M, Chojnacka K, **Raszewski Z.** Comparison of Mechanical Properties of Three Tissue Conditioners: An Evaluation In Vitro Study. Medicina. 2023; 59(8):1359.

Pkt. MNiSW/KBN: 40; IF 2.6,

A20 **Raszewski Z.** Influence of polymerization method on the cytotoxicity of three different denture base acrylic resins polymerized in different methods. Saudi J of Biol. Sci.1 June 2020; 27(10): 2612-2616.

Pkt. MNiSW/KBN: 100; IF 4.219,

A21 **Raszewski Z,** Nowakowska-Toporowska A, Nowakowska D, Więckiewicz W. Update on acrylic resins used in dentistry. Mini Rev Med Chem. 2021;21(15):2130-2137.

Pkt. MNiSW/KBN: 70; IF 3.862,

5.4 Publikacje oryginalne i prace przeglądowe bez IF

B1 **Raszewski Z,** Borowicz J, Kleinrok J. Najczęstsze błędy podczas pracy z użyciem mas alginatowych, Mag Stom. 2003; 10: 45-49.

Pkt. MNiSW/KBN: 1,

B2 **Raszewski Z,** Borowicz J, Kleinrok J: Najczęściej popełniane błędy podczas pracy materiałami silikonowymi, Mag Stomatol 2004 7-8:76-81.

Pkt. MniSW/KBN: 1,

B3 **Raszewski Z**, Zabojszcz M. Masy wyciskowe i gipsy. Elamed , Katowice 2010.

Pkt. MNiSW/KBN: 12,

B4 **Raszewski Z**. Kompendium porównawcze mas wyciskowych. Część I, Mag. Stom. 2008, 8: 45-50.

Pkt. MNiSW/KBN: 6,

B5 Nowakowska D, **Raszewski Z**. Ocena poziomu pH chemicznych środków retrakcyjnych. Prot Stom. 2009; 59(1):26-32.

Pkt. MNiSW/KBN: 6,

B6 Nowakowska D, **Raszewski Z**. Wartość pH tradycyjnych i eksperymentalnych leków do retrakcji dziąsła brzeżnego. Dent Med Probl. 2010 ; 47(1):76-80.

Pkt. MNiSW/KBN: 20,

B7 Nowakowska D, **Raszewski Z**. Effect of gingival margin retraction agents on the polymerization time of the vinylsiloxanether impression elastomer in rheometer study = Wpływ chemicznych środków do retrakcji dziąsła brzeżnego na czas polimeryzacji elastomeru wyciskowego na bazie winylosiloksanoeteru w badaniach reometrycznych. J Stomatol. 2011; 64 (11):887-894.

Pkt. MNiSW/KBN: 9,

B8 **Raszewski Z**, Nowakowska D. Zwiększenie adhezji pomiędzy tworzywem akrylowym a stopem chromo-kobaltowym Prot Stom. 2010; 60(3):198-204.

Pkt. MNiSW/KBN: 6,

B9 **Raszewski Z**, Nowakowska D. Zwiększenie adhezji pomiędzy miękkim tworzywem akrylowym a stopem chromo-kobaltowym. Prot. Stom. 2011; 61(6):505-510.

Pkt. MNiSW/KBN: 6,

B10 **Raszewski Z**, Nowakowska D. Odporność mechaniczna materiałów kompozytowych wzmocnionych włóknami aramidowymi - badania in vitro(Flexural resistance of composite materials reinforced by aramide fibres: an in vitro study). Protet.Stomatol. 2009 59 (6) s.407-414

Pkt. MNiSW/KBN: 6,

B11 **Raszewski Z**, Nowakowska D. Mechanical properties of poured aramid fiber reinforced acrylic resin depending on fiber quantity, fiber position and different wetting agents. Dent. Med. Probl. 2011 48 (3):380-387.

Pkt. MNiSW/KBN: 6,

B 12 **Raszewski Z.** Reinforce Acrylic Resin with Different Kinds of Fibbers After Breaking, J Res Med Dent Sci, 2020, 8 (6): 125-130.

B13 **Raszewski Z**, Nowakowska D. Wytrzymałość mechaniczna materiałów złożonych wzmocnionych włóknem szklanym w zależności od systemów łączących (Mechanical properties of composite materials reinforced with glass fibers as related to bonding agents). Czas. Stomatol. 2010 63 (4): 259-266

Pkt. MNiSW/KBN: 9,

B14 **Raszewski Z**, Nowakowska D. Właściwości mechaniczne żywicy akrylowej wzmocnionej nanowypełniaczami (Mechanical properties of acrylic resin reinforced by nanofillers). Protet. Stomatol. 2010 T.60 nr 6 s.501-506.

