

NOWOCZESNE SPOSOBY PROJEKTOWANIA I WYTWARZANIA ZINDYWIDUALIZOWANYCH WKŁADEK ORTOPEDYCZNYCH

Wiesław KUCZKO, Radosław WICHNIAREK, Filip GÓRSKI, Paweł BUŃ,
Przemysław ZAWADZKI

Streszczenie: Artykuł prezentuje badania dotyczące możliwości wytworzenia w pełni zindywidualizowanego wyrobu ortopedycznego (korygującej wkładki do obuwia), z zastosowaniem nowoczesnych technik projektowania i prototypowania. Zebranie danych geometrycznych wybranego pacjenta odbyło się na drodze skanowania 3D. Wytwarzanie zostało zrealizowane z zastosowaniem przyrostowej techniki Fused Deposition Modelling oraz techniki odlewania pianek poliuretanowych w formach wytwarzanych przyrostowo. Na podstawie modelu zeskanowanego odcisku stopy zaprojektowano kształt korekcyjnej wkładki oraz formy do jej odlania. Do wykonania wkładki zastosowano połączenie różnych materiałów i technik z grupy Additive Manufacturing. W etapie końcowym wkładka została sprawdzona pod kątem komfortu noszenia oraz dopasowania do stopy.

Słowa kluczowe: wytwarzanie przyrostowe, Fused Deposition Modelling, skanowanie 3D, zindywidualizowane wyroby medyczne

1. Wstęp

Rozwój medycyny pozwala na coraz skuteczniejszą realizację jej celów, jakimi są przedłużenie długości życia oraz polepszenie jego jakości. Niejednokrotnie pojawienie się nowych rozwiązań technicznych w przemyśle maszynowym pokazywało, że mogą one znaleźć skuteczne zastosowanie także w szpitalach czy klinikach. Połączenie nauk medycznych wraz z rozwiązaniami inżynierskimi dało początek nowej dziedzinie nauki – inżynierii biomedycznej, która jest interdyscyplinarną dziedziną nauki, opierającą się na zasadach obowiązujących w biologii, fizyce, matematyce oraz chemii [1, 2]. Można wyróżnić wiele specjalności inżynierii biomedycznej, a jedną z nich jest ortopedia. W połączeniu z możliwościami jakie daje inżynieria rekonstrukcji wraz z przyrostowymi technikami wytwarzania (tzw. drukiem 3D) zaczyna ona odnosić coraz większe sukcesy w projektowaniu zindywidualizowanego sprzętu wchodzącego w skład zaopatrzenia ortopedycznego [3].

Coraz częściej w procesie wspomagania leczenia stóp odchodzi się od tradycyjnych uniwersalnych pelot na rzecz nowoczesnych zindywidualizowanych wkładek, które powstają z połączenia wielu różnych materiałów. Ma to na celu polepszenie stanu psychofizycznego pacjenta poprzez zwiększenie komfortu chodzenia oraz minimalizację przeciążeń kości powodujących bóle i mogących doprowadzić do zapalenia stawów śródstopno-palcowych. Poza tym wkładki projektowane na podstawie danych pozyskanych z pomiarów 3D konkretnego pacjenta są zindywidualizowane, co daje najlepsze rezultaty w leczeniu, a wykonanie narzędzi wytwórczych za pomocą nowoczesnych technik przyrostowych umożliwia skrócenie procesu wytwarzania wkładek.

Niniejsza praca prezentuje prototyp zindywidualizowanej wkładki, zaprojektowanej z użyciem technik inżynierii odwrotnej oraz wytworzonej metodą odlewania pianek

poliuretanowych w formie wykonanej przy zastosowaniu technologii FDM (ang. Fused Deposition Modeling). Celem pracy była weryfikacja, czy przy użyciu inżynierii odwrotnej oraz technik wytwarzania addytywnego możliwe jest stworzenie w pełni funkcjonalnej wkładki. Do założeń badania należały: skrócenie procesu projektowania i wytwarzania oraz otrzymanie stosunkowo taniego wyrobu medycznego, który pozwoli na uzyskanie prawidłowego kształtu stopy.

2. Informacje teoretyczne

W badaniach zastosowano cyfrowe, optyczne techniki pomiarów przestrzennych, metody komputerowego wspomaganie projektowania oraz metody wytwarzania przyrostowego, które coraz częściej z dobrym skutkiem włączane są w procesy przygotowania i wytwarzania zaopatrzenia medycznego.

