

## IMPACT OF PROSTHETIC MATERIALS MANUFACTURING PROCESS ON THE RELIABILITY OF DENTURES

## WPLYW PROCESU WYTWARZANIA MATERIAŁÓW PROTETYCZNYCH NA NIEZAWODNOŚĆ PROTEZY DENTYSTYCZNEJ

**Kamila Jadczyk, Rafał Białek, Marek Kuchta**

Military University of Technology, Wojskowa Akademia Techniczna

**Abstract:** *The paper presents a method of testing dental alloys used to produce frame dentures. The material constants stated by the manufacturers of dental alloys were verified. The impact of presented discrepancies on the durability and reliability of a frame denture was discussed.*

**Keywords:** *dental materials, materials tests, denture modelling, denture reliability*

**Streszczenie:** *W referacie przedstawiono metodę badania stopów dentystycznych używanych do produkcji szkieletowych protez zębowych. Dokonano weryfikacji stałych materiałowych podawanych przez producentów stopów dentystycznych. Omówiono wpływ prezentowanych rozbieżności na trwałość i niezawodność szkieletowej protezy zębowej.*

**Słowa kluczowe:** *materiały dentystyczne, badania materiałowe, modelowanie protezy, niezawodność protezy dentystycznej*

## **IMPACT OF PROSTHETIC MATERIALS MANUFACTURING PROCESS ON THE RELIABILITY OF DENTURES**

### **1. Introduction**

The teeth condition of Polish (and other) citizens has systematically deteriorated over the recent decades. There are many reasons for this situation. They include, among others:

- general food and drink chemicalization, as well as calcium, magnesium and potassium deficiencies,
- consumption of the aforementioned products since childhood,
- poverty in many families making rational nutrition impossible,
- increasingly difficult access to dental services,
- long waiting times for dental treatment within the framework of the social health centre.

The above conditions cause permanent teeth decays to already appear among children and teenagers. The older population suffers from these symptoms almost entirely. A natural „rescue” in this situation is to replace the decays with artificial dentures. One of the conditions imposed on dentures, in addition to the conventional comfort and convenience, is their relatively high durability, reliability and stability while minimising the deformations under the influence of forces induced by jaw movement when biting food products. Due to the above, there is a need to develop design criteria for such dentures, which would have the features mentioned above.

The paper presents a study of frame dentures, which directly impact the improvement of their reliability understood in a direct manner as an improvement of their durability (loss of flexibility, permanent deformations, cracking), and in an indirect manner, which provides a sense of direct comfort of use, at the same time disturbs the cooperation of a denture with soft tissues of the gums.

### **2. Denture material tests**

Frame dentures are made of prosthetic materials available on the market, which are in the form of small metal cubes of various shapes and chemical composition, depending on the manufacturer. Examples of alloys available on the market are shown in figure 1.



*Fig. 1 Examples of dental alloys*

The manufacturers of dental alloys, apart from a percentile composition of their constituting materials, also state other alloy features, such as:

- tensile strength  $R_m$ ,
- yield stress ( $R_p 0.2$ ),
- hardness,
- elongation at rupture,
- Young modulus of longitudinal elasticity  $E$ .

These materials are used to make prosthetic casts in two technologies: centrifugal air casting technology or pressure-vacuum casting technology. Castings made with the second method are characterized by large accuracy, dimensional stability, surface quality and shape representation. In addition, the castings made in the pressure-vacuum technology are characterized by a significantly more compact structure, relative to the alloys made with the centrifugal casting method. The differences in the structure of castings made with the aforementioned methods are shown in figure 2.

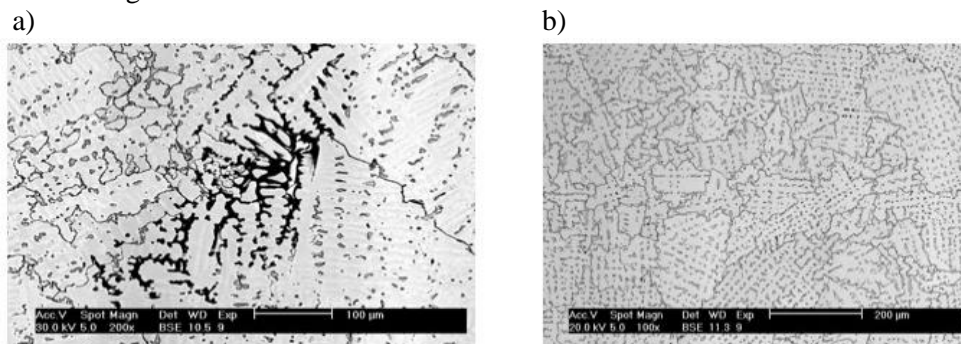


Fig. 2 Alloy structure: a) centrifugal casting, b) pressure-vacuum casting

The team dealing with modelling frame dentures drew attention to the prosthetic frame production technology and the correctness of material data from dental alloy manufacturers when discrepancies appeared between the laboratory tests of stresses and deformations of the denture plate under the impact of applied external loads, and the mathematical model tests of the denture. They began to wonder, whether mechanical properties of the material (dental alloy) change after it is processed. Examples of metal frame dentures are shown in figure 3.



