

Wojciech Florjański

Badanie porównawcze wybranych klejów
zwiększających adhezję mas wyciskowych
do indywidualnych łyżek wyciskowych.



UNIwersYTET MEDYCZNY IM. PIASTÓW ŚLĄSKICH WE WROCLAWIU

Z Katedry i Zakładu Protetyki Stomatologicznej UM we Wrocławiu

Rozprawa na stopień doktora nauk medycznych

Promotor:
prof. dr hab. n. med. Włodzimierz Więckiewicz

Wrocław, 2018

Spis treści:

1. Wstęp.....	3
2. Cel pracy.....	12
3. Materiał i metoda.....	13
4. Wyniki badań.....	20
4.1. Badania próbek na ścinanie.....	20
4.2. Badania próbek na zrywanie.....	26
4.3. Statystyczne wyniki badań.....	32
4.3.1. Wyniki analizy statystycznej metodą Krefft.....	35
5. Dyskusja.....	47
6. Wnioski.....	49
7. Streszczenie.....	50
8. Abstract.....	52
9. Piśmiennictwo.....	54
10. Spis tabel.....	58
11. Spis rycin.....	59
12. Spis skrótów.....	61

1. Wstęp

Jednym z często stosowanych sposobów rehabilitacji protetycznej utraconych zębów, podniesienia obniżonej wysokości zwarcia i odtworzenia estetyki uśmiechu jest zastosowanie protez ruchomych. Niezależnie od użytej procedury postępowania uzupełnienie protetyczne musi cechować się dużą dokładnością ukształtowania powierzchni dośluzówkowej protezy, aby nie powodowała ona uszkodzeń podłoża protetycznego podczas funkcji żucia oraz wyważania protezy podczas ruchów artykulacyjnych żuchwy. Tak dokładne dostosowanie uzupełnienia protetycznego do błony śluzowej otrzymuje się dzięki wykonywaniu silikonowych lub polieterowych wycisków na łyżkach indywidualnych [1-5]. Łyżki indywidualne składają się z płyty podstawowej i uchwyty. Płyta podstawowa jest częścią pokrywającą pole protetyczne, uchwyt natomiast ułatwia wkładanie i wyciąganie łyżki z jamy ustnej. Uchwyt umiejscawia się w linii środkowej i kształtuje tak, by nie utrudniał ruchów czynnościowych [6]. Łyżki indywidualne wykonuje się z następujących materiałów: szelaku [ryc.1.]



Ryc 1. Łyżki indywidualne nieperforowana i perforowana wykonane z szelaku

szybkopolimeryzującego akrylu [ryc.2.]



Ryc 2. Łyżki indywidualne nieperforowana i perforowana wykonane z szybkopolimeryzującego akrylu.

tworzywa termoplastycznego [ryc.3.]



Ryc. 3 Łyżki indywidualne nieperforowana i perforowana wykonane z tworzywa z termoplastycznego.

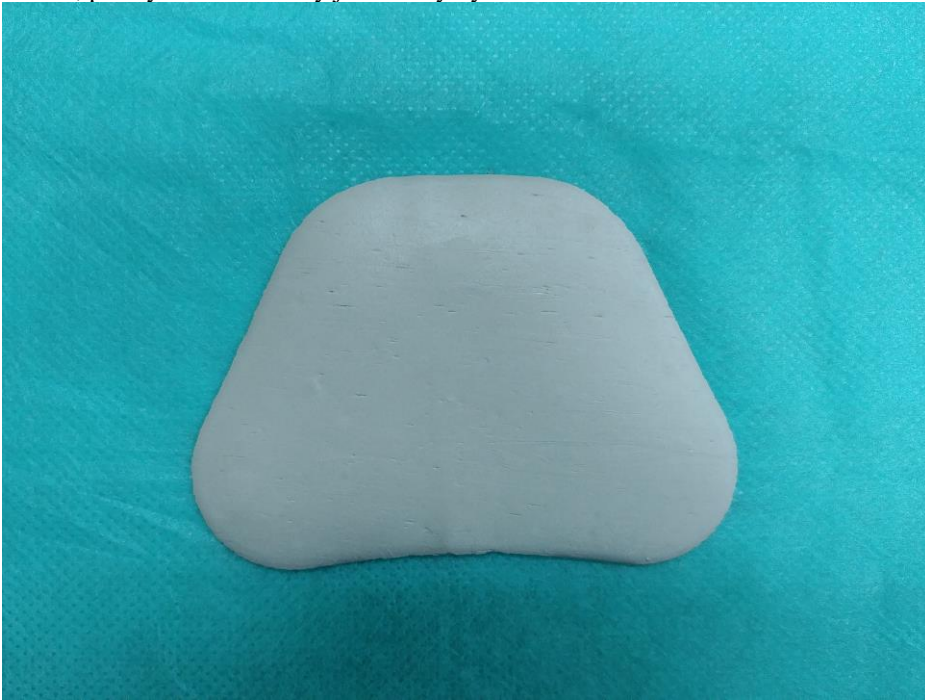
Kompozytu [ryc.4.]



Ryc. 4. Łyżki indywidualne nieperforowana i perforowana wykonane z tworzywa kompozytowego.

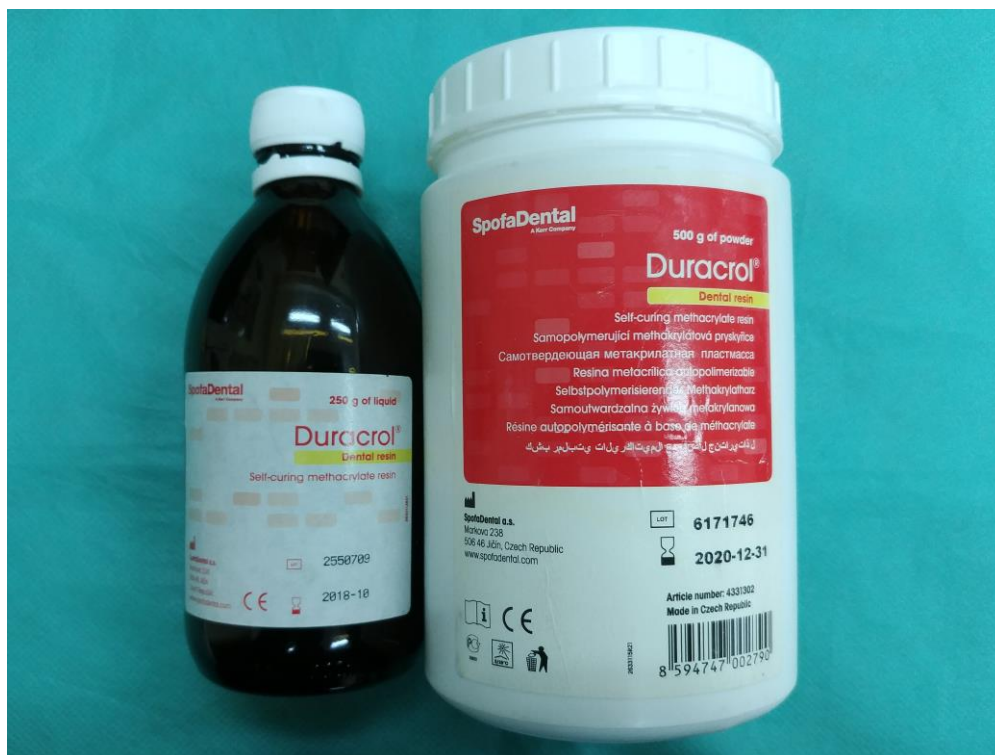
Każdy z tych materiałów cechuje się innymi właściwościami fizyko-chemicznymi [7,8]. Szelak jest materiałem kruchym, termoformowalnym, o kształcie stabilnym po ochłodzeniu oraz zabarwieniu szarawym lub jasnobrazowym. W składzie, poza szelakiem, występuje metaliczny glin, który zwiększa przewodnictwo cieplne, co pozwala na łatwiejszą pracę z materiałem oraz wypełniacze mineralne. Konfekcjonowany jest w postaci płytek o grubości około 1,7 do 1,8 mm dostosowanych do kształtu szczęki i żuchwy [ryc.5.]. Łyżka indywidualna z tego materiału wykonywana jest przez nałożenie płytki na model gipsowy i jej uplastycznieniu nad płomieniem palnika. Następnie uplastyczniony materiał dociskany jest manualnie i dostosowywany do indywidualnego kształtu szczęki lub żuchwy. Istotne jest równomierne rozgrzewanie płytki, by nie dochodziło do deformacji materiału, a tym samym przyszłej łyżki indywidualnej. Po ukształtowaniu płyty łyżki

indywidualnej nadmiary są odcinane przy pomocy rozgrzanego nożyka lub inlaya i następnie opracowywane frezem, po czym kształtowany jest uchwyt łyżki.



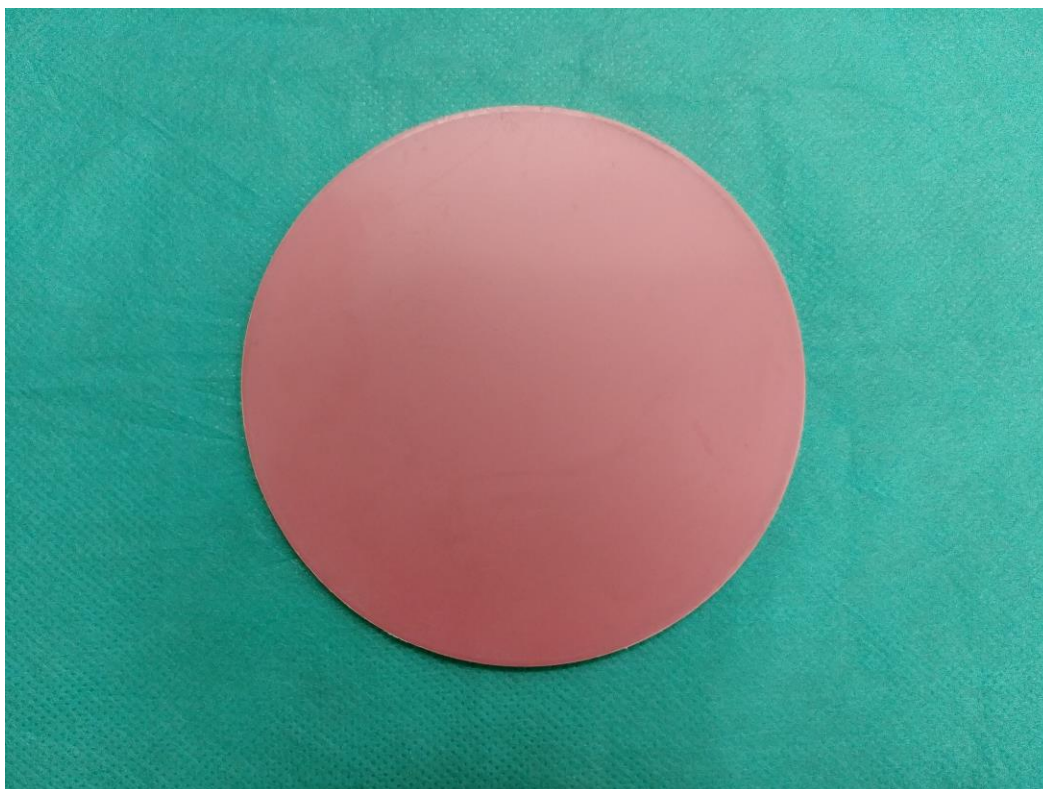
Ryc. 5. Płytkę szelaku w formie dostępnej w sprzedaży.

Szybkopolimeryzujący akryl jest dwuskładnikową żywicą z dodatkiem wypełniacza mineralnego, polimeryzującą na skutek reakcji chemicznej przebiegającej z wyzwoleniem reakcji egzotermicznej. Przechowywany jest w postaci proszku, zawierającego w swoim składzie polimetylometakrylan z nadtlenkiem dibenzylu oraz płynu, który zawiera metylometakrylan. Substraty tego produktu, czyli proszek i płyn [ryc.6.], miesza się w szklanym lub silikonowym kieliszku w zalecanych proporcjach objętościowych. Następnie materiał jest wprowadzany do silikonowej formy kształtującej, zwanej formosilem. W powyższej formie uzyskiwany jest kształt płyt łyżek indywidualnych dla szczęki i żuchwy o odpowiedniej grubości. Materiał jest następnie nakładany na wcześniej przygotowany model gipsowy. Czas wiązania wynosi około 10-15 min. Po związaniu łyżka jest mechanicznie opracowywana, wygładzana przy pomocy frezów i polerowana. Materiał cechuje się wytrzymałością, sztywnością oraz znacznym skurczem polimeryzacyjnym [9-15].



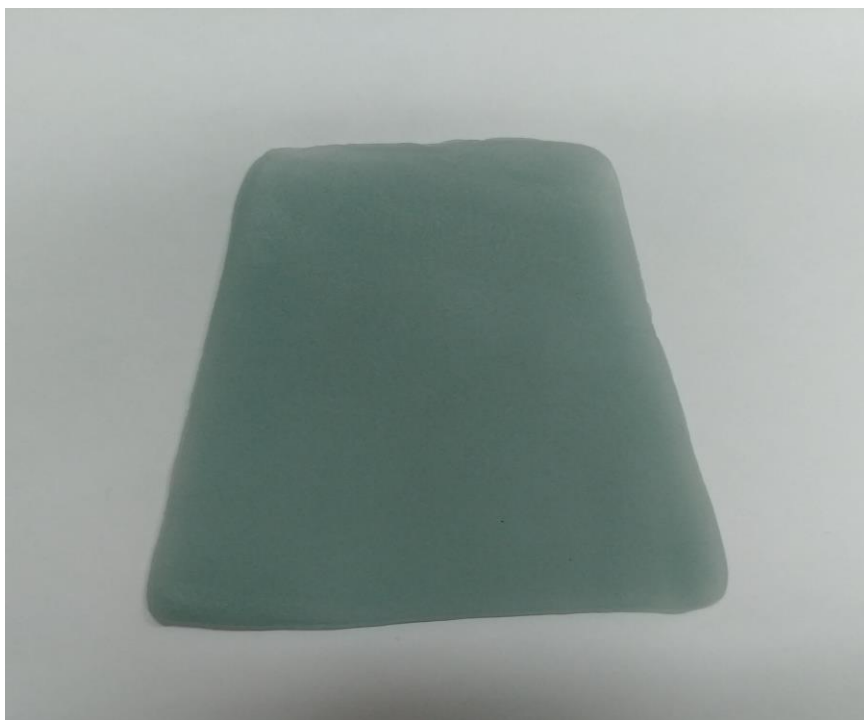
Ryc. 6. Szybkopolimeryzujący akryl w formie dostępnej w sprzedaży.

Tworzywo termoplastyczne jest mieszaniną kopolimerów octanu etylu, chlorku winylu oraz winylidenu. Występuje w płytkach o różnej kolorystyce [ryc.7.]. Łyżki indywidualne z tego materiału wykonywane są techniką formowania wgłębnego. W technice tej, wcześniej przygotowany model należy umieścić w granulacie, tak aby ponad powierzchnią granulatu pozostała część modelu, na której planowane jest tłoczenie łyżki. Następnie na model nakładany jest utrzymywacz przestrzeni, który zwiększy objętość łyżki, dając tym samym miejsce na materiał wyciskowy. Następnie tworzywo jest podgrzewane i nakładane na model. Przed ochłodzeniem wykonywany jest uchwyt łyżki indywidualnej również z tworzywa termoplastycznego lub z aluminium. Uformowaną i ochłodzoną łyżkę indywidualną zdejmuje się z modelu i usuwa nadmiary, a następnie przy pomocy frezów wycina się pożądany kształt [6,8].



Ryc. 7. Tworzywo termoplastyczne w formie dostępnej w sprzedaży

Kompozyt jest materiałem złożonym z matrycy polimerowej, rozproszonych cząsteczek wypełniacza oraz silanu (czyli związku krzemu), który pełni funkcję czynnika łączącego. W skład wypełniacza wchodzi takie substancje jak: kwarc, krzemionka, krzemian litowo -glinowy oraz szkła takie jak: szkło barowe, glinowe, strontowe, cynkowe i iterbowe. W skład wypełniacza wchodzi związki krzemu i związki organiczne. W skład matrycy polimerowej wchodzi dimetakrylany (Bis-GMA), zawierają one podwójne wiązania węglowe, które umożliwiają tworzenie się polimeru. Ponadto dodawane są aktywatory wrażliwe na silne niebieskie światło (w przypadku kompozytów światłoutwardzalnych) lub inicjator - nadtlenek oraz przyspieszacz-amina organiczna (w przypadku kompozytów chemoutwardzalnych). W pierwszym przypadku aktywatory mogą być dodawane bezpośrednio do kompozytu, natomiast w drugim aktywator oraz przyspieszacz muszą być przechowywane oddzielnie. Materiał cechuje się małym skurczem polimeryzacyjnym (wielkość skurczu rośnie wprost proporcjonalnie do wzrostu objętości matrycy organicznej), dużą odpornością mechaniczną na ściskanie i rozciąganie (rośnie liniowo wprost proporcjonalnie wraz ze wzrostem ilości wypełniacza) oraz łatwością kształtowania przed utwardzeniem. Kompozyty używane do wykonywania łyżek indywidualnych konfekcjonowane są w postaci płytek o grubości około 1,2 mm [ryc.8.], które nakładane są na wcześniej przygotowany model gipsowy i dostosowywany do kształtu szczęki lub żuchwy poprzez dociskanie. Nadmiary są obcinane przy pomocy ostrego narzędzia i mogą służyć do ukształtowania uchwytu. Następnie materiał wraz z modelem umieszczany jest w lampie polimeryzacyjnej, gdzie ulega utwardzeniu. Tak przygotowana łyżka jest opracowywana mechanicznie, wygładzana przy pomocy frezów i polerowana [5,8,9,12,14,15,16,17].



Ryc 8. Tworzywo kompozytowe w formie dostępnej w sprzedaży.

Model gipsowy do wykonania łyżek indywidualnych powinien być odpowiednio przygotowany. Należy przede wszystkim przeanalizować model w paralelometrze i zredukować podcienia wyrostkowe i zębowe.

Łyżka indywidualna szczęki swoim zasięgiem powinna obejmować guzy szczęki i przebiegać wzdłuż linii przejścia między podniebieniem miękkim a twardym, natomiast w przedsionku - wzdłuż wyrostka zębodołowego na granicy błony śluzowej ruchomej i nieruchomej, z uwolnieniem przyczepów mięśni oraz wędzidełka wargi górnej. Łyżka indywidualna żuchwy powinna swoim zasięgiem obejmować wyrostek zębodołowy żuchwy i trójkąty zatrzonowcowe. W przedsionku powinna przebiegać wzdłuż linii przejścia między błoną śluzową ruchomą oraz nieruchomą z uwolnieniem przyczepów mięśni oraz wędzidełka wargi dolnej, a od strony jamy ustnej właściwej - wzdłuż linii skośnej wewnętrznej oraz linii przejścia między błoną śluzową ruchomą i nieruchomą z uwolnieniem przyczepu wędzidełka języka. Istotne jest, aby pozostało około 1-2 mm przestrzeni między tkankami jamy ustnej, a łyżką indywidualną dla materiału wyciskowego. Lekarz po otrzymaniu łyżek sprawdza ich zasięg na modelu, przebieg łyżki i krawędzie w poszukiwaniu ostrych elementów. Nadmiary są usuwane przy pomocy frezów osadzonych w prostnicy mikromotoru. Dodatkowo łyżki sprawdza się za pomocą testów Herbsta, czy nie występuje wyważanie przy ruchach czynnościowych. Mamy 3 testy Herbsta dla szczęki i 5 dla żuchwy. Podczas wykonywania ruchów bocznych lekarz sprawdza czy nie dochodzi do wyważania łyżki indywidualnej szczęki i/lub łyżki indywidualnej żuchwy, co wskazuje na potrzebę korekty pobrzeża łyżki indywidualnej przez zmniejszenie obejmowanego przez nią podłoża protetycznego. Łyżkę indywidualną szczęki dostosowuje się prosząc pacjenta o wykonanie następujących ruchów tzw. testów Herbsta [6]:

szerokiego otwarcia ust
 ułożenia ust jak do gwizdania
 wykonania ruchów mimicznych w postaci szerokiego uśmiechu.

Wyważanie łyżki podczas:

szerokiego otwarcia ust - wskazuje na potrzebę dokonania korekty pobrzeża w zakresie od drugiego trzonowca do okolicy guza szczęki
 ułożenia ust jak do gwizdania - wskazuje na potrzebę dokonania korekty pobrzeża łyżki wargowo od kła do kła
 szerokiego uśmiechu - wskazuje na potrzebę dokonania korekty pobrzeża łyżki obustronnie od drugiego trzonowca do pierwszego przedtrzonowca.

Łyżkę indywidualną żuchwy dostosowuje się prosząc pacjenta o wykonanie następujących testów Herbsta [6]:

szerokiego otwarcia ust
 oblizania wargi dolnej i górnej
 dotknięcie końcem języka błony śluzowej policzków
 wysunięcie języka nad wargę górną
 ułożenie warg jak do gwizdania.

Wyważanie łyżki indywidualnej dolnej podczas:
szerokiego otwarcia ust - wskazuje na potrzebę dokonania korekty pobrzeża obustronnie, przedsionkowo od trójkąta zatrzonowcowego do okolicy pierwszych trzonowców
oblizywania wargi dolnej i górnej - wskazuje na potrzebę dokonania korekty pobrzeża łyżki obustronnie językowo od trójkątów zatrzonowcowych do okolicy pierwszych trzonowców
dotykania końcem języka błony śluzowej policzków - wskazuje na potrzebę dokonania korekty pobrzeża łyżki obustronnie, językowo po przeciwnej stronie w miejscach odległych o 1 cm od przyczepu wędzidełka języka w obrębie od kła do drugiego zęba przedtrzonowego
wysuwania języka ponad wargę górną - wskazuje na potrzebę dokonania korekty pobrzeża łyżki w okolicy wędzidełka języka w okolicy zębów siecznych przyśrodowych od strony jamy ustnej właściwej
ułożenia warg jak do gwizdania - wskazuje na potrzebę dokonania korekty pobrzeża łyżki przedsionkowo od kła do kła.

W niektórych metodach leczenia bezzębia do wycisków czynnościowych nie są stosowane łyżki indywidualne. Np. w metodzie wrocławskiej stosowana jest jedynie łyżka indywidualna szczęki, natomiast wycisk żuchwy wykonuje się na płycie podstawowej protezy próbnej z czynnościowo poszerzonymi pobrzeżami w obecności gotowej protezy górnej. Użycie płyty podstawowej zamiast łyżki indywidualnej pozwala na wycisk mukodynamiczny przy ustach zamkniętych.

Najczęściej stosowanymi do wycisków czynnościowych są rzadkie masy a-silikonowe (poliwinilosiloksany) mieszane ręcznie lub w automatycznych mieszalnikach [18]. Cechują się one bardzo dokładnym odwzorowaniem podłoża protetycznego [19,20]. Elastyczność, tych materiałów wpływa na łatwe uwalnianie wycisku z jamy ustnej pacjenta, a także z modelu w laboratorium techniki dentystycznej po jego odlaniu, nawet w obecności podcieni [21-26]. Materiały te wykazują niewielki skurcz polimeryzacyjny [1,21,27,28,29], nawet po upływie wielu tygodni [15,30]. Dzięki obecności związków palladu, które wiążą uboczny produkt polimeryzacji czyli wodór, mogą być odlewane bezpośrednio po pobraniu wycisków [8]. Pośród a-silikonów można spotkać zarówno materiały hydrofobowe jak i materiały hydrofilowe nowszej generacji [31-57].

Wyciskowe masy polieterowe również cechuje odpowiednia zdolność do odwzorowywania podłoża protetycznego, hydrofilowość. Są one masami o większej twardości w stosunku do silikonów [24,36,44,58].

Sporym problemem pozostaje adhezja wyciskowych mas silikonowych i polieterowych do łyżek indywidualnych [59,60,61,62,63]. Przyleganie można zwiększyć dzięki wykonaniu zaczepów mechanicznych w postaci perforacji łyżki wyciskowej za pomocą odpowiednich wiertel lub dzięki zastosowaniu klejów [64,65,66,67,68,69], [ryc.9].