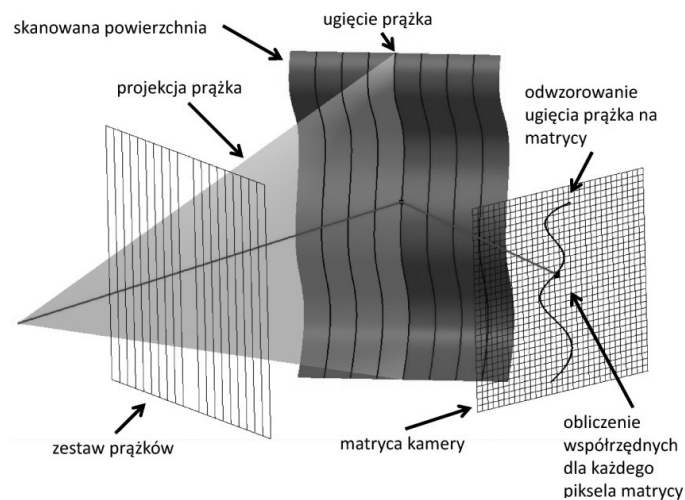
2.1 Inżynieria odwrotna

Obecnie dzięki stale wzrastającemu zapotrzebowaniu na odtwarzanie komputerowych modeli istniejących już wyrobów lub obiektów dynamicznie rozwijają się techniki inżynierii rekonstrukcyjnej [4] (ang. reverse engineering). Ich celem jest dokładne poznanie geometrii badanego obiektu gdy niedostępna jest jego cyfrowa reprezentacja. Najszersze zastosowanie inżynieria odwrotna znalazła w takich dziedzinach, gdzie postać geometryczno-wymiarowa wyrobu lub obiektu jest bardzo trudna do jednoznacznego określenia i opisanie. Do dziedzin takich należą pomiary antropometryczne.

W pomiarach antropometrycznych w większości przypadków kształt obiektu jest skomplikowany, a zwykle pomiary nie dostarczają niezbędnej ilości danych pozwalających na budowę wiernego modelu dlatego stosuje się skanowanie 3D. Techniki pomiarów bezstykowych umożliwiają uzyskanie dużej ilości danych w krótkim czasie, a w zależności od zastosowanej metody możliwy jest pomiar całego ciała lub wybranego fragmentu. Do aktywnych metod pomiarów bezstykowych należą skanowanie za pomocą lasera i projekcji światła strukturalnego. Najpopularniejszą grupą skanerów aktywnych są skanery z projekcją światła strukturalnego. Istotą tej metody jest oświetlenie mierzonego obiektu światłem strukturalnym przez projektor z odpowiednim układem optycznym oraz rejestracja zniekształcenia tych obrazów przez co najmniej jedną kamerę. Najczęściej stosowana jest projekcja kodów Greya połączona z przesunięciem fazowym wzorów [5]. Na rysunku 1 przedstawiono zasadę działania skanera prążkowego.

Niewielkie gabaryty skanerów 3D z projekcją światła strukturalnego, bardzo duża szybkość pomiaru umożliwiająca uzyskanie kilku milionów punktów w przestrzeni w ciągu kilku sekund, duża dokładność pomiaru oraz uniwersalność tego typu urządzeń spowodowały, że znalazły one zastosowania w wielu gałęziach przemysłu i medycyny.

W przypadku pomiarów cech antropometrycznych dla zastosowań medycznych odnaleźć można wiele przykładów wykorzystania skanowania. W opracowaniu [7] na podstawie pomiaru głowy dzieci dotkniętych schorzeniem plagiocefalii (skośnogłowie) i uzyskanych danych zaprojektowano dedykowany dla konkretnego przypadku hełm umożliwiający skorygowanie schorzenia. W pracy [8] autorzy wskazali na możliwość zastosowania bezstykowych pomiarów antropometrycznych całego ciała jako narzędzia do wyznaczania ryzyka wystąpienia określonych schorzeń u pacjenta. Innym zastosowaniem skanowania 3D człowieka jest możliwość zaplanowania operacji na podstawie uzyskanych danych przestrzennych. W przypadku [9] pomiar biustu pacjentki umożliwił zaplanowanie przez



Rys. 1. Zasada działania skanera prążkowego [6]

chirurgów powierzchni cięcia w zabiegu mastektomii (usunięcia biustu), natomiast w przypadku [10] dane pomiarowe posłużyły do przeprowadzenia analizy możliwości zastosowania odpowiednich implantów. Na podstawie pomiarów antropometrycznych konkretnego pacjenta można również projektować oraz wytwarzać wyroby medyczne lub rehabilitacyjne takie jak ortopedyczne wkładki do obuwia [11, 12, 13, 14]. Skanowanie 3D jest zatem procesem szeroko stosowanym w projektowaniu indywidualnego sprzętu medycznego oraz planowaniu zabiegów medycznych.

