

ZAŁĄCZNIK 2A

AUTOREFERAT

Autoreferat przedstawiający opis dorobku
i osiągnięć naukowych

dr n. med. Beata Śmielak

AUTOREFERAT

Beata Śmielak

Zakład Protetyki Stomatologicznej
Katedra Stomatologii Odtwórczej
Wydział Lekarski z Oddziałem Stomatologicznym
Uniwersytet Medyczny w Łodzi

Łódź 2019

Spis treści

Imię i nazwisko	3
Posiadane dyplomy i stopnie naukowe	3
Zatrudnienie w jednostkach naukowych	3
Tytuł osiągnięcia naukowego	3
Wprowadzenie	4
Założenia i cel pracy	5
Omówienie wyników	8
Wnioski	13
Pozostałe osiągnięcia naukowe	17
Działalność dydaktyczna	28
Działalność ekspercka	31
Członkostwo w organizacjach międzynarodowych i krajowych	31

1. Imię i nazwisko: Beata Śmielak

2. Posiadane dyplomy i stopnie naukowe

- 17 grudnia 2007 r. – tytuł specjalisty w dziedzinie Protetyki Stomatologicznej
- 17 czerwca 2003 r. – stopień naukowy doktor nauk medycznych za pracę zatytułowaną: „Analiza numeryczna stanu naprężenia w tkankach twardych zębów i w mostach opartych na wkładach i nakładach koronowych”
Promotor: Prof. zw. dr hab. med. Maciej Romanowicz,
Recenzenci: Prof. zw. dr hab. med. Wiesław Hędzulek
Prof. zw. dr hab. inż. Tadeusz Niezgodziński
- 24 marca 1999 – tytuł Specjalisty Pierwszego Stopnia w zakresie Stomatologii Ogólnej
- 25 czerwca 1995 – tytuł lekarza stomatologa uzyskany na Wydziale Lekarskim Oddziale Stomatologicznym Akademii Medycznej w Łodzi

3. Informacje o dotychczasowym zatrudnieniu w jednostkach naukowych

- od 1 października 2009 r. do dziś: adiunkt – pracownik naukowo-dydaktyczny, Zakład Protetyki Stomatologicznej w Katedrze Stomatologii Ogólnej Uniwersytetu Medycznego w Łodzi
- od 8 października 1996 r. do 2009 r.: asystent – pracownik naukowo-dydaktyczny, Zakład Protetyki Stomatologicznej w Katedrze Stomatologii Ogólnej Uniwersytetu Medycznego w Łodzi
- 1995 r. do 1996 r. (staż podyplomowy) – Oddział Chirurgii Szczękowej w Szpitalu im. N. Barlickiego w Łodzi Akademii Medycznej w Łodzi

4. Osiągnięcie stanowiące podstawę wszczęcia postępowania habilitacyjnego

Osiągnięciem stanowiącym podstawę wszczęcia postępowania habilitacyjnego według art. 16 ust. 2 ustawy z dnia 14 marca 2003 r. o stopniach naukowych i tytule naukowym oraz o stopniach i tytule w zakresie sztuki (Dz.U. 2003 Nr 65 poz. 595 ze zmianami: Dz. U. z 2016 r. poz. 882, 1311) jest monografia, którą przedkładam jako rozprawę habilitacyjną zatytułowana:

„Wpływ sposobu przygotowania powierzchni ceramiki na bazie tlenku cyrkonu na stan powierzchni i wytrzymałość połączenia z ceramiką licującą”

WPROWADZENIE

Wzrastające oczekiwania estetyczne i rozwój nowych materiałów stomatologicznych spowodowały, że od wielu lat poszukuje się metod, które pozwoliłyby na wyeliminowanie metalu z podbudowy uzupełnień stałych. Wadą uzupełnień metalowo-ceramicznych jest ich nieprzezierność, wynikająca z obecności warstwy metalu. Poza tym dane naukowe potwierdzają występowanie reakcji miejscowych i ogólnoustrojowych powstałych w wyniku ekspozycji na niektóre metale. Od lat 90-tych ubiegłego stulecia nastąpił znaczny rozwój ceramiki tlenkowej na bazie cyrkonu.

Dwutlenek cyrkonu jest materiałem polimorficznym, ceramicznym. Kryształy tlenku cyrkonu tworzą drobne ziarna wielkości 0,2-0,5 μm [1]. Polimorfizm tlenku cyrkonu polega na występowaniu trzech odmian alotropowych: jednoskośnej (m), tetragonalnej (t) i kubicznej (c). w temperaturze pokojowej tlenek cyrkonu występuje w odmianie jednoskośnej. Ogrzewany do temperatury powyżej 1170°C przechodzi w odmianę tetragonalną, a powyżej 2370°C – w kubiczną [2,3]. Najbardziej korzystną postacią z punktu widzenia mechaniki jest odmiana tetragonalna, która pozostaje stabilna w wysokich temperaturach. w latach 70. XX wieku opracowano metody utrzymania odmiany tetragonalnej w temperaturze pokojowej poprzez dodanie tlenków magnezu, wapnia, itru lub ceru. w zastosowaniach biomedycznych wykorzystuje się najczęściej 3% mol Y_2O_3 . Ceramika dwutlenku cyrkonu pod względem chemicznym składa się z 97% mol ZrO_2 i 3% mol Y_2O_3 [4]. Ziarna fazy tetragonalnej w materiale pozostają w stanie metastabilnym. Obecność fazy tetragonalnej powoduje blokowanie mikropęknięć [5, 6].

Pośród wszystkich systemów pełnoceramicznych ceramika na bazie tlenku cyrkonu osiąga najkorzystniejsze parametry mechaniczne. Dwutlenek cyrkonu jest odporny na korozję w kwaśnym środowisku, ma dużą twardość (12.17-13.7GPa) i wytrzymałość mechaniczną, dobre właściwości izolacyjne oraz małą zdolność do pochłaniania promieniowania jonizującego. Posiada także niską porowatość [1,7-10]. Pomimo wielu wyżej wymienionych zalet, niepowodzenia w uzupełnieniach protetycznych na podbudowie z ceramiki na bazie tlenku cyrkonu zdarzają się częściej niż w uzupełnieniach metalowo-porcelanowych [11,12]. Głównie są to uszkodzenia ceramiki licującej. Badania wykazują dużą ilość przypadków odprysnięcia ceramiki licującej (15-62%), pęknięć (25-50%), rozwarstwień (> 10,7%) oraz dużych złamań (3-33%). Można tu rozróżnić małe odpryski, które wymagają wypolerowania, bez wymiany uzupełnienia, i duże odpryski oraz rozwarstwienia, które wymagają wymiany całego uzupełnienia protetycznego [13-16]. Wynika to z faktu, że połączenie ceramiki licującej z ceramiką na bazie tlenku cyrkonu nie jest dostatecznie wytrzymałe. Jakość połączenia może być konsekwencją działania trzech czynników:

połączenia chemiczno-dyfuzyjnego, połączenia związanego z różnicą kurczliwości obu materiałów oraz połączenia mechanicznego, tzw. mikrozaczepów, powstałych w wyniku obróbki i wnikania w nie ciekłej ceramiki [17,87]. Mechanizm wiązania chemiczno-dyfuzyjnego nie został dokładnie wyjaśniony [4,17]. Uzyskanie odpowiedniego współczynnika rozszerzalności termicznej jest możliwe, ale inne czynniki związane z uzyskaniem równomiernego przylegania i adhezją są również bardzo istotne [4,18-22].

Jednym z najistotniejszych czynników warunkujących odpowiednią jakość połączenia jest zwilżalność podłoża – w technice dentystycznej to jedna z cech determinujących przydatność danej powierzchni. Zwilżalność rozpatrywać można w dwóch aspektach. Po pierwsze, zwilżalność wodą (hydrofobowość lub hydrofilowość), ponieważ ceramika licująca jest nakładana na podbudowę w postaci zawiesiny wodnej. Po drugie, zwilżanie ciekłą (roztopioną) ceramiką w temperaturze jej wypalania. Zapewnia ona prawidłowe i dokładne rozprowadzenie warstwy ceramicznej na powierzchni podbudowy i wnikanie w nierówności i zagłębienia [23-25].

ZAŁOŻENIA I CEL PRACY

Duże znaczenie dla zwiększenia siły adhezji ma odpowiednia obróbka podłoża w celu rozwinięcia powierzchni i uzyskania mikroretencji. Niestety, właściwości ceramiki na bazie ZrO_2 różnią się od cech tradycyjnych materiałów na bazie krzemionki. Ze względu na dużą twardość ceramika na bazie tlenku cyrkonu trudno poddaje się konwencjonalnej obróbce, tak jak tradycyjna ceramika, wymaga bowiem bardziej agresywnego działania [26]. Jedną z możliwości jest trawienie kwasami, ale w tym przypadku efekty mieszczą się w nanometrycznej skali [27,28]. Inną alternatywą jest obróbka strumieniowo-ścierna. Twardość stosowanych ścierniw jest podobna (Al_2O_3) lub nieco większa (SiC) od twardości ceramiki na bazie tlenku cyrkonu. Tym samym obróbka jest mniej wydajna niż w przypadku metali, jednak możliwa. Brakuje jednoznacznych rekomendacji producentów, co do zaleceń tej obróbki. Wiele prac naukowych kwestionuje twierdzenie, że obróbka strumieniowo-ścierna istotnie wpływa na poprawę adhezji [29]. Istnieją także prace świadczące o negatywnym jej wpływie ze względu na indukowanie transformacji fazy tetragonalnej w jednoskośną [30-35].

Dobrym rozwiązaniem może okazać się strukturyzacja powierzchni za pomocą lasera. Zaletą światła lasera jest możliwość formowania się w bardzo wąski strumień, dzięki czemu może się ono koncentrować na niewielkich obszarach. Nadto istnieje możliwość efektywnej kontroli nacięć oraz ilości przekazywanej energii. Strukturyzowanie powierzchni laserem może być odpowiednie dla mikroobróbki, o ile pozwoli uzyskać dobre połączenie pomiędzy materiałami i nie doprowadzi do niekorzystnej przemiany fazowej.

Obecnie można opracować optymalne warunki strukturyzacji powierzchni za pomocą metody elementów skończonych (MES). Możliwości modelowania i analizowania nie były do tej pory wykorzystane do kształtowania powierzchni podbudowy dla dobrego połączenia z ceramiką licującą. W oprogramowaniach komputerowych, po wprowadzeniu odpowiednich danych, można określać stan wytężenia konstrukcji, wstępnie wykluczać rozwiązania ryzykowne, określić konsekwencje poszczególnych założeń i wybrać możliwie najlepsze rozwiązanie do dalszych badań klinicznych.

Aby jednoznacznie ocenić jakość obróbki i siłę połączenia, należy przeprowadzić badania wytrzymałościowe. Wysoce godny zaufania jest test ścinania ze względu na zminimalizowanie sił skośnych na połączeniu. Wskazane jest także, aby połączenie zostało poddane w warunkach *in vitro* cyklicznym zmianom temperatury, które w pewnym stopniu odzwierciedlają wilgotne środowisko jamy ustnej i zmiany temperaturowe w niej zachodzące.

W związku z powyższym celem pracy był dobór najbardziej optymalnych parametrów przygotowania powierzchni ceramiki na bazie tlenku cyrkonu dla uzyskania najbardziej korzystnego połączenia z ceramiką licującą. a w szczególności:

1. Określenie stanu powierzchni podłoża po obróbce: ściernej poprzez szlifowanie i polerowanie, strumieniowo-ściernej ścierniwem Al_2O_3 i SiC przy różnych wariantach wielkości ziarna i ciśnienia oraz laserem przy rowkach naciętych równoległe i prostopadle.
2. Określenie wpływu różnych wariantów obróbki na ilość fazy jednoskośnej.
3. Określenie wytrzymałości połączenia na ścinanie ceramiki na bazie tlenku cyrkonu z ceramiką licującą.

