

# Wykorzystanie skanowania przestrzennego i druku 3D w procesie tworzenia protezy kończyny zwierzęcia

3D printing and 3D scanning processes applied to design and to produce artificial limb for animal

MACIEJ GOŁASZEWSKI  
ROMAN GRYGORUK  
IGOR BISSENIK\*

DOI: 10.17814/mechanik.2015.8-9.498

Celem pracy było zaprojektowanie i wykonanie prototypu protezy użytkowej przeznaczonej dla psa po amputacji kończyny tylnej powyżej kolana. Proteza składa się z leja protezowego połączonego z kikutem kończyny i elementem podporowym. Cały układ jest mocowany na uprzęży grzbietowej. Dane geometryczne zostały pozyskane za pomocą skanera 3D, natomiast proteza została wytworzona z wykorzystaniem technologii druku 3D.

**SŁOWA KLUCZOWE:** drukowanie 3D, skanowanie 3D, proteza zwierzęca, CAD

*The aim of this particular project was to design and produce a practically useful prototype of prosthesis of the hind dog's leg which had been previously amputated above knee joint. The prosthesis consists of supporting element and socket matching with the stump. The system is fixed using dorsal harness. Geometric data was obtained by means of a 3D scanner. The whole structure was produced with use of 3D printing technology methods.*

**KEYWORDS:** 3D printing, 3D scanning, animal prosthesis, CAD

Przywrócenie funkcji podporowej amputowanej kończyny poprzez uzupełnienie jej zewnętrznym elementem technicznym – protezą – jest zagadnieniem multidyscyplinarnym. W takim przypadku obok znajomości zasad konstruowania i technologii wytwarzania konieczna jest przynajmniej podstawowa wiedza z pogranicza medycyny. Jeden z profili kształcenia Wydziału Inżynierii Produkcji (WIP) Politechniki Warszawskiej daje możliwość zdobycia przygotowania z zakresu podstaw anatomii, biomechaniki i rehabilitacji oraz zasad projektowania zaopatrzenia ortopedycznego.

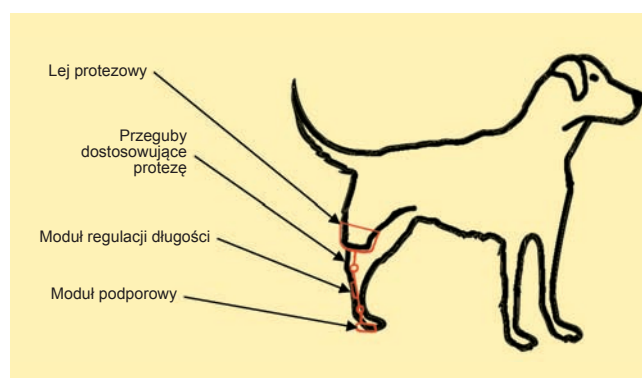
Przedstawiony projekt uzupełnienia protezowego kończyny psa został wykonany w ramach badań własnych prowadzonych przez Studenckie Koło Naukowe Biomechaniki i Inżynierii Biomedycznej „Biomech” we współpracy z Pracownią Techniki Projektowania i Wytwarzania Implantów Instytutu Mechaniki i Poligrafii WIP. Podczas realizacji projektu wykorzystano skaner 3D (GOM® 5M) [4] oraz urządzenie do wytwarzania modeli i prototypów w technologii selektywnego spiekania proszków wiązka lasera SLS – *selective laser sintering* (EOS®) [5].

Największą trudność w realizacji tego typu zadań sprawia fakt, że obiektem – pacjentem – jest żywy organizm zwierzęcy, nie do końca poddający się woli konstruktorów, dynamicznie zmienny, kierujący się instynktem i żywiołowo reagujący na bodźce zewnętrzne. Niemożność przewidzenia sposobu użytkowania protezy wymaga od konstruktora przyjęcia znacząco innych założeń projektowych niż w przypadku analogicznej protezy kończyny człowieka [8, 10, 11].

