

Lek. dent. Adam Malawski – Róg

**Ocena wpływu piaskowania na adhezję pomiędzy
politereftalanem etylenu a wybranymi silikonowymi
materiałami podścielającymi stosowanymi w protetyce
stomatologicznej**



UNIwersytet Medyczny
IM. PIASTÓW ŚLĄSKICH WE WROCLAWIU

Katedra i Zakład Stomatologii Doświadczalnej

Rozprawa na stopień doktora nauk medycznych

Promotor:

Dr hab. n. med. Mieszko Więckiewicz

Wrocław, 2018

Podziękowania:

Promotorowi

za opiekę merytoryczną, cenne uwagi i sugestie,
zaangażowanie, dzięki któremu możliwe
było napisanie tej rozprawy

Źonie

za wsparcie w tworzeniu pracy,
wrozumiałość i cierpliwość

Rodzicom

za pomoc i opiekę, którą zawsze chętnie mnie obdarzali

Spis treści

1. Wstęp	5
1.1. Rys historyczny materiałów silikonowych	7
1.2. Budowa i skład chemiczny materiałów akrylanowych i silikonowych	8
1.2.1. Materiały akrylanowe.....	8
1.2.2. Materiały silikonowe	13
1.3. Charakterystyka miękkich mas podścielających	15
1.3.1. Materiały elastyczne na bazie akrylu	16
1.3.2. Materiały elastyczne na bazie silikonu	19
1.4. Właściwości fizyczne miękkich materiałów elastycznych	21
1.5. Metody podścielania protez	24
1.5.1. Podścielenie protez metodą bezpośrednią	25
1.5.2. Podścielenie protez metodą pośrednią	26
1.6. Zastosowanie materiałów elastycznych w stomatologii	28
1.6.1. Podścielenie protez pooperacyjnych materiałem elastycznym	29
1.6.2. Materiały do biologicznej odnowy tkanek	30
1.7. Wskazania i przeciwwskazania do wykonania podścielenia	32
2. Kliniczne zastosowanie materiałów termoplastycznych	33
2.1 Charakterystyka i właściwości fizyczne materiałów termoplastycznych	35
3. Cel pracy	39
4. Materiał i metody	40
4.1 Analiza statystyczna	46
5. Wyniki badań	50

5.1. Analiza ogólna	50
5.2. Charakterystyka materiału Ufi Gel SC.....	56
5.3. Charakterystyka materiału Sofreliner Tough S.....	65
5.4. Charakterystyka materiału Mucopren Soft.....	68
5.4. Charakterystyka rodzajów utraty adhezji	76
6. Dyskusja	78
7. Wnioski	86
8. Streszczenie	87
9. Summary	90
10. Piśmiennictwo.....	92
11. Spis rycin.....	102
12. Tabelaryczne załączniki statystyczne	106
12.1. Wyniki badań materiału Ufi Gel SC.....	106
12.2. Wyniki badań materiału Sofreliner Tough S.....	110
12.3. Wyniki badań materiału Mucopren Soft.....	114
12.4. Analiza statystyczna ogólna	118
12.5. Analiza statystyczna dla materiału Ufi Gel SC	121
12.6. Analiza statystyczna dla materiału Sofreliner Tough S	124
12.7. Analiza statystyczna dla materiału Mucopren Soft	127
12.8. Analiza statystyczna rodzajów utraty adhezji	131

1. Wstęp

Według raportu Krajowego Rejestru Nowotworów z 2013 r. nowotwory złośliwe wargi, jamy ustnej i gardła (C00-C14), jamy nosowej, ucha środkowego i zatok przynosowych (C30-C31) oraz oka (C69) stanowiły ok. 4% wszystkich nowotworów u mężczyzn oraz 1,5% u kobiet (1). Jak podaje European Cancer Observatory w 2012 zajmowały one szóstą pozycję pod względem zachorowalności i umieralności na nowotwory u mężczyzn (zaraz za nowotworami płuc, jelita grubego, prostaty, pęcherza moczowego oraz żołądka) (1). Choroba nowotworowa w zakresie masywu szczękowo-twarzowego wiąże się z reguły z zabiegiem operacyjnym podczas, którego dochodzi do powstania ubytku tkanek twardych i miękkich. Ubytki te często tworzą połączenia jamy ustnej z jamą nosową lub gardłem. Funkcje układu stomatognatycznego tj. mowa, połykanie, żucie czy oddychanie ulegają upośledzeniu, co utrudnia choremu prawidłowe funkcjonowanie i znacząco obniża jakość życia. W tej sytuacji jedną z metod leczenia jest wykonanie protetycznej płytki obturującej (2–4). Jest to natychmiastowe lub wczesne, ruchome uzupełnienie protetyczne o charakterze tymczasowym. Można ją wprowadzić do jamy ustnej w trakcie trwania zabiegu operacyjnego lub później.

Podstawa płytki obturującej może być wykonana z dwóch rodzajów materiałów (2,3). Pierwszym z nich jest tworzywo akrylowe polimeryzowane na gorąco, którego technologia przetwarzania jest czasochłonna i kosztochłonna oraz wymaga dużej wprawy w wykonaniu i precyzyjnym dostosowaniu w zakresie podłoża protetycznego (2,5). Drugim materiałem może być politereftalan etylenu (PETG), który jest tworzywem termoplastycznym (6-8). Materiał ten umożliwia szybkie i tanie przygotowanie płytek obturujących. Występuje ono w postaci

prefabrykowanej folii np. Erkodur (Erkodent, Germany). Folie o grubościach 1,0 – 3,0 mm kształtowane są na modelu roboczym techniką formowania wglębnego, przy odpowiednim ciśnieniu i w zalecanej przez producenta temperaturze.

W wyniku gojenia rany pooperacyjnej z czasem dochodzi do zaniku tkanek twardych i obkurczania się tkanek miękkich (8,9). Przewlekły proces zapalny okolicy pooperacyjnej występuje w początkowej fazie gojenia jako obraz przebudowy tkanek. Proces ten wpływa na przyleganie i szczelność płytki obturującej. W celu uzyskania dobrego uszczelniania brzeżnego i efektu odciążenia gojących się tkanek na powierzchni dośluzówkowej stosuje się najczęściej silikonowe materiały podścielające (2,5,10,11).

Istnieją dwa typy materiałów do podścieleń miękkich: na bazie żywicy akrylowej, oraz elastomerów silikonowych (3,12). W środowisku jamy ustnej elastomery silikonowe lepiej sprawdzają się w codziennym zastosowaniu (13–19). Wykazują lepszą stabilność kształtu, koloru, wyższą wytrzymałość na zrywanie, biokompatybilność oraz lepsze przyleganie do materiału akrylowego niż podścielenia na bazie żywicy akrylowej (16–22).

Zaletami stosowania płytek obturujących są:

- skuteczne zamknięcie połączenia między jamą ustną a jamą nosową,
- odciążenie pola zabiegowego,
- uszczelnienie i poprawa stabilności obturatora,
- podtrzymanie tkanek miękkich pola operacyjnego i zmniejszenie skurczu tkanek podpartych płytką obturującą,
- poprawa funkcji układu stomatognatycznego tj. mowy, żucia i połykania,

- przywrócenie prawidłowego przepływu powietrza poprzez oddzielenie jamy nosowej od jamy ustnej.

Przed wprowadzeniem płytki do jamy ustnej, najczęściej jej powierzchnię dośluzówkową podściela się miękkim materiałem z grupy elastomerów silikonowych (2,18,21,23,24).

1.1. Rys historyczny materiałów silikonowych

Początkowo do podścielania protez ruchomych używano miękkiej kauczuku zawierający 3-5% siarki (10). Ze względu na to, że był to materiał trudny i uciążliwy w obróbce laboratoryjnej, nie uzyskał on uznania wśród lekarzy i pacjentów. Kolejnym materiałem miękkim używanym w leczeniu chirurgiczno-protetycznym był elastyfikowany ftalanem dwubutylo polichlorek winylu (25). Swoją elastyczność zachowywał przez około 18 miesięcy. Po II wojnie światowej wprowadzono do leczenia twarde, sztuczne żywice akrylanowe (26). Przewyższały one jakościowo poprzednie materiały, które stosowane były w protetycznej rehabilitacji pooperacyjnej.

Pierwsze wzmianki opublikowane w fachowej literaturze na temat zastosowania podścielania protezy opisali w 1958 r. Lamie i Storer nie wskazując jednak konkretnego materiału, który nadawał by się do tego celu (27). Stosowane metody oraz materiały do miękkiego podścielania protez, po raz pierwszy udokumentował Chase w 1961 roku (28). W tym samym roku Craig i Gibbson określili grubość materiału jaką należy użyć aby uzyskać jak najlepszy efekt terapeutyczny, która wynosiła 2-3 mm. W 1962 r. Storer zwrócił uwagę na konieczność zwiększenia adhezji materiału miękkiego do płyty protezy (29).

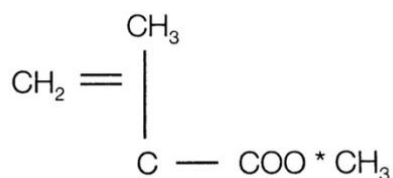
W 1965 r. pojawił się na rynku elastyczny materiał przeznaczony do podścielenia protez ruchomych Silastic 350 z preparatem zwiększającym adhezję (30). W 1976 r. w Niemczech opracowano silikon Molloplast B, który był materiałem elastycznym polimeryzowanym na gorąco (31-33).

Przez kolejne lata trwały szerokie badania nad uzyskaniem idealnego materiału miękkiego do podścielenia protez ruchomych, któremu stawiano wiele wymagań.

1.2. Budowa i skład chemiczny materiałów akrylanowych i silikonowych

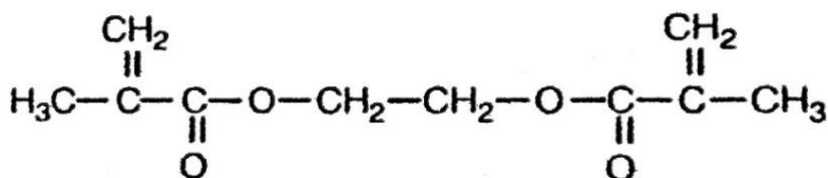
1.2.1. Materiały akrylanowe

Akryle dentystyczne składają się z dwóch składników: płynu – monomeru oraz proszku – polimeru (12,33–37). Monomer to substancja chemiczna, z której w wyniku polimeryzacji powstaje polimer. Najczęściej stosowanym monomerem w tworzywach akrylowych jest metakrylan metylu (Rycina 1). Jest to bezbarwna ciecz o specyficznym zapachu.

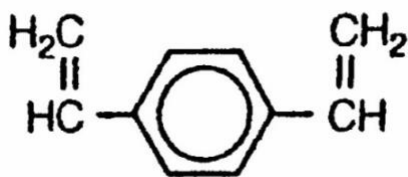


Rycina 1. Wzór chemiczny metakrylanu metylu.

W celu zmniejszenia rozpuszczalności materiału akrylowego, do monomeru dodawane są związki metakrylowe mające zdolność sieciowania dzięki posiadaniu dwóch wiązań podwójnych (12,33,35,36,38). Są to np. dwumetakrylan glikolu (Rycina 2) lub dwuwinylobenzol (Rycina 3).



Rycina 2. Wzór chemiczny dwumetakrylanu glikolu.



Rycina 3. Wzór chemiczny dwuwinylobenzolu.

Metakrylany są substancjami wysoko reaktywnymi. W celu zapobiegania ich przedwczesnej polimeryzacji oraz przedłużenia okresu przydatności monomeru dodaje się inhibitory najczęściej pochodne chinonów np. hydrochinon (Rycina 4) lub ester metylowy hydrochinonu (12,33,35,38,39).

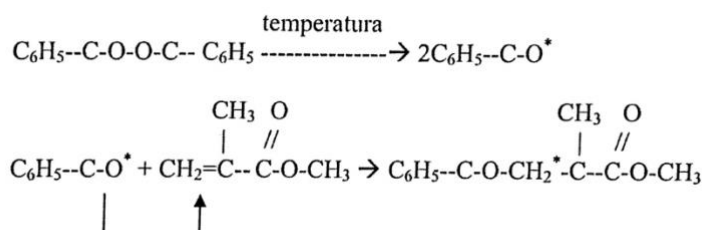


Rycina 4. Wzór chemiczny hydrochinonu.

Tworzywa akrylanowe otrzymywane są w drodze polimeryzacji, która zachodzi pod wpływem temperatury, tlenu oraz światła (12,34). Polimeryzacja polega na łączeniu się wielu cząsteczek o małej masie zwanych monomerami lub mieszaniny kilku typów monomerów, tworząc cząsteczki o wielokrotnie większej masie bez wydzielania produktu ubocznego. Ten typ reakcji zachodzi w związkach winylowych zawierających podwójne wiązanie węgiel - węgiel. Reakcja ta przebiega w trzech etapach: inicjacja, propagacja i terminacja (12,36,38,40).

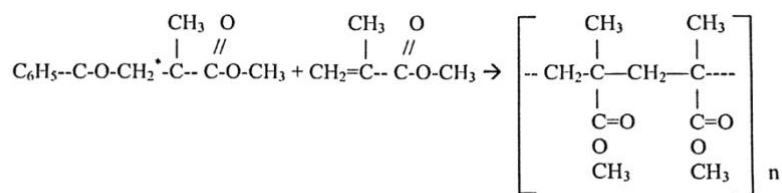
Inicjatorami procesu polimeryzacji są nadtlenuki, zwykle nadtlenek benzoilu, trzeciorzędowy nadtlenek butylu lub nadtlenek wodoru, które wymagają aktywacji poprzez ogrzanie lub dodanie przyspieszacza organicznego np. aminy trzeciorzędowej (12,33,34,36,38,40–42).

Pod wpływem jednego z tych inicjatorów wytworzone są wolne rodniki (12) (Rycina 5).



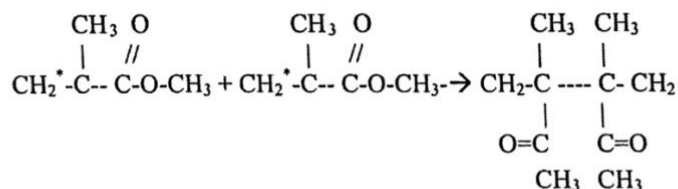
Rycina 5. Inicjacja reakcji rozkładu nadtlenuku i reakcja z cząsteczką monomeru.

Wolne rodniki zawierają niesparowany elektron, który podczas reakcji rozerwania podwójnych wiązań atomów węgla łączy się z kolejnymi wiązaniami podwójnymi (38). Następnie wolny elektron przesuwany jest na koniec wzrastającego łańcucha i znowu może łączyć się z kolejnymi cząsteczkami monomeru (Rycina 6).



Rycina 6. Propagacja reakcji z kolejnymi cząsteczkami monomeru - tworzy się polimer.

Reakcja ta kończy się w momencie sparowania wolnych rodników tworząc stabilny polimer, lub gdy wolne rodniki ulegną sparowaniu z substancjami, które nie posiadają podwójnych wiązań (Rycina 7).



Rycina 7. Terminacja reakcji, sparowanie dwóch wolnych rodników.

Polimeryzacja kondensacyjna jest to reakcja, w której oprócz produktu właściwego czyli polimeru powstaje produkt uboczny - zazwyczaj woda (12,36).

Substratem końcowym reakcji polimeryzacji jest polimer. Jeżeli do polimeryzacji używany jest jeden typ monomeru uzyskujemy homopolimer, natomiast gdy użyte są dwa lub więcej typów monomerów nazywamy je kopolimerami. Możemy wyróżnić kopolimery o budowie blokowej, naprzemiennej i nieregularnej (12,35,38,43) (Rycina 8).

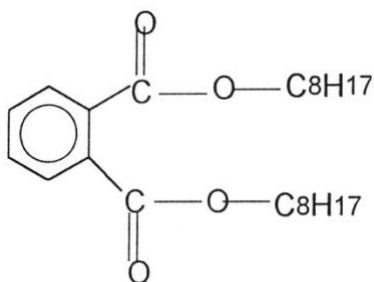
- A-A-A-B-B-B-A-A-B-B kopolimer blokowy
- A-B-A-B-A-B kopolimer naprzemienny
- A-A-B-C-B-A-A-A-B kopolimer nieregularny

A,B,C – monomery

Rycina 8. Położenie monomerów względem siebie w strukturze kopolimeru.

Aby materiał akrylowy uzyskał właściwości elastyczne należy poddać go plastyfikacji. Plastyfikację akrylanów można uzyskać poprzez dwa rodzaje plastyfikatorów: plastyfikatory zewnętrzne i wewnętrzne (5,12,36,37,44).

Plastyfikatory zewnętrzne tworzą wiązania wtórne, które nie są wbudowane do łańcucha polimeru. Do plastyfikatorów zewnętrznych należą silne rozpuszczalniki mające wpływ na wtórne siły wiążące i rozluźnianie struktury polimeru. Jednak pod wpływem czasu substancja ta ulega rozpuszczeniu i wypłukaniu, przez co materiał traci swoją elastyczność i robi się twardy. Najczęściej stosowanym plastyfikatorem zewnętrznym jest ftalan dwuoktylu (4) (Rycina 9).

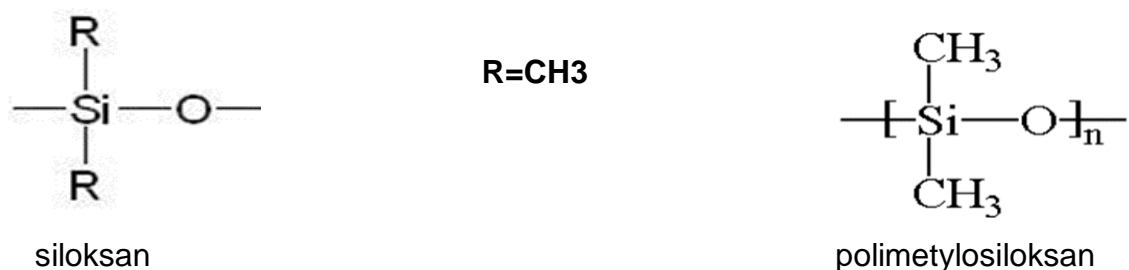


Rycina 9. Wzór chemiczny ftalanu dwuoktylu

Plastyfikatory wewnętrzne tworzą wiązania pierwotne, które wbudowują się w łańcuch polimeru tworząc kopolimer. Materiały te są odporne na rozpuszczanie i dłużej utrzymują właściwości elastyczne. Do wewnętrznych plastyfikatorów należą estry kwasu metakrylowego z wyższymi alkoholami np. ester butylowy kwasu metakrylowego (4,5).

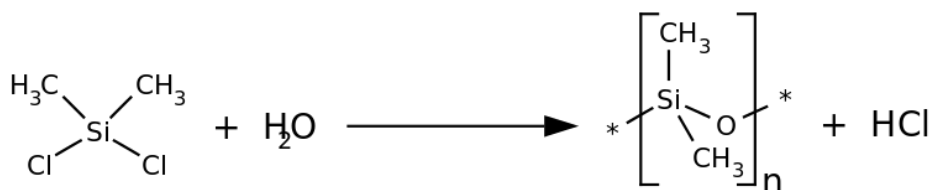
1.2.2. Materiały silikonowe

Silikony to krzemoorganiczne materiały syntetyczne, które w swoim szkielecie zawierają naprzemiennie atomy krzemu i tlenu (40,42,45,46). Wszystkie atomy krzemu łączą się z grupami alkilowymi - zwykle metylowymi bądź etylowymi, alyrowymi lub fenyłowymi. Gdy atom krzemu łączy się z grupami metylowymi powstaje polidimetylosiloksan (19,47) (Rycina 10).

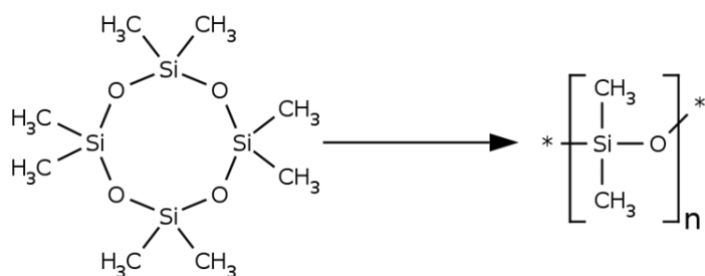


Rycina 10. Wzory chemiczne cząsteczek siloksanu i polimetylosiloksanu.

Polisiloksany można otrzymać na dwa sposoby. Pierwszym sposobem jest proces kondensacji hydrolytycznej chlorosilanów (Rycina 11) - w wyniku tej syntezy powstają polimery o dużym rozrzucie mas cząsteczkowych, które skutkują słabymi właściwościami mechanicznymi (19,36,46,48). Drugim sposobem jest polimeryzacja z otwarciem pierścienia cyklicznych siloksanów (36,46,48) (Rycina 12). W tej metodzie powstają polimery o dużo lepszych właściwościach fizycznych (46,48).



Rycina 11. Kontrolowana kondensacja hydrolytyczna chlorosilanów (w obecności wody).

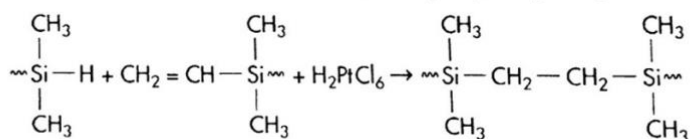


Rycina 12. Metoda otrzymywania polisiloksanów z otwarciem pierścienia cyklicznych siloksanów.

Elastomery silikonowe powstają w procesie wulkanizacji – sieciowania (49).
 Sieciowanie elastomerów można uzyskać w wyniku reakcji addycji lub kondensacji.

W wyniku reakcji addycyjnej otrzymujemy produkt w postaci gumy silikonowej ale bez dodatkowych związków (12,33,40) (Rycina 13).

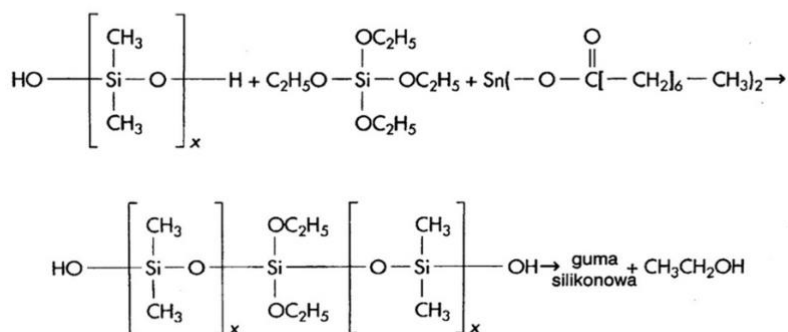
**siloksan zawierający wodór + siloksan z wolną grupą winylową +
 + kwas chloroplatynowy → guma silikonowa**



Rycina 13. Schemat przebiegu reakcji chemicznej wiązania mas addycyjnych.

W wyniku reakcji kondensacji otrzymujemy produkty w postaci gumy silikonowej oraz alkoholu etylowego i wodoru (12,33,40) (Rycina 14).

**dimetylosiloksan + silan ortoetylowy + kaprylan cyny →
 → guma silikonowa + alkohol etylowy**



Rycina 14. Schemat przebiegu reakcji chemicznej wiązania mas kondensacyjnych.

Silikony nie posiadają plastyfikatorów, a swoją długoczasową elastyczność zawdzięczają specjalnej strukturze wewnętrznej (12,33,34,42,49). Materiały silikonowe typu RTV (Room Temperature Vulcanizing; polimeryzowane w temperaturze pokojowej) łączą się z płytą protezy za pomocą specjalnego primera, który w swoim składzie posiada rozpuszczalnik oraz polimer silikonowy z grupami metakrylowymi, które wbudowywane są w strukturę polimetakrylanu metylu płyty protezy (12,38,50). W materiałach polimeryzowanych w wysokiej temperaturze primerem jest γ - metakrykoksypropylotrimetylosilan (12).

1.3. Charakterystyka miękkich mas podścielających

Niekończący się rozwój materiałoznawstwa stomatologicznego przynosi nam nowoczesne i coraz bardziej doskonałe materiały spełniające oczekiwania lekarzy stomatologów oraz pacjentów. Istnieje wiele publikacji opisujących proces ewolucji miękkich materiałów podścielających (13,14,51,52). Wielokrotnie różnym badaniom oraz klinicznej ocenie poddane zostały miękkie tworzywa akrylowe jak i silikonowe (17,51,53–55). Według dostępnego piśmiennictwa, miękkie tworzywa silikonowe charakteryzują się stabilniejszymi właściwościami fizykochemicznymi i klinicznymi, czyli zachowaniem określonej twardości, niewielką sorpcją i rozpuszczalnością a także większą stabilizacją koloru w warunkach środowiska jamy ustnej (20,56–58).

Miękkie materiały wyścielające, które stosowane były w protetyce od końca lat 50-tych, znalazły zastosowanie wśród pacjentów, u których występowały niekorzystne warunki protetyczne. Niekorzystne warunki kostne w obrębie wyrostka zębodołowego oraz cienka i niepodatna na ucisk błona śluzowa jamy ustnej mogą

być czynnikiem utrudniającym komfortowe użytkowanie prac protetycznych. Materiały elastyczne wykorzystywane do wykonywania podścieleń miękkich dzięki swoim właściwościom sprężystym tworzą amortyzującą powłokę w obrębie płyty uzupełnienia protetycznego, co sprzyja mniej urazowemu przenoszeniu sił żucia na podłoże protetyczne, poprawiając tym samym komfort długoczasowego użytkowania ruchomym uzupełnień protetycznych (12,14,18,33,52,59–64).

Miękkie materiały elastyczne możemy podzielić ze względu na czas użytkowania: krótkoczasowe i długoczasowe, ze względu na budowę chemiczną: akrylanowe i silikonowe, ze względu na sposób polimeryzacji: silikony wulkanizowane w temperaturze pokojowej (RTV – Room Temperature Vulcanizing) i w wysokich temperaturach (HTV – High Temperature Vulcanizing) oraz tworzywa akrylowe polimeryzowane na gorąco i w temperaturze pokojowej (33,47,50).

1.3.1. Materiały elastyczne na bazie akrylu

Tworzywa elastyczne na bazie akrylu stosowane są do podścielenia protez (19,33,38,42). Są to materiały do czasowego uszczelnienia i podścielenia protez ruchomych oraz jako materiały do biologicznej odnowy tkanek podłoża (tissue conditioners).

Materiały elastyczne na bazie akrylu składające się z proszku i płynu. Można je podzielić na trzy systemy:

1. Systemy z plastyfikatorem uwalniającym składniki przy zadziałaniu wodą.
2. Systemy z polimeryzującym plastyfikatorem.
3. Eksperymentalne tworzywa akrylanowe o dużej masie cząsteczkowej.

W pierwszym systemie proszek to polimetakrylan etylu lub polimetakrylan metylu (42). Proszek zawiera również aktywator -nadtlenek dibenzoilowy, który jest inicjatorem reakcji polimeryzacji. Płyn to metakrylan metyloowoetylowy lub n - butylowy. W skład płynu wchodzi również 25%-50% roztworu plastyfikatora np.:

- fitalan di-n-butylowy,
- glikolan butyloftalylobutylowy,
- fosforan 2-etyloheksylodifenyłowy.

Po wymieszaniu obydwu składników otrzymujemy masę o konsystencji ciasta. Plastyfikator znajdujący się w tych materiałach obniża temperaturę mięknięcia a w konsekwencji zwykle twarde tworzywo akrylowe uzyskuje właściwości elastyczne i gąbczaste. Porównując polimetakrylan etylu z polimetakrylanem metylu pierwszy z nich potrzebuje mniejszej ilości plastyfikatora, ponieważ jego temperatura graniczna wynosi 66°C, natomiast temperatura drugiego sięga 105°C. Z czasem plastyfikator ulega rozpuszczeniu i materiały tracą swoje właściwości elastyczne stając się twarde. Jest wiele czynników, które mają wpływ na szybkość tego procesu.

Należą do nich:

- nawyki dietetyczne,
- temperatura wody w której pacjent przechowuje prace protetyczne,
- sposób czyszczenia prac protetycznych.

Drugi systemem związany jest z plastyfikatorem, który ulega polimeryzacji i jest odporny na rozpuszczanie (42). Są to mieszaniny metakrylanu tridecyłowego, maleinianu 2-di-etyloheksylowego oraz dimetakrylanu etylenoglikolu, które łączy się z polimetakrylanem etylowym lub kopolimerami metakrylanu n-butylowego i etylowego. W temperaturze pokojowej materiał ten jest twardy. Ułatwia to jego

obróbkę, natomiast dopiero w warunkach jamy ustnej staje się elastyczny. Po dłuższym użytkowaniu materiał ten również ulega niekorzystnym zmianom. Staje się chropowaty i traci siłę adhezji między warstwą wyścielającą a płytą protezy.

Trzecia grupa to tworzywa akrylanowe o dużej masie cząsteczkowej, nad którymi trwają badania laboratoryjne (42). Materiały te wzbogacane są o różnego rodzaju związki chemiczne, które mają na celu stworzenie materiału o wysokiej elastyczności, niskiej absorpcji wody, dobrym połączeniu z akrylową częścią protezy oraz wysokiej biogodności z tkankami podłoża.

1.3.2. Materiały elastyczne na bazie silikonu

Materiały elastyczne na bazie silikonu stosowane są jako tworzywa miękkie do krótkoczasowego lub długoczasowego podścielenia protez (33,38).

Silikony to materiały polimerowe, syntetyczne, których zasadniczym składnikiem są wielkocząstkowe związki krzemoorganiczne - polisiloksany. W celu poprawy właściwości fizycznych i chemicznych materiałów silikonowych do ich składu dodaje się wypełniacze oraz emulgatory (18). Materiały te nie posiadają plastyfikatorów, a swoją długoczasową elastyczność zawdzięczają specjalnej strukturze wewnętrznej.

Polisiloksany wiążą w temperaturze pokojowej lub pod wpływem ciepła. Materiał utwardzany na gorąco dostępny jest w postaci ciasta (42). Stosowany jest w celu podścielenia protez ruchomych lub obturatorów (19,21,42,65,66). Po utwardzeniu nadmiar można usunąć specjalnymi kamieniami i wiertłami protetycznymi, a na szorstką powierzchnię powstałą po obróbce nanosi się specjalny lakier zawierający samoutwardzalny płyn silikonowy (42).

Aby uzyskać połączenie tworzywa silikonowego z akrylową płytą protezy należy zastosować polimer silikonowy w lotnym rozpuszczalniku lub zastosować silan. Materiał samoutwardzalny w temperaturze pokojowej zazwyczaj występuje w postaci lepkiej pasty i płynnego katalizatora.

Stosowany może być na nowe jak i użytkowane uzupełnienia protetyczne, przy czym powierzchnia dośluzówkowa musi być odpowiednio wcześniej przygotowana - dokładnie oczyszczona i osuszona.

Po odpowiednim przygotowaniu, stronę dośluzówkową pokrywa się cienką warstwą materiału i pozostawia do wyschnięcia na określony czas. Ważny jest dostęp powietrza, który prowadzi do polimeryzacji tego materiału.

Materiały silikonowe wykazują się dobrymi właściwościami elastycznymi, przy czym połączenie z akrylową płytą protezy nie jest satysfakcjonujące (11,19,38,42). Materiały te sprzyjają również rozwijaniu się na nich kolonii grzybów *Candida albicans*, co wpływa na powstawanie różnych dolegliwości chorobowych w obrębie jamy ustnej (12,17,42,67–69).

Uzupełnienia protetyczne zmieniają mikroflorę jamy ustnej (68). Nieprawidłowa higiena, źle dopasowane protezy oraz inne czynniki skutkują zaburzeniami metabolizmu błony śluzowej i doprowadzają do powstania infekcji grzybiczych (15,70,71). Pomiędzy płytą protezy a podłożem istnieją idealne warunki dla rozwoju drobnoustrojów. Duża wilgotność, wysoka temperatura oraz brak samoczynnego oczyszczania przez ślinę przestrzeni między płytą protezy a podłożem, prowadzi do namnażania się bakterii i grzybów, a to w konsekwencji prowadzi do powstawania stomatopatii protetycznych (72). Najczęściej występującą patologią spowodowaną kolonizacją błony śluzowej jamy ustnej przez grzyby z rodziny *Candida albicans* jest grzybica zwana również kandydozą. Objawia się ona występowaniem białego nalotu, głównie na języku, policzkach i w głównej mierze podniebieniu. Zaawansowana kandydoza może manifestować się w postaci ciągłego pieczenia i swędzenia zmienionej chorobowo błony śluzowej jamy ustnej (69,73).

1.4. Właściwości fizyczne miękkich materiałów elastycznych

Adhezja

Warunkiem niezbędnym do prawidłowej funkcji podścielonych protez, jest trwałe połączenie materiału podścielającego z akrylową płytą uzupełnienia protetycznego (18,55,74–76). Siła adhezji elastycznych materiałów podścielających zależy od rodzaju zastosowanego materiału elastycznego.

