

Adam LIĆWINKO, Szczepan PISZCZATOWSKI, Katedra Inżynierii Materiałowej i Biomedycznej, Politechnika Białostocka, Białystok

STANOWISKO DO BADANIA MOMENTÓW SIŁ MIĘŚNIOWYCH ZGINACZY I PROSTOWNIKÓW TUŁOWIA

Streszczenie: Pomiar momentów sił mięśniowych jest ważnym elementem diagnostyki i treningu sportowego. Stosowane w tym celu urządzenia muszą być dostosowane do specyfiki badanej grupy mięśniowej oraz warunków prowadzenia pomiaru. Przedmiotem pracy było opracowanie własnej konstrukcji urządzenia do pomiaru momentów sił mięśniowych zginaczy i prostowników tułowia. Realizację tego zadania poprzedziła analiza anatomii i biomechaniki kręgosłupa. Przedstawione rozwiązanie umożliwia pomiar w dwóch pozycjach: stojącej oraz siedzącej co znacznie ułatwia dostosowanie warunków pomiaru do indywidualnych potrzeb.

Słowa kluczowe: biomechanika, momenty sił mięśniowych, kręgosłup

1. WSTĘP

Pomiar momentów sił mięśniowych ma istotne znaczenie w ocenie układu szkieletowo-mięśniowego. Znajduje zastosowanie zarówno w medycynie jak i w sporcie. Na podstawie otrzymanych wyników można dobrać odpowiedni cykl rehabilitacyjny uszkodzonego stawu, a podczas procesu leczenia wykonywać pomiary kontrolne, które pozwolą analizować tempo powrotu pacjenta do zdrowia. Jest też ważnym elementem biomechaniki sportu pozwalającym na obiektywną ocenę możliwości siłowych zawodnika oraz efektywności procesu treningowego. Stosunkowo mało jest jednak na rynku urządzeń pozwalających na pomiar momentów sił mięśniowych rozwijanych przez prostowniki i zginacze tułowia. Prezentowane w niniejszej pracy rozwiązanie konstrukcyjne próbuje wypełnić tę lukę.

2. ELEMENTY BIOMECHANIKI KRĘGOSŁUPA

W procesie zginania i prostowania tułowia największe znaczenie ma ruchomość lędźwiowej i piersiowej części kręgosłupa [2, 3]. Według badań przeprowadzonych na urządzeniu Isostation B100 sumaryczny zakres ruchu zgięcia i wyprostu tułowia wynosi 115° dla mężczyzn i 106° dla kobiet [4].

Według badań przeprowadzonych na AWF w Warszawie wartości momentów sił mięśniowych zginaczy tułowia u mężczyzn wynoszą średnio 306 Nm, przy czym wartość maksymalna osiąga 382 Nm. W przypadku prostowników uzyskano odpowiednio 466 Nm (wartość średnia) i 661 Nm (wartość maksymalna) [1]. Przytoczone wyniki uzyskano w przypadku osób uprawiających wyczynowo sport, można więc sądzić, że są one dobrą podstawą do oceny maksymalnych obciążeń, do jakich przystosowane winno być projektowane stanowisko [5].