Fig. 3 Frame denture examples

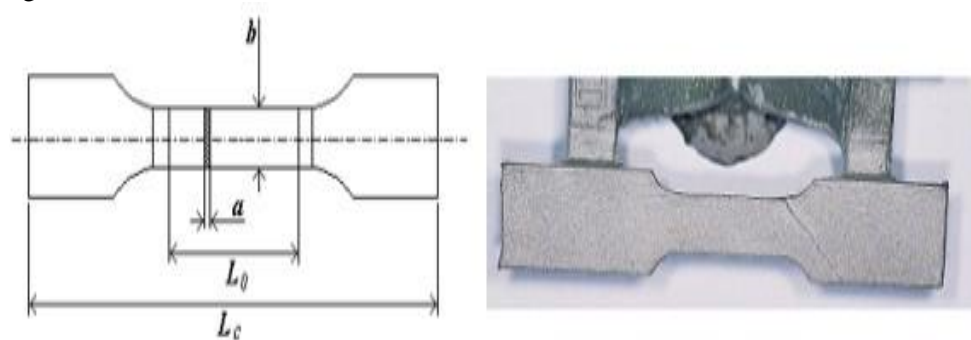
*Impact of prosthetic materials manufacturing process on the reliability of dentures*  
*Wpływ procesu wytwarzania materiałów protetycznych na niezawodność protezy...*

Two strength tests of the dental alloys were conducted: a static tensile test and a static bending tests, aimed at measuring the material properties and comparing them, and verifying against catalogue data stated by the manufacturer. First of all, a static tensile test was conducted, which involved flat samples of connector material prepared in two aforementioned casting technologies: centrifugal and vacuum. The study covered a cobalt-based alloy (Wironit®extrahart certificate) with the following chemical composition:

*Tab. 1 Chemical composition of the tested alloy*

| Element     | Co | Cr | Mo | Si  | Mn  | C |
|-------------|----|----|----|-----|-----|---|
| Content [%] | 63 | 30 | 5  | 1.1 | 0.5 | 0 |

One batch was prepared as per the manufacturer recommendations, with the pressure-vacuum method, in a Nautilus® MC plus (BEGO) device. The second batch was prepared in a SEIT *electronica* device, using the centrifugal method in an air atmosphere. The appearance and dimensions of a ready sample are shown in figure 4.



*Fig. 4 Appearance of a sample ready for a static tensile test*

Based on the sets of measuring points obtained during the tensile test, tensile graphs of the tested samples were developed, and used as a basis to determine the following material properties:

- tensile strength  $R_m$ [MPa],
- limit stress  $R_{p0.2}$ [MPa] at elongation 0.2%
- total elongation (flexible and plastic)  $A_t$  [%] preceding cracking and rupture of the sample,
- permanent elongation  $A$  [%] after sample rupture,
- longitudinal elasticity  $E$  module [MPa].

The obtained sample results are shown on the graph below:

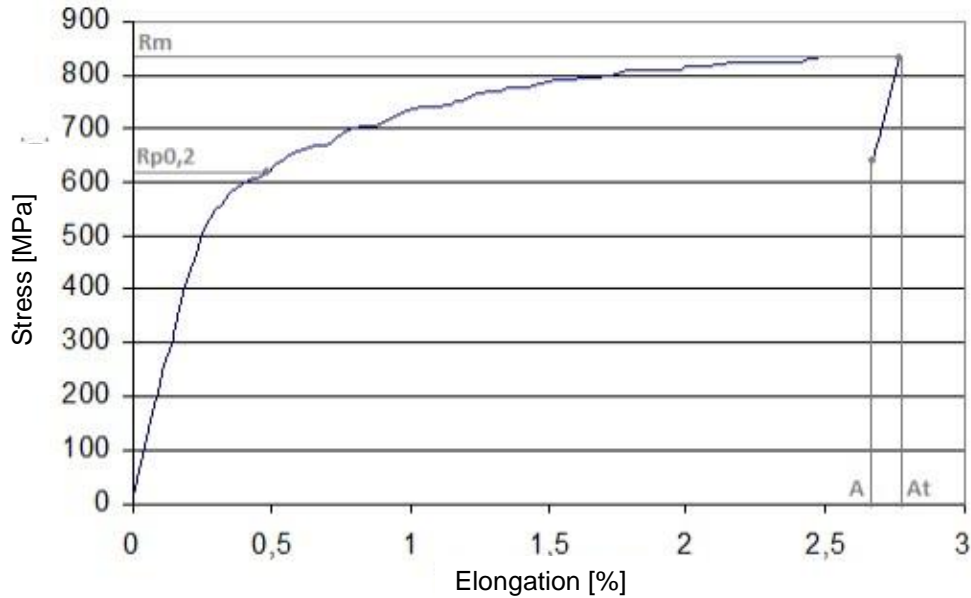


Fig. 5 Sample test results for a sample prepared with the pressure-vacuum method

Tab. 2 A comparison of obtained results with manufacturer data

| Manufacturing method    | Rp0.2 | Standard deviation Rp0.2 | Rm  | Standard deviation Rm | A[%] | Standard deviation A |
|-------------------------|-------|--------------------------|-----|-----------------------|------|----------------------|
| Centrifugal air casting | 600   | 64                       | 820 | 94                    | 1.1  | 0.4                  |
| Pressure-vacuum casting | 610   | 14                       | 790 | 48                    | 0.8  | 0.2                  |
| Manufacturer data       | 625   |                          | 910 |                       | 4.1  |                      |

The second of the conducted experiments was a static bending tests involving dental alloy samples with a thickness below 1mm, prepared with the pressure method. The samples were made from the same alloy as in the case of the tensile test. The appearance and dimensions of a ready sample are shown in figure 6.