Aby dobrać optymalne parametry lasera do strukturyzacji powierzchni ceramiki cyrkonowej, wykonano badania wstępne za pomocą MES. w celu określenia szerokości i głębokości nacięć wykorzystano elementy bryłowe. Model obejmował 38 tysięcy elementów oraz 171.5 tysięcy węzłów. Wyznaczono siły nacisku oraz siły ścinające pomiędzy elementami w kontakcie. Na podstawie badań ustalono optymalne wymiary nacięć: szerokość 0,075 mm, głębokość 0,017 mm, rozstaw 0,115 mm. Aby dobrać odpowiedni kąt działania siły w stosunku do ułożenia naciętych rowków, wykorzystano elementy bryłowe z węzłami pośrednimi, dwudziestowęzłowe o trzech stopniach swobody w każdym węźle. Model podzielono na ponad 117 tysięcy elementów oraz na ponad 439 tysięcy węzłów. Do każdego węzła powierzchni zewnętrznej przyłożono takie samo obciążenie. Na podstawie badań ustalono, że ułożenie naciętych rowków w stosunku do działającej siły powinno wynosić $\sigma = 45$ stopni, a także wykazano celowość wykonywania nacięć w dwóch wzajemnie prostopadłych kierunkach.

W celu uzyskania szerokości i głębokości rowków zgodnie z wynikami badań MES wykonano próby strukturyzacji powierzchni próbek ze zmiennymi parametrami

obróbki z krotnością obróbki 3, 4 i 6 razy. w celu oceny szerokości, głębokości i rozstawu rowków przeprowadzono badania mikroskopowe i profilometryczne. Ustalono optymalne parametry obróbki ceramiki na bazie tlenku cyrkonu laserem światłowodowym SPI G3 SM 20W przy następujących parametrach pracy: prędkość skanowania wiązki $v_{scan}=1000\text{mm/s}$, średnia moc wiązki laserowej $P_{sr}=18\text{W}$, krotność obróbki 6x, czas trwania impulsu $t_i=25\text{ ns}$, energia impulsu $E_i=0,12\text{ mJ}$, częstotliwość powtarzania impulsów 170 kHz, odstęp linii 115 μm .

Do realizacji założonego głównego celu pracy wykonano następujące badania i analizy:

- Badania mikroskopowe w celu porównania topografii powierzchni przeprowadzono przy użyciu elektronowego mikroskopu skaningowego. Rejestrowano trzy rodzaje obrazów w elektronach wtórnych SE, wstecznie rozproszonych BSE oraz 3D BSE.
- Analizę wykonano, określając stan powierzchni, to znaczy wyznaczono średnie wartości wybranych parametrów chropowatości R_a , R_z , R_q , R_t i RV_o oraz średnie wartości kątów zwilżania i średnie wartości swobodnej energii powierzchniowej. Pomiarów parametrów chropowatości przeprowadzono przy użyciu konfokalnego laserowego mikroskopu skaningowego. Do skanowania powierzchni próbek wykorzystano laser argonowy. Do pomiarów zastosowano powiększenie mikroskopu x 500. z każdej próbki wykonano archiwizację trzech obrazów z trzech różnych miejsc o wymiarach 275x275 μm . Obrazy rejestrowano przy pomocy programu EZ-C1. Analizę danych przeprowadzono posługując się programem Mountains Map Premium. z każdego obszaru wyodrębniono profile chropowatości, tj. po 512 profili, a każdy pojedynczy profil posłużył do wyznaczenia parametrów chropowatości. Do ostatecznej oceny chropowatości badanych powierzchni wyznaczono średnią arytmetyczną wartość ze wszystkich 1024 profili dla trzech pól.

W celu wyznaczenia swobodnej energii powierzchniowej (γ_s) przeprowadzono pomiary kątów zwilżania. Do wyliczenia wartości poszczególnych składowych dyspersyjnych (γ_s^d) i polarnych (γ_s^p) badanych próbek zastosowano model Owens-Wendta. Wyliczone w ten sposób składowe posłużyły do określenia średniej swobodnej energii powierzchniowej.

- Określono ilość fazy tetragonalnej i jednoskośnej przy użyciu dyfraktometru rentgenowskiego. Analizę ilościową wykonano w oparciu o metodę Garvie i Nicholsona.
- Wytrzymałość połączenia próbek ceramika na bazie tlenku cyrkonu/ceramika licująca określono w testach na ścinanie, wykorzystując urządzenie Zwick/Roell Z005. Szybkość przesuwu belki wynosiła 2mm/minutę. Obciążenie było przykładane do momentu pojawienia się uszkodzenia połączenia.
- Wpływ cyklicznych zmian temperatury na wytrzymałość połączenia zbadano przy użyciu termocyklera. Zaplanowano 10 000 cykli.

- Badania fraktograficzne określiły charakter przełomu oraz miejsce przebiegu uszkodzenia połączenia. Obserwację topografii powierzchni przeprowadzono w kontraście elektronów wtórnych (SE) oraz wstecznie rozproszonych (BSE) przy użyciu skaningowego mikroskopu elektronowego. Mapy powierzchniowego rozkładu podstawowych pierwiastków, wchodzących w skład ceramiki na bazie tlenku cyrkonu oraz ceramiki licującej (Si, Zr,Y), wykonano metodą mikroanalizy rentgenowskiej z dyspersją energii na przystawce do mikroanalizy współpracującej z elektronowym mikroskopem skaningowym.

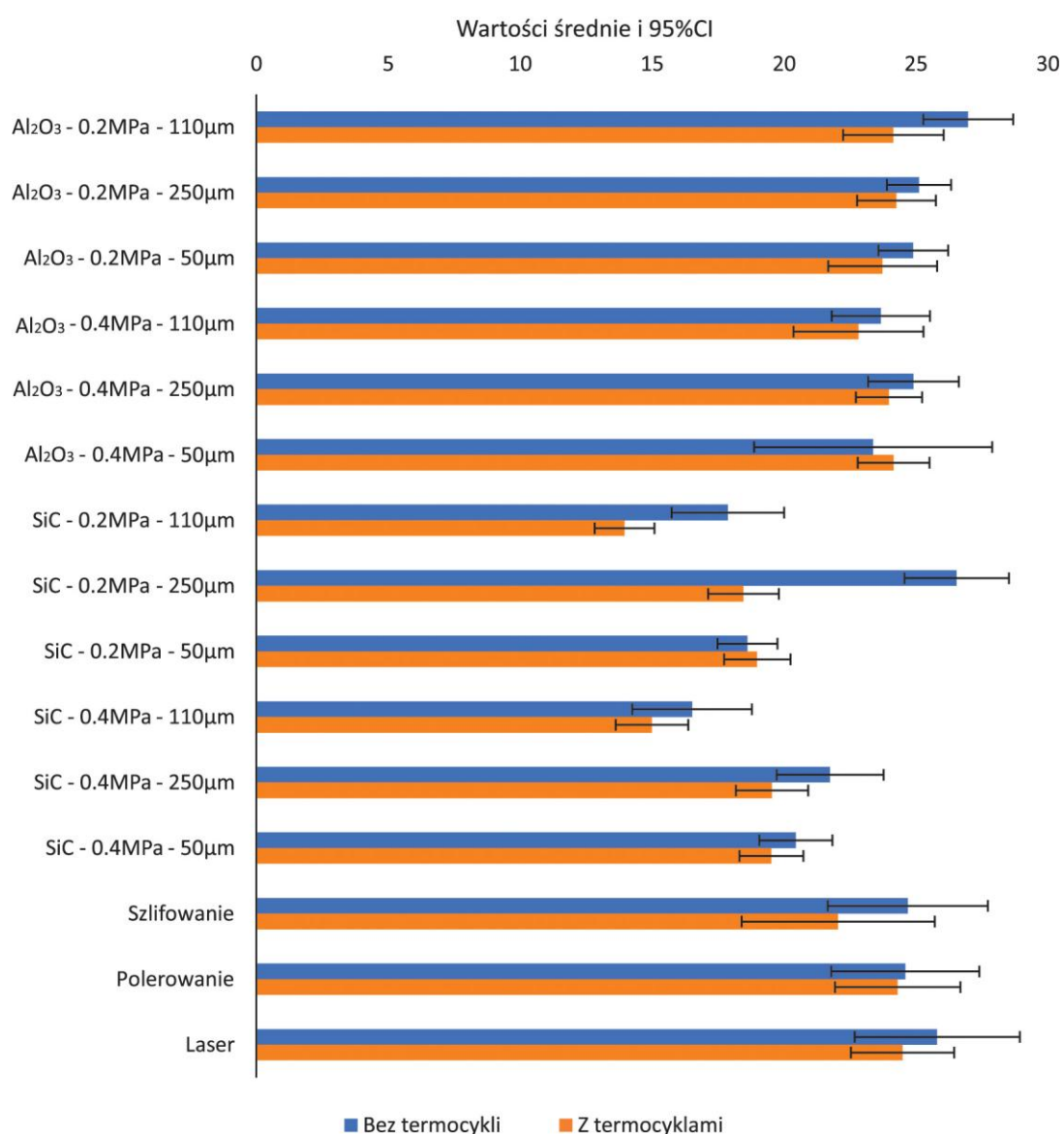
OMÓWIENIE WYNIKÓW i Dyskusja

Najistotniejszym zagadnieniem, z punktu widzenia trwałości uzupełnienia protetycznego, jest wytrzymałość połączenia podbudowy z ceramiką licującą. Na otrzymanych danych wytrzymałościowych przeprowadzono analizę statystyczną za pomocą analizy wariancji oraz post-hoc testem Tukeya przy wykorzystaniu pakietu statystycznego R. Za istotne uznano prawdopodobieństwo testowe na poziomie $P < .05$, a za wysoce istotne uznano prawdopodobieństwo testowe na poziomie $P < .01$. Stwierdzono wysoce istotny wpływ termocykli na wyniki ($F=33,86$, $p < 0,0001$, cząstkowe $\eta^2=0,09$, $\text{moc}=0,9999$) – zastosowanie termocykli osłabiło wytrzymałość połączenia. Wpływ metody obróbki był również wysoce istotny ($F=26,09$, $p < 0,0001$, cząstkowe $\eta^2=0,50$, $\text{moc}=1,0000$). Interakcja między metodą obróbki i zastosowaniem termocyklera była wysoce istotna ($F=2,41$, $p=0,0031$, cząstkowe $\eta^2=0,09$, $\text{moc}=0,9815$). Oznacza to, że choć w każdym z rodzajów obróbki zastosowanie termocykli zmniejszyło wytrzymałość połączenia, to czasami różnica była minimalna znacznie, a czasami znaczna. Graficzną interpretację wyników przedstawiono na Ryc.1. Jak widać z przedstawionych danych wytrzymałość połączenia ceramiki z ceramiką na bazie tlenku cyrkonu wykazuje zróżnicowanie w zależności od przeprowadzonej obróbki. Biorąc pod uwagę, że wymagania normy przewidują minimalną wytrzymałość połączenia na 21.9 MPa, można uznać, że obróbka węglikiem krzemu ich nie spełniła [36]. Wprawdzie obróbka ziarnem SiC o wielkości ziarna 250 μm pozwoliła na uzyskanie wymaganej wytrzymałości, ale po zastosowaniu termocykli wytrzymałość znacznie spadła poniżej wymaganej wartości. Można więc uznać, że nie spełnia ona oczekiwań i nie należy jej polecać w procesie przygotowania powierzchni. Inną kwestią pozostaje pytanie dlaczego, skoro uważa się powszechnie, że ziarna SiC mają lepszą skrawność i obrabiane nimi powierzchnie są bardziej rozwinięte. Być może podczas wypalania ceramiki licującej zachodzą reakcje jej składników z węglikiem krzemu. Zagadnienie to pozostaje do rozwiązania, ale ponieważ nie wchodziło w zakres niniejszej pracy nie będzie dalej rozpatrywane.