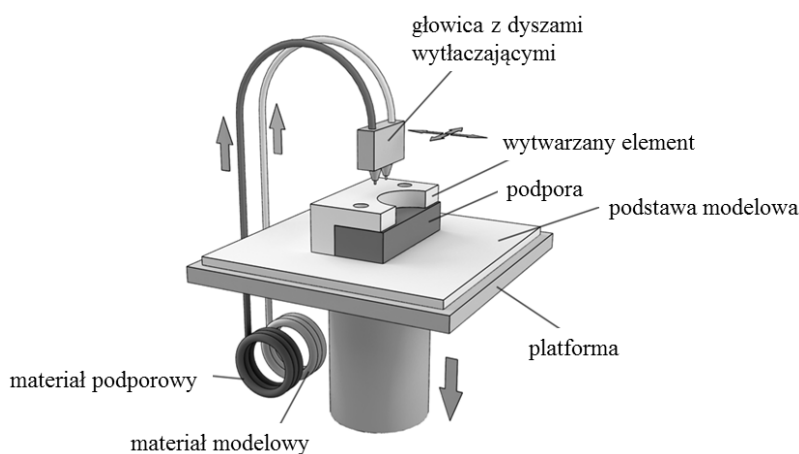
2.2 Przyrostowe techniki wytwarzania

Technologie przyrostowego wytwarzania (ang. Additive Manufacturing Technologies – AMT) są już szeroko rozpowszechnione w różnych gałęziach przemysłu. Stają się kluczowym narzędziem, umożliwiającym przedsiębiorstwom znaczne skrócenie czasu przygotowania wyrobu do produkcji, a co za tym idzie zmniejszenie kosztów związanych z opracowaniem i wprowadzeniem na rynek nowego produktu. Wśród wielu zalet AMT uwagę zwracają przede wszystkim: brak potrzeby wytwarzania specjalnego oprzyrządowania technologicznego, wytwarzanie bezpośrednio na podstawie modelu cyfrowego (CAD), szeroki zakres dostępnych urządzeń i stosowanych materiałów (ceramika, różne tworzywa sztuczne, woski, metale). Co więcej, dzięki przyrostowi wyrobu warstwa po warstwie możliwe jest porzucenie praktycznie wszystkich ograniczeń technologicznych względem kształtu i złożoności wyrobu, jakie to występują w tradycyjnych metodach produkcji (obróbce skrawaniem, odlewnictwie, czy obróbce plastycznej) [16].

Spośród wielu metod AMT kształtowanie przyrostowe uplastycznionym tworzywem sztucznym (ang. Fused Deposition Modeling - FDM) jest jedną z najbardziej rozpowszechnionych i dostępnych dla szerokiego grona odbiorców. Dzieje się tak, ponieważ FDM cechuje mały w porównaniu do innych metod koszt zakupu i użytkowania maszyn oraz nieskomplikowany, a zarazem przyjazny środowisku (bezwonne i

nietoksyczne materiały, minimalna ilość odpadów, niska energochłonność) proces technologiczny.

Metoda FDM polega na liniowym nakładaniu uplastycznionego termoplastu, wytłaczanego dyszą o małej średnicy (dla urządzenia BST 1200 zastosowanego w badaniach opisanych w tej pracy średnica dyszy wynosi 0,4 mm), przez specjalnego kształtu głowicę, która może poruszać się w dwóch osiach (X oraz Y), równoległe do stołu roboczego. Po wytworzeniu geometrii w obrębie danej warstwy, stół zmienia swoją pozycję względem głowicy (oś Z urządzenia) o grubość warstwy z jaką budowany jest konkretny model (dla urządzenia BST 1200 dostępne są grubości warstwy wynoszące 0,25 i 0,33mm). Wytłaczany materiał w kontakcie z wcześniej naniesioną warstwą zastyga tworząc trwale połączenie. W celu zapewnienia podparcia dla geometrii elementu, która wystaje znacznie poza obrys poprzedniej warstwy konieczne jest budowanie specjalnych struktur podporowych. Wytwarzane są one również z tworzywa termoplastycznego, ale o innych właściwościach mechanicznych, dzięki czemu możliwe jest ich mechaniczne oddzielenie od właściwego elementu po zakończeniu procesu wytwarzania [15]. Schemat metody FDM przedstawiono na rysunku 2.



Rys. 2. Schemat zasady działania metody FDM [16]

Najczęściej stosowanym materiałem budulcowym jest acrylonitrylo-butadieno-styren (poli(akrylonitryl-co-butadien-co-styren) – ABS), który zapewnia względnie dobre właściwości wytrzymałościowe, a także umożliwia dalszą obróbkę wytworzonych obiektów (szlifowanie, malowanie, klejenie itp.) [17].