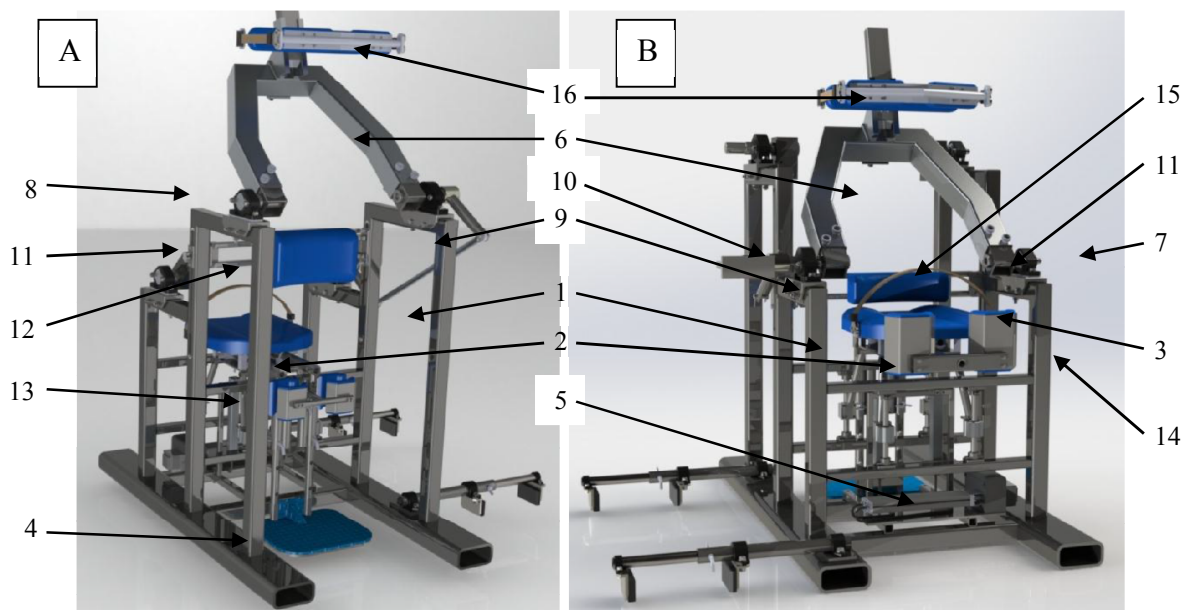
3. PROJEKT WŁASNEGO STANOWISKA DO POMIARU MOMENTÓW SIŁ MIĘŚNIOWYCH ZGINACZY I PROSTOWNIKÓW TUŁOWIA

Opracowanie projektu zostało poprzedzone wnikliwą oceną istniejących konstrukcji w której uwzględniono produkty takich firm jak Biodex Medical Solutions, CSMi Medical Solutions, Isotechnologies, ACCURO-SUMER, Newtest i Hur. Analiza ta pozwoliła na wypracowanie założeń do projektu własnej, unikalnej konstrukcji, łączącej najlepsze cechy wcześniejszych rozwiązań.

Prezentowane urządzenie umożliwia pomiar momentów sił mięśniowych zginaczy i prostowników tułowia w dwóch pozycjach: stojącej oraz siedzącej. Jest ono przystosowane do współpracy z dynamometrem urządzenia Biodex System 4 Pro.

3.1. Budowa ogólna i zasada działania stanowiska pomiarowego

W budowie przyrządu można wyróżnić kilka zasadniczych zespołów (rysunek 1).



Rys. 1. Stanowisko w konfiguracji do pomiaru w pozycji: A - stojącej, B - siedzącej

Elementem nośnym konstrukcji jest rama (1). Wewnątrz niej znajduje się druga, ruchoma rama wewnętrzna (2) z siedziskiem (3) i podestem (4), która umożliwia dopasowanie stanowiska do sylwetki badanej osoby. Rama wewnętrzna jest poruszana przez hydrauliczny system regulacji wysokości (5). Moment siły mięśniowej jest przekazywany na dźwignię pomiarową (6). Dalej przenoszony jest on na dolny (7) lub górny (8) układ odbioru momentu. Cięgło (9) jest zespołem, który, w przypadku badania prowadzonego w pozycji stojącej, przekazuje moment z górnego na dolny układ odbioru momentu. Do połączenia stanowiska z dynamometrem systemu Biodex System 4 Pro służy adapter (10). Belka poprzeczna (11) pozwala na regulację wysokości stabilizatora miednicy oraz stabilizatora krzyżowego. Pozycjonowaniu poszczególnych części ciała względem stanowiska pomiarowego służy 5 stabilizatorów: miednicy (12), kolan (13), przedni (14), krzyżowy (15), tułowia (16).

