

# Porównanie wielkości kąta zwilżania mas wyścielających Flexor<sup>®</sup>, Molloplast<sup>®</sup> B i GC-Reline II Soft<sup>®</sup>

## Comparison of contact angle of Flexor<sup>®</sup>, Molloplast<sup>®</sup> B and GC-Reline II Soft<sup>®</sup> denture liners

**Zdzisław Artur Bogucki**

Zakład Protetyki Stomatologicznej, Uniwersytet Medyczny im. Piastów Śląskich we Wrocławiu  
Department of Prosthetic Dentistry, Wrocław Medical University  
Kierownik: prof. dr hab. n. med. Włodzimierz Więckiewicz

---

### HASŁA INDEKSOWE:

kąt zwilżania, miękkie materiały wyścielające, nasiąkliwość silikonu

---

---

### KEY WORDS:

contact angle, soft lining materials, water absorption of silicone

---

### Streszczenie

**Wprowadzenie.** Kliniczne zastosowanie trwale miękkich mas wyścielających jest dobrze znane. Są one stosowane w celu zmniejszenia dolegliwości bólowych spowodowanych oddziaływaniem twardej płyty protezy na śluzówkowo-kostne podłoże protetyczne. Można je stosować do podścielania protez całkowitych lub częściowych. Istotne jest ich zastosowanie w leczeniu po operacyjnym w obrębie twarzoczaszki, szczególnie w protezach po rozszczepie podniebienia oraz protezach porsekcyjnych. Badania ich właściwości są opisywane w literaturze, jednak przeprowadzono niewiele badań dotyczących zwilżalności tych materiałów.

**Cel pracy.** Celem pracy jest ocena kąta zwilżania oraz właściwości hydrofilowych lub hydrofobowych trzech materiałów elastycznych na bazie żywicy silikonowej: Molloplast<sup>®</sup> B, Flexor<sup>®</sup> i GC-Reline II Soft<sup>®</sup>.

**Material i metody.** Cylindryczne próbki wykonane z Molloplast<sup>®</sup> B, Flexor<sup>®</sup> i GC-Reline II Soft<sup>®</sup> zostały umieszczone w elektronicznych urządzeniach pomiarowych. Kąt zwilżania badano natychmiast po wykonaniu próbek, po tygodniu, miesiącu i po trzech miesiącach.

**Wyniki.** Wyniki pomiarów kąta zwilżania miękkich materiałów przedstawiono w tabelach.

### Summary

**Introduction.** The clinical application of soft denture liners is well known. They are commonly used to reduce soreness caused by the action of hard denture plate on the mucososseous denture base and are suitable for both complete and partial dentures. Their significant application is in postoperative procedures following craniofacial surgeries, particularly for cleft palate prostheses, and for prostheses after resections. Their application has been described in the literature, however, little research has been conducted on their wettability.

**Aim of the study.** To assess the contact angle and hydrophilic or hydrophobic properties of three silicone resin materials: Molloplast<sup>®</sup> B, Flexor<sup>®</sup> and GC-Reline II Soft<sup>®</sup>.

**Material and methods.** Cylindrical samples were placed in the electronic measurement appliances. The contact angle was examined immediately after the samples were made, after one week, one month and three months.

**Results.** The measurements of contact angle of soft lining materials are presented in tables. After the three-month period, the contact angle for Flexors<sup>®</sup> specimens was 104.85°, it was 2.70 degrees higher than in the first measurement

Po trzech miesiącach kąt zwilżania próbek Flexor<sup>®</sup> wyniósł 104,85°, był wyższy niż w przypadku pierwszego pomiaru – o 2,70° (2,63%). Dla Molloplast<sup>®</sup> B średni kąt zwilżania wyniósł 106,35° po trzech miesiącach i był o 0,04 stopnia wyższy (0,37%), zaś dla GC-Reline II Soft<sup>®</sup> po trzech miesiącach średnia wartość kąta wzrosła z 104,44° do 104,7° (0,24%).

**Wnioski.** Z wyników niniejszej serii badań wynika, że różnice we wskaźniku kąta zwilżania są nieistotne w leczeniu klinicznym.