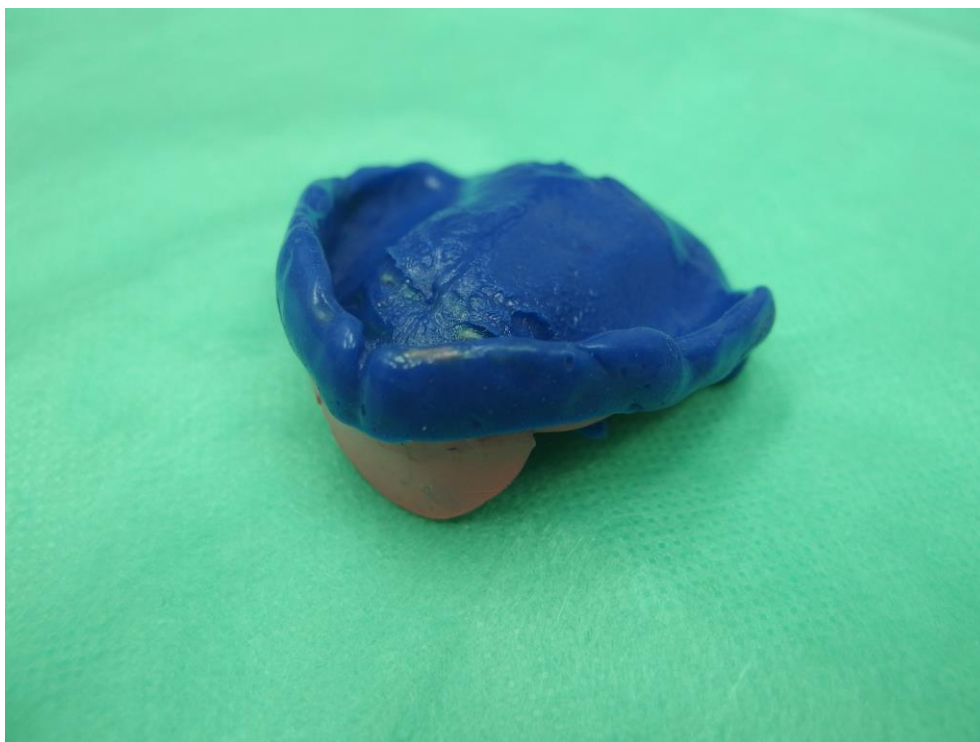
Ryc. 9. łyżki indywidualne nieperforowana i perforowana pokryte klejem.

Perforacje wykonuje technik dentystyczny w laboratorium lub lekarz w gabinecie przy pomocy frezów. Metoda ta jest prosta, ponieważ używając rzadkiej masy wyciskowej dochodzi do przedostawania się jej przez otwory, co zwiększa utrzymanie silikonu na łyżce indywidualnej [25,53], [ryc.10].



Ryc. 10. Perforowana indywidualna łyżka wyciskowa pokazująca rzadką masę silikonową, która przedostała się na zewnątrz przez perforacje, tworząc zaczepy mechaniczne.

Kleje łączące łyżkę z masą silikonową lub polieterową są sprzedawane w postaci roztworu w buteleczkach z pędzelkiem osadzonym pod nakrętką. Tylko w niektórych produktach pędzelki są wymienne, w większości osadzone są na stałe. Kleje są przeznaczone do konkretnego rodzaju masy wyciskowej czyli do alginatów [70,71,72], elastomerów [49,59,73] w tym silikonów oraz polieterów. Zazwyczaj nadają się do wszystkich rodzajów łyżek[74] indywidualnych, a niektóre również do łyżek standardowych. Stosowane są poprzez nałożenie cienkiej warstwy kleju na całą dośluzówkową powierzchnię łyżki. Następnie należy odczekać określony czas (w zależności od produktu ok. 2-3 minuty) w celu odparowania rozpuszczalnika. Po tym czasie można nałożyć masę wyciskową na łyżkę i pobrać wycisk. [75,76,77], [ryc.11].



Ryc. 11. Indywidualna łyżka wyciskowa nieperforowana z naniesionym klejem i pobranym wyciskiem czynnościowym.

Jednakże istnieje potrzeba uzyskania większej adhezji, a przez to dokładności, wycisków silikonowych i polieterowych [46,78]. Ponieważ obecnie w sprzedaży znajduje się wiele klejów mogących mieć zastosowanie w łączeniu płyty łyżki indywidualnej z masą silikonową i polieterową, zaistniała potrzeba przebadania owych klejów w celu wybrania najodpowiedniejszego z nich do zastosowania w praktyce klinicznej.

2. Cel pracy

Celem pracy jest ustalenie

- siły wiązania wybranych klejów łączących wyciskowe masy silikonowe i polieterowe z tworzywami stosowanymi w wykonawstwie łyżek indywidualnych, w badaniach na zrywanie i ścinanie.
- kleju, o najlepszych parametrach adhezyjnych, który powinniśmy stosować w praktyce klinicznej, podczas pobierania wycisku czynnościowego na łyżce indywidualnej u pacjentów leczonych protetycznie protezami częściowymi i całkowitymi.

3. Materiał i metoda

Do badań użyto dwóch rodzajów mas wyciskowych:

1. Hydrofilową masę poliwinylsiloksanową Hydrolise firmy Zhermack (Włochy)
2. Polieterową masę Impregum Garant L DuoSoft firmy 3M ESPE (U.S.A.).

Do mieszania powyższych mas stosowano pistolet Dispenser D2 firmy Zhermack (Włochy) oraz żółte końcówki mieszające o odpowiedniej długości i średnicy firmy Dentaline [ryc.12.].



Ryc. 12. Dispenser D2 firmy Zhermack z zamontowaną masą poliwinylsiloksanową Hydrolise firmy Zhermack z żółtą końcówką.

W celu wykonania doświadczenia przygotowano próbki do badań, które składały się z podstawy i walca silikonowego lub polieterowego, które były przyklejone do podstawy za pomocą kleju. Podstawa była wykonana z duracrolu firmy Spofadental (Czechy), szelaku firmy Spofadental (Czechy), termoplastycznej płytki winylowej firmy Erkodent (Niemcy) i płytki kompozytowej Individo Lux firmy Voco (Niemcy). Walec silikonowy był wykonany z hydrofilowej masy poliwinylsiloksanowej Hydrolise firmy Zhermack (Włochy) lub z polieterowej masy Impregum Garant L DuoSoft firmy 3M ESPE (U.S.A.). W celu przygotowania walca silikonowego, wykonano formę dla masy silikonowej w kształcie walca o średnicy 8 mm i wysokości 25 mm dla badań na zrywanie. Forma dla walca do badań na ścinanie miała średnicę 8 mm i wysokość 15 mm.

Formę dla masy polieterowej wykonano z silikonu technicznego Elit Double 22 o średnicy 8 mm i wysokości 25 mm dla badań na zrywanie oraz średnicy 8 mm i wysokości 15 mm dla badań na ścinanie.

Z duracrolu, szelaku, termoplastycznych płytek winylowych oraz płytek kompozytowych wykonano podstawy próbki o wymiarach 25 mm x 20 mm x 2 mm w celu przebadania klejów stosowanych do mas silikonowych i polieterowych w badaniu na ścinanie oraz podstawy o wymiarach 15 mm x 10 mm x 2 mm stosowanych do badania na zrywanie.

Do łączenia walca silikonowego z podstawą zastosowano następujące kleje do mas silikonowych: Universal Tray Adhesive firmy Zhermack (Włochy) [ryc.13.], Universal Adhesive firmy Heraeus (Niemcy) [ryc.14.], Adhesive firmy Coltène (Szwajcaria) [ryc.15.], Adhesive firmy Bisico (Niemcy) [ryc.16.].



Ryc. 13. Universal Tray Adhesive firmy Zhermack (Włochy).



Ryc. 14. Universal Adhesive firmy Heraeus (Niemcy).



Ryc. 15. Adhesive firmy Coltène (Szwajcaria).

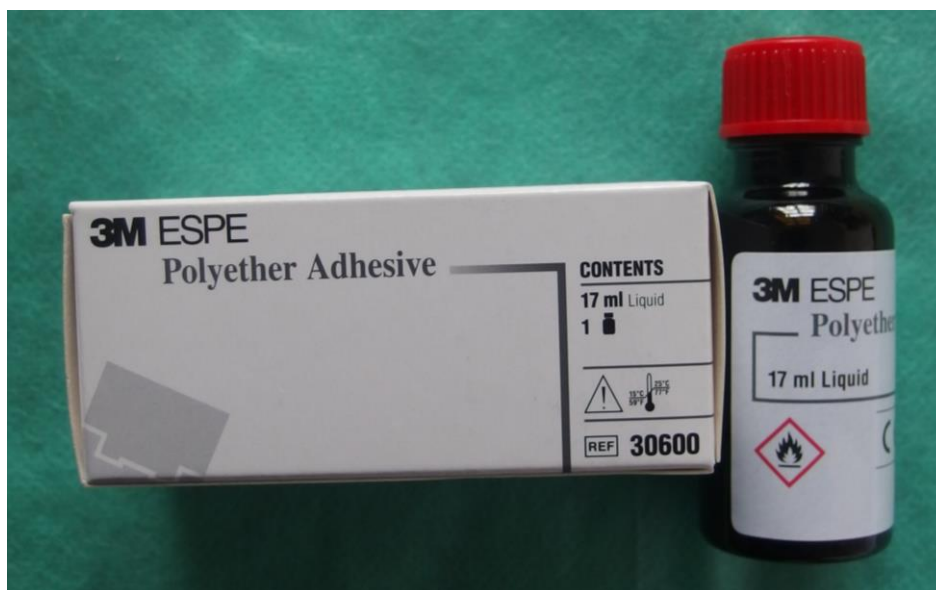


Ryc.16. Adhesive firmy Bisico (Niemcy).

oraz następujące kleje do mas polieterowych: Omni-Löffeladhäsiv-A&P-Liquid firmy Omni Dent (Niemcy) [ryc.17.], Polyether Adhesive firmy 3M ESPE (U.S.A.) [ryc.18.].



Ryc. 17. Omni- Löffeladhäsiv-A&P-Liquid firmy Omni Dent (Niemcy).



Ryc. 18. Polyether Adhesive firmy 3M ESPE (U.S.A.).

Podstawa próbki przygotowywana z tworzywa akrylowego powstawała przez zmieszanie polimeru z monomerem w odpowiednich proporcjach w kieliszku szklanym. Tworzywo akrylowe w fazie ciasta rozprowadzono w gumowej formie zwanej formosilem i prasowano za pomocą płytki szklanej do grubości 2 mm. Po związaniu tworzywo uwalniano z gumowej formy, po czym przy pomocy frezów wycinano płytki podstawy o odpowiednich rozmiarach.

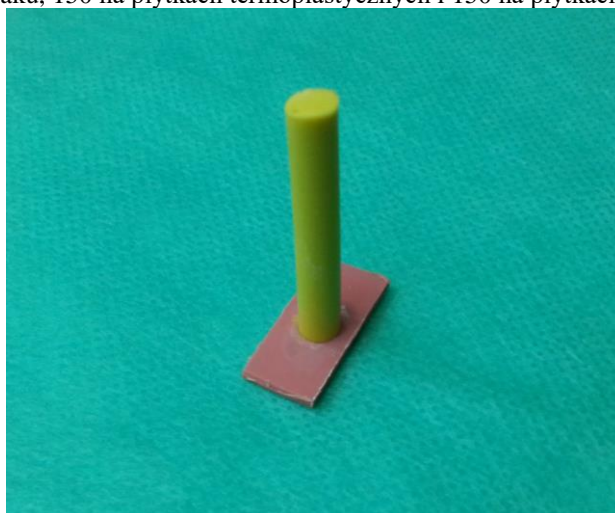
Z fabrycznie przygotowanych płytek szelakowych i termoplastycznych winylowych wykonywano podstawę próbki przez jej wycięcie w odpowiednich wymiarach.

Standardowe płytki z tworzywa kompozytowego uzyskiwały odpowiedni kształt i wymiar poprzez docięcie skalpelem, a następnie utwardzenie przez 5 minut w lampie Individo Light Box firmy Voco.

Należy dodać, że kleje Universal tray adhesive firmy Zhermack (Włochy), Universal Adhesive firmy Heraeus (Niemcy), Adhesive firmy Coltène (Szwajcaria), Adhesive firmy Bisico (Niemcy), Omni-Löffeladhäsiv-A&P-Liquid firmy Omni Dent (Niemcy) mogą być stosowane do połączeń walców z podstawą próbki wykonanej z duracrolu, szelaku, płytki winylowej i płytki kompozytowej. Natomiast klej Polyether Adhesive firmy 3M ESPE (U.S.A.) zalecany jest przez producenta do połączenia mas polieterowych z duracrolem (tworzywem akrylowym).

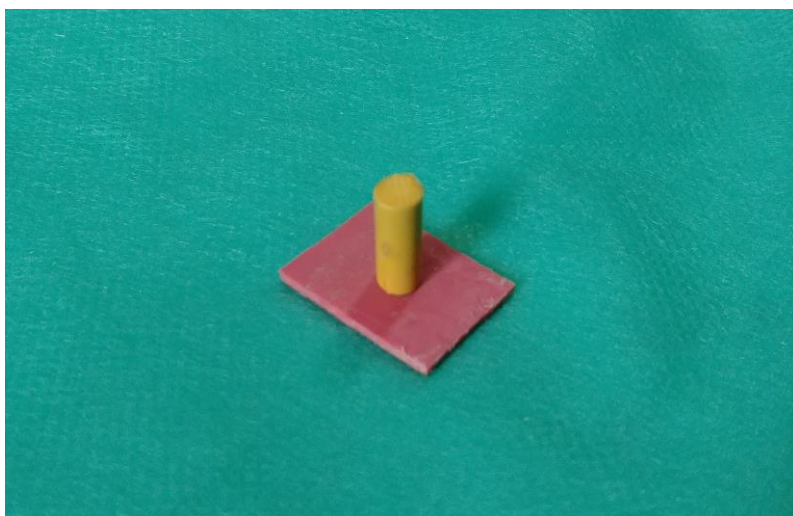
Przygotowując próbkę do badań, na płytkę nanoszono koncentrycznie, za pomocą pędzelka cienką warstwę kleju o średnicy około 10 mm. Zgodnie z zaleceniami producenta czekano od 1 do 2 minut w celu niezbędnego odparowania rozpuszczalnika i łączono chemicznie walec z płytką.

Do badań przygotowano 1260 próbek. Na zrywanie 630, z czego 180 na płytkach z tworzywa akrylowego, oraz 150 na płytkach z szelaku, 150 na płytkach termoplastycznych i 150 na płytkach kompozytowych [ryc.19.].



Ryc. 19. Próbką przygotowana do badań na zrywanie.

Na ścinanie 630 próbek z czego 180 na płytkach z tworzywa akrylowego oraz 150 na płytkach z szelaku, 150 na płytkach termoplastycznych i 150 na płytkach kompozytowych [ryc.20].

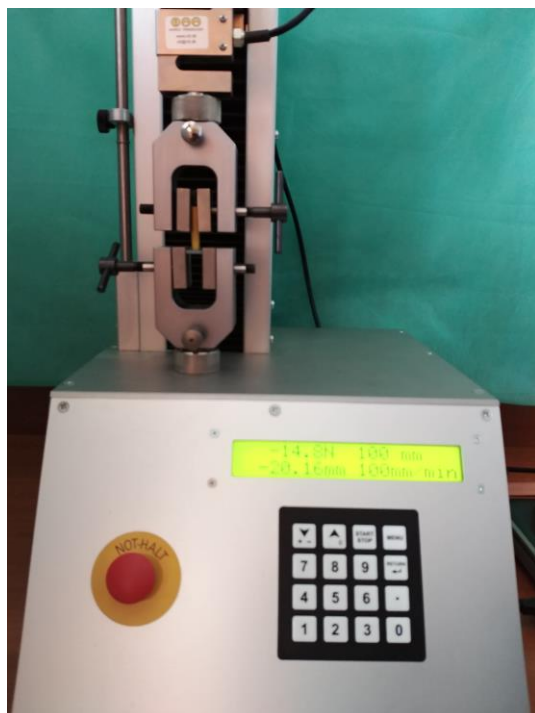


Ryc. 20. Próbką przygotowana do badań na ścinanie.

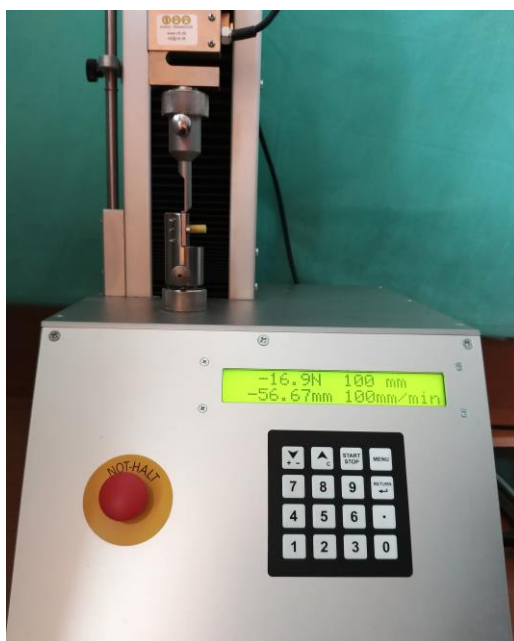
Na tak przygotowanych próbkach wykonywano badania, mające na celu ustalenie minimalnej siły niezbędnej do zerwania połączenia między płytką pokrytą klejem a masą wyciskową, przy użyciu siły działającej prostopadle do płytki (badanie na zrywaniu) i siły działającej równoległe do płytki (badanie na ścinanie).

Zarówno w badaniach na zrywaniu, jak i na ścinanie płytki akrylowe, kompozytowe, szelakowe i termoplastyczne łączono w grupy, które zawierały po 120 sztuk płytek (podstaw), po 30 z każdego rodzaju. Jedyny wyjątek stanowiła grupa płytek dla kleju Polyether Adhesive firmy 3M ESPE (U.S.A.), który zalecany jest do stosowania na łyżkach akrylowych, wobec czego utworzona dla tego kleju grupa składała się z 30 podstaw akrylowych. Podstawy łączono przy pomocy klejów z walcami wykonanymi z odpowiednich dla danego kleju mas wyciskowych. Jako grupę kontrolną wybrano próbki, do powstania których zastosowany był klej Universal Tray Adhesive firmy Zhermack (Włochy), ponieważ klej ten był najdłużej stosowany w warunkach klinicznych w Poradni Protetyki Stomatologicznej Uniwersytetu Medycznego im. Piastów Śląskich we Wrocławiu. Do grup badanych zakwalifikowano próbki, na których stosowano następujące kleje: Universal Adhesive firmy Heraeus (Niemcy), Adhesive firmy Coltène (Szwajcaria), Adhesive firmy Bisico (Niemcy), Omni-Löffeladhäsiv-A&P-Liquid firmy Omni Dent (Niemcy) oraz Polyether Adhesive firmy 3M ESPE (U.S.A.)

Badania na ścinanie i zrywaniu były przeprowadzane przy pomocy maszyny wytrzymałościowej Z3 firmy Thümler, wyposażonej w uchwyty samozaciskowe do badań na zrywaniu (Ryc. 21) oraz uchwyt i nóż do badania na ścinanie (Ryc. 22). Do obsługi urządzenia użyto komputera wyposażonego w program THSSD.



Ryc. 21. Maszyna wytrzymałościowa Z3 firmy Thümler z zamontowaną próbką do badania na zrywanie.



Ryc. 22. Maszyna wytrzymałościowa Z3 firmy Thümler z zamontowaną próbką do badania na ścinanie.

4. Wyniki badań

4.1. Badania próbek na ścinanie

Badając siły ścinania silikonu Hydrolise firmy Zhermack (Włochy) na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Universal Tray Adhesive firmy Zhermack (Włochy) okazało się, iż [tabela 1.]:

Minimalna siła połączenia silikonu z akrylem za pomocą kleju wynosiła 7,39 [N], maksymalna 17,97 [N], a średnia 11,83 [N].

Minimalna siła połączenia silikonu z kompozytem za pomocą kleju wynosiła 1,23 [N], maksymalna 4,02 [N], a średnia 2,45 [N].

Minimalna siła połączenia silikonu z szlakiem za pomocą kleju wynosiła 4,95 [N], maksymalna 13,10 [N], a średnia 8,39 [N].

Minimalna siła połączenia silikonu z tworzywem termoplastycznym za pomocą kleju wynosiła 6,02 [N], maksymalna 14,31 [N], a średnia 9,12 [N].

Lp.	Silikon na akrylu	Silikon na kompozycie	Silikon na szelaku	Silikon na tworzywie termoplastycznym
1	10,15	3,40	12,16	8,97
2	17,49	1,77	10,61	9,52
3	15,04	1,79	7,46	7,81
4	10,10	2,04	8,61	10,52
5	10,22	2,44	13,10	8,87
6	10,36	3,07	6,59	10,03
7	13,26	3,82	12,23	11,03
8	8,54	4,02	7,40	14,31
9	15,43	1,71	8,51	9,87
10	15,27	2,12	7,68	9,02
11	9,23	2,92	11,08	9,12
12	15,09	2,50	8,39	10,19
13	7,39	2,83	6,89	8,72
14	13,80	2,25	11,05	11,55
15	8,16	2,18	9,17	6,79
16	13,72	2,16	6,75	8,68
17	13,10	2,31	4,95	6,25
18	17,97	3,52	7,73	11,06
19	11,86	3,05	5,37	6,02
20	7,49	1,23	9,19	10,14
21	14,52	2,56	6,63	11,34
22	16,61	1,49	8,25	6,75
23	10,71	2,28	7,80	9,27
24	9,49	2,60	12,38	6,62
25	9,39	2,04	6,92	9,78
26	12,44	2,48	8,98	11,68
27	13,59	2,51	6,79	7,50
28	7,77	1,49	4,96	7,57
29	8,32	2,60	5,54	8,69
30	8,38	2,43	8,43	6,05

minimum	7,39	1,23	4,95	6,02
maksimum	17,97	4,02	13,10	14,31
średnia	11,83	2,45	8,39	9,12
SD	3,18	0,67	2,26	1,95

Tabela 1. Badanie siły ścinania silikonu w [N] na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Universal Tray Adhesive firmy Zhermack (Włochy).

Badając siły ścinania silikonu Hydrolise firmy Zhermack (Włochy) na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Adhesive firmy Bisico (Niemcy) okazało się, iż [tabela 2.]:

Minimalna siła połączenia silikonu z akrylem za pomocą kleju wynosiła 4,96 [N], maksymalna 10,18 [N], a średnia 6,90 [N].

Minimalna siła połączenia silikonu z kompozytem za pomocą kleju wynosiła 1,48 [N], maksymalna 5,00 [N], a średnia 3,80 [N].

Minimalna siła połączenia silikonu z szelakiem za pomocą kleju wynosiła 3,70 [N], maksymalna 10,30 [N], a średnia 6,58 [N].

Minimalna siła połączenia silikonu z tworzywem termoplastycznym za pomocą kleju wynosiła 3,39 [N], maksymalna 8,07 [N], a średnia 5,52 [N].

Lp.	Silikon na akrylu	Silikon na kompozycie	Silikon na szelaku	Silikon na tworzywie termoplastycznym
1	9,28	3,08	7,43	5,03
2	6,18	3,36	7,25	4,59
3	5,95	4,58	6,87	4,16
4	6,44	3,96	6,42	5,46
5	10,18	3,80	5,67	7,85
6	8,73	3,37	4,54	4,57
7	6,47	3,73	3,70	7,65
8	6,95	4,60	6,30	5,81
9	6,20	3,29	4,94	5,78
10	7,03	3,36	7,36	5,63
11	6,56	4,62	7,16	4,71
12	5,94	4,72	6,80	5,86
13	6,98	3,59	4,74	3,84
14	6,86	2,38	4,11	4,60
15	7,87	3,39	6,53	5,97
16	6,23	4,48	8,16	5,28
17	4,96	3,33	7,35	4,78
18	8,10	4,51	6,79	4,63
19	6,93	4,55	9,24	5,16
20	5,67	3,86	6,19	8,07
21	6,47	4,92	6,99	5,22
22	6,53	5,00	6,89	6,19
23	5,68	1,48	7,43	7,12
24	5,34	3,34	6,98	3,94
25	6,37	3,12	6,53	3,39
26	6,17	2,99	5,95	6,51
27	8,84	4,57	10,30	7,72
28	9,73	4,73	6,18	5,81
29	7,17	3,33	5,56	4,55
30	5,17	3,87	6,92	5,73
minimum	4,96	1,48	3,70	3,39
maksimum	10,18	5,00	10,30	8,07
średnia	6,90	3,80	6,58	5,52
SD	1,33	0,81	1,38	1,23

Tabela 2. Badanie siły ścinania silikonu w [N] na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Adhesive firmy Bisico (Niemcy).

