

Przydatność technologii CAD/CAM i druku 3D w leczeniu złamań szyjki kości udowej u kotów

PIOTR TRĘBACZ¹, ANNA BARTECZKO², ALEKSANDRA KURKOWSKA²,
MATEUSZ PAWLIK², MAREK GALANTY¹

¹Zakład Chirurgii i Anestezjologii Małych Zwierząt, Instytut Medycyny Weterynaryjnej, SGGW w Warszawie,
ul. Nowoursynowska 159 C, 02-776 Warszawa

²CABIOMEDE Sp. z o. o., ul. Karola Olszewskiego 6, 25-663 Kielce

Otrzymano 15.10.2022

Zaakceptowano 21.02.2023

Trębacz P., Barteczko A., Kurkowska A., Pawlik M., Galanty M.

Accuracy of CAD/CAM and 3D printing in the treatment of feline femoral neck fracture

Summary

The aim of this study was to investigate whether a CT scan provides accurate bone surface information for feline bone model development. The second part of study consisted of 3D printing of feline femoral bone models with and without femoral neck fractures (31-B1 and 31-B2 in AO VET classification), as well as the development and 3D printing of drill guides for treatment of femoral neck fractures. The study was carried out on eight models of femoral bones and four drill guides. Initially, trial models of the right and left femurs without neck fractures and trial drill guides were used. Radiographs showed that the use of the prototype guides made it possible to drill holes in the axes of the necks of the femurs. Then, after assessing the correct operation of the guides and improving their adhesion to the bone surface by smoothing the inner surfaces of the guide bases, final bone models without femoral neck fracture, models with fractures 31-B1 and 31-B2, and final drill guides were printed. All models featured a 2.7 × 30 mm positional cortical screw. Radiographs of the models, made after inserting screws, showed that the implants were placed as intended. Also in the longitudinal sections of the heads and necks of the femoral bones of the models without fractures, the implants were positioned in the intended places.

Keywords: cat, femur, drill guide, 3D printing

Leczenie złamań szyjki kości udowej u małych zwierząt jest poważnym problemem klinicznym. Z reguły konieczne jest anatomiczne nastawienie odłamów i przeprowadzenie stabilnej osteosyntezy. Wszczepki użyte do zespolenia przede wszystkim muszą przeciwstawić się siłom ścinającym występującym w trakcie przenoszenia obciążeń mechanicznych z trzonu kości udowej na staw biodrowy. Najlepiej do stabilizacji takich złamań u dorosłych kotów użyć wkrętów ciągnących (18, 21). Najczęściej wybierany jest pojedynczy wkręt z równolegle wprowadzonym do niego cienkim derotacyjnym drutem Kirschnera. W takim zespoleniu głównym wszczepem przenoszącym obciążenia jest wkręt, dlatego powinien on mieć stosunkowo dużą średnicę. U zwierząt o masie ciała do 10 kg zalecane jest używanie wkrętów do kości korowej Ø 2,7 mm. W wybranych przypadkach można zastosować wkręty Ø 3,5 mm (17). Szyjka kości udowej u kotów ma niewielką średnicę, wynoszącą około 9 mm (P.T. – własne obserwacje). To utrudnia użycie wkrętów o średnicy przekraczającej 2,7 mm. Zgodnie

z zasadami sformułowanymi przez AO i AOVET, żeby zapewnić wkrętowi odpowiednie oparcie, jego średnica nie powinna przekroczyć 20-30% średnicy zespalanej kości (11, 20). Konieczność zastosowania wszczepów o stosunkowo dużej średnicy sprawia, że w trakcie operacji należy starać się wywiercić otwór pod wkręt w osi szyjki, tak aby po wprowadzeniu był on z każdej strony otoczony odpowiednią ilością tkanki kostnej. U kotów można to osiągnąć, wierząc otwór pod kątem około 135° w stosunku do anatomicznej osi kości udowej (8).

Otwory pod wszczepki można wiercić bez użycia dodatkowych narzędzi, posługując się różnego rodzaju prowadnicami wiertel ortopedycznych albo wykonać zabieg pod kontrolą fluoroskopową (14). Wiercenie bez dodatkowych narzędzi jest techniką mało precyzyjną, natomiast dostępne prowadnice zazwyczaj są narzędziami uniwersalnymi, mogącymi nie do końca pasować do operowanej kości. Z kolei przed użyciem fluoroskopii konieczne jest spełnienie warunków formalnych, związanych z ochroną radiologiczną

personelu na sali operacyjnej, a samo urządzenie jest dość drogie.