(2.63%). For Molloplast<sup>®</sup> B the mean contact angle was 106.35° after three months and it was 0.04 degrees higher (0.37%) and for GC-Reline II Soft<sup>®</sup>, after three months, the mean value of the angle increased from 104.44° to 104.7° (0.24%).

**Conclusions.** From the results of the present series of studies, it is evident that the differences in the contact angle index were insignificant in the clinical treatment.

## Wprowadzenie

Kliniczna przydatność miękkich materiałów do wyścielenia protez ruchomych jest dobrze znana. Stosowane są celem poprawy funkcji i komfortu użytkowania całkowitych lub częściowych ruchomych protez szczęki i żuchwy. Szczególnie poleca się ich użycie do podścielenia protez stosowanych w przypadkach rozszczepów podniebienia czy też ubytków porsekcyjnych w zakresie części twarzowej czaszki.<sup>1-3</sup> Badania ich właściwości są opisywane w literaturze, jednak przeprowadzono niewiele badań dotyczących zwilżalności tych materiałów.<sup>4-6</sup> Zwilżalność jest istotną właściwością materiałów warunkującą ich hydrofobowość lub hydrofilność. Wpływa ona także na agregację płytki bakteryjnej (dental plaque) do powierzchni miękkiego tworzywa.

Zjawisko zwilżania jest zwykle badane poprzez pomiar kąta zwilżania. Kiedy kropla płynu jest umieszczana na stałej powierzchni, jej kształt zależy zarówno od energii powierzchniowej ciała stałego, jak i napięcia powierzchniowego płynu. Gdy energia powierzchniowa ciała stałego jest niska, a napięcie powierzchniowe płynu jest wysokie, płyn ma tendencję do przyjmowania kulistego kształtu kropli. Na przykład, gdy kropla wody zostanie umieszczona na szkiełku pokrytym woskiem, przybierze

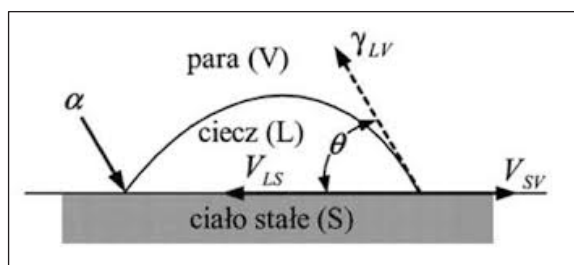
ona kształt kulisty. Natomiast gdy woda jest umieszczona na niepowlekanym szkiełku, kropla traci swój kulisty kształt i ma tendencję do rozlewania się i oraz zwilżania powierzchni podłoża. W przypadku płytki pokrytej woskiem widoczny jest kąt rozwarty, a ostry w przypadku płytki niepowlekanej. Różnica kąta zwilżania na dwóch podłożach spowodowana jest różnicą energii powierzchniowej między nimi. Powłoka woskowa zmniejsza energię powierzchniową podłoża i ogranicza interakcję między podłożem a kroplą. Różnica w napięciu powierzchniowym płynu może również skutkować podobną zmianą kąta zwilżania dla wspólnego podłoża. Zatem kąt zwilżania jest określany zarówno przez energię powierzchniową podłoża, jak i napięcie powierzchniowe płynu. Wysoki kąt zwilżania wskazuje na słabe zwilżanie, podczas gdy niski kąt sugeruje dobre zwilżanie. Kąt zwilżania może wynosić od 180° (stan niezwilżalny) do 0° (zwilżanie doskonałe). Wysoka energia powierzchniowa ciała stałego i niskie napięcie powierzchniowe cieczy zmniejszają kąt zwilżania, dlatego ważne jest, aby wziąć pod uwagę oba czynniki: energię powierzchniową i efekt napięcia powierzchniowego. W jamie ustnej powierzchnie zębów pokryte są biofilmem o niskiej energii powierzchniowej co ogranicza przyczepność płytki nazębnej.<sup>7,8</sup>

## Cel pracy

Celem pracy jest ocena kąta zwilżania oraz właściwości hydrofilowych lub hydrofobowych trzech materiałów stosowanych do wyścielania protez.