Właściwości mechaniczne wyrobów otrzymywanych metodą FDM są wystarczające aby mogły one pełnić funkcję prototypów wizualnych i koncepcyjnych, makiet, czy pomocy projektowych. W przypadku produkcji krótkich serii wyrobów lub prototypów funkcjonalnych wytrzymałość elementów wytworzonych metodą FDM najczęściej okazuje się niewystarczająca [18]. W celu zapewnienia odpowiedniej wytrzymałości prototyp musi być wytworzony z wypełnieniem litym (nakładanie materiału w postaci ścieżek ściśle do siebie przylegających). Przekłada się to jednak w bezpośredni sposób na ilość zużytego w procesie wytwórczym materiału oraz jego czas, co wiąże się ze znacznym zwiększeniem ostatecznej ceny wyrobu.

Opracowana i opatentowana [19] przez autorów metoda wytwarzania prototypów kompozytowych o osnowie wykonanej metodą FDM wypełnionej żywicą pozwala zmniejszyć te koszty poprzez zmniejszenie zużycia materiału oraz skrócenie czasu wydruku w procesie FDM. Dzięki możliwości sterowania parametrem stopnia wypełnienia prototypów w procesie FDM objętość zużytego na jego wytworzenie materiału może zostać zmniejszona w zależności od wielkości i kształtu modelu od kilku do kilkudziesięciu procent. Jak wykazały badania przeprowadzone przez autorów wypełnienie pustych przestrzeni wewnętrznych żywicą w modelu wytworzonym metodą FDM umożliwia zwiększenie wytrzymałość prototypów przy jednoczesnym skróceniu czasu wytwarzania i obniżeniu kosztów [20].

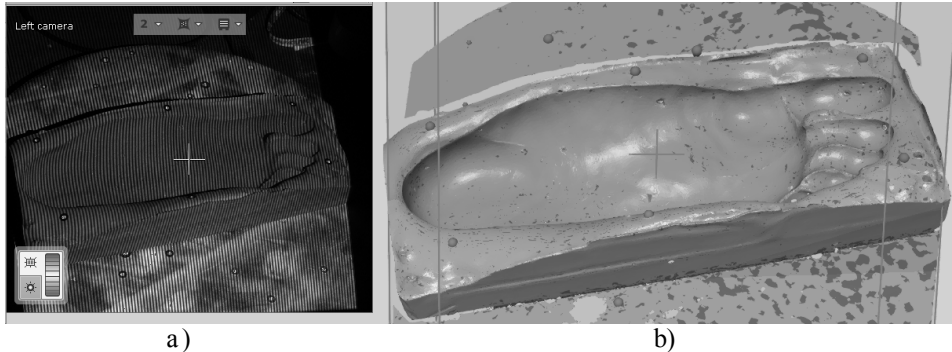
3. Opis badań

Pierwszym etapem badań było wykonanie gipsowego negatywowego odcisku stopy. Ponieważ w przypadku projektowania wkładki korekcyjnej ważne jest, żeby zachować prawidłowe podparcie wszystkich mięśni stopy, należało otrzymać obraz stopy w jej naturalnym położeniu. Do wykonania odcisku zastosowano żółty gips dentystyczny klasy III. Zdecydowano się na zastosowanie tego typu gipsu ze względu na szybkie utwardzanie (poniżej 10 minut), niski skurcz wynoszący poniżej 0,2%, bardzo dobrą jakość powierzchni odcisku oraz stosunkowo niską cenę. Gips połączony był z wodą w proporcji 30 ml wody na każde 100 g gipsu. Następnie mieszany mechanicznie za pomocą wiertarki oraz mieszadła przez 30 sekund. Żeby usunąć powstałe podczas mieszania pęcherze powietrza mieszanina została odgazowana w komorze próżniowej MCP-HEK 4/01 w warunkach ciśnienia obniżonego do 200 mbar przez 4 minuty. Następnie mieszaninę wylano do wcześniej przygotowanej skrzynki formierskiej. Po czasie wynoszącym 7 minut od momentu zmieszania gipsu z wodą (czas potrzebny na częściowe utwardzenie mieszaniny) w wypełnionej skrzynce formierskiej umieszczona została stopa i po czasie 2 minut usunięta ze skrzynki. Powstały w ten sposób odcisk (rysunek 3) został następnie przygotowany do skanowania.



Rys. 3. Odcisk stopy wykonany w gipsie dentystycznym klasy III

Do digitalizacji odcisku zastosowano skaner 3D GOM Atos Compact Scan 5M skanujący za pomocą strukturalnego światła niebieskiego. Do wielkości mierzonego obiektu zostało dobrane pole pomiarowe o wielkości 300x250mm oraz kontrastowe znaczniki niekodowane (tzw. markery) okrągłe o średnicy 3mm. Znaczniki naniesione na obiekt umożliwiają algorytmowi skanera łącznie kolejnych wykonanych z różnych ujęć skanów w jedną całość. Żeby prawidłowo odwzorować całą powierzchnię odcisku wykonane zostały 10 pojedynczych skanów w czasie 15 minut. Wynikiem skanowania był model 3D w postaci gęstej siatki nieregularnych trójkątów wyeksportowany do formatu STL. Proces pomiaru skanerem 3D oraz wynik skanowania przedstawiono na rysunku 4.