Opracowane pod koniec XX w. komputerowo wspomagane projektowanie i wytwarzanie CAD/CAM (computer aided design/computer aided manufacturing), z gwałtownym rozwojem druku przestrzennego (3D) uznawane są za podstawę kolejnej rewolucji przemysłowej, która czeka ludzkość w niedalekiej przyszłości (5, 6, 16, 22). Już teraz na drukarkach 3D można tworzyć przedmioty o dowolnych kształtach, charakteryzujące się dużą dokładnością odwzorowania szczegółów. Obiekty można drukować z tworzyw sztucznych, metalu lub żywych komórek, tzw. biodruk. Taki sposób wytwarzania przedmiotów również wykorzystywany jest w chirurgii u ludzi i zwierząt (1, 2, 5-7, 9, 15, 16, 22). CAD/CAM umożliwia tworzenie prototypowych narzędzi chirurgicznych, np. prowadnic wiertła (1, 2, 9, 15), oraz skomplikowanych modeli anatomicznych naturalnej wielkości. To pozwala na wirtualne zaplanowanie operacji, a następnie wykonanie jej na wydrukowanym modelu. Dopiero po zebraniu doświadczeń w ten sposób, można przystąpić do przeprowadzenia zabiegu u żywego pacjenta. Takie postępowanie ma pozytywny wpływ na rozwój umiejętności lekarza i obniża ryzyko wystąpienia powikłań pooperacyjnych.

Celem pracy było przedstawienie własnych doświadczeń dotyczących procesu projektowania i drukowania modeli 3D kości udowych kota domowego, wykonanych na podstawie danych uzyskanych z tomografii komputerowej (TK). W pracy także opisano proces projektowania, druku i testowania prowadnicy wiertła przydatnej w leczeniu złamań szyjki kości udowej. Ponieważ wielkość i kształt kości kotów domowych są do siebie zbliżone u poszczególnych osobników, autorzy traktują tę pracę, jako etap na drodze do stworzenia i wprowadzenia do produkcji metalowej prowadnicy wiertła wykorzystywanej w leczeniu złamań szyjki kości udowej u tego gatunku zwierząt.

Materiał i metody

Na podstawie badania TK dorosłego kota rasy europejskiej krótkowłosej, samicy o masie ciała 4 kg, uzyskano serię obrazów DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). Była to tomografia całego ciała zwierzęcia, wykonana w celu oceny ciężkości zmian pourazowych. Kot do badania został ułożony na grzbiecie, z kończynami miednicznymi wyciągniętymi w kierunku doogonowym (ryc. 1). Badanie wykonano jako skan spiralny (helical), uzyskując przekroje o grubości 0,625 mm i rozdzielczości pojedynczej projekcji 512×512 pikseli. Następnie obrazy DICOM przeniesiono do medycznego oprogramowania rekonstrukcyjnego (Horos, Osirix, Volume Viewer, Invesalious), w którym na podstawie skali szarości Hounsfielda wyizolowano tkankę kostną. Kolejnym krokiem była ręczna obróbka uzyskanych obrazów i wyodrębnienie zarysów prawej i lewej kości udowej. W dalszej kolejności stworzono wirtualne modele kości udowych. Użyto do tego oprogramowania rekonstrukcyjnego (Autodesk Inventor, Dassault Systemes Solid Works). Uzyskane dane wysłano do chmury punktów tworzących siatkę przestrzenną opartą na trójkątach. Ta reprezentacja przestrzenna została wygładzona i zoptymalizowana pod kątem dokładności powierzchni z rozdzielczością 0,1 mm. Pozwoliło to na dalszą pracę nad modelami, które cechowały się odwzorowaniem szczegółów o rozdzielczości $5 \times$ większej od tej uzyskanej w trakcie badania TK. Podczas projektowania stworzono wirtualne modele kości udowych bez złamań oraz kości ze złamaniami na wysokości podstawy i przez szyjkę kości udowej. W klasyfikacji AOVET były to złamania 31-B1 i 31-B2 (4).

W celu opracowania prowadnicy wiertła, modele kości bez złamań przeniesiono do oprogramowania typu CAD (Autodesk Inventor, Dassault Systemes Solid Works) i wyznaczono osie anatomiczne prawej i lewej kości udowej oraz osie szyjek kości udowych. Nakreślone linie przecinały się pod kątem 135° . W kolejnym etapie projektowania linie przebiegające w osiach szyjek posłużyły do zaprojektowania walców (tulejek wiertarskich), o średnicy wewnętrznej 2 mm. Następnie stworzono wirtualne modele podstaw

prowadnic, które dopasowano do kształtu okolicy krętarza trzeciego prawej i lewej kości udowej (ryc. 2). W trakcie projektowania wykorzystano operacje logiczne i oddzielono zarysy kształtu prowadnic od zarysów kształtu kości. Pozwoliło to na uzyskanie lustrzanego odbicia powierzchni kości na wewnętrznych powierzchniach podstaw prowadnic. Kolejnym krokiem było wygładzenie wewnętrznych po-