\* Maciej Gołaszewski (golaszewski.maciej07@gmail.com) – Studenckie Koło Naukowe Biomechaniki i Inżynierii Biomedycznej „Biomech”, Zakład Konstrukcji Maszyn i Inżynierii Biomedycznej, Instytut Mechaniki i Poligrafii, Wydział Inżynierii Produkcji Politechniki Warszawskiej; dr inż. Roman Grygoruk (r.grygoruk@wip.pw.edu.pl) – Zakład Konstrukcji Maszyn i Inżynierii Biomedycznej, Instytut Mechaniki i Poligrafii, Wydział Inżynierii Produkcji Politechniki Warszawskiej; dr n.wet. Igor Bissenik (ibiss@poczta.onet.pl) – Klinika Weterynaryjna „Puławska”

Przedstawiony weterynaryjny przypadek kliniczny z uwagi na charakter amputacji został zakwalifikowany do zaopatrzenia za pomocą leja protezowego połączonego z modułem podporowym [2, 3]. Przed zastosowaniem protezy właściciele zostali poinformowani o wszystkich innych możliwościach, wybrano najlepszą z nich w oparciu o doświadczenia lekarzy oraz dane literaturowe. Ten sposób postępowania był zgodny z „Kodeksem etyki lekarza weterynarii” art. 22 pkt 4, który stanowi, że: *W razie zamiaru zastosowania nowych, niesprawdzonych metod postępowania lekarz weterynarii powinien poinformować o tym właściciela lub opiekuna zwierzęcia i uzyskać jego zgodę.*

Nastawność konstrukcji miała być uzyskana poprzez zastosowanie dwóch przegubów łączących elementy modułu podporowego oraz możliwość zmiany jego długości (rys. 1). Przyjęte warunki brzegowe były wynikiem podstawowej analizy anatomii i biomechaniki tylnej łapy psa oraz przewidywanego procesu przystosowania i rehabilitacji mięśniowo-ruchowej kończyny z protezą [1].



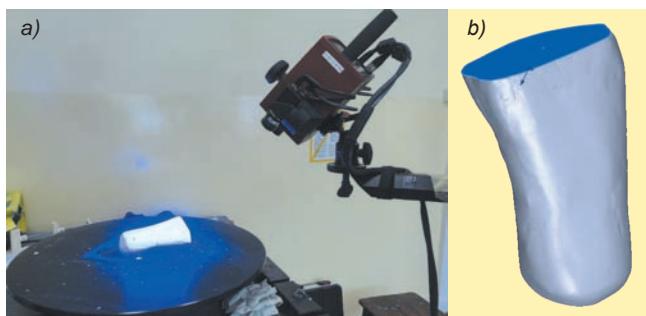
Rys. 1. Idea konstrukcji protezy

## Metoda

Proces projektowania protezy jest ściśle związany z rodzajem podłoża pooperacyjnego, jakie zostanie przygotowane przez lekarza wykonującego zabieg amputacji. W prezentowanym przypadku proteza nie będzie bezpośrednio mocowana do implantu częściowo osadzonego w kości, a funkcję nośną spełnia kikut pozostałej części kończyny.

Pierwszym etapem było pozyskanie informacji o postaci geometrycznej kikuta. W tym celu pobrano jego odcisk, stosując standardowy, szybko schnący gips ortopedyczny. Kształt kikuta uzyskano poprzez gipsowy odlew. W tej fazie prac projektowych należało dokonać modyfikacji kształtu, by uwzględnić naddatki na przemieszczające się masy mięśniowe oraz zastosowanie dodatkowych elementów pośrednich, takich jak wkładki elastyczne i paski mocujące. Dalsze działania, aż do wykonania pierwszego modelu fizycznego, odbyły się już bez udziału pacjenta.