3.2. Konfiguracje stanowiska pomiarowego

Pomiar w pełni funkcjonalnej pozycji stojącej pozwala zasymulować warunki naturalne, w których podczas podnoszenia ciężaru, czyli przy prostowaniu kręgosłupa,

używane są, poza prostownikami, również inne mięśnie. Pozycja siedząca, w której ruchy lędźwiowego odcinka kręgosłupa są odizolowane, umożliwia określenie maksymalnych momentów osiągniętych przez prostowniki i zginacze tułowia.

Urządzenie w konfiguracji do pomiaru w pozycji stojącej przedstawiono na rysunku 1 A. W trakcie pomiaru badana osoba stoi na podeście (4), jej kończyny dolne blokowane są od strony przedniej i tylnej przez stabilizator kolan (13), miednica opiera się o stabilizator miednicy (12) a tułów - na wysokości łopatek - obejmowany jest przez stabilizator tułowia (16), który dodatkowo łączy osobę badaną z dźwignią pomiarową (6). W czasie pomiaru, na skutek działania zginaczy lub prostowników tułowia, dźwignia pomiarowa obraca się względem osi górnego układu odbioru momentu (8). Ruch ten może odbywać się w zakresie 75° dla zgięcia do przodu i 25° przy zgięciu do tyłu. Moment z górnego układu odbioru momentu przenoszony jest - za pośrednictwem cięgła - na dolny układ odbioru momentu (7), który jest połączony z głowicą dynamometru.

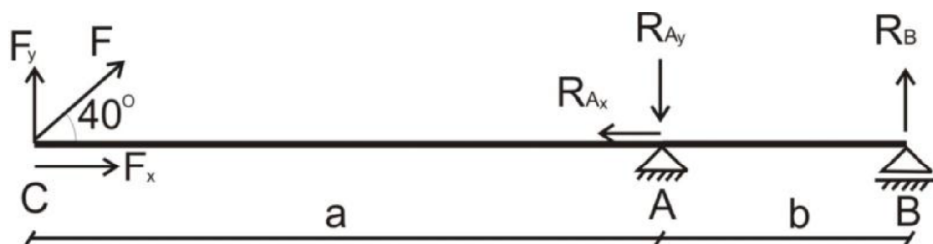
Na rysunku 1 B przedstawiono konfigurację do pomiaru w pozycji siedzącej. W czasie pomiaru badana osoba siedzi na siedzisku (3). Od strony tylnej znajduje się stabilizator krzyżowy (15), który został zaprojektowany tak, aby stabilizował pozycję badanej osoby, ale nie krępował ruchu zgięcia kręgosłupa do tyłu. Od strony przedniej znajduje się stabilizator przedni (14), który po ustawieniu w odpowiedniej pozycji powoduje dociśnięcie części krzyżowej kręgosłupa do stabilizatora krzyżowego. Tułów stabilizowany jest w ten sam sposób jak w pozycji wyprostowanej. Moment sił mięśniowych przekazywany za pośrednictwem dźwigni pomiarowej (6) na wał dolnego układu odbioru momentu (7), trafia bezpośrednio na głowicę dynamometru. W przypadku tej konfiguracji zakres ruchu dźwigni pomiarowej nie jest ograniczony, dzięki czemu może być dopasowany do maksymalnych możliwości badanej osoby.

W obu konfiguracjach położenie elementów stabilizujących oraz ramy wewnętrznej należy ustalić tak, aby oś obrotu dźwigni pomiarowej pokrywała się z osią kołców biodrowych przednich górnych.

3.3. Symulacja obciążenia ramy stanowiska pomiarowego

Konstrukcja stanowiska opiera się na ramie spawanej z profili stalowych. Zgodnie z projektem rama ta spełnia dwie funkcje: jest solidną podstawą, na której mocowane są pozostałe zespoły stanowiska, oraz, dzięki wysokiej masie, dodatkowo stabilizuje stanowisko pomiarowe. Elementy ramy zostały wykonane ze stali niskostopowej S355J2, charakteryzuje się ona wysoką wytrzymałością, podwyższoną odpornością na korozję oraz dobrą spawalnością.