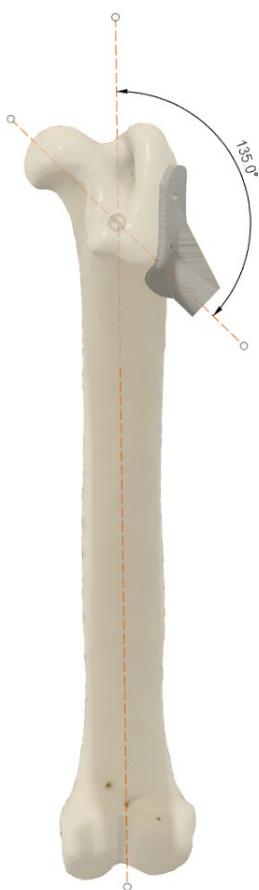


Ryc. 1. Rekonstrukcja 3D szkieletu kota wygenerowana na podstawie danych uzyskanych w trakcie badania TK

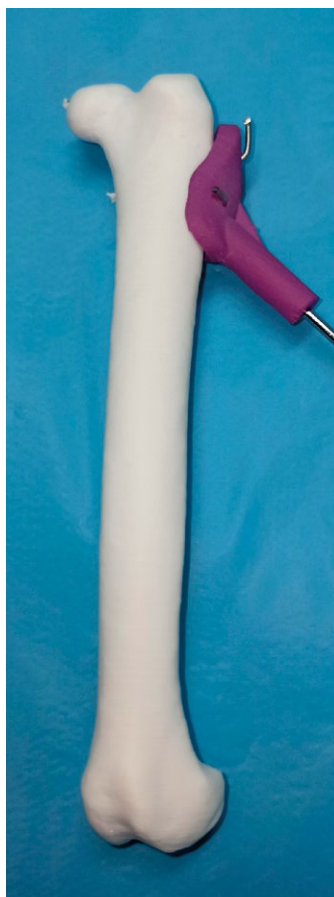
wierzchni podstaw poprzez optymalizację siatki trójkątów i zaprojektowanie w nich otworów pod druty Kirschnera albo kleszcze repozycyjne, umożliwiając tymczasowe przytwierdzenie przewodnic do kości.

Ostatecznie modele do wydruku 3D przygotowano w oprogramowaniu typu processor Materialise Magics 25.0, przeznaczonym do obsługi szeregu technologii druku 3D i slicer Ultimaker Cura 5.0 odpowiednim do obsługi technologii FDM (Fused Deposition Modeling-technika nakładania na model kolejnych, bardzo cienkich warstw półpłynnego materiału z podgrzewanej dyszy drukarki).

Prototypy modeli kości i przewodnic wiertła wykonano z technicznego materiału PLA (tworzywo termoplastyczne powstałe na bazie polilaktydu), stosując kratownicowy wzór i gęstość wypełnienia wynoszącą 40%. Kości i przewodnice wydrukowano warstwami o grubości 0,1 mm. W dalszej kolejności wydruki wykończono ręcznie. Usunięto podpory oraz oszlifowano i wypiąskowano ich powierzchnie (ryc. 3 a, b). Poprawność działania prototypowych przewodnic oceniano na radiogramach wykonywanych po ich zamocowaniu na prototypowych modelach i wywierceniu otworów w szyjkach i głowach kości udowych (ryc. 4 a, b). Po weryfikacji dopasowania przewodnic jeszcze bardziej wygładzono powierzchnie ich podstaw, aby jeszcze lepiej przylegały do kości.



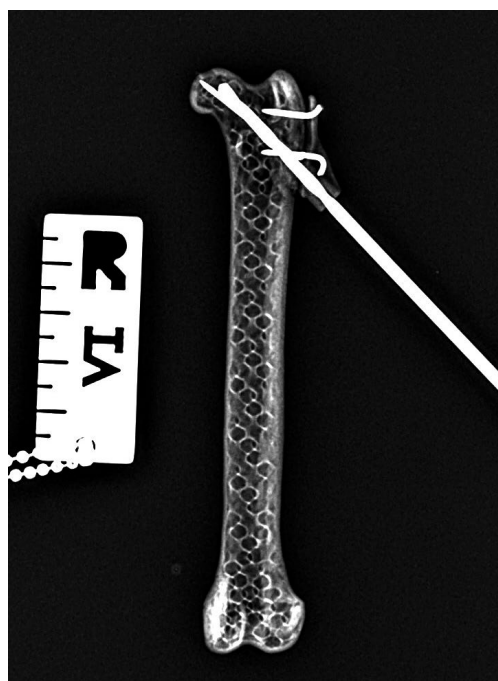
Ryc. 2. Wirtualny model prawej kości udowej kota z zaznaczonymi osiami trzonu i szyjki i z nałożoną na niego przewodnicą wiertła



Ryc. 3 a. Prototypowy model lewej kości udowej kota z założoną prototypową przewodnicą wiertła (widok od strony doczaszkowej)



Ryc. 3 b. Prototypowy model lewej kości udowej kota z założoną prototypową przewodnicą wiertła (widok od strony bocznej)