Badając siły ścinania silikonu Hydrolise firmy Zhermack (Włochy) na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Adhesive firmy Coltène (Szwajcaria) okazało się, iż [tabela 3.]:

Minimalna siła połączenia silikonu z akrylem za pomocą kleju wynosiła 5,02 [N], maksymalna 8,79 [N], a średnia 6,69 [N].

Minimalna siła połączenia silikonu z kompozytem za pomocą kleju wynosiła 0,78 [N], maksymalna 2,90 [N], a średnia 1,75 [N].

Minimalna siła połączenia silikonu z szelakiem za pomocą kleju wynosiła 4,55 [N], maksymalna 8,80 [N], a średnia 6,18 [N].

Minimalna siła połączenia silikonu z tworzywem termoplastycznym za pomocą kleju wynosiła 1,02 [N], maksymalna 11,14 [N], a średnia 5,54 [N].

Lp.	Silikon na akrylu	Silikon na kompozycie	Silikon na szelaku	Silikon na tworzywie termoplastycznym
1	5,85	1,37	8,09	1,02
2	7,65	2,53	5,75	5,40
3	6,28	1,30	6,46	3,21
4	6,77	2,90	5,38	8,21
5	6,85	0,78	4,95	8,62
6	6,11	1,62	5,24	4,68
7	5,30	1,84	5,21	4,15
8	8,13	1,97	5,82	4,57
9	7,89	1,39	7,34	7,72
10	8,24	1,68	7,02	4,83
11	7,03	1,28	7,45	3,59
12	5,02	1,98	8,80	6,99
13	6,27	0,79	6,03	5,40
14	6,93	2,19	6,23	7,27
15	7,24	1,22	5,99	5,47
16	8,79	2,37	6,75	6,28
17	6,73	0,97	5,20	5,25
18	7,38	1,29	7,21	3,60
19	6,91	1,59	4,63	6,63
20	5,49	1,27	6,11	6,25
21	6,98	2,15	5,74	5,02
22	5,88	1,97	4,55	4,90
23	6,35	2,17	6,64	4,59
24	5,68	2,13	8,69	6,32
25	6,18	0,82	4,85	6,72
26	6,84	2,09	5,16	5,72
27	6,32	2,01	4,86	4,56
28	6,90	2,27	5,54	11,14
29	5,14	2,28	6,45	3,97
30	7,68	2,21	7,38	4,11
minimum	5,02	0,78	4,55	1,02
maksimum	8,79	2,90	8,80	11,14
średnia	6,69	1,75	6,18	5,54
SD	0,94	0,55	1,16	1,92

Tabela 3. Badanie siły ścinania silikonu w [N] na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Adhesive firmy Coltène (Szwajcaria).

Badając siły ścinania silikonu Hydrolise firmy Zhermack (Włochy) na płycie akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Universal Adhesive firmy Heraeus (Niemcy) okazało się, iż [tabela 4.]:

Minimalna siła połączenia silikonu z akrylem za pomocą kleju wynosiła 7,15 [N], maksymalna 15,98 [N], a średnia 12,29 [N].

Minimalna siła połączenia silikonu z kompozytem za pomocą kleju wynosiła 4,78 [N], maksymalna 9,50 [N], a średnia 6,70 [N].

Minimalna siła połączenia silikonu z szelakiem za pomocą kleju wynosiła 7,85 [N], maksymalna 18,12 [N], a średnia 12,59 [N].

Minimalna siła połączenia silikonu z tworzywem termoplastycznym za pomocą kleju wynosiła 6,18 [N], maksymalna 26,15 [N], a średnia 16,73 [N].

Lp.	Silikon na akrylu	Silikon na kompozycie	Silikon na szelaku	Silikon na tworzywie termoplastycznym
1	7,15	5,12	13,47	12,31
2	10,11	6,43	17,74	23,47
3	10,39	7,14	12,22	16,00
4	14,78	7,48	13,75	15,78
5	13,59	7,24	12,81	17,97
6	11,06	8,53	9,49	8,83
7	9,06	8,01	12,70	18,72
8	12,63	5,75	13,42	12,03
9	12,07	6,37	8,51	6,18
10	10,99	6,79	13,48	14,48
11	11,13	6,74	8,85	15,79
12	10,87	6,44	14,77	15,44
13	10,24	7,31	11,05	17,88
14	15,14	5,80	16,04	26,15
15	15,98	6,02	14,40	18,08
16	13,65	6,09	15,65	25,44
17	12,44	7,05	13,30	19,12
18	14,15	6,49	18,12	21,37
19	12,59	5,15	10,59	16,01
20	15,59	4,94	11,68	7,39
21	10,30	7,49	13,43	17,55
22	12,82	6,05	9,54	22,61
23	12,14	7,04	10,91	19,62
24	10,91	6,55	11,26	20,13
25	13,41	9,50	10,52	14,99
26	12,68	7,55	10,79	11,65
27	15,23	7,71	14,73	13,30
28	13,09	6,54	15,34	15,55
29	10,67	4,78	11,35	20,32
30	13,81	6,99	7,85	17,78

minimum	7,15	4,78	7,85	6,18
maksimum	15,98	9,50	18,12	26,15
średnia	12,29	6,70	12,59	16,73
SD	2,07	1,05	2,60	4,80

Tabela 4. Badanie siły ścinania silikonu w [N] na płycie akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Universal Adhesive firmy Heraeus (Niemcy).

Badając siły ścinania polietery Impregum Garant L Duosoft (U.S.A.) na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Omni-Löffeladhäsiv-A&P – Liquid firmy Omni Dent (Niemcy) okazało się, iż [tabela 5.]:

Minimalna siła połączenia silikonu z akrylem za pomocą kleju wynosiła 3,53 [N], maksymalna 7,47 [N], a średnia 5,33 [N].

Minimalna siła połączenia silikonu z kompozytem za pomocą kleju wynosiła 5,58 [N], maksymalna 20,12 [N], a średnia 11,44 [N].

Minimalna siła połączenia silikonu z szlakiem za pomocą kleju wynosiła 4,54 [N], maksymalna 12,00 [N], a średnia 6,80 [N].

Minimalna siła połączenia silikonu z tworzywem termoplastycznym za pomocą kleju wynosiła 3,80 [N], maksymalna 8,96 [N], a średnia 5,69 [N].

Lp.	Poliester na akrylu	Poliester na kompozycie	Poliester na szelaku	Poliester na tworzywie termoplastycznym
1	4,80	14,19	7,01	5,71
2	6,20	6,60	8,30	6,36
3	3,70	10,39	7,37	3,80
4	6,24	12,74	6,35	7,09
5	7,19	10,74	6,98	6,08
6	5,69	11,19	6,86	5,20
7	5,63	7,75	8,58	4,51
8	4,68	9,30	6,33	4,71
9	5,68	8,45	6,60	4,13
10	5,53	13,91	9,58	4,94
11	5,45	14,81	12,00	5,04
12	4,99	14,05	4,54	5,11
13	4,96	11,81	5,92	4,92
14	5,50	8,02	6,44	6,08
15	7,47	7,44	6,96	7,46
16	4,55	20,12	5,69	6,06
17	3,53	11,81	6,32	6,02
18	6,51	11,52	4,68	6,20
19	6,88	10,22	5,51	4,83
20	4,41	14,30	6,98	5,48
21	4,17	5,58	4,60	5,66
22	5,73	14,63	6,48	5,94
23	5,58	12,87	9,42	6,88
24	3,95	16,61	7,17	5,46
25	4,49	16,35	5,54	8,96
26	5,13	11,64	6,49	7,19
27	5,14	9,99	5,17	5,52
28	3,92	8,07	6,76	5,55
29	6,76	11,29	8,04	5,51
30	5,67	6,72	5,24	4,23
minimum	3,53	5,58	4,54	3,80
maksimum	7,47	20,12	12,00	8,96
średnia	5,34	11,44	6,80	5,69
SD	1,03	3,38	1,61	1,09

Tabela 5. Badanie siły ścinania polietery w [N] na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Omni-Löffeladhäsiv-A&P – Liquid firmy Omni Dent (Niemcy).

Badając siły ścinania polieteru Impregum Garant L Duosoft (U.S.A.) na płytce akrylowej, połączonej klejem Polyether Adhesive firmy 3M ESPE (U.S.A) okazało się, iż [tabela 6]:
Minimalna siła połączenia silikonu z akrylem za pomocą kleju wynosiła 3,22 [N], maksymalna 10,46 [N], a średnia 6,00 [N].

Lp.	Polieter na akrylu
1	4,79
2	4,59
3	6,27
4	5,49
5	4,99
6	5,06
7	5,49
8	6,54
9	4,42
10	10,07
11	6,81
12	6,17
13	7,01
14	7,68
15	4,65
16	7,53
17	4,26
18	5,38
19	4,44
20	4,55
21	5,17
22	5,70
23	3,22
24	6,18
25	6,28
26	8,45
27	7,66
28	5,65
29	5,16
30	10,46

minimum	3,22
maksimum	10,46
średnia	6,00
SD	1,66

Tabela 6. Badanie siły ścinania polieteru w [N] na płytce akrylowej połączonej klejem Polyether Adhesive firmy 3M ESPE (U.S.A).

4.2. Badania próbek na zrywanie

Badając siły zrywania silikonu Hydrolise firmy Zhermack (Włochy) na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Universal Tray Adhesive firmy Zhermack (Włochy) okazało się, iż [tabela 7]:

Minimalna siła połączenia silikonu z akrylem za pomocą kleju wynosiła 10,95 [N], maksymalna 19,72 [N], a średnia 15,95 [N].

Minimalna siła połączenia silikonu z kompozytem za pomocą kleju wynosiła 3,26 [N], maksymalna 18,91 [N], a średnia 8,00 [N].

Minimalna siła połączenia silikonu z szelakiem za pomocą kleju wynosiła 7,17 [N], maksymalna 19,31 [N], a średnia 11,79 [N].

Minimalna siła połączenia silikonu z tworzywem termoplastycznym za pomocą kleju wynosiła 7,14 [N], maksymalna 22,12 [N], a średnia 12,37 [N].

Lp.	Silikon na akrylu	Silikon na kompozycie	Silikon na szelaku	Silikon na tworzywie termoplastycznym
1	19,72	10,57	10,71	12,10
2	19,61	12,97	16,02	17,94
3	14,51	11,40	11,03	15,80
4	19,37	18,91	12,65	16,77
5	19,24	12,72	13,43	11,99
6	16,40	7,61	12,24	11,74
7	18,57	3,26	14,33	9,79
8	18,64	8,55	10,34	9,39
9	16,39	7,87	11,43	12,61
10	16,84	6,89	15,48	11,27
11	15,61	6,20	10,44	11,72
12	17,65	6,65	15,08	9,10
13	17,75	4,67	9,18	9,69
14	15,91	5,94	9,96	11,13
15	13,53	5,35	16,25	9,47
16	10,15	3,65	19,31	15,55
17	16,59	8,62	10,42	9,04
18	14,06	3,83	11,68	7,14
19	13,65	9,53	10,32	16,08
20	17,71	5,73	12,74	8,25
21	17,24	9,97	14,01	9,83
22	13,51	7,39	7,17	14,60
23	13,53	5,75	9,85	10,08
24	17,99	7,47	8,26	11,72
25	16,04	8,02	10,69	22,12
26	14,64	7,87	8,07	12,02
27	14,84	6,95	13,16	12,51
28	10,75	7,57	11,28	18,58
29	13,38	10,02	8,82	8,61
30	14,64	8,14	9,48	14,54
minimum	10,15	3,26	7,17	7,14
maksimum	19,72	18,91	19,31	22,12
średnia	15,95	8,00	11,79	12,37
SD	2,50	3,19	2,78	3,51

Tabela 7. Badanie siły zrywania silikonu w [N] na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Universal Tray Adhesive firmy Zhermack (Włochy).

Badając siły zrywania silikonu Hydrolise firmy Zhermack (Włochy) na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Adhesive firmy Bisico (Niemcy) okazało się, iż [tabela 8.]:

Minimalna siła połączenia silikonu z akrylem za pomocą kleju wynosiła 9,13 [N], maksymalna 16,28 [N], a średnia 12,79 [N].

Minimalna siła połączenia silikonu z kompozytem za pomocą kleju wynosiła 2,16 [N], maksymalna 9,65 [N], a średnia 5,09 [N].

Minimalna siła połączenia silikonu z szelakiem za pomocą kleju wynosiła 6,43 [N], maksymalna 14,92 [N], a średnia 11,24 [N].

Minimalna siła połączenia silikonu z tworzywem termoplastycznym za pomocą kleju wynosiła 8,81 [N], maksymalna 11,59 [N], a średnia 14,77 [N].

Lp.	Silikon na akrylu	Silikon na kompozycie	Silikon na szelaku	Silikon na tworzywie termoplastycznym
1	14,07	6,95	11,43	10,74
2	12,04	5,45	11,16	14,77
3	13,38	2,74	12,11	8,94
4	11,36	2,62	10,81	14,10
5	11,98	6,49	12,77	9,27
6	15,43	2,98	7,49	12,99
7	11,91	7,86	6,43	8,81
8	13,19	4,18	9,50	12,59
9	13,30	2,82	12,33	11,61
10	12,06	8,32	11,95	12,78
11	14,29	3,58	12,13	13,84
12	14,12	3,15	14,92	13,07
13	9,13	3,26	11,56	9,53
14	11,51	5,39	12,94	12,13
15	13,26	3,63	11,09	11,63
16	14,47	3,30	11,37	12,07
17	11,81	2,84	12,72	12,22
18	12,79	2,68	11,66	9,02
19	11,28	2,40	11,48	10,78
20	10,59	9,21	11,96	13,01
21	14,15	5,21	13,09	9,51
22	12,54	2,16	12,59	12,58
23	11,77	2,44	11,58	11,98
24	13,04	3,79	7,46	10,59
25	16,28	4,11	9,27	10,36
26	11,08	8,32	11,65	11,59
27	13,77	9,19	7,87	10,36
28	14,24	8,91	9,02	13,78
29	12,57	9,65	12,14	11,47
30	12,44	8,96	14,81	11,46
minimum	9,13	2,16	6,43	8,81
maksimum	16,28	9,65	14,92	14,77
średnia	12,79	5,09	11,24	11,59
SD	1,50	2,57	2,03	1,64

Tabela 8. Badanie siły zrywania silikonu w [N] na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Adhesive firmy Bisico (Niemcy).

Badając siły zrywania silikonu Hydrolise firmy Zhermack (Włochy) na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Universal Adhesive firmy Heraeus (Niemcy) okazało się, iż [tabela 9.]:

Minimalna siła połączenia silikonu z akrylem za pomocą kleju wynosiła 11,72 [N], maksymalna 23,07 [N], a średnia 18,18 [N].

Minimalna siła połączenia silikonu z kompozytem za pomocą kleju wynosiła 2,64 [N], maksymalna 11,02 [N], a średnia 6,58 [N].

Minimalna siła połączenia silikonu z szlakiem za pomocą kleju wynosiła 12,59 [N], maksymalna 24,59 [N], a średnia 19,78 [N].

Minimalna siła połączenia silikonu z tworzywem termoplastycznym za pomocą kleju wynosiła 8,52 [N], maksymalna 22,08 [N], a średnia 14,32 [N].

Lp.	Silikon na akrylu	Silikon na kompozycie	Silikon na szelaku	Silikon na tworzywie termoplastycznym
1	21,42	3,62	22,97	22,08
2	15,52	4,29	16,93	12,36
3	16,78	3,96	14,88	16,86
4	17,32	6,70	20,29	13,77
5	23,07	8,05	19,88	18,01
6	15,98	8,21	17,36	11,11
7	14,11	4,01	20,04	13,74
8	18,79	4,67	23,26	9,95
9	11,72	7,51	21,83	13,86
10	14,79	5,53	18,29	15,27
11	15,06	5,43	23,03	14,90
12	21,06	5,34	22,71	12,07
13	12,79	6,76	23,79	12,75
14	20,99	8,07	23,73	13,39
15	12,43	11,02	19,07	13,82
16	22,65	7,43	18,69	14,07
17	17,51	4,01	14,06	10,59
18	17,07	10,04	12,59	19,70
19	19,43	7,80	18,41	10,02
20	12,48	2,64	18,16	18,74
21	22,51	4,44	22,51	14,10
22	21,46	7,09	19,38	8,52
23	22,43	6,18	13,55	15,93
24	20,76	7,62	19,45	13,53
25	20,80	4,86	18,38	21,06
26	17,64	8,84	22,37	18,61
27	21,67	5,04	21,95	16,12
28	20,79	8,95	19,74	12,23
29	19,89	9,77	21,63	11,83
30	16,49	9,52	24,59	10,51
minimum	11,72	2,64	12,59	8,52
maksimum	23,07	11,02	24,59	22,08
średnia	18,18	6,58	19,78	14,32
SD	3,47	2,20	3,19	3,39

Tabela 9. Badanie siły zrywania silikonu w [N] na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Universal Adhesive firmy Heraeus (Niemcy).

Badając siły zrywania silikonu Hydrolise firmy Zhermack (Włochy) na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Adhesive firmy Coltène (Szwajcaria) okazało się, iż [tabela 10.]:

Minimalna siła połączenia silikonu z akrylem za pomocą kleju wynosiła 11,42 [N], maksymalna 19,26 [N], a średnia 15,17 [N].

Minimalna siła połączenia silikonu z kompozytem za pomocą kleju wynosiła 6,25 [N], maksymalna 12,36 [N], a średnia 8,79 [N].

Minimalna siła połączenia silikonu z szlakiem za pomocą kleju wynosiła 10,34 [N], maksymalna 18,64 [N], a średnia 14,79 [N].

Minimalna siła połączenia silikonu z tworzywem termoplastycznym za pomocą kleju wynosiła 9,65 [N], maksymalna 17,95 [N], a średnia 14,41 [N].

Lp.	Silikon na akrylu	Silikon na kompozycie	Silikon na szelaku	Silikon na tworzywie termoplastycznym
1	15,59	11,90	16,92	13,63
2	16,42	7,15	18,64	17,19
3	13,94	6,82	12,72	15,87
4	13,94	9,10	16,60	14,49
5	15,78	6,75	13,77	17,31
6	18,76	10,49	16,00	11,65
7	14,26	7,05	17,16	17,26
8	17,23	7,13	13,68	12,72
9	14,78	8,02	14,18	15,05
10	12,99	6,47	15,96	15,63
11	19,26	10,22	13,79	12,71
12	13,76	12,36	12,15	17,95
13	12,50	11,73	17,20	16,89
14	13,40	6,25	13,02	9,65
15	12,69	9,36	14,64	13,88
16	15,36	10,14	13,27	11,40
17	18,53	9,71	17,91	12,68
18	14,54	7,31	13,77	15,15
19	15,17	10,84	13,48	15,49
20	11,42	10,16	16,47	9,87
21	15,52	8,82	17,84	11,69
22	16,45	11,06	16,08	13,84
23	16,19	7,82	14,31	14,66
24	17,10	7,60	15,77	15,68
25	17,09	9,96	13,16	15,36
26	14,37	7,86	14,12	14,57
27	15,13	6,86	12,42	16,18
28	14,64	8,72	12,97	17,49
29	14,47	7,46	15,45	14,81
30	13,87	8,51	10,34	11,44
minimum	11,42	6,25	10,34	9,65
maksimum	19,26	12,36	18,64	17,95
średnia	15,17	8,79	14,79	14,41
SD	1,88	1,78	2,01	2,28

Tabela 10. Badanie siły zrywania silikonu w [N] na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Adhesive firmy Coltène (Szwajcaria).

Badając siły zrywania polieteru Impregum Garant L Duosoft (U.S.A.) na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Omni-Löffeladhäsiv-A&P – Liquid firmy Omni Dent (Niemcy) okazało się, iż [tabela 11.]:

Minimalna siła połączenia silikonu z akrylem za pomocą kleju wynosiła 16,83 [N], maksymalna 27,06 [N], a średnia 21,34 [N].

Minimalna siła połączenia silikonu z kompozytem za pomocą kleju wynosiła 20,34 [N], maksymalna 34,72 [N], a średnia 27,30 [N].

Minimalna siła połączenia silikonu z szlakiem za pomocą kleju wynosiła 13,69 [N], maksymalna 40,30 [N], a średnia 28,42 [N].

Minimalna siła połączenia silikonu z tworzywem termoplastycznym za pomocą kleju wynosiła 13,43 [N], maksymalna 24,19 [N], a średnia 19,80 [N].

Lp.	Polieter na akrylu	Polieter na kompozycie	Polieter na szelaku	Polieter na tworzywie termoplastycznym
1	18,95	27,20	34,75	23,84
2	19,41	33,48	26,48	13,43
3	22,73	25,42	32,82	20,99
4	27,06	21,83	13,69	20,49
5	17,69	24,22	29,91	18,49
6	18,52	29,60	25,10	22,71
7	18,85	32,73	23,86	16,03
8	20,44	31,95	29,67	14,81
9	25,87	29,67	27,37	20,77
10	20,10	22,30	18,55	23,94
11	23,17	27,40	16,31	17,95
12	21,46	24,18	28,18	17,81
13	18,24	29,85	23,66	20,57
14	20,83	29,54	27,63	19,40
15	23,80	21,60	22,46	19,15
16	22,74	22,01	30,22	17,73
17	19,45	23,64	27,34	20,51
18	24,02	30,26	26,13	14,09
19	23,33	34,72	28,46	24,19
20	19,27	32,78	26,62	20,96
21	22,58	28,00	40,30	17,93
22	21,08	23,09	30,44	23,31
23	20,43	23,67	35,56	20,42
24	19,85	28,11	28,91	19,48
25	21,86	26,39	34,93	21,33
26	23,72	30,04	36,48	22,16
27	22,85	20,34	21,16	22,33
28	26,94	29,52	36,54	18,61
29	18,22	29,49	36,61	22,81
30	16,83	26,02	32,40	17,77
minimum	16,83	20,34	13,69	13,43
maksimum	27,06	34,72	40,30	24,19
średnia	21,34	27,30	28,42	19,80
SD	2,68	3,97	6,26	2,86

Tabela 11. Badanie siły zrywania polieteru w [N] na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Omni-Löffeladhäsiv-A&P – Liquid firmy Omni Dent (Niemcy).

Badając siły zrywania polieteru Impregum Garant L Duosoft (U.S.A.) na płytce akrylowej, połączonej klejem Polyether Adhesive firmy 3M ESPE (U.S.A) okazało się, iż [tabela 12.]: Minimalna siła połączenia silikonu z akrylem za pomocą kleju wynosiła 16,61 [N], maksymalna 29,95 [N], a średnia 24,01 [N].

Lp.	Polieter na akrylu
1	24,05
2	24,40
3	19,51
4	23,66
5	26,39
6	27,67
7	25,11
8	20,61
9	26,48
10	27,76
11	26,65
12	22,77
13	20,46
14	20,37
15	21,18
16	19,96
17	23,48
18	21,67
19	22,64
20	20,65
21	26,38
22	23,55
23	29,95
24	16,61
25	23,69
26	24,29
27	28,55
28	27,72
29	28,97
30	25,22

minimum	16,61
maksimum	29,95
średnia	24,01
SD	3,25

Tabela 12. Badanie siły zrywania polieteru w [N] na płytce akrylowej połączonej klejem Polyether Adhesive firmy 3M ESPE (U.S.A).

Analizując wyniki badania na ścinanie połączenia silikonu wyciskowego Hydrolise firmy Zhermack i masy polieterowej Impregum Garant L Duosoft należy stwierdzić, że najwyższa minimalna siła na ścinanie wystąpiła w połączeniu silikonu z szlakiem przy zastosowaniu kleju Universal Adhesive firmy Heraeus i wynosiła 7,85 [N]. Biorąc pod uwagę maksymalną siłę ścinania, wystąpiła ona przy zastosowaniu kleju Universal Adhesive firmy Heraeus przy połączeniu z tworzywem termoplastycznym i wynosiła 26,15 [N].

Analizując wyniki badania na zrywanie połączenia silikonu wyciskowego Hydrolise firmy Zhermack i masy polieterowej Impregum Garant L Duosoft stwierdzono, że najwyższa minimalna siła na zrywanie wystąpiła w przypadku połączenia masy polieterowej Impregum Garant L Duosoft z kompozytem przy zastosowaniu kleju Omni-Löffeladhäsiv-A&P – Liquid firmy Omni Dent i wynosiła 20,34 [N]. Biorąc pod uwagę maksymalną siłę zrywania wystąpiła ona przy zastosowaniu kleju Omni-Löffeladhäsiv-A&P – Liquid firmy Omni Dent przy połączeniu z szlakiem i wynosiła 40,30 [N].