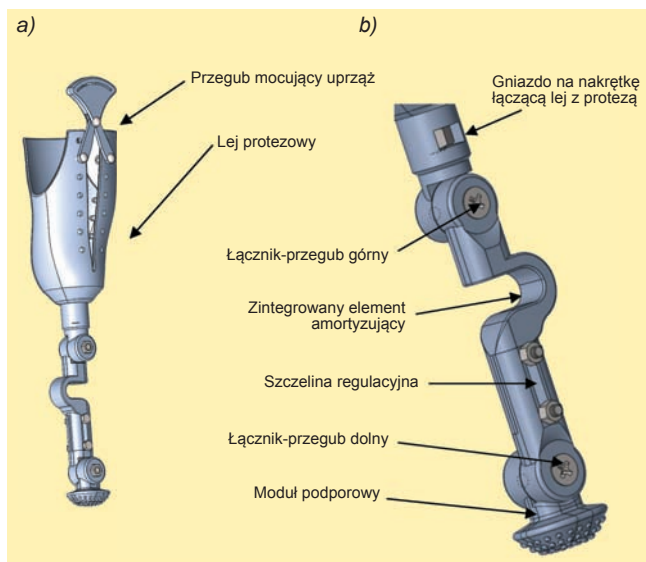
Proteza została zaprojektowana w środowisku CAD (SolidWorks®) [6]. Przekształcenie danych geometrycznych fizycznego kikutu w model komputerowy CAD odbyło się z wykorzystaniem skanera 3D. Bardzo ważne jest w tym procesie odpowiednie oświetlenie obiektu za pomocą sekwencji prążków rejestrowanych przez kamery (rys. 2a). Z analizy zakrzywień linii na powierzchni oświetlanego przedmiotu generuje się jego model przestrzenny. Pierwszym efektem jest chmura punktów, która po odpowiednich przekształceniach umożliwia odwzorowanie rzeczywistego przedmiotu w postaci komputerowego modelu CAD (rys. 2b).



Rys. 2. Proces digitalizacji gipsowego modelu kikutu (a), model CAD kikutu (b)

Modelowanie prowadzono „od góry do dołu”, czyli od leja do stopki protezy, co pozwoliło na jej parametryzację. Prezentowana proteza ma konstrukcję modułową, w której elementy składowe są scalone łącznikami śrubowymi z możliwością regulacji wzajemnego ustawienia w założonym zakresie. Zakres regulacji został ustalony na podstawie analizy biomechaniki tylnej psiej łapy oraz przewidywań związanych z procesem przystosowawczym i rehabilitacją.

Przewidziano mocowanie leja protezowego do elementu nośnego protezy poprzez śrubę z łbem walcowym i gniazdem sześciokątnym oraz nakrętkę umiejscowioną w specjalnym gnieździe części nośnej. Takie rozwiązanie jest łatwe do realizacji, jednakże aby dokonać regulacji, trzeba zdemontować protezę i wyjąć wewnętrzną wyściółkę leja (rys. 3a).



Rys. 3. Model bryłowy protezy wykonany w środowisku CAD (a), część podporowa protezy (b)

Element nośny został podzielony na trzy części:

- górną – bezpośrednio połączoną z lejem,
- środkową – z systemem regulacji długości,
- dolną – stanowiącą element stykający się z podłożem.

Połączenie między elementami ruchomymi zrealizowano poprzez powszechnie znany łącznik-przegub ze skokową regulacją kąta wychylenia (w prezentowanym przypadku  $3^\circ$  – rys. 3b). Takie rozwiązanie umożliwiło regulację ustawienia protezy względem reszty ciała psa i ustalenie punktu podparcia symetrycznie do zdrowej kończyny. Do regulacji długości części nośnej protezy wykorzystano element oparty na szczelinie w kształcie wpustu wykonanej w obydwu elementach połączonych dwoma śrubami (rys. 3b). Zakres regulacji długości protezy został ustawiony na 10 mm.

Proteza jako całość jest elementem sztywnym i poprzez uderowy charakter styku z podłożem przenosi duże siły na układ szkieletowy, co może stanowić problem na etapie przystosowania i rehabilitacji. Aby temu zapobiec, wykorzystano możliwości technologii SLS i wykonano integralny z konstrukcją element amortyzujący (rys. 3b). Jego budowa i położenie w przestrzeni protezy nie utrudniają poruszania się, jak to bywa w układach z „półresorem” [8]. Zakres ugięcia został przyjęty na podstawie obliczeń wykorzystujących metodę elementów skończonych oraz w oparciu o własne badania materiałowe i wynosi ok. 5÷7 mm przy obciążeniu połową masy czworonoga.