Elastyczne materiały podścielające na bazie silikonu łączą się z płytą protezy poprzez zastosowanie środków adhezyjnych, które tworzą pośrednią warstwę łączącą np. polimer silikonowy w lotnym rozpuszczalniku lub łącznik silan. Siła połączenia materiału elastycznego z tworzywem protezy zależy od jakości środka łączącego.

Plastyfikowane tworzywa akrylowe nie wymagają dodatkowych systemów łączących, gdyż materiały te łączą się z płytą protezy za pomocą bezpośrednich wiązań chemicznych. Wynika to z podobnej budowy chemicznej materiałów.

Sprężystość

Jedną z najbardziej pożądaných właściwości materiałów elastycznych jest utrzymująca się sprężystość (16,55,77,78). Jest ona zależna od rodzaju materiału oraz czasu jego użytkowania.

Twardnienie w czasie obserwuje się zarówno dla materiałów silikonowych jak i plastyfikowanych akryli. Proces ten zachodzi wolniej w przypadku materiałów silikonowych. W przypadku plastyfikowanych akryli jest to spowodowane nasiąkliwością i utratą zmiękczaczy.

Na zmniejszenie sprężystości mają wpływ również preparaty do higieny protez ruchomych na bazie alkoholu lub chlorheksydyny.

Struktura powierzchni

Niezwykle ważną cechą miękkich materiałów podścielających jest gładkość ich powierzchni. Materiały elastyczne mają to do siebie, że ich struktura nie jest idealnie gładka. Na ich powierzchni występują liczne zagłębienia i porowatości, w których mogą gromadzić się resztki pokarmowe, co sprzyja namnażaniu się mikroorganizmów, najczęściej grzybów typu *Candida albicans* (19,59,68,79–81).

Nasiąkliwość i rozpuszczalność

Istotną własnością materiałów elastycznych stosowanych do podścielania protez jest ich nasiąkliwość i rozpuszczalność (18,78,82). W wilgotnym środowisku jamy ustnej, absorpcja wody odbywa się równolegle z wypłukiwaniem i rozpuszczaniem związków budujących materiały podścielające. Sorpcja wody zależy od struktury powierzchni oraz budowy chemicznej materiału.

Dla materiałów akrylowych rozpuszczalność ma istotne znaczenie, gdyż z jego struktury wypłukiwany jest plastyfikator, przez co materiał traci swoje właściwości elastyczne.

Oprócz wody, absorbowane są również substancje w niej rozpuszczone np. białka czy resztki pokarmowe. Wysoka nasiąkliwość i rozpuszczalność podścieleń negatywnie wpływa na własności tego materiału, czego konsekwencją jest: zmiana wymiarów - materiał pęcznieje, przebarwia się, powstaje nieprzyjemny zapach. Adhezja do płyty protezy ulega osłabieniu oraz zwiększa się odkładanie

bakterii i grzybów na powierzchni podścielenia. Idealny materiał podścielający nie powinien zawierać rozpuszczalnych składników i chłonać wody.

Barwa

Stabilność koloru jest fizyczną właściwością estetyczną użytkowanych protez z podścieleniem. Zmiana zabarwienia materiału miękkiego jest objawem jego zniszczenia lub starzenia (83–85).

Przyczyną zmiany barwy miękkich materiałów podścielających może być ich nasiąkliwość oraz rozpuszczalność w środowisku jamy ustnej. Wpływ na zmianę barwy materiałów miękkich mają również produkty spożywcze, a dokładniej barwniki, które wchodzi w ich skład oraz środki czyszczące do higieny protez zawierające w swoim składzie nadtlenki lub substancje enzymatyczne.

Szczególnie negatywny wpływ na zmianę koloru ma nikotyna, która powoduje ciemnienie materiału (85,86). Szereg przeprowadzonych badań wskazuje, że materiały silikonowe są mniej podatne na zmianę zabarwienia niż plastyfikowane tworzywa akrylowe (83,84,87–90).

1.5. Metody podścielania protez

Podścielanie to uzupełnienie dośluzówkowej powierzchni płyty protezy materiałem elastycznym w celu przywrócenia stabilności i dokładnego przylegania protezy do podłoża protetycznego (3).

Wyróżniamy dwie podstawowe metody podścielenia protez: bezpośrednią i pośrednią (3–5).

Bezpośrednie podścielenie protez polega na uzupełnieniu w jamie ustnej dośluzówkowej powierzchni protez tworzywem akrylowym szybko polimeryzującym (3,5).

W metodzie pośredniej materiał wyciskowy zostaje nałożony na dośluzówkową powierzchnię płyty protezy, a następnie zamieniony na właściwe tworzywo w laboratorium protetycznym (3,5).

W obydwu metodach ukształtowanie materiału na dośluzówkowej powierzchni protezy odbywa się przy wykonywaniu ruchów czynnościowych. Przed wykonaniem podścielenia tkanki miękkie w obrębie pola protetycznego nie powinny wykazywać żadnych zmian patologicznych, dlatego zaleca się pacjentom nieużytkowanie protez minimum 24 godziny przed wykonaniem zabiegu. Podczas badania przedmiotowego należy zaplanować zasięg podścielenia. Ważne jest badanie wewnątrzustne określające podatność błony śluzowej na ucisk. Przy pomocy zgłębnika z kulką o średnicy 1 mm uciska się na błonę śluzową podłoża protetycznego. Następnie zaznacza się miejsce, gdzie zagłębienie kulki nie przekroczyło jej równika. Bardzo delikatnie wprowadza się protezę do jamy ustnej tak, aby zaznaczone miejsca w całości odbiły się na płycie protezy. W miejscach, które będą odciążone należy wybrać akryl na głębokość około 2 mm.

Dla mas elastycznych na bazie silikonu wykonuje się specjalną mechaniczną retencję poprzez skośne opracowanie ścian płyty protezy. Przy stosowaniu plastyfikowanych akryli retencja nie jest wymagana.

Istotnym elementem przy przygotowaniu protez do podścielenia jest zachowanie wysokości zwarcia. W obrębie płyty należy zachować trzy punkty wyznaczające wysokość zwarcia. Punkty te powinny znajdować się na wyrostku zębodołowym w najmniej bolesnych dla pacjenta miejscach.

Tak przygotowana proteza nadaje się do podścielenia metodą pośrednią lub bezpośrednią.

1.5.1. Podścielenie protez metodą bezpośrednią

Metoda bezpośredniego podścielenia protezy stosowana jest w przypadku występowania niewielkich zaników wyrostka zębodołowego oraz minimalnego nieprzylegania płyty protezy do podłoża (3,5). Jedną z zalet wykonania podścielenia tą metodą jest to, że pacjent nie zostaje pozbawiony protezy na dłuższy okres lecz tylko na czas wykonania zbiegu. Przed przystąpieniem do zabiegu podścielenia protezę należy w odpowiedni sposób przygotować. Sposób przygotowania zależy od rodzaju materiału jaki będzie stosowany do podścielenia. Po odpowiednim przygotowaniu powierzchni płyty protezy oraz po naniesieniu systemu łączącego materiał elastyczny nakłada się równomiernie na dośluzówkową powierzchnię protezy i umieszcza w jamie ustnej pozycjonując żuchwę w pozycji maksymalnego zaguzkowania. Pozycja ta jest korzystna, gdy relacja żuchwy względem szczęki jest w relacji centralnej. Po zagryzieniu materiał rozprowadza się równomiernie po płycie a nadmiar wypływa poza protezę. Pacjent wykonuje ruchy czynnościowe

podczas, których formowane jest obrzeże płyty. Po związaniu materiału podścielającego protezę należy wyjąć, usunąć nadmiar materiału nożyczkami lub skalpelem oraz rozprowadzić na materiał podścielający warstwę specjalnego lakieru. Preparat ten nadaje gładkość, uszczelnia oraz łagodzi miejsce przejścia materiału elastycznego w płytę akrylanową. Ostatnim etapem wizyty jest sprawdzenie wysokości zwarcia i stabilnych kontaktów okluzyjnych, oraz pouczenie pacjenta o stosowaniu właściwej higieny podścielonej protezy.

1.5.2. Podścielenie protez metodą pośrednią

Pośrednią metodę podścielenia stosuje się przy rozległym zaniku wyrostka zębodołowego, w protezach pooperacyjnych oraz w celu poprawy stabilności i utrzymania wcześniej wykonanych protez, gdy stwierdza się brak dokładnego ich przylegania do podłoża. W tej metodzie należy pobrać wycisk czynnościowy na protezie ruchomej, a następnie w pracowni protetycznej zastąpić masę wyciskową właściwym tworzywem elastycznym (3,5,91). W metodzie pośredniej wyróżniamy dwie techniki podścielenia: przy ustach otwartych i przy ustach zamkniętych. Technika przy ustach zamkniętych jest godna polecenia, gdyż zachowane są kontakty okluzyjne, a masa dokładnie rozprowadza się po polu protetycznym. Przed wykonaniem wycisku czynnościowego protezę należy odpowiednio przygotować. Niezbędne jest ustalenie wysokości zwarcia i położenia żuchwy w stosunku do szczęki w płaszczyźnie poziomej, ponieważ warunki te mogą się zmienić po wykonaniu podścielenia. W pierwszej kolejności przy podścieleniu protezy górnej należy zacząć od uszczelnienia pierwotnego tylnej granicy materiałem termoplastycznym lub materiałem szybko polimeryzującym. Następnie

likwiduje się wszystkie podcienie, skraca pobrzeże o 1-2 mm wyłączając tylną granicę, a po stronie niepolerowanej usuwa się warstwę tworzywa akrylowego na grubość około 2 mm. Usunięcie tworzywa akrylowego ma na celu stworzenie miejsca dla masy wyciskowej dzięki czemu unikamy pogrubienia płyty uzupełnienia protetycznego i zmniejszamy ryzyko podniesienia wysokości zwarcia. Przed pobraniem wycisku należy ukształtować pobrzeże używając do tego masy np. termoplastycznej lub silikonowej. Na płytę protezy równomiernie nakłada się masę wyciskową po czym umieszcza się ją na podłożu delikatnie uciskając. Pacjentowi zaleca się aby delikatnie zagryzł zęby i podczas trwania fazy plastycznej wykonywał ruchy czynnościowe. Następnie wyjmuje się protezę, usuwa nadmiary masy i ocenia wycisk. Jeżeli nie stwierdzono żadnych nieprawidłowości wycisk trafia do laboratorium protetycznego, gdzie masa zostaje zamieniona na właściwy materiał, w przypadku gdy stwierdzono prześwity materiału na płycie protezy należy go usunąć w całości i powtórzyć wycisk.

1.6. Zastosowanie materiałów elastycznych w stomatologii

W trakcie użytkowania przez pacjenta w szczególności protez całkowitych może dochodzić do mniej lub bardziej rozległych zmian podłoża pola protetycznego do nierównomiernego zaniku wyrostka zębodołowego, a błona śluzowa pokrywająca wyrostek zębodołowy traci swoją elastyczność i prawidłową grubość. Zmiany te prowadzą do znacznego pogorszenia stabilizacji i retencji protez.

Elastyczne materiały podścielające zazwyczaj stosuje się do podścielenia protez już użytkowanych przez pacjenta, podczas adaptacji do nowych protez, przy protezach natychmiastowych w trakcie gojenia się ran poekstrakcyjnych, jako materiały do biologicznej odnowy tkanek błony śluzowej, w leczeniu stomatopatii protetycznych oraz do podścielania obturatorów w protezach pooperacyjnych.

Podścielenie ma na celu dostosować dośluzówkową powierzchnię protezy do podłoża protetycznego, równomiernie rozłożyć siły żucia działające na podłoże oraz wspomóc regenerację zmienionych chorobowo tkanek. Materiał elastyczny posiada miękką strukturę dzięki której działa amortyzująco na tkanki miękkie i podnosi komfort użytkowania protez. Zanim zostanie podjęta decyzja o wykonaniu podścielenia należy bardzo dokładnie zbadać pole protetyczne, stan błony śluzowej, stabilność okluzji oraz sprawdzić czy zachowana jest prawidłowa wysokość zwarcia. Należy także zweryfikować ułożenie pracy protetycznej w przestrzeni neutralnej.

1.6.1. Podścielanie protez pooperacyjnych materiałem elastycznym

Po usunięciu nowotworu szczęki lub żuchwy dochodzi do ubytku struktur podłoża protetycznego - tkanek twardych i miękkich. Ubytki tkanek mogą mieć charakter ograniczony lub rozległy tzn. mogą obejmować tylko wnętrze jamy ustnej bądź również powłoki zewnętrzne twarzy. Zabieg operacyjny upośledza układ stomatognatyczny, utrudniając pacjentowi wykonywanie podstawowych czynności fizjologicznych jak: przyjmowanie pokarmów, żucie oraz mowę. W momencie usunięcia nowotworu szczęki dochodzi do powstania połączenia jamy ustnej z jamą nosową.

W celu rehabilitacji protetycznej powstałego ubytku wykonywane są protezy pooperacyjne z obturatorem (2,5,11,92,93). Obturator to element protezy zamykający połączenie jamy ustnej z jamą nosową. Protezy te ułatwiają pacjentowi przyjmowanie pokarmów i czynność żucia, poprawiają wymowę i oddychanie oraz wygląd zewnętrzny twarzy.

Protezy z obturatorem, tak jak protezy konwencjonalne podczas użytkowania wywierają nacisk na tkanki miękkie poresekcyjnego podłoża protetycznego. Urazy spowodowane naciskiem prowadzą do powstania odleżyn, stanów zapalnych oraz dolegliwości bólowych. Aby temu zapobiec, wykonuje się podścielenie dośluzówkowej powierzchni obturatora materiałem miękkim. Ze względu na trwający kilka miesięcy okres gojenia rany pooperacyjnej, protezy podściela się wielokrotnie. Po 3-4 miesiącach po resekcji, proteza powinna zostać podścielona materiałem w postaci żelu (5). Żel polimeryzuje się w temperaturze pokojowej, a w warunkach jamy ustnej nabiera odpowiedniej formy po około 72 godzinach. Materiał po około 10-14 dniach traci swoją elastyczność więc należy go wymieniać.

Po okresie gojenia rany, protezę należy podścielić warstwą miękkiego materiału ostatecznego o grubości około 1-2 mm.

Najczęściej do tego celu stosuje się miękkie materiały na bazie silikonu, ponieważ elastyfikowane tworzywa akrylowe nie spełniają oczekiwań jakie postawiono materiałom do podścieleń (5,11). Elastomery silikonowe wykazują większą stabilność elastyczną w porównaniu do elastyfikowanych tworzyw akrylowych, które z biegiem czasu tracą swoją elastyczność poprzez wypłukiwanie się plastyfikatora.

Miękkie materiały na bazie silikonu wykazują się lepszą biogodnością z tkankami miękkimi organizmu w porównaniu do elastyfikowanych tworzyw akrylowych, które mają skłonność do chemicznego drażnienia błony śluzowej jamy ustnej poprzez uwalnianie monomeru resztkowego (5,11,47).

1.6.2. Materiały do biologicznej odnowy tkanek

Materiały elastyczne do biologicznej odnowy tkanek stosowane są w leczeniu stomatopatii protetycznych, w protezach pooperacyjnych, obturatorach oraz po zabiegach chirurgicznych w obrębie jamy ustnej (3).

Podścielenie protezy materiałem elastycznym poprawia jej utrzymanie na podłożu, chroni tkanki miękkie przed urazami mechanicznymi oraz poprawia komfort jej użytkowania.

Materiały do biologicznej odnowy tkanek są przeznaczone do czasowego podścielenia płyt protez ruchomych. Okres elastyczności materiału pozwala na kilku lub kilkunastodniową terapię.

Masy do biologicznej odnowy tkanek podłoża protetycznego zbudowane są na bazie żywic, głównie polimetakrylanu etylu oraz płynu, który nie posiada w swoim składzie monomerów metakrylowych lecz mieszaninę aromatycznych estrów i alkoholu etylowego (3,4,42).

Po zmieszaniu proszku z płynem tworzy się żel, który nakłada się na odpowiednio przygotowaną dośluzówkową powierzchnię protezy. Protezę z zaaplikowanym żelem osadza się w jamie ustnej, gdzie podczas wiązania materiał dopasowuje się do podłoża. Po związaniu tworzy sprężystą wyściółkę amortyzującą urazy. W ciągu paru dni użytkowania, z żelu zostają uwolnione plastyfikatory oraz alkohol co prowadzi do zeszywnienia materiału, a w ostateczności do jego stwardnienia. Materiał należy wymieniać co 3-5 dni.

1.7. Wskazania i przeciwwskazania do wykonania podścielenia

Podścielenie materiałem elastycznym wg Płonki i wsp. wykonuje się w przypadku gdy występują (4):

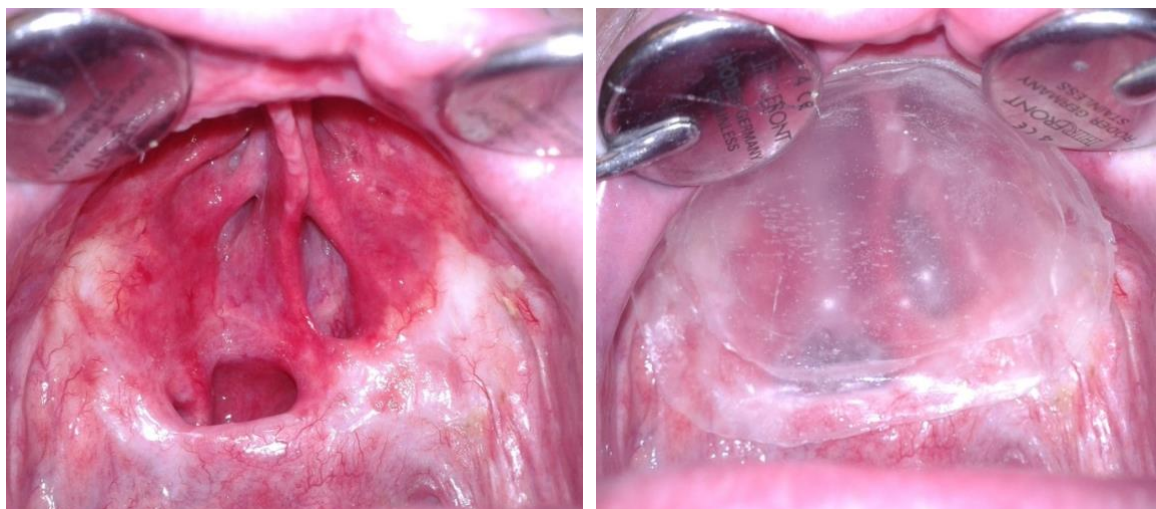
- niedostateczne utrzymanie protezy na podłożu,
- pęknięcia i złamania płyty protezy,
- powtarzające się najczęściej płaszczynowe odleżyny,
- nieprawidłowości w okluzji zębów sztucznych,
- zmniejszenie siły żucia,
- stomatopatie protetyczne.

Przeciwwskazania do wykonania podścielenia wg Płonki i wsp. występują gdy (4):

- relacja pionowa szczęki i żuchwy jest wyraźnie obniżona (więcej niż 3 mm),
- relacja pionowa szczęki i żuchwy jest zbyt wysoka,
- pozycja interkuspidacji jest oddalona więcej niż 2 mm od dotylnej pozycji kontaktowej,
- powierzchnie okluzyjne sztucznych zębów wykazują rozległe tarczki wyświechtania i nie ma jednoznacznej pozycji zaguzkowania,
- ustawienie zębów i położenie płaszczyzny okluzji nie odpowiadają wymaganiom estetycznym i czynnościowym (umieszczenie w przestrzeni neutralnej),
- przedsiolkowe brzegi protezy są wyraźnie poszerzone,
- podłoże protetyczne wymaga przygotowania chirurgicznego,
- podłoże protetyczne w stosunku do podstawy protezy zmieniło się w takim stopniu, że proteza nie ma już ustalonego położenia.

2. Kliniczne zastosowanie materiałów termoplastycznych

Folie z tworzywa termoplastycznego, które kształtowane są metodą formowania wgnębnego, w ostatnich latach znalazły szerokie zastosowanie w wielu specjalnościach stomatologicznych (6,92). Tworzywo stosowane jest do wykonania m.in.: płytek obturujących (Rycina 15), szyn zwarciovych, szyn wybielających, ochraniaczy dla sportowców, ortodontycznych aparatów ruchomych, retainerów czy aparatów przeciw chrapaniu (6,7,22,94,95).



Rycina 15. Zdjęcia przedstawiające kliniczne zastosowanie płytki obturującej u pacjenta po resekcji podniebienia.

Jednym z najczęściej stosowanych materiałów jest Erkodur (6,7,11). Erkodur jest to materiał termoplastyczny produkowany w postaci folii w kształcie krążków o grubości od 0,5 mm do 5 mm. Pakowane próżniowo w worki aluminiowe, posiadają specjalne folie izolacyjne, której zadaniem jest zapobieganie przywierania materiału do modelu gipsowego.

Erkodur zbudowany jest z politereftalanu etylenu z domieszką glikolu (PET - G) czyli jest żywicą termoplastyczną polimerową z rodziny poliestrów (40,96).

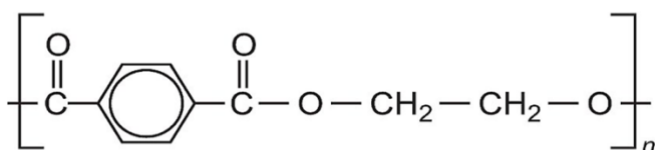
Formowanie wgłębne materiału termoplastycznego jest szybszą, tańszą i łatwiejszą w obróbce metodą przygotowania niektórych prac protetycznych, w porównaniu do klasycznej metody polimeryzacji na gorąco tworzywa akrylowego (6,92). Przezierność materiału termoplastycznego pozwala skutecznie maskować uzupełnienie protetyczne w jamie ustnej pacjenta.

Płytką obturująca jest to nietypowe uzupełnienie protetyczne, stosowane w protetyce pooperacyjnej (3). Uzupełnienie natychmiastowe lub wczesne, które służy do zamykania połączenia jamy ustnej od jamy nosowej po zabiegach z zakresu chirurgii szczękowo-twarzowej. Składa się z dwóch warstw. Pierwsza to podstawa płytki obturującej, do której wytworzenia używamy materiału akrylowego lub termoplastycznego. Druga warstwa to wyściółka z miękkiego materiału silikonowego służąca do doszczelniania płyty uzupełnienia protetycznego.

Obróbka materiału wykonywana jest w technologii formowania wgłębego. Na odpowiednio przygotowanych modelach gipsowych folia o wymaganej grubości zostaje poddana podgrzaniu do temperatury 160°C, a następnie tłoczeniu w warunkach podciśnienia na modelu gipsowym. Po zakończonym procesie twardnienia, nadmiar materiału termoplastycznego zostaje usunięty, a całość podstawy płytki obturującej zostaje opracowana frezami protetycznymi.

2.1 Charakterystyka i właściwości fizyczne materiałów termoplastycznych

Politereftalan etylenu (PET) (Rycina 16) jest termoplastycznym polimerem należącym do nasyconych poliestrów liniowych zawierający w swoim łańcuchu głównym grupy estrowe (96–98).



Rycina 16. Wzór chemiczny politereftalanu etylenu.

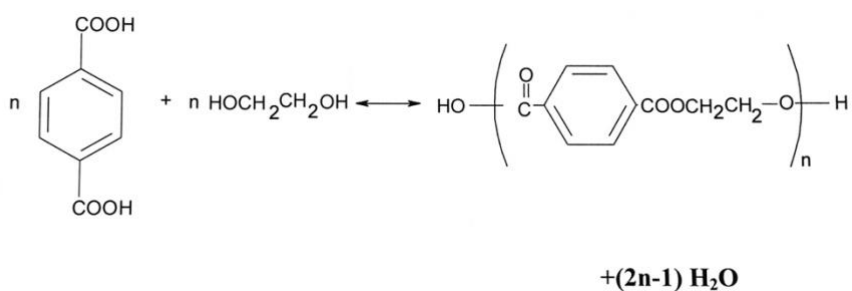
Politereftalan etylenu (PET) został odkryty w latach 50-tych. Z początku stosowany był do wytwarzania cienkich folii. W celu ulepszenia właściwości fizycznych materiał został zmodyfikowany poprzez dodanie do jego struktury włókna szklanego. W pierwszej połowie lat 70-tych w procesie wytwarzania PET zastosowano nowoczesne technologie, które umożliwiły uzyskanie materiału o trójosiowej orientacji budowy polimeru. W wyniku nowego procesu technologicznego powstał produkt przypominający z wyglądu szkło, ale znacznie lżejszy i nietłukący. Stosuje się go głównie do wyrobu włókien syntetycznych, pojemników na żywność oraz zbiorników cieczy. Przetwarzany jest termicznie, poprzez ogrzanie i wtrysk do odpowiedniej formy, czasami jest łączony z włóknem szklanym w celu podniesienia właściwości mechanicznych.

Politereftalan etylenu (PET) otrzymywany jest w wyniku polikondensacji kwasu tereftalowego lub tereftalanu glikolu i dimetylu (PETG) (96–98). Cechą

charakterystyczną reakcji polikondensacji jest stopniowy wzrost makrocząsteczki i wydzielanie się produktu ubocznego np. wody.

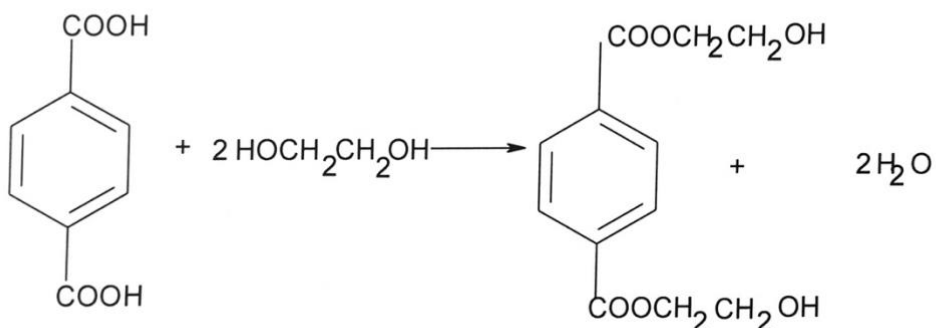
Reakcję polikondensacji otrzymujemy na trzy sposoby:

1. Reakcja przeprowadzana jest pomiędzy równymi ilościami kwasu tereftalowego i glikolu etylenowego (Rycina 17).



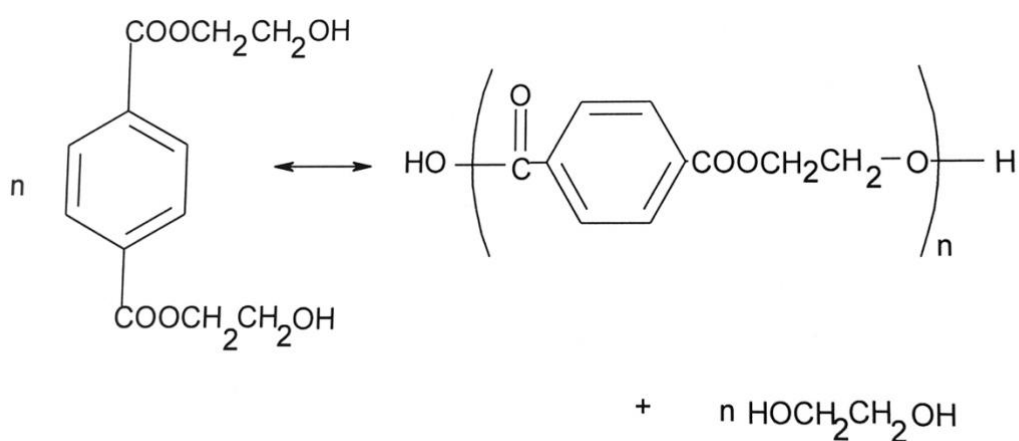
Rycina 17. Schemat otrzymywania PET z kwasu tereftalowego i glikolu etylenowego.

2. Reakcja dwuetapowa, w której dwukrotnie zwiększa się masę glikolu w stosunku do kwasu tereftalowego. W pierwszej kolejności przeprowadza się estryfikację kwasu tereftalowego do bis-2-hydroksytrefalanu etylu (Rycina 18).



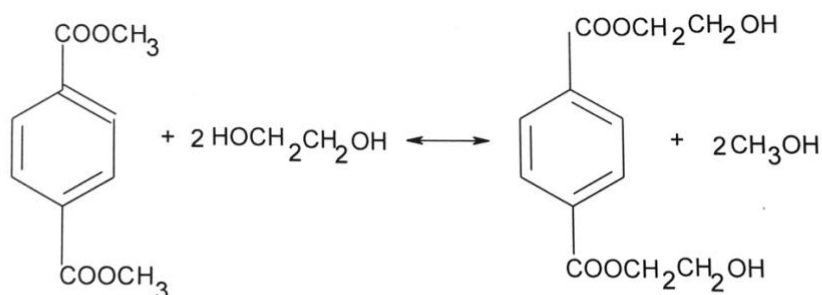
Rycina 18. Schemat przebiegu reakcji estryfikacji kwas tereftalowego.

Po oddestylowaniu wody i glikolu etylenowego następuje drugi etap polikondensacji, w której wydzielony glikol etylenowy ulega oddestylowaniu (Rycina 19).



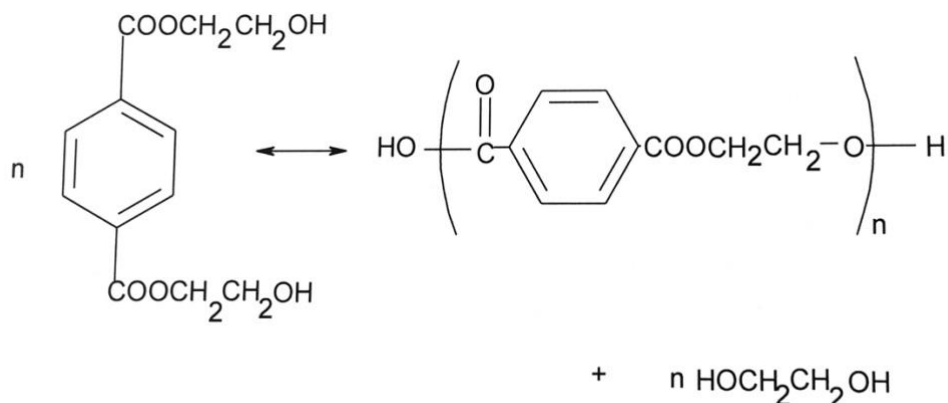
Rycina 19. Schemat przebiegu reakcji chemicznej oddestylowania glikolu etylenowego.

3. Dwuetapowa synteza przy użyciu estru dimetylowego kwasu tereftalowego (DTM). Pierwszy etap syntezy polega na przeprowadzeniu transestryfikacji DTM przy pomocy glikolu etylenowego (Rycina 20).



Rycina 20. Schemat przebiegu pierwszego etapu syntezy transestryfikacji kwasu tereftalowego przy pomocy glikolu etylenowego.

Drugim etapem syntezy jest reakcja, w której glikol etylenowy zostaje oddestylowany (Rycina 21).



Rycina 21. Schemat przebiegu drugiego etapu syntezy transestryfikacji kwasu tereftalowego przy pomocy glikolu etylenowego – oddestylowanie glikolu etylenowego.

Reakcja syntezy PET przeprowadzana jest w obecności katalizatorów np. octanu kobaltu, wapnia, cynku oraz tlenków antymonu.

Dzięki wysokiej masie cząsteczkowej PET charakteryzuje się dobrymi właściwościami mechanicznymi - wysoka elastyczność, fizycznymi – twarda powierzchnia, dobre właściwości poślizgowe i dielektryczne oraz chemicznymi - odporność na słabe kwasy, tłuszcze i oleje. Jego wadą jest brak odporności na stężone kwasy, roztwory zasad oraz długotrwałe działanie gorącej wody. PET należy do grupy polimerów półkryształicznych. Po ogrzaniu powyżej 72°C materiał o twardej budowie podobnej do szkła mięknie i przekształca się w strukturę elastyczną. Do celów termoformowania wykorzystuje się PET z domieszką glikolu etylenu (PETG), który jest amorficznym poliestrem dostosowującym się do każdych warunków dzięki wysokiej zawartości komonomeru – kwasu izoftalowego (nawet do 30%) (96–98).