4.3. Statystyczne wyniki badań

Analizę statystyczną przeprowadzono wykorzystując oprogramowanie STATISTICA version 12 firmy Stat Inc., Tulsa, USA.

Badane cechy o wartościach ciągłych charakteryzowano parametrami rozkładu tych cech tj. wartością średnią i odchyleniem standardowym (SD) oraz liczebnością N próby. Do analizy materiału statystycznego posłużono się: dla tych cech – testem Kołmogorowa-Smirnowa lub/i Shapiro-Wilka do badania normalności ich rozkładu, testem t-Studenta dla prób niezależnych, jednoczynnikową oraz wieloczynnikową analizą wariancji (ANOVA oraz MANOVA), wykorzystując testy post-hoc Tukeya lub/i nieparametryczny test Manna-Whitney'a, testami t-Studenta oraz Wilcoxon dla prób zależnych. Badano również powiązanie cech ciągłych między sobą za pomocą wyznaczenia współczynnika korelacji Pearsona. Do określenia poziomu jakości badanych materiałów stomatologicznych w aspekcie sił ścinająco-zrywających zastosowano metodę Krefft. Dopuszczalny błąd oceny statystycznej przyjęto na poziomie 5%, oznaczając go jako poziom istotności statystycznej $p \leq 0,05$. Jeśli poziom istotności był większy niż 0,05, wówczas mówimy o braku różnicy istotnej statystycznie i oznaczamy przez NS. W pracy przedstawiono również wyniki różniące się na poziomach istotności $p \leq 0,01$ (silny związek) oraz $p \leq 0,001$ (bardzo silny związek).

Metoda Krefft [79,80,81] to model statystyczny, umożliwiający na podstawie zebranego materiału empirycznego dla występującej w modelu liczby k zmiennych losowych (cech) wyznaczenie bezpośrednio niemierzalnej funkcji syntetycznej o rozkładzie normalnym, opisującej stan badanego zjawiska z określonym błędem. W pracy tę funkcję nazywamy poziomem jakości materiału stomatologicznego.

Ogólnie model funkcji syntetycznej opisującej poziom jakości materiału stomatologicznego jest wyrażony wzorem :

$$Y = \phi (X_1, X_2, \dots, X_k) \quad (1)$$

gdzie:

- Y – poziom jakości materiału stomatologicznego o rzeczywistych wartościach liczbowych.

- X_1, X_2, \dots, X_k - zmienne losowe zwane cechami rzutującymi na nasilenie tego poziomu.

Uwzględniając podstawy identyfikacji modelu (1), Krefft podkreśla, że nim model (1) zostanie wprowadzony do uzyskiwania pomiarów poziomu jakości materiału stomatologicznego, realizowany jest algorytm jego identyfikacji z wykorzystaniem odpowiedniego materiału empirycznego, który w dalszym ciągu będzie omówiony i zaprezentowany. Nie zmienia ogólności rozważań założenie, że identyfikowany będzie model liniowy (2). Liniowość modelu jest uzasadniona tym, że zmienna Y jest zmienną losową, uwarunkowaną wartościami wielu zmiennych losowych, a zatem można założyć, że rozkład takiej zmiennej jest co najmniej asymptotycznie normalny.

$$Y = \beta_0 + \beta_1 X_1 + \beta_2 X_2 + \beta_k X_k + \xi, \quad (2)$$

gdzie: Y – zmienna syntetyczna (PJM - poziom jakości materiału)

$X_1, X_2, X_3, \dots, X_k$ – zmienne opisujące poziom jakości materiału stomatologicznego

$\beta_0, \beta_1, \dots, \beta_k$ – parametry (charakterystyki) modelu (2)

ξ - składnik losowy.

Identyfikacja statystyczna modelu (2) czyli wyznaczenie wartości estymatorów parametrów $\beta_0, \beta_1, \dots, \beta_k$ i weryfikacja statystyczna innych charakterystyk modelu (2) takich jak wyznaczenie charakterystyki świadczącej o stopniu dopasowania uzyskanego modelu do danych empirycznych, badanie istotności poszczególnych parametrów modelu (2) stanowią podstawy do tego, aby model (2) mógł być przyjęty jako model statystyczny, co oznacza, że wyniki uzyskiwane na podstawie takiego modelu dotyczą całej populacji, którą reprezentuje materiał doświadczalny wykorzystany do identyfikacji modelu.

Identyfikacja modelu stanowiącego funkcję jakości materiału stomatologicznego jest uzyskiwana przy zastosowaniu algorytmu, którego autorem jest Anna Krefft (1999). Wymaga on, aby eksperymentator dysponował materiałem doświadczalnym w postaci $n > k$ pomiarów k cech $X_1, X_2, X_3, \dots, X_k$ oraz informacjami o „kierunkach wpływu” każdej z k cech występujących w modelu na poziomie jakości materiału stomatologicznego.

Kierunki wpływu poszczególnych cech w modelu (2) wyrażają się znakami „+” (plus) albo „-” (minus). Kierunek wpływu zmiennej losowej X_i , $i = 1, 2, \dots, 23$ wyraża się znakiem „+” (plus) - jest dodatni -, jeśli zmienna X_i w stosunku do poziomu jakości materiału ma charakter stymulujący, co oznacza, że wzrost lub spadek poziomu tej zmiennej sprzyja też odpowiednio wzrostowi lub spadkowi wartości zmiennej Y . Natomiast kierunek wpływu zmiennej losowej X_i w modelu (2) jest „-” (ujemny), jeśli zmienna ta ma dystymulujący charakter wpływu na zmienną Y w modelu (2). Co oznacza, że zmienna X_i rosnąc, sprzyja spadkowi stanu zmiennej Y , a malejąc – sprzyja wzrostowi zmiennej Y . W tym przypadku kierunek wpływu zmiennej X_i oznacza się znakiem „-” (minus).

Informacje o „kierunkach wpływu” poszczególnych k cech występujących w modelu na poziom jakości materiału stomatologicznego, stanowi integralną wiedzę badającego wynikającą z jego doświadczenia.

Algorytm ten, umożliwił wygenerowanie wektora \hat{Y} o rozkładzie normalnym w ten sposób, aby każda jego składowa uwzględniała, po pierwsze – powiązania między poszczególnymi cechami a zmienną Y , i po drugie, aby każda składowa zmiennej Y uwzględniała równocześnie wzajemne powiązania zachodzące między zmiennymi losowymi występującymi w modelu. W ten sposób uzyskujemy model zmiennej Y postaci:

$$\hat{Y} = b_0 + b_1 X_1 + b_2 X_2 + \dots + b_k X_k \quad (3)$$

opisujący poziom jakości materiału stomatologicznego, który będziemy dalej oznaczać jako YPJMS. Model ten przy znanym wektorze b o składowych $b_0, b_1, b_2, \dots, b_k$ pozwala dla każdego zestawu badań „i” cech $X_{i1}, X_{i2}, \dots, X_{ik}$ wyznaczyć wartość \hat{y}_i . Z kolei, dla korzystania z wygodniejszej skali dla zmiennej syntetycznej niż jest skala wartości \hat{Y} , możliwe jest wprowadzenie przejścia ze skali wartości \hat{Y} na skalę wartości Z w postaci odcinka $(0,1)$ za pomocą wzoru,

$$Z = \frac{e^{\hat{Y}}}{1 + e^{\hat{Y}}} \quad (4)$$

gdzie litera e (stała Eulera) oznacza podstawę logarytmów naturalnych, $e \approx 2,78$

Należy też zauważyć, iż uzyskany model (3) podlega weryfikacji ze względu na dopasowanie uzyskanych

według modelu wartości \hat{Y} dla danych rzeczywistych. Wartości wskaźnika dopasowania ϕ^2 dla poszczególnych modeli znajdować się mogą tylko w przedziale $\{0 - 1\}$, toteż im bliżej zera znajduje się wartość wskaźnika ϕ^2 , tym dokładniej dany model opisuje rozważaną zmienną syntetyczną. Stąd nazywamy go błędem metody i możemy go wyrazić w procentach.

Poziom jakości materiału badanego

Na materiał empiryczny składają się pomiary 2 zmiennych losowych; stanowiące siły:

X_1 – siła ścinająca

X_2 - siła zrywająca

powodujące destrukcję klejonego podłoża o wartościach rzeczywistych mierzonych w Niutonach, uzyskane na drodze eksperymentu 30-stu próbek dla każdego z 4 typów materiałów podłoża klejonego 2-ma rodzajami kleju oraz 2 kierunki wpływu tych cech na poziom jakości materiału przedstawione w tabeli 1.

Identyfikacja modelu I

Zastosowanie algorytmu Krefft na w/w materiale empirycznym zebranych dla kleju do silikonu umożliwiło zidentyfikowanie modelu z błędem dopasowania $\phi^2 = 1,74\%$ postaci

$$\hat{Y} = b_0 + b_1 X_1 + b_2 X_2 \quad (5)$$

gdzie wektor b o składowych $[-2,594; 0,1240; 0,1307]$ jest estymatorem parametrów $\beta_0, \beta_1, \beta_2$

zaś poziom jakości materiału stomatologicznego mierzony w skali 0 – 1 wyznaczamy z wzoru (4) i oznaczamy symbolem ZPJMS.

W modelu tym uzyskujemy wagi (estymatory) poszczególnych cech mierzone współczynnikiem korelacji każdej z dwóch sił ze zmienną poziomu jakości materiału YPJMS określoną we wzorze (5). Wartości tych wag zweryfikowane statystycznie przedstawia tabela 13.

Cechy	Składowe wektora b	Wagi	Wynik testu	Kierunki wpływu
X1	0,1240	0,8368	STAT	+

X2	0,1307	0,8714	STAT	+
Wyraz wolny	-2,5941		STAT	

Tabela 13. Estymatory parametrów β modelu, wag oraz kierunki wpływu 2 cech opisujących poziom jakości materiału stomatologicznego YPJMS dla kleju do silikonu; STAT ozn., że dana składowa wektora b oraz waga różni się istotnie statystycznie od wartości zerowej na poziomie $p < 0,05$.

Należy zauważyć, że wartości estymatorów wag występujących w modelu cech mają znak zgodny z kierunkami ich wpływu na poziom YPJMS. Im większa jest wartość bezwzględna estymatora wagi i-tej cechy diagnostycznej, tym większa jest jej siła powiązania z poziomem jakości YPJMS. Zaś same cechy są między sobą silnie powiązane, $r(X1, X2) = 0,49$ (STAT).

Błąd dopasowania $\varphi_2 = 1,74\%$ jest bardzo mały. Świadczy to o tym, że wybrane cechy są „współliniowe” tzn. ze formuła (5) jest wzorcem do badania poziomu jakości materiału stomatologicznego.

Identyfikacja modelu II

Zastosowany algorytm Krefft na materiale empirycznym zebrany dla kleju do polieteru pozwolił na zidentyfikowanie modelu (3) z błędem dopasowania $\varphi_2 = 1,27\%$ postaci

$$\hat{Y} = -14,3246 + 1,9275 X1 + 3,2469 X2 \quad (6)$$

Wartości wag statystycznie zweryfikowanych dla siły ścinającej i siły zrywającej zestawiono w tabeli 14. Zaś same cechy są między sobą słabo powiązane, $r(X1, X2) = 0,21$ (STAT).

Cechy	Składowe wektora b	Wagi	Wynik testu	Kierunki wpływu
X1	1,9275	0,7585	STAT	+
X2	3,2469	0,8042	STAT	+
Wyraz wolny	-14,3246		STAT	

Tabela 14. Estymatory parametrów β modelu, wag oraz kierunki wpływu 2 cech opisujących poziom jakości materiału stomatologicznego YPJMS dla kleju do polieteru; STAT ozn., że dana składowa wektora b oraz waga różni się istotnie statystycznie od wartości zerowej na poziomie $p < 0,05$.

Przykładowe wartości y_i oraz z_i dla $i = 1, 2, \dots, 10$ (dla pierwszych 10-ciu prób) dla kleju do silikonu i kleju do polieteru na materiale stomatologicznym typu A przedstawiono w tabeli 15.

LP	X1	X2	YPJMS	ZPJMS	X1	X2	YPJMS	ZPJMS
Kierunki wpływu	+	+	$\varphi_2 = 0,0174$		+	+	$\varphi_2 = 0,0127$	
Rodzaj kleju	do silikonu				do polieteru			
1	9,28	14,07	0,3895	0,5962	4,80	18,95	-1,2174	0,2284
2	6,18	12,04	-0,2454	0,4390	6,20	19,41	-0,7266	0,3259
3	5,95	13,38	-0,1577	0,4606	3,70	22,73	-1,0594	0,2574
4	6,44	11,36	-0,2713	0,4326	6,24	27,06	0,3176	0,5787
5	10,18	11,98	0,2982	0,5740	7,19	17,69	-0,7642	0,3177
6	8,73	15,43	0,4343	0,6069	5,69	18,52	-1,0130	0,2664
7	6,47	11,91	-0,2093	0,4479	5,63	18,85	-0,9760	0,2737
8	6,95	13,19	-0,0083	0,4979	4,68	20,44	-1,0239	0,2643
9	6,20	13,30	-0,1212	0,4697	5,68	25,87	0,0217	0,5054
10	7,03	12,06	-0,1045	0,4739	5,53	20,10	-0,8070	0,3085

Tabela 15. Wartości y_i oraz z_i syntetycznej funkcji diagnostycznej YPJMS oraz ZPJMS wyznaczone dla pierwszych 10-ciu prób dla kleju do silikonu i kleju do polieteru na materiale stomatologicznym typu A oraz kierunki wpływu sił ścinającej i zrywającej na poziom YPJMS (ZPJMS) i błąd dopasowania metody φ_2 .

4.3.1. Wyniki analizy statystycznej metodą Krefft

Z uwagi na fakt, iż siły ścinająca oraz zrywająca mierzone są w tych samych jednostkach, można zaproponować jako miarę poziomu jakości materiału stomatologicznego średnią wartość S_{sr} siły ścinającej i siły zrywającej, tym bardziej, że każda z tych sił charakteryzuje się rozkładem normalnym dla badanych rodzajów kleju.

Powstaje też naturalne pytanie, czy średnia siła ścinająco-zrywająca S_{sr} jest powiązana z poziomem jakości materiału stomatologicznego Y_{PJMS} wyprowadzonego w modelu Krefft.

W tym celu należy zmienną Y_{PJMS} o zestandaryzowanym rozkładzie normalnym $N(0,1)$ przeskalować do rozkładu $N(\mu, \sigma)$ zmiennej S_{sr} odpowiednio dla kleju do silikonu i dla kleju do polieteru wg wzoru:

$$y_p = y \cdot s + m \quad (7)$$

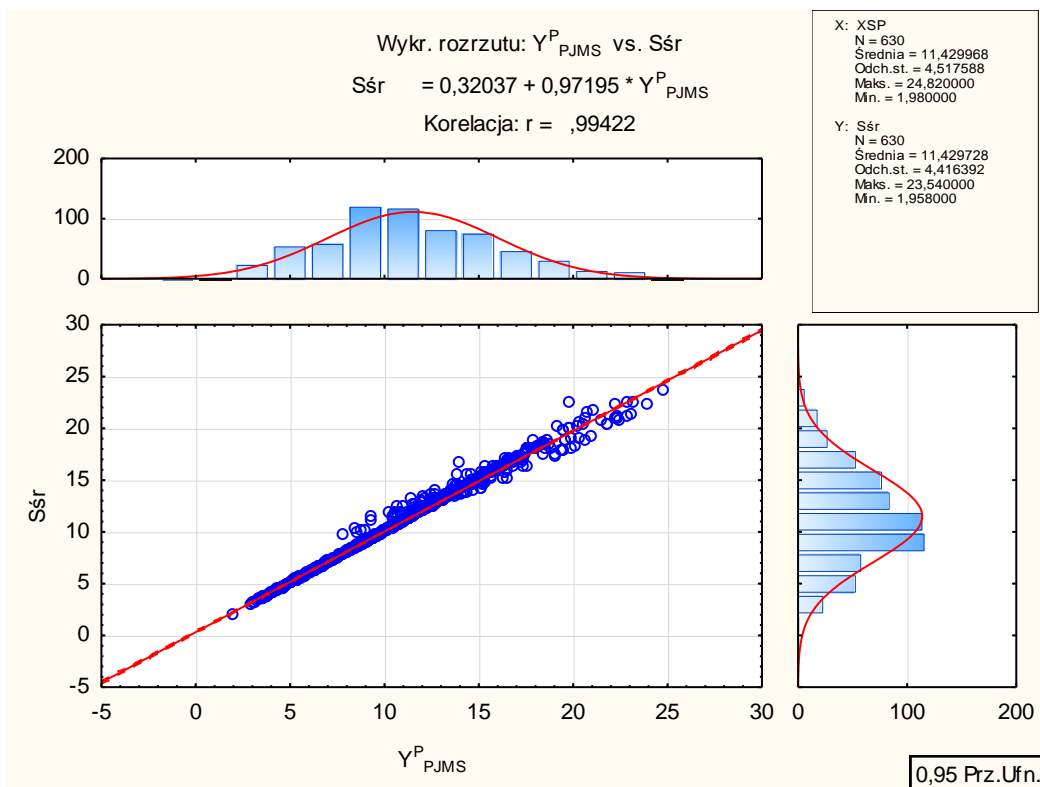
gdzie: s ozn. estymator odchylenia standardowego σ

m ozn. próbkową wartość średniej μ

Zabieg ten pozwala na reprezentowanie poziomu jakości materiału stomatologicznego jedną zmienną losową, niezależnie od rodzaju kleju Y_{PJMS} o wartościach określonych wzorem (7), podobnie jak reprezentuje poziom jakości zmienna S_{sr} .

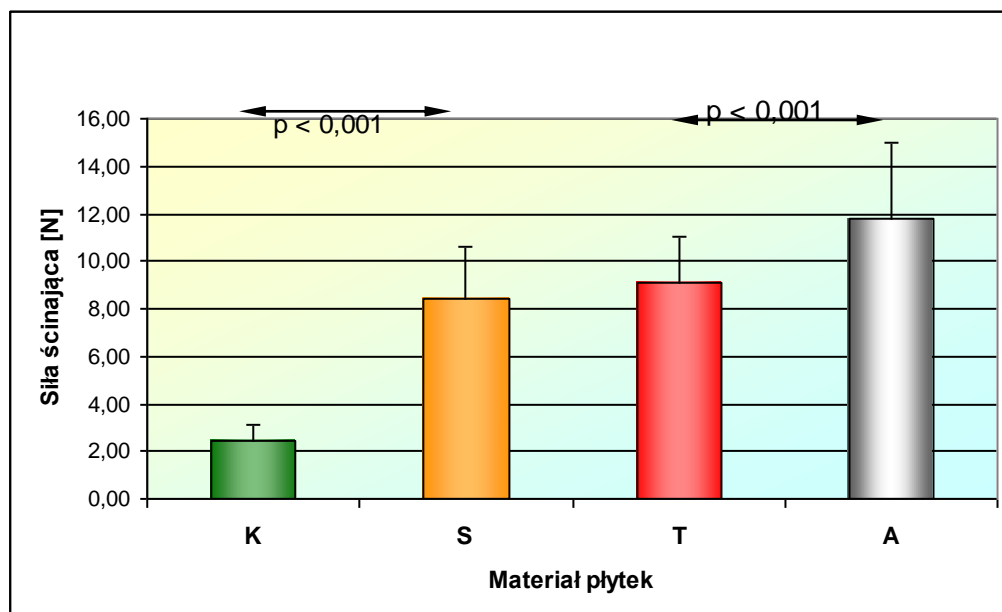
Wynik weryfikacji hipotezy zerowej o tym, że obie zmienne losowe reprezentują ten sam rozkład jakości materiału stomatologicznego $N(\mu, \sigma)$ testem t-Studenta dla zmiennych zależnych oraz nieparametrycznym testem Wilcozona potwierdził, że nie ma powodu do odrzucenia hipotezy zerowej. Oznacza to, że opis poziomu jakości materiału stomatologicznego obu zmiennymi Y_{PJMS} i S_{sr} jest równoważny i do dalszej analizy wystarczy wybrać jedną z nich, np. S_{sr} .

Istotnie obie zmienne są bardzo silnie z sobą powiązane, $r(Y_{\text{PJMS}}, S_{\text{sr}}) = 0.994$ i układają się wzdłuż linii prostej, jak pokazano na ryc.23.



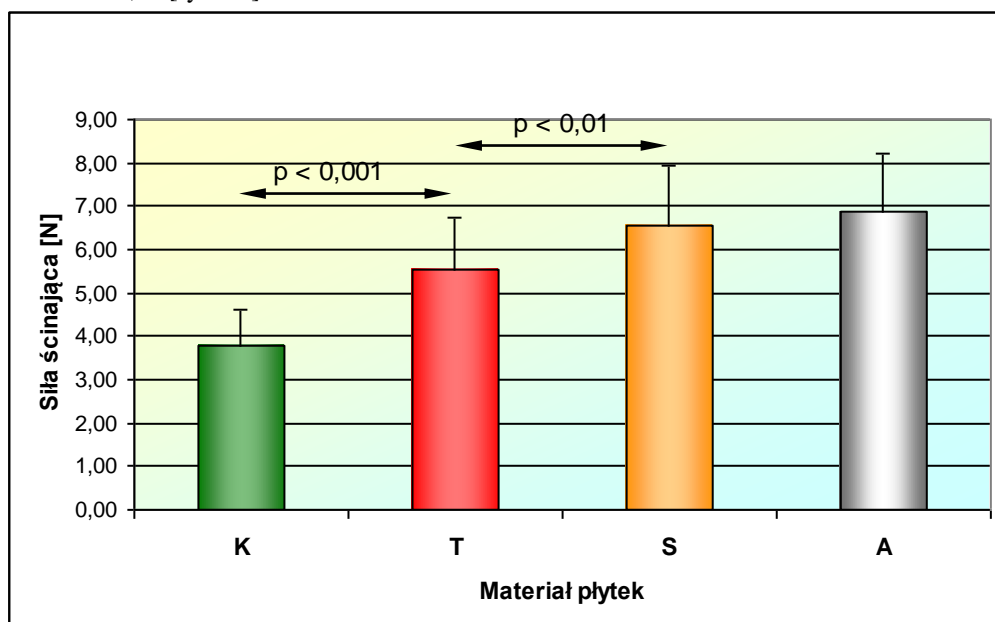
Ryc.23. Wykres rozrzutu wartości zmiennej S_{sr} względem zmiennej Y_{PJMS} , rozkłady tych zmiennych oraz ich charakterystyka parametryczna.

Badając siły ścinania silikonu Hydrolise firmy Zhermack (Włochy) na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Universal Tray Adhesive firmy Zhermack (Włochy) stwierdzono, iż [ryc.24.]:



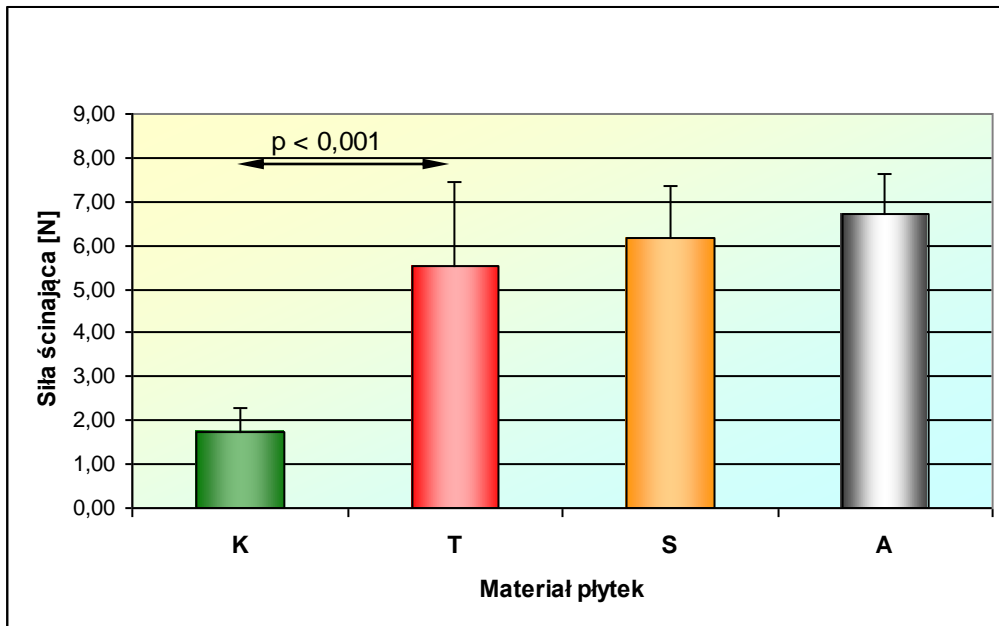
Ryc. 24. Zestawienie średnich wartości siły ścinającej silikonu klejonego klejem Universal Tray Adhesive firmy Zhermack do płytek kompozytowych (K), szelakowych (S), termofornowalnych (T), akrylowych (A) uszeregowane zgodnie z rosnącą średnią siłą ścinającą z oznaczeniem istotności statystycznej (\leftrightarrow) między poszczególnymi rodzajami materiału oraz siły tego związku ($p < 0,05$ - słaby związek, $p < 0,01$ silny związek lub $p < 0,001$ bardzo silny związek).