Pkt. MNiSW/KBN: 6,

B15 **Raszewski Z**, Nowakowska D. Wpływ nanowypełniaczy na stabilność koloru żywicy akrylowej (Influence of nanofillers on the colour stability of acrylic resin.. Dent. Med. Probl. 2012 49 (1):35-39

Pkt. MniSW/KBN: 6,

B16 Nowakowska -Toporowska A, Włodzimierz Więckiewicz W, **Raszewski Z.** Analiza porównawcza sorpcji miękkich silikonowych materiałów do długoczasowego podścielania protez. Inż. Stomatol. Biomat. 2013; 10 (1): 10-12.

Pkt. MNiSW/KBN: 3,

B17 **Raszewski Z.** Acrylic Resin in CAD CAM Technology. Dent Med Probl. 2021. 57(4):449-454 DOI:10.17219/dmp/124697.

Pkt. MNiSW/KBN: 20,

B18 **Raszewski Z.** Effect of acrylic polymerization on cytotoxicity, residual monomer content and mechanical properties. Dental Hypoth., 2020 11(4):103-107. DOI:10.4103/denthyp.denthyp_85_20

Pkt. MNiSW/KBN: 40,

B19 **Raszewski Z.** Dynamics of different ion release from denture-base acrylic resins and their mechanical properties after the addition of bioactive materials. Saudi Dent. J. 2021; Dec;33(8):1071-1077.

Pkt. MNiSW/KBN: 100

B20 **Raszewski Z**, Nowakowska-Toporowska A, Weźgowiec J, Nowakowska D. Effect of water quantity and quality on the properties of alginate impression materials. Dent Med Probl. 2018 55(1):43-48.DOI: 10.17219/dmp/82179. PMID: 30152634.

Pkt. MNiSW/KBN: 11

5.5 Udział w międzynarodowych lub krajowych konferencjach naukowych

- 1. Raszewski Z.** Wpływ dodatku nanowypełniaczy na właściwości materiałów akrylowych. Czynniki środowiskowe a stan zdrowia jamy ustnej, osiągnięcia współczesnej stomatologii, Nałęczów 24-27 kwiecień 2007
- 2. Raszewski Z.** Zastosowanie nanowypełniaczy do wzmacniania protez akrylowych Międzynarodowe Sympozjum Naukowe Środowiskowe Zagrożenia zdrowotne w stomatologii, Lublin, 23-24 listopad 2007
- 3. Raszewski Z.** Twarde materiały podścielające, Najczęstsze błędy podczas pracy masami wyciskowymi Szkolenie podyplomowe Eurodent, 4-11 Marca 2006, Krynica Górská
- 4. Raszewski Z.** Wpływ temperatury, czasu polimeryzacji na zawartość monomerów resztkowych w preparacie Hartex. Naukowo Szkoleniowa Konferencja Saldent 20-21 marzec 2003, Poznań.
- 5. Nowakowska D, Raszewski Z.** Ocena poziomu pH chemicznych środków retrakcyjnych = Ph-level evaluation of gingival retraction agents. Protet. Stomatol. 2008 T.58 nr 5; s.337 poz.R-34 XXVI Międzynarodowa Konferencja Naukowo-Szkoleniowa Sekcji Protetyki PTS „Primum non nocere w protetyce stomatologicznej”. Wałbrzych - Zamek Książ, 2-4 października 2008 r.
- 6. Nowakowska D, Raszewski Z.** Wpływ tradycyjnych i eksperymentalnych leków retrakcyjnych na czas polimeryzacji poliwinylsiloksanowych materiałów wyciskowych = Effect of conventional and experimental gingival retraction medicaments on the polymerization time of the polyvinylsiloxane impression materials. Dolnośląskie Targi Stomatologiczne - Dentamed. Wrocław, 13-14 listopada 2009. Katalog targowy; Kraków : Targi w Krakowie Sp z o.o., 2009; s. 20-21
- 7. Nowakowska D, Panek H, Z Bogucki ZA, Raszewski Z.** Wpływ poziomu pH różnych leków retrakcyjnych na środowisko jamy ustnej w badaniach in vitro III Międzynarodowa Konferencja Naukowo-Szkoleniowa „Środowisko a stan zdrowia jamy ustnej”. Nałęczów, 23 kwietnia 2009 r.; Lublin : Drukarnia Akapit s.c., 2009; s.30
- 8. Raszewski Z, Nowakowska D.** Badanie odporności mechanicznej kompozytów wzmacnianych włóknami aramidowymi. Prot. Stom. 2009 T.59 nr 3; s.179-180 poz.42.PS/U-102