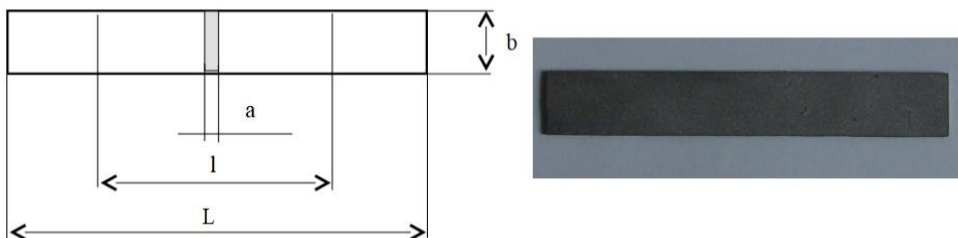
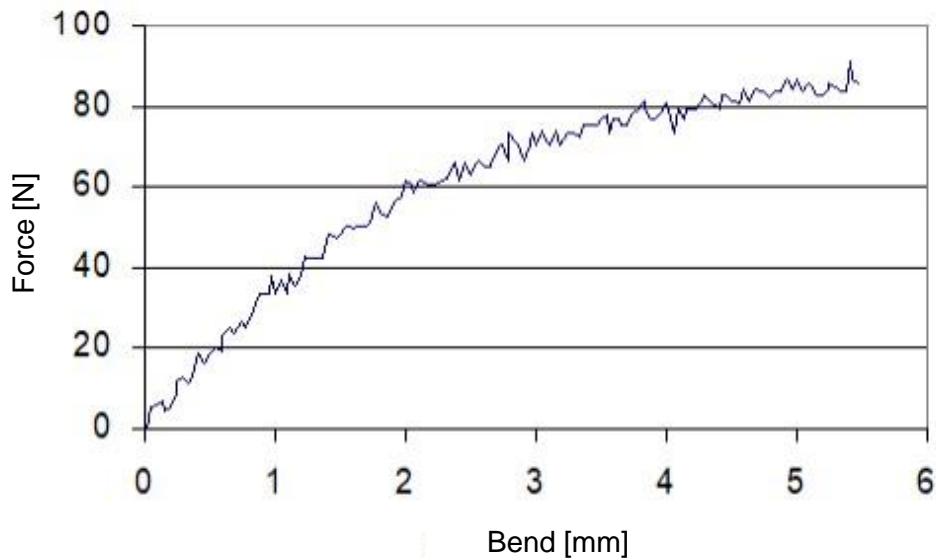


Fig. 6 Appearance of a sample ready for a static bending test

Figure 7 shows a sample tensile graph for dental alloy samples



*Fig. 7 Sample test results for a sample prepared with the pressure method*

### **3. Denture stability**

Apart from strength properties of the materials used to manufacture dentures, stability is also important from the perspective of reliability. Denture stability means preventing its displacement during the mastication process. Such a solution may be provided by rigid (stable) fastening of a denture to existing teeth. Unfortunately, ensuring a rigid fastening may induce large forces and moments at the fixing points, leading to disturbing the teeth used to immobilize the denture. On the other hand, a too large decrease of these forces may result in losing the comfort of use of the denture. Bad fastening to existing teeth, thus lack of denture stability, causes fast gomphiasis and, in consequence, even teeth falling out. Moreover, we need to remember that a denture, apart from aesthetic functions, should also provide a patient with the longest possible maintaining of the gum soft tissue condition, as experienced before using the denture. Both too large and too small pressure on the gums when chewing makes the soft tissue decay faster. In addition, it was stated that the soft tissues of prosthetic base have a tendency to lose elasticity over the time they are without denture cover. The reactions of a denture and a distribution of loads on a prosthetic base are shown in figure 8.

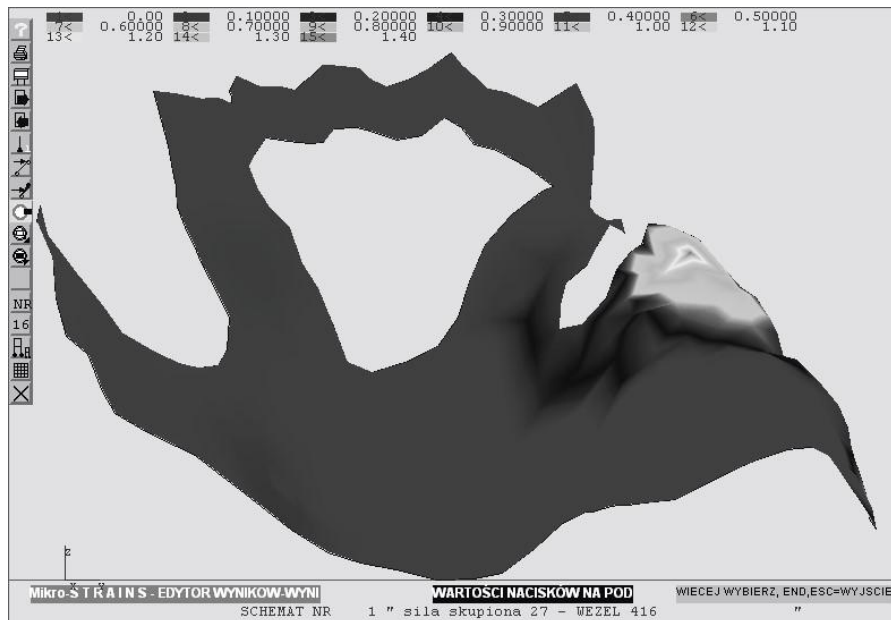


Fig. 8 Distribution of loads on a base

#### 4. Conclusions

The paper presents strength tests of a material used to manufacture frame dentures. Tests of this type are very important in terms of determining denture reliability. All mechanical properties of a denture material and its casting method directly impact durability improvement. The conducted material tests exhibited differences between the catalogue data of dental alloy manufacturers and material constants obtained by way of laboratory measurements of material samples, while regardless of the applied manufacturing method, the obtained strength properties were lower than catalogue data. Centrifugal air casting technology is characterized by the presence of large amounts of so-called microshrinkages in the material structure. An alloy after pressure-vacuum casting is characterized by a very small spread of results. In the case of actual frame elements, which can potentially undergo plastic deformations under bite loads, particular attention needs to be paid to engineering and casting execution without any defects or making sure to remove the defects prior to implanting a denture.

A denture should also be matched by a prosthodontist and a doctor to the user, so that apart from aesthetic functions, it also provides appropriate cooperation with the base (soft tissue). In order for a denture to be reliable, it is important to take into account its stability during chewing. It needs to be taken into account that the fastening of a denture to existing teeth is neither too strong nor too weak. Bad fixing of a denture may cause a user to feel pain, and even result in the loss of existing teeth.