W celu analizy naprężeń występujących w ramie obciążonej maksymalnym momentem, przeprowadzono symulację numeryczną z wykorzystaniem metody elementów skończonych. Do badania przyjęto model odpowiadający geometrii jednego segmentu ramy stanowiska pomiarowego. Model został utwierdzony na dolnej powierzchni profilu. Taki sposób zamocowania w zadowalający sposób symuluje rzeczywiste warunki podparcia urządzenia.



Rys. 2. Schemat przedstawiający siły działające na dźwignię pomiarową, wał i cięgło: A - oś wału, B - oś przegubu cięgła, C - koniec dźwigni pomiarowej, F - siła generowana przez badaną osobę, $a = 750 \text{ mm}$ - odległość od końca dźwigni pomiarowej do osi dynamometru, $b = 250 \text{ mm}$ - odległość od osi dynamometru do osi przegubu cięgła

W celu określenia warunków obciążeń, jakie działają na ramę, przeanalizowano belkę, która w uproszczony sposób odtwarza dźwignię pomiarową, wał i cięgło (Rys. 2). Warunki obciążeń zostały obliczone dla zginania tułowia w warunkach izometrycznych w pozycji stojącej. Siłę F obliczono na podstawie maksymalnego momentu, jakiemu może zostać poddany dynamometr. Dopuszczalny moment dla dynamometru systemu Biodex System 4 Pro wynosi 680 Nm.

Znając składową F_y i kąt pod jakim ustawiona jest dźwignia pomiarowa względem poziomu możemy obliczyć wartość siły wypadkowej F , a następnie wartość składowej F_x :

$$F_y = \frac{680 \text{ Nm}}{0,75 \text{ m}} = 907 \text{ N} \quad (1)$$

$$F = \frac{F_y}{\cos 40^\circ} = \frac{907 \text{ N}}{0,643} = 1410 \text{ N} \quad (2)$$

$$F_x = F \times \sin 40^\circ = 1410 \text{ N} \times 0,766 = 1080 \text{ N} \quad (3)$$

Znając składowe siły, z układu równań równowagi:

$$\sum F_{ix} = -F_x + R_{Ax} = 0; \quad (4)$$

$$\sum F_{iy} = F_y - R_{Ay} + R_B = 0; \quad (5)$$

$$\sum M_{iA} = F_y \times 0,75 - R_B \times 0,25 = 0; \quad (6)$$

możemy wyznaczyć wartości reakcji w podporach:

