

Porównanie metod polimeryzacji protez całkowitych – na podstawie piśmiennictwa

Comparison of the polymerization techniques of the complete dentures. A literature review

Magda Sobczyk, Tomasz Godlewski

Katedra Protetyki Stomatologicznej Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego
Kierownik: prof. dr hab. E. Mierzwińska-Nastalska

HASŁA INDEKSOWE:

żywica akrylowa, metoda puszkowania protez,
metoda wtryskowa

KEY WORDS:

acrylic resin, compression-molding technique,
injection-molding technique

Streszczenie

Żywica akrylowa wykazuje skurcz polimeryzacyjny powstający podczas przekształcania cząsteczek monomeru w cząsteczki polimeru. Wpływa on na zmianę wymiarów wykonywanej protezy całkowitej prowadząc czasami do nieodpowiedniego przylegania do odwzorowywanego pola protetycznego. W celu eliminacji lub zmniejszenia powyższego skutku ubocznego opracowano nowe metody polimeryzacji. W poniższej pracy porównane zostały metody puszkowania protez oraz metoda wtryskowa. Metodami badawczymi stosowanymi w analizowanych pracach były pomiary szczeliny powstałej pomiędzy protezą a podłożem na tylnej granicy płyty protezy, ważenie silikonowego materiału wyciskowego pozostającego po wycisku czy pomiary odległości pomiędzy ściśle określonymi punktami czy specjalnie spreparowanymi znacznikami. Skurcz polimeryzacyjny występował zawsze, bez względu na metodę polimeryzacji. Część prezentowanych autorów nie stwierdza statystycznie istotnych różnic w wielkości tego skurczu polimeryzacyjnego pomiędzy powyższymi metodami. Prace innych autorów z kolei wskazują na mniejszy skurcz polimeryzacyjny w przypadku metody wtryskowej.

Summary

Acrylic resin exhibits polymerization shrinkage, resulting from the conversion of monomer molecules into polymer molecules. This affects the dimensional change of complete denture sometimes leading to inadequate adherence. To eliminate or reduce the above side effect new polymerization methods have been developed. In this study we compare injection-molding and compression-molding techniques. The study comprised the measuring of the gap formed between the prosthesis and the plaster model at the posterior border, the weighing of silicone impression material remaining after the impression and the measuring of the distance between strictly defined points or crafted index marks. The polymerization shrinkage has always been observed, regardless of the used polymerization method. Some authors do not evidence statistically significant differences between the methods used to measure the size of the polymerization shrinkage. Other researchers indicate a smaller shrinkage when the injection-molding method is used. On account of discrepancies between the results of different methods it is difficult to state explicitly, which method is better. On the other hand the majority of the ana-

W związku z rozbieżnościami pomiędzy wynikami różnych badań nie można jednoznacznie stwierdzić, która z metod jest lepsza. Większość analizowanych prac sugeruje jednak mniejszy wpływ metody wtryskowej na podniesienie wysokości zwarcia, dając tym samym przewagę metodzie wtryskowej w tym aspekcie. Zawsze jednak należy wziąć pod uwagę warunki przeprowadzonych badań, gdyż szereg czynników towarzyszących opisywanemu procesowi technologicznemu tj. uwalnianie protezy z puszkii polimeryzacyjnej, polerowanie i późniejsza obróbka dodatkowo mogą powodować powstanie niedokładności.