- XI Kongres Stomatologów Polskich; XXVII Konferencja Sekcji Protetyki PTS; VI Zjazd PTDNŻ. Wrocław, 25-27 czerwca 2009 r.
9. Nowakowska D, **Raszewski Z**. Wpływ tradycyjnych i eksperymentalnych czynników retrakcyjnych na czas polimeryzacji poliwinylsiloksanowych materiałów wyciskowych w badaniach reometrycznych.
Prot. Stom. 2010 T.60 nr 5; s.378-379 poz.R-39
XXVIII Międzynarodowa Konferencja Naukowo-Szkoleniowa Sekcji Protetyki PTS „Współczesne metody diagnostyczne i lecznicze w rehabilitacji protetycznej”. Ossa k/Rawy Mazowieckiej, 14-16 października 2010 r.
 10. **Raszewski Z**, Zabojszcz W. Wpływ obecności nanostrukturalnego srebra na właściwości tworzywa polimetakrylowego. The influence of silver nano-molecules on the properties of the acrylic resin, Rawa Mazowiecka 14 październik 2010.
 11. Nowakowska D, Saczko J, Kulbacka J, Choromańska A, **Raszewski Z**. Potencjał cytotoksyczny eksperymentalnych środków retrakcyjnych w pierwotnych fibroblastach ludzkiego dziąsła - w badaniach in vitro.
Prot. Stom. 2011 T.61 nr 5; s.382 poz.RB19
XXIX Naukowo-Szkoleniowa Konferencja Sekcji Protetyki PTS „Protetyka stomatologiczna w nauce i praktyce”. Zakopane, 16-17 września 2011 r.
 12. Ponto-Wolska M, Wagner L, Jodkowska E, **Raszewski Z**. Ocena porównawcza siły zrywającej połączenie zacementowanych metalowych wkładów koronowo-korzeniowych przy pomocy wybranych cementów. Plakat, 1.
VI Międzynarodowa Konferencja Naukowo-Szkoleniowa. Nałęczów 25-26.04.2012
 13. Nowakowska D, **Raszewski Z**, Saczko J, Kulbacka J. Indeks zgodności czasu polimeryzacji polieterowych elastomerów wyciskowych z konwencjonalnymi i eksperymentalnymi czynnikami retrakcyjnymi. Prot. Stom. 2013 T.63 nr 5; s.364 poz.RA9
XXXI Konferencja Naukowo-Szkoleniowa Sekcji Protetyki PTS „Interdyscyplinarna współpraca - sukcesem w terapii”. Wisła, 19-21 września 2013 r.
 14. Nowakowska D, **Raszewski Z**, Ziętek M, Saczko J, Kulbacka J, Nowakowska A, Więckiewicz W. Compatibility of elastomer impression materials with conventional and experimental gingival retraction agents.
W:BIT's 5th World Gene Convention-2014 : BIT's 1st Annual World Congress of Oral & Dental Medicine "Bring a beautiful smile to the earth". Haikou, China, November 13-16, 2014. Conference abstract book; s.137
 15. Ponto-Wolska M, Wagner L, **Raszewski Z**, Wilk K, Zadrozny Ł. Ocena wytrzymałości na działanie sił pionowych i skośnych połączenia materiałów typu core build-up z zębina kanałową i polimerowym wkładem - badania doświadczalne. 1.
IX Krajowa Konferencja Naukowo-Szkoleniowa. Nałęczów 22-23.04.2015

- 16. Raszewski Z,** Nowakowska-Toporowska A, Weźgowiec J, Nowakowska D. Badania właściwości fizykochemicznych doświadczalnych żeli stomatologicznych zawierających chlorheksydynę. Prot. Stom. 2017 T.67 nr 2; s.137-138 poz.P7 XXXIV Konferencja Naukowo-Szkoleniowa Sekcji Protetyki PTS. Gdańsk, 1-3 czerwca 2017 r.
- 17. Raszewski Z,** Biological Properties of Dental Materials. poster, 4th Wroclaw Scientific Meetings 09-10 October 2020

5.6 Współpraca naukowa krajowa i międzynarodowa

W1. W latach 2002-2006 podjąłem współpracę z Lubelskim Uniwersytetem Medycznym z Zakładem Protetyki kierowanym przez dr hab. Janusza Kleinroka. W wyniku tej współpracy powstały artykuły na temat rozwiązywania problemów związanych z materiałami wyciskowymi.