Wszystkie pozostałe procesy obróbki pozwoliły uzyskać wymaganą wytrzymałość połączenia. Wartości wytrzymałości na ścinanie są jednak zróżnicowane i w niektórych przypadkach istotnie statystycznie. Należy więc spróbować wyjaśnić

pochodzenie tych różnic. Narzucającym się wyjaśnieniem jest różny stan powierzchni po poszczególnych obróbkach. Dlatego należy przeanalizować uzyskane wartości poszczególnych parametrów powierzchni i próbować powiązać je z wytrzymałością, a przynajmniej ocenić ich wpływ.

Godny odnotowania jest fakt, że w przypadku każdej obróbki zastosowanie termocykli obniżyło wytrzymałość połączenia. Otrzymane różnice są istotne statystycznie. Biorąc pod uwagę, że uzupełnienie protetyczne pracuje w warunkach zmiennych temperatur, to przy stawianiu wymagań, jakie powinno spełniać połączenie podbudowy z ceramiką licującą, należałoby uwzględnić i określić, jaka powinna być wytrzymałość połączenia po zastosowaniu termocykli.



Ryc.1. Graficzna interpretacja analizy statystycznej zależności wytrzymałości połączenia i od metody zastosowanej obróbki: bez termocykli i z termocyklami

Przeprowadzone badania mikroskopowe pokazały, że po obróbce ścierniej przez szlifowanie na powierzchni próbek pojawiły się rysy, które zostały częściowo wygładzone przez polerowanie. Powierzchnia po obróbce strumieniowo-ścierniej stała się nieregularna, natomiast po obróbce laserem uporządkowana. Po obróbce strumieniowo-ścierniej widoczne były na powierzchni próbek białe ziarna ścierniwa. Ich ilość nie miała wpływu na jakość połączenia, co wykazano w badaniach [37].

Analizując uzyskane wyniki wybranych parametrów chropowatości R_a , R_z , R_q , R_t i RV_0 po różnych wariantach obróbki, widać, że obróbka wpływała w mniejszym lub większym stopniu na ich wielkość. Szukając korelacji pomiędzy wielkością poszczególnych parametrów chropowatości a wytrzymałością połączenia, nie można było znaleźć konkretnych zależności. Po obróbce strumieniowo-ścierniej, pomimo faktu, że wyższe wyniki parametrów chropowatości dotyczyły zastosowania ścierniwa SiC, i tak w przeważającej większości przypadków wytrzymałość połączenia była wyższa po zastosowaniu ścierniwa Al_2O_3 .

Do podobnych wniosków doszli Karakoka i Yilmaz [38], w badaniach których parametr chropowatości R_a po obróbce strumieniowo-ścierniej ceramiki na bazie tlenku cyrkonu ścierniwem Al_2O_3 nie wpłynął na poprawę wytrzymałości połączenia z ceramiką licującą. Może to wynikać z faktu, że parametr R_a nie jest w tym przypadku parametrem kluczowym, służy on głównie w budowie maszyn do monitorowania powtarzalnych procesów [39]. w większości prac jest jednak określany. Należy zauważyć, że jak dotąd brak informacji o tym, które parametry chropowatości mają istotny wpływ na późniejsze połączenie ceramiki licującej z podbudową. w badaniach Pietnickiego [40] dokonano próby wyboru kluczowych parametrów w przypadku stopów Cr-Co. Autorzy znaleźli korelację wytrzymałości połączenia z parametrami R_z i R_c . Należy jednak zauważyć, że – jak sami stwierdzili – brali tylko pod uwagę parametry R_z , R_c , R_a , R_p , RV_0 , R_q , R_t . Wydaje się, że jest jeszcze kilka innych parametrów, np. rozwinięcie powierzchni, udział materiałowy, parametry odległościowe, które powinny mieć istotny wpływ na połączenie. w powyższych badaniach, a także Gołębiowskiego [41], pokazano, że mimo iż chropowatość powierzchni po obróbce ziarnem o wielkości $250\mu m$ charakteryzowała się dużymi nierównościami, to jednak nie była czynnikiem sprzyjającym uzyskaniu najwyższych wartości adhezyjnych [40,41].

Odnosząc się do badań dotyczących zwilżalności powierzchni, trzeba zwrócić uwagę na bardzo wysokie średnie wartości składowych dyspersyjnych, które decydowały o wartościach swobodnej energii powierzchniowej, jak również bardzo niskie średnie wartości kątów zwilżania dijdometanem po strukturyzacji powierzchni laserem. Również po strukturyzacji powierzchni laserem uzyskano dobre połączenie. Takiej zależności nie znaleziono w pozostałych metodach obróbki. w przypadku obróbki strumieniowo-ścierniej wytrzymałość połączenia powierzchni hydrofobowej była podobna jak hydrofilowej. Może to wynikać z faktu, że po zadanej obróbce wielkość parametru R_a znalazła się poniżej lub nieco powyżej wartości progowej – $0,5\mu m$, a takie wartości mają niewielki wpływ na otrzymane wartości

kątów zwilżania [42]. Można przypuszczać, że zgodnie z założeniem równania Younga, osadzone krople cieczy pomiarowej na badanych powierzchniach znajdują się w stanie zbliżonym do równowagi termodynamicznej albo, że ceramika nie wypełniła całkowicie zagłębień i pozostają pod powierzchnią kropli pomiarowej obszary dwufazowe podłoże–powietrze, które nie są zwilżalne [43].

Analizując swobodną energię powierzchniową należy brać pod uwagę nie tylko jej wartość, jako miarę reaktywności powierzchni, ale także wartości poszczególnych składowych. i tak, wartość składowej polarnej może mieć istotne znaczenie przy nakładaniu ceramiki (jest to mieszanina z wodą, cieczą polarną), natomiast wartość składowej apolarnej powinna mieć znaczenie podczas wypalania ceramiki, gdy usunięta zostanie woda. Roztopiona ceramika jest cieczą apolarną. Poza tym biorąc pod uwagę różną zwilżalność powierzchni tlenku cyrkonu po poszczególnych obróbkach, należy zwrócić uwagę na zróżnicowanie temperatury napalania ceramiki licującej i ustalać je indywidualnie dla danej obróbki, czym zajęto się w nieopublikowanych badaniach.

Na długoterminową wytrzymałość połączenia może wpłynąć niekorzystna przemiana fazy tetragonalnej w jednoskośną [29-35]. z przeprowadzonych analiz wynika, że największy udział fazy jednoskośnej (23.6 % wagowy) zanotowano po obróbce ścierniwem Al_2O_3 o wielkości ziarna 110 μm przy ciśnieniu 0.2 MPa. Paradoksalnie to właśnie ten wariant obróbki spowodował największą wytrzymałość połączenia spośród wszystkich pozostałych. Jednak należy podkreślić, że po poddaniu próbek działaniu termocykli nastąpił spadek połączenia o ponad 10%. Pośród przeprowadzonych wariantów obróbki strumieniowo-ścierniej najmniejszy udział przemiany fazowej był po zastosowaniu ścierniwa Al_2O_3 o wielkości ziarna 50 μm przy ciśnieniu 0.4 MPa. Wytrzymałość połączenia była dobra i nie spadła po zastosowaniu termocykli. Rozważając obróbkę strumieniowo-ścierną, należy zwrócić uwagę także na czas obróbki, czym nie zajmowano się w przeprowadzonych badaniach. Turp i wsp. [44] wykazali, że wraz z czasem obróbki wzrastała ilość fazy jednoskośnej.

Nie badano także wpływu procesów postarzania próbek po poszczególnych wariantach obróbki, a jedynie próbki z już napaloną ceramiką. Tymczasem Kosmac i wsp. [45] zbadali, że po obróbce strumieniowo-ścierniej Al_2O_3 o wielkości ziarna 110 μm przy ciśnieniu 0.4 MPa i po postarzeniu próbek w sztucznej ślinie, w autoklawie w temperaturze 37°C przez 24 godziny i ilość fazy jednoskośnej zwiększyła się o ponad 70%. Aboushelib i Wang [46] z powodu niewielkiej różnicy w wytrzymałości połączenia po obróbce strumieniowo-ścierniej w stosunku do grupy kontrolnej, a także ze względu na pojawienie się niekorzystnej transformacji, rekomendują napalanie ceramiki bezpośrednio po spiekaniu. Należy zaznaczyć, że w przeprowadzonych badaniach również po obróbce ścierniej poprzez szlifowanie i polerowanie doszło do niekorzystnej przemiany fazowej. Jednakże ze szlifowania w niektórych przypadkach trudno zrezygnować, bo uzupełnienia protetyczne muszą zostać dopasowane do granic preparacji, powinny mieć odpowiedni kształt, a także muszą być dostosowane do warunków zwarciovych w jamie ustnej. Nie zawsze

można te wszystkie kwestie przewidzieć i rozwiązać w trakcie projektowania komputerowego. Często niezbędne jest szlifowanie. Natomiast należy zastanowić się, czy polerowanie jest potrzebne. Przemiana fazowa w przypadku polerowania wyniosła 17.6 [% wagowy], a samo polerowanie nie przyczyniło się do poprawy połączenia. Nasuwa się więc pytanie, czy inny rodzaj obróbki, poza szlifowaniem, jest niezbędna?

Na podstawie przeprowadzonych badań MES wykazano, że obróbka powierzchni podbudowy z ceramiki na bazie tlenku cyrkonu jest korzystna dla połączenia z ceramiką licującą, bo odciąża płaskie, adhezyjne połączenie i częściowo eliminuje zjawisko rozrywania połączenia. Zapływanie ceramiki licującej w nacięcia pozwala na jej mechaniczne zaczepianie w retencjach i przenosi charakter połączenia w mechaniczno-adhezyjny. Badania własne pozwoliły na ustalenie optymalnych warunków strukturyzacji powierzchni podbudowy ceramiki na bazie tlenku cyrkonu w celu najkorzystniejszego połączenia z ceramiką licującą. Dzięki wykorzystaniu metody MES i programowi analizy komputerowej ANSYS udało się ustalić odpowiednią głębokość, szerokość i rozstaw rowków tak, aby naprężenia i siły ścinające nie doprowadzały do przeciążenia połączenia i odrywania, bądź delaminacji ceramiki licującej. Najkorzystniejsza pod względem mechanicznym okazała się strukturyzacja powierzchni w postaci nacięć przy rowkach prostopadłych.

Obracając model MES w stosunku do działającej siły, wykazano, że ułożenie naciętych rowków powinno wynosić $\sigma = 45$ stopni tak, aby możliwie najbardziej odciążyć koncentracje naprężeń i tym samym połączenia w narożnikach. Zmiana orientacji

i usytuowanie nacięć pod innym kątem obniżały wyężenie połączenia nawet o 30%, co mogło skutkować rozszczelnieniem połączenia i prowadzić do oderwania ceramiki licującej od podłoża, a w konsekwencji do zerwania połączeń. Możliwość zaistnienia takiej sytuacji zobrazowały rozkłady nacisków i analiza wartości ujemnych.

Wykorzystanie laserów do strukturyzacji powierzchni podbudowy z ceramiki na bazie tlenku cyrkonu okazało się najlepszą metodą obróbki. Zaletą światła lasera jest możliwość skutecznej kontroli nacięć oraz ilości przekazywanej energii. Dla ustalonych parametrów obróbki uzyskany po strukturyzacji stan powierzchni jest powtarzalny i zgodny z założeniami, a nie ma charakteru losowego, jak przy obróbce strumieniowo-ściernej.