Współczesna stomatologia rozwija się bardzo szybko dzięki zastosowaniu coraz nowszych materiałów i technologii. Pomimo ciągłych innowacji, polimetakrylan metylu (PMMA) wciąż jest najczęściej używanym materiałem w wykonawstwie protez całkowitych czy częściowych osiadających. Wśród wielu niekwestionowanych zalet, tj. dobra stabilność wymiarowa, niewielka sorpcja wody, niewielka rozpuszczalność w wodzie, odporność na działanie słabych kwasów i zasad, biogodność, estetyka, łatwość naprawy (1), PMMA posiada również swoje ograniczenia. Należą do nich wytrzymałość mechaniczna, kurczliwość podczas polimeryzacji, porowatość, znaczna ścieralność (2). Dobrze utrzymanie protez uzależnione jest m.in. od retencji, czyli oporu stawianego podczas zdejmowania protezy. Jednym z czynników sprzyjających retencji jest dokładne przyleganie do tkanek (3). Stąd dąży się do wykonania protezy dokładnie odwzorowującej pole protetyczne m.in. poprzez ograniczenie wcześniej wspomnianej niekorzystnej cechy tj. skurczu polimeryzacyjnego. Całkowita jego eliminacja wydaje się być niemożliwa w związku z mechanizmem reakcji polimeryzacji. Polega ona na łączeniu się cząsteczek o małej masie tzw. monomerów posiadających

lyzed works suggest a lower impact of the injection-molding technique on the vertical dimension increase, which makes this method predominant in this aspect. The conditions in which the study is carried out should always be taken into account since varied factors present in the technological processes, e.g., during deflasking, polishing or processing of denture may cause some inaccuracies.

w swojej budowie chemicznej wiązania podwójne. Ich rozerwanie umożliwia przyłączenie kolejnych molekuł. W rezultacie powstaje cząsteczka o dużej masie (4). Substrat i powstający produkt różnią się gęstością, wynoszącą odpowiednio 0,945 g/cm³ – monomer oraz 1,16-1,18 g/cm³ – polimer. Wiąże się to z 21% zmniejszeniem objętości monomeru podczas wytwarzania polimeru skutkujące niedokładnym przyleganiem płyty protezy do tkanek podłoża protetycznego (1). Obserwowane jest ono jako uniesienie płyty protezy od modelu w rejonie tylnej granicy płyty protezy w linii pośrodkowej oraz przemieszczenie zębów w protezie mogące prowadzić do zaburzeń okluzji (5-7). Obecnie wykorzystywane są różne techniki polimeryzacji m.in. najczęściej stosowana metoda polimeryzacji termicznej, metoda wtryskowa czy metoda wlewowa. Spośród wyżej wymienionych, szczegółowo w tym artykule omówione zostaną dwie z nich.

Metoda puszkowania odwrotnego

Metoda puszkowania odwrotnego jest najczęściej wykorzystywaną metodą polimeryzacji termicznej. Rozpoczyna się ona od zwilżenia wodą przygotowanego modelu z protezą, który następnie zatapiający jest do obrzeży płyty

protezy w gipsie w dolnej części puszkii polimeryzacyjnej. Po wygładzeniu i związaniu gipsu izoluje się go roztworem izolacyjnym, by następnie po nałożeniu drugiej części puszkii polimeryzacyjnej dopełnić ją gipsem. Ponownie należy odczekać aż do związania masy wypełniającej puszkę, a następnie włożyć puszkę do gorącej wody w celu uplastycznienia wosku. Po otwarciu puszkii wosk usuwa się, powierzchnie gipsowe wyparza, osusza i ponownie izoluje się Isolitem. Po wyschnięciu izolatora oraz wystudzeniu formy nakłada się ciasto akrylowe, składa obydwie części puszkii, ścisną ją i wolno prasuje pozostawiając w prasie przez ok. 30 min. Niedokładne postępowanie na tym etapie skutkuje podniesieniem wysokości zwarcia. Następnie puszkę oprawia się w ramkę ze sprężynami by móc umieścić ją w automatycznym polimeryzatorze lub łaźni wodnej (8). Parametry procesu różnią się w zależności od sposobu polimeryzacji. Wyróżniamy polimeryzację szybką, polegającą na umieszczeniu puszkii w wodzie o temperaturze 80-90°C, podgrzaniu do 100°C i gotowaniu przez 20-30 min. Przykładem materiałów należących do tej grupy mogą być Vertex Rapid, Villacryl H Rapid (Zhermapol). Drugim rodzajem jest polimeryzacja długoczasowa. Polega na umieszczeniu puszkii w wodzie o temperaturze 40-60°C, powolnym ogrzaniu do temperatury 75°C utrzymywanej przez godzinę, następnie ponownie podnosi się temperaturę do 100°C utrzymywanej przez kolejną godzinę. Przykładowymi materiałami są Villacryl H (Zhermapol), Palladon 65 (Kulzer), Probace Hot (Ivoclar), Meliodent Heat Cure (Heraeus), SR-Ivocap Triplex Hot (Ivoclar). Po zakończeniu polimeryzacji puszkę wraz z materiałem należy powoli schładzać, co zapobiega powstawaniu naprężeń wewnątrz materiału (9).