$$R_{Ax} = 1080 \text{ N} \quad (7)$$

$$R_B = \frac{F_y \times 0,75}{0,25} = 2721 \text{ [N]} \quad (8)$$

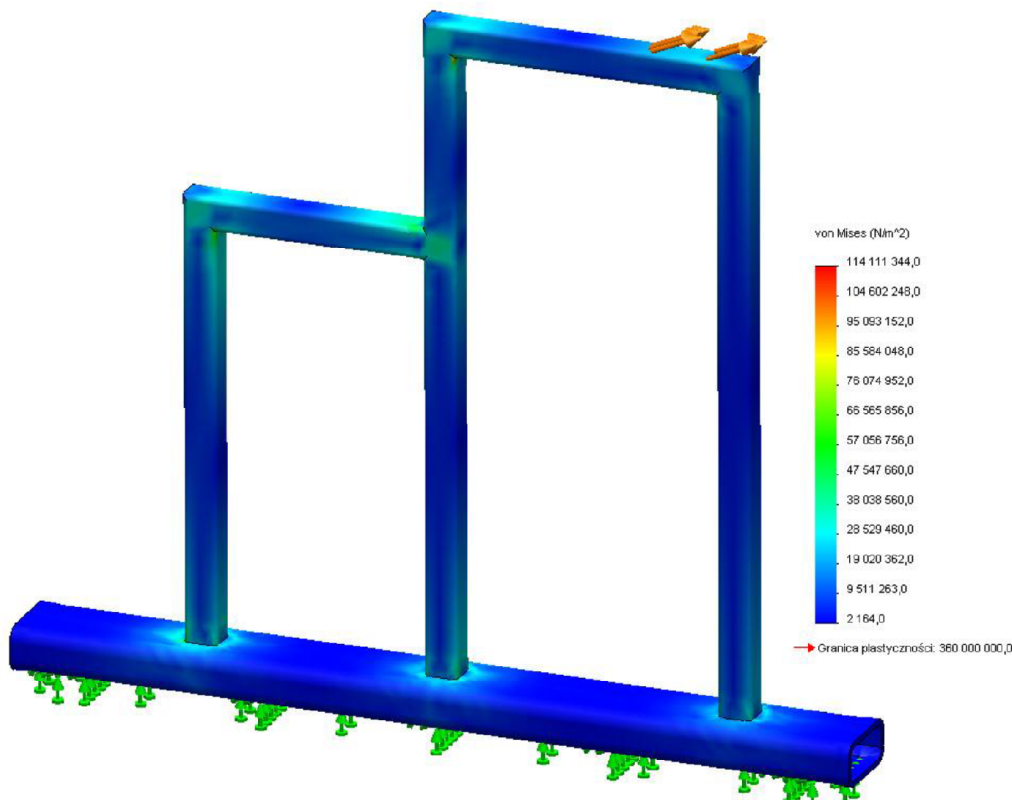
$$R_{Ay} = F_y + R_B = 3628 \text{ [N]} \quad (9)$$

Znając składowe reakcji R_A możemy wyliczyć jej wartość wypadkową oraz kąt, pod jakim ona działa.

$$R_A = \sqrt{R_{Ax}^2 + R_{Ay}^2} = 3785 \text{ [N]} \quad (10)$$

$$\cos \alpha = \frac{R_{Ay}}{R_A} = 0,9585 = 17^\circ \quad (11)$$

Wyniki symulacji zostały przedstawione z rysunku 3. Na ich podstawie można stwierdzić, że rama spełnia wymagania wytrzymałościowe. Najwyższe naprężenia zredukowane wg hipotezy Hubera-Misesa wynoszą około 114 MPa, co daje współczynnik bezpieczeństwa równy 3,15. Na znaczącej części modelu naprężenia są znacznie niższe i nie przekraczają 80 MPa, co daje jeszcze większy zapas bezpieczeństwa.



Rys. 3. Naprężenia zredukowane wg hipotezy Hubera - Misesa

4. PODSUMOWANIE

Zaprezentowane urządzenie łączy wszystkie najlepsze cechy znanych konstrukcji. Umożliwia ono pomiar zarówno w pozycji siedzącej (pozwalającej na określenie maksymalnych momentów osiąganych przez prostowniki i zginacze tułowia), jak też w pozycji stojącej, która lepiej odzwierciedla funkcjonowanie kręgosłupa przy codziennej aktywności.

Stanowisko w obecnej formie składa się z około 900 elementów, w tym 50 zespołów i około 250 części unikatowych.

LITERATURA

- [1] Fidelus K., Ostrowska E., Urbanik Cz., Wychowański M.: Ćwiczenia laboratoryjne z biomechaniki. AWF Warszawa, Warszawa, 1996
- [2] Gzik M.: Biomechanika kręgosłupa człowieka. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2007
- [3] Kapandji I.A.: The physiology of the joints. Tom 3. The spinal column, pelvic girdle and head. Elsevier Limited, 2008
- [4] Seeds R., Lavene J.: Normative data for Isostation B100. J. Orthopedic and Sports Physical Therapy. 4. Tom 6. 1987, s. 141 - 155
- [5] Urbanik C.: Wybrane zagadnienia biomechaniki ruchu człowieka. Oficyna Drukarska Jacek Chmielewski, Warszawa, 2007

THE STATION FOR MEASUREMENT TORQUES OF TRUNK FLEXORS AND EXTENSORS

Abstract: Measurement of muscle torque is important factor in diagnostics and sport training. The main aim of the presented research was elaboration of the own project of the station for measurement torques of trunk flexors and extensors. This was leaded by deep analysis of the anatomy and biomechanics of the spine. Another important element was review and analysis of available solutions for equipment designed for measurement trunk flexors and extensors torques. During the analysis the need for construction that allows measurement in both standing and seating position were specified.