Efektem wspól pracy są liczne publikacje wymienione w punktach 5.3 i 5.4, wystąpienia na kongresach krajowych i międzynarodowych.

W2. Od roku 2009-2020 podjąłem współpracę naukową z uwczesną dr hab. n. med. Danutą Nowakowską, kierownikiem Zakładu Materiałoznawstwa Katedry Protetyki Stomatologicznej Uniwersytetu Medycznego we Wrocławiu, nad środkami do retrakcji dżiasta brzeznego.

Dodatkowo badałem wpływ różnych chemicznych i mechanicznych zabiegów na polepszenie adhezji materiału akrylowego do stopu chromo-kobaltowego.

Efektem współpracy są liczne publikacje wymienione w punktach 5.3 i 5.4, wystąpienia na kongresach krajowych i międzynarodowych.

W3. We współpracy z dr n. med. Agnieszką Nowakowską-Toporowską z Katedry i Zakładu Protetyki Stomatologicznej UMW badałem wpływ czasu przechowywania w sztucznej ślinie na właściwości różnych miękkich materiałów podścielających na bazie silikonów.

W latach 2019-2021 przeprowadziłem badania wpływu czynników dezynfekujących na właściwości tworzyw akrylowych, badając wpływ żeli komercyjnych i własnych zawierających chlorheksydynę i systemy zapobiegające przebarwieniom, na akryl podczas rocznego ich użytkowania.

Efektem współpracy są liczne publikacje wymienione w punktach 5.3 i 5.4, wystąpienia na kongresach krajowych i międzynarodowych.

W4. Od roku 2011 rozwinąłem współpracę z dr n. med. Małgorzatą Ponto-Wolską (Zakład Propedeutyki Stomatologii Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego - kierownik dr hab. Leopold Wagner). Brałem udział w badaniach nad adhezją wkładów koronowo-korzeniowych indywidualnych wykonanych z metali i cementowanych za pomocą różnych cementów szklo-jonomerowych.

Efektem współpracy są liczne publikacje wymienione w punktach 5.3 i 5.4

W5. Od roku 2021 podjąłem i rozwinąłem współpracę z prof. Marcinem Mikulewiczem (Katedra Ortopedii Szczękowej i Ortodontacji, Zakład Wad Rozwojowych Twarzy, Uniwersytet Medyczny we Wrocławiu) oraz prof. Katarzyną Chojną - Katedra Zaawansowanych Technologii Materiałowych, Wydział Chemiczny, Politechnika Wrocławska nad dalszymi badaniami nad stworzeniem materiału bioaktywnego.

Cześć z prac zostało przedstawione jako wyniki w cyklu C1-C 4 oraz jako publikacje w punkcie 5.3.

W6. Od roku 2021 współpracuje z prof. Robertem Przekopem i zespołem Centrum Zaawansowanych Technologii UAM w Poznaniu. Badania nad zastosowaniem nowych wielofunkcyjnych środków na bazie sferokrzemianów (POSS) dla poprawy siły wiązania w stomatologii odtwórczej.

Efektem wspól pracy są liczne publikacje wymienione w punktach 5.3

W.6 Od roku 2023 współpracuję z dr Abdulaziz Alhotan z Department of Dental Health, College of Applied Medical Sciences, King Saud University, Riyadh. Saudi Arabia. Na badaniach materiałów kompozytowych oraz szklami bioaktywnymi. Wyniki tej współpracy zostały opublikowane w **pracy A 17**. Współpraca ta pozwoliła mi na wykorzystanie nowoczesnych metod badawczych jakimi jest analiza EDX, oraz analiza chropowatości powierzchni.

5.7 Udział w projektach badawczych i badaniach klinicznych

5.8 Staże badawczo-naukowe

W roku 2005 pracowałem przez 6 miesięcy w firmie SDI Australia, gdzie uczyłem się właściwości materiałów kompozytowych, systemów łączących oraz cementów szklano- jonomerowych.

W latach 2006-2007 odbyłem staż pracowniczy w firmie Zhermack we Włoszech, gdzie badałem materiały wyciskowe oraz kompozyty.