Metoda wtryskowa

Jest to metoda w założeniu której dzięki kontrolowaniu procesu polimeryzacji, możliwa jest weryfikacja skurczu polimeryzacyjnego poprzez

uzupełnianie materiału podczas polimeryzacji. Proces technologiczny rozpoczyna się od zaizolowania w wodzie modelu z protezą oraz zatopienia w gipsie jednej z części puszkii podobnie jak ma to miejsce w opisanym powyżej procesie puszkowania. Następnie należy umieścić woskowe kanały wtryskowy oraz odpowietrzający i zaizolować powierzchnię gipsu płynem izolacyjnym. Kolejno zakłada się drugą część puszkii polimeryzacyjnej i schemat postępowania przebiega podobnie do momentu izolacji powierzchni gipsowych. Do szablonu należy wprowadzić lejek, złożyć obie części puszkii oraz umocować w kolumnie. Następnie przygotowuje się materiał poprzez zmieszanie proszku i płynu znajdujących się w plastikowych naczyniach w ściśle określonych proporcjach. Po upływie 5 minut kapsułę z PMMA umieszcza się w puszcze i wprowadza do komory polimeryzacyjnej, którą umieszcza się w kąpieli wodnej. Od tej chwili rozpoczyna się proces wtrysku, który jest w pełni zautomatyzowany. Polimeryzacja rozpoczyna się w dolnej części puszkii. Występujący skurcz polimeryzacyjny jest kompensowany poprzez dotłaczany pod ciśnieniem (6 atm) niespolimerizowany akryl (9). Jak podaje producent SR-Ivocap proces polimeryzacji przeprowadza się w temperaturze 100°C przez 35 minut. Po zakończonym procesie przed otwarciem puszkii należy ją schłodzić w zimnej wodzie – 20 minut ciągle utrzymując ciśnienie 6atm, następnie 10 minut bez wywierania dodatkowego ciśnienia. W przypadku innych systemów parametry procesu mogą różnić się między sobą również pomiędzy rodzajem użytych materiałów. Uwolniona proteza podlega tradycyjnej obróbce. Najczęściej wykorzystywanym systemem metody wtryskowej jest SR-Ivocap (Ivoclar Vivadent). Na rynku znaleźć można również IvoBase Injection System (Ivoclar Vivadent), UNIPRESS Injection System (Schutz Dental GmbH), Palajet Injection System (Heraeus) czy Success Injection System (Dentsply) zaś przykładem stosowanych materiałów są SR-Ivocap High Impact (Ivoclar),

IvoBase Hybrid oraz IvoBase Impact (Ivoclar Vivadent), FuturaGen (Schutz Dental GmbH), PalaXpress (Heraeus).

Nie bez znaczenia podczas analizy wyników dostępnych badań są metody i warunki ich przeprowadzania. Część autorów wykorzystwała w swoich pracach bezzębny model szczęki odpowiednio powielony, na którym wykonywano płytę protezy bez zębów (10-12) lub z zębami (13-15). Wiadomo, iż kształt podniebienia twardego w sposób istotny wpływa na wzór nieszczelności tylnej granicy. W przypadku podniebienia płaskiego najczęściej obserwuje się szeroką szczelinę na tylnej granicy pobrzeży płyty protezy, z kolei podniebienia wysoko wysklepione prezentują nieszczelność głównie w linii pośrodkowej (3), a więc zasięg nieszczelności jest różny w obu przypadkach. Również obecność zębów w protezie zmienia ilość występujących niedokładności (7). Użycie modeli o odmiennej budowie anatomicznej wpływało będzie zatem na wyniki prowadzonych pomiarów. W celu eliminacji powyższej zmiennej część badaczy wykorzystowało specjalnie spreparowane próbki o różnych kształtach (16-18). Warunki tych badań odbiegają jednak od sytuacji klinicznej.