Badając siły ścinania silikonu Hydrolise firmy Zhermack (Włochy) na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Adhesive firmy Bisico (Niemcy) stwierdzono, iż [ryc.25.]:



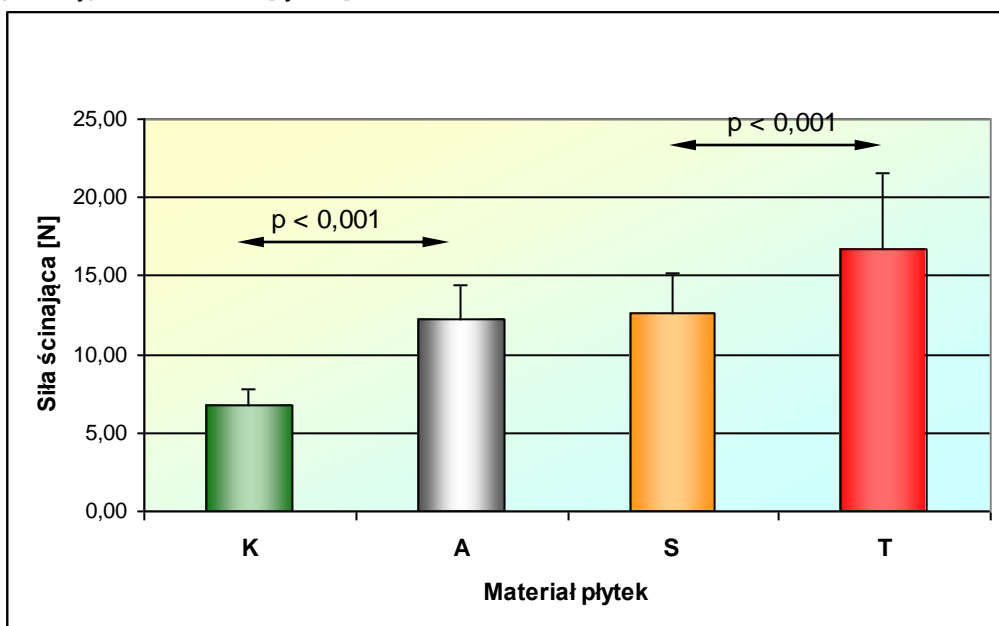
Ryc.25. Zestawienie średnich wartości siły ścinającej silikonu klejonego klejem Adhesive firmy Bisico do płytek kompozytowych (K), szelakowych (S), termofornowalnych (T), akrylowych (A) uszeregowane zgodnie z rosnącą średnią siłą ścinającą z oznaczeniem istotności statystycznej (\leftrightarrow) między poszczególnymi rodzajami materiału oraz siły tego związku ($p < 0,05$ - słaby związek, $p < 0,01$ silny związek lub $p < 0,001$ bardzo silny związek).

Badając siły ścinania silikonu Hydrolise firmy Zhermack (Włochy) na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Adhesive firmy Coltène (Włochy) stwierdzono, iż [ryc.26.]:



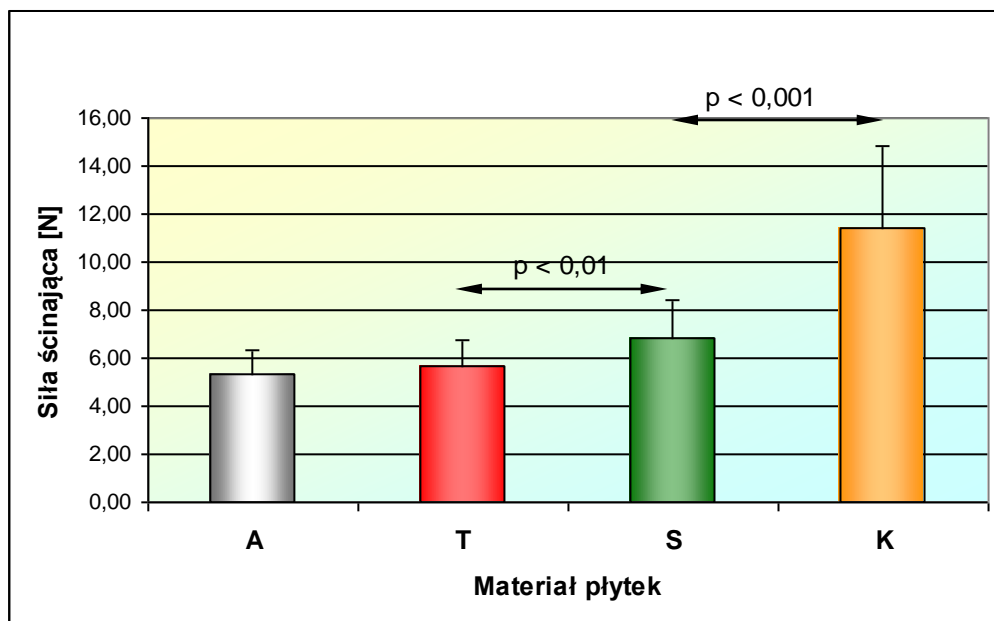
Ryc. 26. Zestawienie średnich wartości siły ścinającej silikonu klejonego klejem Adhesive firmy Coltène do płytek kompozytowych (K), szelakowych (S), termoformowalnych (T), akrylowych (A) uszeregowane zgodnie z rosnącą średnią siłą ścinającą z oznaczeniem istotności statystycznej (\leftrightarrow) między poszczególnymi rodzajami materiału oraz siły tego związku ($p < 0,05$ - słaby związek $p < 0,01$, silny związek lub $p < 0,001$ bardzo silny związek).

Badając siły ścinania silikonu Hydrolise firmy Zhermack (Włochy) na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Universal Adhesive firmy Heraeus (Niemcy) stwierdzono, iż [ryc.27]:



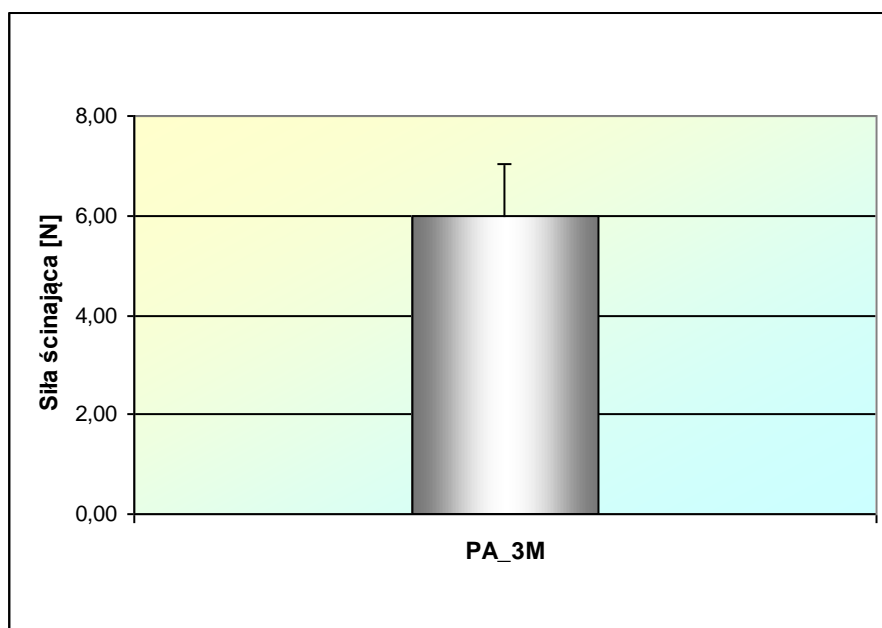
Ryc. 27. Zestawienie średnich wartości siły ścinającej silikonu klejonego klejem Universal Adhesive firmy Heraeus do płytek kompozytowych (K), szelakowych (S), termoformowalnych (T), akrylowych (A) uszeregowane zgodnie z rosnącą średnią siłą ścinającą z oznaczeniem istotności statystycznej (\leftrightarrow) między poszczególnymi rodzajami materiału oraz siły tego związku ($p < 0,05$ - słaby związek, $p < 0,01$ silny związek lub $p < 0,001$ bardzo silny związek).

Badając siły ścinania polieteru Impregum Garant L Duosoft (U.S.A.) na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Omni-Löffeladhäsiv-A&P – Liquid firmy Omni Dent (Niemcy) stwierdzono, iż [ryc.28.]:



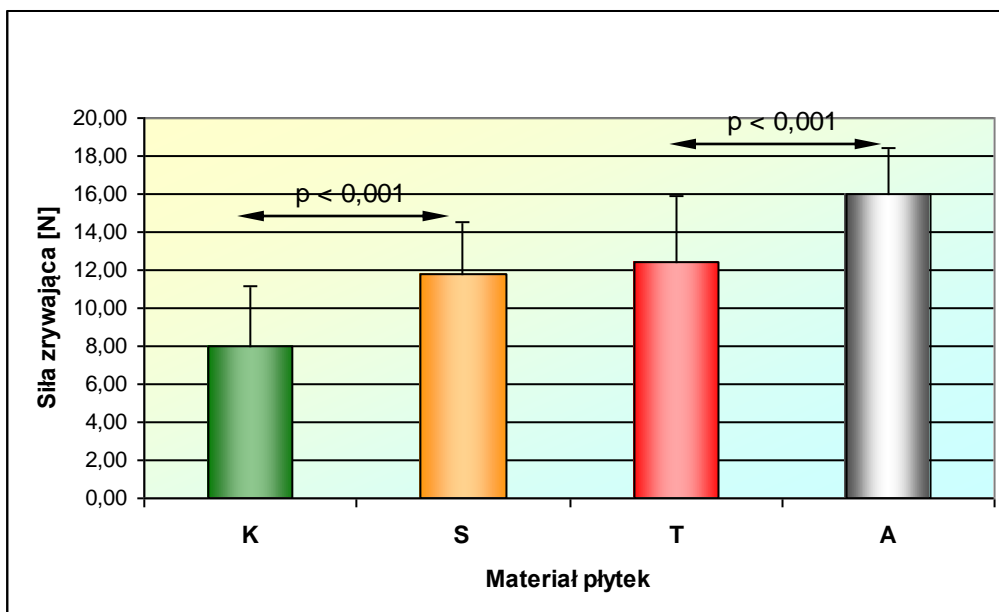
Ryc. 28. Zestawienie średnich wartości siły ścinającej polieteru klejonego klejem Omni-Löffeladhäsiv-A&P – Liquid firmy Omni Dent do płytek kompozytowych (K), szelakowych (S), termoformowalnych (T), akrylowych (A) uszeregowane zgodnie z rosnącą średnią siłą ścinającą z oznaczeniem istotności statystycznej (\leftrightarrow) między poszczególnymi rodzajami materiału oraz siły tego związku ($p < 0,05$ - słaby związek, $p < 0,01$ silny związek lub $p < 0,001$ bardzo silny związek).

Badając siły ścinania polieteru Impregum Garant L Duosoft (U.S.A.) na płytce akrylowej, połączonej klejem Polyether Adhesive firmy 3M ESPE (U.S.A) stwierdzono, iż [ryc.29.]:



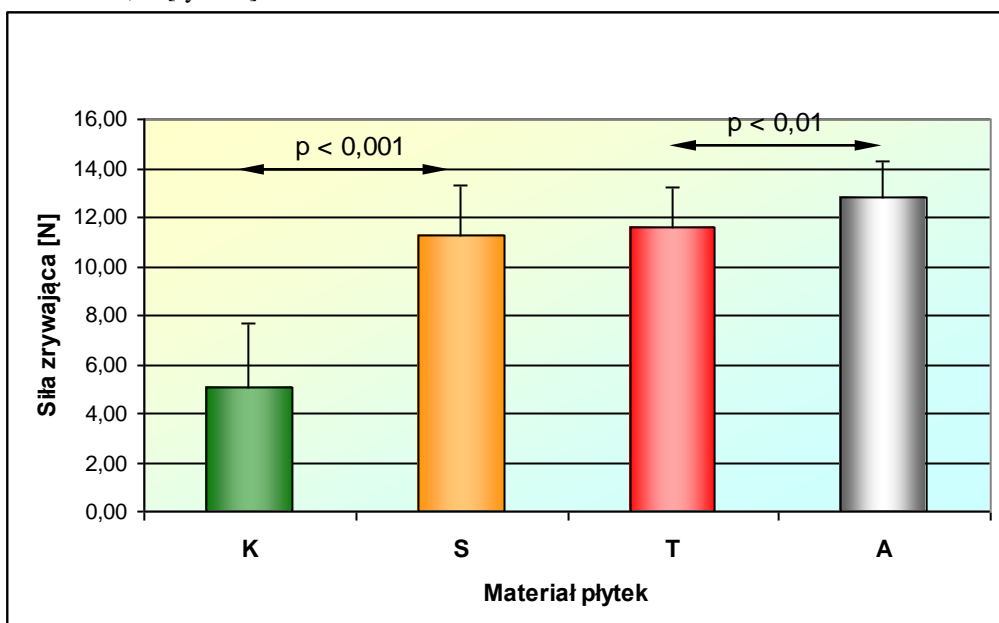
Ryc. 29. Zestawienie średnich wartości siły ścinającej polieteru klejonego klejem Polyether Adhesive firmy 3M ESPE do płytek akrylowych (A).

Badając siły zrywania silikonu Hydrolise firmy Zhermack (Włochy) na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Universal Tray Adhesive firmy Zhermack (Włochy) stwierdzono, iż [ryc.30.]:



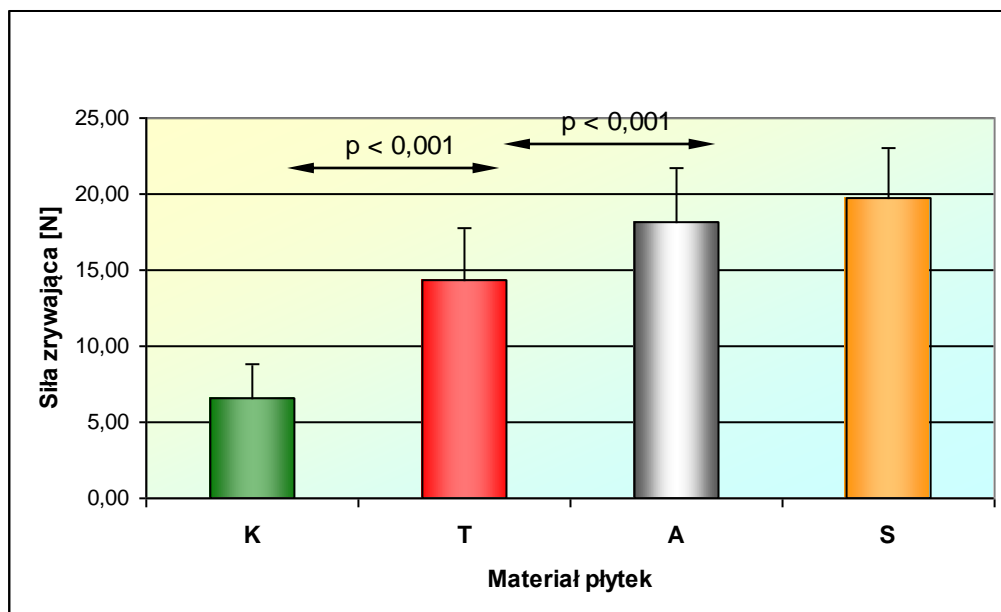
Ryc. 30. Zestawienie średnich wartości siły zrywającej silikonu klejonego klejem Universal Tray Adhesive firmy Zhermack do płytek kompozytowych (K), szelakowych (S), termoformowalnych (T), akrylowych (A) uszeregowane zgodnie z rosnącą średnią siłą zrywającą z oznaczeniem istotności statystycznej (\leftrightarrow) między poszczególnymi rodzajami materiału oraz siły tego związku ($p < 0,05$ - słaby związek, $p < 0,01$ silny związek lub $p < 0,001$ bardzo silny związek).

Badając siły zrywania silikonu Hydrolise firmy Zhermack (Włochy) na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Adhesive firmy Bisico (Niemcy) stwierdzono, iż [ryc 31.]:



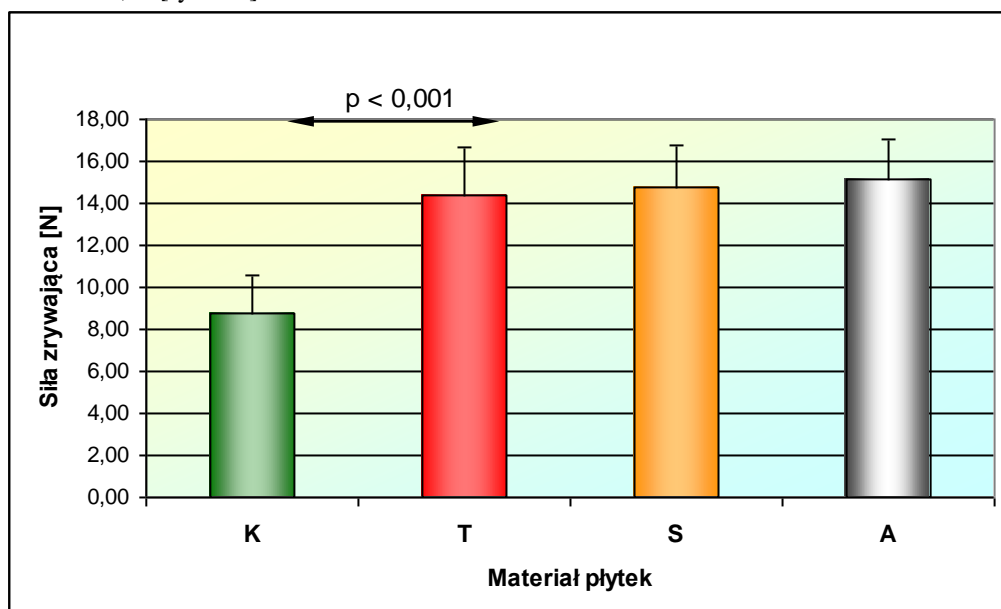
Ryc. 31. Zestawienie średnich wartości siły zrywającej silikonu klejonego klejem Adhesive firmy Bisico do płytek kompozytowych (K), szelakowych (S), termoformowalnych (T), akrylowych (A) uszeregowane zgodnie z rosnącą średnią siłą zrywającą z oznaczeniem istotności statystycznej (\leftrightarrow) między poszczególnymi rodzajami materiału oraz siły tego związku ($p < 0,05$ - słaby związek, $p < 0,01$ silny związek lub $p < 0,001$ bardzo silny związek).

Badając siły zrywania silikonu Hydrolise firmy Zhermack (Włochy) na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Universal Adhesive firmy Heraeus (Niemcy) stwierdzono, iż [ryc. 32.]:



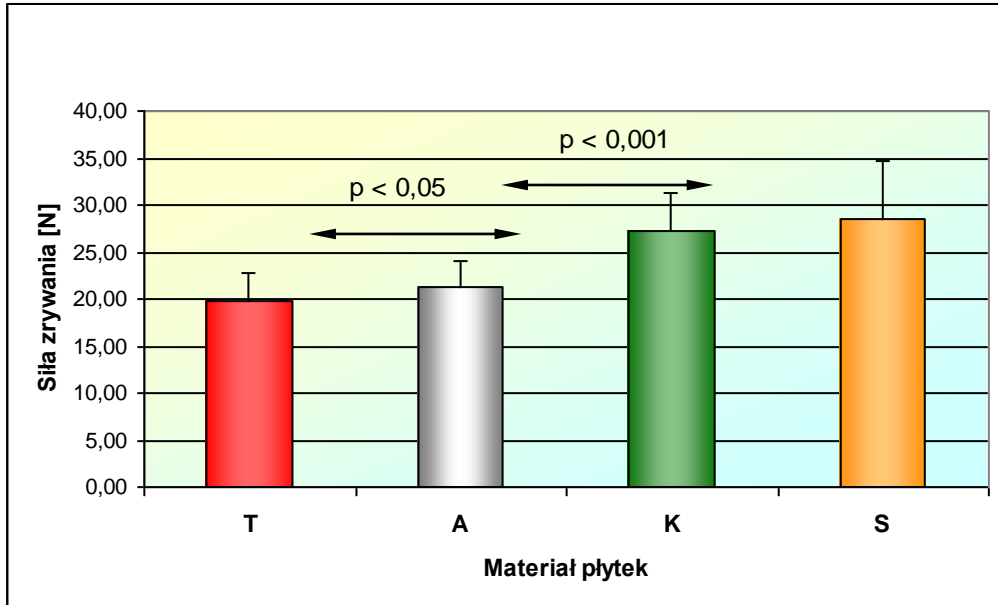
Ryc. 32. Zestawienie średnich wartości siły zrywającej silikonu klejonego klejem Universal Adhesive firmy Heraeus do płytek kompozytowych (K), szelakowych (S), termoformalnych (T), akrylowych (A) uszeregowane zgodnie z rosnącą średnią siłą zrywającą z oznaczeniem istotności statystycznej (\leftrightarrow) między poszczególnymi rodzajami materiału oraz siły tego związku ($p < 0,05$ - słaby związek, $p < 0,01$ silny związek lub $p < 0,001$ bardzo silny związek).

Badając siły zrywania silikonu Hydrolise firmy Zhermack (Włochy) na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Adhesive firmy Coltène (Szwajcaria) stwierdzono, iż [ryc. 33.]:



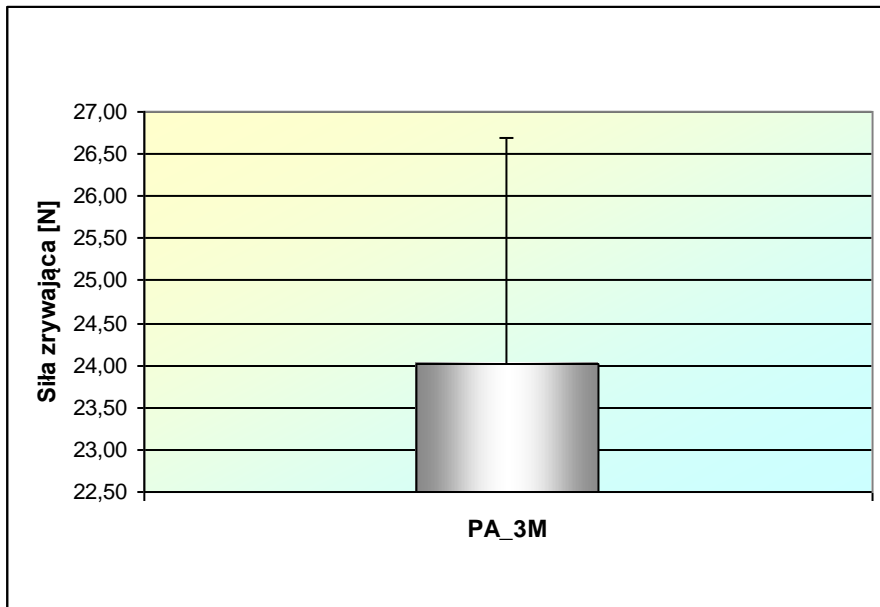
Ryc. 33. Zestawienie średnich wartości siły zrywającej silikonu klejonego klejem Adhesive firmy Coltène do płytek kompozytowych (K), szelakowych (S), termoformalnych (T), akrylowych (A) uszeregowane zgodnie z rosnącą średnią siłą zrywającą z oznaczeniem istotności statystycznej (\leftrightarrow) między poszczególnymi rodzajami materiału oraz siły tego związku ($p < 0,05$ - słaby związek, $p < 0,01$ silny związek lub $p < 0,001$ bardzo silny związek).