Ryc. 4 a. Radiogram prototypowego modelu prawej kości udowej kota w projekcji doczaszkowo-doogonowej, wykonany po wywierceniu otworu w szyjce kości udowej (widoczny kratownicowy typ wypełnienia druku)



Ryc. 4 b. Radiogram prototypowego modelu prawej kości udowej kota w projekcji profilowej bocznej, wykonany po wywierceniu otworu w szyjce kości udowej (widoczny kratownicowy typ wypełnienia druku)



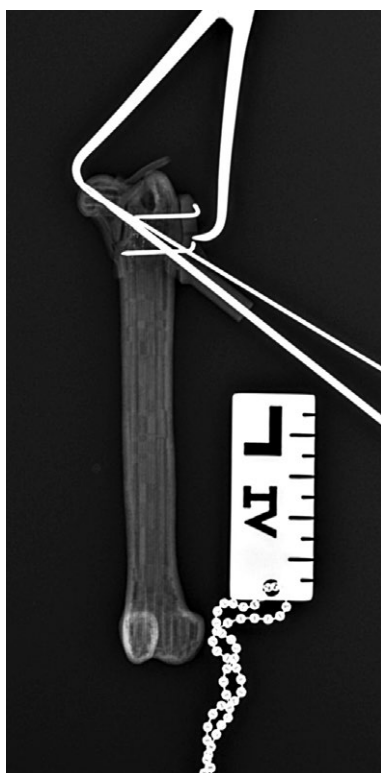
Ryc. 5. Model prawej kości udowej kota ze złamaniem 3B1-1 po odcięciu podpór i wypiskowaniu



Ryc. 6. Model prawej kości udowej kota ze złamaniem 3B1-2 po odcięciu podpór i wypiskowaniu



Ryc. 7 a. Radiogram w projekcji doczaszkowo-dooonowej modelu z żyroidowym typem wypełnienia lewej kości udowej kota ze złamaniem 3B1-1. Początkowo do wysokości linii złamania wprowadzono drutu derotacyjny i wiertło ortopedyczne



Ryc. 7 b. W dalszej kolejności po nastawieniu złamania i dociśnięciu odłamów kleszczami Webera kontynuowano wprowadzanie drutu i wiercenie otworu

Finalne wersje modeli kości bez i ze złamaniami szyjki kości udowej oraz prowadnice wiertła wydrukowano z wysokotemperaturowego polimeru kompozytowego spiekane laserowo, wytrzymującego sterylizację parową w temp. 121°C. Wydruki powstały z proszku o przeciętnej wielkości ziarna 60 μ m. Zastosowano żyroidowy wzór i gęstość wypełnienia wynoszącą 40%. Grubość pojedynczej warstwy druku ustawiono na 0,1 mm. Podobnie jak w przypadku prototypów, wydrukowane docelowe modele i prowadnice wykończono ręcznie.

Testy finalnych prowadnic rozpoczęto na modelach prawej i lewej kości udowej bez złamań szyjki. Po ułożeniu prowadnicy na wysokości krętarza trzeciego mocowano ją przy pomocy trzech drutów Kirschnera $\varnothing$ 1 mm (Medgal, Polska). Druty wprowadzano przez otwory w stopce prowadnicy. Dwa z nich kierowano w poprzek osi długiej kości udowej, a trzeci wprowadzano do szyjki i do głowy kości udowej. Ten wszczep naśladował drut derotacyjny używany w trakcie operacji u żywych pacjentów. Następnie przez tulejkę wiertarską prowadnicy, wiertłem ortopedycznym $\varnothing$ 2 mm (Medgal, Polska), wiercono otwór w szyjce i głowie kości udowej. Po wywierceniu otworu, zmierzeniu jego długości miarką głębokości (Medgal, Polska), i wprowadzeniu wkręta pozycyjnego $\varnothing$ 2,7 mm wykonywano zdjęcia rentgenowskie modeli w projekcjach doczaszkowo-dooonowej i profilowej bocznej. Następnie po usunięciu wszczepów finalne modele bez złamań szyjki przecinano w płaszczyźnie czołowej ręczną, elektryczną piłą oscylacyjną, wyposażoną w brzeszczot o szerokości rządu 0,5 mm. Po ponownym wprowadzeniu wszczepów oceniano ich położenie na uzyskanych w ten sposób podłużnych przekrojach głowy i szyjki kości udowej.