Należy zaznaczyć, że korzystny wpływ na strukturyzację powierzchni laserem wynikał z samych właściwości ceramiki na bazie tlenku cyrkonu, szczególnie na uwagę zasługuje bardzo mała wartość przewodności cieplnej, która wynosi $2 \text{ W}/(\text{m}\cdot\text{K})$ i jest około 10 razy mniejsza w porównaniu do ceramiki alundowej [47]. Bardzo istotne jest także, iż strukturyzacja powierzchni laserem, jako jedyna z metod obróbki w przeprowadzonych badaniach własnych, nie spowodowała niekorzystnej transformacji fazy tetragonalnej w jednoskośną. Skutki transformacji nadal są nieznane, ale mogą doprowadzić do osłabienia połączenia z ceramiką licującą [30-35,48].

Uzyskana wytrzymałość połączenia była wysoka, bo wynosiła od 22.9 MPa do 25.8 MPa, a więc zdecydowanie więcej niż rekomendowana, której wartość została określona w przedziale od 21.9 do 31.0 MPa [84]. Zwraca uwagę trwałość połączenia po zastosowaniu termocykli, co może prognozować długotrwały sukces kliniczny. Wiadomo, że środowisko jamy ustnej ma ogromny wpływ na funkcjonalność oraz trwałość uzupełnień protetycznych. Laboratoryjne symulacje zachowania materiałów w jamie ustnej są stosuje się często, bo badania kliniczne są kosztowne i czasochłonne [49]. Poddawanie materiału zmiennym temperaturom może powodować zmęczenie cieplne. Ceramika licująca i ceramika na bazie tlenku cyrkonu mają różne współczynniki rozszerzalności cieplnej i podczas zmian temperatury różnica rozszerzalności generuje naprężenia, co może powodować mikropęknięcia, a tym samym zmniejszenie wytrzymałości [4, 18-22].

Analizując badania fraktograficzne, można było stwierdzić, że przetłomy większości przypadków miały charakter mieszany z przewagą kohezyjnego. Na wszystkich próbkach ceramiki na bazie tlenku cyrkonu widoczny był na mapach powierzchniowego rozkładu pierwiastków krzem pochodzący z ceramiki licującej. Obrazy mikroskopowe SE pokazały jednorodność powierzchni po obróbce laserowej.

Możliwości metody MES i rozwój programów do analizy skracają proces kosztownych doświadczeń, pozwalają na szybkie wdrażanie najnowszych materiałów, w tym stomatologicznych, jak i nowych technologii obróbki [49]. Ograniczenia dotyczą czasami danych materiałowych, które nie są dostępne. w takich przypadkach wnioskowanie może się odbywać tylko na zasadzie porównań. Kierunek dalszych badań wyznacza analiza zmierzająca do określenia stanu wyężenia połączenia po innych formach strukturyzacji powierzchni ceramiki na bazie tlenku cyrkonu i poszukiwanie optymalnych parametrów lasera. W badaniach nie sprawdzono, np. układu skośnego rowków pod kątem X, gdzie kąt krzyżowania może przybierać różne wartości. Poza tym interesujące może się wydawać porównanie wyników badań przy różnym rozstawie rowków z nacięciami równoległymi, prostopadłymi i skośnymi.

WNIOSKI

Przeprowadzone badania i analizy pozwalają na przedstawienie następujących wniosków:

1. Wytrzymałość połączenia zależy od sposobu przygotowania powierzchni. Porównywalną wytrzymałość uzyskano po obróbce ściernej, obróbce strumieniowo-ściernej ziarnem Al_2O_3 oraz laserem.
2. Rodzaj metody obróbki ma istotny wpływ na ilość fazy jednoskośnej. Jedynie obróbka laserem nie spowodowała niekorzystnej przemiany fazowej.
3. Zastosowanie termocykli spowodowało osłabienia wytrzymałości połączenia po różnych wariantach obróbki.

4. Zarówno polerowanie, jak i obróbka strumieniowo-ścierna węglikiem krzemu nie powinny być zalecane.
5. Optymalne parametry obróbki laserem światłowodowym wynoszą: prędkość skanowania wiązki $v_{scan}=1000\text{mm/s}$, średnia moc wiązki laserowej $P_{sr}=18\text{W}$, krotność obróbki $6\times$, czas trwania impulsu $t_i=25\text{ ns}$, energia impulsu $E_i=0,12\text{ mJ}$, częstotliwość powtarzania impulsów 170kHz , odstęp linii $115\text{ }\mu\text{m}$.

Piśmiennictwo:

- [1] Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004;20:449-56.
- [2] Subbarao EC. Zirconia-an overview. In: Heuer AH, Hobbs LW, editors. *Science and technology of zirconia*. Columbus, OH: The American Ceramic Society 1981:1-24.
- [3] Kisi E, Howard C. Crystal structures of zirconia phases and their interrelation. *Key Eng Mater* 1998;153/154:1-35.
- [4] Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008; 24: 299-307.
- [5] Lasek K, Okoński P, Mierzwińska-Nastalska E. Tlenek cyrkonu – właściwości fizyczne i zastosowanie kliniczne. *Protet Stomat* 2009;59:415-22.
- [6] Swain MV. Toughening mechanisms for ceramics. *Mater Science Forum* 1989;13:237-53.
- [7] Eichler A. Tetragonal Y-doped zirconia: structure and ion conductivity. *Phys Rev B* 2001;64:174103-8.
- [8] Fabris S, Paxton AT, Finnis MW. a stabilization mechanism of zirconia based on oxygen vacancies only. *Acta Mater* 2002;50:5171-8.
- [9] Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature* 1975;258:703-4.
- [10] Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003;89:268-74.
- [11] Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behavior of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent* 2012;40(2):151-62.
- [12] Vigolo P, Mutinelli S. Evaluation of zirconium-oxide-based ceramic single-unit posterior fixed dental prostheses (FDPs) generated with two CAD/CAM systems compared to porcelain-fused to metal single-unit posterior FDPs: 5 year clinical prospective study. *J Prosthodont* 2012;21(4): 265-9.
- [13] Coelho PG, Silva NR, Boufante EA, Guess PC, Rekow ED, Thompson VP. Testy zmęczeniowe dwóch systemów koron stomatologicznych: pełnoceramicznych oraz porcelanowo-cyrkonowych. *Magazyn Stom Estet* 2009;4(3):28-35.
- [14] Crisp RJ, Cowan AJ, Lamb J, Thompson O, Tulloch N, Burke FJT. a clinical evaluation of all-ceramic bridges placed in patients attending UK general dental practices: Three-year results. *Dent Mat* 2012;28(3):229-36.
- [15] Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007;20:383-8.
- [16] Koenig V, Vanheusden AJ, Lee Goff SO, Maninlot. Clinical risk factors related to failure with zirconia-based restorations: An up 9-year retrospective study. *J Dent* 2013;41:1164-74.
- [17] Tada K, Sato T, Yoshinari M. Influence of surface treatment on bond strength of veneering ceramics fused to zirconia. *Dent Mater J* 2012;31(2):287-96.
- [18] Plengsombut K, Brewer JD, Monaco EA, Davis EL. Effect of two connector designs on the fracture resistance of all-ceramic core materials for fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 2009;101(3): 166-73.

- [19] Möllers K, Pätzold W, Parkot D, Kirsten A, Güth JF i wsp. Influence of connector design and material composition and veenering on the stress distribution off all-ceramic fixed dental prostheses: a finite element study. *Dent Mater* 2011;27(8):171-5.
- [20] Quinn GD, Studart AR, Hebert C, VerHoef JR, Arola D. Fatigue of zirconia and dental bridge geometry: Design implications. *Dent Mater* 2010;26(12):1133-6.
- [21] Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater* 2007;23(1):106-14.
- [22] Larsson C, Holm L, Lovgren N, Kokubo Y, Vult von Steyern P. Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An in-vitro study. *J Oral Rehabil* 2007;34(9):702-9.
- [23] Dann JR. Forces involved in the adhesive process. i Critical surface tensions of polymeric solids as determined with polar liquids. *J Coll Interf Sci* 1970;32:302-20.
- [24] Isgrò G, Kleverlaan CJ, Wang H, Feilzer AJ. The influence of multiple firing on thermal contraction of ceramic materials used for the fabrication of layered all- ceramic dental restorations. *Dent Mater* 2005;21(6):557-64.
- [25] Benetti P, Della Bona A, Kelly JR. Evaluation of thermal compatibility between core and veneer dental ceramics using shear bond strength test and contact angle measurement, *Dent Mater* 2010;26(8):743-50.
- [26] Legutko A, Hajduga M. Charakter struktury połączenia porcelany na podbudowie cyrkonowej w zależności od gatunku materiału licującego. *Aktualne Problemy Biomechaniki*. 2009;3:121–6.
- [27] Śmielak B, Klimek L. Effect of hydrofluoric acid concentration and etching duration on select surface roughness parameters for zirconia. *J Prosth Dent* 2015;113(6):596–602.
- [28] Cassuci A, Osorio E, Osorio R, Monticelli F, Toledano M, Mazzitelli C, Ferrari M. Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. *J Dent* 2009;37(11):891-7.
- [28] Fischer J, Grohmann P, Stawarczyk B. Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dent Mater J* 2008;27:448-54.
- [30] Fonseca RG, Abi-Rached Fde O, da Silva FS, Henriques BA, Pinelli LA. Effect of particle size on the flexural strength and phase transformation of an airborne-particle abraded yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal ceramic. *J Prosthet Dent* 2013;110:510-4.
- [31] Stawarczyk B i wsp. Fracture load and failure analysis of zirconia single crown veneered with pressed and layered ceramics after chewing simulation. *Dent Mater J* 2001;30(4):554-62.
- [32] Liu SY, Chen IW. Fatigue of yttria-stabilized zirconia. I. Fatigue damage, fracture origins, and lifetime prediction. *J Am Ceram Soc* 1991;74:1197-205.
- [33] Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B: Appl Biomater* 2004;71B:381-6.
- [34] Zhang Y, Lawn B. Fatigue sensitivity of Y-TZP to microscale sharp-contact flaws. *J Biomed Mater Res: Appl Biomater* 2005;72B:388-92. ^[1]_{SEP}
- [35] Zhang Y, Pajares A, Lawn BR. Fatigue and damage tolerance of Y-TZP ceramics in layered biomechanical systems. *J Biomed Mater Res B: Appl Biomater* 2004;71B:166-71. ^[1]_{SEP}
- [36] Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hammerle CHF. Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. *Dent Mater* 2009;25(4):419-23.
- [37] Śmielak B, Klimek L. Effect of air abrasion on the number of particles embedded in zirconia. *Materials* 2018;11(2):259-65.
- [38] Karakoca S, Yilmaz H. Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *J of Biomedical Materials Res Part B: Applied Biomaterials* 2009:930-937.
- [39] Oczóś K, Liubimov V. Rozważania nad istotnością parametrów struktury geometrycznej powierzchni w układzie 3D. *Mechanik* 2008;3:129-37.
- [40] Pietnicki K. Wpływ parametrów obróbki strumieniowo-ściernej na jakość połączenia ceramiki dentystycznej do stopu kobaltowo-chromowego. *Politechnika Łódzka*. 2013.