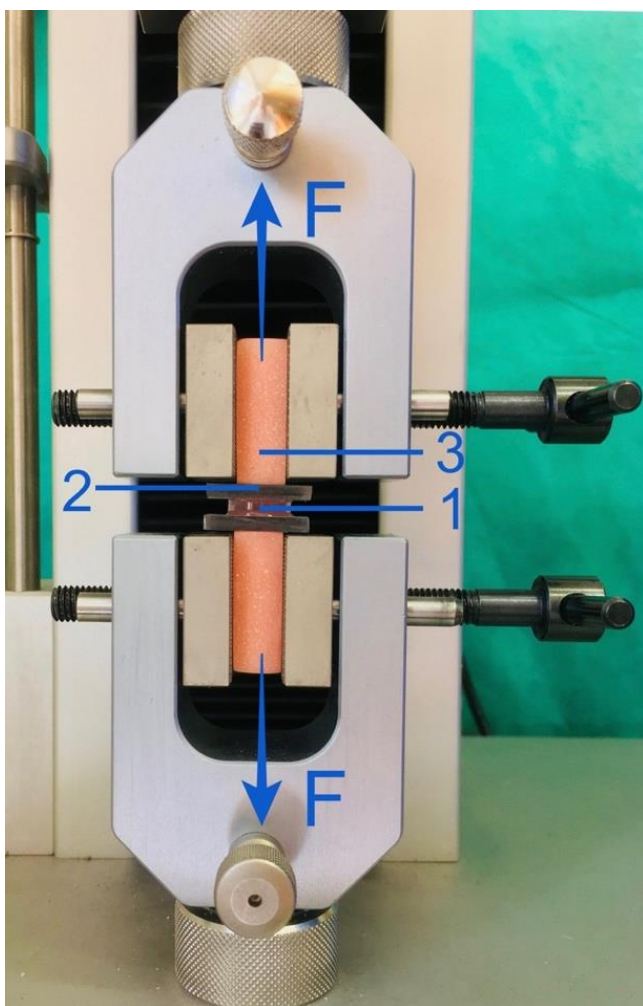
3. Cel pracy

1. Ocena wpływu piaskowania na adhezję między wybranymi silikonami podścielającymi a politereftalanem etylenu.
2. Próba jednoznacznego wyznaczenia parametrów potrzebnych do aktywacji powierzchni politereftalanu etylenu za pomocą piaskowania przed podścieleniem miękkimi materiałami silikonowymi.

4. Materiał i metody

Materiałem do badań były płytki termoplastyczne (PETG) Erkodur (Erkodent, Niemcy) o grubości 3,0 mm, oraz trzy materiały miękkie z grupy elastomerów silikonowych addycyjnych (RTV) tj. Mucopren Soft (Kettenbach, Niemcy), Sofreliner Tough S (Tokuyama, Japonia), Ufi Gel SC (Voco, Niemcy), a także standardowy piasek (tlenek glinu) o następujących średnicach ziaren: 50 μ , 250 μ i 500 μ (Ardsand, ARDENT, Polska).

Badanie zostało przeprowadzone zgodnie z normą ISO 10139-2:2016(E). Płytki termoplastyczne przygotowano zgodnie z wytycznymi, zdefiniowanymi w pkt 7.3.2 normy ISO 10139-2:2016(E) (Rycina 22). Materiał silikonowy do badań został dobrany zgodnie z wytycznymi normy ISO 10139-2:2016(E) (99).



Rycina 22. Schemat konstrukcji próbki do badań zamontowanej w maszynie wytrzymałościowej.

1. Silikon kształtu cylindrycznego (średnica 10 mm i wysokość 3,0 mm)
 2. Płytki termoplastyczne z PETG (długość 22 mm, szerokość 22 mm, grubość 3,0 mm)
 3. Uchwyty mocujące z PMMA (długość 22 mm, szerokość 11 mm, wysokość 30 mm)
- F – kierunek działania siły zrywającej (prędkość 10 mm/min)

Konstrukcja próbki składała się z:

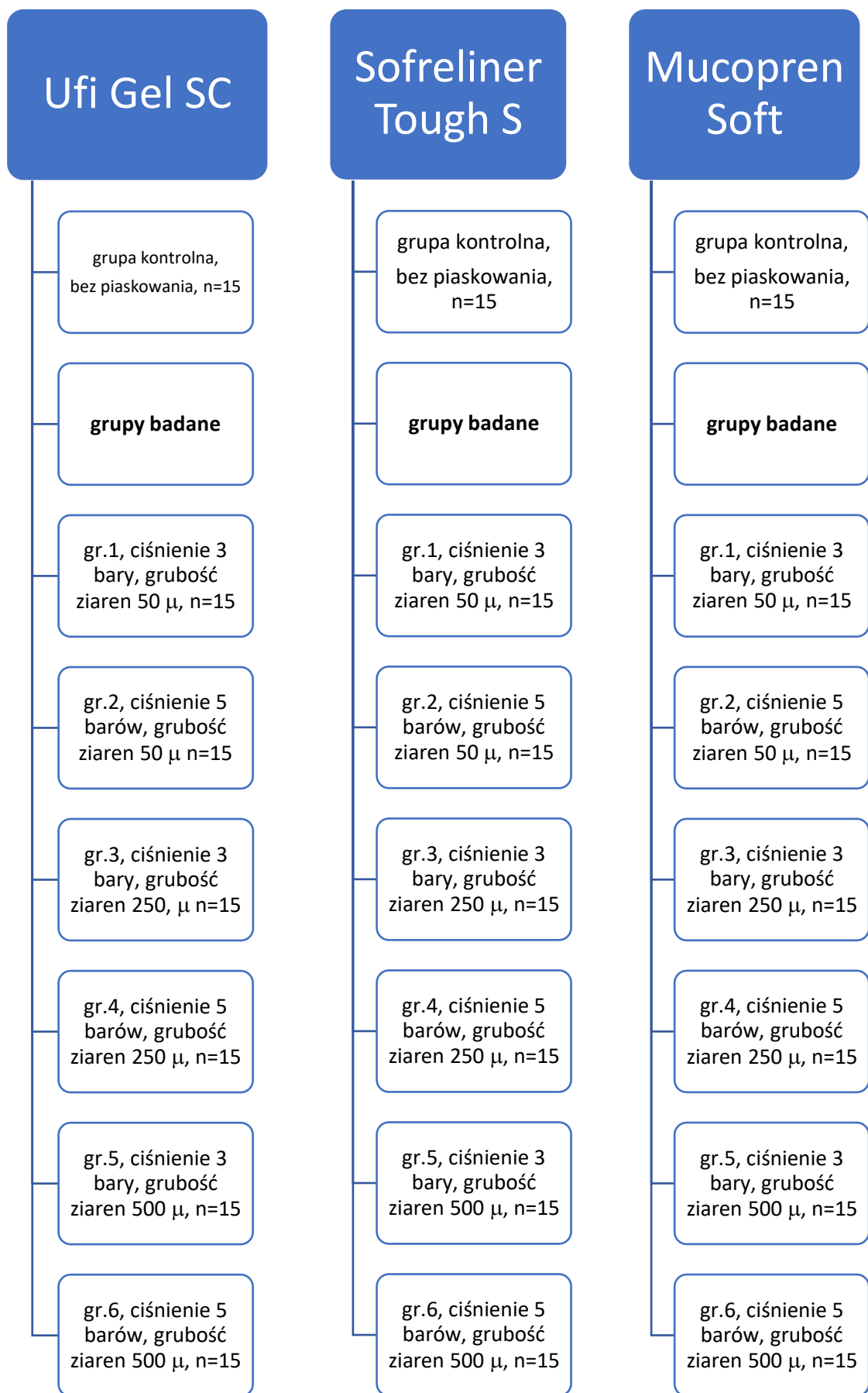
- dwóch płytek termoplastycznych wykonanych z PETG (Erkodur), dolnej i górnej piaskowanych jednostronnie od strony łączenia z miękkim materiałem silikonowym i przygotowanym według zaleceń w/w normy ISO.
- miękkiego tworzywa silikonowego znajdującego się między płytkami kształtu cylindrycznego o średnicy 10 mm i wysokości 3,0 mm. Silikon łączył się z dolną i górną płytką termoplastyczną na powierzchniach piaskowanych za pomocą odpowiedniego systemu łączącego będącego w zestawie każdego z badanych materiałów silikonowych.

Do dolnej części płytki termoplastycznej od strony niepiaskowanej oraz do górnej części płytki termoplastycznej również od strony niepiaskowanej przymocowano za pomocą cyjanoakrylowego kleju protetycznego „Renfert Klej 1733 - 2000” uchwyty umożliwiające mocowanie próbek w maszynie wytrzymałościowej.

Grupy kontrolne do badań to próbki wykonane z tych samych materiałów co przypisane im grupy badane z tym, że tworzywo termoplastyczne nie było piaskowane od strony łączenia z materiałem silikonowym.

Do piaskowania zastosowano ciśnienie 3 i 5 barów. Siła łączenia między płytkami termoplastycznymi a silikonami podścielającymi została oceniona za pomocą testu na zrywanie w maszynie wytrzymałościowej Z3 firmy Nordisk Transducer Teknik, Dania.

Zaplanowano 21 grup (3 grupy kontrolne i 18 badanych) ze względu na zastosowanie różnych silikonów podścielających, średnic ziaren piasku oraz ciśnienia w czasie piaskowania (Rycina 23). W każdej grupie znajdowało się po 15 próbek.



Rycina 23. Zestawienie graficzne opracowanych grup do badania.

W pierwszej kolejności naniesiono na prostokątne folie z tworzywa termoplastycznego niezmywalnym markerem siatkę o wymiarach segmentu 23 mm na 23 mm. Następnie frezem protetycznym przecięto wzdłuż zaznaczonych linii uzyskując prostokątne bloki o w/w wymiarach. Procedurę powtórzono z wszystkimi oznaczonymi foliami. Otrzymano wymaganą liczbę 630 bloczków z PETG, które poddano obróbce mechanicznej wyrównując brzegi. Po obróbce wymiar bloczków zmniejszył się do wymiarów 22 mm na 22 mm. Kolejnym etapem było zmatowienie powierzchni przeznaczonej do przyklejenia bloków silikonowych papierem ściernym P500 i sprawdzenie, czy wszystkie bloczki posiadają wymaganą grubość $3 \pm 0,5$ mm. Tak przygotowane próbki umieszczono w specjalnych pojemnikach w łaźni wodnej w temperaturze 37°C na okres 29 dni. Procedura ta ma na celu wytworzenie środowiska podobnego do panującego w jamie ustnej i sztuczne postarzenie próbek. Po wyjęciu z łaźni wodnej ponownie sprawdzono grubość próbek czy mieszczą się w wymaganym zakresie $3 \pm 0,5$ mm. Wszystkie próbki pozytywnie przeszły ocenę grubości i po osuszeniu preparaty przeznaczone do grup badanych poddano piaskowaniu. W badaniu użyto stacjonarną piaskarkę protetyczną Vario basic (Renfert, Niemcy). Odległość od końca dyszy do powierzchni piaskowanej każdej próbki wynosiła 10 cm. Każdą próbkę piaskowano przez 30 sekund. Zgodnie z zaleceniami producentów zaaplikowano system łączący i zamocowano gumowe kołnierze zgodnie z procedurą. Tak przygotowane rdzenie próbek po godzinie od zespolenia umieszczono w opisanych zgodnie z przynależnością do grupy pojemnikach do łaźni wodnej na okres 24 godzin w temperaturze 37°C. Po 24 godzinach w łaźni wodnej wyjęto przygotowane rdzenie próbek i następnie do każdej przymocowano przygotowane wcześniej uchwyty z polimetakrylanu metylu i umieszczono w maszynie pomiarowej. Każdą

z próbek zrywano z prędkością 10 mm/min rejestrując dwa parametry. Pierwszym z nich był parametr X max czyli wysokość zerwania próbki oraz „F max” czyli maksymalną siłę zerwania uzyskaną w każdym z badań. „X max” wyrażony był w milimetrach (mm), a F max w Newtonach (N). Ponieważ w Normie ISO 10139-2:2016 parametr F max powinien być wyrażony w megapaskalach (MPa) otrzymane wyniki z maszyny wytrzymałościowej w Newtonach przeliczano zgodnie ze wzorem:

$$B = \frac{F}{A}$$

gdzie

F - maksymalna siła rozciągnięcia próbki (w Newtonach) tuż przed zerwaniem,

A - pole powierzchni cylindra silikonowego przymocowanego adhezyjnie do PETG.

Bez procedury piaskowania do badań przygotowano 45 próbek (15 z Mucopren Soft, 15 z Ufi Gel SC, 15 z Sofreliner Tough S), gdzie powierzchnie wewnętrzne płytek nie były piaskowane. Próbki te stanowiły grupy kontrolne badanych materiałów silikonowych. Pozostałe próbki w liczbie 225 stanowiły grupy badane (Rycina 23).

Do badań przygotowano 45 próbek (15 z Mucopren Soft, 15 z Ufi Gel SC, 15 z Sofreliner Tough S), gdzie powierzchnie wewnętrzne płytek były piaskowane pod ciśnieniem 3 barów przy grubości ziarna 50 μ .

Do badań przygotowano 45 próbek (15 z Mucopren Soft, 15 z Ufi Gel SC, 15 z Sofreliner Tough S), gdzie powierzchnie wewnętrzne płytek były piaskowane pod ciśnieniem 5 barów przy grubości ziarna 50 μ .

Do badań przygotowano 45 próbek (15 z Mucopren Soft, 15 z Ufi Gel SC, 15 z Sofreliner Tough S), gdzie powierzchnie wewnętrzne płytek były piaskowane pod ciśnieniem 3 barów przy grubości ziarna 250 μ .

Do badań przygotowano 45 próbek (15 z Mucopren Soft, 15 z Ufi Gel SC, 15 z Sofreliner Tough S), gdzie powierzchnie wewnętrzne płytek były piaskowane pod ciśnieniem 5 barów przy grubości ziarna 250 μ .

Do badań przygotowano 45 próbek (15 z Mucopren Soft, 15 z Ufi Gel SC, 15 z Sofreliner Tough S), gdzie powierzchnie wewnętrzne płytek były piaskowane pod ciśnieniem 3 barów przy grubości ziarna 500 μ .

Do badań przygotowano 45 próbek (15 z Mucopren Soft, 15 z Ufi Gel SC, 15 z Sofreliner Tough S), gdzie powierzchnie wewnętrzne płytek były piaskowane pod ciśnieniem 5 barów przy grubości ziarna 500 μ .

W celu wykonania analizy statystycznej przeprowadzono ewaluację otrzymanych wyników w odniesieniu do dwóch parametrów. Pierwszym z nich jest X max, czyli maksymalna wysokość na jaką rozciągnięto każdą z badanych próbek tuż przed ich zerwaniem. Drugim jest F max, czyli maksymalna siła potrzebna do zerwania próbki. Parametr X max wyrażony jest w milimetrach [mm], a parametr F max w megapaskalach [MPa] zgodnie wytycznymi z normą ISO 10139-2, według której przygotowano próbki do badań.

Wyniki badań podzielono na trzy grupy. Grupę pierwszą stanowi 105 próbek, w której skład wchodzi wszystkie wyniki badań materiału Ufi Gel SC. Drugą grupę obejmuje 105 próbek stanowiących wyniki badań wszystkich próbek materiału Sofreliner Tough S oraz grupę trzecią, w której również było 105 próbek, gdzie zestawiono wszystkie wyniki badań materiału Mucopren Soft.

W każdej grupie wyszczególniono siedem podgrup. Każda podgrupa składała się z 15 próbek. Oznaczenia i kolejne numery w podgrupach wynikają z zastosowanych materiałów i technik wykorzystanych do przygotowania powierzchni płytek termoplastycznych, na których zamocowano materiały

silikonowe. Podgrupa 0 stanowi grupę kontrolną, gdzie powierzchnie dosilikonową przygotowano zgodnie z normą ISO 10139-2 nie modyfikując podłoża za pomocą piaskowania. Podgrupę 1 stanowią próbki, gdzie piaskowano powierzchnię wewnętrzną dosilikonową płytek PETG piaskiem o grubości ziarna 50 μ przy ciśnieniu 3 barów. Podgrupę 2 stanowią próbki, gdzie piaskowano powierzchnię wewnętrzną dosilikonową płytek PETG piaskiem o grubości ziarna 50 μ przy ciśnieniu 5 barów. Podgrupę 3 stanowią próbki, gdzie piaskowano powierzchnię wewnętrzną dosilikonową płytek PETG piaskiem o grubości ziarna 250 μ przy ciśnieniu 3 barów. Podgrupę 4 stanowią próbki, gdzie piaskowano powierzchnię wewnętrzną dosilikonową płytek PETG piaskiem o grubości ziarna 250 μ przy ciśnieniu 5 barów. Podgrupę 5 stanowią próbki, gdzie piaskowano powierzchnię wewnętrzną dosilikonową płytek PETG piaskiem o grubości ziarna 500 μ przy ciśnieniu 3 barów oraz podgrupę 6 stanowią próbki, gdzie piaskowano powierzchnię wewnętrzną dosilikonową płytek PETG piaskiem o grubości ziarna 500 μ przy ciśnieniu 5 barów.

4.1 Analiza statystyczna

Analizę statystyczną otrzymanych wyników przeprowadzono za pomocą programu statystycznego Statistica 13.1 (Statsoft, Polska). Dla zmiennych ilościowych (X_{max} i F_{max}) policzono podstawowe parametry tj. średnie, mediany, odchylenia standardowe, przedziały ufności zarówno dla całej próby jak i dla danych grup (Tabela 22 i 23). Testem Shapiro - Wilka sprawdzono, czy rozkłady tych cech są normalne zarówno w całej próbie, w grupach jak i w podgrupach. Aby użyć metod

statystycznych zakładających normalność rozkładów, w pewnych przypadkach zamieniono podstawowe zmienne na ich logarytmy naturalne.

Dla wszystkich próbek w pierwszej kolejności przeprowadzono obliczenia statystyczne opisowe. Aby sprawdzić, czy rozkłady cech ilościowych różnią się istotnie statystycznie w zależności od grup wyznaczonych przez rodzaj materiału silikonowego, grubość ziarna piasku czy ciśnienie zastosowane w procedurze piaskowania, wykorzystano przy spełnieniu założeń analizę wariancji i analizę kowariancji oraz test t-Studenta. Z powodu nie spełnienia założeń analizy wariancji zastosowano ich nieparametryczne odpowiedniki jakimi są odpowiednio: test Kruskala – Wallisa oraz test U Manna – Whitneya.

W przypadku, gdy w wyliczeniach pojawiały się istotne różnice, a grup było więcej jak dwie, aby sprawdzić która grupa od której się różni istotnie statystycznie, wykorzystano testy post-hoc lub testy wielokrotnych porównań. Celem zbadania zależności korelacyjnej pomiędzy zmiennymi ilościowymi wykorzystano współczynnik korelacji Pearsona.

Do zbadania zależności liniowej (przy jego istotności wyznaczano proste regresji) użyto współczynnik korelacji rang Spearmana. Oprócz zależności liniowych zbadano również występowanie innych typów zależności funkcyjnych. W szczegółowych analizach statystycznych wykorzystano również metodę analizy dyskryminacji. Dla wszystkich testów przyjęto poziom istotności $\alpha = 0,05$.

Analiza całej próby wykazała brak normalności rozkładu w teście Shapiro – Wilka, dlatego dalsze analizy wykonano za pomocą testu Kruskala – Wallisa, test U Manna – Whitneya oraz testów wielokrotnych porównań (Tabela 24,25 i 26). Aby zweryfikować poprawność obliczeń, wyniki rzeczywiste zamieniono na logarytmy naturalne i uzyskano rozkłady normalne oraz

jednorodność wariancji, co pozwoliła zastosować analizę wariancji i kowariancji (Tabela 27,28,29 i 30).

Sprawdzono zależności korelacyjne pomiędzy X max a F max. Stosując zarówno współczynnik korelacji Pearsona i Spearmana, otrzymano korelację pomiędzy X max i F max (Tabela 31 i 32). Ponieważ obliczenia pokazały istotną i silną zależność liniową pomiędzy X max i F max, do opisu tej zależności wykorzystano funkcję liniową w postaci:

$$Y = a \cdot X \text{ max} + b \text{ oraz } Y = 0,13 \cdot X \text{ max} + 1,08.$$

Przedział ufności wynosił 95%, a zależność F max od X max scharakteryzowano bez względu na przynależność do grupy. Parametry tej funkcji zobrazowane są na rycinie 28 oraz w tabeli 33.

Następnie sprawdzono, czy istnieje lepszy niż liniowy opis zależności X max do F max. Okazało się, że dokładniejszą zależność uzyskamy za pomocą funkcji eksponencjalnej: $Y = a \cdot \exp(b \cdot X \text{ max})$. $Y = 1,56 \cdot \exp(0,07 \cdot X \text{ max})$.

Współczynniki tej funkcji oraz zależności zobrazowane opisano na rycinie 29 oraz w tabeli 34.

Analiza dyskryminacji pokazała, że są dwie funkcje dyskryminacyjne w postaci:

$$D1 = 3,59 - 0,78 \cdot X \text{ max} + 1,18 \cdot \text{MPA},$$
$$D2 = 4,04 + 0,18 \cdot X \text{ max} - 2,58 \cdot \text{MPA},$$

oraz funkcje klasyfikacyjne:

$$K1 = -26,98 + 2,39 \cdot X \text{ max} + 9,57 \cdot \text{MPA},$$
$$K2 = -19,44 + 3,72 \cdot X \text{ max} + 0,71 \cdot \text{MPA},$$
$$K3 = -8,29 + 0,14 \cdot X \text{ max} + 8,24 \cdot \text{MPA}.$$

Odpowiednio dla grup materiałów Ufi Gel SC, Sofreliner Tough S i Mucopren Soft otrzymano bardzo wysoki procent poprawnych klasyfikacji (Rycina 30).

W grupach i podgrupach wyniki rzeczywiste nie spełniały założeń analizy wariancji, dlatego dalsze analizy wymagały zastosowania testu Kruskala – Wallisa oraz testów wielokrotnych porównań (Tabela 36-50, 54-65, 69-81) .

Następnie zweryfikowano zależności pomiędzy X max a F max.

W przypadku materiału Ufi Gel SC zastosowano współczynniki korelacji Pearsona i Spearmana (Tabela 51 i 52). Otrzymano silne zależności pomiędzy X max i F max, dlatego do opisu tej zależności wykorzystano funkcję liniową w postaci:

$$Y = a * X \text{ max} + b \quad Y = 2,67 * X \text{ max} + 2,25$$

Parametry tej funkcji zobrazowane są w tabeli 53 oraz rycinie 44.

Dla materiału Sofreliner Tough S zastosowano również współczynnik korelacji Pearsona i Spearmana (Tabela 66 i 67). Obliczenia pokazały słabą zależność liniową i rankingową pomiędzy X max i F max. Do opisu tej zależności wykorzystano funkcję liniową w postaci: $Y = a * X \text{ max} + b$ $Y = 0,04 * X \text{ max} + 1,26$
Parametry tej funkcji zobrazowane są w tabeli 68 oraz rycinie 47.

W przypadku materiału Mucopren Soft również zastosowano współczynnik korelacji Pearsona i Spearmana (Tabela 82 i 83). Obliczenia pokazały brak zależności liniowej i słabą zależność rankingową pomiędzy X max i F max. Do opisu tej zależności wykorzystano wzór w postaci:

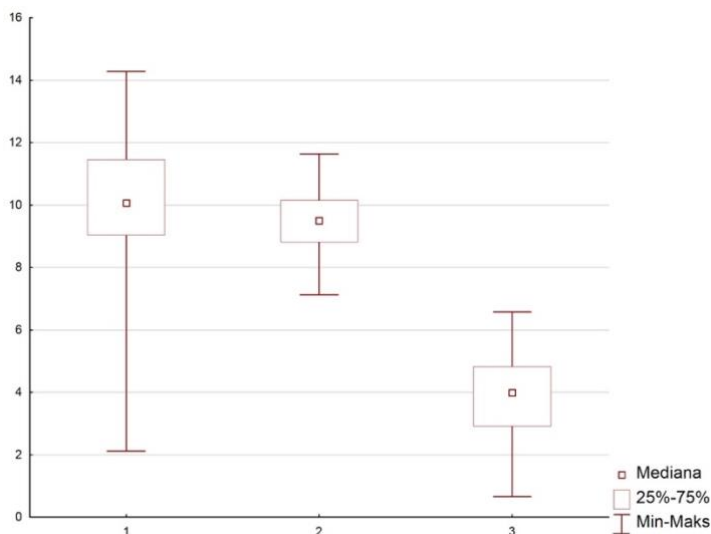
$$Y = a * X \text{ max} + b \quad Y = 0,04 * X \text{ max} + 1,52.$$

Parametry tej funkcji zobrazowane są w tabeli 84 rycinie 60.

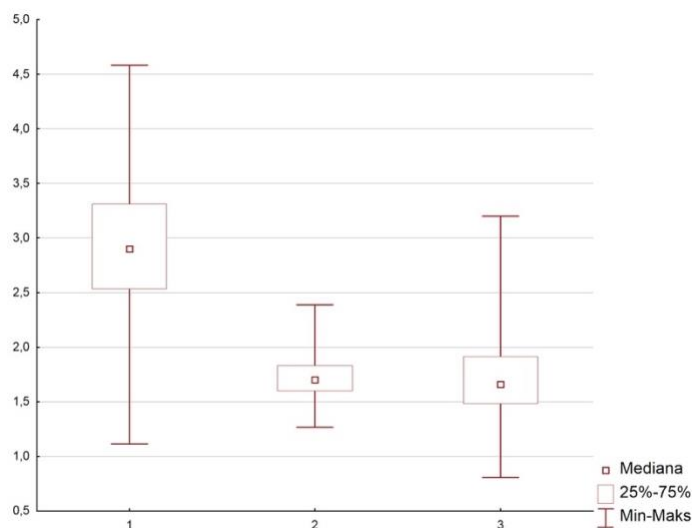
5. Wyniki badań

5.1. Analiza ogólna

W przypadku parametru X max wyniki badań uzyskane dla materiału Mucopren Soft różnią się istotnie statystycznie od pozostałych grup materiałów (Rycina 24), a przy parametrze F max wyniki badań uzyskane dla materiału Ufi Gel SC różnią się istotnie statystycznie od pozostałych grup materiałów silikonowych (Tabela 24,25 i 26) (Rycina 25).



Rycina 24. Zestawienie wyników parametru X max w zależności od przebadanych materiałów (1. Ufi Gel SC, 2. Sofreliner Tough S, 3. Mucopren Soft).

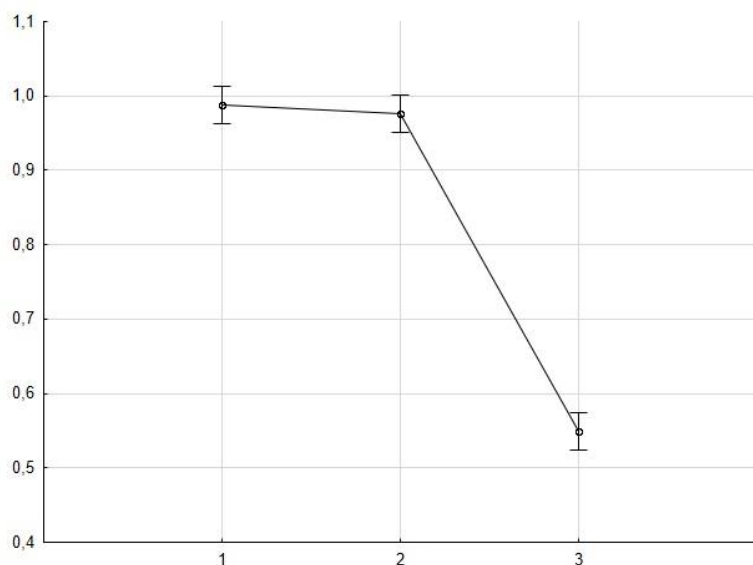


Rycina 25. Zestawienie wyników parametru F max w zależności od przebadanych materiałów (1. Ufi Gel SC, 2. Sofreliner Tough S, 3. Mucopren Soft).

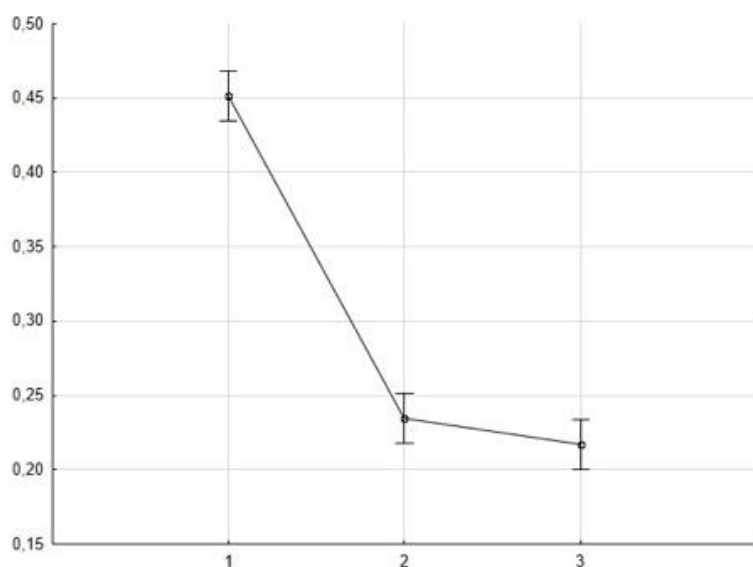
W przypadku parametru X max materiał silikonowy Mucopren Soft ma istotnie statystycznie mniejszą rozciągliwość przed zerwaniem w porównaniu do materiałów Ufi Gel SC oraz Sofreliner Tough S (Rycina 26).

W przypadku parametru F max materiał silikonowy Ufi Gel SC różni się istotnie statystycznie od materiału Mucopren Soft oraz Sofreliner Tough S. W przypadku materiału Ufi Gel SC potrzebna była prawie dwukrotnie większa siła do zerwania próbki w porównaniu z pozostałymi materiałami (Rycina 27).

Powierzchnię łączenia PETG i materiałów silikonowych poddano modyfikacji poprzez zastosowanie piaskowania w określonym ciśnieniu. Zachodzi zatem pytanie, czy wniosek powyższy utrzyma się przy eliminacji wpływu parametrów X max i F max w zbadanych grupach. Aby to sprawdzić wyniki rzeczywiste zamieniono na logarytmy i uzyskano rozkłady normalne oraz jednorodność wariancji, co pozwala zastosować analizę wariancji i kowariancji. Analiza pokazała, że wyniki uzyskane za pomocą testu Kruskala – Wallisa i wielokrotnych porównań są nadal takie same. Zmieniły się jedynie wartości liczbowe, ale zależności między trzema badanymi materiałami silikonowymi pozostały bez zmian (Tabela 27,28,29 i 30).



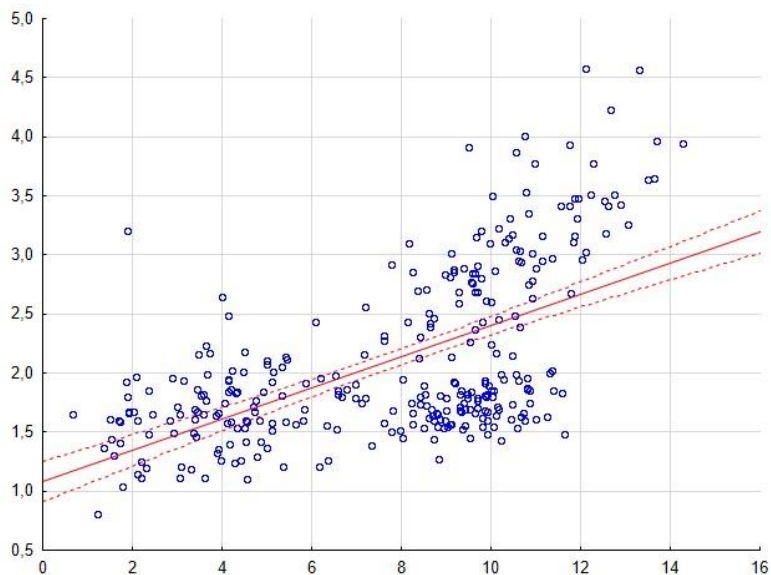
Rycina 26. Zestawienie wyników parametru X_{max} w zależności od zbadanego materiału (1. Ufi Gel SC, 2. Sofreliner Tough S, 3. Mucopren Soft) po zlogarytmowaniu.



Rycina 27. Zestawienie wyników parametru F_{max} w zależności od zbadanego materiału (1. Ufi Gel SC, 2. Sofreliner Tough S, 3. Mucopren Soft) po zlogarytmowaniu.