Badając siły zrywania polieteru Impregum Garant L Duosoft (U.S.A.) na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Omni-Löffeladhäsiv-A&P – Liquid firmy Omni Dent (Niemcy) stwierdzono, iż [ryc.34.]:



Ryc. 34. Zestawienie średnich wartości siły zrywającej polieteru klejonego klejem Omni-Löffeladhäsiv-A&P – Liquid firmy Omni Dent do płytek kompozytowych (K), szelakowych (S), termofornowalnych (T), akrylowych (A) uszeregowane zgodnie z rosnącą średnią siłą zrywającą z oznaczeniem istotności statystycznej (\leftrightarrow) między poszczególnymi rodzajami materiału oraz siły tego związku ($p < 0,05$ - słaby związek, $p < 0,01$ silny związek lub $p < 0,001$ bardzo silny związek).

Badając siły zrywania polieteru Impregum Garant L Duosoft (U.S.A.) na płytce akrylowej, połączonej klejem Polyether Adhesive firmy 3M ESPE (U.S.A) stwierdzono, iż [ryc. 35.]:



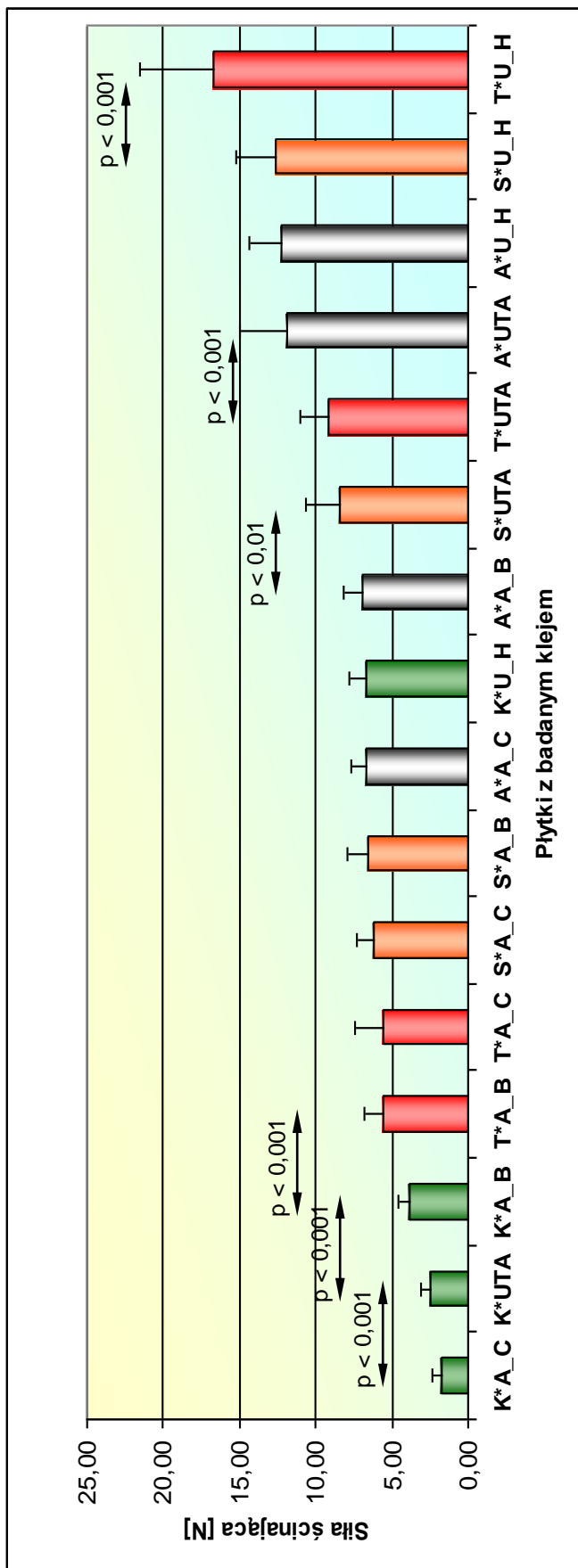
Ryc. 35. Zestawienie średnich wartości siły zrywającej polieteru klejonego klejem Polyether Adhesive firmy 3M ESPE do płytek akrylowych (A).

Analizując zestawienie wyników badania na ścinanie połączenia silikonu wyciskowego Hydrolise firmy Zhermack należy stwierdzić, że najwyższa średnia siła na ścinanie wystąpiła w połączeniu silikonu z płytką z masy termoplastycznej, przy zastosowaniu kleju Universal Adhesive firmy Heraeus i wynosiła 16,73 [N]. Wynik był istotnie statystycznie wyższy od wyniku pozostałych klejów do mas silikonowych biorących udział w badaniu, w tym Universal Tray Adhesive firmy Zhermack (grupa kontrolna) [ryc.36.].

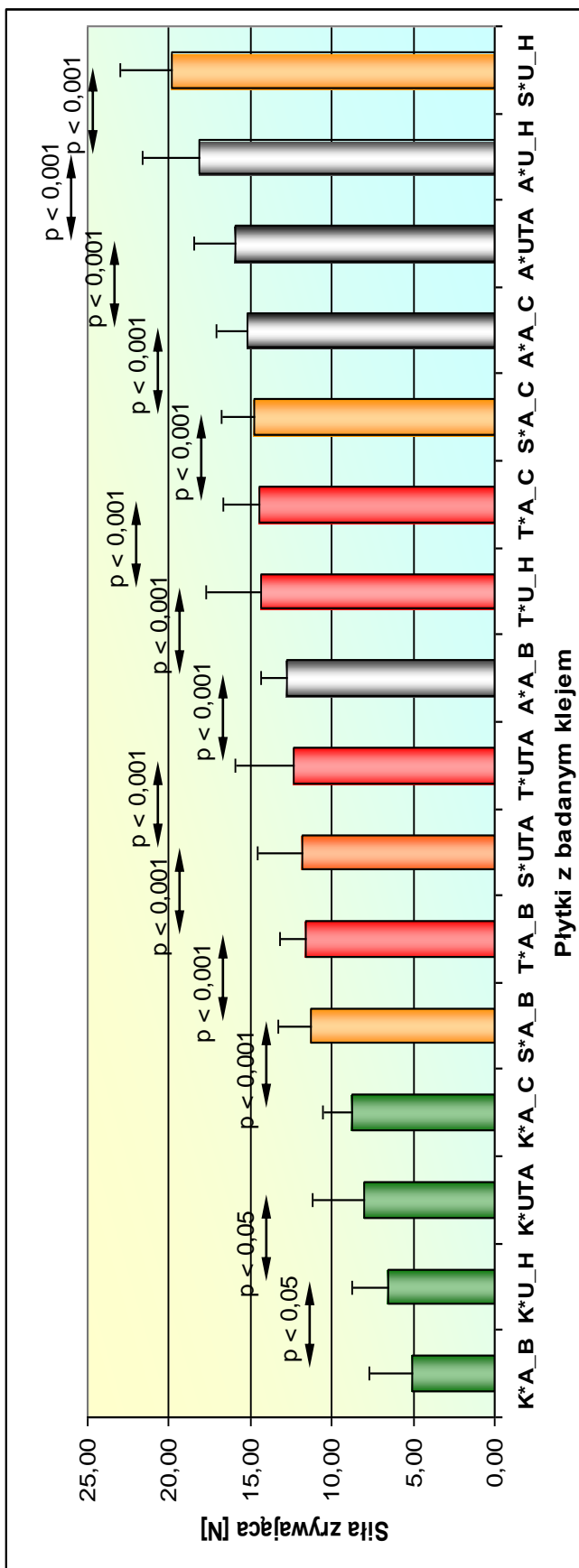
Na podstawie zestawienie wyników badania na zrywanie połączenia silikonu wyciskowego Hydrolise firmy Zhermack należy stwierdzić, najwyższa średnia siła na ścinanie wystąpiła w połączeniu silikonu z płytką z szelaku przy zastosowaniu kleju Universal Adhesive firmy Heraeus i wynosiło 19,78 [N]. Wynik był istotnie statystycznie wyższy od wyniku pozostałych klejów do mas silikonowych biorących udział w badaniu, w tym Universal Tray Adhesive firmy Zhermack (grupa kontrolna) [ryc. 37.].

Wśród klejów do mas polieteryowych istotnie statystycznie lepszy okazał się Polyether Adhesive firmy 3M ESPE, pod względem wartości siły zrywającej uzyskując 24,01 [N] [ryc. 38.], natomiast porównanie średnich wartości siły ścinającej nie wykazało istotnej statystycznie różnicy między badanymi klejami [ryc. 39.].

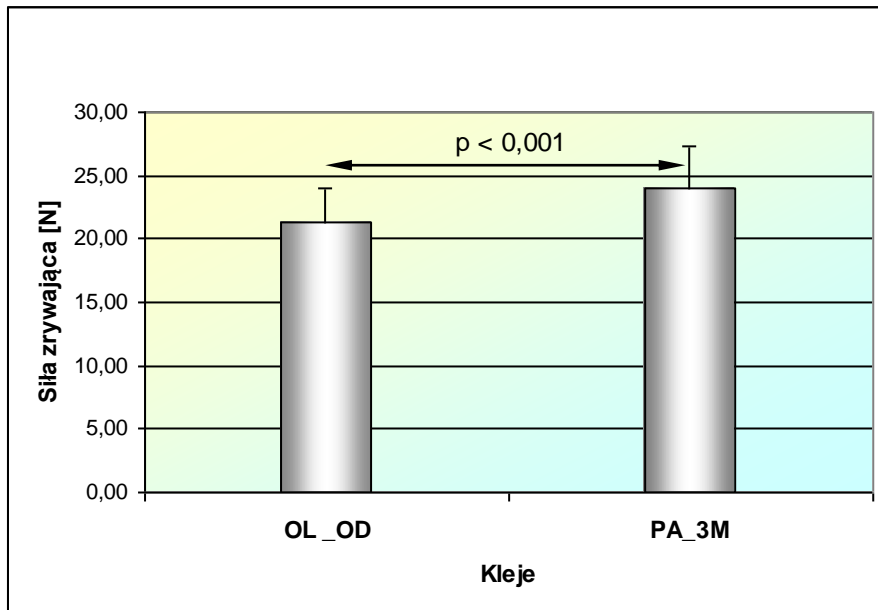
Zestawienie średnich wartości siły wiązania klejów pokazuje, że najwyższą siłą wiązania cechują się kleje do mas polieteryowych, a wyniki jakie uzyskały okazały się statystycznie istotnie wyższe, od wyników uzyskanych przez kleje do mas silikonowych. Co warto podkreślić, różnice w sile wiązania między Polyether Adhesive firmy 3M ESPE i Omni-Löffeladhäsiv-A&P – Liquid firmy Omni Dent okazały się statystycznie nieistotne, pomimo wyższej siły wiązania pierwszego z wymienionych klejów w odpowiedzi na siły zrywania [ryc.36.]. Zdecydowanie najmocniej wiążącym klejem do masy silikonowej okazał się Universal Adhesive firmy Heraeus. A następnie Universal Tray Adhesive firmy Zhermack (grupa kontrolna) oraz Adhesive firmy Coltène. Najsłabszą siłą wiązania wykazał się Adhesive firmy Bisico [ryc. 40].



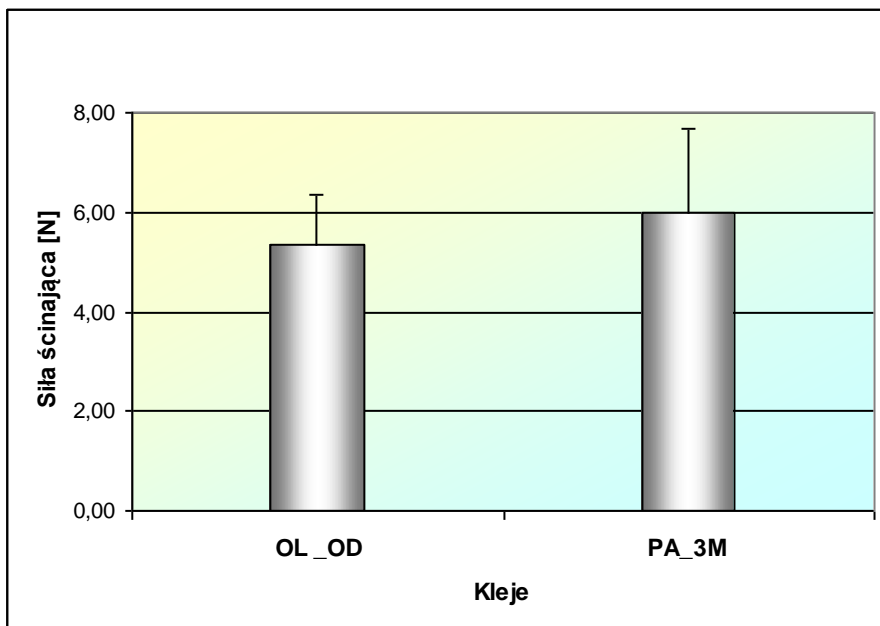
Ryc. 36. Zestawienie średnich wartości siły ścinającej silikonu klejonego do płytek kompozytowych (K), szelakowych (S), termoformalnych (T), akrylowych (A) klejami Universal Tray Adhesive firmy Zhermack (UTA), Adhesive firmy Bisico(A_B), Universal Adhesive firmy Heraeus (U_H), Adhesive firmy Coltène (A_C), uszeregowane zgodnie z rosnącą średnią siłą ścinającą z oznaczeniem istotności statystycznej (\leftrightarrow) między poszczególnymi rodzajami materiału oraz siły tego związku ($p < 0,05$ - słaby związek, $p < 0,001$ silny związek lub $p < 0,001$ bardzo silny związek).



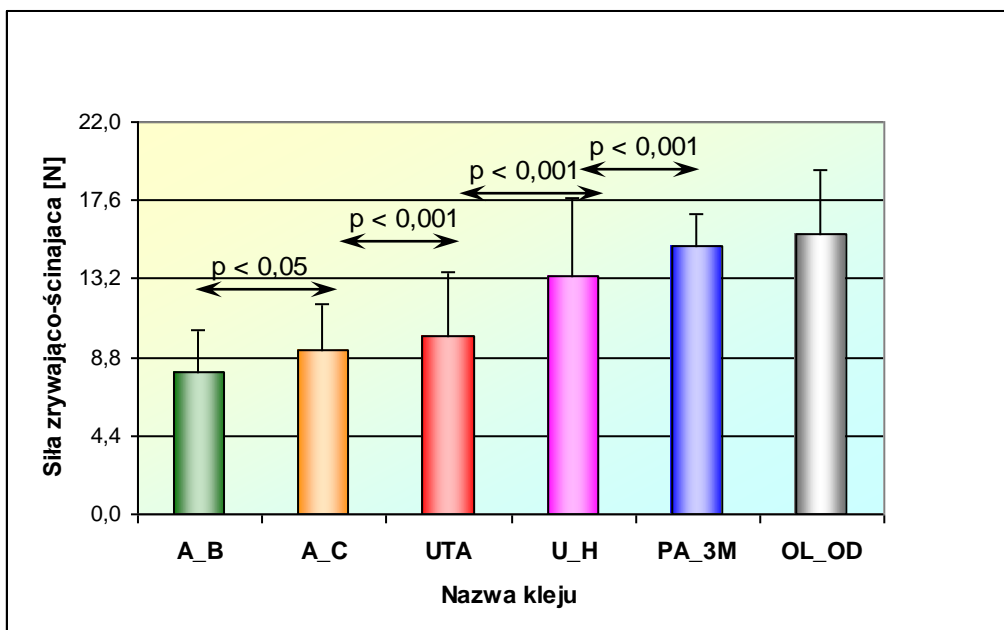
Ryc. 37. Zestawienie średnich wartości siły zrywającej silikonu klejonego do płytek kompozytowych (K), szelakowych (S), termofornowalnych (T), akrylowych (A) klejami Universal Tray Adhesive firmy Zhermack (UTA), Adhesive firmy Bisico(A_B), Universal Adhesive firmy Heraeus, (U_H), Adhesive firmy Coltene (A_C), uszeregowane zgodnie z rosnącą średnią siłą zrywającą z oznaczeniem istotności statystycznej (\leftrightarrow) między poszczególnymi rodzajami materiału oraz siły tego związku ($p < 0,05$ - słaby związek, $p < 0,01$ silny związek lub $p < 0,001$ bardzo silny związek).



Ryc. 38. Porównanie średnich wartości siły zrywającej polieteru klejonego klejem Omni-Löffeladhäsiv-A&P – Liquid firmy Omni Dent (OL_OD) oraz Polyether Adhesive firmy 3M ESPE (PA_3M) do płytek akrylowych, uszeregowane zgodnie z rosnącą średnią siłą zrywającą z oznaczeniem istotności statystycznej (\leftrightarrow) między poszczególnymi rodzajami materiału oraz siły tego związku ($p < 0,05$ - słaby związek, $p < 0,01$ silny związek lub $p < 0,001$ bardzo silny związek).



Ryc. 39. Porównanie średnich wartości siły ścinającej polieteru klejonego klejem Omni-Löffeladhäsiv-A&P – Liquid firmy Omni Dent (OL_OD) oraz Polyether Adhesive firmy 3M ESPE (PA_3M) do płytek akrylowych uszeregowane zgodnie z rosnącą średnią siłą ścinającą z oznaczeniem istotności statystycznej (\leftrightarrow) między poszczególnymi rodzajami materiału oraz siły tego związku ($p < 0,05$ - słaby związek, $p < 0,01$ silny związek lub $p < 0,001$ bardzo silny związek).



Ryc. 40. Zestawienie średnich wartości siły wiązania klejów (siły zrywająco-ścinającej) Universal Tray Adhesive firmy Zhermack (UTA), Adhesive firmy Bisico (A_B), Universal Adhesive firmy Heraeus (U_H), Adhesive firmy Coltène (A_C), Omni-Löffeladhäsiv-A&P – Liquid firmy Omni Dent (OL_OD), oraz Polyether Adhesive firmy 3M ESPE (PA_3M) do wszystkich rodzajów płytek (akrylu, kompozytu, tworzywa termoformowalnego oraz szelaku), uszeregowane zgodnie z rosnącą średnią siłą wiązania z oznaczeniem istotności statystycznej (\leftrightarrow) między poszczególnymi rodzajami materiału oraz siły tego związku ($p < 0,05$ - słaby związek, $p < 0,01$ silny związek lub $p < 0,001$ bardzo silny związek).

5. Dyskusja

Adhezja mas wyciskowych do indywidualnych łyżek wyciskowych, pomimo bycia problemem istotnym i codziennym w praktyce stomatologicznej, jest też kwestią złożoną. Całość procesu badawczego komplikuje brak ogólnie przyjętej standaryzacji prowadzonych badań. Każdy z cytowanych autorów projektował badanie w sposób inny, często utrudniający późniejsze porównanie uzyskanych wyników. Dodatkowo brak jest badań, które podejmowałyby próbę określenia minimalnej siły adhezji (łyżka indywidualna - masa wyciskowa) niezbędnej do pracy w warunkach klinicznych [59,66], co zapewne wynika z różnorodności przypadków, a tym samym sił generowanych podczas uwalniania łyżki indywidualnej z jamy ustnej pacjenta. Czynniki, które będą decydować o wielkości siły niezbędnej do uwolnienia łyżki z jamy ustnej są między innymi: ilości zębów, ich kształt, ustawienie, istniejące podcienia zębowe oraz wyrostkowe, rozległość podłoża protetycznego, lepkości oraz ilość śliny, sztywność materiału wyciskowego [82]. Wydawałoby się zatem, że należy założyć, iż najodpowiedniejszym klejem do łyżek indywidualnych będzie ten, który wykazuje najwyższą siłę wiązania. Jednak, jak pokazuje praktyka kliniczna, niejednokrotnie niezbędne jest powtórzenie wycisku czynnościowego. W takich sytuacjach usunięcie materiału wyciskowego z łyżki indywidualnej, przy zastosowaniu kleju o bardzo dużej sile wiązania, może okazać się utrudnione i spowodować utratę większej ilości czasu.

Kolejnym istotnym zagadnieniem, jest dobór materiałów stosowanych do wykonywania wycisków czynnościowych: elastomerowa masa wyciskowa, klej do łyżek, materiał, z którego wykonana jest łyżka indywidualna. Mimo, że niniejsza praca dotyczy większości dostępnych na rynku polskim klejów do łączenia łyżek indywidualnych z masą elastomerową, należy zauważyć, że różnorodność materiałów, z których wykonywane są łyżki indywidualne oraz mas wyciskowych (w szczególności silikonowych) jest bardzo duża. Nieznaczące różnice w składzie czy proporcji poszczególnych składników, pozostają nie bez wpływu na uzyskaną siłę wiązania materiału wyciskowego do łyżki indywidualnej [83,84,85,86,87]. Taki pogląd potwierdzają badania przeprowadzone przez autorów badania „Effect of reactive adhesives on the tensile bond strength of polyvinyl siloxane impression materials to methyl methacrylate tray material” [88], w którym badano siłę połączenia powstałego kompleksu metakrylan metylu - klej do łyżek – poliwinylsiloksan. Stosując różne a-silikony (Fusion II Wash firmy GC, Japonia, Imprints Regular firmy Tokuyama dental, Japonia oraz Examixfine Regular firmy GC, Japonia) autorzy uzyskali istotnie statystycznie różne wyniki testów na siłę zrywania. W niniejszej pracy wyżej wymieniona kwestia została pominięta, poprzez zastosowanie jednego rodzaju materiału wyciskowego poliwinylsiloksanowego do wszystkich klejów do silikonów oraz jednego rodzaju materiału polieterowego, do obu klejów przeznaczonych do polieterów. Ponadto, w wyżej wymienionym artykule znajdujemy informację, iż siła zrywania jest silnie zależna od elastyczności i gęstości masy wyciskowej. Nie podano niestety, jaki jest to dokładnie typ zależności. W dostępnej literaturze trudno również odnaleźć informacje, które odnosiłyby się do powyższego stwierdzenia.

W przeprowadzonych w niniejszej pracy badaniach, zastosowano w przypadku masy silikonowej masę typu "extra light", a więc materiał o najrzadszej konsystencji z dostępnej gamy mas Hydrolise firmy Zhermack (Włochy). Zastosowana masa polieterowa Impregum Garant L Duo Soft firmy 3M ESPE (U.S.A.) jest masą rzadką. Firma 3M nie utworzyła produktów o znanej i szeroko rozpowszechnionej wśród producentów mas silikonowych gradacji gęstości: medium, light i extra light, co sprawia, że trudno jest określić czy zastosowane masy wyciskowe są sobie odpowiadającymi pod względem gęstości. Powyższy fakt pozostaje bez wpływu na porównanie siły wiązania poszczególnych klejów w obrębie grupy klejów do mas silikonowych i grupy klejów do mas polieterowych. Utrudnia jednak porównanie klejów z różnych grup. Pod względem elastyczności zastosowane masy różnią się - masa silikonowa jest masą o większej elastyczności, co potencjalnie zmniejsza wartość porównania klejów z różnych grup.

Niektórzy autorzy zaznaczają, że mocniejsze połączenie tworzą masy wyciskowe z klejem od tego samego producenta niż połączenia między produktami różnych marek [53]. Zjawisko może tłumaczyć fakt, iż producent znając dokładny skład oferowanych produktów, może skuteczniej wpływać na poprawę parametrów adhezji. Wyniki niniejszych badań nie potwierdzają tego spostrzeżenia w odniesieniu do klejów do mas silikonowych. Najwyższą średnią siłą zrywania i ścinania masy Hydrolise firmy Zhermack (Włochy) uzyskano przy użyciu kleju Universal firmy Haereus (Niemcy), oba wyniki były istotnie statycznie wyższe od siły pozostałych połączeń. Natomiast w odniesieniu do klejów do masy polieterowej, najwyższą średnią siłą zrywania i ścinania masy Impregum Garant L Duo Soft firmy 3M (U.S.A.) uzyskano przy użyciu kleju Polyether Adhesive firmy 3M (U.S.A.). W odniesieniu do siły zrywania wynik był istotnie statystycznie wyższy, natomiast w odniesieniu do siły ścinania, mimo wyższej średniej, wynik okazał się statystycznie równy wynikowi uzyskanemu przy zastosowaniu kleju Omni-Löffeladhäsiv-A&P-Liquid firmy Omni Dent (Niemcy). Tym samym spostrzeżenie potwierdza tylko wynik badania na zrywanie masy polieterowej.