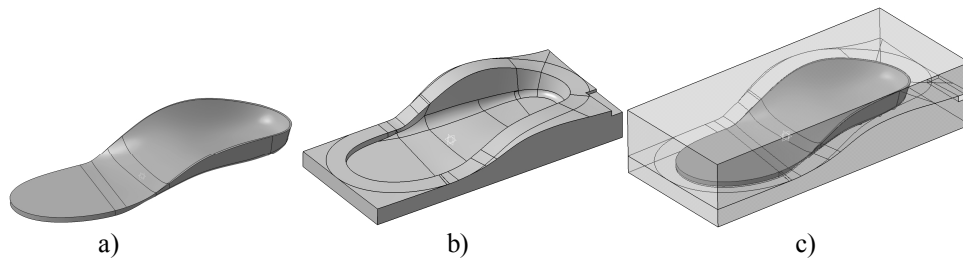


Rys. 4. a) pomiar odcisku za pomocą skanera 3D, b) model 3D będący wynikiem skanowania

Siatkę trójkątów pochodzącą bezpośrednio z procesu skanowania 3D należy odpowiednio przygotować, aby mogła być ona zastosowana jako dane wejściowe do procesu projektowania. Przygotowanie polegało na wyczyszczeniu modelu z lokalnych nieciągłości (uzupełnienie brakujących trójkątów w siatce), usunięciu szumów i wygładzeniu powierzchni oraz zdefiniowaniu początku układu współrzędnych. Wszystkie operacje związane z postprocessingiem wykonano w oprogramowaniu GOM Inspect w wersji 7.

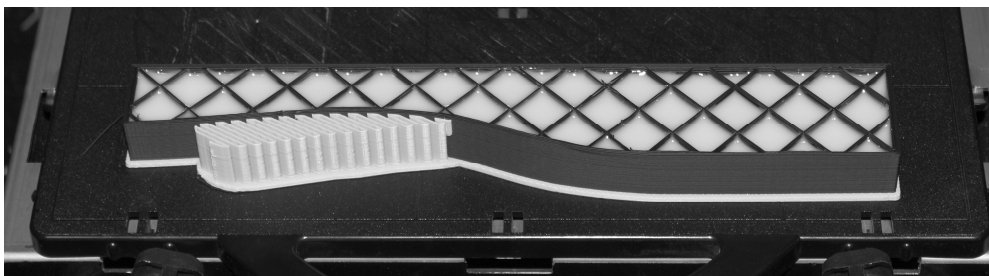
Finalny model zapisany w formacie STL został następnie wczytany do systemu wspomagania projektowania Dassault Catia V5 R20. Środowisko to wyposażone jest w moduły z narzędziami do inżynierii rekonstrukcji, co umożliwia pracę z modelem 3D w postaci siatki trójkątów.

Na podstawie danych wejściowych zaprojektowana została spersonalizowana wkładka oraz forma w której odlewane będą wkładki (rysunek 5).



Rys. 5. a) zaprojektowana wkładka, b) model dolnej połowy formy, c) złożenie obu połówek formy oraz wkładki

Następnym etapem było wytworzenie zaprojektowanej formy. Ze względu na działanie na formę dużych sił spowodowanych zwiększaniem się objętości pianki poliuretanowej zdecydowano się na wykonanie formy jako kompozytu. Zewnętrzna część nadająca kształt stanowiła osnowa wytworzona metodą FDM, natomiast wypełnienie pustych przestrzeni wewnętrznych stanowiła żywica poliuretanowa. Do wytworzenia osnowy została zastosowana maszyna firmy Stratasys, model Dimension BST 1200 i materiał budulcowy w postaci tworzywa polimerowego ABS typu P400, koloru czarnego. W celu skrócenia czasu wytwarzania osnowy oraz zmniejszenia kosztów wprowadzono wypełnienie częściowe