## Material i metoda

Do badań kąta zwilżania wybrano trzy materiały na bazie żywicy silikonowej: Molloplast<sup>®</sup> B (Detax GmbH & Co. KG, Niemcy), Flexor<sup>®</sup> (Weil-Dental, Niemcy) i GC-Reline II Soft<sup>®</sup> (GC Corporation, Tokio, Japonia). Z każdego materiału przygotowano pięć cylindrycznych próbek przy użyciu krążków z żywicy silikonowej o średnicy 30 mm i grubości 3 mm. Sposób ich przygotowania był zgodny z zaleceniami producenta. Następnie wszystkie próbki umieszczono w oddzielnych pojemnikach w wodzie destylowanej o temperaturze 37°C. Kąt zwilżania badano natychmiast po wykonaniu próbek, a następnie po tygodniu, 1 miesiącu i trzech miesiącach. Próbkę wyjmowano z pojemników, wodę powierzchniową usuwano za pomocą bibuły bibulowej. Zwilżalność mierzono oceniając kąt zwilżania utworzony pomiędzy powierzchnią kropli cieczy a powierzchnią ciała stałego, na którym spoczywała, metodą goniometryczną, z zastosowaniem mikroskopu szerokokątnego firmy Zeiss. Za pomocą mikropipety nanoszono dwie krople (po 5 µl każda) wody destylowanej na powierzchnię próbek. Mikropipeta nie jest dokładna dla tak małych ilości płynu, jednak w tym badaniu nie było konieczne, aby krople były dokładnie tej samej wielkości. Związane jest to z tym, że wielkość kąta zwilżania jest niezależna od spadku w przypadku ciał stałych o jednolitej powierzchni.<sup>9</sup> Aby osiągnąć większą precyzję, przeprowadzono drugie badanie zwilżalności, w którym próbkę silikonu przecięto na pół ostrzem skalpela. Kropla wody została umieszczona jak najbliżej krawędzi cięcia, aby ułatwić odczyt kąta zwilżania. Po odczytaniu wyników z drugiego



Ryc. 1. Schemat pomiaru.

badania zwilżalności próbkę umieszczano na regulowanym stoliku projektora profilowego, który rzucał wiązkę światła poza próbkę. Za pomocą szeregu lusterek i soczewek wiązka była kierowana na okrągły wziernik ze szkła matowego, gdzie tworzono powiększony obraz sylwetki powierzchni próbki i kropli wody. We wszystkich próbkach zastosowano powiększenie x50.

Oś pozioma na ekranie została wyrównana z powierzchnią bryły, a odchylenie od poziomu (0 stopni) odczytano ze skali na obwodzie. Oś pionowa została zrównana z powierzchnią kropli wody w kontakcie z ciałem stałym i odnotowano odchylenie od osi pionowej (0 stopni). Pierwszy pomiar odejmowano od drugiego, aby uzyskać kąt zwilżania. Zmierzony kąt był zewnętrznym kątem zwilżania powierzchni cieczy i ciała stałego (ryc. 1).

Gdy kąt był mniejszy niż 90 stopni, odczyt był wartością ujemną, a kropla miała kształt grzyba. Gdy kąt był większy niż 90 stopni, odczyt był wartością dodatnią i kropla została spłaszczona. Kąty zwilżania mierzono po obu stronach każdej z dwóch kropelek na każdej próbce, uzyskując w ten sposób cztery pomiary dla każdej próbki. Średnie z tych pomiarów posłużyły do analizy zewnętrznego kąta zwilżania.<sup>9</sup>

Wszystkie pomiary zostały obliczone według wzoru:

$$\operatorname{tg}\theta' = \frac{\sqrt{2 \cdot b(\text{av.}) \cdot h(\text{av.}) - h(\text{av.})^2}}{b(\text{av.}) - h(\text{av.})}$$

$$\theta = \operatorname{arc} \operatorname{tg}\theta' \quad \theta = 180 - \theta'$$

gdzie  $\theta$  – kąt zwilżania,  $b$  – połowa podstawy kropli,  $h$  – wysokość kropli.