Magdalena LITWINKO, Małgorzata GRĄDZKA-DAHLKE, Katedra Inżynierii Materiałowej i Biomedycznej, Politechnika Białostocka, Białystok

WPLYW TECHNOLOGII WYTWARZANIA NA WŁAŚCIWOŚCI MATERIAŁOWE STOPU KOBALTU WYKORZYSTYWANEGO W PROTETYCE DENTYSTYCZNEJ

Streszczenie: Jednym z etapów w procesie powstawania protetycznego uzupełnienia dentystycznego jest realizacja zaprojektowanego kształtu protezy w tworzywie metalowym. Jest krokiem istotnym a zarazem narażonym na wiele niepowodzeń. W artykule przedstawiono porównanie dwóch metod wykonawstwa techniki dentystycznej: tradycyjnego odlewania oraz nowoczesnej SLM. Badaniom poddano protetyczny stop kobaltu w postaci prostopadłościennych próbek.

Słowa kluczowe: stopy kobaltu, protetyka dentystyczna, odlewnictwo, SLM

1. WSTĘP

Współczesne techniki wytwarzania, bazujące na różnorodnych technologiach i materiałach, stwarzają możliwości poprawy własności materiałowych. Od wieków do ratowania ludzkiego zdrowia stosowano metale, co nie mijало się z wątpliwościami i budziło kontrowersje. Obecny stan technologii sprawia, że stosowanie biomateriałów metalowych jest nadal niezbędne. Dotyczy to głównie ortopedii oraz stomatologii. Protetyka dentystyczna dzisiaj przestała interesować się tylko uzupełnieniem braków uzupełnienia jak niegdyś, jej cele są bardziej ambitne i rozległe [1].

Mając na uwadze dobro pacjenta laboratoria techniki dentystycznej poszukują odpowiedniej metody wytworzenia metalowego uzupełnienia utraconego uzębienia. W zależności od stawianych celów dobór metody wytwarzania uzupełnień jest bardzo indywidualny.

2. STOPY KOBALTU

Materiałami, z których początkowo wykonywano konstrukcję metalową uzupełnień protetycznych, były stale, złoto i platyna. Koszt metali szlachetnych i ich znaczny ciężar sprawił, że zostały one z powodzeniem zastąpione przez stopy kobaltowo-chromowe, które mają lepsze parametry techniczne i są znacznie tańsze.

Stopy kobaltu cechują się następującymi właściwościami:

- dobrą biogodnością,
- niskim przewodnictwem cieplnym,
- wysoką wytrzymałością dla różnej rozległości elementu,
- krótkim czasem chłodzenia po odlaniu,

- niskim współczynnikiem rozszerzalności cieplnej,
- wysoką odpornością na korozję,
- łatwością obrabiania.

3. NOWOCZESNY SLM KONTRA KLASYCZNE ODLEWANIE

Techniki klasyczne kształtowały się wiekami doskonaląc swoje procesy celem polepszenia jakości wyrobów. Zaliczmy do nich m.in. odlewanie. Charakteryzują się dużym fizycznym wkładem pracy oraz ilością materiałów pomocniczych zużytych do uzyskania ostatecznego komponentu. Ilość etapów wykonywanych ręcznie przez człowieka wpływa na piętrzenie się omyłek przypadkowych, co przekłada się na jakość i funkcjonalność wyrobu.