Rys. 6. Wytworzony fragment osnowy wypełniony żywicą

o maksymalnym odsunięciu ścieżek wynoszącym 12,7mm. Ze względu na kształt formy zdecydowano o zastosowaniu stopniowego wypełnienia osnowy podczas procesu jej wytwarzania. Prawidłowy sposób wypełnienia całej osnowy, został osiągnięty dzięki wykonaniu wypełnienia w dwóch etapach. Pierwszy etap wykonano po wytworzeniu warstwy 30 (rysunek 6), drugi po wytworzeniu warstwy numer 99. Do wypełnienia osnowy zastosowano poliuretanową chemoutwardzalną żywicę Axson F19, a wypełnianie odbywało się w sposób grawitacyjny. Zdecydowano się na zastosowanie w kompozycie żywicy poliuretanowej ze względu na jej zdolność do tworzenia z materiałem ABS połączeń adhezyjnych, o dobrych właściwościach wytrzymałościowych [21]. Żywice poliuretanowe ponadto cechują się bardzo dobrą lejnnością dzięki czemu wypełnienie wnętrza osnowy jest łatwiejsze oraz czasem życia wystarczającym do przeprowadzenia całego procesu. Do innych zalet żywic poliuretanowych należy mały skurcz w czasie utwardzania oraz mała agresywność chemiczna. Po zakończeniu procesu sieciowania żywica nie jest odpadem toksycznym i nie występuje problem z jej utylizacją. Ważnym czynnikiem jest również mniejsza w porównaniu do tworzywa ABS (stosowanego w komercyjnych systemach wytwarzania FDM) cena żywicy co przekłada się na sumarycznie mniejszy koszt wytwarzania prototypów funkcjonalnych.

Po zakończeniu procesu FDM prototyp został pozostawiony do pełnego utwardzenia żywicy, a następnie usunięty został materiał podporowy (materiał koloru szarego widoczny na rysunku 7a). Wyroby wytwarzane przyrostowo charakteryzują się efektem schodkowym występującym na ich powierzchni. Związane jest to z charakterystyką samego procesu FDM - nakładaniem nici tworzywa ABS w warstwach. Bezpośredni wpływ na wielkość efektu schodkowego ma grubość warstwy. W omawianym przypadku zastosowana grubość wynosząca 0,25mm (najmniejsza wartość dostępna w urządzeniu BST 1200) okazała się niewystarczająca dlatego żeby uzyskać odpowiednią jakość powierzchni dolna część formy została poddana obróbce wykańczającej. Na rysunku 7b przedstawiono dolną połowę formy po usunięciu materiału podporowego i wstępnym wygładzeniu powierzchni.

Ponieważ do górnej połowy formy mocowany była materiał stanowiący górną część wkładki, nie było potrzeby wygładzania powierzchni tej formy.

W górnej połowie wklejone zostały dodatkowo dwa kołki bazujące o średnicy 3mm, natomiast w dolnej połowie wykonane zostały otwory pod kołki. Dzięki temu typowi bazowania uniknięto błędów wynikających z możliwości wzajemnego przestawienia się obu części formy.



Rys. 7. a) osnowa wypełniona żywicą pozostawiona do pełnego jej utwardzenia, b) dolna połówka formy po usunięciu podpory i po wstępnym wygładzeniu powierzchni

Do wykonania wkładki we wcześniej przygotowanej formie zastosowano perforowaną skórę naturalną oraz dwukomponentową rozprężną piankę poliuretanową Flex Foam-iT25. Skóra naturalna ma za zadanie wchłanianie potu, natomiast pianka odpowiedzialna jest za prawidłowe podparcie sklepienia podłużnego. Zastosowana pianka po połączeniu obu składników zachowuje stan plastyczny przez około 1 minutę co jest czasem wystarczającym do prawidłowego wypełnienia formy. W trakcie procesu sieciowania pianka powiększa swoją objętość trzykrotnie, a rozformowanie może nastąpić po dwóch godzinach. Ponieważ pianka trwale łączy się z tworzywem ABS, dolna połówka formy musiała zostać pokryta środkiem rozdzielającym ER1700 na bazie węglowodorów ropopochodnych.

Płatek skóry naturalnej został rozpięty pomiędzy kółkami bazującymi, pełniącymi dodatkowo funkcję przytrzymującą materiał przy górnej połowie formy. Po zmieszaniu obu składników, pianka wlana została do dolnej połówki, następnie forma była zamknięta i umieszczona w imadle. Odpowiednia siła docisku potrzebna jest, żeby podczas rozprężania pianki nie nastąpiło rozejście się formy. Dodatkowo docisk powoduje uszczelnienie się formy na styku płaszczyzny podziału z płatem skóry.

Po rozformowaniu usunięto za pomocą nożyc krawieckich i skalpela nadmiar skóry tnąc wzdłuż linii wyznaczonej przez krawędź pianki. Gotową wkładkę przedstawiono na rysunku 8.



Rys. 8. Wkładka wykonana w kompozytowej formie

4. Wyniki badań

Zaprojektowana i wykonana w kompozytowej formie wkładka została sprawdzona pod kątem dopasowania do obuwia, komfortu użytkowania oraz trwałości. Ponadto zmierzony został również całkowity czas procesu pomiaru, projektowania oraz wytwarzania i wyznaczony koszt materiałów użytych do wykonania narzędzi wytwórczych.