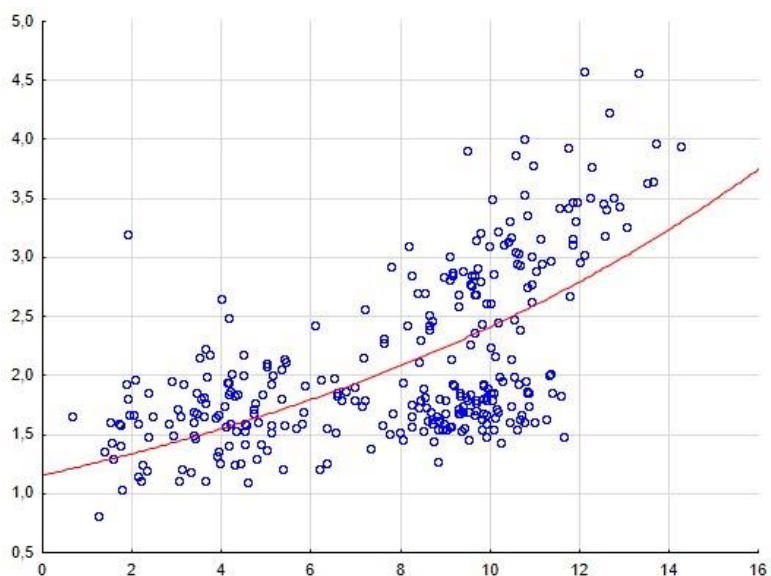
Powyższa analiza wykazała, że cechy materiałów silikonowych tj. rozciągliwość, siła wiązania do podłoża w grupach są znacząco różne. Z analizy statystycznej w grupach trzech badanych materiałów wynika, że modyfikacja podłoża nie zmieniła w sposób radykalny wartości siły zrywania i rozciągliwości badanych materiałów silikonowych.

W kolejnym etapie sprawdzono zależności korelacyjne pomiędzy X max a F max (Rycina 28). Obliczenia pokazały istotną i silną zależność liniową pomiędzy X max i F max (Tabela 31, 32 i 33).



Rycina 28. Wykres obrazujący linię regresji F max (X max).

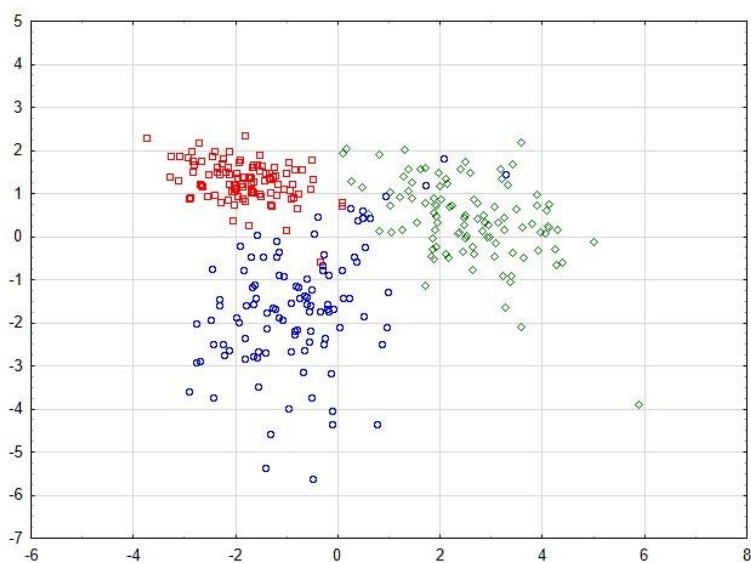
Następnie sprawdzono, czy istnieje lepszy niż liniowy opis zależności X max do F max (Rycina 29). Okazało się, że dokładniejszą zależność uzyskamy za pomocą funkcji eksponencjalnej (Tabela 34).



Rycina 29. Wykres obrazujący funkcję eksponencjalną wszystkich wyników F max (X max).

Na podstawie rycin 28 i 29 można stwierdzić, że właściwości mechaniczne przebadanych materiałów silikonowych tj. rozciągliwość oraz siła wiązania do badanego podłoża w grupach różnią się w zależności od zastosowanego materiału silikonowego. Modyfikacja podłoża nie zmieniła w sposób radykalny wartości siły zrywania i rozciągliwości badanych materiałów silikonowych.

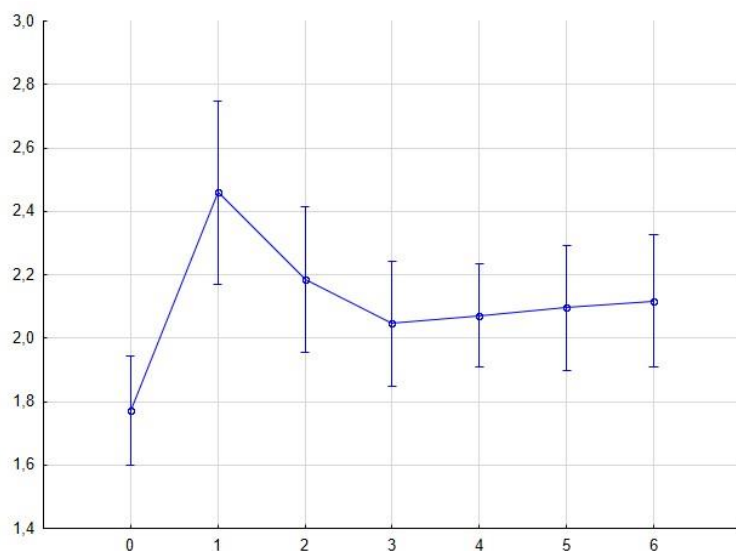
Za pomocą analizy dyskryminacji sprawdzono, czy w momencie zestawienia wartości X_{max} od F_{max} możemy określić z jakiego materiału ona pochodzi (Tabela 35). Wyniki analizy dyskryminacji pokazują, że same wartości zestawionych parametrów X_{max} i F_{max} bardzo silnie pozwalają odróżnić rodzaj materiału użytego w badaniu (Rycina 30). Wszystkie parametry ważne dla analizy dyskryminacji są istotne statystycznie.



Rycina 30. Wykres obrazujący analizę dyskryminacji (rozdziela grupy materiałów): niebieski – Ufi Gel SC, czerwony – Sofreliner Tough S, zielony – Mucopren Soft.

Analogiczne analizy przeprowadzono dla podgrup powstałych z zestawienia dwóch zmiennych tj. piaskowania i ciśnienia. Na początek zadano zapytanie, czy podgrupy po eliminacji wpływu typu materiału silikonowego istotnie statystycznie różnicują wielkości X_{max} i F_{max} . Ze wstępnej analizy możemy stwierdzić, że

zestawienia wyników w pierwszej podgrupie różniły się istotnie statystycznie względem pod grupy kontrolnej, a pozostałe wprawdzie wykazywały wyższe wartości względem pod grupy kontrolnej, ale ich wartości nie wykazywały znaczących różnic.



Rycina 31. Zestawienie średnich wyników parametru F_{max} po zlogarytmowaniu w zależności od podgrup wszystkich trzech materiałów silikonowych.

Po zestawieniu podgrup badanych względem danego typu piaskowania z przypisanym mu ciśnieniem (bez zróżnicowania na rodzaj przebadanego materiału silikonowego) okazało się, że jedynie pomiędzy pierwszymi podgrupami badanymi zachodzi istotna statystycznie różnica, gdzie wartości parametru F_{max} podgrupy 1 (50μ , 3 bary) są istotnie większe od podgrupy kontrolnej (Rycina 31).

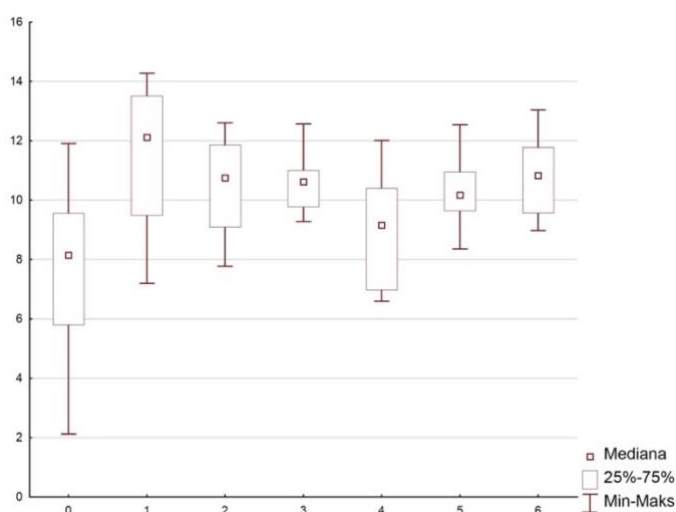
Aby dowiedzieć się jak modyfikacja podłoża wpływa na wyniki dla każdego z przebadanych materiałów silikonowych, przeprowadzono analogiczne badania jak w rozdziale 5.1. dla każdego z materiałów z osobną z uwzględnieniem wyróżnionych podgrup kontrolnych i badanych.

5.2. Charakterystyka materiału Ufi Gel SC

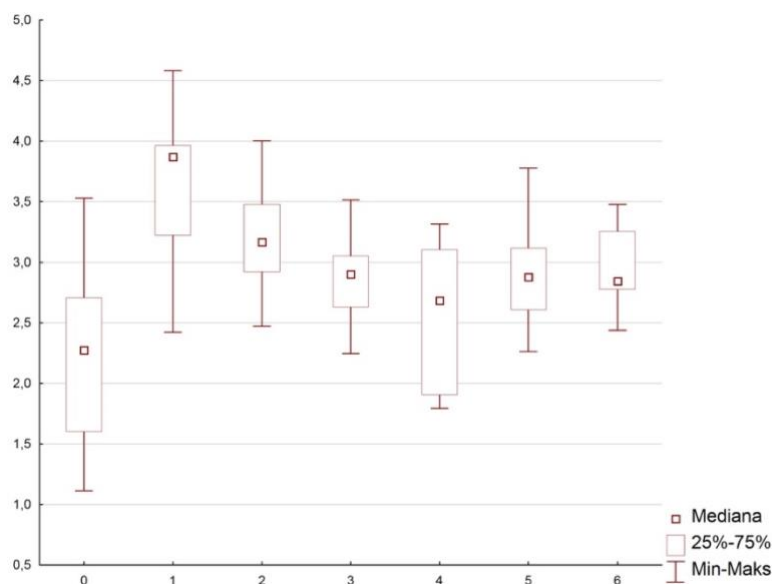
Zgodnie z analizą dla całej próby, materiał Ufi Gel SC wykazał się najsilniejszą adhezją do podłoża, czego wynikiem były wysokie wyniki parametru F max czyli siły potrzebnej do zrywania próbki. Dodatkowo wykazywał się największą sprężystością, czemu dowodziły wysokie wyniki parametru X max, czyli maksymalnemu rozciągnięciu przed zerwaniem (Rycina 32).

W przypadku parametru X max wyniki wszystkich przebadanych podgrup różnią się od grupy kontrolnej, przy czym istotnie statystyczna różnica zauważalna jest w podgrupie pierwszej. Pozostałe podgrupy wykazują nieznaczną różnicę, ale zauważalną względem grupy kontrolnej (Rycina 33).

Podobna sytuacja występuje przy parametrze F max. Wyniki badań wszystkich podgrup badanych różnią się od grupy kontrolnej, przy czym istotnie statystyczna różnica zauważalna jest w podgrupie pierwszej. Pozostałe podgrupy wykazują nieznaczną różnicę, ale zauważalną względem grupy kontrolnej (Tabela 36,37 i 38).



Rycina 32. Zestawienie wyników parametru X max w zależności od kolejnych podgrup materiału Ufi Gel SC.



Rycina 33. Zestawienie wyników parametru F_{max} w zależności od kolejnych podgrup materiału Ufi Gel SC.

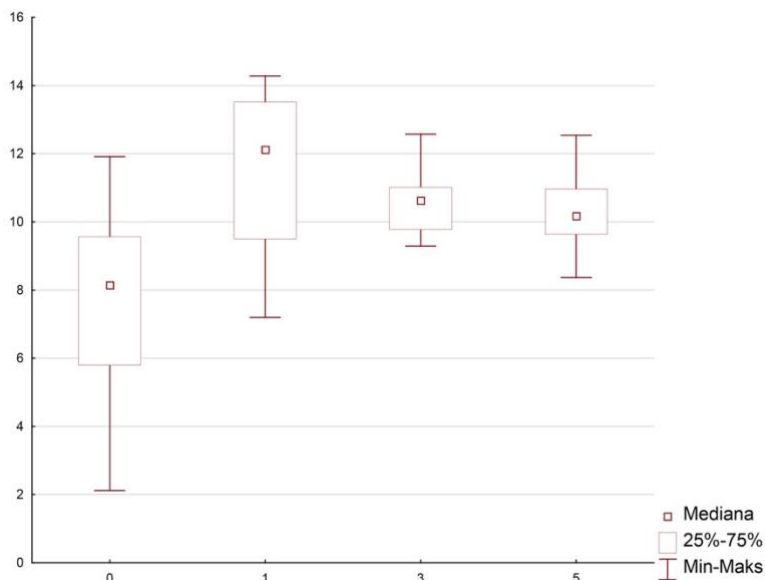
W przypadku X_{max} wszystkie badane podgrupy wykazały większą rozciągliwość próbek względem podgrupy kontrolnej, przy czym podgrupa pierwsza ma istotnie statystycznie większą rozciągliwość względem pozostałych podgrup badanych.

Parametr F_{max} zachowuje się podobnie jak X_{max} . Wszystkie podgrupy badane wykazały większą siłę zerwania próbek względem podgrupy kontrolnej, przy czym podgrupa pierwsza ma istotnie statystycznie większą siłę zerwania względem pozostałych podgrup badanych.

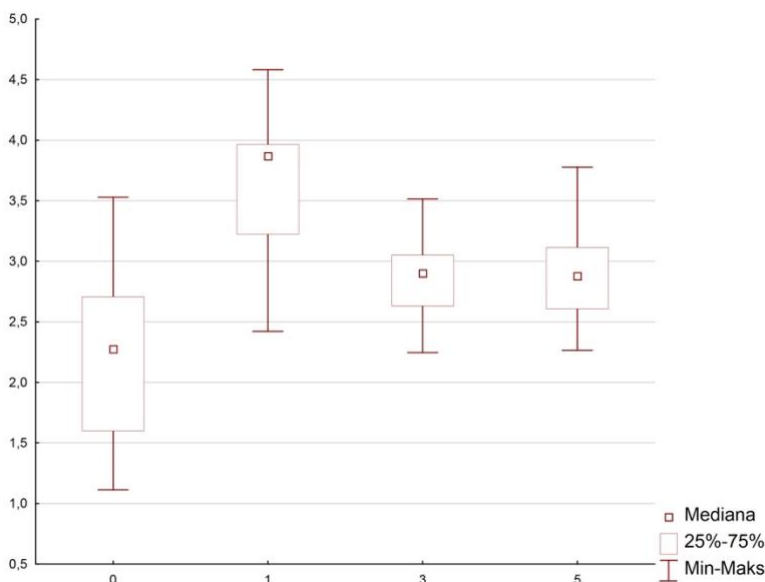
Następnie zestawiono podgrupy o tym samym parametrze ciśnienia wykorzystanego do piaskowania próbek. W pierwszej kolejności przeanalizowano podgrupy 1, 3 i 5 piaskowane pod ciśnieniem 3 barów względem podgrupy kontrolnej (Tabela 39,40 i 41).

W przypadku parametru X_{max} wyniki badań analizowanych podgrup badanych (1, 3 i 5) różnią się od grupy kontrolnej, przy czym istotnie statystyczna różnica zauważalna jest w podgrupie pierwszej (Rycina 34).

W przypadku parametru F max wyniki badań wszystkich podgrup badanych (1, 3 i 5) różnią się od podgrupy kontrolnej, przy czym istotnie statystyczna różnica zauważalna jest również w podgrupie pierwszej (Rycina 35).



Rycina 34. Zestawienie wyników parametru X max w zależności od podgrup piaskowanych za pomocą ciśnienia 3 barów materiału Ufi Gel SC w odniesieniu do grupy kontrolnej.



Rycina 35. Zestawienie wyników parametru F max w zależności od podgrup piaskowanych za pomocą ciśnienia 3 barów materiału Ufi Gel SC w odniesieniu do grupy kontrolnej.

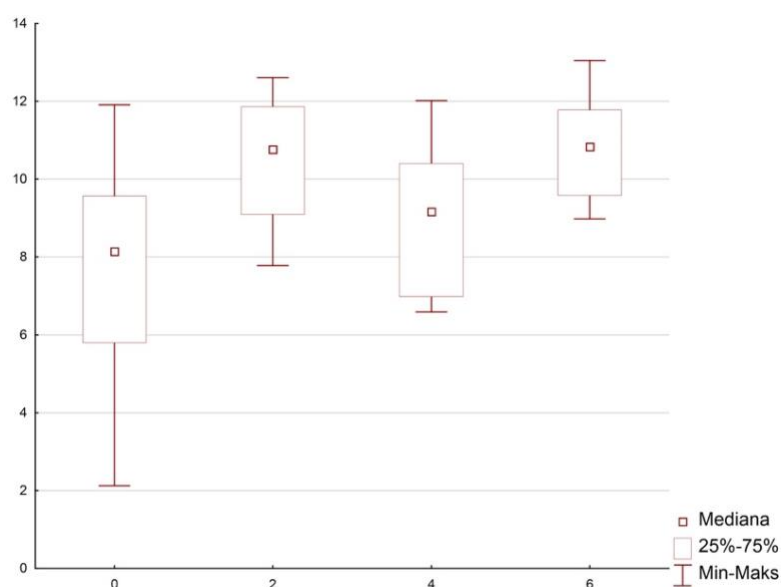
W przypadku X_{max} zestawione podgrupy 1, 3 i 5 wykazały większą rozciągliwość próbek względem podgrupy kontrolnej, przy czym podgrupa pierwsza posiadała najwyższe wartości rozciągania.

W przypadku parametru F_{max} wszystkie zestawione podgrupy 1, 3 i 5 wykazały większą siłę adhezji względem podgrupy kontrolnej, przy czym podgrupa pierwsza ma największą siłę adhezji względem pozostałych podgrup badanych.

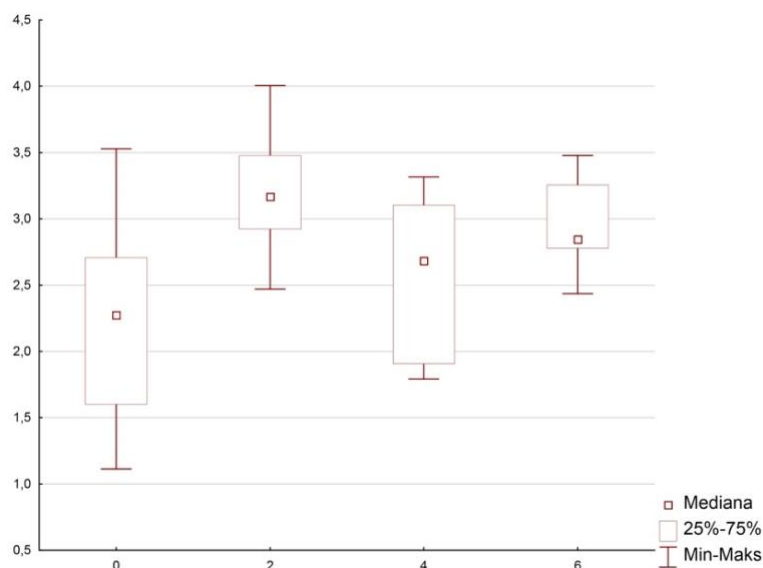
Następnie zestawiono podgrupy 2, 4 i 6 piaskowane pod ciśnieniem 5 barów względem grupy kontrolnej (Tabela 42, 43 i 44).

W przypadku parametru X_{max} wyniki badań analizowanych podgrup badanych (2, 4, 6) różnią się od grupy kontrolnej, przy czym różnica zauważalna jest w podgrupie drugiej i szóstej (Rycina 36).

W przypadku parametru F_{max} wyniki badań wszystkich podgrup badanych (2, 4 i 6) różnią się od grupy kontrolnej, przy czym różnica zauważalna jest w podgrupie drugiej (Rycina 37).



Rycina 36. Zestawienie wyników parametru X_{max} w zależności od podgrup piaskowanych za pomocą ciśnienia 5 barów materiału Ufi Gel SC w odniesieniu do grupy kontrolnej.



Rycina 37. Zestawienie wyników parametru F_{max} w zależności od podgrup piaskowanych za pomocą ciśnienia 5 barów materiału Ufi Gel SC w odniesieniu do grupy kontrolnej.

W przypadku X_{max} zestawione podgrupy 2, 4 i 6 wykazały większą rozciągliwość próbek względem podgrupy kontrolnej, ich wartości były do siebie zbliżone.

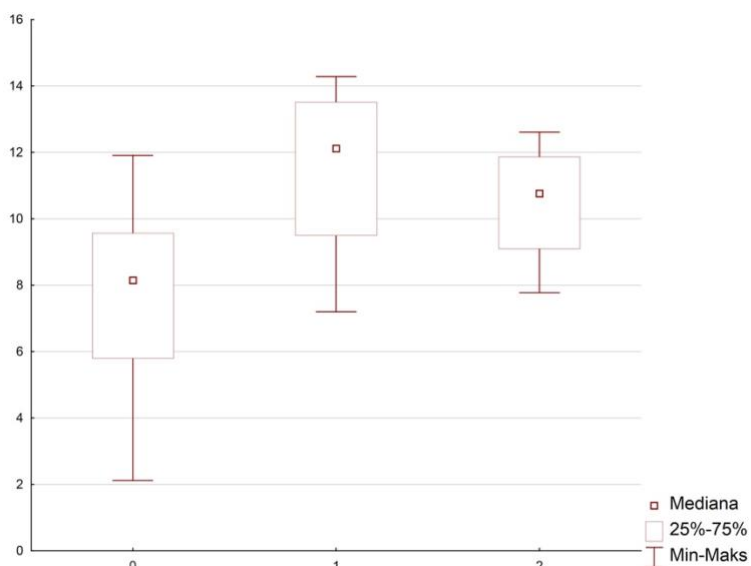
W przypadku parametru F_{max} wszystkie zestawione podgrupy 2, 4 i 6 wykazały większą siłę zerwania próbek względem podgrupy kontrolnej, ale podobnie jak w przypadku X_{max} ich wartości były do siebie podobne.

Następnie zestawiono podgrupy o tym samym piaskowaniu z różnym ciśnieniem w odniesieniu do grupy kontrolnej (tabela 45 – 50).

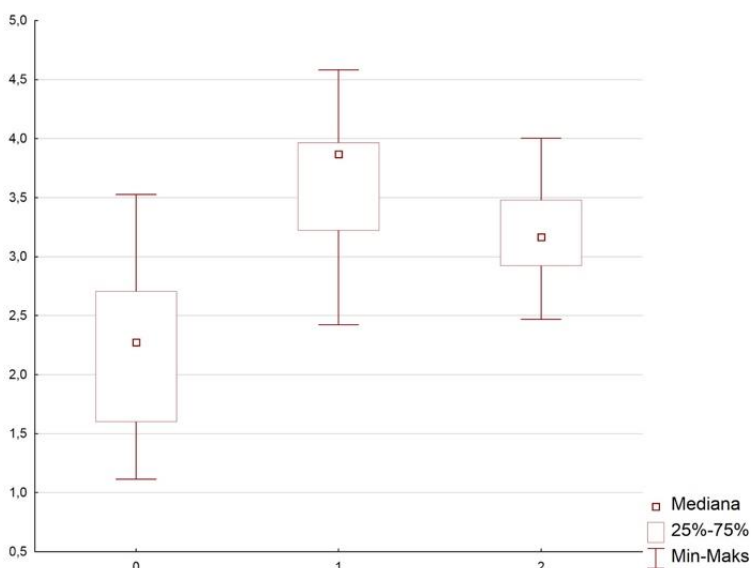
W przypadku parametru X_{max} wyniki badań pozwalają wysunąć następujący wniosek, że we wszystkich przebadanych zestawieniach podgrupy piaskowane w ciśnieniu 3 barów wykazywały się większą różnicą wartości w zestawieniu do podgrupy kontrolnej względem podgrup piaskowanych w ciśnieniu 5 barów i ich porównania również do grupy kontrolnej (Rycina 38,40 i 42).

W przypadku parametru F_{max} wyniki badań zestawionych podgrup pozwalają wysunąć wniosek, że istotnie statystyczna różnica zauważalna jest w podgrupie pierwszej piaskowanej w ciśnieniu 3 barów przy ziarnie piasku 50μ .

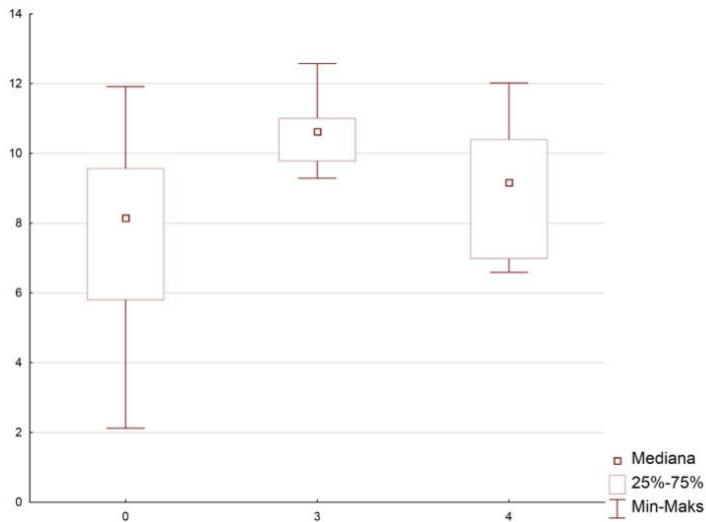
W drugim zestawieniu przy ziarnie piasku 250 μ nadal ciśnienie 3 barów wychodzi korzystniej względem ciśnienia 5 barów. Dopiero przy ziarnie piasku 500 μ analiza porównawcza wychodzi korzystniej dla ciśnienia 5 barów (Rycina 39,41 i 43).



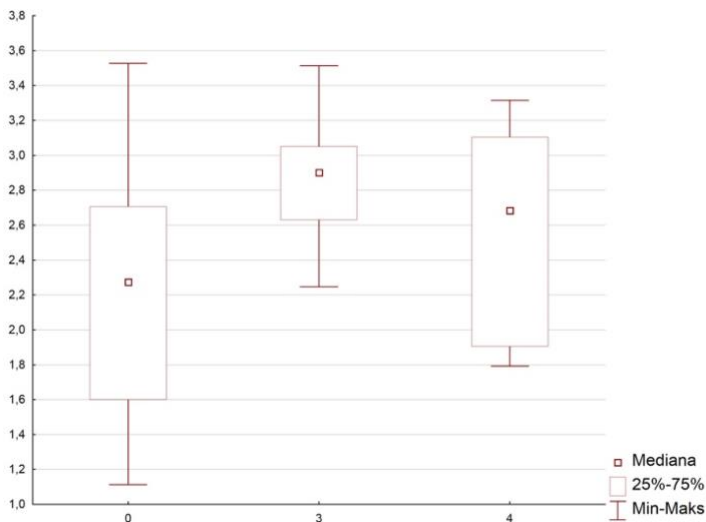
Rycina 38. Zestawienie wyników parametru X_{max} w zależności od podgrup piaskowanych piaskiem o grubości ziaren 50 μ Ufi Gel SC w odniesieniu do grupy kontrolnej.



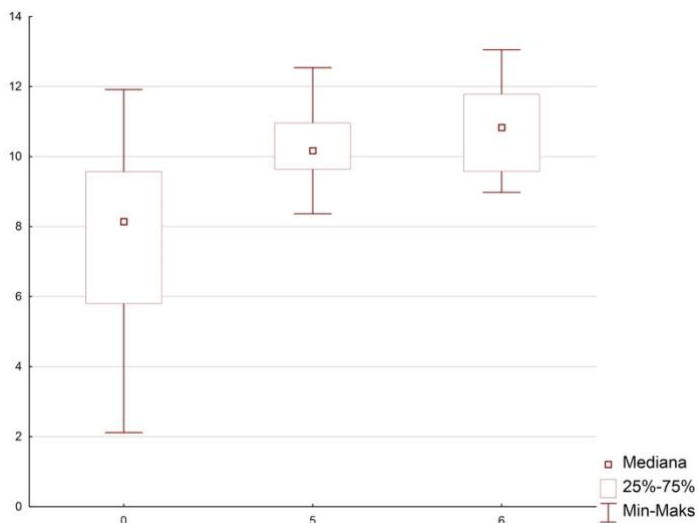
Rycina 39. Zestawienie wyników parametru F_{max} w zależności od podgrup piaskowanych piaskiem o grubości ziaren 50 μ Ufi Gel SC w odniesieniu do grupy kontrolnej.



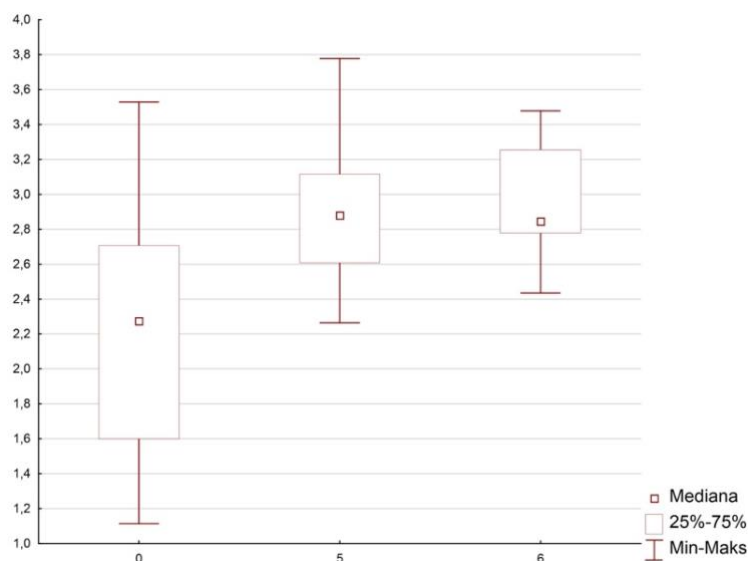
Rycina 40. Zestawienie wyników parametru X_{max} w zależności od podgrup piaskowanych piaskiem o grubości ziaren 250μ Ufi Gel SC w odniesieniu do grupy kontrolnej.



Rycina 41. Zestawienie wyników parametru F_{max} w zależności od podgrup piaskowanych piaskiem o grubości ziaren 250μ Ufi Gel SC w odniesieniu do grupy kontrolnej.



Rycina 42. Zestawienie wyników parametru X_{max} w zależności od podgrup piaskowanych piaskiem o grubości ziaren 500μ Ufi Gel SC w odniesieniu do grupy kontrolnej.

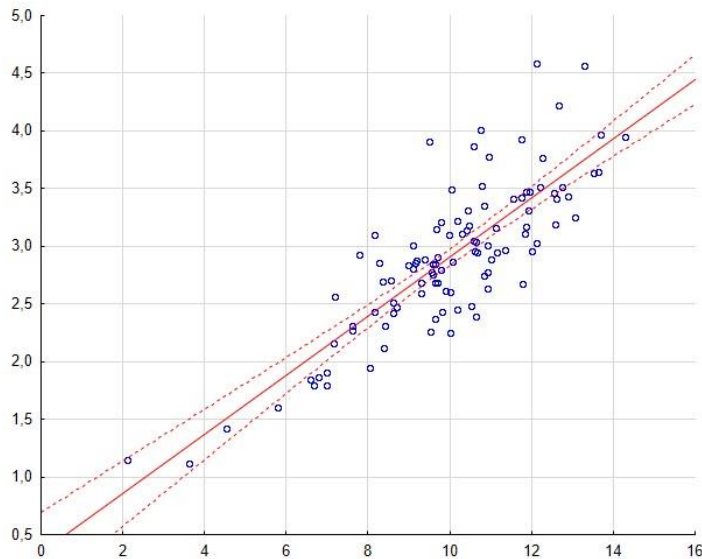


Rycina 43. Zestawienie wyników parametru X_{max} w zależności od podgrup piaskowanych piaskiem o grubości ziaren 500μ Ufi Gel SC w odniesieniu do grupy kontrolnej.

W przypadku parametru X_{max} zestawienia podgrup z ziarnem piasku 50μ i 250μ pozwalało dostrzec większą elastyczność materiałów silikonowych przy zastosowaniu ciśnienia 3 barów. Sytuacja zmieniała się przy piaskowaniu 500μ , gdzie piaskowanie w ciśnieniu 5 barów wychodzi korzystniej względem piaskowania w ciśnieniu 3 barów.

Parametr F_{max} zachowuje się podobnie do parametru X_{max} . Zestawienia podgrup z ziarnem piasku 50μ i 250μ pozwalało dostrzec większą siłę adhezji materiału silikonowego do piaskowanego podłoża przy zastosowaniu ciśnienia 3 barów. Sytuacja zmieniała się przy piaskowaniu 500μ , gdzie piaskowanie w ciśnieniu 5 barów dawało nieznacznie większą adhezję względem piaskowania w ciśnieniu 3 barów.