- [41] Gołębiowski M. Wpływ parametrów obróbki strumieniowo-ściernej na jakość połączenia ceramiki do tytanu. Rozprawa doktorska. Katedra Stomatologii Odtwórczej UM w Łodzi. 2010.
- [42] Wenzel R.N. Communication to the Editor-Surface Roughness and Contact Angle. *J Phys Colloid Chem* 1949;53:1466-7.
- [43] Szymański W, Pietnicki K, Klimek L. Możliwości oceny powierzchni elementów protetycznych po obróbkach strumieniowo-ściernych. W: Monografia – Biomateriały, mechanika i eksperyment naukowy w stomatologii pod red. J. Kasperskiego i G. Chladka, Zabrze 2011:122- 48.
- [44] Turp V, Sen D, Tuncelli B, Goller G, Özcan M. Evaluation of air-particle abrasion of Y-TPZ with different particle using microstructural analysis. *Australian Dent Assoc* 2013;58:183-91.
- [45] Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res* 2000;53:304-13.
- [46] Aboushelib MN, Wang H. Influence of crystal structure on debonding failure of zirconia veneered restorations. *Dent Mater* 2013;29; e97-e102.
- [47] Parry J, Ahmed R, Dear F, Shephard J, Schmidt M, Li L, Hand D. a fiber-laser process for cutting thick Yttria-stabilized zirconia: Application and modeling, *International Journal of Applied Ceramic Technology* 2011;8(6):1277-88.
- [48] Majewski S. Nowe technologie wytwarzania stałych uzupełnień zębowych: galwanoforing, technologia CAD/CAM, obróbka tytanu i współczesne systemy ceramiczne. *Protet Stomat* 2007;57:124-31.
- [49] Klimek L. Wykorzystanie nowoczesnych metod inżynierii materiałowej w badaniach biomedycznych. Rozprawa habilitacyjna. Uniwersytet Medyczny w Łodzi. Wydział Wojskowo-Lekarski 2005.

Za najważniejsze osiągnięcia w mojej pracy uważam:

1. Znalezienie odpowiedniego sposobu przygotowania powierzchni ceramiki na bazie tlenku cyrkonu dla jak najlepszego połączenia z ceramiką licującą.
2. Sprawdzenie wpływu poszczególnych wariantów obróbki powierzchni na pojawienie się niekorzystnej przemiany fazowej.
3. Znalezienie sposobu na zasymulowanie najlepszych warunków połączenia pomiędzy ceramiką na bazie tlenku cyrkonu a licującą za pomocą metody MES.
4. Zależenie optymalnych parametrów pracy lasera światłowodowego w celu uzyskania odpowiedniego struktury powierzchni ceramiki cyrkonowej.

Moje badania mogą być przydatne do poprawy jakości połączenia pomiędzy ceramiką na bazie tlenku cyrkonu a ceramiką licującą i przyczynić się do ograniczenia występowania powikłań.

5. Omówienie pozostałych osiągnięć naukowo-badawczych.

5. 1. Aktywność naukowa

Przed doktoratem

Jestem absolwentką Wydziału Lekarskiego Akademii Medycznej w Łodzi (obecnie Uniwersytet Medyczny w Łodzi). Studia ukończyłam z wynikiem ponad dobrym

26 czerwca 1995 roku. Swoją działalność naukową rozpoczęłam już na studiach, przystępując do koła naukowego prowadzonego przez Prof. M. Kozakiewicza. Na X Ogólnopolskiej Konferencji Naukowa Studentów Stomatologii im. M. Kłopotowskiego (Łódź, 18 maja 1996 r.) zdobyłam razem z A. Wierzbicką II Nagrodę za pracę pt. „Neuralgia nerwu trójdzielnego - etiologia, lokalizacja zmian patologicznych oraz współczesne metody leczenia”. Moje zainteresowanie neuralgią nerwu trójdzielnego zaowocowało następującymi publikacjami:

- **Śmielak B.** Neuralgia nerwu trójdzielnego (nnt) - etiologia oraz współczesne metody leczenia. *Stomatologia Współczesna* 1997;4(2):103-106.
- **Śmielak B,** Suchorzewski A. Problem neuralgii nerwu trójdzielnego w stomatologii. *Clinical and Experimental Medical Letters* 2005;46(4):9-14.

Staż podyplomowy odbyłam w Szpitalu Klinicznym Uniwersytetu Medycznego (wcześniej Akademii Medycznej) w Łodzi na Oddziale Chirurgii Szczękowo-Twarzowej. Zaraz po stażu zostałam zatrudniona w Katedrze Protetyki Stomatologicznej Uniwersytetu Medycznego w Łodzi na stanowisku naukowo-dydaktycznym jako asystent. Na początku mojej działalności nawiązałam współpracę z dr n.med. J. Ruxerem z Kliniki Kardiologii Interwencyjnej i Zaburzeń Rytmu Serca z Uniwersyteckiego Szpitala Klinicznego im. Wojskowej Akademii Medycznej – Centralny Szpital Weteranów. Zainteresowałam się wpływem cukrzycy insulinozależnej, która jest chorobą autoimmunologiczną i jej wpływie na stan uzębienia, przyzębia i błony śluzowej jamy ustnej. Efektem współpracy była publikacja:

- **Śmielak B,** Ruxer J, Romanowicz M. Wpływ cukrzycy typu 1 na stan uzębienia, przyzębia i błony śluzowej jamy ustnej. *Diabetologia Polska* 1998;5(1):76-79.

W latach 1996–1997 przebywałam na wolontariacie w Klinice Prof. S. Suliborskiego. Brałam udział w szkoleniach głównie z zakresu stosowania licówek porcelanowych, szlifowania zębów pod korony, a także wykonawstwa protez szkieletowych z precyzyjnymi elementami retencyjnymi. Uczestniczyłam w planowaniu leczenia, asystowałam przy zabiegach szlifowania zębów, pobieraniu wycisków oraz cementowaniu licówek.

Rok później, w 1999 roku uzyskałam tytuł Specjalisty Pierwszego Stopnia w zakresie Stomatologii Ogólnej z oceną bardzo dobrą. Moje zainteresowania naukowe dotyczyły głównie materiałów do zastosowań stomatologicznych, które łączyłyby w sobie cechy nieszkodliwości dla organizmu, wytrzymałości i estetyki. Ponad 20 lat temu nowym i obiecującym materiałem wydawały się kompozyty wzmocnione włóknem. w 1998 roku podjęłam współpracę z dr inż. J. Świniarskim z Katedry Wytrzymałości Materiałów Wydziału Mechaniki Politechniki Łódzkiej. Elektem współpracy była praca doktorska pt. „Analiza numeryczna stanu naprężenia w tkankach twardych zębów i w mostach opartych na wkładach i nakładach koronowych”, którą obroniłam w czerwcu 2003 roku. Podczas badań zajmowałam się wpływem różnych konstrukcji mostów adhezyjnych, wykonanych z różnych materiałów, w tym z kompozytów wzmocnianych włóknem szklanym na naprężenia w tkankach twardych zębów. Badania były wykonywane z wykorzystaniem metod MES. w pracy wykazałam, że niekorzystne koncentracje naprężeń wystąpiły w szklwie po zastosowaniu konstrukcji mostów na podbudowie ze stopów metali, dlatego ich stosowanie wymaga użycia cementów adhezyjnych lub zastosowania dodatkowych wzmocnień w postaci obręczy i podpór na zębach filarowych.

Zwróciłam uwagę, że ważne jest odpowiednie przygotowanie powierzchni szkliva i kondycjonowanie powierzchni metalu. Udowodniłam, że miejsce przyłożenia siły ma decydujący wpływ na rozkład naprężeń w tkankach twardych zębów i w mostach, a największe naprężenia występują przy obciążeniu zęba w przęśle mostu. Wyniki badań przeprowadzonych w trakcie realizacji pracy doktorskiej zostały przedstawione w następujących publikacjach:

- **Śmielak B**, Knytel M, Biesaga R. Analiza numeryczna naprężenia w tkankach twardych zębów filarowych przy zastosowaniu mostów opartych na wkładach i nakładach koronowych. *Protetyka Stomatologiczna* 2007;57(5):356-362.
- **Śmielak B**, Świniarski J, Wołowicz-Korecka E, Klimek L. 2D-Finite element analysis of inlay-onlay bridges with using various materials. *Archives of Materials Science and Engineering* 2016;79(2):71-78.

Napisałam też kilka publikacji dotyczących stosowania kompozytu wzmocnianego włóknem szklanym w przypadku uzupełnień stałych, stosowania włókna polietylenowego do szynowania zębów w retencji po leczeniu ortodontycznym, a także dwa rozdziały w książkach poświęcone mostom AET (wykaz w załączniku nr 3). Przygotowałam prezentację multimedialną na temat stosowania i wykonawstwa mostów AET dla studentów III roku stomatologii oraz szynowania zębów dla studentów IV roku na zajęcia z Protetyki Stomatologicznej.

17 grudnia 2007 r. uzyskałam tytuł specjalisty w dziedzinie Protetyki Stomatologicznej. Potem miałam 2-letnią przerwę w pracy spowodowaną moją chorobą.

Po doktoracie

Od 2009 roku jestem zatrudniona na stanowisku adiunkta w tym samym miejscu pracy. Po doktoracie ważnym aspektem moich zainteresowań zarówno na płaszczyźnie naukowej, jak i praktycznej były materiały estetyczne: ceramika skaleniowa, dwukrzemowo-litowa oraz na bazie tlenek cyrkonu. z dziedzin stomatologicznych poszerzałam swoją wiedzę w zakresie licówek oraz implantów. Napisałam kilka publikacji dotyczących leczenia estetycznego, w których głównie opisywałam wybrane przypadki leczenia prowadzonych przeze mnie pacjentów. Zajmuję się stosowaniem licówek na zębach po przebarwieniach tetracyklinowych, przy zamykaniu diastem, zmianie kształtu zębów i w połączeniu wszystkich powiązaniu powyższych wskazań. Szczegółowy wykaz publikacji znajduje się w załączniku 3. Poniżej przedstawiłam wybrane publikacje:

- **Śmielak B.** Wybrane aspekty kliniczne stosowania licówek porcelanowych. Protetyka Stomatologiczna 2010;LX(6):463-9.
- **Śmielak B.** Wybrane przypadki kliniczne zastosowania licówek porcelanowych. Protetyka Stomatologiczna 2011;LXI(2):113-121.
- **Śmielak B.** Wybrane przypadki stosowania licówek na zębach przebarwionych po tetracyklinach. Protetyka Stomatologiczna 2012;LXII(1):44-52.
- **Śmielak B.** Zastosowanie licówek porcelanowych w leczeniu pacjentów z diastemami – opis przypadków. e-dentico 2013;6(46):32-42.

Napisałam także rozdział dotyczący licówek porcelanowych w książce pt. „Kompendium wykonywania uzupełnień protetycznych” pod redakcją Prof. B. Dejak. Przygotowałam prezentację multimedialną dotyczącą licówek dla studentów III roku stomatologii w ramach przedmiotu: Protetyka Stomatologiczna.

Od 2009 roku zaczęłam stosować u pacjentów licówki ultracienkie (no-prep), które nie wymagają preparacji lub tylko minimalną w obrębie szkliwa. Siedmioletnie wyniki badań dotyczące zastosowania 600 licówek no-prep i minimalnie inwazyjnych przedstawiłam na XXXIV Konferencji Naukowo-Szkoleniowej Sekcji Protetyki PTS 2–4.06.2017 w Gdańsku. Artykuł jest w trakcie przygotowań do druku. Napisałam również publikację poglądową dotyczącą min. wskazań/przeciwwskazań, wad i zalet licówek no-prep, a także publikację, w której opisałam przypadki leczenia z zastosowaniem licówek minimalnie inwazyjnych. Praca dotycząca moich ponad 8-letnich obserwacji porównawczych licówek no-prep i konwencjonalnych znajduje się po pozytywnych pierwszych recenzjach w dalszym toku wydawniczym w czasopiśmie J Adhes Dent.

- **Śmielak B.** Licówki porcelanowe „no-preparation” i minimalnie inwazyjne w praktyce klinicznej- opis przypadków. Stomatologia Estetyczna 2015; 11(4)183-200.
- **Śmielak B:** No-preparation and minimally invasive veneers in clinical practice: Part I. Smile Dental Journal 2015;10(1):12-5.