Techniki generatywne to techniki wytwarzania, służące do szybkiego projektowania i wytwarzania modeli fizycznych oraz prototypów produktów otrzymanych zazwyczaj w wyniku przyrostowego nakładania warstw materiału na podstawie 3D modeli wirtualnych. Wykorzystują innowacyjne urządzenia procesorowe do sterowania techniką łączenia materiałów. Wytwarzanie obiektów odbywa się na podstawie ich trójwymiarowych modeli, zazwyczaj przez dodawanie kolejnych warstw materiału, inaczej niż w przypadku metod ubytkowych, np. tradycyjnej obróbki skrawaniem” (Standard ASTM z 2010 r.) [2].



Rys. 1. Miejsce odlewnictwa i SLM w rozgałęzieniach technik wytwarzania [2]

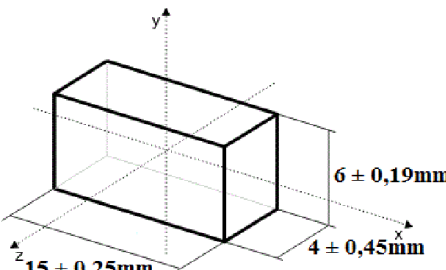
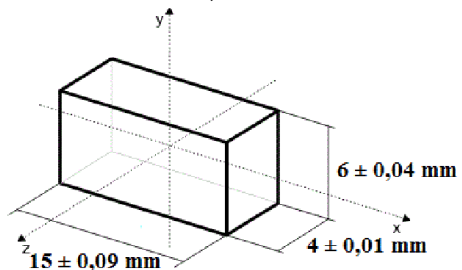
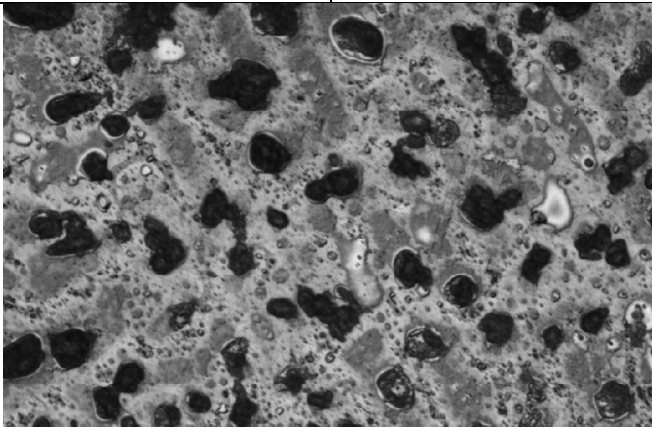
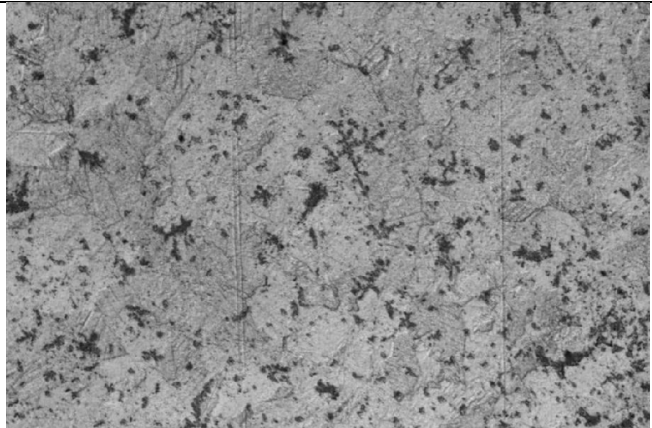
Obecnie najczęściej stosowaną metodą otrzymywania metalowych elementów (wkładów, koron, mostów, szkieletów protez ruchomych) jest odlewanie precyzyjne, które odbywa się metodą „traconego wosku” [3]. W chwili obecnej, dzięki rozpowszechnieniu systemów CAD/CAM, otrzymaliśmy nowe narzędzia do wykonywania uzupełnień metalowych: urządzenia wykorzystujące lasery lub wiązkę elektronów [4].