Następnie sprawdzono zależności korelacyjne pomiędzy X_{max} i F_{max} (Tabela 51,52). Otrzymano silne zależności liniowe pomiędzy X_{max} i F_{max} (Rycina 44).



Rycina 44. Wykres obrazujący linię regresji dla materiału Ufi Gel SC F max (X max).

Sprawdzono, czy istnieje lepszy niż liniowy opis zależności X max do F max. Okazało się, że najdokładniejszą zależność uzyskamy za pomocą funkcji liniowej (Tabela 53).

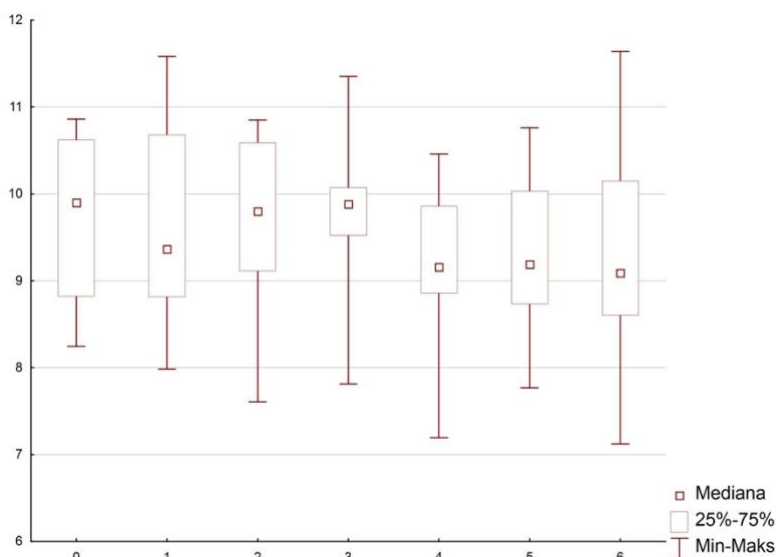
Przeprowadzone obliczenia pozwalają stwierdzić, że im wyższa wartość siły zerwania próbki, tym większa rozciągliwość badanego materiału, tj. siła wiązania istotnie wpływała na elastyczność materiału silikonowego w sposób liniowy. Modyfikacja podłoża podniosła wartości siły zerwania próbki i jej rozciągliwości.

5.3. Charakterystyka materiału Sofreliner Tough S

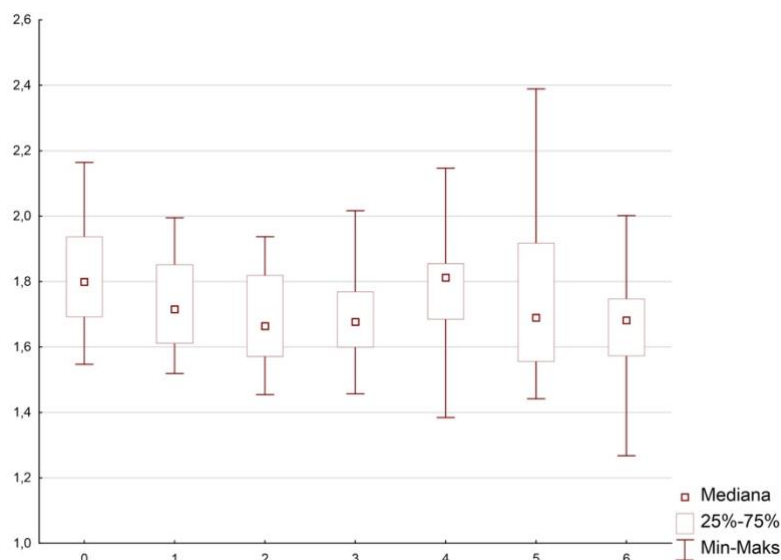
Zgodnie z analizą dla całej próby materiał Sofreliner Tough S wykazał się słabą adhezją niż Ufi Gel SC, czego obrazem były ogólne wyniki parametru F max. Wykazywał się za to dość wysoką sprężystością, co mogliśmy obserwować w analizie parametru X max.

W przypadku parametru X max wyniki wszystkich przebadanych podgrup praktycznie nie różnią się od podgrupy kontrolnej. Stwierdzono brak istotnie statystycznych różnic w zestawieniu podgrup dla opisywanego materiału (Rycina 45).

Podobna sytuacja występuje przy parametrze F max. Wyniki badań wszystkich podgrup badanych nie różnią się od podgrupy kontrolnej (Rycina 46). Stwierdzono brak istotnie statystycznych różnic w zestawieniu podgrup dla opisywanego materiału (Tabela 54,55 i 56).



Rycina 45. Zestawienie wyników parametru X max w zależności od kolejnych podgrup dla materiału Sofreliner Tough S.



Rycina 46. Zestawienie wyników parametru F_{max} w zależności od kolejnych podgrup dla materiału Sofreliner Tough S.

W przypadku X_{max} wszystkie badane podgrupy wykazały zbliżoną rozciągliwość próbek względem podgrupy kontrolnej.

Parametr F_{max} zachowuje się podobnie jak X_{max} . Wszystkie podgrupy wykazały praktycznie identyczną siłę zerwania próbek względem podgrupy kontrolnej.

Celem dokładniejszego zbadania powyższych wniosków zestawiono podgrupy o tym samym ciśnieniu i piaskowaniu wykorzystanego do modyfikacji powierzchni próbek (Tabela 57 – 65).

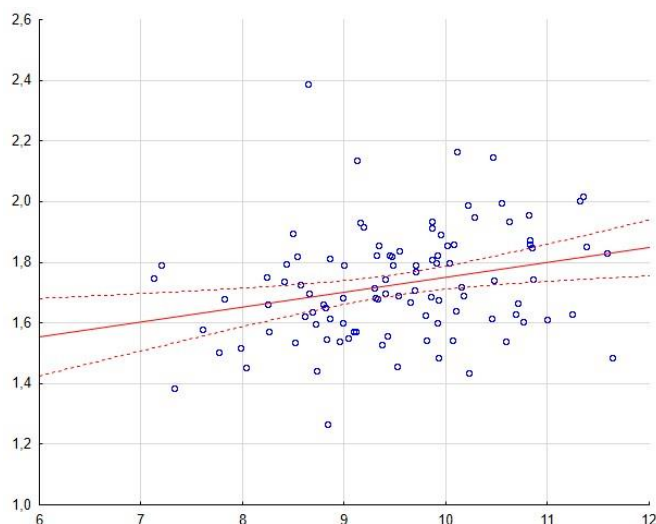
W przypadku parametru X_{max} zestawienia badanych podgrup praktycznie nie różnią się od grupy kontrolnej.

Podobna sytuacja występuje przy parametrze F_{max} . Zestawienia wyników badań wszystkich podgrup badanych nie różnią się od grupy kontrolnej i od siebie nawzajem.

W przypadku parametru X max we wszystkich konfiguracjach efekt badań był podobny. Na badany materiał nie wpływały żadne z modyfikacji podłoża. Parametr X max zachowywał się podobnie we wszystkich podgrupach.

Parametr F max zachowuje się podobnie do parametru X max. Nie uzyskano poprawy siły adhezji.

Następnie sprawdzono zależności korelacyjne pomiędzy X max a F max (Tabela 66 i 67). Obliczenia pokazały słabą zależność liniową i rankingową pomiędzy X max a F max (Rycina 47).



Rycina 47. Wykres obrazujący linię regresji dla materiału Sofreliner Tough S.

Następnie sprawdzono, czy istnieje lepszy niż liniowy opis zależności X max do F max. Okazało się, że najlepszą zależność uzyskamy za pomocą funkcji liniowej (Tabela 68).

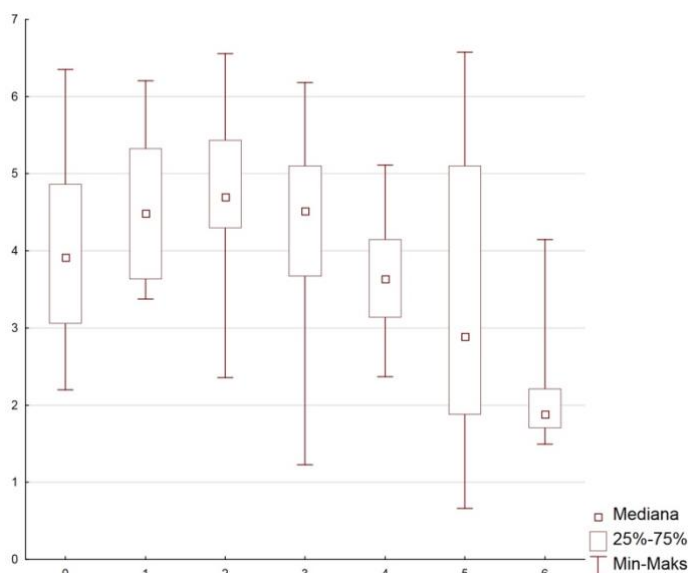
Powyższy wykres pozwala stwierdzić, że niezależnie jak zmodyfikujemy powierzchnię dosilikonową płytek, nie jesteśmy w sposób wiarygodny wg danej nam normy ISO sprawdzić poprawę adhezji materiału silikonowego typu extra soft (grupa B wg Shore A) do podłoża z PETG.

5.4. Charakterystyka materiału Mucopren Soft

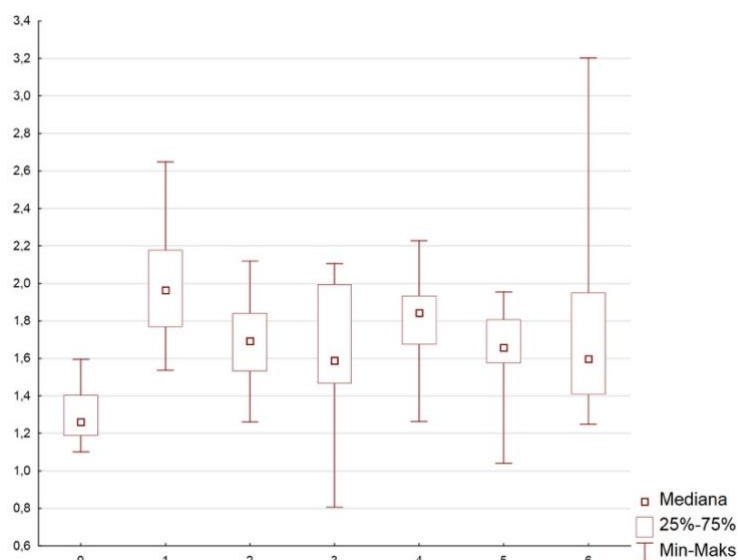
Zgodnie z analizą dla całej próby materiał Mucopren Soft wykazał się znacznie słabszą adhezją do badanego podłoża niż Ufi Gel SC, czego obrazem były wyniki parametru F max. Wykazywał się niską elastycznością, co można było obserwować w analizie parametru X max.

W przypadku parametru X max wyniki badań wszystkich przebadanych podgrup różnią się od grupy kontrolnej, przy czym istotnie statystyczna różnica zauważalna jest w podgrupie szóstej. Pozostałe podgrupy wykazują nieznaczną różnicę, ale zauważalną względem podgrupy kontrolnej (Rycina 48).

Inaczej zachowuje się parametr F max. Wyniki badań wszystkich podgrup badanych różnią się od grupy kontrolnej, przy czym istotnie statystyczna różnica zauważalna jest w podgrupie pierwszej (Rycina 49). Pozostałe podgrupy wykazują nieznaczną różnicę, ale zauważalną względem grupy kontrolnej (Tabela 69,70 i 71).



Rycina 48. Zestawienie wyników parametru X max w zależności od kolejnych podgrup materiału Mucopren Soft.



Rycina 49. Zestawienie wyników parametru F_{max} w zależności od kolejnych podgrup materiału Mucopren Soft.

W przypadku X_{max} pierwsze trzy badane podgrupy wykazały większą rozciągliwość próbek względem podgrupy kontrolnej, przy czym podgrupa druga ma największą rozciągliwość względem pozostałych podgrup badanych.

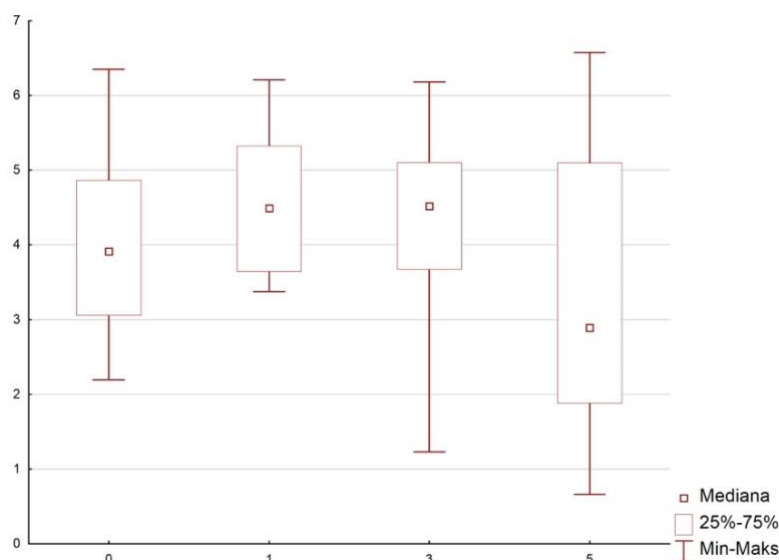
W przypadku parametru F_{max} wszystkie badane podgrupy wykazały większą siłę zerwania próbek względem podgrupy kontrolnej, przy czym podgrupa pierwsza ma największą adhezję do podłoża względem pozostałych podgrup badanych.

W przypadku parametr X_{max} jest on czuły w zależności od zastosowanego modyfikacji podłoża. Przy ciśnieniu 3 barów materiał zachowuje elastyczność porównywalną do grupy kontrolnej (Rycina 50). Dopiero przy ciśnieniu 5 barów dostrzegamy zmianę parametru. Jego wartości maleją wraz ze wzrostem grubości ziarna piasku (Rycina 52).

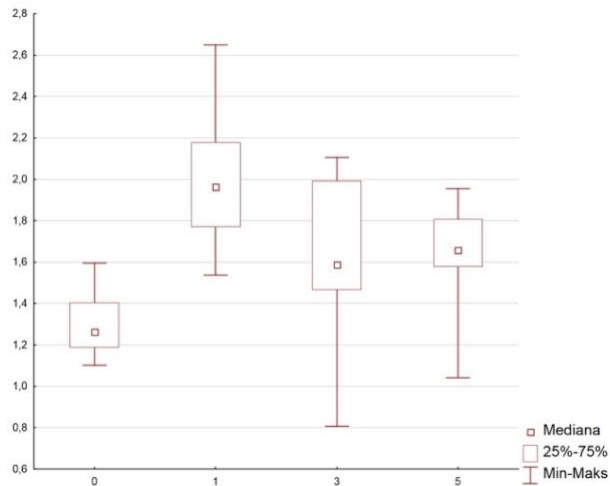
Zestawiając zastosowane piaskowanie zauważamy, że przy grubości ziarna 50 μ uzyskujemy poprawę elastyczności materiału (Rycina 54). Przy większych grubościach ziarna wykorzystanych w badaniu tendencja odwraca się i elastyczność maleje, uzyskując wyniki poniżej poziomu grupy badanej przy ziarnie piasku 250 μ i ciśnieniu 5 barów (Rycina 56,58).

W przypadku parametru F max sytuacja wygląda całkowicie odmiennie. Zestawiając grupy z piaskowaniem 3 barów podgrupa 1 uzyskuje najwyższe wartości, co jest statystycznie istotnym wynikiem (Rycina 51). Wszystkie podgrupy tak zestawione uzyskały poprawę parametru F max. Przy ciśnieniu 5 barów materiał zachowuje się zupełnie inaczej, ponieważ podgrupy wraz ze wzrostem grubości ziarna tracą na wartości analizowanego parametru (Rycina 53).

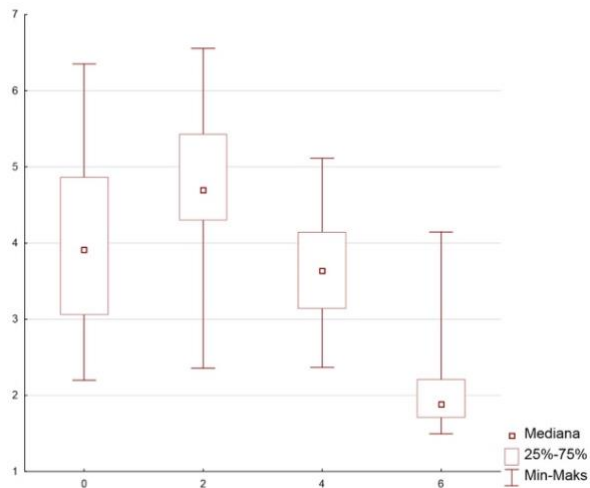
Zestawiając piaskowanie ziarnem piasku 50 μ i 250 μ uzyskujemy istotną statystycznie poprawę parametru F max. W przypadku podgrup z ziarnem piasku 50 μ lepiej wypadła podgrupa piaskowana w ciśnieniu 3 barów, a w przypadku podgrupy z ziarnem piasku 250 μ piaskowanie w ciśnieniu 5 barów przyniosło wyższe wartości parametru F max względem podgrupy kontrolnej (Rycina 55,57). Podgrupy piaskowane piaskiem o grubości ziarna 500 μ uzyskiwały gorsze wyniki parametru F max w porównaniu do podgrupy kontrolnej (Tabela 72 - 81) (Rycina 59).



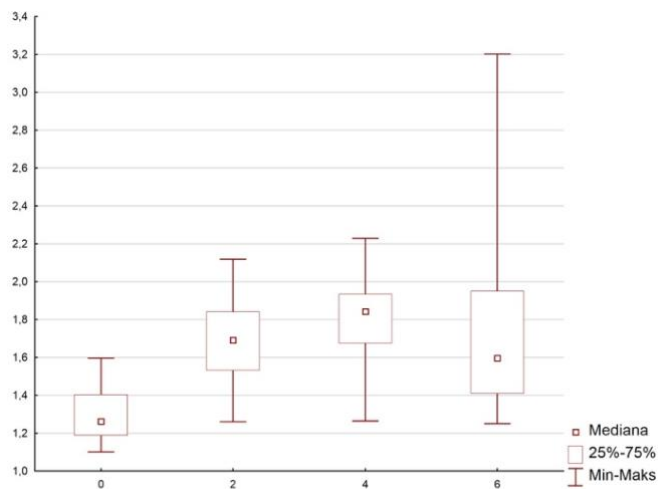
Rycina 50. Zestawienie wyników parametru X max w zależności od podgrup piaskowanych za pomocą ciśnienia 3 barów materiału Mucopren Soft w odniesieniu do grupy kontrolnej.



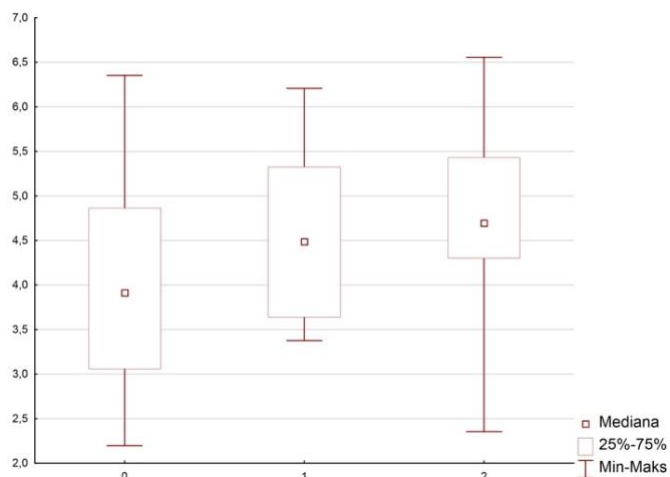
Rycina 51. Zestawienie wyników parametru F_{max} w zależności od podgrup piaskowanych za pomocą ciśnienia 3 barów materiału Mucopren Soft w odniesieniu do grupy kontrolnej.



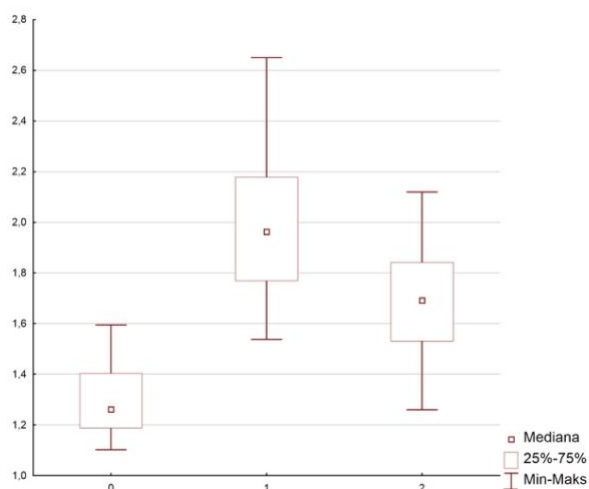
Rycina 52. Zestawienie wyników parametru X_{max} w zależności od podgrup piaskowanych za pomocą ciśnienia 5 barów materiału Mucopren Soft w odniesieniu do grupy kontrolnej.



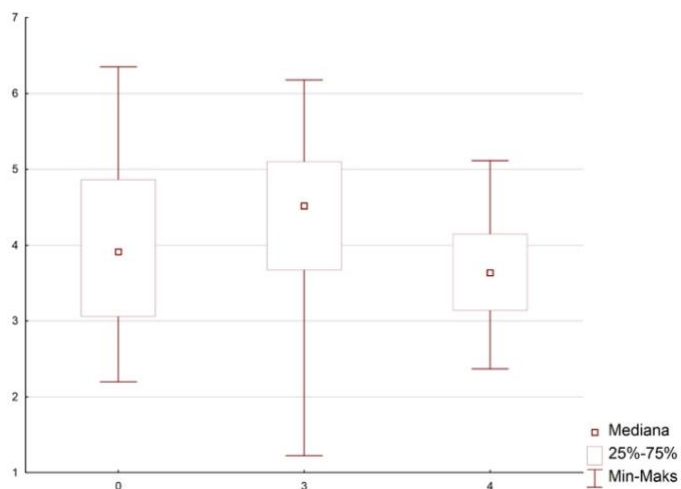
Rycina 53. Zestawienie wyników parametru F_{max} w zależności od podgrup piaskowanych za pomocą ciśnienia 5 barów materiału Mucopren Soft w odniesieniu do grupy kontrolnej.



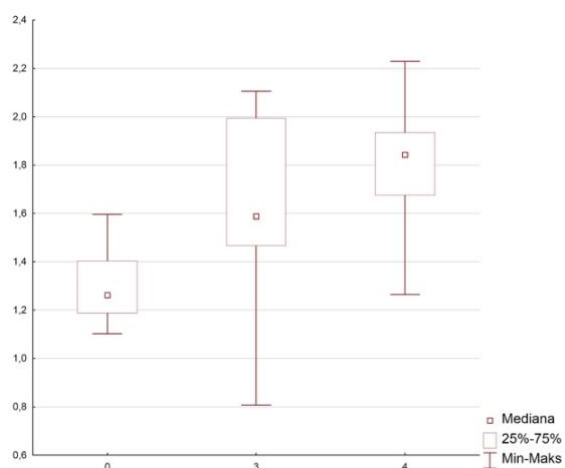
Rycina 54. Zestawienie wyników parametru X_{max} w zależności od podgrup piaskowanych piaskiem o grubości ziaren 50μ Mucopren Soft w odniesieniu do grupy kontrolnej.



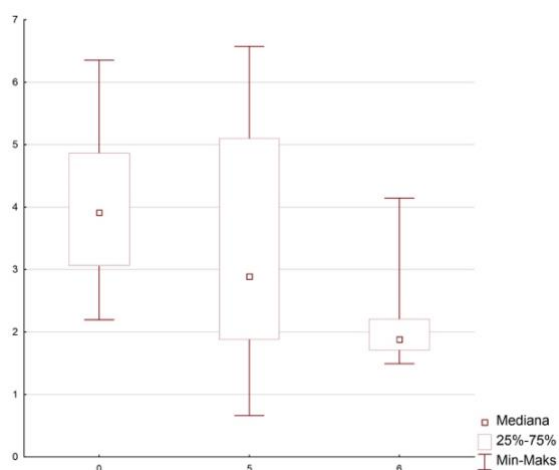
Rycina 55. Zestawienie wyników parametru F_{max} w zależności od podgrup piaskowanych piaskiem o grubości ziaren 50μ Mucopren Soft w odniesieniu do grupy kontrolnej.



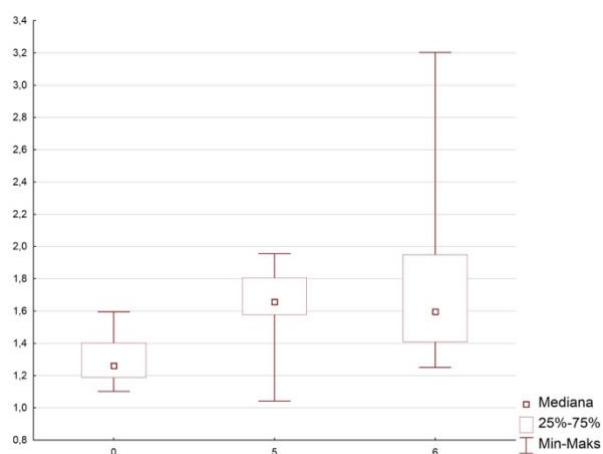
Rycina 56. Zestawienie wyników parametru X_{max} w zależności od podgrup piaskowanych piaskiem o grubości ziaren 250μ Mucopren Soft w odniesieniu do grupy kontrolnej.



Rycina 57. Zestawienie wyników parametru F_{max} w zależności od podgrup piaskowanych piaskiem o grubości ziaren 250μ Mucopren Soft w odniesieniu do grupy kontrolnej.



Rycina 58. Zestawienie wyników parametru X_{max} w zależności od podgrup piaskowanych piaskiem o grubości ziaren 500μ Mucopren Soft w odniesieniu do grupy kontrolnej.



Rycina 59. Zestawienie wyników parametru F_{max} w zależności od podgrup piaskowanych piaskiem o grubości ziaren 500μ Mucopren Soft w odniesieniu do grupy kontrolnej.

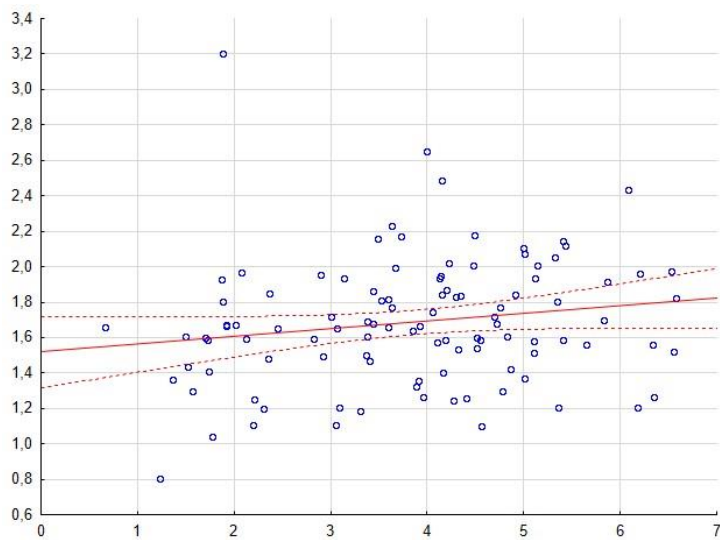
W przypadku parametr X_{max} przy ciśnieniu 3 barów materiał zachowuje rozciągliwość porównywalną do grupy kontrolnej. Przy ciśnieniu 5 barów rozciągliwość maleje wraz ze wzrostem grubości ziarna.

Zestawiając zastosowane piaskowanie zauważamy, że przy grubości ziarna 50 μ uzyskujemy poprawę rozciągliwości materiału. Przy większych grubościach ziarna wykorzystanych w badaniu tendencja odwraca się i elastyczność maleje, uzyskując wyniki poniżej poziomu grupy badanej przy ziarnie piasku 250 μ i ciśnieniu 5 barów.

W przypadku parametru F_{max} sytuacja wygląda całkowicie odmiennie. Zestawiając grupy z piaskowaniem 3 barów podgrupa pierwsza uzyskuje najwyższe wartości adhezji. Wszystkie podgrupy tak zestawione uzyskały poprawę parametru F_{max} .

Przy ciśnieniu 5 barów materiał zachowuje się zupełnie inaczej, ponieważ podgrupy wraz ze wzrostem grubości ziarna tracą siłę adhezji. Zestawiając piaskowanie ziarnem piasku 50 μ i 250 μ uzyskujemy poprawę adhezji. W przypadku podgrup z ziarnem piasku 50 μ lepiej wypadła podgrupa piaskowana w ciśnieniu 3 barów, a w przypadku podgrupy z ziarnem piasku 250 μ piaskowanie w ciśnieniu 5 barów przyniosło wyższe wartości adhezji. Podgrupy piaskowane piaskiem o grubości ziarna 500 μ uzyskiwały gorsze wyniki adhezji w porównaniu do grupy kontrolnej.

Następnie sprawdzono zależności korelacyjne pomiędzy X_{max} a F_{max} (Tabela 82 i 83) (Rycina 60). Obliczenia pokazały brak zależności liniowej i słabą zależność rankingową pomiędzy X_{max} a F_{max} (Tabela 84).



Rycina 60. Linia regresji dla materiału Mucopren Soft $F_{max}(X_{max})$.

Modyfikacja podłoża dosilikonowego ma istotny wpływ na adhezję materiału silikonowego do płytek z PETG, jednakże brak jest liniowego związku między siłą adhezji a sprężystością analizowanego materiału. Siła adhezji nie zależy od wysokości zerwania próbki. Najlepszą siłą adhezji uzyskano przy piaskowaniu 50μ w ciśnieniu 3 barów.

5.4. Charakterystyka rodzajów utraty adhezji

Na końcu zestawiono rodzaje zerwań materiału silikonowego od podłoża wśród przebadanych próbek w całej próbie (Tabela 85,86).

Test χ^2 ($p=0$) pokazuje, że materiały istotnie statystycznie różnią się w kontekście rodzaju zerwania. Materiał w 75,2% decyduje o rodzaju zerwania, pozostałe 24,8% to inne czynniki, których nie badano.

Powyższe informacje pozwalają zaobserwować następujące zależności. Materiał Ufi Gel SC zrywał się głównie adhezyjnie i adhezyjno – kohezyjnie. Materiał Sofreliner Tough S wyłącznie kohezyjnie, a Mucopren Soft prawie wyłącznie adhezyjnie.

Następnie sprawdzono czy rodzaj zerwania jest niezależny od podłoża (Tabela 87).

Test χ^2 ($p=0$) pokazuje, że podłoża istotnie statystycznie różnią się pod kątem rodzaju zerwania. Podłoże w 19,6% decyduje o typie zerwania, pozostałe 80,4% to inne czynniki, których nie badano.

Próbując porównać wpływ piaskowania i ciśnienia na sposób zerwania materiału silikonowego z podłoża należy dokładniej przyglądać się materiałowi Ufi Gel SC, ponieważ materiał Sofreliner Tough S zrywał się czysto kohezyjnie, a materiał Mucopren Soft prawie wyłącznie adhezyjnie (Tabela 88 i 89).

Z przeprowadzonych analiz wnioskujemy, że zerwania głównie adhezyjne występowały w grupach piaskowanych ziarnem 50 μ , zerwania adhezyjno – kohezyjne głównie w podgrupie piaskowanej ziarnem 250 μ w ciśnieniu 3 barów. Wysoki odsetek zerwań adhezyjno-kohezyjnych wystąpił również w podgrupach piaskowanych ziarnem 500 μ .

Następnie przeprowadzono analizę, czy rodzaj zerwania podłoża różnicuje istotnie statystycznie parametry F_{max} i X_{max} w materiale Ufi Gel SC (Tabela 90 i 91).

Z analizy wywnioskowano, że typ zerwania podłoża nie różnicuje istotnie statystycznie parametru X_{max} i F_{max} dla materiału Ufi Gel SC.

Rodzaj zerwania jest niezależny od siły adhezji i elastyczności materiału przy modyfikacji podłoża.

6. Dyskusja

Słaba jakość połączenia adhezyjnego pomiędzy płytą uzupełniania protetycznego a materiałami silikonowym do podścielen miękkich jest przyczyną ich ograniczonego użytkowania (20). Dlatego też, celowe jest badanie technik poprawiających adhezję materiałów silikonowych do różnych rodzajów uzupełnień protetycznego.