- **Śmielak B.** a prospective comparative analysis of the survival rate of conventional vs no-prep veneers over a mean observation period of 8 years. Journal Adhesive Dentistry – praca w recenzji od 2018 roku

Wykaz pozostałych publikacji dotyczących licówek ultraracienkich znajduje się w załączniku nr 3. Wygłosiłam także kilka referatów na ten temat (wykaz w załączniku nr 3).

Od czasu studiów interesuję się implantologią. Swoją wiedzę pogłębiłam uczestnicząc w warsztatach praktycznych oraz kursach w ośrodkach akademickich w kraju i za granicą (wykaz wybranych w rozdziale 5.3 oraz w załączniku nr 3). Jestem częstym uczestnikiem kongresów, konferencji i seminariów organizowanych przez Wydawnictwo Kwintesencja, EDI-OSIS, Garmed, Medif, AstraTech, Dentsply Sirona Academy, AlphaBio, Implancore, Messenger, Champions Implants. Napisałam kilka publikacji dotyczących przypadków stosowania implantów w konstrukcjach typu overdenture przy bezzębieniu szczęki i żuchwy. Wygłosiłam również referaty na konferencjach (wykaz w rozdziale 5.7 oraz w załączniku nr 3).

- **Śmielak B,** Biesaga R., Knytel M.: Wykorzystanie prefabrykowanej belki jako elementu retencyjnego dla utrzymania protez typu overdentures wspartych na implantach – opis przypadku. Protetyka Stomatologiczna 2011;LXI(1)43-51.
- **Śmielak B,;** Rehabilitacja implantoprotetyczna bezzębna. Overdenture na belce – opis przypadków. e-dentico 2014;3(39):86-976.
- **Śmielak B,** Implantologiczno-protetyczne leczenie pacjentów z bezzębną żuchwą i ograniczoną odległością międzywyrastkową. Opis przypadku. Stomatologia Estetyczna, 2016, 1:36-40.
- **Śmielak B,** Leczenie bezzębienia szczęki i żuchwy protezami typu overdenture opartymi na implantach – opis przypadków. Magazyn Stomatologiczny 2016;10:12-9

Zajmuję się także uzupełnieniami stałymi na implantach zarówno w strefie estetycznej, w odcinkach bocznych, jak i przy bezzębieniu. Prowadzę także leczenie wieloetapowe we współpracy z lekarzami innymi specjalności.

- **Śmielak B,** Kompleksowe leczenie implantologiczno-protetyczno-estetyczne. Magazyn Stomatologiczny 2015;12:12-20
- **Śmielak B,** Rozległe konstrukcje stałe oparte na implantach – planowanie na podstawie przypadków klinicznych. Część I. Magazyn Stomatologiczny 2017;12-6.
- **Śmielak B,** Rozległe konstrukcje stałe oparte na implantach – część chirurgiczna na podstawie przypadków klinicznych. Część II. Magazyn Stomatologiczny 2017, 18-22.

- **Śmielak B**, Rozległe konstrukcje stałe na oparte implantach – część protetyczna. Część III. Magazyn Stomatologiczny 2017;24-30.
- **Śmielak B**, Andruch I. Multistage implantology-orthodontic-prosthetic treatment: a case report. Journal of the American Dental Association. 2018; 149(9): 787–793. DOI: 10.1016/j.adaj.2018.04.028 **IF=2.486**

W 2017 roku nawiązałam współpracę z fabryką ChM sp. z o.o, z którą w skrajnych przypadkach zaniku kości żuchwy projektuję i zakładam wykonane w w/w fabryce implanty indywidualne, podokostnowe. Wykonałam kilka tego rodzaju konstrukcji, które zastosowałam u pacjentów. Na podstawie swoich obserwacji mogę wyciągnąć wniosek, że rozwój metod diagnostycznych, komputerowych i systemów CAD/CAM przyczynił się do tego, że rokowania obserwacji są obiecujące. Artykuły są w trakcie przygotowań.

Implantologia jest nierozweralnie związana z regeneracją kości i tkanek miękkich. Już będąc na studiach interesowałam się materiałami kośćcozastępczymi i regeneracją kości. Trzy lata po studiach napisałam na ten temat pierwszą publikację poglądową (załącznik nr 3). Przeszłam cykl szkoleń w kraju i za granicą (załącznik 5.3, załącznik nr 3). w 2017 roku w Centrum Edukacyjnym „Champions Education Center” w Flonheim, w Niemczech, odbyłam warsztaty praktyczne dotyczące stosowania kośćcozastępczego materiału autogenego pochodzącego z usuniętych zębów własnych pacjenta. Obecnie prowadzę obserwacje kliniczne 12 przypadków, u których wykorzystałam zmielone, usunięte zęby do regeneracji kości przy natychmiastowej implantacji. We współpracy z dr H. Dominiakiem napisaliśmy doniesienie wstępne dotyczące przeglądu literatury (załącznik nr 3). Nawiązaliśmy współpracę z Prof. M. Danilewiczem z Katedry Patomorfologii UM w Łodzi w obszarze możliwości przeprowadzania badań morfologicznych pobranego materiału z miejsca augmentacji po okresie gojenia.

Zawsze chciałam godzić moją praktykę zawodową z pracą naukową. Od 2009 roku do chwili obecnej współpracuję z Prof. L. Klimkiem z Zakładu Badań Materiałów Instytutu Inżynierii Materiałowej Politechniki Łódzkiej. w pierwszych badaniach razem z dr inż. D. Batorym oraz z dr inż. W. Szymańskim zajmowaliśmy się obróbką powierzchniową elementów z tlenku cyrkonu za pomocą lasera diodowego. Trawienie było przeprowadzane ze zmienną odległością pomiędzy liniami skanowania przy zastosowaniu różnych parametrów lasera. z przedstawionych badań wynikało, że obróbka laserem umożliwia rozwinięcie powierzchni. Na obrazach z mikroskopu konfokalnego widoczne było zwiększenie chropowatości, co zostało potwierdzone w badaniach profilometrycznych. Doszliśmy więc do wniosku, że regulując parametry obróbki, takie jak moc lasera, odległość pomiędzy liniami skanowania można wpływać na wartości parametrów chropowatości powierzchni, a tym samym poprawić połączenie z ceramiką licującą. Praca pt. „Obróbka powierzchniowa elementów z tlenku cyrkonu” została zaprezentowana na

Konferencji Naukowej: Biomateriały, Ustroń 2010. w przedstawionej pracy dobór parametrów lasera do obróbki ceramiki na bazie cyrkonu był przypadkowy. Poszukiwanie odpowiednich parametrów lasera i możliwość strukturyzacji powierzchni ceramiki cyrkonowej w celu dobrego połączenia z ceramiką licującą stała się celem moich dalszych badań, które zostały podsumowane w rozprawie habilitacyjnej.

W kolejnych badaniach we współpracy z Prof. L. Klimkiem, Prof. E. Wołowicz i dr n.med. M. Gołębiowskim zajmowaliśmy się trawieniem próbek z tlenku cyrkonu za pomocą kwasu fluorowodorowego (HF) o stężeniu: 40%, 9.5% oraz 5%. Każda z 3 grup była wytrawiana przez 1, 5 i 15 minut. Grupę kontrolną stanowiły próbki poddane polerowaniu papierem ściernym. Badania mikroskopowe zostały wykonane w elektronowym mikroskopie skaningowym, a pomiary parametrów chropowatości Ra_{sr} i Rz_{sr} za pomocą konfokalnego mikroskopu laserowego. Uzyskane wartości pomiarów chropowatości mieściły się w nanometrycznej skali, nawet po zastosowaniu eksperymentalnego stężenia kwasu HF 40%. Wnioskiem z przeprowadzonych badań było stwierdzenie, że wytrawianie o stężeniu 5% HF nie powinno być rekomendowane do rozwijania powierzchni dwutlenku cyrkonu. Praca została opublikowana w czasopiśmie J Prosth Dent.

- **Śmielak B**, Klimek L. Effect of hydrofluoric acid concentration and etching duration on select surface roughness parameters for zirconia. Journal Prosthetic Dentistry 2015;113(6):596–602 **IF=1.515**

Celem kolejnej pracy tego samego zespołu osobowego było zbadanie wpływu sposobu obróbki powierzchniowej elementów z tytanu na jego wytrzymałość połączenia z cementem kompozytowym i tlenkiem cyrkonu. 40 cylindrycznych krążków tytanowych zostało podzielonych na cztery grupy (n=10), które poddano: szlifowaniu i wytrawianiu 5% HF w wodzie, piaskowaniu tlenkiem glinu o ziarnistości 60 μ m, piaskowaniu tlenkiem glinu o ziarnistości 60 μ m i wytrawianiu 5% HF w wodzie. Tak przygotowane materiały łączono za pomocą cementu kompozytowego ze spieczonymi cylindrycznymi krążkami z dwutlenku cyrkonu. z badań wytrzymałościowych wynikało, że największe wartości połączenia uzyskano dla próbek poddanych obróbce strumieniowo-ścierniej. Analizy fraktograficzne otrzymanych przełomów za pomocą SEM oraz analizy składu chemicznego podłoża za pomocą widma rentgenowskiego przekrojów zerwanych próbek wykazały, że uszkodzenie pojawiło się na granicy tytan–cement kompozytowy. Na podstawie otrzymanych wyników badań wyciągnęliśmy wniosek, że obróbka strumieniowo-ścierna w znaczący sposób poprawia połączenie pomiędzy tytanem a cementem kompozytowym i powinna być zalecana przy cementowaniu uzupełnień protetycznych. Praca została opublikowana w czasopiśmie Solid State Phenomena.

- **Śmielak B**, Gołębiowski M, Klimek L, Wołowicz E.: Effect of Surface Treatment of Titanium Elements on the Bond Strength to Zirconium Dioxide. *Solid State Phenomena* 2015,225: 151-158.

W kolejnych badaniach ocenialiśmy wpływ sposobu obróbki powierzchniowej elementów z tytanu i rodzaju zastosowanego cementu na wytrzymałość połączenia z dwutlenkiem cyrkonu. Cylindryczne krążki tytanowe zostały poddane szlifowaniu lub piaskowaniu, a następnie łączone z krążkami z dwutlenku cyrkonu za pomocą jednego z czterech cementów: kompozytowego, polikarboksyłowego, tlenkowo-cynkowo-eugenolowego lub uretanowego. w badaniach wytrzymałościowych największe połączenie wystąpiło dla próbek poddanych obróbce strumieniowo-ścierniej i przy zastosowaniu cementu kompozytowego. Badania fraktograficzne i analiza składu chemicznego przekrojów zerwanych próbek wykazały, że uszkodzenia pojawiały się na granicy tytan– cement. Badania zostały opublikowane w czasopiśmie *Advances in Materials Science and Engineering*.

- **Śmielak B**, Gołębiowski M, Klimek L. The Influence of Abutment Surface Treatment and the Type of Luting Cement on Shear Bond Strength between Titanium/Cement/Zirconia. *Advances in Materials Science and Engineering* 2015; Article ID 826794, 8 pages **IF=1.01**

Zajmowaliśmy się także określeniem ilości cząstek materiału ściernego wbitych w powierzchnię dwutlenku cyrkonu przy zmiennych parametrach obróbki. Próbki zostały poddane szlifowaniu, obróbce strumieniowo-ścierniej tlenkiem aluminium lub węglikiem krzemu o wielkość ziarna odpowiednio: 60, 110, 250 μm przy ciśnieniu roboczym: 0.2 lub 0.35 MPa. Obserwacje SEM prowadzono w świetle elektronów wstecznie rozproszonych (BSE i BSE 3D). w celu określenia, które elementy struktury są wbitymi cząsteczkami ziarna ściernego, wykonano mapy rozkładu pierwiastków. Skład chemiczny próbek określono metodą mikroanalizy rentgenowskiej z dyspersją energii EDS. Wykonano po 10 zdjęć każdej próbki w miejscach wybranych losowo. Następnie metodami metalografii ilościowej z zastosowaniem programu Metillo określano powierzchniowy udział cząstek materiału ściernego. Obróbka strumieniowo-ścierna powierzchni dwutlenku cyrkonu doprowadzała do wbijania cząstek ścierniwa w obrabianą powierzchnię. Ilość wbitego ścierniwa zależała od jego rodzaju, gradacji i zastosowanego ciśnienia. Wyniki badań zostały opublikowane w czasopiśmie *Materials*.