W dalszej kolejności badania przeprowadzono na modelach ze złamaniami szyjki kości udowej. Użyto prawej i lewej kości udowej ze złamaniem 31-B1 (ryc. 5) oraz prawej i lewej kości udowej ze złamaniem 31-B2 (ryc. 6). Tak samo, jak poprzednio, najpierw dwoma poprzecznymi drutami Kirschnera mocowano prowadnicę do kości udowej, a następnie przez jeden z otworów w jej stopce do linii przełomu złamania wprowadzano derotacyjny drut Kirschnera. Kolejnym krokiem było wywiercenie wiertłem ortopedycznym przez tulejkę wiertarską prowadnicy otworu sięgającego do wysokości linii złamania. Dalszymi czynnościami były: nastawienie złamania, docisk odłamów kleszczami repozycyjnymi Webera (Chifa, Polska), wprowadzenie drutu Kirschnera do szyjki i głowy kości udowej oraz wywiercenie otworu w bliższym odłamie szyjki i w głowie kości udowej (ryc. 7 a, b).

Po zmierzeniu długości otworu miarką głębokości wprowadzano do niego pozycyjny, tytanowy, samogwintujący wkręt do kości korowej $\varnothing$ 2,7 mm (Medgal, Polska). Poprawność wprowadzenia wkręta oceniano na radiogramach wykonanych w projekcjach doczaszkowo-doogonowej i profilowej bocznej.

Wyniki i omówienie

Przeprowadzone prace projektowe na danych uzyskanych w trakcie badania TK pozwoliły na stworzenie wirtualnych modeli prawej i lewej kości udowej kota. Na ich podstawie zaprojektowano modele ze złamaniem szyjki kości udowej 31-B1 i 31-B2 oraz prowadnice wiertła umożliwiające wywiercenie otworów pod wkręty w osi szyjki kości udowej. Po wydrukowaniu i ręcznej obróbce powierzchni otrzymano naturalnej wielkości modele kości udowych oraz pasujące do nich prowadnice wiertła. Wszystkie wydruki charakteryzowały się wysokim stopniem odwzorowania szczegółów.

Badania przeprowadzono na ośmiu modelach kości udowych i czterech prowadnicach wiertła. Początkowo użyto próbných modeli prawej i lewej kości udowej

bez złamań szyjki oraz próbných prowadnic wiertła. Na wykonanych radiogramach stwierdzono, że użycie prototypowych prowadnic pozwoliło na wywiercenie otworów w osiach szyjek kości udowych. Następnie, po dokonaniu oceny poprawności działania prowadnic i poprawieniu ich przylegania do powierzchni kości wydrukowano docelowe modele kości bez złamania szyjki kości udowej i modele ze złamaniami 31-B1 i 31-B2 oraz docelowe prowadnice wiertła.

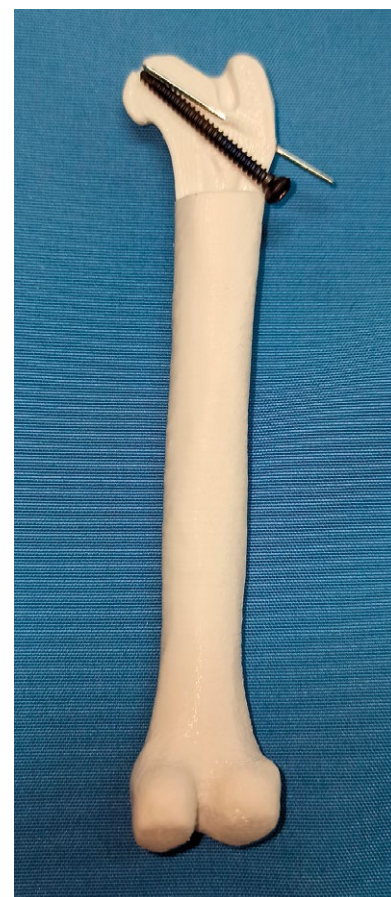
W trakcie badań stwierdzono, że zarówno prawą, jak i lewą prowadnicę wiertła łatwo było umieścić w okolicy krętarza trzeciego kości udowych. Podstawy prowadnic dobrze przylegały do powierzchni modeli kości. Otwory w podstawach umożliwiały pewne zamocowanie ich drutami Kirschnera. Tulejka wiertarska dopasowana średnicą wewnętrzną do średnicy wiertła pozwalała na prowadzenie wiertła w osi tulejki i wywiercenie otworu w osi szyjki kości udowej. We wszystkich modelach umieszczono wkręt pozycyjny $2,7 \times 30$ mm (ryc. 8 a, b). Na radiogramach modeli, wykonanych po wprowadzeniu wkrętów i drutów, stwierdzono umieszczenie wszczepów w zaplanowanych miejscach. Druty derotacyjne znajdowały



Ryc. 8 a. Radiogram w projekcji doczaszkowo-doogonowej modelu lewej kości udowej kota ze złamaniem 3B1-1. Stan po zespoleniu złamania. Widoczne prawidłowo wprowadzone do szyjki kości udowej tytanowy, samogwintujący wkręt korowy $2,7 \times 30$ mm i derotacyjny drut Kirschnera $\varnothing$ 1 mm



Ryc. 8 b. Radiogram w projekcji profilowej bocznej modelu lewej kości udowej kota ze złamaniem 3B1-1. Stan po zespoleniu złamania. Widoczne prawidłowo wprowadzone do szyjki kości udowej tytanowy, samogwintujący wkręt korowy $2,7 \times 30$ mm i derotacyjny drut Kirschnera $\varnothing$ 1 mm



Ryc. 9. Przekrój podłużny głowy i szyjki prawej kości udowej. Widoczne prawidłowo wprowadzone wszcepy

się w niewielkiej odległości od wkrętów. Także na przekrojach podłużnych głów i szyjek kości udowych modeli bez złamań wprowadzone wszczepy znajdowały się w zaplanowanych miejscach (ryc. 9).