## 5. References

- [1] Combe E.C.: *Wstęp do materiałoznawstwa stomatologicznego [Introduction to dental material science]*, Wydawnictwo Medyczne Sanmedica, Warszawa 1997.
- [2] Gryszkiewicz M.: *System Analizy Statycznej MIKRO-STRAINS. Podręcznik Użytkownika [MIKRO-STRAINS Static Analysis System. User Guide]*, EM-ES PROGRAMY-KOMPUTERY, Warszawa 2004.
- [3] Kuchta M., Balikov V., Godlevsky L., Gryszkiewicz M., Szulim M., Sokołowski Z.: *Modelowanie i analiza dynamiczna protezy szkieletowej [Modelling and dynamic analysis of a frame denture]*, Biuletyn WAT, Vol LIX, no. 4, 2010, 43-55.
- [4] Kuchta M., Chwaleba A., Gryszkiewicz M.: *Eksperymentalna weryfikacja modelowania ugięć szkieletowej protezy zębowej o rozdzielonej kinematyce [Experimental verification of modelling inverse kinematics frame denture deflections]*, X Szkoła Komputerowego Wspomagania Projektowania, Wytwarzania i Eksploatacji [10th School of Computer Engineering, Manufacturing and Operating Assistance], Jurata, 2006, materiały konferencyjne pp. 91 ÷ 97.
- [5] Kuchta M., Kwiatos K., Fokow K.: *Zestaw pomiarowy do badań diagnostycznych protez zębowych [Measurement system for diagnostic tests of dentures]*, Diagnostyka no. 3 (39)/2006, pp. 187 ÷ 193.
- [6] Kuchta M., Szulim M.: *Elektroniczny zestaw pomiarowy do badań diagnostycznych protez zębowych przy wymuszeniach dynamicznych [Electronic measurement set for diagnostic tests of dentures under dynamic forces]*, Przegląd Elektrotechniczny, no. 12b, ISSN 0033-2097, 2011, 96÷100.
- [7] Kuchta M., Wnuk M.: *Modelowanie sprężystego podparcia protezy zębowej [Modelling an elastic denture base]*, Przegląd Elektrotechniczny, ISSN 0033-2097, R. 86 NR 12/2010, 79-82, A.
- [8] Michalski W., Komorek Z., Michniowski Z., Kuchta M.: *Badania wytrzymałościowe materiału łączników do doświadczalnych pomiarów naprężeń i obliczeń na modelu numerycznym skrzydłowej protezy szkieletowej górnej [Strength tests of connector materials for experimental stress measurements and calculations of a numerical model of a alar upper denture]*, Protetyka stomatologiczna no. 3, 2006, pp. 147 ÷ 156.
- [9] Michalski W., Kuchta M., Chwaleba A., Kwiatos K., Michniowski Z.: *Tensometryczny pomiar naprężeń dużego łącznika przy przemieszczeniach skrzydła protezy szkieletowej górnej w warunkach doświadczalnych. Część I. Ocena właściwości układu pomiarowego [Tensometric stress measurement of a large connection at the wing displacement of the upper frame denture in experimental conditions. Part I. Assessing the properties of the measuring system]* Protetyka Stomatologiczna no. 2, 2005, 87 ÷ 94.



- [10] Michalski W., Kuchta M., Fokow K., Chwaleba A.: *Tensometryczny pomiar naprężeń dużego łącznika przy przemieszczeniach skrzydła protezy szkieletowej górnej w warunkach doświadczalnych. Część II. Ocena rozkładu odkształceń oraz przesunięć liniowych dla symulacji numerycznej [The evaluation of a deformation and linear displacement system for a numerical simulation]*, Protetyka stomatologiczna no. 5, 2005, 325 ÷ 335.
- [11] Michalski W., Michniowski Z., Gryszkiewicz M., Kuchta M.: *Modelowanie i analiza statyczna skrzydłowej protezy zębowej o rozdzielonej kinematyce z wykorzystaniem metody elementów skończonych [Modelling and static analysis of alar dentures with separated kinematics, with the use of finite elements]*, Pomiary Automatyka Kontrola no. 5, 2006, 161 ÷ 169.
- [12] Michalski W., Michniowski Z., Kuchta M., Chwaleba A.: *Symulacja numeryczna zachowań mechanicznych reakcji podłoża skrzydłowej protezy szkieletowej górnej – model płaski [Numerical simulation of mechanical reactive behaviours of an alar upper frame denture base - flat model]*, Protetyka Stomatologiczna nr 3, 2005, 197 ÷ 206.



**Mgr inż. Kamila Jadczak** – a research and didactic assistant in the Department of Measurement and Information Systems of Military University of Technology. Research interests include the issues, among others, of machine learning and electronics in medicine. (Share 60%)



**Mgr inż. Rafał Białek**- a research and didactic assistant in the Department of Measurement and Information Systems of Military University of Technology. Research interests include the measurements of high-power electromagnetic pulses and the design of high-power switching mode systems. (Share 20%)



**Dr hab. inż. Marek Kuchta**- interests include research into the use of electronics to validate mathematical models of human biosystems. His scientific achievements include dozens of scientific publications on measurements for the needs of dental diagnostics, rehabilitation of the main human joints and strong electromagnetic pulses. (Share 20%)

## **WPLYW PROCESU WYTWARZANIA MATERIAŁÓW PROTETYCZNYCH NA NIEZAWODNOŚĆ PROTEZY DENTYSTYCZNEJ**

### **1. Wstęp**

W okresie ostatnich kilkudziesięciu lat stan uzębienia mieszkańców Polski (nie tylko) ulega systematycznemu pogorszeniu. Powodów takiego stanu jest wiele. Zaliczyć do nich należy między innymi:

- ogólną chemizację żywności, napojów, niedobory wapnia, magnezu, potasu,
- spożywanie od dzieciństwa wymienionych wyżej produktów,
- niedostatek w wielu rodzinach, uniemożliwiający racjonalne odżywianie,
- coraz kosztowniejszy dostęp do usług dentystycznych,
- długotrwałe oczekiwanie na zabiegi dentystyczne w ramach uspołecznionej służby zdrowia.