- **Śmielak B**, Klimek L. Effect of air abrasion on the number of particles embedded in zirconia. *Materials* 2018;11(2) 259; DOI: 10.3390/ma11020259 **IF=2,467**

W innych badaniach prowadzonych razem z dr inż. J. Świniarskim z Katedry Wytrzymałości Materiałów i Konstrukcji Politechniki Łódzkiej zbadaliśmy za pomocą

metody MES wpływ nacięć podbudowy z ceramiki na bazie tlenku cyrkonu o różnej szerokości i głębokości rowków na jakość połączenia z warstwą ceramiki licującej poprzez wyznaczenie nacisków i naprężeń ścinających. Dziesięć prostokątnych płytek o wymiarach 1x 10 x 5 mm wykonanych ze synteryzowanego 3Y-TZP zostało poddanych trawieniu jednokierunkowemu za pomocą lasera. Do dalszych badań wytypowano jedną losowo wybraną płytkę. Następnie wykonano badanie głębokości i rozstawu rowków za pomocą profilometra. Profil nacięć wykorzystano do zaprojektowania kształtu i rozstawu rowków na modelu MES symulującym podbudowę z dwutlenku cyrkonu. Do rozwiązania zadania użyto system ANSYS. Do dyskretyzacji wykorzystano elementy bryłowe. Pomiędzy podłożem a ceramiką założono kontakt typu GLU w oparciu o elementy TARGE170 oraz CONTA174. Następnie wyznaczono siły nacisku oraz siły ścinające pomiędzy elementami w kontakcie. Zasympulowano zwiększenie szerokości rowka w stosunku do wymiaru wyjściowego od 100% do 180% z częstotliwością co 10 % przy zachowaniu pozostałych wymiarów geometrycznych, zwiększenie głębokości rowka o 40% i 80% przy zachowanej szerokości wyjściowej rowka oraz zwiększenie głębokości rowka o 40% i szerokości rowka o 40% w stosunku do wymiarów wyjściowych. w przeprowadzonych badaniach ustalono optymalne wymiary rowków w podbudowie z ceramiki na bazie z tlenku cyrkonu rowków: szerokość – 0,075 mm, głębokości – 0,017 mm, rozstaw – 0,115 mm. Badania zostały opublikowane w Materials.

- **Śmielak B**, Klimek L, Świniarski J. The Use of the FEM to Identify the Optimal Groove Dimensions Ensuring the Least Stressed Connection between a Zirconia Coping and Veneering Ceramic. Materials 2018;11(12)2360. <https://doi.org/10.3390/ma11122360> **IF=2,467**

5. 2. Dane bibliometryczne

- Sumaryczny *impact factor* zgodnie z rokiem opublikowania: **9,945**, w tym jako pierwszy autor **9,945**.
- Suma punktów MNiSW: 330, w tym **244** punktów przypada na pierwszoautorskie prace oryginalne.
- indeks Hirscha wynosi 1 (źródło: ISI Web of Science Core Collection). Łącznie **8** cytowań.
- indeks Hirscha wynosi 2 (źródło: Scopus). Łącznie **9** cytowań.
- współautorstwo **3** rozdziałów polskojęzycznych, o wartości **8** pkt MNiSW.

5.3. Staże i szkolenia w krajowych i zagranicznych ośrodkach naukowych

W krajowych ośrodkach przesłam ponad 100 szkoleń, w zagranicznych ponad 10. Głównie dotyczyły one zagadnień związanych z implantologią i regeneracją kości.

Wykaz wybranych szkoleń zagranicznych:

- Concept, Indication and Handling of the Friadent implant system Frialit & Xive. Prowadzący kurs: O. Yuksel, Frankfurt /nad Menem, Niemcy, 1-2.04.2005.
- Bone Management Training Course. Warsztat praktyczny. Prowadzący kurs: dr M. Kirste Frankfurt/nad Odrą, Niemcy, 14-15.11.2011
- Advanced Implant & Esthetic Dentistry. Prowadzący kurs: SA Jovanovic, P. Magne, E. McLaren, Global Institute For Dental Education, Los Angeles, USA, 22-23.11.2012
- Theoretical and Practical Aspects of Advanced Implantology and Prosthodontics. Prowadzący kurs: Prof. A.Noy, Petach Tikva, Izrael, 16-25.11.2013
- Advanced Implant Surgery, Uppsala University Hospital, Sinus augmentation with focus procedures without the use of graft material using membranę elevation. Warsztaty praktyczne. Prowadzący kurs: Prof. a Thor, dr.G. Nygord, Uppsala, Szwecja, 18-19.05.2016
- Live surgical training in Sinus lifting. Warsztat praktyczny. Prowadzący kurs: dr M. Moreno Esparza Enclosed Implant Training Institute, Bogota, Kolumbia, 27-29.11.2016
- Mimi – Flapless. Prowadzący kurs: Dr A. Nedjat, Champions Education Center, Flonheim, Niemcy, 24-25.02.2017
- Managing Aesthetic Challenges in Implant Treatment Strategy. Prowadzący szkolenie: Prof. G. Reales, Dr G. Khoury, Dr A. Agnini, Madryt, Hiszpania, 16-18.11.2017
- The conical prosthetic connection – solutions and considerations for getting the best results – a hands-on workshop. Warsztat praktyczny. Prowadzący warsztat: Prof. Y. Jacoby, Nassau, Bahamy, 8-11.02.2018

Wykaz wybranych szkoleń krajowych:

- Licówki porcelanowe. Prowadzący kurs: Prof. S. Suliborski, Łódź, 29-31.09.1995
- Preparacja zębów pod korony całkowite lane i licowane, porcelanowe. Prowadzący kurs: Prof. S. Suliborski, Łódź, 13-15.10.1995
- Protezy szkieletowe oraz protezy z zastosowaniem precyzyjnych elementów retencyjnych. Prowadzący kurs: Prof. S. Suliborski, dr n.med. W. Kubiak, dr n.med. P. Fabjański, Łódź, 27-29.10.1995
- Tooth preparation for full coverage ceramic or metal restorations; fabrication of inter restorations Prowadzący kurs: Prof. RB. Gunderson, Łódź, 13.09.1999
- Kurs teoretyczny z zakresu Endodoncji. Prowadzący kurs: Prof. S. Suliborski, Łódź, 24.02.2000

- The use of conservative bonded restorations for fixed partial dentures. Prowadzący kurs: Prof. RB. Gunderson, Łódź, 10.09.2000.
- Zasady preparacji tkanek twardych zębów pod wkłady koronowe i korony lane. Prowadzący kurs: Prof. S. Suliborski, Łódź, 23-12.03.2003
- Uzupełnienia na implantach w bezzębnej żuchwie. Natychmiastowe obciążenie – szanse i elementy ryzyka. Implantacja natychmiastowa. Prowadzący kurs: dr B. Saneke, Łódź, 13.01.2005
- Prezentacja systemów implantologicznych. Systemy implantologiczne Frialit i Xive. Prowadzący kurs: dr W. Ryncarz, Kraków, 13.05.2005
- Sterowana regeneracja tkanek i sterowana regeneracja kości w periodontologii i implantologii. Prowadzący kurs: dr n.med. K. Awiłło, Warszawa, 29.11.2008
- 5. Warszawskie Spotkanie Implantologiczne. Prowadzący kurs: Prof. J. Piekarczyk, Warszawa, 16-17.01.2009
- Nowoczesne procedury kliniczne w codziennej praktyce implantologicznej. Prowadzący kurs: dr M. Hellman, dr PO. Ostman, Jurata, 21.05.2009
- Technika tunelowa step by step. Prowadzący kurs: dr n.med. K. Awiłło, Jurata, 23.05.2009
- Zaawansowany kurs chirurgiczny. Metody augmentacji kości. Prowadzący kurs: Prof. M. Kozakiewicz, dr n.med. M. Jagielak, Warszawa, 9-10.2009
- Postępy i innowacje w kształtowaniu wyrostka zębodołowego i podnoszenia dna zatoki szczękowej. Prowadzący kurs: dr S.H.C. Cho, Warszawa, 20.11.2009
- Podstawowe techniki szycia w zabiegach implantologicznych. Warsztat praktyczny. Prowadzący: dr B. Suliborska, Jachranka, 12.11.2010
- XXV lat doświadczeń: przewodnik kliniczny estetycznego leczenia implantologicznego. Prowadzący kurs: dr P. Palacci, Jachranka, 9.11.2012
- Integracja nowoczesnych metod postępowania w leczeniu implantologicznym. Seminarium Specjalistyczne. Prowadzący seminarium: Prof. D. Morton, Jachranka, 10.11.2012
- Gospodarowanie tkankami miękkimi. Prowadzący kurs: dr M. Szutkowski, Warszawa, 1.12.2012
- Oczekiwania a rzeczywistość. Aktualny stan wiedzy na temat estetycznej implantologii stomatologicznej. Prowadzący kurs: Prof. U. Belser, Prof. D. Buser, Warszawa, 7.06.2014
- Szyny okluzyjne: kiedy stosować, a kiedy są bezużyteczne. Prowadzący kurs: dr. J. Okeson Warszawa, 14.11.2014
- Estetyczne i funkcjonalne odbudowy protetyczne na zębach naturalnych i implantach. Prowadzący kurs: dr M. Fradeani, Warszawa, 14.11.2014
- Kompleksowe sytuacje kliniczne: Koncepcja leczenia- tips & tricks w postępowaniu z tkankami wokół implantów. Prowadzący kurs: dr O.Yuksel, Warszawa, 15.11.2014

- Regeneracja tkanek przyzębia – od diagnostyki po analizę długoterminowych efektów leczenia. Prowadzący kurs: Prof. M. Pietruska, dr J. Pietruski, Warszawa, 18.11.2016
- Optymalne postępowanie implantologiczne w strefie estetycznej – chirurgiczne i protetyczne uwarunkowania powodzenia klinicznego. Prowadzący kurs: dr. T. Mankoo, Warszawa, 18.11.2016
- Precyzja i przewidywalność rezultatów leczenia w strefie estetycznej. Plastyczna regeneracja brodawki dziąsłowej – technika Palacci’ego. Prowadzący kurs: dr P. Palacci, Warszawa, 19.11.2016

5.4. Nagrody

- 2015 – Nagroda Rektora Zespołowa Dydaktyczna Uniwersytetu Medycznego w Łodzi
- 2016 – Nagroda Rektora Uniwersytetu Medycznego w Łodzi trzeciego stopnia za cykl publikacji o łącznym **IF = 2,497**

5.5. Opieka nad doktorantami, magistrantami i stażystami oraz udział w realizacji części eksperymentalnej ich prac dyplomowych.