Aby rozwiązać ten problem wielu autorów proponuje tak zmodyfikować powierzchnię płyty uzupełnienia protetycznego, aby możliwe było zwiększenie przylegania materiału silikonowego, celem utworzenia dodatkowej retencji mechanicznej (16,19,20,47,54,61,71). Niemniej jednak takie modyfikacje nie zawsze prowadzą do zwiększenia siły wiązania między materiałami (74,76,100–102).

W celu utworzenia trwałego połączenia często stosuje się specjalne środki wiążące, które oddziałują zarówno na płytę uzupełnienia protetycznego, jak i materiał do podścielen miękkich (18,103,104). Środki te stanowią mieszaninę dobranych odpowiednio rozpuszczalników oraz reaktywnych polimerów. Ich działanie odpowiada za podwyższenie zwilżalności powierzchni substratu i zaimpregnowanie wierzchniej warstwy mieszaniną składników polimerowych (18,103,104). Inne środki wiążące to pojedyncze rozpuszczalniki. Ich zadanie to głównie zmatowienie chemiczne powierzchni oraz oczyszczenie jej z zanieczyszczeń. Niestety systemy łączące dodawane do materiałów silikonowych nie spełniają oczekiwań klinicznych i w większości przypadków nie pozwalają osiągnąć połączeniu oczekiwanej żywotności. Dlatego zasadnym jest, aby szukać alternatywnych metod poprawienia retencji poza modyfikacją chemiczną podłoża. Związki chemiczne stosowane wewnątrzustnie muszą spełniać rygorystyczne

wymagania co do biokompatybilności. Muszą wykazywać się trwałością struktury i nietoksycznością w warunkach jamy ustnej. Wprowadzanie nowych związków chemicznych zwiększa ryzyko patologicznej reakcji organizmu na związek chemiczny zastosowany w procedurze modyfikacji podłoża protetycznego. Dlatego zasadnym jest szukanie mechanicznych metod modyfikacji podłoża.

Chladek w swoich opracowaniach podaje trzy metody badania wytrzymałości połączenia podścielenia z materiałem płyty uzupełnienia protetycznego: test zrywania, ścinania i rozciągania (18). Testy te nie odzwierciedlają w pełni klinicznej wytrzymałości połączenia materiałów miękkich z płytą uzupełnienia, pozwalają jedynie na zbadanie tylko jednego typu obciążenia, podczas gdy w warunkach naturalnych każdy materiał podlega ciągle zróżnicowanemu obciążeniu przez zarówno siły żucia jak i inne siły mechaniczne. Jednak metody te są cenne przy porównaniu między sobą wytrzymałości połączenia oraz charakteru powstałych uszkodzeń i zerwań poszczególnych materiałów. Spośród wymienionych metod test na zrywanie wydaje się być najodpowiedniejszym testem za pomocą którego można scharakteryzować właściwości mechaniczne w zakresie poprawy adhezji badanych materiałów. Test ten pozwala badać zarówno zależności w zakresie zerwań adhezyjnych, kohezyjnych oraz mieszanych adhezyjno – kohezyjnych. Norma ISO 10139-2, która precyzuje proces przygotowawczy i przebieg badań w zakresie adhezji materiałów stosowanych do podścieleni miękkich, wskazuje test na zrywanie jako jedyny wiarygodny test pozwalający uzyskać miarodajne wyniki.

Mutluay i wsp. przedstawili badanie opisujące wytrzymałość połączenia na rozciąganie materiałów podścielających z materiałami dedykowanymi do wykonywania płyt ruchomych uzupełnień protetycznych (74). Zastosowano trzy żywice akrylowe o odmiennych sposobach sieciowania. Przeprowadzono również

badanie na rozciąganie materiałów silikonowych, celem sprawdzenia korelacji między wytrzymałością połączenia na rozciąganie, a wytrzymałością materiału. Stwierdzono, że rodzaj zastosowanej żywicy akrylowej nie różnicował średnich wytrzymałości połączenia z materiałem silikonowym. Z badań na zrywanie autorzy wywnioskowali, że jeśli założymy stabilność systemów wiążących w wilgotnym środowisku odpowiadającym środowisku jamy ustnej, to sposobem na poprawę wydajności podścielen jest poprawa własności mechanicznych materiałów podścielających. Wniosek ten może budzić wątpliwość, ponieważ w badaniach własnych udało się uzyskać poprawę siły adhezji przez odpowiednie zmodyfikowanie podłoża protetycznego, nie modyfikując struktury materiałów silikonowych i pozostawiając niezmienione procedury systemów adhezyjnych. Podnosząc fakt, że materiały silikonowe spełniają wymogi stawiane im przez europejskie normy jakości ISO, nie uważam za słuszne modyfikowanie struktury materiałów elastomerowych. Piaskowanie zastosowane w badaniach własnych pozwoliło jednoznacznie poprawić siłę adhezji, a w przypadku materiału Ufi Gel SC również zwiększyć sprężystość materiału.

Kulkarni i wsp. przebadali wpływ sposobu przygotowania powierzchni polimetakrylanu metylu polimeryzowanego na gorąco na wytrzymałość połączenia z materiałem do podścielen miękkich (76). Powierzchnię próbek akrylowych poddano obróbce papierem ściernym. Preparaty z grupy kontrolnej pozostawiono bez dalszej obróbki, a resztę próbek podzielono na dwie grupy. Pierwszą z nich poddano piaskowaniu piaskiem korundowym o grubości ziarna 250 μm pod ciśnieniem 0,62 MPa przez 30 s. Drugą grupę zmodyfikowano wcierając monomer żywicy akrylowej przez 180 s. Na podstawie analizy wyników stwierdzono, że rodzaj zastosowanej obróbki bardzo silnie wpływał na jakość i siłę połączenia obydwu

materiałów. Najwyższe wartości uzyskano dzięki wcieraniu monomeru, a najniższe na skutek piaskowania. Modyfikowanie powierzchni pracy protetycznej za pomocą monomeru, bezpośrednio kontaktującej z błoną śluzową jamy ustnej może wywołać reakcję alergiczną, dlatego badanie zawierające w sobie niespolimeryzowaną frakcję monomeru resztkowego jest nieprzydatne klinicznie. Monomer resztkowy zgodnie z aktualnie obowiązującą wiedzą musi być skutecznie eliminowany, dlatego należy stwierdzić, że piaskowanie jest jedną z bezpiecznych metod poprawy siły adhezji materiałów elastomerowych.

Podobne badania przeprowadził Surapaneni i wsp., wykorzystując dwa materiały silikonowe (Ufi Gel i GC Reline soft) tworząc trzy grupy badane i grupę kontrolną (104). W grupie kontrolnej utworzono połączenie materiałów silikonowych z materiałem akrylowym jedynie za pomocą standardowej procedury przy wykorzystaniu dedykowanego systemu łączącego. Grupy badane posiadały modyfikacje powierzchni płyty akrylowej przy użyciu procedury piaskowania, zwilżania monomerem lub powlekania wytrawiaczem acetonowym. Wyniki uzyskane jednoznacznie wskazywały, że najlepszą poprawę adhezji uzyskiwano przy użyciu procedury zwilżania powierzchni płyty akrylowej monomerem. Następną grupę stanowiły próbki modyfikowane wytrawiaczem acetonowym. W tym badaniu piaskowanie również poprawiało siłę adhezji, ale w najmniejszym stopniu w porównaniu do pozostałych grup badanych i w odniesieniu do grupy kontrolnej. Odnosząc się do tych badań, poprawa adhezji przez modyfikację podłoża za pomocą piaskowania pokrywa się z moimi wynikami. Analizując pozostałe grupy nadal utrzymuję opinię, że użycie monomeru czy wytrawiacza acetonowego w tym przypadku nie powinno być stosowane klinicznie. Podścielając pracę protetyczną materiałem na bazie plastyfikowanych żywic akrylowych po wstępnej polimeryzacji

usuwamy uzupełnienie protetyczne z jamy ustnej pacjenta i umieszczamy w łaźni wodnej na około 30 minut w temperaturze 50 – 60 °C w celu dokończenia procesu polimeryzacji. Taką pracę można dodatkowo umieścić w polimeryzatorze ciśnieniowym pod ciśnieniem 2 barów. Proces ten powtarzamy dwukrotnie, celem redukcji monomeru resztkowego. Tej procedury nie możemy zastosować w przypadku materiały silikonowego, ponieważ materiał ten wiąże w temperaturze pokojowej nie wytwarzając żadnych produktów ubocznych.

Atsu i wsp. zbadali wpływ piaskowania, silanizacji i modyfikacji powierzchni materiału akrylowego krzemionką na siłę adhezji materiałów do podścielęń miękkich i żywic akrylowych (103). Autorzy zbadali wpływ różnych modyfikacji powierzchni próbek sprawdzając wytrzymałość na rozciąganie materiału silikonowego. Użyto pięćdziesiąt prostokątnych próbek żywicy akrylowej składających się z zestawu dwóch bloków akrylowych. Wyniki badań wykazały, że grupa kontrolna dała najwyższe parametry siły zerwania próbek. Najniższe wyniki osiągnięto w grupie badanej modyfikowanej wyłącznie procedurą piaskowania. Z analizy wyników wyciągnięto następujący wniosek: piaskowanie, powlekanie krzemionką i silanem powierzchni materiału akrylowego nie zwiększyło sił adhezji materiału silikonowego do materiału akrylowego. Z wynikiem tych badań i wyciągniętym wnioskiem nie mogę się zgodzić, ponieważ badając trzy różne materiały silikonowe zgodnie z międzynarodową normą ISO uzyskałem całkowicie odmienne rezultaty. W większości grup badanych uzyskałem poprawę adhezji badanych materiałów, zarówno w materiałach typu soft Typ A wg Testu Shore A, jak i materiale typu extra soft Typ B wg Testu Shore A. Moich wniosków nie zmienia fakt, że materiałem używanym w badaniach nie był polimetakrylan metylu tylko PETG. Sposób zachowania się obu materiałów wobec systemów łączących materiałów

stosowanych do podścielców miękkich jest podobny, ze względu na to, że oba związki są polimerami.

Ozdogan i wsp. również sprawdzał poprawę siły adhezji materiałów akrylowych do materiałów silikonowych poprzez modyfikacje podłoża (105). Grupy badane stanowiły modyfikacje za pomocą piaskowania piaskiem o grubości ziarna 50 μ , matowienie powierzchni materiału akrylowego wiertłem diamentowym, wiercenie wiertłem otworów retencyjnych dla materiały silikonowego oraz trawienie 37% kwasem ortofosforowym. Wynik pokazał, że modyfikacje mechaniczne poprawiały nieznacznie siłę adhezji, najsilniej grupa stanowiąca próbki badane modyfikowane poprzez matowienie powierzchni materiału akrylowego wiertłem diamentowym. W przypadku kwasu ortofosforowego nie otrzymano żadnego efektu poprawy adhezji.

Akin i wsp. badali matowienie powierzchni PMMA przy pomocy różnych typów laserów stosowanych w stomatologii oraz piaskowania (100). W swoich wnioskach wskazali, że laser Er:Yag najskuteczniej modyfikował powierzchnię materiału akrylowego i najskuteczniej poprawiał adhezję, przy czym procedura piaskowania piaskiem o ziarnistości 50 μ pod ciśnieniem 2 barów pogarszała adhezję w badanych grupach. Obrazy z mikroskopu elektronowego pozwoliły stwierdzić nieznaczną modyfikację podłoża akrylowego o charakterze licznych zarysowań powierzchni akrylowej. Podobne badania przeprowadzili Korkmaz i wsp. uzyskują analogiczne wnioski (106). Tutaj również Er:Yag najskuteczniej modyfikował powierzchnię materiału akrylowego i poprawiał adhezję, przy czym procedura piaskowania pogarszała adhezję w badanych grupach. Akin i wsp. ponownie zmierzili się z problemem modyfikacji mechanicznej powierzchni materiału PMMA, celem poprawy adhezji do materiałów silikonowych (101). Przebadali cztery

rozmiary piasku: 50 μ , 60 μ , 120 μ i 250 μ . W efekcie uzyskali wyniki, w których największe siły zrywania stwierdzali przy grubości piasku na poziomie 250 μ . Najgorsze wyniki dawała im grupa piaskowana ziarnem piasku 50 μ . Analizując metody przygotowania próbek może zastanowić fakt krótkiego czasu piaskowania próbek. Należałoby zapytać, czy 10 sekund to wystarczający czas na dokładne i skuteczne przygotowanie powierzchni materiału. Dodatkowo krótki czas postarzania próbek mógł również wpłynąć na efekt końcowy badania. Porównując tygodniowy czas zanurzenia próbek do 30 – dniowego czasu zgodnie z normą ISO 10139 - 2 może powodować, że wyniki cytowanych autorów i własne mogą się od siebie różnić.

Swapna i wsp. badali ocenę wpływu czystego piaskowania na siłę wiązania materiałów silikonowych do materiału akrylowego (102). Trzy typy materiałów silikonowych, w tym materiał miękki z grupy A (RTV) GC Soft Liner. Preparaty podzielono na 3 grupy, w których zastosowano piaskowanie o grubości ziarna 50 μ , 150 μ , 250 μ i porównano do grupy kontrolnej w której nie modyfikowano powierzchni za pomocą piaskowaniem. Z badania wyciągnięto następujące wnioski. Grupy badane uzyskały mniejszą wartość siły na zrywanie po piaskowaniu, niezależnie od użytego do badania materiału. Wyniki nie pokrywają się z obserwacjami własnymi. Zasadnym jest zapytać, czy ciśnienie użyte do piaskowania próbek było wystarczające i czy nie należało rozważyć powiększenia badania o dodatkowe grupy z różnym piaskowaniem. Przytaczając powyższe badania można wysnuć wniosek, że materiał akrylowy zachowuje się odmiennie od materiału z PETG. Nawiązując do budowy płytki obturującej można wnioskować, że obróbka mechaniczna materiału PETG znacząco poprawia przeżywalność połączenia materiału silikonowego do podstawy płytki obturującej zbudowanej z folii

termoplastycznej. Działa to na niekorzyść materiału akrylowego, który musi zostać poddany modyfikacji chemicznej poprzez np. wtarcie monomeru w płytę płytki obturującej celem poprawy adhezji systemów łączących materiału silikonowego.

Analizując dostępne piśmiennictwo nie udało się autorowi odnaleźć publikacji, w których inni autorzy przeprowadzaliby badania modyfikacji materiału PETG, próbując poprawić mechanicznie adhezję do materiałów silikonowych stosowanych do podścieleń miękkich. Należy podkreślić fakt, że silikonowe materiały podścielające wypierają tradycyjne materiały podścielające na bazie akrylu.

7. Wnioski

1. Piaskowanie poprawia adhezję między wybranymi silikonami podścielającymi a politereftalanem etylenu.

2. Najkorzystniejsze wyniki uzyskano stosując do piaskowania ziarna tlenku glinu o grubości 50 μ i ciśnienie 3 barów dlatego ww. parametry powinny być zalecane w celu poprawienia siły połączenia między przebadanymi silikonami podścielającymi a politereftalanem etylenu.

8. Streszczenie

Choroba nowotworowa w zakresie masywu szczękowo-twarzowego wiąże się często z zabiegiem operacyjnym podczas, którego dochodzi do powstania ubytku tkanek twardych i miękkich. Ubytki te często tworzą połączenia jamy ustnej z jamą nosową. W tej sytuacji jedną z metod leczenia jest wykonanie protetycznej płytki obturującej.

Celem pracy była ocena wpływu piaskowania na adhezję między wybranymi silikonami podścielającymi a politereftalanem etylenu oraz próba jednoznacznego wyznaczenia parametrów potrzebnych do aktywacji powierzchni politereftalanu etylenu za pomocą piaskowania przed podścieleniem miękkimi materiałami silikonowymi.

Materiałem do badań były płytki termoplastyczne (PETG) Erkodur (Erkodent, Niemcy) o grubości 3,0 mm, oraz trzy materiały miękkie z grupy elastomerów silikonowych addycyjnych tj. Mucopren Soft (Kettenbach, Niemcy), Sofreliner Tough S (Tokuyama, Japonia), Ufi Gel SC (Voco, Niemcy), a także standardowy piasek (tlenek glinu) o następujących średnicach ziaren: 50 μ , 250 μ i 500 μ . Badanie zostało przeprowadzone zgodnie z normą ISO 10139 - 2:2016(E).

Zaplanowano 21 grup (3 grupy kontrolne i 18 badanych) ze względu na zastosowanie różnych silikonów podścielających, średnic ziaren piasku oraz ciśnienia w czasie piaskowania. W każdej grupie znajdowało się po 15 próbek.

Ogólna analiza wszystkich próbek wykazała, że cechy materiałów silikonowych tj. rozciągliwość, siła wiązania do podłoża w grupach są znacząco różne. Z ogólnej analizy statystycznej w grupach trzech materiałów silikonowych

wynika, że modyfikacja podłoża nie zmieniła w sposób radykalny wartości siły zrywania i rozciągliwości badanych materiałów silikonowych.

Wyniki uzyskane dla materiału Ufi Gel SC wykazały, że w przypadku X max wszystkie badane podgrupy wykazały większą rozciągliwość próbek względem podgrupy kontrolnej, przy czym podgrupa pierwsza (3 bary i 50 μ) ma największą rozciągliwość względem pozostałych podgrup badanych. Parametr F max zachowuje się podobnie jak X max. Modyfikacja podłoża podniosła wartości siły zerwania próbki i jej rozciągliwości.

Wyniki uzyskane dla materiału Sofreliner Tough S wykazały, że w przypadku parametru X max wyniki wszystkich przebadanych podgrup praktycznie nie różnią się od podgrupy kontrolnej. Podobna sytuacja występuje przy parametrze F max. Wszystkie badane podgrupy wykazały zbliżoną rozciągliwość próbek względem podgrupy kontrolnej.

Wyniki uzyskane dla materiału Mucopren Soft wykazały, że w przypadku X max pierwsze trzy badane podgrupy wykazały większą rozciągliwość próbek względem podgrupy kontrolnej, przy czym podgrupa druga ma największą rozciągliwość względem pozostałych podgrup badanych. W przypadku parametru F max wszystkie badane podgrupy wykazały większą siłę zerwania próbek względem podgrupy kontrolnej, przy czym podgrupa pierwsza ma największą adhezję do podłoża względem pozostałych podgrup badanych.

Na podstawie zebranych danych wyciągnięto następujące wnioski:

1. Piaskowanie poprawia adhezję między wybranymi silikonami podścielającymi a politereftalanem etylenu.

2. Najkorzystniejsze wyniki uzyskano stosując do piaskowania ziarna tlenku glinu o grubości 50 μ i ciśnienie 3 barów dlatego ww. parametry powinny być

zalecane w celu poprawienia siły połączenia między przebadanymi silikonami podścielającymi a politereftalanem etylenu.

9. Summary

Neoplasma in the maxillofacial structures is usually associated with surgery during which loss of hard and soft tissues occurs. These defects often form the junction of the mouth with the nasal cavity. In this situation, one of the methods of treatment is the performance of a prosthetic obturator.

The aim of the study was to evaluate the effect of sandblasting on adhesion between selected silicone soft liners and polyethylene terephthalate and also an attempt to determine the parameters for the activation of the surface of polyethylene terephthalate by sandblasting before relining with soft silicone liners.

The material for testing was a thermoplastic plates (PETG) Erkodur (Erkodent, Germany) with a thickness of 3.0 mm, and three soft liners from the group of addition silicones, i.e. Mucopren Soft (Kettenbach, Germany), Sofreliner Tough S (Tokuyama, Japan), Ufi Gel SC (Voco, Germany), as well as standard sand (aluminum oxide) with the following grain diameters: 50 μ , 250 μ and 500 μ . The test was carried out in accordance with ISO 10139-2: 2016 (E).

Twenty one groups were planned (3 control groups and 18 test groups) due to the use of various silicones, sand grain diameters and sandblasting pressures. There were 15 samples in each group.

A general analysis of all samples showed that the characteristics of silicone materials, i.e. stretchability, strength of bonding to the background in groups are significantly different. From the general statistical analysis in the groups of three silicone materials, it follows that the modification of the substrate did not radically change the value of breaking force and extensibility of the silicone materials tested.

Analysis of data obtained from Ufi Gel SC showed that in the case of X max all examined subgroups showed greater extensibility of the samples relative to the

control subgroup, with the first subgroup (3 bars and 50 μ) having the highest extensibility with respect to the remaining tested subgroups. The F max parameter behaves like X max. The modification of the substrate increased the values of the breaking force of the sample and its extensibility.

Analysis of data obtained from Sofreliner Tough S showed that in the case of the X max parameter, the results of all examined subgroups are practically no different from the control subgroup. A similar situation occurs with the parameter F max. All examined subgroups showed similar extensibility of the samples relative to the control subgroup.

Analysis of data obtained from Mucopren Soft showed that in the case of X max, the first three examined subgroups showed greater extensibility of the samples relative to the control subgroup, while the second subgroup has the highest extensibility with respect to the remaining subgroups of the examined. In the case of the F max parameter, all examined subgroups showed a greater breaking force of the samples relative to the control subgroup, with the first subgroup having the greatest adhesion to the substrate relative to the remaining tested subgroups.

After collecting all data, the following conclusions were made:

1. Sandblasting procedure improves adhesion between selected silicone soft liners and polyethylene terephthalate.

2. The best results have been obtained using 50 μ of aluminum sand grains and a pressure of 3 bars. This parameters should be recommended to improve the bond strength between the tested soft silicone liners and polyethylene terephthalate.

10. Piśmiennictwo

1. Wojciechowska U., Olasek P., Czauderna K. JD. Nowotwory złośliwe w Polsce w 2014. Minist Zdrowia [Internet]. 2016 [cited 2018 Mar 17]; Available from: <http://onkologia.org.pl/wp-content/uploads/Nowotwory2014.pdf>
2. Bogucki Z., Więckiewicz W. Płytki obturująca – proteza stosowana w rehabilitacji pacjentów po zabiegach chirurgicznych. *Prot. Stom.* 2002;LII(4):234–7.
3. Spiechowicz E. *Protetyka stomatologiczna*. Sixth edit. Warszawa: PZWL; 2013.
4. Płonka B. i wsp. *Protetyka stomatologiczna. Protezy całkowite*. Wrocław: Urban & Partner; 1997.
5. Bogucki Z., Więckiewicz W. Tworzywa elastyczne w protetyce konwencjonalnej i pooperacyjnej. *Nowe Technol w protetyce Stomatol.* 2006;93–101.
6. Raszewski Z. Materiały termoformowalne w stomatologii. *Nowocz Tech dentystyczny.* 2015;1:83.
7. Więckiewicz W., Bogucki Z. Rodzaje obturatorów i materiałów miękkich stosowanych w protetyce pooperacyjnej. *Prot Stom.* 2006;LVI(3):233–7.
8. El-Fol H.A, Noman S.A, Beheiri M.G, Khalil A.M, Kamel M.M. Significance of post-resection tissue shrinkage on surgical margins of oral squamous cell carcinoma. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2015 May;43(4):475–82.
9. Mistry R.C, Qureshi S.S, Kumaran C. Post-resection mucosal margin shrinkage in oral cancer: Quantification and significance. *J Surg Oncol.* 2005 Aug 1;91(2):131–3.
10. Biliszczuk J., Zeńczak-Więckiewicz D., Panek H. Wykorzystanie różnego typu materiałów wyścielających w leczeniu protetycznym pacjentów po zabiegach operacyjnych usunięcia nowotworów szczęki. Vol. 80, *Prace Naukowe Instytutu Budownictwa Politechniki Wrocławskiej. Konferencje. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej*; 2002. 227-230 p.
11. Więckiewicz W. Badania doświadczalne, laboratoryjne i kliniczne najnowszych elastomerów silikonowych stosowanych do podścielania protez pooperacyjnych

- szczęki. Rozprawa habilitacyjna. Katowice: Śląska Akademia Medyczna w Katowicach; 2003.
12. Majewski S.W., Pryliński M. Materiały i technologie współczesnej protetyki stomatologicznej. First Edit. Lublin: Czelej Sp. z o.o.; 2013.
 13. Dorocka-Bobkowska B., Medynski D., Prylinski M. Recent Advances in Tissue Conditioners for Prosthetic Treatment. A review. *Adv Clin Exp Med.* 2017 Jun 27;26(4):723–8.
 14. Palla E.S, Karaoglani E., Naka O., Anastassiadou V. Soft denture liners' effect on the masticatory function in patients wearing complete dentures: A systematic review. *J Dent.* 2015 Dec;43(12):1403–10.
 15. Emami E., Kabawat M., Rompre P.H., Feine J.S. Linking evidence to treatment for denture stomatitis: A meta-analysis of randomized controlled trials. *J Dent.* 2014 Feb;42(2):99–106.
 16. Saraç Y.S., Başoğlu T., Ceylan G.K., Saraç D., Yapici O. Effect of denture base surface pretreatment on microleakage of a silicone-based resilient liner. *J Prosthet Dent.* 2004 Sep 1;92(3):283–7.
 17. León B.L.T., Del Bel Cury A.A., Rodrigues Garcia R.C.M. Water sorption, solubility, and tensile bond strength of resilient denture lining materials polymerized by different methods after thermal cycling. *J Prosthet Dent.* 2005 Mar 1;93(3):282–7.
 18. Chladek G. Materiały nanokompozytowe ulepszone nanosrebrem na długoczasowe miękkie podścielenia protez stomatologicznych. 2012;3(9).
 19. Żmudzki J. Uwarunkowania materiałowe wydolności czynnościowej całkowitych osiadających protez zębowych. Volume 4 (10) 2012
 20. Mutluay M.M., Oguz S., Fløystrand F., Saxegaard E., Dogan A., Bek B., et al. A prospective study on the clinical performance of polysiloxane soft liners: one-year results. *Dent Mater J.* 2008;27(3):440–7.
 21. Koczorowski P. Zastawowanie elastycznych materiałów do podścielen protez rychnomych w leczeniu bezzębnych pacjentów w wieku podeszłym. Vol. 78, *Nowiny*

- Lekarskie. 2009. 3-4 p.
22. Fujiwara K., Fukuhara T., Niimi K., Sato T., Kataoka H., Kitano H., et al. Mechanical evaluation of newly developed mouthpiece using polyethylene terephthalate glycol for transoral robotic surgery. *J Robot Surg.* 2015 Dec;9(4):347–54.
 23. Qudah S., Harrison A., Huggett R. Soft lining materials in prosthetic dentistry: a review. *Int J Prosthodont.* 1990;3(5):477–83.
 24. Żmudzki J., Chladek G., Kasperski J. Biomechanical factors related to occlusal load transfer in removable complete dentures. *Biomech Model Mechanobiol.* 2015;
 25. Jankowska J. Zastosowanie polichloru winylu do zakotwiczenia protezy całkowitej przy ubytkach podniebienia. *Czas Stomat.* 1960;13:12,853.
 26. Cichowski R., Bielski J. Szybkopolimeryzujące masy akrylowe dla celów protetycznych. *Czas Stomat.* 1961;14:33.
 27. Lammie G.A., Storer R. A preliminary report on resilient denture plastics. *J Prosthet Dent.* 1958;8(3):411–24.
 28. Chase W. Tissue conditioning utilizing dynamic adaptive stress. *J Prosthet Dent.* 1961;11:804.
 29. Storer R. Resilient denture base materials. *Brit Dent J.* 1962;113:195–203.
 30. Sauer J. A clinical evaluation of Silastic 390 as a lining material for dentures. *J Prosthet Dent.* 1966;4:650.
 31. Schmidt W., Smith D.E. A six year retrospective study of Moloplast B lined dentures Part I : Patient response. *J Prosthet Dent.* 1983;3:308.
 32. Schmidt W. Laboratory management of Molloblast B lined dentures. *J Prosthet Dent.* 1986;1:113.
 33. Craig R.G., Powers J.M., Wataha J.C. *Materiały stomatologiczne. Seventh Ed.* Łódź: Urban & Partner; 2005.
 34. Majewski S.W. *Podstawy protetyki w praktyce lekarskiej i technice dentystycznej. First Edit.* Kraków: Wydawnictwo Stomatologiczne SZS-W; 2000.
 35. Combe E.C. *Wstęp do materiałoznawstwa stomatologicznego. First Edit.* Warszawa:

- Sanmedica; 1997.
36. Craig R.G. Materiały stomatologiczne. First Edit. Wrocław: Urban & Partner; 2008.
 37. Kulczyńska J., Szymańska-Kozula R. Elastyczne materiały do podścielania protez. *Porad Stomatol.* 2010;10:356–60.
 38. Raszewski Z. Nowe spojrzenie na tworzywa akrylowe. Katowice: Elamed; 2009.
 39. Pączkowski J. Fotochemia polimerów. Teoria i zastosowanie. Toruń: Wydawnictwo Naukowe Uniwersytetu Mikołaja Kopernika; 2003.
 40. Łużny W. Wstęp do nauki o polimerach. Kraków: BG AGH; 2008.
 41. Kasperski J., Chladek W., Karasiński A. Laboratoryjna ocena zmian właściwości materiału elastyfikowanego Softorex. *Prot Stom.* 2000;50(5):293–5.
 42. Wilson H., McLean J., Brown D. Materiały stomatologiczne i ich kliniczne zastosowanie. First Edit. Warszawa: Sanmedica Sp. z o.o.; 1995.
 43. Florjańczyk Z., Penczek S. Chemia polimerów. Warszawa: Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej; 1995.
 44. Ciechowicz B. Uwagi na temat rehabilitacji protetycznej pacjentów z ubytkami powłok twarzy. *Prot Stom.* 1985;35(1):61.
 45. Raszewski Z., Zabojszcz W. Masy wyciskowe i gipsy. Katowice: Elamed; 2010.
 46. Rościszewski P., Zielecka M. Silikony: właściwości i zastosowanie. Warszawa: Wydawnictwa Naukowo-Techniczne; 2002.
 47. Frączak B., Aleksandruk G., Żwir M., Tutak M. Badanie adhezji pomiędzy materiałem twardym a miękkim w protezach płytowych. *Prot Stom.* 2001;LI(1):42–6.
 48. Braden M., Elliott J.C. Characterization of the Setting Process of Silicone Dental Rubbers. *J Dent Res.* 1966 Jul 8;45(4):1016–23.
 49. McCabe J.F. Soft lining materials: composition and structure. *J Oral Rehabil.* 1976 Jul;3(3):273–8.
 50. Bogucki Z., Nowakowska D., Sobolewska A. Wpływ budowy chemicznej miękkich mas wyścielających na siłę połączenia z płytą protezy. *Prot Stom.* 2003;53(5):298–301.

51. Hashem M.I. Advances in Soft Denture Liners: An Update. *J Contemp Dent Pract.* 2015;16(4):314–8.
52. Tata S., Nandeeshwar D.B. A clinical study to evaluate and compare the masticatory performance in complete denture wearers with and without soft liners. *J Contemp Dent Pract.* 2012 Nov 1;13(6):787–92.
53. Chladek G., Kasperski J., Barszczewska-Rybarek I., Zmudzki J. Sorption, solubility, bond strength and hardness of denture soft lining incorporated with silver nanoparticles. *Int J Mol Sci.* 2013 Dec 27;14(1):563–74.
54. Kim B-J, Yang H-S, Chun M-G, Park Y-J. Shore hardness and tensile bond strength of long-term soft denture lining materials. *J Prosthet Dent.* 2014 Nov;112(5):1289–97.
55. Mese A., Guzel K.G. Effect of storage duration on the hardness and tensile bond strength of silicone- and acrylic resin-based resilient denture liners to a processed denture base acrylic resin. *J Prosthet Dent.* 2008 Feb;99(2):153–9.
56. Frączak B.A, Aleksandruk G., Grabikowska-Prowans K., Światłowska-Bajzert M. Badania in vitro zmian masy i sorpcji wody w funkcji czasu dla materiałów Vertex Soft i Molloplast B - FBC. *Dent Forum.* 2009;37(1):31–4.
57. Rafał B. Wpływ środków dezynfekujących na fizykochemiczne właściwości wybranych miękkich mas wyścielających. 2008;
58. Broek R., Koczorowski R., Rogalewicz R., Voelkel A., Czarnecka B., Nicholson J.W. Effect of denture cleansers on chemical and mechanical behavior of selected soft lining materials. *Dent Mater.* 2011 Mar;27(3):281–90.
59. Bulad K., Taylor R.L., Verran J., Fraser McCord J. Colonization and penetration of denture soft lining materials by *Candida albicans*. *Dent Mater.* 2004 Feb;20(2):167–75.
60. Mack P.J. Denture soft lining materials: clinical indications. *Aust Dent J.* 1989 Oct;34(5):454–8.
61. Krishnamurthy S., Hallikerimath R.B. An In-vitro Evaluation of Retention,

- Colonization and Penetration of Commonly Used Denture Lining Materials By *Candida albicans*. *J Clin DIAGNOSTIC Res*. 2016 Oct;10(10):ZC84-ZC88.
62. Pisani M.X., Malheiros-Segundo A. de L., Balbino K.L, Souza R. de F., Paranhos H.de F.O., Lovato da Silva C.H. Oral health related quality of life of edentulous patients after denture relining with a silicone-based soft liner. *Gerodontology*. 2012 Jun;29(2):e474–80.
 63. Kimoto S., Yamamoto S., Shinomiya M., Kawai Y. Randomized controlled trial to investigate how acrylic-based resilient liner affects on masticatory ability of complete denture wearers. *J Oral Rehabil*. 2010 Feb 22;37(7):553–9.
 64. Kimoto S., Kimoto K., Gunji A., Kawai Y., Murakami H., Tanaka K., et al. Clinical effects of acrylic resilient denture liners applied to mandibular complete dentures on the alveolar ridge. *J Oral Rehabil*. 2007 Nov;34(11):862–9.
 65. Kucharski Z., Rolski D. Zastosowanie kliniczne materiałów elastycznych do podścielen ruchomych uzupełnień protetycznych. *Prot Stom*. 2011;61(3):234–40.
 66. Więckiewicz W., Maczura-Sokalska J., Kalecińska E. Wstępna rehabilitacja pacjentki po zabiegu usunięcia nowotworu na granicy podniebienia twardego i miękkiego. *Prot Stom*. 2009;59(2):115–8.
 67. Chladek G., Żmudzki J., Kasperski J. Long-Term Soft Denture Lining Materials. *Materials (Basel)*. 2014;
 68. Nevzatoğlu E.U., Özcan M., Kulak-Ozkan Y., Kadir T. Adherence of *Candida albicans* to denture base acrylics and silicone-based resilient liner materials with different surface finishes. *Clin Oral Investig*. 2007 Jul 31;11(3):231–6.
 69. Mante F.K., Mante M.O., Petropolous V.C. In Vitro Changes in Hardness of Sealed Resilient Lining Materials on Immersion in Various Fluids. *J Prosthodont*. 2008 Jul 1;17(5):384–91.
 70. Lima J.F.M., Maciel J.G., Hotta J., Vizoto A.C.P., Honório H.M., Urban V.M., et al. Porosity of temporary denture soft liners containing antifungal agents. *J Appl Oral Sci*. 2016 Oct;24(5):453–61.