Od roku 2013 pracuję w Czechach w firmie SpofaDental, gdzie jestem odpowiedzialny za projekty badawcze. Wynikiem tego jest **współautorstwo patentu WO2017/048918A1**, Dental impression injection trays and related systems and methods

6. Informacja o osiągnięciach dydaktycznych, organizacyjnych oraz popularyzujących naukę lub sztukę.

W latach **2010-2016** pracowałem w **Wyższej Szkole Menadżerskiej w Białymstoku**, na kierunku Techniki Dentystyczne. Prowadziłem tam zajęcia ze studentami z zakresu materiałoznawstwa techniczno-dentystycznego, technologii ceramiki dentystycznej i technologii polimerów

Od roku 2004 współpracuje z Nowoczesnym Technikiem Dentystycznym oraz Nowym Gabinetem Stomatologicznym pisząc artykuły z zakresu materiałów stomatologicznych mające za zadanie popularyzację tych zagadnień wśród lekarzy stomatologów oraz techników dentystycznych.

Jestem również autorem i współautorem książek z zakresu materiałoznawstwa dentystycznego, przeznaczonych dla lekarzy stomatologów oraz techników dentystycznych.

7. Inne ważne informacje dotyczące kariery zawodowej, niewymienione w pkt. 1-6

Badania, które są przedmiotem mojego dorobku naukowego, wykonałem w firmie Zhermapol sp. z o.o. pod kierownictwem dr Marka Zabojszcza, oraz w firmie SpofaDental za aprobatą dr Jinrich Capek (dyrektora d/s badań i rozwoju Kavo-Kerr). W wyniku mojej pracy nad tworzywami akrylowymi powstało dziesięć materiałów dostępnych na rynku polskim i w niektórych krajach europejskich. Są to, między innymi, tworzywa przeznaczone do wykonywania protez osiadających - **Villacryl Rapid (EVERALL 7 dawniej Zhermapol)**, modyfikacje tworzyw przeznaczonych do napraw, podścieleń i wykonywania części akrylowych protez szkieletowych (**Villacryl S, Villacryl SP, Villacryl Hard**).



Zaproponowałem i wdrożyłem zmianę katalizatorów, aminy trzeciorzędowej i nadtlenu benzoilu, na katalizatory oparte na pochodnych kwasu barbiturowego, co zaowocowało większą stabilnością barwy w czasie użytkowania tych tworzyw. Do innych moich osiągnięć związanych z materiałami akrylowymi można zaliczyć modyfikację **Villacrylu IT** do wykonywania indywidualnych łyżek wyciskowych. Nowy materiał odznaczał się małym skurczem polimeryzacyjnym (dzięki zastosowaniu proporcji mieszania proszek płyn 4/1) i nie jest konieczny czas przygotowania ciasta (dough time). Materiałem, po zmieszaniu proszku z płynem, można od razu formować łyżkę indywidualną. Opracowałem materiały **Villacryl Formplast i Formplast LC**, które spalają się bez pozostałości, które są wykorzystywane w pracowniach techniki dentystycznej w technice traconego wosku. Jest to alternatywa dla materiału firmy GC „Pater Resin”. Jednym z wdrożonych przeze mnie tworzyw akrylowych jest **Villacryl STC**, który służy do wykonywania tymczasowych koron i mostów w gabinecie lekarza stomatologa. Materiał ten nie zawiera MMA i odznacza się nikłym zapachem oraz krótkim czasem polimeryzacji.



Prace nad materiałami do tymczasowych koron i mostów kontynuowałem w firmie Kerr, gdzie zmodyfikowałem istniejące produkty **TAB 2000 (Kerr)** oraz **FITT (Kerr)**. Modyfikacja materiału FITT polegała na wymianie niebezpiecznej substancji na bazie ftalanów na bezpieczny plastifikator.

Od roku 2021 jestem **recenzentem w bloku wydawniczym MDPI**, gdzie recenzuję artykuły z zakresu materiałoznawstwa stomatologicznego.

Pracując w przemyśle, nie wszystkie wyniki moich prac badawczych mogę przedstawić w formie opracowań naukowych, gdyż są one objęte tajemnicą producenta materiałów.

Referencje:

1. dr hab. med. Janusz Kleinrok, były kierownik Katedry i Zakładu Protetyki Stomatologicznej Uniwersytetu Medycznego w Lublinie
2. dr hab. med. Leopold Wagner, Kierownik Zakładu Propedeutyki Stomatologicznej Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego
3. Ewelina Ładziak, Redaktor zarządzający Nowoczesny Technik Dentystyczny.
4. dr Jindrich Capek, Sr. Director, Product Development & Engineering Kerr, Restoratives & Endodontics Business Unit (direct manager of Zbigniew Raszewski)

Zbigniew Raszewski