W dostępnej literaturze niektórzy autorzy wskazują wyższą odporność klejów na siły zrywania niż ścinania [53], inni natomiast odwrotnie [89]. Jeszcze inni uzależniają wyniki od użytego materiału wyciskowego lub materiału, z którego zostały wykonane indywidualne łyżki wyciskowe - np. w badaniu „Adhesion of elastomeric impression material to trays” [59] uzyskano lepsze wyniki testów na ścinanie niż zrywanie na łyżkach

akrylowych (przy użyciu tego samego kleju i masy wyciskowej), natomiast na łyżkach kompozytowych uzyskano lepsze wyniki w testach na zrywanie niż ścinanie.

W niniejszym badaniu kleje uzyskały lepsze wyniki w badaniu na zrywanie, niż na ścinanie.

Bardzo istotne jest użycie odpowiedniej ilości kleju, a także rozproszczenie go po całej powierzchni łyżki. Wpływ czasu jaki należy pozostawić na odparowanie rozpuszczalnika po nałożeniu kleju na łyżkę pozostaje kwestią sporną.

W badaniu „Efficacy of tray adhesives for the adhesion of elastomer rubber impression materials to impression modeling plastics for border holding” [90] autorzy badali wpływ czasu schnięcia kleju na siłę zrywania materiału wyciskowego od łyżki indywidualnej- nie wykazano różnic w sile wiązania po 1,3 i 6 minutach dla silikonów kondensacyjnych i addycyjnych. Wykazano jednak pogorszenie siły wiązania dla materiałów polisulfidowych, przy krótszych czasach odparowywania rozpuszczalnika.

W badaniu „Tensile bond strength between custom tray and elastomeric impression material” [mauro] badano między innymi wpływ czasu odparowania rozpuszczalnika po 0, 1, 5, 10 i 15 min. na siłę zrywania poliwinylsiloksanów i polieterów. Wykazano, że czas odparowania rozpuszczalnika powyżej 10 min. istotnie poprawia adhezję silikonów a-kondensacyjnych. Takiej zależności nie stwierdzono natomiast dla materiałów polieterowych, gdzie czas nie zmienił istotnie ich siły wiązania.

W artykule „The bonding properties of elastomer tray adhesives” [75] przebadano kleje poprawiające adhezję silikonów i polieterów do indywidualnych łyżek akrylowych. Wykazano, że czas odparowywania rozpuszczalnika dłuższy niż 15 minut poprawiał adhezję masy wyciskowej (zarówno polieterowej jak i silikonowej). Najdłuższy czas odparowywania wynosił 72 godziny. Po czasie 15 minut nie zarejestrowano istotnych różnic w sile wiązania kleju.

Mechanizm jaki stoi za adhezją nie jest w pełni poznany. Rozpuszczalnik powoduje rozpułchnienie zewnętrznej warstwy łyżki wyciskowej i pozwala wnikać głębiej klejowi. Później rozpuszczalnik wyparowuje pozostawiając molekularną sieć powierzchniowych warstw. Szybkość odparowywania zależy od temperatury, wilgotności powietrza oraz czasu. Kiedyś jako rozpuszczalnik stosowano toluen (metylobenzen), następnie zaprzestano jego stosowania z powodu potencjalnej toksyczności dla ośrodkowego układu nerwowego. Obecnie stosowany jest octan metylu - łatwopalny, bezbarwny płyn, który rozpuszcza metakrylan metylu. Baza może zawierać reaktywny etylokrzemian, który tworzy połączenie chemiczne z metakrylanem oraz monomer, który tworzy połączenie chemiczne z poliwinylsiloksanem. Niestety, producenci nie zdradzają pełnego składu, proporcji ani mechanizmu działania swoich produktów.

W niniejszej pracy wybrano czas minimalny zalecany przez producenta danego kleju, w celu maksymalnego odwzorowania sytuacji badanej do sytuacji klinicznej. Czas ten był różny dla różnych klejów i wahał się od 1 do 5 minut. Jedynie na ulotce Polyether Adhesive firmy 3M ESPE (U.S.A.) znaleziono informację, że dłuższy czas odparowania rozpuszczalnika zwiększa siłę adhezji.

Kolejnym czynnikiem, który może wpływać na siłę wiązania kleju jest prędkość przesuwu maszyny zrywającej lub ścinającej. W literaturze brak jest jednoznacznych dowodów czy prędkość przesuwu, a w warunkach klinicznych szybkość uwalniania łyżki z jamy ustnej, istotnie wpływa na wielkość siły wiązania kleju. Niektórzy autorzy takiej zależności nie wykazują [59], inni natomiast wskazują, że występuje wzrost siły wiązania wraz ze wzrostem szybkości przesuwu siły ścinającej lub zrywającej [48]. W niniejszym badaniu ten czynnik został wyeliminowany przez zastosowanie stałej prędkości zrywania i ścinania wynoszącej 10 mm/s.

6. Wnioski

1. Analizując wyniki badań na zrywanie silikonu wyciskowego Hydrolise firmy Zhermack należy stwierdzić, że najwyższa średnia siła ścinania wystąpiła w połączeniu silikonu z płytką szelakową przy zastosowaniu kleju Universal Adhesive firmy Heraeus.
2. Wyniki badań na ścinanie silikonu wyciskowego Hydrolise firmy Zhermack wykazały, że najwyższa średnia siła ścinania wystąpiła w połączeniu silikonu z płytką termoplastyczną przy zastosowaniu kleju Universal Adhesive firmy Heraeus.
3. Analizując wyniki klejów stosowanych do mas polieterowych stwierdzono, że najlepszy okazał się klej Polyether Adhesive firmy 3M E.S.P.E.
4. Klejem posiadającym najlepsze parametry adhezyjne do pobierania wycisków czynnościowych na łyżce indywidualnej okazał się: Universal Adhesive firmy Heraeus dla materiałów silikonowych, a Polyether Adhesive firmy 3M ESPE dla materiałów polieterowych.

7. Streszczenie

Jednym z często stosowanych sposobów rehabilitacji protetycznej, podniesienia obniżonej wysokości zwarcia i odtworzenia estetyki uśmiechu jest zastosowanie protez ruchomych. Niezależnie od użytej procedury postępowania uzupełnienie protetyczne musi cechować się dużą dokładnością ukształtowania powierzchni dośluzówkowej protezy, tak aby nie powodowała ona uszkodzeń podłoża protetycznego podczas funkcji żucia oraz wyważania protezy, podczas ruchów artykulacyjnych żuchwy. Tak dokładne dostosowanie uzupełnienia protetycznego do błony śluzowej, otrzymuje się dzięki wykonywaniu silikonowych lub polieterowych wycisków na łyżkach indywidualnych. Łyżki indywidualne wykonuje się z następujących materiałów: szelaku, szybkopolimeryzującego akrylu, tworzywa termoplastycznego (winyłu) oraz kompozytu.

Istotnym zagadnieniem wpływającym na dokładność wycisków jest adhezja mas silikonowych i polieterowych do łyżek indywidualnych. Adhezję tę można uzyskać wykonując perforacje łyżki indywidualnej lub stosując kleje, które są przeznaczone do konkretnego rodzaju masy wyciskowej czyli do alginatu, silikonu oraz polieteru. Większość klejów może być stosowana do wszystkich rodzajów łyżek indywidualnych, a niektóre również do łyżek standardowych. Stosowane są poprzez nałożenie cienkiej warstwy na całą dośluzówkową powierzchnię łyżki. Następnie po odparowaniu rozpuszczalnika można nałożyć masę i pobrać wycisk.

Celem pracy jest ustalenie:

siły wiązania wybranych klejów łączących wyciskowe masy silikonowe i polieterowe z tworzywami stosowanymi w wykonawstwie łyżek indywidualnych, w badaniach na zrywanie i ścinanie.

kleju, o najlepszych parametrach adhezyjnych, który powinniśmy stosować w praktyce klinicznej, podczas pobierania wycisku czynnościowego na łyżce indywidualnej u pacjentów leczonych protetycznie protezami częściowymi i całkowitymi.

W badaniach wykorzystano masy wyciskowe: Hydrofilową masę poliwinylsiloksanową Hydrolise firmy Zhermack (Włochy) o konsystencji extra light body w kartuszach do mieszania automatycznego oraz masę Impregum Garant L DuoSoft firmy 3M ESPE (U.S.A.) w kartuszach do mieszania automatycznego.

Materiały do wykonywania łyżek indywidualnych: samopolimeryzująca żywica metakrylanową Duracrol firmy Spofadental (Czechy), płytki szelakowe Tessex Al firmy Spofadental (Czechy), płytki termoplastyczne Erkodur firmy Erkodent (Niemcy), folie kompozytowe Individo Lux firmy Voco (Niemcy).

Z wyżej wymienionych materiałów przygotowano podstawy o wymiarach 25 mm x 20 mm x 2 mm do badania siły zrywania oraz 10 mm x 15 mm x 2 mm do badania siły ścinania. Wykonano 180 płytek z tworzywa akrylowego, 150 płytek z tworzywa termoplastycznego, 150 kompozytowych i 150 płytek szelakowych do badań siły zrywania i tyle samo do badań siły ścinania. Zastosowano następujące kleje do łączenia masy silikonowej z podstawą próbki: Universal Tray Adhesive firmy Zhermack (Włochy), Universal Adhesive firmy Heraeus (Niemcy), Adhesive firmy Coltène (Szwajcaria), Adhesive firmy Bisico (Niemcy) oraz kleje do łączenia masy polieterowej z podstawą próbki: Omni-Löffeladhäsiv-A&P-Liquid firmy Omni Dent (Niemcy), Polyether Adhesive firmy 3M ESPE (U.S.A.).

Wszystkie kleje były używane na każdym z materiałów, z których wykonuje się łyżki indywidualne poza Polyether Adhesive, który przez producenta zalecany jest jedynie do łyżek wykonanych z tworzywa akrylowego. Wcześniej przygotowane postawy z materiałów do wyrobu łyżek indywidualnych pokrywano cienką warstwą kleju. Po odparowaniu rozpuszczalnika, przy pomocy formy odlewano walce z mas wyciskowych o średnicy 8 mm. Na tak przygotowanych próbkach wykonywano badania mające na celu ustalenie minimalnej siły (mierzonej w newtonach [N]) niezbędnej do zerwania połączenia między podstawą pokrytą klejem, a masą wyciskową przy użyciu siły działającej prostopadle względem podstawy (badanie na zrywanie) i siły działającej równoległe do podstawy (badanie na ścinanie).

Badania były przeprowadzane przy pomocy maszyny wytrzymałościowej Z3 firmy Thümler-Dania wyposażonej w uchwyty samozaciskowe do badań na zrywanie oraz uchwyt, nóż do badania na ścinanie.

Analizując zestawienie wyników badania na zrywanie połączenia silikonu wyciskowego Hydrolise firmy Zhermack stwierdzono, najwyższa średnia siła na ścinanie wystąpiła w połączeniu silikonu z płytką z szelaku przy zastosowaniu kleju Universal Adhesive firmy Heraeus i wynosiło 19,78 [N], wynik był istotnie statystycznie wyższy od wyniku pozostałych klejów biorących udział w badaniu, w tym w tym Universal Tray Adhesive firmy Zhermack (grupa kontrolna).

Analizując zestawienie wyników badania na ścinanie połączenia silikonu wyciskowego Hydrolise firmy Zhermack należy stwierdzić, że najwyższa średnia siła na ścinanie wystąpiła w połączeniu silikonu z płytką z masy termoplastycznej przy zastosowaniu kleju Universal Adhesive firmy Heraeus i wynosiło 16,73 [N], wynik był istotnie statystycznie wyższy od wyniku pozostałych klejów biorących udział w badaniu, w tym Universal Tray Adhesive firmy Zhermack (grupa kontrolna).

Wśród klejów do mas polieterowych istotnie statystycznie lepszy okazał się Polyether Adhesive firmy 3M ESPE pod względem wartości siły zrywającej uzyskując 24,01 [N], natomiast porównanie średnich wartości siły ścinającej nie wykazało istotnej statystycznie różnicy między badanymi klejami.

Wnioski:

1. Analizując wyniki badań na zrywanie silikonu wyciskowego Hydrolise firmy Zhermack należy stwierdzić, że najwyższa średnia siła ścinania wystąpiła w połączeniu silikonu z płytką szelakową przy zastosowaniu kleju Universal Adhesive firmy Heraeus.
2. Wyniki badań na ścinanie silikonu wyciskowego Hydrolise firmy Zhermack wykazały, że najwyższa średnia siła ścinania wystąpiła w połączeniu silikonu z płytką termoplastyczną przy zastosowaniu kleju Universal Adhesive firmy Heraeus.
3. Analizując wyniki klejów stosowanych do mas polieterowych stwierdzono, że najlepszy okazał się klej Polyether Adhesive firmy 3M E.S.P.E.
4. Klejem posiadającym najlepsze parametry adhezyjne do pobierania wycisków czynnościowych na łyżce indywidualnej okazał się: Universal Adhesive firmy Heraeus dla materiałów silikonowych, a Polyether Adhesive firmy 3M ESPE dla materiałów polieterowych.

8. Abstract

Removable dentures are one of the often used methods of prosthetic rehabilitation, raising the reduced occlusal vertical dimension and restoring the smile aesthetics. Regardless of used procedure, the prosthetic restoration must be characterized by high shape accuracy of the mucosal surface of the prosthesis, so that it does not damage the prosthetic surface during chewing and movements of the mandible. Such accurate adjustment of the prosthesis to the mucous membrane is obtained by making silicone or polyether impressions on custom trays. Individual trays are made of the following materials: shellac, quick curing acrylic resin, thermoplastic resin (vinyl) and composite.

An important issue affecting the accuracy of impressions is the adhesion of silicone and polyether impression materials to individual trays. This adhesion can be obtained by perforating the individual tray or using adhesives, which are dedicated to a particular type of impression material, i.e. alginate, silicone and polyether. Most adhesives can be used for all types of custom trays, and some for stock trays. Adhesives are used by applying a thin layer on the whole mucosal surface of the tray. After evaporation of the solvent, the impression material can be applied and the impression can be taken.

The purpose of the work is to determine:

- The bond strength of selected adhesives used for bonding impression silicone and impression polyether to custom trays.
- adhesive, with the best adhesive parameters, which should be used in clinical practice for functional impression in custom trays.

The following materials were used in the research: Impression materials: Hydrolise by Zhermack (Italy) - Hydrophilic polyvinylsiloxane impression material with extra light body consistency in automixing cartridges and polyether Impregum Garant L DuoSoft by 3M ESPE (U.S.A.) in automixing cartridges. Materials for making custom tray: self-curing Duracrol metacrylate resin from Spofadental (Czech Republic), Tessex Al shellac plates from Spofadental (Czech Republic), Erkodur thermoplastic plates from Erkodent (Germany), Individuo Lux composite from Voco (Germany). From the above-mentioned materials, 25 mm x 20 mm x 2 mm bases were prepared for testing the tear bond strength and 10 mm x 15 mm x 2 mm bases for shear bond strength testing. 180 acrylic plates, 150 thermoplastic plates, 150 composite plates and 150 shellac plates were made to test the tear bond strength and the same amount of plates to test shear bond strength. Following adhesives were used to bond the silicone impression materials to the sample base: Universal Tray Adhesive by Zhermack (Italy), Universal Adhesive by Heraeus (Germany), Adhesive by Coltène (Switzerland), Adhesive by Bisico (Germany) and adhesives for bonding polyether impression materials to the sample base : Omni-Löffeladhäsiv-A & P-Liquid by Omni Dent (Germany), Polyether Adhesive by 3M ESPE (USA). All adhesives were applied on each of the materials custom trays are made of except for Polyether Adhesive, which is only recommended by the producer exclusively for acrylic resin. Prepared test bases were covered with a thin layer of adhesive. After evaporation of the solvent, 8 mm (in diameter) cylinders of impression material were cast using a mold. On samples prepared in this way, tests were carried out to determine the minimum force (measured in Newton [N]) necessary to break the connection between the base covered with adhesive and the impression material using a perpendicular force to the base (tear test) and a parallel force to the base (shear test). The tests were carried out using a Thümler-Denmark Z3 testing machine equipped with self-clamping handles for tearing tests and a shear test knife.

Analyzing the results of the tear test for silicone impression material the highest average tear strength occurred in the combination of silicone and shellac using Universal Adhesive by Heraeus and amounted to 19.78 [N], the result was statistically significantly higher than the result of other adhesives taking part in the study, including Zhermack's Universal Tray Adhesive (control group).

Analyzing the results of the shear test for silicone impression material, the highest average shear strength occurred in the combination of silicone and the thermoplastic material using Universal Adhesive by Heraeus and amounted to 16.73 [N], the result was statistically significantly higher than the result of other adhesives participating in the study, including Zhermack's Universal Tray Adhesive (control group).

Among polyether adhesives, polyether Adhesive by 3M ESPE was statistically significantly better in terms of tear strength, obtaining 24.01 [N], while comparison of mean values of shear strength did not show statistically significant difference between the tested adhesives.

The comparison of average values of bond strength of adhesives (shear-tear strength) shows that the highest binding strength is characterized by adhesives for polyether impression materials, and the results obtained have turned out statistically significantly higher than results obtained by adhesives for silicone impression materials. It is worth noting that the differences in the binding strength between Polyether Adhesive from 3M ESPE and Omni-Löffeladhäsiv-A & P - Liquid by Omni Dent turned out to be statistically insignificant, despite the higher bonding strength of the first adhesive in response to shearing forces. Heraeus Universal Adhesive proved to be the strongest bonding adhesive for silicone impression materials. Worse results achieved Universal Tray Adhesive from Zhermack (control group) and Adhesive from Coltène. The weakest bonding strength was demonstrated by Bisico's Adhesive.

Conclusions

Analyzing the results of the tear test for silicone impression material the highest average tear strength occurred in the combination of silicone and shellac using Universal Adhesive by Heraeus.

Analyzing the results of the shear test for silicone impression material, the highest average shear strength occurred in the combination of silicone and the thermoplastic material using Universal Adhesive by Heraeus.

Among polyether adhesives Adhesive by 3M ESPE was found to have highest bond strength.

The best adhesives for functional impressions carried out in a custom tray were: Heraeus Universal Adhesive for silicone materials, and Polyether Adhesive 3M ESPE for polyether adhesive.

9. Piśmiennictwo:

1. Donovan T.E., Chee W.W.: A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent. Clin. North. Am.* 2004,48,2,vi-vii, 445-70.
2. Freedman G.: Impression materials. *Dent. Today* 2011,30,6,20.
3. Megremis S., Tiba A., Vogt K., Geary R., Kuehne J.: An evaluation of selected vinyl polysiloxane and vinyl polysiloxane-hybrid elastomeric impression materials. *J. Am. Dent. Assoc.* 2012,143,4,405-6.
4. Millstein P., Maya A., Segura C.: Determining the accuracy of stock and custom tray impression/casts. *J. Oral. Rehabil.* 1998,25,8,645-8.
5. Ortensi L., Strocchi M.L.: Modified custom tray. *J. Prosthet. Dent.* 2000,84,2,237
6. Spiechowicz E.: *Protetyka Stomatologiczna. Podręcznik dla studentów.* PZWL 2013
7. Breeding L.C., Dixon D.L., Moseley J.P.: Custom impression trays: Part I--Mechanical properties. *J. Prosthet. Dent.* 1994,71,1,31-4.
8. Craig R.G.: *Materiały stomatologiczne.* Urban & Partner, 2008.
9. Abdullah M.A., Talic Y.F.: The effect of custom tray material type and fabrication technique on tensile bond strength of impression material adhesive systems. *J. Oral Rehabil.* 2003,30,3,312-7.
10. Haddad M.F., Goiato M.C., Santos D.M., Crepaldi N., Pesqueira A.A., Bannwart L.C.: Bond strength between acrylic resin and maxillofacial silicone. *J. Appl. Oral. Sci.* 2012,20,6,649-54.
11. Khan S.B., Geerts G.: Determining the dimensional stability, fracture toughness and flexural strength of light-cured acrylic resin custom tray material. *Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.* 2009,17,2,67-72.
12. Moseley J.P., Dixon D.L., Breeding L.C.: Custom impression trays. Part III: A stress distribution model. *J. Prosthet. Dent.* 1994,71,5,532-8.
13. Shigeto N., Kawazoe Y., Hamada T., Yamada S.: Adhesion between copper-plated acrylic tray resin and a polysulfide rubber impression material. *J. Prosthet. Dent.* 1979,42,2,228
14. Terry D.A., Tric O., Blatz M., Burgess J.O.: The custom impression tray: fabrication and utilization. *Dent. Today* 2010,29,3,132, 134-5.
15. Thongthammachat S., Moore B.K., Barco M.T., Hovijitra S., Brown D.T., Andres C.J.: Dimensional accuracy of dental casts: influence of tray material, impression material, and time. *J. Prosthodont.* 2002,11,2,98-108.
16. Payne J.A., Pereira B.P.: Bond strength of two nonaqueous elastomeric impression materials bonded to two thermoplastic resin tray materials. *J. Prosthet. Dent.* 1995,74,6,563-8.
17. Wirz J., Jaeger K., Schmidli F.: Light-polymerized materials for custom impression trays. *Int. J. Prosthodont.* 1990,3,1,64-71.
18. Walker M.P., Alderman N., Petrie C.S., Melander J., McGuire J.: Correlation of impression removal force with elastomeric impression material rigidity and hardness. *J. Prosthodont.* 2013,22,5,362-6.
19. Beier U.S., Grunert I., Kulmer S., Dumfahrt H.: Quality of impressions using hydrophilic polyvinyl siloxane in a clinical study of 249 patients. *Int. J. Prosthodont* 2007,20,3,270-4.
20. Valderhaug J., Fløystrand F.: Dimensional stability of elastomeric impression materials in custom-made and stock trays. *J. Prosthet. Dent.* 1984,52,4,514-7.
21. Bajoghli F., Sabouhi M., Nosouhian S., Davoudi A., Behnamnia Z.: Comparing the Accuracy of Three Different Impression Materials in Making Duplicate Dies. *J. Int. Oral Health* 2015,7,7,12-6.
22. Gonçalves F.S., Popoff D.A., Castro C.D., Silva G.C., Magalhães C.S., Moreira A.N.: Dimensional stability of elastomeric impression materials: a critical review of the literature. *Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.* 2011,19,4,163-6.
23. Herfort T.W., Gerberich W.W., Macosko C.W., Goodkind R.J.: Tear strength of elastomeric impression materials. *J. Prosthet. Dent.* 1978,39,1,59-62.
24. Hoods-Moonsammy V.J., Owen P., Howes D.G.: A comparison of the accuracy of polyether, polyvinyl siloxane, and plaster impressions for long-span implant-supported prostheses. *Int. J. Prosthodont.* 2014,27,5,433-8.
25. Lu H., Nguyen B., Powers J.M.: Mechanical properties of 3 hydrophilic addition silicone and polyether elastomeric impression materials. *J. Prosthet. Dent.* 2004,92,2,151-4.
26. Walid Y., Al-Ani Z., Gray R.: Silicone impression materials and latex gloves. Is interaction fact or fallacy? *Dent. Update* 2012,39,1,39-42.
27. Al-Zarea B.K., Sughaireen M.G. : Comparative analysis of dimensional precision of different silicone impression materials. *J. Contemp. Dent. Pract.* 2011,12,3,208-15.
28. Giordano R.: Impression materials: basic properties. *Gen. Dent.* 2000,48,5,510-2, 514, 516.
29. Fonte-Boa J.C., Mota J.M., Poletto L.T., Carvalho M.C., Cortés M.E., Sinisterra R.D., Leal S.F.: Condensation silicones: do new materials really presents better dimensional stability? *Acta. Odontol. Latinoam.* 2011,24,1,61-5.