Badaniom poddano stop kobaltowy typu Co-Cr-Mo, często stosowany w stomatologii do wytwarzania uzupełnień protetycznych. Analizowano dwie metody wytwarzania elementów protez- tradycyjne odlewanie metodą traconego wosku i nowoczesną technikę wytwarzania elementów „na miarę”- SLM.

4. PORÓWNANIE METOD WYTWARZANIA

Przeprowadzono badania na próbkach stomatologicznego stopu kobaltu wykonanych dwoma metodami: nowoczesna SLM i klasyczna odlewania. Przeprowadzono analizę i badania, a wyniki przedstawiono w tabeli 1.

Tab. 1. Porównanie cech elementu odlewanych i SLM

Cecha porównywana	ODLEW	SLM
Czas wykonania 1pkt protetycznego	4 godz. 30 min	9 godz.
Koszt wykonania 1pkt protetycznego	30 zł	15 zł
Odchyłki kształtu	<p>~0,45mm</p> 	<p>~0,1mm</p> 
Chropowatość Ra [mm]	16,89	33,21
Mikrotwardość HV _{0,1}	211	662
Struktura odlewu		
Struktura SLM		

4. WNIOSKI

Przed technikiem dentystycznym staje aktualnie wybór: czy poddać się nowoczesnym technologiom, czy pozostać w środowisku technik klasycznych. Głównym celem powinno być dobro pacjenta. Wiąże się to z dokładnością wykonania. Pomiary metrologiczne wykazały, że w technika odlewania wiąże się ze znacznie mniejszą dokładnością wymiarową. Ma to ogromne znaczenie, gdy dotyczy szczelności brzeżnej uzupełnień. Wyniki badań strukturalnych wykazały wpływ technologii otrzymywania na jakość materiału. Struktura stopu otrzymanego metoda SLM jest jednorodna, widoczne są regularne kryształy, gdzieśgdzie wydzielenia. Natomiast na przekroju próbki odlewanej widoczne są liczne pory oraz niejednorodność fazowa, struktura nie jest homogenna. Może to skutkowa wpływem na własności wytrzymałościowe wyrobu.

Efekt ekonomiczny wskazuje na opłacalność stosowania nowoczesnej metody SLM w przypadku większych placówek wykonawczych. Pod uwagę wzięte były tylko koszty materiałowe, nie wliczono kosztów ekonomicznych oraz kosztów utrzymania pracownika. Czasochłonność obu metod wskazuje na dwukrotną przewagę techniki SLM nad odlewaniem. Podkreślić trzeba że przez 9 godzin pracy projektant-wykonawca SLM wytworzy dużo więcej gotowych prac niż technik dentystyczny za pomocą odlewania. Co w wymiarze długoczasowym znowu korzystniej wypada na tle wykorzystywania SLM.

LITERATURA

- [1] Majewski S.: Podstawy protetyki w praktyce lekarskiej i technice dentystycznej, Wyd. Stomatologiczne SZS-W w Krakowie, Kraków 2000
- [2] www.cebbis.eu, „Generatywne techniki wytwarzania w rozwoju innowacji”
- [3] Polak A.: Teoretyczne podstawy i wskazówki z zakresu odlewnictwa, Magazyn Nowoczesny technik dentystyczny, kwiecień czerwiec 2/2005
- [4] Santos E. C., Shiomi M., Osakada K., Laoui T.: Rapid manufacturing of metal components by laser forming. Inter. Journal of Machine Tools & Manufacture 46, 2006

THE EFFECTS OF PRODUCTION TECHNOLOGY ON COBALT ALLOY MATERIAL PROPERTIES USED IN DENTAL TECHNIQUES

Abstract: One of the stages in the process of restoration of dental prostheses is the shape which was designed to achieve a complement in the metal. It is an important step and exposed to many setbacks. The article gives a comparison of two methods of dental technology: traditional casting and modern SLM. The test was in the form of a cobalt alloy prosthetic square bales samples.