Zewnętrzny kontur wkładki został dopasowany do kształtu wkładki płaskiej z danego rozmiaru, dlatego nie stwierdzono problemów z zamocowaniem wytworzonej wkładki w trzech rodzajach obuwia: butie sportowym służącym do biegania, butie wizytowym oraz butie do użytku codziennego typu „mokasyn”. Wkładki użytkowane były z powodzeniem

przez dwa tygodnie przy założeniu, że buty wyposażone w te wkładki noszone są codziennie co najmniej przez 8 godzin. Czas ten był podzielony pomiędzy wykonywaniem pracy w pozycji siedzącej oraz pokonywaniem pieszo łącznego dystansu nie mniejszego niż 4 km. Po dwóch tygodnia nie stwierdzono widocznego zużycia wkładek. Komfort noszenia nie uległ zmianie i wkładki nadal spełniały swoją rolę. Test trwałości jest nadal kontynuowany.

Czas potrzebny na wykonanie poszczególnych etapów został przedstawiony w tabeli 1.

Tab. 1. Czasy poszczególnych etapów

Lp.	Nazwa etapu	Czas [h]
1.	Wykonanie gipsowego odcisku	0,5
2.	Skanowanie 3D i postprocessing siatki trójkątów	0,5
3.	Zaprojektowanie wkładki oraz formy	2
4.	Wykonanie formy	13
5.	Wykonanie wkładki w formie	2,5
suma		17,5 h

Zastosowanie do wykonania formy materiału kompozytowego umożliwiło znaczne skrócenie czasu wytwarzania oraz zmniejszyło koszt formy. Czas wytwarzania formy kompozytowej (z uwzględnieniem czasu potrzebnego na pełne utwardzenie żywicy) wyniósł 13 godzin, natomiast czas wytwarzania formy z wypełnieniem litym wyniósłby 36 godzin. Skrócono zatem czas wytwarzania o ponad 63%. Zastąpienie części materiału P400 tańszą żywicą poliuretanową umożliwiło również obniżenie kosztów materiałów o ponad 70%. Czas potrzebny na wykonanie wkładki (z uwzględnieniem przygotowania formy, docięciem odpowiedniego kształtu płyta skóry oraz czasem pełnego utwardzenia pianki poliuretanowej) wyniósł 2,5 godziny.

5. Wnioski

Zastosowanie nowoczesnych metod pomiaru, projektowania oraz wytwarzania umożliwiło wytworzenie spersonalizowanej, dopasowanej do indywidualnego kształtu stopy wkładki korekcyjnej. Wada w postaci płaskostopia zmienia się w zależności od prowadzonej rehabilitacji oraz stosowanych wkładek, dlatego wskazane jest, aby w konsultacji z ortopedą wykonywać cykliczne pomiary stopy. Uzyskane tą metodą dane z kolejnych pomiarów można łatwo ze sobą porównać oceniając zmiany w stopie, a dodatkowo model 3D może posłużyć do wykonania projektu następnej formy.

Wytworzone przedstawioną metodą formy są wielokrotnego użytku, dzięki czemu możliwe jest wykonanie kilku kompletów wkładek. Wpływa to na komfort życia osoby z wadą stopy ponieważ można niewielkim kosztem wykonać wkładki do wszystkich par butów i nie ma potrzeby uciążliwego ciągłego przekładania wkładek pomiędzy aktualnie używanymi butami. Zastosowanie materiału ABS oraz żywicy poliuretanowej nie wpływa też w negatywny sposób na środowisko (brak problemów z recyklingiem).

Dynamiczny rozwój urządzeń służących do wytwarzania przyrostowego metodą FDM spowodował znaczne zmniejszenie ich cen, a co za tym idzie zwiększyła się ich dostępność. Dodatkowo redukcja czasu wytwarzania oraz kosztów materiałów dzięki zastosowaniu opatentowanej metody wytwarzania materiałów kompozytowych zwiększa możliwość implementacji przedstawionego rozwiązania w pracowniach ortopedycznych i podologicznych.