W celu określenia dokładności przylegania czy zmian wymiarów protez w analizowanych pracach stosowano mikroskopowe pomiary szczeliny na tylnej granicy protezy oraz ważenie elastomerowego materiału wyciskowego znajdującego się po pobraniu wycisku po wewnętrznej, niepolerowanej stronie protezy (11, 13), pomiary odległości pomiędzy specjalnie spreparowanymi znacznikami (7, 10, 14), pomiary odległości pomiędzy zębami trzonowymi (15). W przypadku próbek w celu weryfikacji zniekształceń liniowych dokonywano pomiarów odległości pomiędzy ściśle określonymi punktami (16-18) oraz wykorzystano prawo Archimedesusa do oceny zmian objętościowych (11, 17).

We wszystkich prezentowanych pracach

użyto do badań polimetakrylan metylu, jednakże niejednokrotnie były to produkty różnych firm. *Bahra S.E* i wsp. (17) porównał różne PMMA wykorzystując kilka systemów metody wtryskowej. Wykazał, iż użycie nawet tego samego systemu – IvoBase Injection System i polimerów produkowanych przez tą samą firmę – Ivoclar (IvoBase Hybrid oraz IvoBase Hi Impact) nie jest gwarancją uzyskania identycznych pod względem wymiarów próbek. Rozbieżność wyników przypisuje naturze materiału, proporcji proszek:płyn podczas przygotowywania czy protokołowi polimeryzacji, który charakteryzuje się różnymi parametrami dla różnych systemów. Większość prac przedstawia wpływ metody polimeryzacji na właściwości protezy pomijając wpływ użytego materiału. Znaczenie powyższego potwierdzają w swoich pracach również inni autorzy (11, 18, 19). W związku z powyższym materiały od różnych producentów, różne techniki polimeryzacji a nawet różne systemy w obrębie tej samej metody mogą powodować powstanie produktu o innych wartościach skurczu polimeryzacyjnego.

Pozostaje pytanie jakie oddziaływanie ma metoda polimeryzacji na dopasowanie protezy. *Gharechahi* i wsp. (16) przeprowadzili badania, w których starali się wyeliminować jak największą ilość zmiennych mających wpływ na otrzymywane wyniki. Zastosowano kwadratowe próbki wykonane z akrylu tej samej firmy wykorzystując tytułowe metody polimeryzacji. Dodatkowo próbki badano po 24h, 48h oraz 12 dniach zanurzenia w wodzie. Wykazano większą dokładność wymiarów próbek wykonanych metodą wtryskową w każdym momencie pomiarów. Wykorzystując w badaniach model szczęki *Parvazi* i wsp. (14) również stwierdził mniejszą deformację w przypadku metody wtryskowej. Podał, iż wartość skurczu dokonując pomiaru w poprzek łuku wynosi 0,65% (0,21 mm) dla metody wtryskowej oraz 0,9% (0,29 mm) dla metody puszkowania. *Woelfel*