W pracy przedstawiono wyniki prac projektowych i badań laboratoryjnych nad przydatnością druku 3D w tworzeniu anatomicznych modeli kości udowej kota. Przy użyciu specjalistycznego oprogramowania komputerowego oraz na podstawie danych uzyskanych w trakcie badania TK, stworzono wirtualny model prawej i lewej kości udowej. Następnie te modele posłużyły do zaprojektowania kości z najczęściej występującymi złamaniami szyjki kości udowej u dorosłych kotów oraz do zaprojektowania prowadnic wiertła umożliwiających wywiercenie otworów w osi szyjki kości udowej. Zgodnie z założeniami wirtualnego planu operacyjnego, umieszczenie wkręta w osi szyjki kości udowej dawało najlepsze oparcie ze strony otaczającej go masy kostnej. Stworzone prowadnice wiertła umożliwiły wprowadzenie wkrętów w osi szyjki kości udowej we wszystkich badanych modelach. Wiercenie otworów przy użyciu prowadnic zaprojektowanych do przeprowadzenia konkretnej operacji cechuje się bardzo wysoką skutecznością wywiercenia otworu w pożądanym miejscu i pod zaplanowanym kątem (2, 9, 15). Użycie takich narzędzi pozwala na osiągnięcie znacznie lepszych wyników w porównaniu z wierceniem bez dodatkowych narzędzi, czy wierceniem pod kontrolą fluoroskopową (9).

Do wydrukowania modeli kości i prowadnic użyto dwóch typów druku oraz dwóch rodzajów tworzywa sztucznego. Prototypy wydrukowano stosując kratownicowy wzór wypełnienia i techniczne tworzywo sztuczne PLA. Pozwoliło to na zużycie niewielkiej ilości taniego materiału. Natomiast finalne modele kości i prowadnice wydrukowano z polimerowego kompozytu spiekane laserowo, przy zastosowaniu żyroidowego wzoru wypełnienia. Tak stworzone wydruki lepiej naśladowały budowę prawdziwej kości. Dodatkowo można je sterylizować parowo w temperaturze 121°C, co umożliwia ich użycie w polu operacyjnym podczas zabiegu u żywego pacjenta (7). Prototypy i modele docelowe wydrukowano warstwami o grubości 0,1 mm, co pozwoliło na bardzo dobre odwzorowanie szczegółów anatomicznych. W trakcie badań umożliwiło to łatwą identyfikację krętarza trzeciego kości udowej i umieszczanie prowadnic wiertła we wcześniej zaplanowanych miejscach. Grubość stosowanej warstwy druku ma bezpośredni wpływ na dokładność odwzorowania szczegółów w wydrukowanym modelu w stosunku do wirtualnego modelu zaprojektowanego w systemie CAD. Im warstwa cieńsza, tym więcej warstw wydruku i tym samym dyskretyzacja modelu jest dokładniejsza (5, 10, 13, 22, 23).

Poprawność osiowego wywiercenia otworu, a potem poprawność wprowadzenia wkręta oceniano na radiogramach modeli. Ten sposób wybrano ze względu

na fakt, że również u żywych zwierząt ze złamaniem szyjki kości udowej diagnostyka radiologiczna jest podstawową metodą obrazowania przed- i pooperacyjnego. Wszystkie wydrukowane modele dobrze cieniowały w promieniach rentgenowskich, dając możliwość rozróżnienia szczegółów anatomicznych. Pozwoliło to na łatwe przeprowadzenie oceny prawidłowości wykonania poszczególnych zabiegów. Dodatkowo, po wykonaniu zdjęć i usunięciu wszczepów finalne modele bez złamań szyjki przecinano w płaszczyźnie czołowej. Pozwoliło to na ocenę położenia wszczepów na podłużnych przekrojach głowy i szyjki kości udowej. Uzyskano identyczne wyniki, jak w przypadku oceny radiologicznej. Modele ze złamaniami jedynie prześwietlano, ponieważ ze względu na niewielkie rozmiary odłamów ich rozcięcie ręczną piłą oscylacyjną w płaszczyźnie czołowej mogłoby być nieprecyzyjne.