Powyższe uwarunkowania powodują iż trwałe ubytki w uzębieniu zaczynają się już u dzieci i młodzieży w wieku kilkunastu lat. Starsza populacja cierpi na te dolegliwości niemal w całości. Naturalnym „ratunkiem” w tej sytuacji jest zastępowanie ubytków w uzębieniu sztucznymi protezami. Jednym z warunków stawianym protezom, oprócz umownego komfortu i wygody jest ich względnie duża trwałość, niezawodność i stabilność przy minimalizacji odkształceń pod wpływem sił wywołanych ruchem szczęk przy zgryzaniu produktów żywnościowych. W związku z powyższym istnieje potrzeba opracowania kryteriów projektowania protez zębowych o takiej konstrukcji, które miałyby cechy wyżej wymienione.

W pracy przedstawiono badania szkieletowych protez zębowych, które rzutują bezpośrednio na poprawę ich niezawodności rozumianej w sposób bezpośredni, jako poprawę ich trwałości (utrata sprężystości, trwałe odkształcenia, pękanie) oraz w sposób pośredni, który dając poczucie bezpośredniego komfortu użytkowania, zakłóca współdziałanie protezy z tkanką miękką dziąseł.

### **2. Badania materiałowe protez zębowych**

Szkieletowe protezy zębowe wykonuje się z dostępnych na rynku materiałów protetycznych w postaci metalowych niewielkich kostek o różnych kształtach i składzie chemicznym zależnym od producenta. Przykładowe, dostępne na rynku stopy przedstawia rysunku 1.

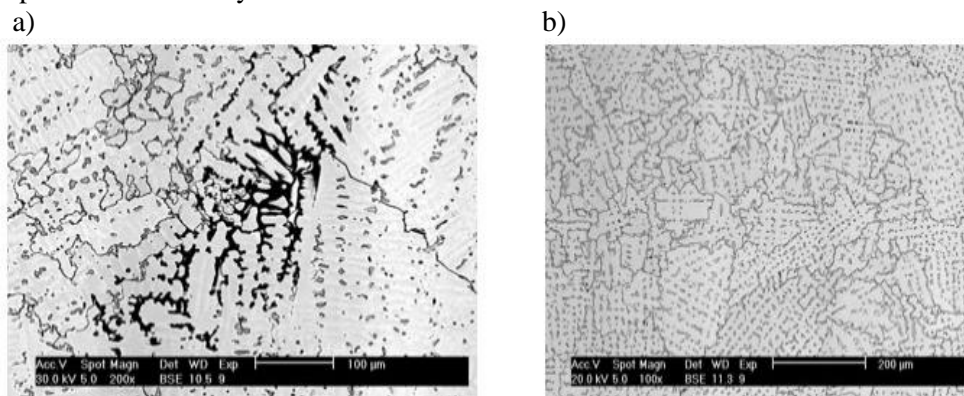


*Rys. 1 Przykłady stopów dentystycznych*

Producenci stopów protetycznych oprócz składu procentowego materiałów z których zostały wykonane podają również inne cechy stopu, takie jak:

- wytrzymałość na rozciąganie  $R_m$ ,
- granica plastyczności ( $R_p 0,2$ ),
- twardość,
- wydłużenie przy zerwaniu
- moduł Younga sprężystości wzdłużnej  $E$ .

Z materiałów tych wykonuje się odlewy protetyczne w dwóch technologiach: technologii odlewania odśrodkowego w powietrzu lub technologii odlewania ciśnieniowo - próżniowego. Odlewy wykonane drugą metodą charakteryzują się dużą: dokładnością, stabilnością wymiarową, jakością powierzchni i odwzorowaniem kształtów. Dodatkowo stopy wykonane w technologii ciśnieniowo-próżniowej cechują się zdecydowanie bardziej zbitą strukturą w porównaniu do stopów wykonanych metodą odlewania odśrodkowego. Różnicę w strukturze odlewów wykonanych wymienionymi wyżej metodami zaprezentowano na rysunku 2.



Rys. 2 Struktura stopów: a) odlewanie odśrodkowe, b) odlewanie ciśnieniowo – próżniowe

Zespół zajmujący się modelowaniem szkieletowych protez zębowych zwrócił uwagę na technologię wytwarzania szkieletów protetycznych oraz poprawność danych materiałowych producentów stopów dentystycznych w momencie, kiedy nastąpiły rozbieżności pomiędzy badaniami laboratoryjnymi naprężeń i odkształceń płyty protezy pod wpływem przykładanych zewnętrznych obciążeń a badaniami modeli matematycznych protezy. Zaczęto się zastanawiać, czy własności mechaniczne materiału (stopu dentystycznego) zmieniają się po jego przetworzeniu. Przykładowe rodzaje metalowych protez szkieletowych zaprezentowano na rysunku 3.



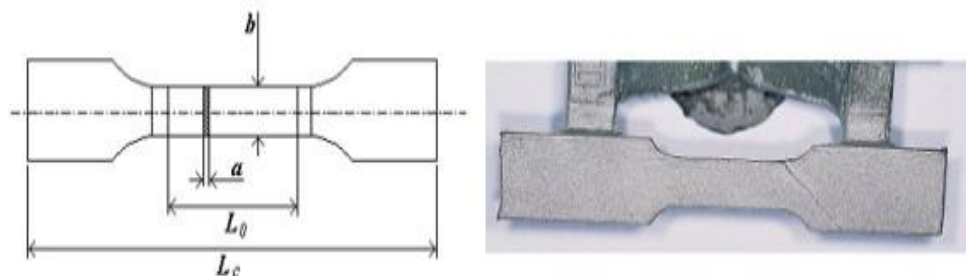
*Rys. 3 Przykłady protez szkieletowych*

Przeprowadzono dwa badania wytrzymałościowe stopów dentystycznych: statyczną próbę rozciągania oraz statyczną próbę zginania, w celu pomiaru właściwości materiałowych i porównaniu ich i dokonaniu weryfikacji z danymi katalogowymi podanymi przez producenta. W pierwszej kolejności przeprowadzono statyczną próbę rozciągania płaskich próbek materiału łączników przygotowanych w dwóch stosowanych technologiach odlewniczych: odśrodkowej i podciśnieniowej. Przebadany został stop na bazie kobaltu (certyfikat Wironit® extrahart) o następującym składzie chemicznym:

*Tab. 1 Skład chemiczny badanego stopu*

| Pierwiastek   | Co | Cr | Mo | Si  | Mn  | C |
|---------------|----|----|----|-----|-----|---|
| Zawartość [%] | 63 | 30 | 5  | 1,1 | 0,5 | 0 |

Jedną partię wykonano zgodnie z zaleceniami producenta metodą ciśnieniowo-próżniową w urządzeniu Nautilus® MC plus (BEGO). Drugą partię wykonano w urządzeniu SEIT electronica metodą odśrodkową w atmosferze powietrza. Wygląd i wymiary gotowej próbki zaprezentowano na rysunku 4.