## Wyniki

Wyniki tego badania przedstawiono w tabelach 1, 2 i 3. Pomiar kąta zwilżania materiału elastycznego Flexor® wykazuje jedynie niewielki wzrost w czasie. Średnia wartość kąta zwilżania próbek po tygodniu pozostawienia ich w wodzie destylowanej wynosiła średnio 101,88°, co w stosunku do średniej objętości wyjściowej – 102,16° zmniejszyło się o 0,43°, tj. 0,28%. Po miesiącu od rozpoczęcia badań

średnia wartość kąta zwilżania próbek w wyniku zaabsorbowania wody wzrosła do 102,47°, czyli o 0,31° – 0,5% w stosunku do początkowej średniej wielkości wyjściowej, wzrost o 0,59° w stosunku do poprzednich pomiarów. Pod koniec badań, po trzech miesiącach, wartość kąta zawilgocenia badanych płytek wyniosła 104,85°, co stanowi wzrost w stosunku do średniej wartości początkowej 2,70° – 2,63%.

Próbki wykonane z elastycznego materiału Molloplast® B wykazały podobny wzrost

Tabela 1. Zmiany kąta zwilżania masy Flexor® w czasie

Próba	Czas pomiaru									
	po wykonaniu	po 1 tygodniu			po 1 miesiącu			po 3 miesiącach		
	kąt (°)	kąt (°)	zmiana (°)	zmiana (%)	kąt (°)	zmiana (°)	zmiana (%)	kąt (°)	zmiana (°)	zmiana (%)
1	102,30	101,86	-0,44	99,5	102,29	-0,01	99,99	104,68	2,38	102,32
2	101,90	101,93	0,03	100,02	102,60	0,70	101,68	105,00	3,10	103,04
3	102,10	101,89	0,21	99,79	102,34	0,24	100,23	104,98	2,88	102,82
4	102,30	101,87	0,43	99,57	102,57	0,27	100,26	104,77	2,47	102,41
5	102,20	101,86	0,34	99,66	102,56	0,36	100,35	104,84	2,68	102,58
Średnia	102,16	101,88	-0,43	99,72	102,47	0,31	100,5	104,85	2,70	102,63

Tabela 2. Zmiany kąta zwilżania masy Molloplast® B w czasie

Próba	Czas pomiaru									
	po wykonaniu	po 1 tygodniu			po 1 miesiącu			po 3 miesiącach		
	kąt (°)	kąt (°)	zmiana (°)	zmiana (%)	kąt (°)	zmiana (°)	zmiana (%)	kąt (°)	zmiana (°)	zmiana (%)
1	105,87	104,79	-1,08	98,97	105,24	-0,63	99,40	106,25	0,38	100,35
2	105,99	104,95	-1,04	99,01	105,48	-0,51	99,51	106,43	0,42	100,41
3	105,88	104,95	-0,93	99,12	105,37	-0,51	99,51	106,35	0,47	100,44
4	106,01	105,24	-0,77	99,27	105,45	-0,56	99,47	106,32	0,31	100,29
5	105,98	104,89	-1,09	98,97	105,56	-0,42	99,60	106,40	0,42	100,39
Średnia	105,94	104,96	-0,98	99,06	105,32	-0,52	99,51	106,35	0,40	100,37

Tabela 3. Zmiany kąta zwilżania masy GC-Reline II Soft® w czasie

Próba	Czas pomiaru									
	po wy- konaniu	po 1 tygodniu			po 1 miesiącu			po 3 miesiącach		
	kąt (°)	kąt (°)	zmiana (°)	zmiana (%)	kąt (°)	zmiana (°)	zmiana (%)	kąt (°)	zmiana (°)	zmiana (%)
1	104,32	104,22	-0,1	99,9	104,12	-0,20	99,80	104,58	0,26	100,25
2	104,40	104,39	-0,01	99,99	104,18	0,22	99,78	104,60	0,20	100,19
3	104,35	104,32	-0,03	99,97	104,26	0,09	99,91	104,65	0,30	100,28
4	104,51	104,48	-0,03	99,97	104,37	0,14	99,86	104,45	0,06	99,94
5	104,62	104,55	-0,07	99,93	104,52	0,01	99,90	105,22	0,6	100,57
Średnia	104,33	104,20	-0,04	99,87	104,29	0,132	99,85	104,7	0,28	100,24

średniego pomiaru kąta zwilżania. Średnia wielkość wyniosła  $105,95^\circ$ , po tygodniu spadła do  $104,96^\circ$  co oznacza spadek o  $0,98^\circ - 0,94\%$ , po miesiącu wyniosła  $105,32^\circ$ , co daje spadek o  $0,52^\circ - 0,49\%$  w stosunku do pomiarów początkowych. Ostateczna średnia wartość kąta zwilżania, uzyskana po trzech miesiącach, wyniosła  $106,35^\circ$ , w porównaniu z początkowym pomiarem wykazała wzrost o  $0,40\%$ , czyli  $0,37^\circ$ .