i wsp. (20) z kolei oszacował, iż skurcz rzędu 0,5 mm nie powodował znaczącego zniekształcenia oraz dyskomfortu podczas użytkowania a dopiero wzrost do wartości 0,9 mm wpływał na złe dopasowanie protezy. W zgodzie z twierdzeniem, iż metoda wtryskowa pozwala uzyskać protezę lepiej dopasowaną w porównaniu do metody konwencjonalnej są wyniki badań przeprowadzonych przez *Ganzarolli* i wsp. (11). *Sykora i wsp.* (21) uzyskali również podobne rezultaty tłumacząc je następującymi cechami metody wtryskowej: mniejszym cząsteczkom płynnej żywicy w porównaniu do żywicy wykorzystywanej w metodzie konwencjonalnej, niższej temperaturze polimeryzacji, braku przemieszczania się dwóch połówek puszkii polimeryzacyjnej w trakcie procesu polimeryzacji. Ocenie poddano również zmiany występujące w wysokości zwarcia. W przypadku metody puszkowania wcześniej wspomniane niedokładne dociśnięcie puszkii polimeryzacyjnej skutkuje podniesieniem wysokości zwarcia. W metodzie wtryskowej proces wtrysku i polimeryzacji zachodzi w uprzednio zamkniętej puszcze, eliminując tym samym ryzyko niedokładnego dociśnięcia. I tak przedstawiono wyniki, iż protezy wykonane metodą wtryskową wykazywały mniejszy wzrost w wysokości zwarcia w porównaniu do protez wykonanych metodą puszkowania (15, 21-23). *Campos* i wsp. dodatkowo ocenili stopień utraty kontaktów zwarciowych wynoszący 37,85% dla metody puszkowania oraz 20,8% dla metody wtryskowej (24) skutkujące lepszą stabilizacją oraz skróceniem czasu potrzebnego do dostosowania protezy wykonanej metodą wtryskową.

Niektóre badania jednak nie wykazują różnicy pomiędzy metodą przeprowadzonej polimeryzacji a dopasowaniem protezy. *Chung-Jae* i wsp. (13) uzyskali w swoich badaniach identyczne wyniki pomiarów szerokości szczeliny tylnej granicy płyty protezy czy podobne wagi materiału wyciskowego dla obydwu badanych

grup, wskazując brak znaczącego wpływu polimeryzacji metodą wtryskową i puszkowania na dopasowanie protezy. Również *Jackson* i wsp. (10) oraz *Andreas* i wsp. (12) nie zaobserwowali istotnych różnic. Podobne rezultaty uzyskali w swoich pracach *Anthony* i wsp., *Skinner* i wsp. oraz *Grunewald* i wsp. (25-27). Oceniali oni protezy również przed i po polerowaniu, wskazując na wpływ obróbki na zmianę kształtu protezy, jednak bez możliwości przewidzenia kierunku tych zmian. Badacze nie stwierdzają przewagi jednej metody nad drugą sugerując, iż dopasowanie protezy nie powinno być podstawowym kryterium podczas wyboru metody polimeryzacji.

Niedokładne odwzorowanie pola protezycznego wynika nie tylko z samego zjawiska skurczu polimeryzacyjnego. Dodatkowe zmiany kształtu protezy pojawić się mogą podczas procesu chłodzenia termicznie polimerizowanej protezy, jako wynik różnicy pomiędzy współczynnikami rozszerzalności termicznej PMMA i gipsu (28). Zniekształcenia pojawiają się również podczas uwalniania protezy z gipsu po zakończonym procesie polimeryzacji, co jest wynikiem uwolnienia wewnętrznego stresu powstałego podczas polimeryzacji (13). Zjawiskiem, które pozwoli częściowo skompensować powstały skurcz polimeryzacyjny jest absorpcja wody przez PMMA, prowadząca do niewielkiego wzrostu objętości protezy (29). Nie można pominąć również wpływu obróbki protez na zmianę ich kształtu. Podczas polerowania, wycieniania płyty protezy czy odcinania kanału wtryskowego również może dojść do zmiany kształtu protezy i jej późniejszego niedopasowania. Przedstawiono wiele czynników, mających wpływ na dokładne dopasowanie protezy, które należy uwzględnić podczas analizy wyników różnych publikacji. Jedynie identyczne warunki przeprowadzonych badań pozwalają na obiektywne porównanie prezentowanych rezultatów.