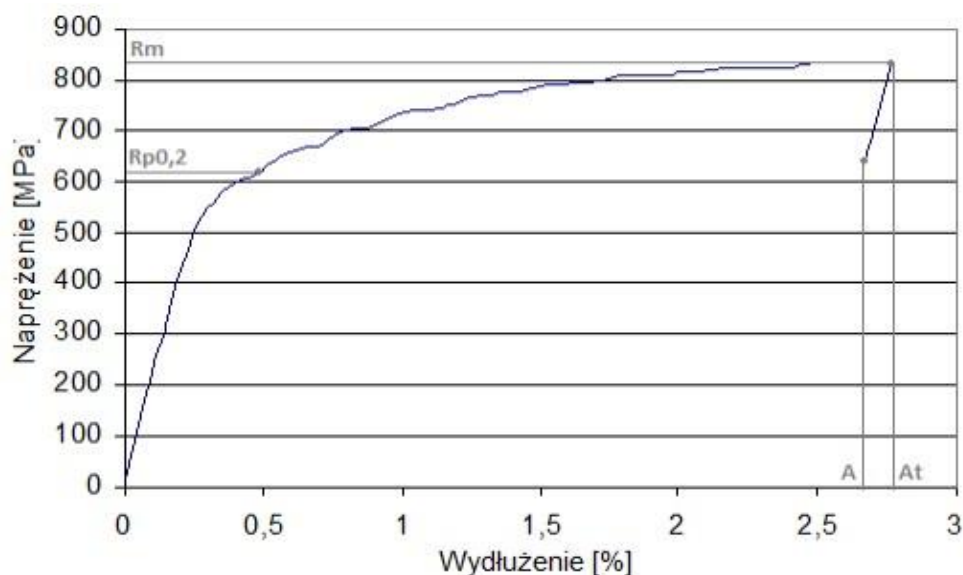


*Rys. 4 Wygląd gotowej próbki do przeprowadzenia statycznej próby rozciągania*

W oparciu o uzyskane podczas próby rozciągania zbiory punktów pomiarowych sporządzono wykresy rozciągania badanych próbek, a na ich podstawie wyznaczono następujące właściwości materiałowe:

- wytrzymałość na rozciąganie  $R_m$  [MPa],
- naprężenie graniczne  $R_{p0,2}$  [MPa] przy wydłużeniu 0.2%
- wydłużenie całkowite (sprężyste i plastyczne)  $A_t$  [%] poprzedzające pęknięcie i rozerwanie próbki,
- trwałe wydłużenie  $A$  [%] po zerwaniu próbki,
- moduł sprężystości podłużnej  $E$  [MPa].

Otrzymane przykładowe wyniki zaprezentowano na poniższym wykresie:



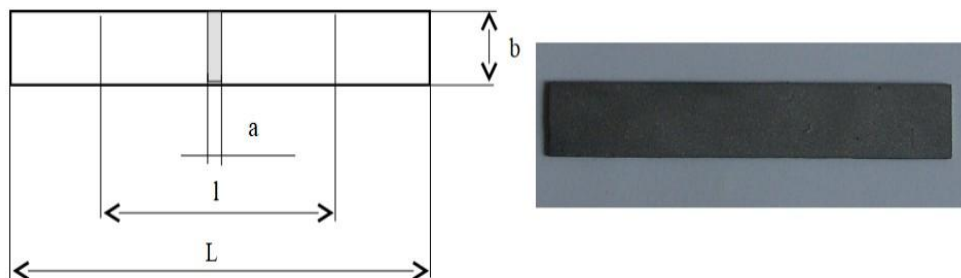
Rys. 5 Przykładowe wyniki badań dla próbki wykonanej metodą ciśnieniowo-próżniową

Tab. 2 Porównanie otrzymanych wyników z danymi producenta

| Sposób wytworzenia               | $R_{p0,2}$ | Odchylenie stand. $R_{p0,2}$ | $R_m$ | Odchylenie stand. $R_m$ | $A$ [%] | Odchylenie stand. $A$ |
|----------------------------------|------------|------------------------------|-------|-------------------------|---------|-----------------------|
| Odlewanie odśrodkowe w powietrzu | 600        | 64                           | 820   | 94                      | 1,1     | 0,4                   |
| Odlewanie ciśnieniowo-próżniową  | 610        | 14                           | 790   | 48                      | 0,8     | 0,2                   |
| Dane producenta                  | 625        |                              | 910   |                         | 4,1     |                       |