Wyniki pomiaru kąta zwilżania próbek wykonanych z GC-Reline II Soft® wykazują niewielki spadek w czasie. Średnia wartość kąta zwilżania próbek po tygodniu pozostawienia ich w wodzie destylowanej wynosiła średnio  $104,20^\circ$ , co w stosunku do średniej objętości wyjściowej –  $104,33^\circ$  jest mniejsza o  $0,04^\circ$ , tj.  $0,18\%$ . Po miesiącu od rozpoczęcia badań średnia wartość kąta zwilżania próbek w wyniku zaabsorbowania wody wzrosła do  $104,29^\circ$ , czyli o  $0,09^\circ$  co stanowi zmniejszenie kąta o  $-0,15\%$  w stosunku do początkowej średniej wielkości wyjściowej. Pod koniec badań, po trzech miesiącach, wartość kąta zawilgocenia badanych płytek wyniosła  $104,70^\circ$ , co stanowi wzrost w stosunku do średniej wartości początkowej o  $0,24\%$ .

## Dyskusja

Wysoki kąt zwilżania wskazuje na słabą zwilżalność; niski kąt zwilżania wskazuje na dobre zwilżanie. Niezanieczyszczona powierzchnia o wysokiej energii, taka jak metale, jest całkowicie zwilżana czystymi cieczami i uzyskuje się zerowe kąty zwilżania. Substancje stałe o niskiej energii, takie jak polimery organiczne, wykazują niski kąt zwilżania i słabą zwilżalność.

Na podstawie pomiarów i oceny wzrostu średniego kąta zwilżania dla poszczególnych próbek wykonanych z materiałów elastycznych Flexor, GC-Reline II Soft® i Molloplast® B można stwierdzić, że badane materiały są materiałami hydrofobowymi i wykazują niski stopień wchłaniania wilgoci. Wyniki pomiaru kąta zwilżania wskazują, że materiały mają podobną zwilżalność. Wielkość tego parametru w zależności od czasu przebywania próbek w środowisku wody destylowanej o stałej temperaturze  $37^\circ\text{C}$  uległa niewielkiej zmianie. Charakterystyczne jest, że rozrzut nie wykazuje takiej samej dynamiki wzrostu średniej wielkości kąta zwilżania badanych materiałów, szczególnie w pierwszym okresie badań próbek. Molloplast® B początkowo

charakteryzował się wyższym kątem zwilżania niż Flexor® i po okresie trzech miesięcy wartość ta wzrosła o 0,37%, natomiast Flexor® o początkowej wartości wchłaniania niższej niż Molloplast® B wykazał po trzech miesiącach wzrost wartości kąta zwilżania o 2,63% w stosunku do wartości wyjściowych. Podobnie przebiegała dynamika rozkładu średnich wartości w przypadku GC-Reline II Soft®. W protezycie dentystycznej do leczenia urazów błony śluzowej jamy ustnej często stosuje się elastyczne materiały do podścielania protez. Najpoważniejszymi problemami związanymi z tymi materiałami jest kolonizacja i zakażenie powierzchni podścielonej protezy przez *Candida albicans*. Może to spowodować grzybicze zapalenie jamy ustnej. Właściwości zwilżalności miękkich materiałów wyścielających mają istotne różnice w przyczepności *C. albicans*. Uważa się, że powstawanie płytki protez jest inicjowane przez przyleganie drobnoustrojów do powierzchni materiałów dentystycznych, a późniejsza kolonizacja mikrobiologiczna może nastąpić przez podział tych przylegających. Początkowe przyleganie mikroorganizmów do materiałów dentystycznych jest ważnym czynnikiem w przewidywaniu zanieczyszczenia mikrobiologicznego. Sorpcja wody zależy od stopnia hydrofobowości i porowatości materiałów. Wysoka sorpcja wody miękkich materiałów wyścielających powodują zmianę wymiarów i oddzielenie od podstawy protezy, utratę sprężystości, przebarwienia lub nieprzyjemny zapach. Adhezja bakterii do miękkich materiałów zależy od takich czynników, jak szorstkość materiałów i ich hydrofobowość. Ważnym czynnikiem jest również ich zdolność do przyciągania wody oraz wpływ białek śliny, które zapewniają miejsca receptorowe dla specyficznego przylegania mikroorganizmów. Uzyskane wyniki są zbieżne z pracami nad miękkimi materiałami silikonowymi autorów: Waters i wsp., Zissis i wsp., Nikawa i wsp., Fraunhofer i Sichina, McCabe, Kasuga