- Opieka naukowa nad doktorantami w charakterze promotora pomocniczego
Michał Wilk: praca pt. „Modyfikowanie powierzchni tytanu pod kątem połączenia ze ceramiką dentystyczną” (od 2018).
- Opieka naukowa nad pracami magisterskimi:
 1. Michał Czyż: praca pt. „Wpływ różnych metod obróbki powierzchni dwutlenku cyrkonu na wybrane parametry struktury geometrycznej powierzchni oraz jej zwilżalność” (2017).
 2. Aleksandra Maciąg: praca pt. „Wpływ metod barwienia tlenku cyrkonu na stan powierzchni” (2018).
- Byłam recenzentem 3 prac magisterskich.
- Byłam także promotorem lub recenzentem ponad 10 prac licencjackich
- Opieka nad stażystami do Specjalizacji z Protetyki Stomatologicznej
 1. Ewelina Uss (2006 – 2016)
 2. Piotr Skrzypek (2010 – 2017)
 3. Hubert Dominiak (od 2016 – w trakcie opieki)
 4. Adrianna Wojdowska (od 2016 – w trakcie opieki)
- Opieka naukowa nad studentami
Kamila Rogowska – praca naukowa na konferencję pt. „Porównanie osteoplastastyki kości za pomocą technik konwencjonalnych i piezosurgery u pacjentów z uśmiechem dziąsłowym na podstawie przypadków klinicznych”.

5.6. Działalność dydaktyczna

Od 8 października 1996 roku, od momentu zatrudnienia w Akademii Medycznej (następnie przekształconej w 2002 roku wraz z Wojskową Akademią Medyczną w Uniwersytet Medyczny w Łodzi) jestem pracownikiem naukowo-dydaktycznym.

Moja działalność dydaktyczna obejmuje zajęcia, wykłady i seminaria dla studentów Wydziału Lekarskiego z Oddziałem Stomatologicznym:

- Od 8.10.1996 roku do chwili obecnej – prowadzenie zajęć przedklinicznych: seminariów oraz ćwiczeń fantomowych ze studentami stomatologii trzeciego oraz pierwszego semestru czwartego roku z zakresu Protetyki Stomatologicznej.
- Od 8.10.1996 roku do chwili obecnej – prowadzenie zajęć klinicznych oraz seminariów ze studentami drugiego semestru czwartego oraz piątego roku z zakresu Protetyki Stomatologicznej.
- Od 8.10.2009 roku prowadzenie wykładów dla studentów stomatologii z Zakresu Protetyki Stomatologicznej na następujące tematy: Materiały stomatologiczne: podstawowe i pomocnicze; Rehabilitacja protetyczna w chorobach przyzębi; Leczenie protetyczne w wieku rozwojowym, które sama opracowałam i przygotowałam w wersji multimedialnej.
- Od 1.10.2015 roku do chwili obecnej – prowadzenie 35 godzin wykładów z Implantoprotetyki dla studentów pierwszego roku Technik Dentystycznych II stopnia (magisterium), które sama opracowałam i przygotowałam w wersji multimedialnej.
- Od 1.10.2015 roku- obecnie – 40 godzin wykładów i 35 godzin seminariów ze Stomatologii Estetycznej dla studentów II roku Technik Dentystycznych II stopnia (magisterium), które sama opracowałam i przygotowałam w wersji multimedialnej.
- Od 31 stycznia 2019 roku został udostępniony mój wykład dla studentów stomatologii na platformie e-learning zatytułowany: Materiały stomatologiczne, który sama przygotowałam i nagrałam z pomocą mgr inż. Z. Stencela.
- Opracowanie dla studentów stomatologii sześciu prezentacji multimedialnych z zakresu Protetyki Stomatologicznej dotyczących: mostów AET, licówek porcelanowych, szynowania zębów, modeli roboczych i systemu Zeissera, leczenia protetycznego dzieci i młodocianych, materiałów stomatologicznych podstawowych.
- Od 2013 roku jestem opiekunem III roku studentów z Protetyki Stomatologicznej.

- Od 2013 roku przygotowuję testy zaliczeniowe dla studentów III roku z Protetyki Stomatologicznej z uzupełnień stałych i organizuję przeprowadzenie Kolokwium Końcowego z zakresu Protetyki Stomatologicznej.
- Od 2009 roku jestem współautorką testów zaliczeniowych dla studentów IV roku z zakresu Protetyki Stomatologicznej.
- Od 2009 roku jestem współautorką Egzaminu Końcowego dla studentów V roku z zakresu Protetyki Stomatologicznej.
- Od 2016 roku jestem autorem i organizatorem Egzaminu Końcowego dla studentów TD II stopnia (magisterium) z zakresu Implantoprotetyki.
- Od 2016 roku jestem autorem i organizatorem Kolokwium Końcowego dla studentów TD II stopnia (magisterium) z zakresu Stomatologii Estetycznej.
- Jestem odpowiedzialna za wpisywanie Sylabusów z Implantoprotetyki i Stomatologii Estetycznej dla studentów TD II stopnia (magisterium).

5.7. Osiągnięcia w zakresie popularyzacji nauki

- Od 1996 roku jestem współorganizatorem Konferencji Międzynarodowej dla Studentów Stomatologii im. M. Kłopotowskiego, która odbywa się cyklicznie co 2 lata na Uniwersytecie Medycznym w Łodzi.
- Od 2013 roku jestem członkiem Rady Pedagogicznej III roku stomatologii.
- W 2014 roku zostałam powołana do realizacji projektu „Operacja – Integracja!”, Zintegrowanego Programu Uniwersytetu Medycznego w Łodzi, w ramach Osi priorytetowej III: Szkolnictwo wyższe dla gospodarki i rozwoju Programu Operacyjnego Wiedza Edukacja Rozwój na lata 2014-2020.
- W 2015 roku byłam współorganizatorem XXXIII Konferencji Naukowo-Szkoleniowa Sekcji Protetyki PTS, Bronisławów, 24-26.09.
- W 2017 roku zostałam powołana do Komisji Rekrutacyjnej UM w Łodzi.
- Od 2016 roku organizuję i współprowadzę z firmą Optident cykliczne bezpłatne kursy z zakresu diagnostyki tomografii komputerowej (CBCT) dla lekarzy stomatologów.
- Na zaproszenie komitetów organizacyjnych wygłosiłam podczas krajowych konferencji naukowych następujące referaty:
 1. **Śmielak B**, Neuralgia nerwu trójdzielnego – etiologia, lokalizacja zmian patologicznych oraz współczesne metody leczenia. XXXIV Ogólnopolska Konferencja STN AM w Łodzi, 9-11.05.1996.
 2. **Śmielak B**, Neuralgia nerwu trójdzielnego – etiologia, lokalizacja zmian patologicznych oraz współczesne metody leczenia. X Ogólnopolska Konferencja Naukowa Studentów Stomatologii im. M. Kłopotowskiego w Łodzi, 18.05.1996.

3. **Śmielak B**, Dobosz J. Wybrane przypadki kliniczne zastosowania stałych uzupełnień protetycznych z kompozytu wzmacnianego włóknem szklanym. Wielospecjalistyczne Sympozjum Stomatologiczne, Warszawa, 16-21.04.2001.
4. **Śmielak B**, Knytel M. Leczenie protetyczne pacjentki z rozszczepem podniebienia, wyrostka zębodołowego szczęki, wargi górnej – opis przypadku. Wielospecjalistyczne Sympozjum Stomatologiczne, Warszawa, 16-21.04.2001.
5. **Śmielak B**, Knytel M. Leczenie protetyczne pacjentki z rozszczepem podniebienia, wyrostka zębodołowego szczęki, wargi górnej – opis przypadku. PTS O/łódź, 20.09.2001.
6. **Śmielak B**, Dobosz J. Wybrane przypadki kliniczne zastosowania stałych uzupełnień protetycznych z kompozytu wzmacnianego włóknem szklanym. PTS O/łódź, 24.01.2002.
7. **Śmielak B**, Suchorzewski A, Hedayati M, Peterson-Jęckowska R. Leczenie protetyczno-periodontologiczne pacjentki z dehistencją dziąsła i ubytkiem kości w okolicy zęba 13. Opis przypadku. XX Konferencja Naukowo-Szkoleniowa Sekcji Protetyki PTS w Licheniu, 14-15.06.2002.
8. Grądzki R, Pupkiewicz Ł, **Śmielak B**, Nowe techniki w wytwarzaniu mostów adhezyjnych. XXII Międzynarodowa Konferencja Naukowo-Techniczna: Ergonomia Niepełnosprawnym MKEN 21-23.11. 2006.
9. **Śmielak B**, Szymański W., Batory D., Klimek L. Obróbka powierzchniowa elementów z tlenku cyrkonu. Biomateriały, Ustroń 2010.
10. **Śmielak B**, Biesaga R. Knytel M. Wykorzystanie prefabrykowanej belki jako elementu retencyjnego dla utrzymania protez typu overdentures opartych na implantach – opis przypadku. 28. Międzynarodowa Konferencja Naukowo-Szkoleniowa Sekcji Protetyki PTS. Rawa Mazowiecka, 2010.
11. **Śmielak B**, Gołębiowski M, Klimek L. Wpływ obróbki powierzchniowej elementów z tytanu na połączenie z tlenkiem cyrkonu. Konferencja Naukowa. Inżynieria Biomedyczna w Stomatologii. Ustroń 01.07-03.07.2011.
12. **Śmielak B**, Gołębiowski M, Klimek L. Wpływ obróbki powierzchniowej elementów z tytanu i rodzaju zastosowanego cementu na połączenie z dwutlenkiem cyrkonu. Konferencja Naukowa. Inżynieria Biomedyczna w Stomatologii. Wisła, 25-27.05.2012.
13. **Śmielak B**, Parchańska-Kowalik M, Bociąg K, Klimek L. Wpływ obróbki powierzchniowej elementów dwutlenku cyrkonu na stan powierzchni. XIII

- Konferencja Naukowa Biomateriały i Mechanika w Stomatologii Ustroń, 10-13.10.2013.
14. **Śmielak B**, Klimek L. Wytrzymałość na ścinanie połączenia tytan, dwutlenek cyrkonu, cement po różnym sposobie kondycjonowania powierzchni tytanu. 12. Kongres Stomatologów Polskich. Kraków, 9-12.04.2014.
 15. **Śmielak B**, Klimek L. Wpływ stężenia kwasu fluorowodorowego i czasu trawienia na wybrane parametry chropowatości powierzchni cyrkonu. XXXIII Konferencja Naukowo-Szkoleniowa Sekcji Protetyki PTS Bronisławów / Łódź, 24-26.09.2015.
 16. **Śmielak B**, Licówki no prep i minimalnie inwazyjne – wybrane przypadki kliniczne. PTS O/Łódź, 20.11.2015.
 17. **Śmielak B**, Protezy overdenture oparte na implantach – aspekty kliniczne i laboratoryjne. PTS O/Łódź, 25.03.2016.
 18. **Śmielak B**, Rylski A, Sankowski D, Wojciechowski R, Bąkała M, Tomasz Koszmider T, Klimek L. Wpływ rodzaju obróbki powierzchni dwutlenku cyrkonu na zwilżalność płynną ceramiką Ustroń, 13-16.10.2016.
 19. **Śmielak B**, 7 letnie prospektywne badania czasu przetrwania 600 ultracienkich licówek. XXXIV Konferencja Naukowo-Szkoleniowa Sekcji Protetyki PTS, Gdańsk, 2-4.06.2017.

5.8. Działalność ekspercka

- Wykonywanie opinii na potrzeby dotyczących poprawności leczenia pacjentów Izby Lekarskiej
- Journal Adhesive Dentistry – recenzent
- Journal of Scientific Research and Reports – recenzent
- Nowoczesny Technik Dentystyczny – recenzent

5.9. Członkostwo w organizacjach międzynarodowych i krajowych

- Polskie Towarzystwo Stomatologiczne – członek od 1995 roku
- American Diabetes Association Professional Section – członek od 1999 roku
- Instytut Guide California – członek od 2012 roku

Barbara Śmielak