Etap projektowania zakończył się wykonaniem pierwszego modelu fizycznego, który nie był jeszcze prototypem technicznym, jednakże stanowił podstawę do przymiarki i dalszej modyfikacji. Model i prototyp powstały w technologii SLS na urządzeniu FORMIGA P100 będącym na wyposażeniu Pracowni Techniki Projektowania i Wytwarzania Implantów Instytutu Mechaniki i Poligrafii Politechniki Warszawskiej [9]. Tym samym rozpoczęty został etap projektowania systemu nośnego opartego na układzie pasków stabilizujących protezę poprzez wykorzystanie drugiej kończyny.

Okazało się, że konieczne jest dodanie do protezy elementu, który będzie współdziałał z naturalnym (zachowanym) przegubem stawu biodrowego (rys. 3a). Takie rozwiązanie pozwoli na utrzymanie protezy w leju we właściwej pozycji niezależnie od ruchów kończyny (rys. 4). System nośny ma postać szelek opartych na chronionych w elastycznym rękawie pasach (Admirał®) [7], które utrzymują lej protezowy na kikucie podczas pełnego zakresu ruchu kończyny. Prezentowany układ mocowania wykorzystuje zdrową kończynę i poprzez pas pachwinowy utrzymuje protezę na kikucie. Dodatkowym – jak się okazało koniecznym – elementem jest pas grzbietowy połączony z uprzężą przednią, który stabilizuje szelki nośne niezależnie od ruchów grzbietowych zwierzęcia. Funkcjonalnym modulem szelek jest uchwyt wspomagania wstawiania czworonoga (rys. 4). Należy podkreślić, że taki system ma wady, które mogą powodować niestabilność protezy w skrajnych zakresach ruchu łapy.



Rys. 4. Widok protezy z systemem mocowania grzbietowego

## Podsumowanie

Prezentowany proces realizacji projektu prototypu protezy pokazuje, że współczesne metody pozyskiwania danych o geometrii poprzez skanowanie 3D i generatywne

technologie wytwarzania – drukowanie 3D – stwarzają nowe możliwości w zakresie projektowania i wykonania spersonalizowanego zaopatrzenia ortopedycznego. Należy jednak po raz kolejny podkreślić, że projekt dotyczy żywego organizmu, dlatego w fazie powrotu do możliwie najlepszej sprawności zdrowotnej pacjenta może wystąpić potrzeba przeprowadzenia korekty protezy oraz ponownego dopasowania leja do kikuta. Kolejnym ważnym aspektem jest fakt, że proteza podczas eksploatacji może ulec zniszczeniu na skutek zużycia lub różnych przypadków losowych. Mając na uwadze te dwa argumenty przyjęcie konstrukcji modułowej budowy protezy wydaje się słusznym rozwiązaniem. Modułowa budowa w połączeniu z parametryzacją procesu modelowania CAD pozwala na szybką reakcję w przypadku awarii lub konieczności zmiany elementu wynikającej z procesu przystosowania i rehabilitacji kończyny.

#### LITERATURA

1. Krysiak K., Kobryń H., Kobryńczyk F. „*Anatomia zwierząt. Tom 1. Aparat Ruchowy*”. Warszawa: Wydawnictwo Naukowe PWN, 2001.
2. Piątkowski S. (red.). „*Ortopedia, traumatologia i rehabilitacja narządów ruchu*”. Warszawa: PZWL, 1990.
3. Przeździecki B. „*Zaopatrzenie rehabilitacyjne*”. Wyd. 1. Gdańsk: Via Medica, 2003.
4. [www.gom.com](http://www.gom.com) (dostęp: czerwiec 2015 r.).
5. [www.eos.info](http://www.eos.info) (dostęp: czerwiec 2015 r.).
6. [www.solidworks.pl](http://www.solidworks.pl) (dostęp: czerwiec 2015 r.).
7. [www.firma-admiral.pl](http://www.firma-admiral.pl) (dostęp: czerwiec 2015 r.).
8. [www.millerprosthetics.com](http://www.millerprosthetics.com) (dostęp: czerwiec 2015 r.).
9. [www.laboratorium.wip.pw.edu.pl](http://www.laboratorium.wip.pw.edu.pl) (dostęp: czerwiec 2015 r.).
10. [www.animalorthocare.com/products/prosthetics/](http://www.animalorthocare.com/products/prosthetics/) (dostęp: czerwiec 2015 r.).
11. [www.orthopets.com](http://www.orthopets.com) (dostęp: czerwiec 2015 r.). ■