i wsp. oraz innych.<sup>2-4,9-14</sup> W konkluzji można stwierdzić, że zmiany wielkości kąta zwilżania badanych materiałów elastycznych, które stwierdzono w ciągu trzech miesięcy badań, są bardzo małe, co nie powinno wpływać na właściwości fizyko-chemiczne tych materiałów.

## Wnioski

Wyniki badań próbek Flexor®, Molloplast® B i GC-Reline II Soft® wskazują, że różnice we wskaźniku kąta zwilżania w trakcie trzy-miesięcznego okresu były małe i są nieistotne w leczeniu klinicznym.

## Piśmiennictwo

1. Buch D, Beal Y: Surface Conditions and Viscoelastic Properties of the Denture Liner Permaflex. *Int J Prosthodont* 1995; 3: 285-291.
2. McCabe JF: A polyvinylsiloxane denture soft lining material. *J Dent* 1998; 26: 521-526.
3. Fraunhofer von JA, Sichina WJ: Characterization of the Physical Properties of Resilient Denture Liners. *Int J Prosthodont* 1994; 2: 120-128.
4. Kasuga Y, Akiba N, Minakuchi S, Uchida T, Matsushita N, Hishimoto M, Hayakawa I: Development of Soft Denture Lining Materials Containing Fluorinated Monomers. *J Jap Prosthodont Soc* 2008; 52: 183-188.
5. Kawano F, Dootz ER, Koran A, Craig RG: Comparison of bond strength of six soft denture liners to denture base resin. *J Prosthet Dent* 1992; 4: 368-371.
6. Mutluay MM, Ruyter IR: Evaluation of bond strength of soft relining materials to denture base polymers. *Dent Mater* 2007; 23: 1373-1381.
7. Meyer E, Maas S: Werkstoffkundliche Untersuchung des weichbleibenden Unterfütterungsmaterials Flexor. Universität Berlin 1990.

8. *Nikawa H, Iwanaga H, Kameda M, Hamada T*: In vitro evaluation of *Candida albicans* adherence to soft denture-lining materials. *J Prosthet Dent* 1992; 5: 804-808.
9. *Nikawa H, Yamamoto T, Hamada T*: Effect of components of resilient denture-lining materials on the growth, acid production and colonization of *Candida albicans*. *J Oral Rehabil* 1995; 22: 817-824.
10. *Veres EM, Wolfaardt JF, Becker PJ*: An evaluation of the surface characteristics of a facial prosthetic elastomer. Part III: Wettability and hardness. *J Prosthet Dent* 1990; 4: 466-471.
11. *Waters MGJ, Jagger RG, Jerolimov V, Williams KR*: Wettability of denture soft-lining materials. *J Prosthet Dent* 1995; 6: 644-646.
12. *Waters MGJ, Jagger RG, Polyzois GL*: Wettability of silicone rubber maxillofacial prosthetic materials. *J Prosthet Dent* 1999; 4: 439-443.
13. *Wright PS*: Characterization of the adhesion of soft lining materials to Poly(methylmethacrylate). *J Dent Res* 1982; 61: 1002-1005.
14. *Zissis AJ, Polyzois GL, Jagger RG, Waters MGJ*: Wettability of Visible Light-Curing Denture Lining Materials. *Int J Prosthodont* 2001; 3: 250-254.

Zaakceptowano do druku: 11.03.2021 r.

Adres autora: 50-425 Wrocław, ul. Krakowska 26.

© Zarząd Główny PTS 2021.