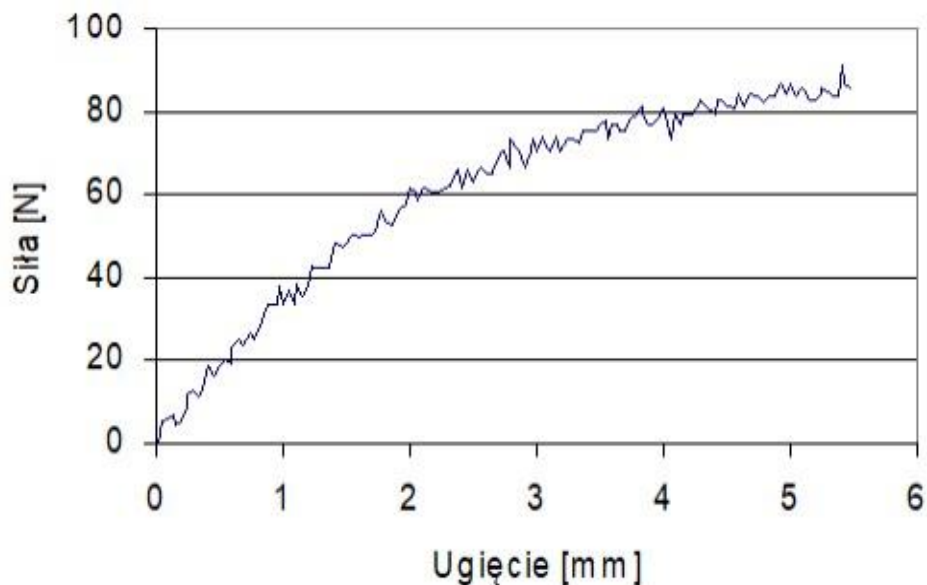
*Impact of prosthetic materials manufacturing process on the reliability of dentures*  
*Wpływ procesu wytwarzania materiałów protetycznych na niezawodność protezy...*

Drugim przeprowadzonym badaniem była statyczna próba zginania próbek ze stopu dentystycznego o grubości poniżej 1mm wykonanych metodą ciśnieniową. Próbki wykonano z tego samego stopu co w przypadku próby rozciągania. Wygląd i wymiary gotowej próbki zaprezentowano na rysunku 6.



Rys. 6 Wygląd gotowej próbki do przeprowadzenia statycznej próby zginania

Na rysunku 7 przedstawiono przykładowy wykres rozciągania próbek stopy dentystycznego.

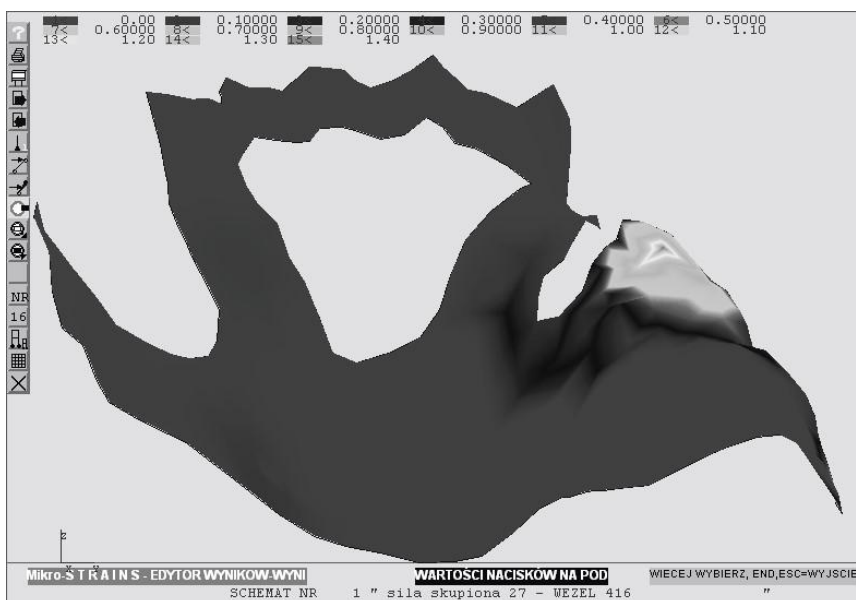


Rys. 7 Przykładowe wyniki badań dla próbki wykonanej metodą ciśnieniową

### 3. Stabilność protezy

Oprócz właściwości wytrzymałościowych materiałów z których wykonywane są protezy, z punktu widzenia ich niezawodności ważna jest również stabilność. Stabilność protezy oznacza zapobieżenie jej przemieszczeniu w trakcie procesu żucia. Takie rozwiązanie można zapewnić poprzez sztywne (stabilne) zamocowanie protezy na istniejących zębach.

Niestety zapewnienie sztywnego zamocowania może spowodować wystąpienie dużych sił i momentów w punktach mocowania prowadzących do naruszenia zębów wykorzystanych do unieruchomienia protezy. Zbytne zmniejszenie tych sił może natomiast spowodować utratę komfortu użytkowania protezy. Złe mocowanie na istniejących zębach, czyli brak stabilności protezy, powoduje szybkie rozchwianie zębów a w konsekwencji nawet ich wypadanie. Ponadto należy pamiętać, że proteza oprócz funkcji estetycznych powinna zapewnić pacjentowi jak najdłuższe zachowanie takiego stanu tkanek miękkich dziąsła, jaki był przed używaniem protezy. Zarówno zbyt duży jak i zbyt mały nacisk na dziąsła podczas żucia pokarmów powoduje, że tkanki miękkie zanikają szybciej. Stwierdzone jest ponadto, że tkanki miękkie podłoża protetycznego mają tendencję do utraty sprężystości wraz z upływem czasu pozostawiania bez przykrycia protezowego. Reakcje protezy oraz rozkład wartości nacisków na podłoże protetyczne prezentuje rysunek 8.