Leczenie złamań szyjki kości udowej u dorosłych kotów niejednokrotnie kończy się niepowodzeniem, głównie ze względu na przeprowadzenie zbyt elastycznego zespolenia i rozwój stawu rzekomego lub wczesną destabilizację złamania i przemieszczenie się odłamów. W takiej sytuacji możliwe jest usunięcie głowy i szyjki kości udowej i pozostawienie zwierzęcia z tzw. biodrem wiszącym albo protezowanie stawu biodrowego. W dłuższej perspektywie czasu obie te operacje obarczone są większym ryzykiem wystąpienia powikłań w porównaniu do poprawnie przeprowadzonej osteosyntezy, zakończonej zrostem prawidłowo ustawionych odłamów szyjki kości udowej (18). U kotów, ze względu na niewielkie rozmiary odłamów, często podejmowane są próby zespalania złamań szyjki przy pomocy kilku cienkich drutów Kirschnera, jednak użycie takich wszczepów może nie przynieść spodziewanych efektów. Jeden z autorów pracy (P.T.) często obserwował wysuwanie się drutów Kirschnera z kości i wczesną destabilizację złamania lub łamanie się wszczepów i przemieszczanie odłamów. Kolejnym problemem jest konieczność równoległego wprowadzenia drutów w stosunku do osi szyjki kości udowej. Jest to trudne w przypadku wprowadzania bez dodatkowych narzędzi celowniczych wszczepów o niewielkiej średnicy i na ograniczonym obszarze, czyli tak, jak najczęściej ma to miejsce u kotów. W badaniach doświadczalnych na izolowanych kościach udowych psów Lambrechts i wsp. (12) wykazali, że druty Kirschnera umieszczone równolegle w stosunku do siebie zapewniają większą wytrzymałość mechaniczną zespolenia złamania szyjki kości udowej w porównaniu z wszczepami rozchodzącymi się w różnych kierunkach. Autorzy pracy podejrzewają, że było to związane z bardziej równomiernym rozkładem obciążeń mechanicznych na wszczepach umieszczonych równolegle, w porównaniu do tych umieszczonych pod różnymi kątami. Obciążenie mechaniczne poszczególnych wszczepów ustawionych w różnych kierunkach mogło różnić się od siebie

do tego stopnia, że jeden z nich przenosił większość obciążenia, a pozostałe praktycznie nie przenosiły go wcale. Lambrechts i wsp. (12) również porównali ze sobą wytrzymałość mechaniczną zespolenia przy użyciu drutów Kirschnera wprowadzonych do szyjki kości udowej w różnej ilości i pod różnymi kątami oraz wkręta ciągnącego i pojedynczego cienkiego derotacyjnego drutu Kirschnera. Autorzy tej pracy wykazali, że największą wytrzymałość mechaniczną miało zespolenie wkrętem i drutem Kirschnera.

Użycie wkręta ciągnącego pozwala na uzyskanie absolutnej stabilności zespolenia. Najlepszy efekt docisku odłamów można osiągnąć, jeżeli wszczep zostanie wprowadzony prostopadle w stosunku do linii złamania. Technika wprowadzenia wkręta ciągnącego jest etapowa i wymaga dużej precyzji, szczególnie w przypadku zespalania niewielkich odłamów kostnych. Początkowo w jednym z odłamów należy wywiercić otwór wślizgowy o średnicy odpowiadającej zewnętrznej średnicy wkręta, a następnie w drugim odłamie otwór kotwiczący o średnicy odpowiadającej średnicy rdzenia wkręta, który ma zostać użyty. Do nagwintowania otworu kotwiczącego należy użyć gwintownika. Gwintowanie tego otworu wkrętem samogwintującym może być nieprecyzyjne, ponieważ z braku oparcia w otworze wślizgowym wkręt jest niestabilny i gwint nacięty w ten sposób może być złej jakości (własne doświadczenia P.T.) (20). W badaniach własnych użyto wkręta pozycyjnego, ponieważ chodziło w nich o sprawdzenie poprawności działania zaprojektowanej prowadnicy wiertła. Badano, czy wywiercony otwór, a potem wprowadzony wkręt będą znajdować się w osi szyjki kości udowej. Sprawdzano to na modelach zarówno bez złamań, jak i ze złamaniami szyjki kości udowej. Użycie wkręta ciągnącego w modelach bez złamań nie miałoby zastosowania, dlatego nie chcąc zmieniać techniki wiercenia otworów, która mogłaby mieć wpływ na ocenę przydatności zaprojektowanej prowadnicy, do szyjek wszystkich badanych kości wprowadzano wkręty pozycyjne. W przypadku leczenia złamań szyjki kości udowej u żywych pacjentów, jeżeli to tylko możliwe, zawsze należy starać się wykonać osteosyntezę przy użyciu wkręta ciągnącego. W badaniach przeprowadzonych przez Brigham i wsp. (3) oraz Srinivasan i wsp. (19) wykazano, że wkręt pozycyjny nie jest w stanie utrzymać docisku odłamów, np. uzyskanego przy pomocy kleszczy repozycyjnych. Jedynie wkręt ciągnący zapewniał długotrwały docisk mechanicznie obciążonych odłamów.