Podsumowanie

Przedstawione badania nie odpowiadają w sposób jednoznaczny na pytanie dotyczące wpływu metody polimeryzacji na stopień dopasowania protezy. Szereg czynników ogranicza analizę, nie pozwalając na dokładne porównanie różnych wyników. Założenia metody wtryskowej o ciągłym uzupełnianiu PMMA podczas polimeryzacji mającym kompensować powstający skurcz polimeryzacyjny wydają się w logiczny sposób tłumaczyć dlaczego ta metoda powinna charakteryzować się mniejszym skurczem polimeryzacyjnym. Jednakże rzeczywistość przedstawionych wyników nie zawsze potwierdza tę tezę. Niewątpliwie należy wziąć pod uwagę czynniki również zaburzające dopasowanie protezy, tj. uwalnianie protezy z puszki polimeryzacyjnej czy późniejszą obróbkę i polerowanie. Możliwe, że czynności następujące po zakończonym procesie polimeryzacji zaburzają ocenę skuteczności prezentowanej metody. Większość publikacji potwierdza jednak przewagę metody wtryskowej nad konwencjonalną metodą puszkowania w odniesieniu do mniejszego podniesienia wysokości zwarcia. Z klinicznego punktu widzenia jest to istotny element pozwalający na właściwą i szybszą adaptację. Zrównoważona, prawidłowa okluzja wpływa również korzystnie na stabilizację protezy. Fakt ten daje przewagę metodzie wtryskowej nad metodą puszkowania. Niemniej jednak PMMA oraz metody jego polimeryzacji w dalszym ciągu nie są w pełni satysfakcjonujące.

Piśmiennictwo

1. *Craig R.G.*: Materiały stomatologiczne. Elsevier Urban & Partner Wrocław, 2006.
2. *Frączak B., Sobolewska E., Ey-Chmielewska H., Skowronek M., Błażewicz S.*: Wpływ czasu polimeryzacji na właściwości fizykochemiczne tworzywa akrylowego Vertex R.S. *Annales Academiae Medicae Stetinensis. Roczniki Pomorskiej Akademii Medycznej w Szczecinie*, 2009, 55, 3, 60-64.
3. *Spiechowicz E.*: Protetyka stomatologiczna. Wydawnictwo Lekarskie PZWL Warszawa, 2008.
4. *Hupfauf L.*: Protetyka stomatologiczna. Protezy całkowite. Urban & Partner Wrocław, 1994.
5. *Barsoum W.M., Eder J., Asgar K.*: Evaluating the accuracy of fit of aluminium-cast denture bases and acrylic resin bases with a surface meter. *J. Am. Dent. Assoc.*, 1968, 76, 82-88.
6. *Lechner S.K., Lautenschlager E.P.*: Processing changes in maxillary complete dentures. *J. Prosthet. Dent.*, 1984, 52, 20-24.
7. *Baemmert R.J., Lang B.R., Barro M.T. Jr, et al.*: Effects of denture teeth on the dimensional accuracy of acrylic resin denture bases. *Int. J. Prosthodont.*, 1990, 3, 528-537.
8. *Spiechowicz E.*: Współczesne postępowanie laboratoryjne w protetyce stomatologicznej. Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich Warszawa, 1980.
9. *Raszewski Z.*: Nowe spojrzenie na tworzywa akrylowe. Wydawnictwo Elamed, 2009.
10. *Jackson A.D., Grisius R.J., Fenster R.K., Lang B.R.*: The dimensional accuracy of two denture base processing methods. *Int. J. Prosthodont.*, 1989, 2, 5, 421-428.
11. *Ganzarolli S.M., Nunes de Mello J.A., Shinkai R.S., Del Bel Cury A.A.*: Internal adaption and some physical properties of methacrylate-based denture base resins polymerized by different techniques. *J. Biomed. Mater. Res. Part B Appl. Biomater.*, 2007, 82B, 1, 169-173.
12. *Artopoulos A., Juszczak A.S., Rodriguez J.M., Clark R.K.F., Radford D.R.*: Three-dimensional processing deformation of three denture base materials. *J. Prosthet. Dent.*, 2013, 110, 481-487.
13. *Chung-Jae L., Sung-Bem B., Ji-Young B., Hae-Hyoun L.*: Comparative adaption ac-