71. Gedik H., Ozkan Y.K. The effect of surface roughness of silicone-based resilient liner materials on the adherence of *Candida albicans* and inhibition of *Candida albicans* with different disinfectants. *Oral Health Prev Dent*. 2009;7(4):347–53.
72. Skupien J.A., Valentini F., Boscato N., Pereira-Cenci T. Prevention and treatment of *Candida* colonization on denture liners: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2013 Nov;110(5):356–62.
73. Iqbal Z., Zafar M.S. Role of antifungal medicaments added to tissue conditioners: A systematic review. *J Prosthodont Res*. 2016 Oct;60(4):231–9.
74. Mutluay M.M., Ruyter I.E. Evaluation of bond strength of soft relining materials to denture base polymers. *Dent Mater*. 2007 Nov;23(11):1373–81.
75. Meşe A., Güzel K.G., Uysal E. Effect of storage duration on tensile bond strength of acrylic or silicone-based soft denture liners to a processed denture base polymer. *Acta Odontol Scand*. 2005 Feb;63(1):31–5.
76. Kulkarni R.S., Parkhedkar R. The effect of denture base surface pretreatments on bond strengths of two long term resilient liners. *J Adv Prosthodont*. 2011 Mar 1;3(1):16.
77. Meththananda I.M, Parker S., Patel M.P., Braden M. The relationship between Shore hardness of elastomeric dental materials and Young's modulus. *Dent Mater*. 2009 Aug;25(8):956–9.
78. Mancuso D.N., Goiato M.C., Zuccolotti B.C.R., Moreno A., dos Santos D.M., Pesqueira A.A. Effect of thermocycling on hardness, absorption, solubility and colour change of soft liners. *Gerodontology*. 2012 Jun;29(2):e215–9.
79. Tari B.F., Nalbant D., Dogruman A.I .F., Kustimur S. Surface roughness and adherence of *Candida albicans* on soft lining materials as influenced by accelerated aging. *J Contemp Dent Pract*. 2007 Jul 1;8(5):18–25.
80. Pavan S., Dos Santos P.H., Filho J.N.A., Spolidorio D.M.P. Colonisation of soft lining materials by micro-organisms. *Gerodontology*. 2010 Sep 1;27(3):211–6.
81. Boscato N., Radavelli A., Faccio D., Loguercio A.D. Biofilm formation of *Candida*

- albicans* on the surface of a soft denture-lining material. Gerodontology. 2009 Sep 1;26(3):210–3.
82. Yanikoglu N.D., Duymus Z.Y. Comparative Study of Water Sorption and Solubility of Soft Lining Materials in the Different Solutions. Dent Mater J. 2004;23(2):233–9.
 83. Goiato M.C., Falcón-Antenucci R.M., Santos D.M. dos Pellizzer E.P. Evaluation of hardness and color stability in the soft lining materials after thermocycling and chemical polishing. Acta Odontol Latinoam. 2009;22(1):63–8.
 84. Oguz S., Mutluay M.M., Dogan O.M., Bek B. Color Change Evaluation of Denture Soft Lining Materials in Coffee and Tea. Dent Mater J. 2007;26(2):209–16.
 85. Imirzalioglu P., Karacaer O., Yilmaz B., Ozmen Msc. I. Color Stability of Denture Acrylic Resins and a Soft Lining Material Against Tea, Coffee, and Nicotine. J Prosthodont. 2010 Feb;19(2):118–24.
 86. Attard N.J., David L.A., Zarb G.A. Immediate loading of implants with mandibular overdentures: one-year clinical results of a prospective study. Int J Prosthodont.;18(6):463–70.
 87. Jin C., Nikawa H., Makihira S., Hamada T., Furukawa M., Murata H. Changes in surface roughness and colour stability of soft denture lining materials caused by denture cleansers. J Oral Rehabil. 2003 Feb 1;30(2):125–30.
 88. Handa R.K., Jagger D.C., Vowles R.W. Denture Cleansers, Soft Lining Materials and Water Temperature:What is the Effect? Prim Dent Care. 2008 Apr 1;15(2):53–8.
 89. Leite V.M.F., Pisani M.X., Paranhos H.F.O., Souza R.F., Silva-Lovato C.H. Effect of ageing and immersion in different beverages on properties of denture lining materials. J Appl Oral Sci. 2010;18(4):372–8.
 90. Goiato M.C., Zuccolotti B.C.R., Moreno A., dos Santos D.M., Pesqueira A.A., de Carvalho Dekon S.F. Colour change of soft denture liners after storage in coffee and coke. Gerodontology. 2011 Jun;28(2):140–5.
 91. Karasiński A. Protezy całkowite. Katowice: Śląska Akademia Medyczna w Katowicach; 2000.

92. Więckiewicz W., Płonka B. Zmiana grubości płytki obturującej z tworzywa termoplastycznego Erkocryl w uzależnieniu od wgłębnego formowania, materiały V Konferencji "Biomateriały i mechanika w stomatologii." In: Biomateriały i mechanika w stomatologii. Katowice; 2002. p. 361–6.
93. Więckiewicz W. Badania nasiąkliwości wybranych elastomerów silikonowych stosowanych do podścielania protez pooperacyjnych. Prot Stom. 2006;LVI(1):54–8.
94. Vanderveken O.M., Van de Heyning P., Braem M.J. Retention of mandibular advancement devices in the treatment of obstructive sleep apnea: an in vitro pilot study. Sleep Breath. 2014 May;18(2):313–8.
95. Shrestha B., Hughes E.R., Kumar Singh R., Suwal P., Parajuli P.K., Shrestha P., et al. Fabrication of Closed Hollow Bulb Obturator Using Thermoplastic Resin Material. Case Rep Dent. 2015;2015:504561.
96. Ćwiek-Ludwicka K. Politereftalan etylenu (PET) : aspekty zdrowotne i zastosowanie do pakowania żywności - Ćwiek-Ludwicka, Kazimiera - FBC. Rocz PZH. 2003;54(2):175–82.
97. Begley T.H., Hollifield H.C. Evaluation of polyethylene terephthalate cyclic trimer migration from microwave food packaging using temperature-time profiles. Food Addit Contam. 1990 May;7(3):339–46.
98. Ashby R. Migration from polyethylene terephthalate under all conditions of use. Food Addit Contam. 1988 Jan;5(sup001):485–92.
99. International Organization for Standardization. ISO 10139-2:2016 - Dentistry -- Soft lining materials for removable dentures -- Part 2: Materials for long-term use [Internet]. 2016 [cited 2018 Mar 17]. Available from: <https://www.iso.org/standard/70317.html>
100. Akin H., Tugut F., Mutaf B., Guney U., Ozdemir A.K. Effect of sandblasting with different size of aluminum oxide particles on tensile bond strength of resilient liner to denture base. Cumhuriyet Dent J. 2011;14(1):5–11.
101. Akin H., Tugut F., Mutaf B., Akin G., Ozdemir A.K. Effect of different surface

- treatments on tensile bond strength of silicone-based soft denture liner. *Lasers Med Sci.* 2011 Nov 21;26(6):783–8.
102. Swapna C., Hareesh M.T., Renjith M., Ahmed A., Abraham I.A., Gopinathan M. An Evaluation of the Effect of Surface Treatment on the Bond Strength of Soft Denture Liners. *J Int Oral Heal.* 2016;8(9):922–6.
103. Atsu S., Keskin Y., Atsu S., Keskin Y. Effect of silica coating and silane surface treatment on the bond strength of soft denture liner to denture base material. *J Appl Oral Sci.* 2013 Jul;21(4):300–6.
104. Surapaneni H., Ariga P., Haribabu R., Ravi Shankar Y., Kumar V.H.C., Attili S. Comparative Evaluation of Tensile Bond Strength between Silicon Soft Liners and Processed Denture Base Resin Conditioned by Three Modes of Surface Treatment: An Invitro Study. *J Indian Prosthodont Soc.* 2013 Sep;13(3):274–80.
105. Özdoğan A., Bayindir F., Ulu H. Bond strength of soft lining materials to polyanide denture materials. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 2017 Apr 16;34–34.
106. Korkmaz F.M., Bagis B., Özcan M., Durkan R., Turgut S., Ates S.M. Peel strength of denture liner to PMMA and polyamide: laser versus air-abrasion. *J Adv Prosthodont.* 2013 Aug;5(3):287.

11. Spis rycin

Rycina 1. Wzór chemiczny metakrylanu metylu.	8
Rycina 2. Wzór chemiczny dwumetakrylanu glikolu.	9
Rycina 3. Wzór chemiczny dwuwinylobenzolu.	9
Rycina 4. Wzór chemiczny hydrochinonu.	9
Rycina 5. Inicjacja reakcji rozkładu nadtlenu i reakcja z cząsteczką monomeru.	10
Rycina 6. Propagacja reakcji z kolejnymi cząsteczkami monomeru - tworzy się polimer.	11
Rycina 7. Terminacja reakcji, sparowanie dwóch wolnych rodników.	11
Rycina 8. Położenie monomerów względem siebie w strukturze kopolimeru.	11
Rycina 9. Wzór chemiczny ftalanu dwuoktylu.	12
Rycina 10. Wzory chemiczne cząsteczek siloksanu i polimetylosiloksanu.	13
Rycina 11. Kontrolowana kondensacja hydrolytyczna chlorosilanów (w obecności wody).	13
Rycina 12. Metoda otrzymywania polisiloksanów z otwarciem pierścienia cyklicznych siloksanów.	14
Rycina 13. Schemat przebiegu reakcji chemicznej wiązania mas addycyjnych.	14
Rycina 14. Schemat przebiegu reakcji chemicznej wiązania mas kondensacyjnych.	14
Rycina 15. Zdjęcia przedstawiające kliniczne zastosowanie płytki obturującej u pacjenta po resekcji podniebienia.	33
Rycina 16. Wzór chemiczny politereftalanu etylenu.	35
Rycina 17. Schemat otrzymywania PET z kwasu tereftalowego i glikolu etylenowego.	36
Rycina 18. Schemat przebiegu reakcji estryfikacji kwas tereftalowego.	36
Rycina 19. Schemat przebiegu reakcji chemicznej oddestylowania glikolu etylenowego.	37
Rycina 20. Schemat przebiegu pierwszego etapu syntezy transestryfikacji kwasu tereftalowego	37
Rycina 21. Schemat przebiegu drugiego etapu syntezy transestryfikacji kwasu tereftalowego przy pomocy	38
Rycina 22. Schemat konstrukcji próbki do badań zamontowanej w maszynie wytrzymałościowej.	40
Rycina 23. Zestawienie graficzne opracowanych grup do badania.	42
Rycina 24. Zestawienie wyników parametru X max w zależności od przebadanych materiałów (1. Ufi Gel SC, 2. Sofreliner Tough S, 3. Mucopren Soft).	50
Rycina 25. Zestawienie wyników parametru F max w zależności od przebadanych materiałów (1. Ufi Gel SC, 2. Sofreliner Tough S, 3. Mucopren Soft).	50
Rycina 26. Zestawienie wyników parametru X max w zależności od zbadanego materiału (1. Ufi Gel SC, 2. Sofreliner Tough S, 3. Mucopren Soft) po zlogarytmowaniu.	52

Rycina 27. Zestawienie wyników parametru F max w zależności od zbadanego materiału (1. Ufi Gel SC, 2. Sofreliner Tough S, 3. Mucopren Soft) po zlogarytmowaniu.	52
Rycina 28. Wykres obrazujący linię regresji F max (X max).	53
Rycina 29. Wykres obrazujący funkcję eksponencjalną wszystkich wyników F max (X max).	53
Rycina 30. Wykres obrazujący analizę dyskryminacji (rozdziela grupy materiałów): niebieski – Ufi Gel SC, czerwony – Sofreliner Tough S, zielony – Mucopren Soft. ...	54
Rycina 31. Zestawienie średnich wyników parametru F max po zlogarytmowaniu w zależności od podgrup wszystkich trzech materiałów silikonowych.	55
Rycina 32. Zestawienie wyników parametru X max w zależności od kolejnych podgrup materiału Ufi Gel SC.	56
Rycina 33. Zestawienie wyników parametru F max w zależności od kolejnych podgrup materiału Ufi Gel SC.	57
Rycina 34. Zestawienie wyników parametru X max w zależności od podgrup piaskowanych za pomocą ciśnienia 3 barów materiału Ufi Gel SC w odniesieniu do grupy kontrolnej.	58
Rycina 35. Zestawienie wyników parametru F max w zależności od podgrup piaskowanych za pomocą ciśnienia 3 barów materiału Ufi Gel SC w odniesieniu do grupy kontrolnej.	58
Rycina 36. Zestawienie wyników parametru X max w zależności od podgrup piaskowanych za pomocą ciśnienia 5 barów materiału Ufi Gel SC w odniesieniu do grupy kontrolnej.	59
Rycina 37. Zestawienie wyników parametru F max w zależności od podgrup piaskowanych za pomocą ciśnienia 5 barów materiału Ufi Gel SC w odniesieniu do grupy kontrolnej.	60
Rycina 38. Zestawienie wyników parametru X max w zależności od podgrup piaskowanych piaskiem o grubości ziaren 50 μ Ufi Gel SC w odniesieniu do grupy kontrolnej.	61
Rycina 39. Zestawienie wyników parametru F max w zależności od podgrup piaskowanych piaskiem o grubości ziaren 50 μ Ufi Gel SC w odniesieniu do grupy kontrolnej.	61
Rycina 40. Zestawienie wyników parametru X max w zależności od podgrup piaskowanych piaskiem o grubości ziaren 250 μ Ufi Gel SC w odniesieniu do grupy kontrolnej.	62
Rycina 41. Zestawienie wyników parametru F max w zależności od podgrup piaskowanych piaskiem o grubości ziaren 250 μ Ufi Gel SC w odniesieniu do grupy kontrolnej.	62

Rycina 42. Zestawienie wyników parametru X max w zależności od podgrup piaskowanych piaskiem o grubości ziaren 500 μ Ufi Gel SC w odniesieniu do grupy kontrolnej.	62
Rycina 43. Zestawienie wyników parametru X max w zależności od podgrup piaskowanych piaskiem o grubości ziaren 500 μ Ufi Gel SC w odniesieniu do grupy kontrolnej.	63
Rycina 44. Wykres obrazujący linię regresji dla materiału Ufi Gel SC F max (X max).	64
Rycina 45. Zestawienie wyników parametru X max w zależności od kolejnych podgrup dla materiału Sofreliner Tough S.	65
Rycina 46. Zestawienie wyników parametru F max w zależności od kolejnych podgrup dla materiału Sofreliner Tough S.	66
Rycina 47. Wykres obrazujący linię regresji dla materiału Sofreliner Tough S.	67
Rycina 48. Zestawienie wyników parametru X max w zależności od kolejnych podgrup materiału Mucopren Soft.	68
Rycina 49. Zestawienie wyników parametru F max w zależności od kolejnych podgrup materiału Mucopren Soft.	69
Rycina 50. Zestawienie wyników parametru X max w zależności od podgrup piaskowanych za pomocą ciśnienia 3 barów materiału Mucopren Soft w odniesieniu do grupy kontrolnej.	70
Rycina 51. Zestawienie wyników parametru F max w zależności od podgrup piaskowanych za pomocą ciśnienia 3 barów materiału Mucopren Soft w odniesieniu do grupy kontrolnej.	71
Rycina 52. Zestawienie wyników parametru X max w zależności od podgrup piaskowanych za pomocą ciśnienia 5 barów materiału Mucopren Soft w odniesieniu do grupy kontrolnej.	71
Rycina 53. Zestawienie wyników parametru F max w zależności od podgrup piaskowanych za pomocą ciśnienia 5 barów materiału Mucopren Soft w odniesieniu do grupy kontrolnej.	71
Rycina 54. Zestawienie wyników parametru X max w zależności od podgrup piaskowanych piaskiem o grubości ziaren 50 μ Mucopren Soft w odniesieniu do grupy kontrolnej.	72
Rycina 55. Zestawienie wyników parametru F max w zależności od podgrup piaskowanych piaskiem o grubości ziaren 50 μ Mucopren Soft w odniesieniu do grupy kontrolnej.	72
Rycina 56. Zestawienie wyników parametru X max w zależności od podgrup piaskowanych piaskiem o grubości ziaren 250 μ Mucopren Soft w odniesieniu do grupy kontrolnej.	72

Rycina 57. Zestawienie wyników parametru F max w zależności od podgrup piaskowanych piaskiem o grubości ziaren 250 μ Mucopren Soft w odniesieniu do grupy kontrolnej.	73
Rycina 58. Zestawienie wyników parametru X max w zależności od podgrup piaskowanych piaskiem o grubości ziaren 500 μ Mucopren Soft w odniesieniu do grupy kontrolnej.	73
Rycina 59. Zestawienie wyników parametru F max w zależności od podgrup piaskowanych piaskiem o grubości ziaren 500 μ Mucopren Soft w odniesieniu do grupy kontrolnej.	73
Rycina 60. Linia regresji dla materiału Mucopren Soft F max(X max).	75

12. Tabelaryczne załączniki statystyczne

12.1. Wyniki badań materiału Ufi Gel SC

Grupa badana materiału Ufi Gel SC (pod ciśnieniem 3 barów i przy użyciu piasku o średnicy 50 mikronów).

Nr próbki	X max (mm)	Force (N)	Force (MPa)
1	13,63	286,3	3,645322706
2	8,26	224	2,852086225
3	7,199	201,2	2,561784591
4	11,76	308,9	3,933077834
5	12,75	276,1	3,515450922
6	12,12	359,9	4,582436751
7	13,7	311,4	3,964909153
8	8,628	190,2	2,421726785
9	13,3	358,8	4,568430971
10	12,66	331,8	4,22465272
11	10,18	253,2	3,223876036
12	10,57	303,9	3,869415195
13	13,51	285,3	3,632590178
14	14,28	310,2	3,94963012
15	9,497	307	3,908886031

Tabela 1. Zestawienie wyników grupy badanej materiału Ufi Gel SC (3 bary, 50 mikronów).

Grupa badana materiału Ufi Gel SC (pod ciśnieniem 5 barów i przy użyciu piasku o średnicy 50 mikronów).

Nr próbki	X max (mm)	Force (N)	Force (MPa)
1	10,04	274,6	3,496352131
2	10,76	314,5	4,00437999
3	12,27	296,2	3,771374731
4	12,61	268,1	3,4135907
5	11,86	273,1	3,477253339
6	11,76	268,7	3,421230217
7	10,46	249,5	3,176765683
8	9,099	236,6	3,012516075
9	7,778	229,6	2,92338838
10	9,585	216,8	2,760412025
11	11,15	231,4	2,94630693
12	11,86	248,7	3,166579661
13	8,71	194	2,470110391
14	11,83	244,6	3,114376297
15	8,623	197	2,508307974

Tabela 2. Zestawienie wyników grupy badanej materiału Ufi Gel SC (5 barów, 50 mikronów).

Grupa badana materiału Ufi Gel SC (pod ciśnieniem 3 barów i przy użyciu piasku o średnicy 250 mikronów).

Nr próbki	X max (mm)	Force (N)	Force (MPa)
1	9,289	203,7	2,593615911
2	10	176,4	2,246017902
3	9,779	219,8	2,798609608
4	10,64	238,5	3,036707878
5	9,709	228,7	2,911929105
6	12,57	250,3	3,186951706
7	10,61	231,9	2,952673194
8	10,92	206,6	2,630540241
9	9,686	210,9	2,685290111
10	12,22	276	3,51417767
11	11,01	227	2,890283808
12	10,65	187,8	2,391168719
13	11,13	248,3	3,16148665
14	10,57	239,6	3,050713658
15	nieudana	nieudana	nieudana

Tabela 3. Zestawienie wyników grupy badanej materiału Ufi Gel SC (3 bary, 250 mikronów).

Grupa badana materiału Ufi Gel SC (pod ciśnieniem 5 barów i przy użyciu piasku o średnicy 250 mikronów).

Nr próbki	X max (mm)	Force (N)	Force (MPa)
1	9,165	224	2,852086225
2	10,43	260,4	3,315550236
3	9,292	210,8	2,684016858
4	6,592	145,3	1,850036288
5	12,02	232,6	2,961585964
6	9,975	243,8	3,104190275
7	9,773	252,1	3,209870256
8	10,4	246,7	3,141114605
9	7,169	169,4	2,156890207
10	8,165	243,5	3,100370517
11	6,782	146,7	1,867861827
12	10,52	195	2,482842919
13	7,608	181,8	2,314773552
14	6,98	140,7	1,79146666
15	6,985	149,6	1,904786157

Tabela 4. Zestawienie wyników grupy badanej materiału Ufi Gel SC (5 barów, 250 mikronów).

Grupa badana materiału Ufi Gel SC (pod ciśnieniem 3 barów i przy użyciu piasku o średnicy 500 mikronów).

Nr próbki	X max (mm)	Force (N)	Force (MPa)
1	9,897	205,3	2,613987955
2	10,66	231,1	2,942487172
3	10,92	236,4	3,009969569
4	9,178	226,1	2,878824533
5	10,17	192,7	2,453558105
6	10,3	244,6	3,114376297
7	11,56	268,4	3,417410458
8	8,363	211,9	2,698022638
9	10,01	204,8	2,607621691
10	9,638	186,1	2,369523421
11	10,96	296,7	3,777740995
12	12,12	238	3,030341614
13	9,538	177,8	2,263843441
14	12,54	271,9	3,461974306
15	10,08	225,2	2,867365258

Tabela 5. Zestawienie wyników grupy badanej materiału Ufi Gel SC (3 bary, 50 mikronów).

Grupa badana materiału Ufi Gel SC (pod ciśnieniem 5 barów i przy użyciu piasku o średnicy 500 mikronów).

Nr próbki	X max (mm)	Force (N)	Force (MPa)
1	10,93	218,2	2,778237564
2	11,78	210,1	2,675104088
3	9,576	223,4	2,844446708
4	11,36	233,3	2,970498733
5	10,84	216	2,750226002
6	9,388	227	2,890283808
7	9,672	247,3	3,148754122
8	8,98	223	2,839353697
9	13,05	255,6	3,254434103
10	11,95	273,1	3,477253339
11	12,89	269,5	3,431416239
12	9,087	220,6	2,80879563
13	9,814	191,3	2,435732566
14	9,652	223,5	2,845719961
15	10,83	263,6	3,356294325

Tabela 6. Zestawienie wyników grupy badanej materiału Ufi Gel SC (5 barów, 500 mikronów).

Grupa kontrolna materiału Ufi Gel SC (bez piaskowania).

Nr próbki	X max (mm)	Force (N)	Force (MPa)
1	7,619	178,6	2,274029463
2	2,119	90,3	1,149747259
3	8,145	190,9	2,430639555
4	4,528	111,2	1,41585709
5	8,427	181,3	2,308407288
6	10,77	277,1	3,52818345
7	6,674	141,1	1,796559671
8	11,91	259,9	3,309183972
9	5,799	125,7	1,600478743
10	8,546	212,6	2,706935408
11	3,619	87,48	1,113841531
12	8,041	152,9	1,946803499
13	8,393	166,7	2,122512382
14	9,566	218,1	2,776964311
15	9,636	210,9	2,685290111

Tabela 7. Zestawienie wyników grupy kontrolnej materiału Ufi Gel SC (bez piaskowania).

12.2. Wyniki badań materiału Sofreliner Tough S

Grupa badana materiału Sofreliner Tough S (pod ciśnieniem 3 barów i przy użyciu piasku o średnicy 50 mikronów).

Nr próbki	X max (mm)	Force (N)	Force (MPa)
1	11	126,5	1,610664765
2	9,294	134,7	1,715071493
3	8,687	128,6	1,637403074
4	8,813	129,7	1,651408854
5	7,984	119,3	1,518990565
6	10,47	136,6	1,739263296
7	9,364	120	1,527903335
8	9,545	144,4	1,838577013
9	9,334	145,7	1,855129299
10	10,55	156,7	1,995187104
11	11,38	145,4	1,85130954
12	8,49	149	1,897146641
13	10,68	127,9	1,628490304
14	8,948	120,9	1,53936261
15	11,58	143,9	1,832210749

Tabela 8. Zestawienie wyników grupy badanej materiału Sofreliner Tough S (3 bary, 50 mikronów).

Grupa badana materiału Sofreliner Tough S (pod ciśnieniem 5 barów i przy użyciu piasku o średnicy 50 mikronów).

Nr próbki	X max (mm)	Force (N)	Force (MPa)
1	9,694	134,2	1,708705229
2	10,45	126,7	1,613211271
3	9,327	131,8	1,678147163
4	10,82	146	1,858949057
5	9,856	142,2	1,810565452
6	8,51	120,5	1,534269599
7	9,859	152,1	1,936617477
8	10,71	130,7	1,664141382
9	7,605	124,1	1,580106699
10	10,85	145,3	1,850036288
11	9,8	127,7	1,625943799
12	9,47	142,8	1,818204968
13	10,59	121	1,540635862
14	8,037	114,2	1,454054673
15	9,114	123,4	1,571193929

Tabela 9. Zestawienie wyników grupy badanej materiału Sofreliner Tough S (5 barów, 50 mikronów).

Grupa badana materiału Sofreliner Tough S (pod ciśnieniem 3 barów i przy użyciu piasku o średnicy 250 mikronów).

Nr próbki	X max (mm)	Force (N)	Force (MPa)
1	9,698	138,9	1,76854811
2	11,35	158,4	2,016832402
3	10,07	145,9	1,857675804
4	10,1	128,7	1,638676326
5	11,24	128	1,629763557
6	9,522	114,4	1,456601179
7	8,254	123,5	1,572467182
8	7,814	131,9	1,679420415
9	10,06	121,1	1,541909115
10	9,923	131,5	1,674327404
11	9,851	132,5	1,687059932
12	8,657	133,3	1,697245954
13	9,699	140,7	1,791466666
14	9,913	125,6	1,59920549
15	nieudana	nieudana	nieudana

Tabela 10. Zestawienie wyników grupy badanej materiału Sofreliner Tough S (3 bary, 250 mikronów).

Grupa badana materiału Sofreliner Tough S (pod ciśnieniem 5 barów i przy użyciu piasku o średnicy 250 mikronów).

Nr próbki	X max (mm)	Force (N)	Force (MPa)
1	7,195	140,6	1,790193407
2	8,86	142,3	1,811838704
3	9,402	137	1,744356307
4	9,917	143,2	1,823297979
5	9,859	150,4	1,914972179
6	10,01	145,7	1,855129299
7	8,535	143	1,820751474
8	8,988	132,3	1,684513426
9	9,039	121,7	1,549548632
10	7,331	108,7	1,384025771
11	9,159	151,7	1,931524466
12	10,46	168,6	2,146704185
13	9,803	121,2	1,543182368
14	nieudana	nieudana	nieudana
15	nieudana	nieudana	nieudana

Tabela 11. Zestawienie wyników grupy badanej materiału Sofreliner Tough S (5 barów, 250 mikronów).

Grupa badana materiału Sofreliner Tough S (pod ciśnieniem 3 barów i przy użyciu piasku o średnicy 500 mikronów).

Nr próbki	X max (mm)	Force (N)	Force (MPa)
1	9,125	167,9	2,137791416
2	9,418	122,2	1,555914896
3	10,21	156,3	1,990094093
4	7,767	118,1	1,503711532
5	8,646	187,6	2,388622213
6	8,981	125,6	1,59920549
7	9,923	116,7	1,485885993
8	10,76	125,9	1,603025249
9	8,993	140,7	1,79146666
10	9,189	150,6	1,917518685
11	8,716	125,5	1,597932237
12	8,732	113,2	1,441322146
13	10,03	141,1	1,796559671
14	10,17	132,7	1,689606438
15	9,449	143,1	1,822024727

Tabela 12. Zestawienie wyników grupy badanej materiału Sofreliner Tough S (3 bary, 500 mikronów).

Grupa badana materiału Sofreliner Tough S (pod ciśnieniem 5 barów i przy użyciu piasku o średnicy 500 mikronów).

Nr próbki	X max (mm)	Force (N)	Force (MPa)
1	9,472	140,7	1,79146666
2	8,231	137,5	1,750722571
3	7,123	137,2	1,746902813
4	11,32	157,2	2,001553368
5	10,15	134,9	1,717617999
6	11,64	116,8	1,487159246
7	8,79	130,4	1,660321624
8	8,408	136,4	1,73671679
9	10,23	112,6	1,433682629
10	8,857	126,8	1,614484524
11	8,606	127,3	1,620850788
12	8,838	99,57	1,267777792
13	9,308	132,1	1,681966921
14	9,405	133,3	1,697245954
15	9,09	123,5	1,572467182

Tabela 13. Zestawienie wyników grupy badanej materiału Sofreliner Tough S (5 barów, 500 mikronów).

Grupa kontrolna materiału Sofreliner Tough S (bez piaskowania).

Nr próbki	X max (mm)	Force (N)	Force (MPa)
1	8,82	121,5	1,547002126
2	10,86	137	1,744356307
3	9,947	148,6	1,892053629
4	9,901	141,3	1,799106177
5	10,11	170	2,164529724
6	10,62	152,1	1,936617477
7	9,32	143,3	1,824571232
8	8,426	141	1,795286418
9	8,245	130,5	1,661594876
10	9,533	132,9	1,692152943
11	10,82	147,1	1,872954838
12	8,564	135,7	1,727804021
13	10,28	153,2	1,950623257
14	9,646	131	1,66796114
15	10,81	153,6	1,955716268

Tabela 14. Zestawienie wyników grupy kontrolnej materiału Sofreliner Tough S (bez piaskowania).

12.3. Wyniki badań materiału Mucopren Soft

Grupa badana materiału Mucopren Soft (pod ciśnieniem 3 barów i przy użyciu piasku o średnicy 50 mikronów).

Nr próbki	X max (mm)	Force (N)	Force (MPa)
1	6,079	191,1	2,43318606
2	3,991	208,1	2,649639033
3	4,758	139	1,769821363
4	6,208	154,2	1,963355785
5	4,197	146,6	1,866588574
6	3,596	142,8	1,818204968
7	5,404	168,3	2,142884427
8	5,326	161,3	2,053756732
9	4,513	120,8	1,538089357
10	3,639	139,2	1,772367868
11	4,149	195,4	2,48793593
12	5,138	157,8	2,009192885
13	4,489	171	2,177262252
14	3,377	126,3	1,60811826
15	3,44	131,7	1,67687391

Tabela 15. Zestawienie wyników grupy badanej materiału Mucopren Soft (3 bary, 50 mikronów).

Grupa badana materiału Mucopren Soft (pod ciśnieniem 5 barów i przy użyciu piasku o średnicy 50 mikronów).