30. Reddy G.V., Reddy N.S., Ittigi J., Jagadeesh K.N.: A comparative study to determine the wettability and castability of different elastomeric impression materials. *J. Contemp. Dent. Pract.* 2012,13,3,356-63.
31. Chee W.W., Donovan T.E.: Polyvinyl siloxane impression materials: a review of properties and techniques. *J. Prosthet. Dent.* 1992,68,5,728-32.
32. Chai J., Takahashi Y., Lautenschlager E.P.: Clinically relevant mechanical properties of elastomeric impression materials. *Int. J. Prosthodont.* 1998,11,3,219-23.
33. Cho G.C., Donovan T.E., Chee W.W., White S.N.: Tensile bond strength of polyvinyl siloxane impressions bonded to a custom tray as a function of drying time: Part I. *J. Prosthet. Dent.* 1995,73,5,419-23.
34. Cole M.A., Jankousky K.C., Bowman C.N.: Thiol-ene functionalized siloxanes for use as elastomeric dental impression materials. *Dent. Mater.* 2014,30,4,449-55.
35. Cook W.D., Liem F., Russo P., Scheiner M., Simkiss G., Woodruff P.: Tear and rupture of elastomeric dental impression materials. *Biomaterials* 1984,5,5,275-80.
36. Corso M., Abanomy A., Di Canzio J., Zurakowski D., Morgano S.M.: The effect of temperature changes on the dimensional stability of polyvinyl siloxane and polyether impression materials. *J. Prosthet Dent* 1998,79,6,626-31.
37. Cullen D.R., Sandrik J.L.: Tensile strength of elastomeric impression materials, adhesive and cohesive bonding. *J. Prosthet. Dent.* 1989,62,2,142-5.
38. Helvey G.A.: Elastomeric impression materials: factors to consider. *Compend. Contin. Educ. Dent.* 2011,32,8,58-9.
39. Helvey G.A.: Impression materials. *Compend. Contin. Educ. Dent.* 2011,32,8,57.
40. Hsu Y.T.: Use of polyvinyl siloxane material for an altered cast impression tray. *J. Prosthet. Dent.* 2014,112,3,695-6.
41. Keck S.C., Douglas W.H.: Tear strength of non-aqueous impression materials. *J. Dent. Res.* 1984,63,2,155-7.
42. Kwon J.S., Lee S.B., Kim K.M., Kim K.N.: Positive control for cytotoxicity evaluation of dental vinyl polysiloxane impression materials using sodium lauryl sulfate. *Acta Odontol. Scand.* 2014,72,8,618-22.
43. Lawson N.C, Burhghess J.O, Litaker M.: Tear strength of five elastomeric impression materials at two setting times and two tearing rates. *J. Esthet. Restor. Dent.* 2008,20,3,186-93.
44. Kumar D., Madihalli A.U., Reddy K.R., Rastogi N., Pradeep N.T.: Elastomeric impression materials: a comparison of accuracy of multiple pours. *J. Contemp. Dent. Pract.* 2011,12,4,272-8.
45. Mandikos M.N.: Polyvinyl siloxane impression materials: an update on clinical use. *Aust. Dent. J.* 1998,43,6,428-34.
46. Perry R.: Dental impression materials. *J. Vet. Dent.* 2013,30,2,116-24.
47. Pfeiffer P., Sommer M.P., Schwickerath H.: [Bond between wash elastomers and putty silicones]. *Dtsch Zahnarztl. Z* 1991,46,7,464-7.
48. Powers J.M. Commentary.: Tear strength of five elastomeric impression materials at two setting times and two tearing rates. *J. Esthet. Restor. Dent.* 2008,20,3,194.
49. Re D., De Angelis F., Augusti G., Augusti D., Caputi S., D'Amario M., D'Arcangelo C.: Mechanical Properties of Elastomeric Impression Materials: An In Vitro Comparison. *Int. J. Dent.* 2015,2015,428286.
50. Rios M.P., Morgano S.M., Stein R.S., Rose L.: Effects of chemical disinfectant solutions on the stability and accuracy of the dental impression complex. *J. Prosthet. Dent.* 1996,76,4,356-62.
51. Roberta T., Federico M., Federica B., Antonietta C.M., Sergio B., Ugo C.: Study of the potential cytotoxicity of dental impression materials. *Toxicol. In Vitro* 2003,17,5-6,657-6
52. Sadan A.: Hydrophilic vinyl polysiloxane impression materials. *Pract. Proced. Aesthet. Dent.* 2005,17,5,310.
53. Sandrik J.L., Vacco J.L.: Tensile and bond strength of putty-wash elastomeric impression materials. *J. Prosthet. Dent.* 1983,50,3,358-61.
54. Sneed W.D., Miller R., Olson J.: Tear strength of ten elastomeric impression materials. *J. Prosthet. Dent.* 1983,49,4,511-3.
55. Wadhvani C.P., Johnson G.H., Lepe X., Raigrodski A.J.: Accuracy of newly formulated fast-setting elastomeric impression materials. *J. Prosthet. Dent.* 2005,93,6,530-9.
56. Craig R.G., Urquiola N.J., Liu C.C.: Comparison of commercial elastomeric impression materials. *Oper. Dent.* 1990,15,3,94-104.
57. Ciesco J.N., Malone W.F., Sandrik J.L., Mazur B.: Comparison of elastomeric impression materials used in fixed prosthodontics. *J. Prosthet. Dent.* 1981,45,1,89-94.
58. Hondrum S.O.: Tear and energy properties of three impression materials. *Int. J. Prosthodont.* 1994,7,6,517-21.

59. Bindra B., Heath J.R.: Adhesion of elastomeric impression materials to trays. *J. Oral Rehabil.* 1997,24,1,63-9.
60. Bomberg T.J., Goldfogel M.H., Hoffman W., Bomberg S.E.: Considerations for adhesion of impression materials to impression trays. *J. Prosthet. Dent.* 1988,60,6,681-4.
61. Bense T., Pollak R., Stimmelmayer M., Hey J.: Disinfection effect of dental impression tray adhesives. *Clin. Oral. Investig.* 2013,17,2,497-502.
62. Chai J.Y., Jameson L.M., Moser J.B., Hesby R.A.: Adhesive properties of several impression material systems: Part I. *J. Prosthet. Dent.* 1991,66,2,201-9.
63. Chai J.Y., Jameson L.M., Moser J.B., Hesby R.A.: Adhesive properties of several impression material systems: Part II. *J. Prosthet. Dent.* 1991,66,3,287-92.
64. Grant B.E., Tjan A.H.: Tensile and peel bond strengths of tray adhesives. *J. Prosthet. Dent.* 1988,59,2,165-8.
65. Marafie Y., Looney S., Nelson S., Chan D., Browning W., Rueggeberg F.: Retention strength of impression materials to a tray material using different adhesive methods: an in vitro study. *J. Prosthet. Dent.* 2008,100,6,432-40.
66. Dixon D.L., Breeding L.C., Moseley J.P.: Custom impression trays. Part II: Removal forces. *J. Prosthet. Dent.* 1994,71,3,316-8.
67. Yi M.H., Shim J.S., Lee K.W., Chung M.K.: Drying time of tray adhesive for adequate tensile bond strength between polyvinylsiloxane impression and tray resin material. *J. Adv. Prosthodont.* 2009,1,2,63-7.
68. Su J., Hobson R.S., McCabe J.F.: Effect of impression technique on bond strength. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.* 2004,125,1,51-5.
69. Wang R.R., Nguyen T., Boyle A.M.: The effect of tray material and surface condition on the shear bond strength of impression materials. *J. Prosthet. Dent.* 1995,74,5,449-54.
70. Al-Athel M.S. : The effect of selected variables on the retention of irreversible hydrocolloid impression material. *J. Contemp. Dent. Pract.* 2008,9,6,57-64.
71. Smith S.J., McCord J.F., Macfarlane T.V.: Factors that affect the adhesion of two irreversible hydrocolloid materials to two custom tray materials. *J. Prosthet. Dent.* 2002,88,4,423-30.
72. Leung K.C., Chow T.W., Woo C.W., Clark R.K.: Tensile, shear and cleavage bond strengths of alginate adhesive. *J. Dent.* 1998,26,7,617-22.
73. Ellam A.H, Smith D.C.: The relative effectiveness of adhesives for polysulphide impression materials. *Br. Dent. J.* 1966,120,3,135-8.
74. Hogans W.R., Agar J.R.: The bond strength of elastomer tray adhesives to thermoplastic and acrylic resin tray materials. *J. Prosthet. Dent.* 1992,67,4,541-3.
75. Davis G.B., Moser J.B., Brinsden G.I.: The bonding properties of elastomer tray adhesives. *J. Prosthet. Dent.* 1976,36,3,278-85.
76. Samman J.M., Fletcher A.: A study of impression tray adhesives. *Quintessence Int.* 1985,16,4,305-9.
77. Sulong M.Z., Setchell D.J.: Properties of the tray adhesive of an addition polymerizing silicone to impression tray materials. *J. Prosthet. Dent.* 1991,66,6,743-7
78. Morneburg T.: [The bonding properties of various silicone impression materials at standardized surfaces using adhesives]. *Dtsch Stomatol.* 1991,41,8,306-8.
79. Krefft A.: *Funkcje diagnostyczne zjawisk nieobserwowalnych.* Oficyna Wydawni. PWr. 1999
80. Krefft A., Galanc T., Filipowski H.: O pewnym metodologicznym aspekcie mierzenia „jakości życia”. *Badania Operacyjne i Decyzje* 2003,1
81. Matthews-Brzozowska T., Filipowski H., Antoszevska J.: Udział wybranych czynników wpływających na środowisko jamy ustnej określone metodą Krefft. *Dent. Med. Probl.* 2004,1,51-57
82. Maruo Y., Nishigawa G., Oka M., Minagi S., Irie M., Suzuki K.: Tensile bond strength between custom tray and elastomeric impression material. *Dent. Mater J.* 2007,26,3,323-8
83. Ashwini B.L., Manjunath S., Mathew K.X.: The bond strength of different tray adhesives on vinyl polysiloxane to two tray materials: an in vitro study. *J. Indian Prosthodont Soc.* 2014,14,1,29-37.
84. MacSween R., Price R.B.: Peel bond strengths of five impression material tray adhesives. *J. Can. Dent. Assoc.* 1991,57,8,654-7.
85. Peregrina A., Land M.F., Wandling C., Johnston W.M.: The effect of different adhesives on vinyl polysiloxane bond strength to two tray materials. *J. Prosthet. Dent.* 2005,94,3,209-13.
86. Dixon D.L., Breeding L.C., Bosser M.J., Nafso A.J.: The effect of custom tray material type and surface treatment on the tensile bond strength of an impression material/adhesive system. *Int. J. Prosthodont.* 1993,6,3,303-6.
87. Kumar S., Gandhi U.V., Banerjee S.: An in vitro study of the bond strength of five adhesives used for vinyl polysiloxane impression materials and tray materials. *J. Indian Prosthodont. Soc.* 2014,14,1,61-6.

88. Ona M., Takahashi H., Sato M., Igarashi Y., Wakabayashi N.: Effect of reactive adhesives on the tensile bond strength of polyvinyl siloxane impression materials to methyl methacrylate tray material. *Dent. Mater. J.* 2010,29,3,336-40.
89. Nicholson J.W., Porter K.H., Dolan T.: Strength of tray adhesives for elastomeric impression materials. *Oper. Dent.* 1985,10,1,12-6.
90. Nishigawa G., Sato T., Suenaga K., Minagi S.: Efficacy of tray adhesives for the adhesion of elastomer rubber impression materials to impression modeling plastics for border molding. *J. Prosthet. Dent.* 1998,79,2,140-4.

10. Spis tabel

1. Badanie siły ścinania silikonu w [N] na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Universal Tray Adhesive firmy Zhermack (Włochy).
2. Badanie siły ścinania silikonu w [N] na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Adhesive firmy Bisico (Niemcy).
3. Badanie siły ścinania silikonu w [N] na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Adhesive firmy Coltène (Szwajcaria).
4. Badanie siły ścinania silikonu w [N] na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych Universal Adhesive firmy Heraeus (Niemcy).
5. Badanie siły ścinania polieteru w [N] na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych Omni-Löffeladhäsiv-A&P – Liquid firmy Omni Dent (Niemcy).
6. Badanie siły ścinania polieteru w [N] na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego Polyether Adhesive firmy 3M ESPE (U.S.A).
7. Badanie siły zrywania silikonu w [N] na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Universal Tray Adhesive firmy Zhermack (Włochy).
8. Badanie siły zrywania silikonu w [N] na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Adhesive firmy Bisico (Niemcy).
9. Badanie siły zrywania silikonu w [N] na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych Universal Adhesive firmy Heraeus (Niemcy).
10. Badanie siły zrywania silikonu w [N] na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych klejem Adhesive firmy Coltène (Szwajcaria).
11. Badanie siły zrywania polieteru w [N] na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego połączonych Omni-Löffeladhäsiv-A&P – Liquid firmy Omni Dent (Niemcy).
12. Badanie siły zrywania polieteru w [N] na płytce akrylowej, kompozytowej, szelakowej oraz z tworzywa termoplastycznego Polyether Adhesive firmy 3M ESPE (U.S.A).
13. Estymatory parametrów β modelu, wag oraz kierunki wpływu 2 cech opisujących poziom jakości materiału stomatologicznego YPJMS dla kleju do silikonu; STAT ozn., że dana składowa wektora b oraz waga różni się istotnie statystycznie od wartości zerowej na poziomie $p < 0,05$.
14. Estymatory parametrów β modelu, wag oraz kierunki wpływu 2 cech opisujących poziom jakości materiału stomatologicznego YPJMS dla kleju do polieteru; STAT ozn., że dana składowa wektora b oraz waga różni się istotnie statystycznie od wartości zerowej na poziomie $p < 0,05$.
15. Wartości y_i oraz z_i syntetycznej funkcji diagnostycznej YPJMS oraz ZPJMS wyznaczone dla pierwszych 10-ciu prób dla kleju do silikonu i kleju do polieteru na materiale stomatologicznym typu A oraz kierunki wpływu sił ścinającej i zrywającej na poziom YPJMS (ZPJMS) i błąd dopasowania metody ϕ^2 .

11. Spis rycin

1. Łyżki indywidualne nieperforowana i perforowana wykonane z szelaku
2. Łyżki indywidualne nieperforowana i perforowana wykonane z szybkopolimeryzującego akrylu.
3. Łyżki indywidualne nieperforowane i perforowane wykonane z tworzywa z termoplastycznego.
4. Łyżki indywidualne nieperforowane i perforowane wykonane z tworzywa kompozytowego.
5. Szelak w formie dostępnej w sprzedaży.
6. Szybkopolimeryzujący akryl w formie dostępnej w sprzedaży.
7. Tworzywo termoplastyczne w formie dostępnej w sprzedaży
8. Tworzywo kompozytowe w formie dostępnej w sprzedaży.
9. Łyżki indywidualne nieperforowana i perforowana pokryte klejem.
10. Perforowana indywidualna łyżka wyciskowa pokazująca rzadką masę silikonową, która przedostała się na zewnątrz przez perforacje, tworząc zaczepy mechaniczne.
11. Indywidualna łyżka wyciskowa nieperforowana z naniesionym klejem i pobranym wyciskiem czynnościowym.
12. Dispenser D2 firmy Zhermack z zamontowaną masą poliwinylsiloksanową Hydrolise firmy Zhermack z żółtą końcówką.
13. Universal Tray Adhesive firmy Zhermack (Włochy).
14. Universal Adhesive firmy Heraeus (Niemcy).
15. Adhesive firmy Coltène (Szwajcaria).
16. Adhesive firmy Bisico (Niemcy).
17. Omni-Löffeladhäsiv-A&P-Liquid firmy Omni Dent (Niemcy).
18. Polyether Adhesive firmy 3M ESPE (U.S.A.).
19. Próbką przygotowana do badań na zrywanie.
20. Próbką przygotowana do badań na ścinanie.
21. Maszyna wytrzymałościowa Z3 firmy Thümler z zamontowaną próbką do badania na zrywanie.
22. Maszyna wytrzymałościowa Z3 firmy Thümler z zamontowaną próbką do badania na ścinanie.
23. Wykres rozrzutu wartości zmiennej S_r względem zmiennej YPPJMS , rozkłady tych zmiennych oraz ich charakterystyka parametryczna.
24. Zestawienie średnich wartości siły ścinającej silikonu klejonego klejem Universal Tray Adhesive firmy Zhermack do płytek kompozytowych (K), szelakowych (S), termoformalnych (T), akrylowych (A) uszeregowane zgodnie z rosnącą średnią siłą ścinającą z oznaczeniem istotności statystycznej (↔) między poszczególnymi rodzajami materiału oraz siły tego związku (p<0,05 - słaby związek, p<0,01 silny związek lub p<0,001 bardzo silny związek).
25. Zestawienie średnich wartości siły ścinającej silikonu klejonego klejem Adhesive firmy Bisico do płytek kompozytowych (K), szelakowych (S), termoformalnych (T), akrylowych (A) uszeregowane zgodnie z rosnącą średnią siłą ścinającą z oznaczeniem istotności statystycznej (↔) między poszczególnymi rodzajami materiału oraz siły tego związku (p<0,05 - słaby związek, p<0,01 silny związek lub p<0,001 bardzo silny związek).
26. Zestawienie średnich wartości siły ścinającej silikonu klejonego klejem Adhesive firmy Coltène do płytek kompozytowych (K), szelakowych (S), termoformalnych (T), akrylowych (A) uszeregowane zgodnie z rosnącą średnią siłą ścinającą z oznaczeniem istotności statystycznej (↔) między poszczególnymi rodzajami materiału oraz siły tego związku (p<0,05 - słaby związek, p<0,01 silny związek lub p<0,001 bardzo silny związek).
27. Zestawienie średnich wartości siły ścinającej silikonu klejonego klejem Universal Adhesive firmy Heraeus do płytek kompozytowych (K), szelakowych (S), termoformalnych (T), akrylowych (A) uszeregowane zgodnie z rosnącą średnią siłą ścinającą z oznaczeniem istotności statystycznej (↔) między poszczególnymi rodzajami materiału oraz siły tego związku (p<0,05 - słaby związek, p<0,01 silny związek lub p<0,001 bardzo silny związek).
28. Zestawienie średnich wartości siły ścinającej polieteru klejonego klejem Omni-Löffeladhäsiv-A&P – Liquid firmy Omni Dent do płytek kompozytowych (K), szelakowych (S), termoformalnych (T), akrylowych (A) uszeregowane zgodnie z rosnącą średnią siłą ścinającą z oznaczeniem istotności statystycznej (↔) między poszczególnymi rodzajami materiału oraz siły tego związku (p<0,05 - słaby związek, p<0,01 silny związek lub p<0,001 bardzo silny związek).
29. Zestawienie średnich wartości siły ścinającej polieteru klejonego klejem Polyether Adhesive firmy 3M ESPE do płytek akrylowych (A).
30. Zestawienie średnich wartości siły zrywającej silikonu klejonego klejem Universal Tray Adhesive firmy Zhermack do płytek kompozytowych (K), szelakowych (S), termoformalnych (T), akrylowych (A) uszeregowane zgodnie z rosnącą średnią siłą zrywającą z oznaczeniem istotności statystycznej (↔) między poszczególnymi rodzajami materiału oraz siły tego związku (p<0,05 - słaby związek, p<0,01 silny związek lub p<0,001 bardzo silny związek).

31. Zestawienie średnich wartości siły zrywającej silikonu klejonego klejem Adhesive firmy Bisico do płytek kompozytowych (K), szelakowych (S), termoformowalnych (T), akrylowych (A) uszeregowane zgodnie z rosnącą średnią siłą zrywającą z oznaczeniem istotności statystycznej (\leftrightarrow) między poszczególnymi rodzajami materiału oraz siły tego związku ($p < 0,05$ - słaby związek, $p < 0,01$ silny związek lub $p < 0,001$ bardzo silny związek).
32. Zestawienie średnich wartości siły zrywającej silikonu klejonego klejem Universal Adhesive firmy Heraeus do płytek kompozytowych (K), szelakowych (S), termoformowalnych (T), akrylowych (A) uszeregowane zgodnie z rosnącą średnią siłą zrywającą z oznaczeniem istotności statystycznej (\leftrightarrow) między poszczególnymi rodzajami materiału oraz siły tego związku ($p < 0,05$ - słaby związek, $p < 0,01$ silny związek lub $p < 0,001$ bardzo silny związek).
33. Zestawienie średnich wartości siły zrywającej silikonu klejonego klejem Adhesive firmy Coltène do płytek kompozytowych (K), szelakowych (S), termoformowalnych (T), akrylowych (A) uszeregowane zgodnie z rosnącą średnią siłą zrywającą z oznaczeniem istotności statystycznej (\leftrightarrow) między poszczególnymi rodzajami materiału oraz siły tego związku ($p < 0,05$ - słaby związek, $p < 0,01$ silny związek lub $p < 0,001$ bardzo silny związek).
34. Zestawienie średnich wartości siły zrywającej polieteru klejonego klejem Omni-Löffeladhäsiv-A&P – Liquid firmy Omni Dent do płytek kompozytowych (K), szelakowych (S), termoformowalnych (T), akrylowych (A) uszeregowane zgodnie z rosnącą średnią siłą zrywającą z oznaczeniem istotności statystycznej (\leftrightarrow) między poszczególnymi rodzajami materiału oraz siły tego związku ($p < 0,05$ - słaby związek, $p < 0,01$ silny związek lub $p < 0,001$ bardzo silny związek).
35. Zestawienie średnich wartości siły zrywającej polieteru klejonego klejem Polyether Adhesive firmy 3M ESPE do płytek akrylowych (A).
36. Zestawienie średnich wartości siły ścinającej silikonu klejonego do płytek kompozytowych (K), szelakowych (S), termoformowalnych (T), akrylowych (A) klejami Universal Tray Adhesive firmy Zhermack (UTA), Adhesive firmy Bisico(A_B), Universal Adhesive firmy Heraeus, (U_H), Adhesive firmy Coltène (A_C), uszeregowane zgodnie z rosnącą średnią siłą ścinającą z oznaczeniem istotności statystycznej (\leftrightarrow) między poszczególnymi rodzajami materiału oraz siły tego związku ($p < 0,05$ - słaby związek, $p < 0,01$ silny związek lub $p < 0,001$ bardzo silny związek).
37. Zestawienie średnich wartości siły zrywającej silikonu klejonego do płytek kompozytowych (K), szelakowych (S), termoformowalnych (T), akrylowych (A) klejami Universal Tray Adhesive firmy Zhermack (UTA), Adhesive firmy Bisico(A_B), Universal Adhesive firmy Heraeus, (U_H), Adhesive firmy Coltène (A_C), uszeregowane zgodnie z rosnącą średnią siłą zrywającą z oznaczeniem istotności statystycznej (\leftrightarrow) między poszczególnymi rodzajami materiału oraz siły tego związku ($p < 0,05$ - słaby związek, $p < 0,01$ silny związek lub $p < 0,001$ bardzo silny związek).
38. Porównanie średnich wartości siły zrywającej polieteru klejonego klejem Omni-Löffeladhäsiv-A&P – Liquid firmy Omni Dent (OL_OD) oraz Polyether Adhesive firmy 3M ESPE(PA_3M) do płytek akrylowych (A), uszeregowane zgodnie z rosnącą średnią siłą zrywającą z oznaczeniem istotności statystycznej (\leftrightarrow) między poszczególnymi rodzajami materiału oraz siły tego związku ($p < 0,05$ - słaby związek, $p < 0,01$ silny związek lub $p < 0,001$ bardzo silny związek).
39. Porównanie średnich wartości siły ścinającej polieteru klejonego klejem Omni-Löffeladhäsiv-A&P – Liquid firmy Omni Dent (OL_OD) oraz Polyether Adhesive firmy 3M ESPE(PA_3M) do płytek akrylowych (A), uszeregowane zgodnie z rosnącą średnią siłą ścinającą z oznaczeniem istotności statystycznej (\leftrightarrow) między poszczególnymi rodzajami materiału oraz siły tego związku ($p < 0,05$ - słaby związek, $p < 0,01$ silny związek lub $p < 0,001$ bardzo silny związek).
40. Zestawienie średnich wartości siły wiązania klejów (siły zrywająco-ścinającej) Universal Tray Adhesive firmy Zhermack (UTA), Adhesive firmy Bisico (A_B), Universal Adhesive firmy Heraeus (U_H), Adhesive firmy Coltène (A_C), Löffeladhäsiv-A&P – Liquid firmy Omni Dent (OL_OD), Polyether Adhesive firmy 3M ESPE(PA_3M) do wszystkich rodzajów płytek (akrylu, kompozytu, tworzywa termoformowalnego oraz szelaku), uszeregowane zgodnie z rosnącą średnią siłą wiązania z oznaczeniem istotności statystycznej (\leftrightarrow) między poszczególnymi rodzajami materiału oraz siły tego związku ($p < 0,05$ - słaby związek, $p < 0,01$ silny związek lub $p < 0,001$ bardzo silny związek).

12. Spis skrótów

SD – odchylenie standardowe

p – poziom istotności statystycznej

NS – brak różnicy istotnej statystycznie

S_r – średnia siła

K – kompozyt

S – szelak

T – termoformowalny

A – akrylowy

UTA - Universal Tray Adhesive firmy Zhermack

A_B - Adhesive firmy Bisico

U_H - Universal Adhesive firmy Heraeus

A_C - Adhesive firmy Coltène

OL_OD - Omni-Löffeladhäsiv-A&P – Liquid firmy Omni Dent

PA_3M - Adhesive firmy 3M ESPE