Rys. 8 Rozkład wartości nacisków na podłoże



#### **4. Wnioski**

W pracy przedstawiono badania wytrzymałościowe materiału z którego wykonywane są protezy szkieletowe. Badania tego typu są bardzo ważne z punktu widzenia określenia niezawodności protezy. Wszelkie własności mechaniczne materiału z którego wykonana jest proteza oraz sposób jej odlewu wpływają bezpośrednio na poprawę jej trwałości. Wykonane badania materiałowe wykazały różnice, pomiędzy danymi katalogowymi producentów stopów dentystycznych a stałymi materiałowymi uzyskanymi na drodze pomiarów laboratoryjnych próbek materiałowych, przy czym niezależnie od zastosowanej metody wytwarzania uzyskano właściwości wytrzymałościowe poniżej danych katalogowych. Technologia odlewania odśrodkowego w atmosferze powietrza cechuje się występowaniem dużej ilości tak zwanych rzadzisz w strukturze materiału. Stop po odlewaniu ciśnieniowo – próżniowym charakteryzuje się bardzo małym rozrzutem wyników. W rzeczywistych elementach szkieletu, które potencjalnie mogą ulegać odkształceniom plastycznym pod wpływem obciążeń zgryzowych, należy zwracać szczególną uwagę na takie projektowanie i wykonanie odlewów aby nie zawierały wad lub wady te zostały usunięte przed implantacją protezy. Proteza powinna być w odpowiedni sposób dobrana do użytkownika przez protetyka i lekarza, tak aby oprócz funkcji estetycznych zapewniała również odpowiednią współpracę z podłożem (tkanką miękką). Aby proteza była niezawodna ważne jest uwzględnienie jej stabilności podczas wykonywania czynności żucia. Należy wziąć pod uwagę, aby zamocowanie protezy na istniejących już zębach nie było ani zbyt mocne ani za małe. Złe unieruchomienie protezy może spowodować odczuwanie bólu przez użytkownika a nawet wypadanie zębów istniejących.

#### **5. Literatura**

- [1] Combe E.C.: *Wstęp do materiałoznawstwa stomatologicznego*, Wydawnictwo Medyczne Sanmedica, Warszawa 1997.
- [2] Gryszkiewicz M.: *System Analizy Statycznej MIKRO-STRAINS. Podręcznik Użytkownika*, EM-ES PROGRAMY-KOMPUTERY, Warszawa 2004.
- [3] Kuchta M., Balikov V., Godlevsky L., Gryszkiewicz M., Szulim M., Sokołowski Z.: *Modelowanie i analiza dynamiczna protezy szkieletowej*, Biuletyn WAT, Vol LIX, nr 4, 2010, 43-55.
- [4] Kuchta M., Chwaleba A., Gryszkiewicz M.: *Eksperymentalna weryfikacja modelowania ugięć szkieletowej protezy zębowej o rozdzielonej kinematyce*, X Szkoła Komputerowego Wspomagania Projektowania, Wytwarzania i Eksploatacji, Jurata, 2006, materiały konferencyjne ss.91 ÷ 97.
- [5] Kuchta M., Kwiatos K., Fokow K., *Zestaw pomiarowy do badań diagnostycznych protez zębowych*, Diagnostyka nr 3 (39)/2006, ss. 187 ÷ 193.
- [6] Kuchta M., Szulim M.: *Elektroniczny zestaw pomiarowy do badań diagnostycznych protez zębowych przy wymuszeniach dynamicznych*, Przegląd Elektrotechniczny, nr 12b, ISSN 0033-2097, 2011, 96÷100.

- [7] Kuchta M., Wnuk M. : *Modelowanie sprężystego podparcia protezy zębowej*, Przegląd Elektrotechniczny, ISSN 0033-2097, R. 86 NR 12/2010, 79-82, A.
- [8] Michalski W., Komorek Z., Michniowski Z., Kuchta M.: *Badania wytrzymałościowe materiału łączników do doświadczalnych pomiarów naprężeń i obliczeń na modelu numerycznym skrzydłowej protezy szkieletowej górnej*, Protetyka stomatologiczna nr 3, 2006, ss. 147 ÷ 156.
- [9] Michalski W., Kuchta M., Chwaleba A., Kwiatos K., Michniowski Z.: *Tensometryczny pomiar naprężeń dużego łącznika przy przemieszczeniach skrzydła protezy szkieletowej górnej w warunkach doświadczalnych. Część I. Ocena właściwości układu pomiarowego*, Protetyka Stomatologiczna nr 2, 2005, 87 ÷ 94.
- [10] Michalski W., Kuchta M., Fokow K., Chwaleba A.: *Tensometryczny pomiar naprężeń dużego łącznika przy przemieszczeniach skrzydła protezy szkieletowej górnej w warunkach doświadczalnych. Część II. Ocena rozkładu odkształceń oraz przesunięć liniowych dla symulacji numerycznej*, Protetyka stomatologiczna nr 5, 2005, 325 ÷ 335.
- [11] Michalski W., Michniowski Z., Gryszkiewicz M., Kuchta M.: *Modelowanie i analiza statyczna skrzydłowej protezy zębowej o rozdzielonej kinematyce z wykorzystaniem metody elementów skończonych*, Pomiary Automatyka Kontrola nr 5, 2006, 161÷ 169.
- [12] Michalski W., Michniowski Z., Kuchta M., Chwaleba A.: *Symulacja numeryczna zachowań mechanicznych reakcji podłoża skrzydłowej protezy szkieletowej górnej – model płaski*, Protetyka Stomatologiczna nr 3, 2005, 197 ÷ 206.



**Mgr inż. Kamila Jadczyk** – asystent naukowo-dydaktyczny w Zakładzie Systemów Informacyjno-Pomiarowych Wojskowej Akademii Technicznej. Zainteresowania naukowe obejmują zagadnienia m.in. nauczania maszynowego oraz elektroniki w medycynie. (Udział 60%)



**Mgr inż. Rafał Białek** - asystent naukowo-dydaktyczny w Zakładzie Systemów Informacyjno-Pomiarowych Wojskowej Akademii Technicznej. Zainteresowania naukowe obejmują pomiary wysokomocowych impulsów elektromagnetycznych oraz projektowanie układów impulsowych dużej mocy. (Udział 20%)



**Dr hab. inż. Marek Kuchta** - zainteresowania obejmują badania naukowe w obszarze zastosowania elektroniki do weryfikacji modeli matematycznych bioukładów człowieka. W dorobku naukowym posiada kilkadziesiąt publikacji naukowych dotyczących pomiarów na potrzeby diagnostyki stomatologicznej, rehabilitacji głównych stawów człowieka oraz silnych impulsów elektromagnetycznych. (Udział 20%)

*Impact of prosthetic materials manufacturing process on the reliability of dentures*  
*Wpływ procesu wytwarzania materiałów protetycznych na niezawodność protezy...*