Nr próbki	X max (mm)	Force (N)	Force (MPa)
1	4,408	99,01	1,260647576
2	4,131	152,2	1,937890729
3	2,355	116,5	1,483339487
4	6,528	155,1	1,97481506
5	6,557	119,5	1,521537071
6	4,348	144,3	1,83730376
7	4,698	134,7	1,715071493
8	3,381	132,9	1,692152943
9	4,301	143,6	1,82839099
10	5,411	124,4	1,583926457
11	5,432	166,4	2,118692624
12	4,323	120,3	1,531723093
13	4,824	125,9	1,603025249
14	4,916	144,6	1,841123518
15	6,333	122,5	1,559734654

Tabela 16. Zestawienie wyników grupy badanej materiału Mucopren Soft (5 barów, 50 mikronów).

Grupa badana materiału Mucopren Soft (pod ciśnieniem 3 barów i przy użyciu piasku o średnicy 250 mikronów).

Nr próbki	X max (mm)	Force (N)	Force (MPa)
1	5,825	133,2	1,695972701
2	3,404	115,2	1,466787201
3	4,275	97,5	1,241421459
4	6,181	94,8	1,207043634
5	4,101	123,7	1,575013687
6	5,867	150,4	1,914972179
7	4,517	125,4	1,596658985
8	4,551	124,7	1,587746215
9	4,994	165,4	2,105960096
10	2,916	117,5	1,496072015
11	5,004	163	2,07540203
12	3,673	156,6	1,993913852
13	5,101	119	1,515170807
14	4,224	158,7	2,02065216
15	1,226	63,41	0,807369587

Tabela 17. Zestawienie wyników grupy badanej materiału Mucopren Soft (3 bary, 250 mikronów).

Grupa badana materiału Mucopren Soft (pod ciśnieniem 5 barów i przy użyciu piasku o średnicy 250 mikronów).

Nr próbki	X max (mm)	Force (N)	Force (MPa)
1	4,716	131,6	1,675600657
2	3,001	134,7	1,715071493
3	4,473	157,8	2,009192885
4	4,147	144,7	1,842396771
5	3,139	151,9	1,934070971
6	3,637	175,1	2,229465616
7	3,521	142,2	1,810565452
8	3,436	146,1	1,86022231
9	3,484	169,3	2,155616955
10	4,05	137,2	1,746902813
11	3,066	130	1,655228613
12	3,964	99,32	1,26459466
13	3,923	130,9	1,666687888
14	2,368	145,4	1,85130954
15	5,115	151,7	1,931524466

Tabela 18. Zestawienie wyników grupy badanej materiału Mucopren Soft (5 barów, 250 mikronów).

Grupa badana materiału Mucopren Soft (pod ciśnieniem 3 barów i przy użyciu piasku o średnicy 500 mikronów).

Nr próbki	X max (mm)	Force (N)	Force (MPa)
1	2,456	130	1,655228613
2	5,1	123,9	1,577560193
3	0,6615	130,2	1,657775118
4	1,361	107,2	1,364926979
5	1,882	141,8	1,80547244
6	2,891	153,6	1,955716268
7	3,854	128,7	1,638676326
8	1,918	131	1,66796114
9	3,598	130,2	1,657775118
10	2,019	131,1	1,669234393
11	1,78	81,8	1,041520773
12	6,575	143,4	1,825844485
13	5,645	122,7	1,56228116
14	4,187	124,8	1,589019468
15	5,342	141,9	1,806745693

Tabela 19. Zestawienie wyników grupy badanej materiału Mucopren Soft (3 bary, 500 mikronów).

Grupa badana materiału Mucopren Soft (pod ciśnieniem 5 barów i przy użyciu piasku o średnicy 500 mikronów).

Nr próbki	X max (mm)	Force (N)	Force (MPa)
1	2,074	154,3	1,964629038
2	1,73	124,6	1,586472962
3	1,883	251,5	3,202230739
4	3,888	103,8	1,321636384
5	1,494	126,1	1,605571754
6	2,208	98,2	1,250334229
7	1,526	112,8	1,436229135
8	1,915	131,3	1,671780899
9	2,119	125,2	1,594112479
10	1,872	151,2	1,925158202
11	1,734	110,7	1,409490826
12	3,733	170,7	2,173442494
13	1,574	102,1	1,299991087
14	4,145	153,1	1,949350004
15	1,708	125,4	1,596658985

Tabela 20. Zestawienie wyników grupy badanej materiału Mucopren Soft (5 barów, 500 mikronów).

Grupa kontrolna materiału Mucopren Soft (bez piaskowania).

Nr próbki	X max (mm)	Force (N)	Force (MPa)
1	3,095	94,69	1,205643056
2	3,913	106,8	1,359833968
3	6,353	99,1	1,261793504
4	4,864	111,7	1,422223354
5	4,164	110,2	1,403124562
6	2,197	87,09	1,108875845
7	2,828	125,3	1,595385732
8	3,313	93,34	1,188454144
9	5,006	107,7	1,371293243
10	4,785	101,9	1,297444582
11	5,357	94,62	1,204751779
12	3,362	117,7	1,498618521
13	3,059	87,17	1,109894447
14	4,564	86,55	1,10200028
15	2,31	94,37	1,201568647

Tabela 21. Zestawienie wyników grupy kontrolnej materiału Mucopren Soft (bez piaskowania).

12.4. Analiza statystyczna ogólna

Materiał	średnia	dolny 95% CI	górnny 95%CI	SD	Median	95% dolny CI dla mediany	95% górny CI dla mediany
Ufi Gel SC	10,01	9,60	10,42	2,11	10,06	9,80	10,32
Sofreliner Tough S	9,52	9,32	9,71	0,99	9,50	9,37	9,62
Mucopren Soft	3,85	3,58	4,12	1,40	3,99	3,82	4,16
Ogółem	7,77	7,41	8,13	3,22	8,82	8,59	9,05

Tabela 22. Podstawowe parametry względem grup materiałów dla X_{max} [mm].

Materiał	średnia	dolny 95% CI	górnny 95%CI	SD	Median	95% dolny CI dla mediany	95% górny CI dla mediany
Ufi Ge I SC	2,91	2,78	3,04	0,65	2,90	2,82	2,98
Sofreliner Tough S	1,73	1,69	1,76	0,18	1,70	1,68	1,73
Mucopren Soft	1,68	1,62	1,75	0,36	1,66	1,61	1,70
Ogółem	2,11	2,03	2,19	0,72	1,84	1,79	1,89

Tabela 23. Podstawowe parametry względem grup materiałów dla F_{max} [MPa].

	Wyniki testu	p	różnice
X_{max} (mm)	203	0	tak
Force (MPa)	165	0	tak

Tabela 24. Wyniki testu Kruskala – Wallisa dla X_{max} i F_{max} dla wszystkich wyników.

	Ufi Ge I SC	Sofreliner Tough S	Mucopren Soft
Ufi Gel SC		0,251435	0,000000
Sofreliner Tough S	0,251435		0,000000
Mucopren Soft	0,000000	0,000000	

Tabela 25. Testy wielokrotnych porównań dla parametru X_{max} dla wszystkich wyników.

	Ufi Ge I SC	Sofreliner Tough S	Mucopren Soft
Ufi Gel SC		0,000000	0,000000
Sofreliner Tough S	0,000000		1,000000
Mucopren Soft	0,000000	1,000000	

Tabela 26. Testy wielokrotnych porównań dla parametru F_{max} dla wszystkich wyników.

średnie brzegowe X- max					
materiał	średnia	SD	dolny 95% CI	górnny 95%CI	N
Ufi Ge I SC	0,99	0,01	0,96	1,01	104,00
Sofreliner Tough S	0,98	0,01	0,95	1,00	102,00
Mucopren Soft	0,55	0,01	0,52	0,57	105,00

Tabela 27. Podstawowe parametry względem X max dla grup materiałów po zlogarytmowaniu wyników.

F	p	różnice		Ufi Ge I SC	Sofreliner Tough S	Mucopren Soft
383,16	0,00	tak	Ufi Ge I SC		0,806256	0,000022
			Sofreliner Tough S	0,806256		0,000022
			Mucopren Soft	0,000022	0,000022	

Tabela 28. Analiza wariancji oraz test post – hoc dla parametru X max.

materiał	średnia	SD	dolny 95% CI	górnny 95%CI	N
Ufi Ge I SC	0,45	0,01	0,43	0,47	104,00
Sofreliner Tough S	0,23	0,01	0,22	0,25	102,00
Mucopren Soft	0,22	0,01	0,20	0,23	105,00

Tabela 29. Podstawowe parametry względem F max dla grup materiałów po zlogarytmowaniu wyników.

F	p	różnice		Ufi Ge I SC	Sofreliner Tough S	Mucopren Soft
235,80	0,00	tak	Ufi Ge I SC		0,000022	0,000022
			Sofreliner Tough S	0,000022		0,304260
			Mucopren Soft	0,000022	0,304260	

Tabela 30. Analiza wariancji oraz test post – hoc dla parametru X max.

Zmienna	X max	F max
X max	1,0000	,5888
	p= ---	p=0,00
F max	,5888	1,0000
	p=0,00	p= ---

Tabela 31. Parametry współczynnika korelacji Pearsona - zależność liniowa.

Zmienna	X max	F max
X max	1,000000	0,567927
F max	0,567927	1,000000

Tabela 32. Parametry współczynnika korelacji Spearmana - zależność rankingowa.

N=311	b*	Bł. std.	b	Bł. std.	t(309)	p
W. wolny			1,08	0,09	12,50	0,000000
X max	0,59	0,05	0,13	0,01	12,81	0,000000

Tabela 33. Dane szczegółowe linii regresji.

	force MP= $a \cdot \exp(b \cdot X \text{ max})$					
	Ocena	Błąd	Wart. t	p	Doln. uf	Górn. uf
a	1,155980	0,059149	19,54349	0,00	1,039594	1,272366
b	0,073524	0,005379	13,66841	0,00	0,062939	0,084108

Tabela 34. Parametry funkcji eksponencjalnej.

	Macierz klasyfikacji			
	Procent poprawnych	Ufi Ge I SC	Sofreliner Tough S	Mucopren Soft
Ufi Gel SC	87,50000	91	5	8
Sofreliner Tough S	99,01961	1	101	0
Mucopren Soft	97,14286	0	3	102
razem	94,53376	92	109	110

Tabela 35. Zestawienie macierzy klasyfikacji.

12.5. Analiza statystyczna dla materiału Ufi Gel SC

	F	p	różnice
X max (mm)	30,1	0	tak
F max (MPa)	35,2	0	tak

Tabela 36. Wyniki testu Kruskala – Wallisa dla X max i F max dla materiału Ufi Gel SC.

podgrupa	kontrolna	1	2	3	4	5	6
kontrolna		0,000244	0,018122	0,010452	1,000000	0,045178	0,015721
1	0,000244		1,000000	1,000000	0,007387	1,000000	1,000000
2	0,018122	1,000000		1,000000	0,245905	1,000000	1,000000
3	0,010452	1,000000	1,000000		0,152278	1,000000	1,000000
4	1,000000	0,007387	0,245905	0,152278		0,503516	0,219740
5	0,045178	1,000000	1,000000	1,000000	0,503516		1,000000
6	0,015721	1,000000	1,000000	1,000000	0,219740	1,000000	

Tabela 37. Testy wielokrotnych porównań dla parametru X max dla materiału Ufi Gel SC.

podgrupa	kontrolna	1	2	3	4	5	6
kontrolna		0,000002	0,002458	0,585258	1,000000	0,409121	0,136886
1	0,000002		1,000000	0,055861	0,001080	0,064696	0,210356
2	0,002458	1,000000		1,000000	0,192652	1,000000	1,000000
3	0,585258	0,055861	1,000000		1,000000	1,000000	1,000000
4	1,000000	0,001080	0,192652	1,000000		1,000000	1,000000
5	0,409121	0,064696	1,000000	1,000000	1,000000		1,000000
6	0,136886	0,210356	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000	

Tabela 38. Testy wielokrotnych porównań dla parametru F max dla materiału Ufi Gel SC

	F	p	różnice
X max (mm)	19,9	0,0002	tak
F max (MPa)	24,3	0	tak

Tabela 39. Wyniki testu Kruskala – Wallisa dla X max i F max dla materiału Ufi Gel SC.

podgrupa	kontrolna	1	3	5
kontrolna		0,000161	0,005621	0,022250
1	0,000161		1,000000	1,000000
3	0,005621	1,000000		1,000000
5	0,022250	1,000000	1,000000	

Tabela 40. Testy wielokrotnych porównań dla parametru X max dla materiału Ufi Gel SC.

podgrupa	kontrolna	1	3	5
kontrolna		0,000005	0,173390	0,139435
1	0,000005		0,048878	0,048749
3	0,173390	0,048878		1,000000
5	0,139435	0,048749	1,000000	

Tabela 41. Testy wielokrotnych porównań dla parametru F_{max} dla materiału Ufi Gel SC.

	F	p	różnice
X max (mm)	19	0,0003	tak
F max (MPa)	18,5	0,0004	tak

Tabela 42. Wyniki testu Kruskala – Wallisa dla X_{max} i F_{max} dla materiału Ufi Gel SC.

podgrupa	kontrolna	2	4	6
kontrolna		0,003778	1,000000	0,002184
2	0,003778		0,089148	1,000000
4	1,000000	0,089148		0,058907
6	0,002184	1,000000	0,058907	

Tabela 43. Testy wielokrotnych porównań dla parametru X_{max} dla materiału Ufi Gel SC.

podgrupa	kontrolna	2	4	6
kontrolna		0,000382	1,000000	0,023072
2	0,000382		0,045370	1,000000
4	1,000000	0,045370		0,708459
6	0,023072	1,000000	0,708459	

Tabela 44. Testy wielokrotnych porównań dla parametru F_{max} dla materiału Ufi Gel SC.

	F	p	różnice
X max (mm)	15,9	0,0003	tak
F max (MPa)	21,8	0	tak

Tabela 45. Wyniki testu Kruskala – Wallisa dla X_{max} i F_{max} , piaskowanie 50 μ dla materiału Ufi Gel SC.

	F	p	różnice
X max (mm)	15,5	0,0004	tak
F max (MPa)	6,6	0,04	tak

Tabela 46. Wyniki testu Kruskala – Wallisa dla X_{max} i F_{max} , piaskowanie 250 μ dla materiału Ufi Gel SC.

	F	p	różnice
X max (mm)	16,2	0,0003	tak
F max (MPa)	12,2	0,002	tak

Tabela 47. Wyniki testu Kruskala – Wallisa dla X_{max} i F_{max} , piaskowanie 500 μ dla materiału Ufi Gel SC.

X max			
podgrupa	kontrolna	1	2
kontrolna		0,000344	0,014636
1	0,000344		0,891440
2	0,014636	0,891440	
F max			
	kontrolna	1	2
kontrolna		0,000012	0,011506
1	0,000012		0,254276
2	0,011506	0,254276	

Tabela 48. Testy wielokrotnych porównań dla parametru X max i F max, piaskowanie 50 μ dla materiału Ufi Gel SC.

X max			
podgrupa	kontrolna	3	4
kontrolna		0,000452	1,000000
3	0,000452		0,011854
4	1,000000	0,011854	
F max			
	kontrolna	3	4
kontrolna		0,031195	0,412394
3	0,031195		0,810304
4	0,412394	0,810304	

Tabela 49. Testy wielokrotnych porównań dla parametru X max i F max, piaskowanie 250 μ dla materiału Ufi Gel SC.

X max			
podgrupa	kontrolna	5	6
kontrolna		0,002304	0,000953
5	0,002304		1,000000
6	0,000953	1,000000	
F max			
	kontrolna	5	6
kontrolna		0,017009	0,003599
5	0,017009		1,000000
6	0,003599	1,000000	

Tabela 50. Testy wielokrotnych porównań dla parametru X max i F max, piaskowanie 500 μ dla materiału Ufi Gel SC.

Zmienna	X max	F max
X max	1,00	0,83
F max	0,83	1,00

Tabela 51. Współczynnik korelacji Pearsona - zależność liniowa dla materiału Ufi Gel SC.

Zmienna	X max	F max
X max	1,00	0,78
F max	0,78	1,00

Tabela 52. Współczynnik korelacji Spearmana - zależność rankingowa dla materiału Ufi Gel SC.

N=311	b*	Bł. std.	b	Bł. std.	t(309)	p
W. wolny			2,25	0,54	4,21	0,00
X max	0,83	0,06	2,67	0,18	14,84	0,00

Tabela 53. Dane szczegółowe linii regresji dla materiału Ufi Gel SC.

12.6. Analiza statystyczna dla materiału Sofreliner Tough S

	F	p	różnice
X max (mm)	5,16	0,52	nie
F max (MPa)	35,2	0	tak

Tabela 54. Wyniki testu Kruskala – Wallisa dla X max i F max dla materiału Sofreliner Tough S.

podgrupa	kontrolna	1	2	3	4	5	6
kontrolna		1,000000	0,593598	0,737238	1,000000	1,000000	0,280330
1	1,000000		1,000000	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000
2	0,593598	1,000000		1,000000	1,000000	1,000000	1,000000
3	0,737238	1,000000	1,000000		1,000000	1,000000	1,000000
4	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000		1,000000	1,000000
5	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000		1,000000
6	0,280330	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000	

Tabela 55. Testy wielokrotnych porównań dla parametru X max dla materiału Sofreliner Tough S.

podgrupa	kontrolna	1	2	3	4	5	6
kontrolna		1,000000	0,593598	0,737238	1,000000	1,000000	0,280330
1	1,000000		1,000000	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000
2	0,593598	1,000000		1,000000	1,000000	1,000000	1,000000
3	0,737238	1,000000	1,000000		1,000000	1,000000	1,000000
4	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000		1,000000	1,000000
5	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000		1,000000
6	0,280330	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000	

Tabela 56. Testy wielokrotnych porównań dla parametru F max dla materiału Sofreliner Tough S.

	F	p	różnice
X max (mm)	1,71	0,63	nie
F max (MPa)	4,91	0,18	nie

Tabela 57. Wyniki testu Kruskala – Wallisa dla X max i F max, ciśnienie 3 barów dla materiału Sofreliner Tough S.

	F	p	różnice
X max (mm)	3,44	0,42	nie
F max (MPa)	8,7	0,06	nie

Tabela 58. Wyniki testu Kruskala – Wallisa dla X max i F max, ciśnienie 5 barów dla materiału Sofreliner Tough S.

	F	p	różnice
X max (mm)	0,04	0,98	nie
F max (MPa)	5,41	0,07	nie

Tabela 59. Wyniki testu Kruskala – Wallisa dla X max i F max, piaskowanie 50 μ dla materiału Sofreliner Tough S.

	F	p	różnice
X max (mm)	3,1	0,2	nie
F max (MPa)	5,34	0,07	nie

Tabela 60. Wyniki testu Kruskala – Wallisa dla X max i F max, piaskowanie 250 μ dla materiału Sofreliner Tough S.

	F	p	różnice
X max (mm)	2,2	0,36	nie
F max (MPa)	5,59	0,06	nie

Tabela 61. Wyniki testu Kruskala – Wallisa dla X max i F max, piaskowanie 500 μ dla materiału Sofreliner Tough S

X max				
podgrupa	kontrolna	2	4	6
kontrolna		1,000000	0,940495	0,968896
2	1,000000		1,000000	1,000000
4	0,940495	1,000000		1,000000
6	0,968896	1,000000	1,000000	
F max				
podgrupa	kontrolna	2	4	6
kontrolna		0,162227	1,000000	0,068454
2	0,162227		0,840639	1,000000
4	1,000000	0,840639		0,447777
6	0,068454	1,000000	0,447777	

Tabela 62. Testy wielokrotnych porównań dla parametru X max i F max, ciśnienie 5 barów dla materiału Sofreliner Tough S.

X max			
podgrupa	kontrolna	1	2
kontrolna		1,000000	1,000000
1	1,000000		1,000000
2	1,000000	1,000000	
F max			
podgrupa	kontrolna	1	2
kontrolna		0,334383	0,070380
1	0,334383		1,000000
2	0,070380	1,000000	

Tabela 63. Testy wielokrotnych porównań dla parametru X max i F max, piaskowanie 50 μ dla materiału Sofreliner Tough S.

X max			
podgrupa	kontrolna	3	4
kontrolna		1,000000	0,354819
3	1,000000		0,398106
4	0,354819	0,398106	
F max			
podgrupa	kontrolna	3	4
kontrolna		0,070428	1,000000
3	0,070428		0,376982
4	1,000000	0,376982	

Tabela 64 Testy wielokrotnych porównań dla parametru X max i F max, piaskowanie 250 μ dla materiału Sofreliner Tough S.

X max			
podgrupa	kontrolna	5	6
kontrolna		0,853353	0,532596
5	0,853353		1,000000
6	0,532596	1,000000	
F max			
podgrupa	kontrolna	5	6
kontrolna		0,438963	0,057494
5	0,438963		1,000000
6	0,057494	1,000000	

Tabela 65. Testy wielokrotnych porównań dla parametru X max i F max, piaskowanie 500 μ dla materiału Sofreliner Tough S.

Zmienna	X max	F max
X max	1,00	0,27
F max	0,27	1,00

Tabela 66. Współczynnik korelacji Pearsona - zależność liniowa dla materiału Sofreliner Tough S.

Zmienna	X max	F max
X max	1,00	0,31
F max	0,31	1,00

Tabela 67. Współczynnik korelacji Spearmana - zależność rankingowa dla materiału Sofreliner Tough S.

N=311	b*	Bł. std.	b	Bł. std.	t(309)	p
W. wolny			1,26	0,17	7,48	0,00
X max	0,27	0,10	0,05	0,02	2,79	0,01

Tabela 68 Dane szczegółowe linii regresji dla materiału Sofreliner Tough S.

12.7. Analiza statystyczna dla materiału Mucopren Soft

	F	p	różnice
X max (mm)	34	0	tak
F max (MPa)	38	0	tak

Tabela 69. Wyniki testu Kruskala – Wallisa dla X max i F max dla materiału Mucopren Soft.

podgrupa	kontrolna	1	2	3	4	5	6
kontrolna		1,000000	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000	0,033899
1	1,000000		1,000000	1,000000	1,000000	0,433983	0,000221
2	1,000000	1,000000		1,000000	0,427126	0,090784	0,000016
3	1,000000	1,000000	1,000000		1,000000	0,776119	0,000616
4	1,000000	1,000000	0,427126	1,000000		1,000000	0,181552
5	1,000000	0,433983	0,090784	0,776119	1,000000		0,764791
6	0,033899	0,000221	0,000016	0,000616	0,181552	0,764791	

Tabela 70. Testy wielokrotnych porównań dla parametru X max dla materiału Mucopren Soft.

podgrupa	kontrolna	1	2	3	4	5	6
kontrolna		0,000000	0,006840	0,050275	0,000017	0,045498	0,020727
1	0,000000		0,601846	0,126815	1,000000	0,138888	0,269860
2	0,006840	0,601846		1,000000	1,000000	1,000000	1,000000
3	0,050275	0,126815	1,000000		1,000000	1,000000	1,000000
4	0,000017	1,000000	1,000000	1,000000		1,000000	1,000000
5	0,045498	0,138888	1,000000	1,000000	1,000000		1,000000
6	0,020727	0,269860	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000	

Tabela 71. Testy wielokrotnych porównań dla parametru F max dla materiału Mucopren Soft.

	F	p	różnice
X max (mm)	6,2	0,1	nie
F max (MPa)	30,2	0,0	tak

Tabela 72. Wyniki testu Kruskala – Wallisa dla X max i F max, ciśnienie 3 barów dla materiału Mucopren Soft.

	F	p	różnice
X max (mm)	28,1	0,0	tak
F max (MPa)	27	0,0	tak

Tabela 73. Wyniki testu Kruskala – Wallisa dla X max i F max, ciśnienie 5 barów dla materiału Mucopren Soft.

	F	p	różnice
X max (mm)	4,4	0,1	nie
F max (MPa)	29	0,0	tak

Tabela 74. Wyniki testu Kruskala – Wallisa dla X max i F max, paskowanie 50 μ dla materiału Mucopren Soft.

	F	p	różnice
X max (mm)	3,57	0,17	tak
F max (MPa)	21,2	0,0	tak

Tabela 75. Wyniki testu Kruskala – Wallisa dla X max i F max, paskowanie 250 μ dla materiału Mucopren Soft.

	F	p	różnice
X max (mm)	12,2	0,002	tak
F max (MPa)	17,8	0,001	tak

Tabela 76. Wyniki testu Kruskala – Wallisa dla X max i F max, paskowanie 500 μ dla materiału Mucopren Soft.

X max				
podgrupa	kontrolna	1	3	5
kontrolna		1,000000	1,000000	1,000000
1	1,000000		1,000000	0,173368
3	1,000000	1,000000		0,261764
5	1,000000	0,173368	0,261764	
F max				
podgrupa	kontrolna	1	3	5
kontrolna		0,000000	0,020524	0,011024
1	0,000000		0,064482	0,108871
3	0,020524	0,064482		1,000000
5	0,011024	0,108871	1,000000	

Tabela 77. Testy wielokrotnych porównań dla parametru X max i F max, ciśnienie 3 barów dla materiału Mucopren Soft.

X max				
podgrupa	kontrolna	2	4	6
kontrolna		0,485026	1,000000	0,003237
2	0,485026		0,192628	0,000001
4	1,000000	0,192628		0,013145
6	0,003237	0,000001	0,013145	
F max				
podgrupa	kontrolna	2	4	6
kontrolna		0,001163	0,000004	0,003635
2	0,001163		1,000000	1,000000
4	0,000004	1,000000		0,769437
6	0,003635	1,000000	0,769437	

Tabela 78. Testy wielokrotnych porównań dla parametru X max i F max, ciśnienie 5 barów dla materiału Mucopren Soft.

X max			
podgrupa	kontrolna	1	2
kontrolna		0,532596	0,115008
1	0,532596		1,000000
2	0,115008	1,000000	
F max			
podgrupa	kontrolna	1	2
kontrolna		0,000000	0,001698
1	0,000000		0,187501
2	0,001698	0,187501	

Tabela 79. Testy wielokrotnych porównań dla parametru X max i F max, piaskowanie 50 μ dla materiału Mucopren Soft.

X max			
podgrupa	kontrolna	3	4
kontrolna		0,532596	1,000000
3	0,532596		0,205809
4	1,000000	0,205809	
F max			
podgrupa	kontrolna	3	4
kontrolna		0,009202	0,000016
3	0,009202		0,339097
4	0,000016	0,339097	

Tabela 80. Testy wielokrotnych porównań dla parametru X max i F max, piaskowanie 250 μ dla materiału Mucopren Soft.

X max			
podgrupa	kontrolna	5	6
kontrolna		0,421847	0,001454
5	0,421847		0,131513
6	0,001454	0,131513	
F max			
podgrupa	kontrolna	5	6
kontrolna		0,000618	0,001006
5	0,000618		1,000000
6	0,001006	1,000000	

Tabela 81. Testy wielokrotnych porównań dla parametru X max i F max, piaskowanie 500 μ dla materiału Mucopren Soft.

Zmienna	X max	F max
X max	1,00	0,17
F max	0,17	1,00

Tabela 82. Współczynnik korelacji Pearsona - zależność liniowa dla materiału Mucopren Soft.

Zmienna	X max	F max
X max	1,00	0,19
F max	0,19	1,00

Tabela 83. Współczynnik korelacji Spearmana - zależność rankingowa dla materiału Mucopren Soft.

N=311	b*	Bł. std.	b	Bł. std.	t(309)	p
W. wolny			1,517462	0,101667	14,92585	0,00
X max	0,169970	0,97099	0,043458	0,024826	1,75048	0,083013

Tabela 84. Dane szczegółowe linii regresji dla materiału Mucopren Soft.

12.8. Analiza statystyczna rodzajów utraty adhezji

materiał	liczność				w procentach			
	adhezyjne	kohezyjne	adhezyjno-kohezyjne	Wiersz	adhezyjne	kohezyjne	adhezyjno-kohezyjne	Wiersz
Ufi Gel	56	8	41	105	17,78%	2,54%	13,02%	33,33%
Sofreliner Tough S	0	105	0	105	0,00%	33,33%	0,00%	33,33%
Mucopren Soft	103	2	0	105	32,70%	0,63%	0,00%	33,33%
Ogółem	159	115	41	315	50,48%	36,51%	13,02%	100,00%

Tabela 85. Rodzaje utraty adhezji.

Materiał	adhezyjne	kohezyjne	adhezyjno-kohezyjne	Wiersz
Ufi Gel SC	53,33%	7,62%	39,05%	33,33%
Sofreliner Tough S	0,00%	100,00%	0,00%	33,33%
Mucopren Soft	98,10%	1,90%	0,00%	33,33%
Ogółem	50,48%	36,51%	13,02%	100,00%

Tabela 86. Prawdopodobieństwo rodzaju zerwania w zależności od danego materiału.

grupa	liczność				procent			
	adhezyjne	kohezyjne	adhezyjno-kohezyjne	Wiersz	adhezyjne	kohezyjne	adhezyjno-kohezyjne	Wiersz
0	25	17	3	45	7,94%	5,40%	0,95%	14,29%
1	28	17	0	45	8,89%	5,40%	0,00%	14,29%
2	15	16	14	45	4,76%	5,08%	4,44%	14,29%
3	22	18	5	45	6,98%	5,71%	1,59%	14,29%
4	25	15	5	45	7,94%	4,76%	1,59%	14,29%
5	23	15	7	45	7,30%	4,76%	2,22%	14,29%
6	21	17	7	45	6,67%	5,40%	2,22%	14,29%
Ogół	159	115	41	315	50,48%	36,51%	13,02%	100,00%

Tabela 87. Zestawienie rodzajów zerwania w zależności od badanych grup.

grupa	liczność				procent			
	adhezyjne	kohezyjne	adhezyjno-kohezyjne	Wiersz	adhezyjne	kohezyjne	adhezyjno-kohezyjne	Wiersz
0	12	0	3	15	11,43%	0,00%	2,86%	14,29%
1	13	2	0	15	12,38%	1,90%	0,00%	14,29%
2	0	1	14	15	0,00%	0,95%	13,33%	14,29%
3	7	3	5	15	6,67%	2,86%	4,76%	14,29%
4	10	0	5	15	9,52%	0,00%	4,76%	14,29%
5	8	0	7	15	7,62%	0,00%	6,67%	14,29%
6	6	2	7	15	5,71%	1,90%	6,67%	14,29%
Ogół	56	8	41	105	53,33%	7,62%	39,05%	100,00%

Tabela 88. Wpływ procentowy rodzajów zerwań w zależności od grupy dla materiału Ufi Gel SC.

Ufi Gel SC	adhezyjne	kohezyjne	adhezyjno-kohezyjne	Wiersz
0	80,00%	0,00%	20,00%	14,29%
1	86,67%	13,33%	0,00%	14,29%
2	0,00%	6,67%	93,33%	14,29%
3	46,67%	20,00%	33,33%	14,29%
4	66,67%	0,00%	33,33%	14,29%
5	53,33%	0,00%	46,67%	14,29%
6	40,00%	13,33%	46,67%	14,29%
Ogółem	53,33%	7,62%	39,05%	100,00%

Tabela 89. Prawdopodobieństwo rodzaju zerwania w zależności od danego podłoża dla materiału Ufi Gel SC.

X max (mm)							
grupa	średnia	dolny 95% CI	górnny 95%CI	SD	Median	95% dolny CI dla mediany	95% górnny CI dla mediany
adhezyjne	9,75059	9,053601	10,44758	2,602628	9,98750	9,55	10,42
kohezyjne	10,47975	8,997543	11,96196	1,772930	10,32500	9,54	11,11
adhezyjno-kohezyjne	10,01785	9,390128	10,64558	1,988746	10,30000	9,91	10,69
ogółem	9,91050	9,462537	10,35847	2,314786	10,04000	9,76	10,32
F max (MPa)							
grupa	średnia	dolny 95% CI	górnny 95%CI	SD	Median	95% dolny CI dla mediany	95% górnny CI dla mediany
adhezyjne	2,821051	2,601530	3,040572	0,819715	2,777601	2,64	2,91
kohezyjne	3,193318	2,846289	3,540346	0,415095	2,994691	2,81	3,18
adhezyjno-kohezyjne	2,901426	2,719474	3,083379	0,576457	3,009970	2,90	3,12
ogółem	2,880799	2,743361	3,018236	0,710182	2,890284	2,80	2,98

Tabela 90. Podstawowe parametry względem grup materiałów dla X max i F max dla materiału Ufi Gel SC.

	Wyniki testu	p	różnice
X max (mm)	0,53	0,76	nie
F max (MPa)	3,06	0,22	nie

Tabela 91. Wyniki testu Kruskala – Wallisa dla X max i F max.