- curacy of acrylic denture bases evaluated by two different methods. *Dent. Mater. J.*, 2010, 29, 411-417.
14. *Parvizi A., Lindquist T., Schneider R., Williamson D., Boyer D., Dawson D.V.*: Comparison of the dimensional accuracy of injection-molded denture base materials to that of conventional pressure-pack acrylic resin. *J. Prosthodont.*, 2004, 13, 83-89.
 15. *Keenan P.L.J., Radford D.R., Clark R.K.F.*: Dimensional change in complete dentures fabricated by injection molding and microwave processing. *J. Prosthet. Dent.*, 2003, 89, 37-44.
 16. *Gharechahi J., Asadzadeh N., Shahabian F., Gharechahi M.*: Dimensional changes of acrylic resin denture bases: conventional versus injection-molding technique. *J. Dent. (Teheran)*, 2014, 11, 4, 398-405.
 17. *Bahra S.E., Ludwig K., Samran A., Freitag-Wolf S., Kern M.*: Linear and volumetric dimensional changes of injection-molded PMMA denture base resins. *Dent. Mater.*, 2013, 29, 11, 1091-1097.
 18. *Baydas S., Bayindir F., Akyil M.S.*: Effect of processing variables (different compression packing processes and investment material types) and time on the dimensional accuracy of polymethyl methacrylate denture bases. *Dent Mater J.*, 2003, 22, 2, 206-213.
 19. *Consani R.L.X., Domitti S.S., Rizzatti Barbosa C.M., Consani S.*: Effect of commercial acrylic resins on dimensional accuracy of the maxillary denture base. *Braz. Dent. J.*, 2002, 13, 1, 57-60.
 20. *Woelfel J.B., Paffenbarger G.C., Sweeney W.T.*: Dimensional changes occurring in dentures during processing. *J. Am. Dent. Assoc.*, 1960, 61, 413-430.
 21. *Sykora O., Sutow E.J.*: Comparison of the dimensional stability of two waxes and two acrylic resin processing techniques in the production of complete dentures. *J. Oral Rehabil.*, 1990, 17, 219-227.
 22. *Strohaver R.A.*: Comparison of changes in vertical dimension between compression and injection molded complete dentures. *J. Prosthet. Dent.*, 1989, 62, 716-718.
 23. *Nogueria S.S., Ogle R.E., Davis E.L.*: Comparison accuracy between compression – and injection-molded complete dentures. *J. Prosthet. Dent.*, 1999, 82, 291-300.
 24. *Campos M.S., Cavalcanti B.N., Cunha V.P.P.*: Occlusal changes in complete dentures processed by Pack-and-Press and Injection-Pressing techniques. *J. Prosthodont. Rest. Dent.*, 2005, 13, 78-80.
 25. *Anthony D.H., Peyton F.A.*: Dimensional accuracy of various denture-base materials. *J. Prosthet. Dent.*, 1962, 12, 67-81.
 26. *Skinner E.W., Cooper E.N.*: Physical properties of denture resins: Part I. Curing shrinkage and water sorption. *I. Am. Dent. Assoc.*, 1943, 30, 1845-1852.
 27. *Grunewald A.H., Paffenbarger G.C., Dickson G.*: The effect of molding processes on some properties of denture resins. *J. Am. Dent. Assoc.*, 1952, 44, 269-284.
 28. *Laughlin G.A., Eick J.D., Glaros A.G., Young L., Moore D.J.*: A comparison of palatal adaptation in acrylic resin denture bases using conventional and anchored polymerization techniques. *J. Prosthodont.*, 2001, 10, 204-211.
 29. *Woelfel J.B., Paffenbarger G.C.*: Dimensional changes occurring in artificial dentures. *Int. Dent. J.*, 1959, 9, 451-460.

Zaakceptowano do druku: 2.04.2015 r.

Adres autorów: 02-006 Warszawa, ul. Nowogrodzka 59, paw. XI A

© Zarząd Główny PTS 2015.