Literatura

1. S. N. Jayasinghe: Biomaterials and bioengineering tomorrow's healthcare. Biomatter 2013 Jul-Sep; Vol. 3 (3). *Date of Electronic Publication*: 2013 Jul 24.
2. Dąbrowski J.: Inżynieria ortopedyczna i rehabilitacyjna. Politechnika Białostocka, Białystok 2008.
3. Herbert N., Simpson D., Spence W., Ion W.: A preliminary investigation into the development of 3-D printing of prosthetic sockets, Journal of Rehabilitation Research & Development, Volume 42, Number 2, s. 141-146.
4. Wyleżoń M.: Inżynieria odwrotna w doskonaleniu konstrukcji. Modelowanie Inżynierskie. Gliwice 2006, nr 32, s. 485-490.
5. Gühring J.: Dense 3-D surface acquisition by structured light using off-the-shelf components, Photonics West, Videometrics VII, Vol. 4309, SPIE, San Jose, USA, 2001
6. Kuczko W., M. Kowalski, R. Paszkiewicz, R. Wichniarek, P. Zawadzki: Automatyzacja procesu skanowania na podstawie danych pozyskanych z pomiarów fotogrametrycznych. Postępy nauki i techniki nr 7/2011s. 109 -120, Politechnika Lubelska
7. Moghaddam M., Brown T.M., Clausen A., DaSilva T., Ho E., Forrest C.R.: Outcome analysis after helmet therapy Rusing 3D photogrammetry in patients with deformational plagiocephaly: The role of root mean square. Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery (2014) 67, 159e165
8. Heuberger R., Tanya Domina T., MacGillivray M.: Body scanning as a new anthropometric measurement tool for health-risk assessment. International Journal of Consumer Studies 32 (2008) 34-40
9. Veitch D., Burford K., Dench P., Dean N., Griffin P.: Measurement of breast volume using body scan technology (computer-aided –anthropometry. Work 41 (2012) 4038-4045, 4038 – 4045
10. Shuh-Ping Suna, Ko-WenHsu, Jing-ShyrChen : Postoperative evaluation platform of female breast implant surgery with breast configuration indicato. Computers in Biology and Medicine 39 (2009) 595 – 603
11. Novak B., Babnik A., Mozina J., Jezersek M.: Three-Dimensional Foot Scanning System with a Rotation Laser-Based Measuring Head. Journal of Mechanical Engineering 60 (2014) 11, 685 – 693
12. Telfer S., Woodburn J.: The use of 3D surface Canning for the measurement and assessment of the human foot. Journal of Foot and Ankle Research 2010, 3:19
13. Menz B. H., Auhl M., Ristevski S., Frescos N., Munteanu E.S.: Evaluation of the accuracy of shoe fitting in older people Rusing three-dimensional foot Canning. Journal of Foot and Ankle Research 2014, 7:3
14. Salles S.A., Gyi E.D.: The specification of personalised insoles using additive manufacturing. Work 41 (2012) 1771-1774
15. Kuczko W., Wichniarek R., Górski F.: Influence of process parameters on dimensional accuracy of parts manufactured using Fused Deposition Modelling technology. Advances in Science and Technology Research Journal Volume 7, No. 19, Sept. 2013, pp. 27-35
16. Pająk E., Dudziak A., Górski F., Wichniarek R.: Techniki przyrostowe i wirtualna rzeczywistość w procesach przygotowania produkcji, Poznań 2011

17. Kuczko W., Wichniarek R., Górski F.: Influence of filling type on strenght of parts manufactured by Fused Deposition Modelling. *Journal of Machine Engineering*, Vol. 14, No. 3, 2014, p. 113-125
18. Kuczko W., Wichniarek R., Górski F.: Odtwarzanie zużytych lub zniszczonych elementów maszyn za pomocą inżynierii odwrotnej oraz technik szybkiego wytwarzania. *Inżynieria Maszyn*, rocznik 18, zeszyt 1/2013, p. 3-7
19. Kuczko W., Wichniarek R.: Sposób wytwarzania kompozytowych wyrobów o osnowie z tworzywa termoplastycznego, nr P.401988, z dnia 10.12.2012.
20. Kuczko W., Wichniarek R., Górski F., Buń P.: Application of additively manufactured polymer composite prototypes in foundry. *Adv. Sci. Technol. Res. J.* 2015; 9(26):20-27. DOI: 10.12913/22998624/2360
21. Arenas J., Alia C., Blaya F., Sanz A.: Multi-criteria selection of structural adhesives to bond ABS parts obtained by rapid prototyping, *International Journal of Adhesion & Adhesives* 33 (2012), pp. 67–74, ISSN: 0143-7496

Mgr inż. Wiesław KUCZKO
Dr inż. Radosław WICHNIAREK
Dr inż. Filip GÓRSKI
Mgr inż. Paweł BUŃ
Mgr inż. Przemysław ZAWADZKI
Wydział Budowy Maszyn i Zarządzania
Katedra Zarządzania i Inżynierii Produkcji
Politechnika Poznańska
60-965 Poznań, ul. Piotrowo 3
tel./fax: (0-48) 665 27 74 / (0-48) 665 27 74
e-mail: wieslaw.kuczko@put.poznan.pl
radoslaw.wichniarek@put.poznan.pl
filip.gorski@put.poznan.pl
pawel.bun@put.poznan.pl
przemyslaw.zawadzki@put.poznan.pl