Uzyskane wyniki zachęcają do dalszego prowadzenia badań. Powinny one objąć porównanie osiowości wywierconych otworów w szyjce kości udowej przy użyciu prowadnicy wiertła wydrukowanej w technologii 3D, uniwersalnej prowadnicy wiertła ortopedycznego oraz po wywierceniu otworu bez dodatkowych narzędzi. Ostatnim etapem badań powinna być kliniczna ocena przydatności wydrukowanych prowadnic u kotów ze złamaniami szyjki kości udowej.

Piśmiennictwo

- Altwal J., Wilson C. H., Griffon D. J.: Applications of 3-dimensional printing in small-animal surgery: A review of current practices. *Vet. Surg.* 2022, 51, 34-51.
- Bongers J. J., Wilkinson N., Kurihara M., Bpridges J. P., Baltzer W., Worth A. J.: Accuracy of lumbosacral pedicle screw placement in dogs: anovel 3D printed patient specific drill guide versus freehand technique in novice and expert surgeons. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* 2022, doi: 10.1055/s-0042-1750433.
- Brigham A., Groundland J., Stoops T. K., Santoni B. G., Sagi H. C.: Comparison of 3 methods for maintaining interfragmentary compression after fracture reduction and fixation. *J. Orthop. Trauma* 2017, doi: 10.1097/BOT.0000000000000769.
- Brinker W. O., Olmstead M. L., Sumner-Smith G., Prieur W. D. (red.): *Manual of internal fixation in small animals.* Springer-Verlag, Berlin 1998, s. 269.
- Cykowska-Błasiak M., Ozga P.: Wydruk 3D jako narzędzie do planowania zabiegów ortopedycznych. *Budownictwo i Architektura* 2015, 14, s. 15-23.
- Dodziuk H.: *Druk 3D/AM. Zastosowania oraz skutki społeczne i gospodarcze.* Wydawnictwo Naukowe PWN SA, Warszawa 2019, s. 11.
- Efanov J. I., Roy A. A., Huang K. N., Borsuk D. E.: Virtual surgical planning: The pearls and pitfalls. *Plast. Reconstr. Surg. Global Open* 2018, 6, 1-10.
- Fonseca R. L., Lobo-Jr. A. L., Santana M. I. S.: Measurements of femoral angles, femur length, and hip width in cat radiographs. *Braz. J. Vet. Anim. Sci.* 2017, 69, 1513-1520.
- Hamilton-Bennet S. E., Oxley B., Behr S.: Accuracy of patient-specific 3D printed drill guide for placement of cervical transpedicular screws. *Veter. Surg.* 2018, 47, 236-242.
- Joshi M., Shetty N., Shetty S. D., Bharath N. L. S., Varma C. S.: Mechanical characterization of additive manufacturing processes. *Ind. J. Sci. Technol.* 2016, 9, 1-15.
- Kraus K. H., Fox S. M., Pike F. S., Salzer E. C.: *Small animal fracture repair. A case based approach.* CRC Press, Boca Raton 2017, s. 17.
- Lambrechts N., et al.: Internal fixation of femoral neck fractures in the dog – an in vitro study. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* 1993, 6, 188-193.
- Lonczewski D., Kajzer W.: Wpływ parametrów druku 3D w technologii FDM na własności mechaniczne i użytkowe obiektów wykonanych z PLA. *Aktualne Problemy Biomechaniki* 2016, 10, 43-48.
- Moya K. A. de, Kim S. E., Guiot L. P.: Closed reduction and fluoroscopic guided percutaneous pinning of femoral physeal or neck fractures: Thirteen fractures in 11 dogs. *Vet. Surg.* 2022, doi: 10.1111/vsu.13867.
- Oxley B.: A 3-dimensional-printed patient-specific guide system for minimally invasive plate osteosynthesis of a comminuted mid-diaphyseal humeral fracture in a cat. *Vet. Surg.* 2018, 47, 445-453.
- Paskal A., Paskal W., Pietruski P., Jaworowski J.: Technologia CAD/CAM w chirurgii plastycznej – doświadczenia własne i perspektywy. *Chirurgia plastyczna i oparzenia* 2019, 7, 75-81.
- Piermattei D. L., Flo G. L., DeCamp C. E. (red.): *Brinker, Piermattei, and Flo's handbook of small animal orthopedics and fracture repair.* Saunders Elsevier, St. Louis 2006, s. 133.
- Scott H. W., McLaughlin R.: *Feline orthopedics.* Manson Publishing UK, 2007, s. 196.
- Srinivasan A., Young M., Ambrose C., Kellam J.: Maintenance of compression with a positional screw versus compression generated with lag screw. *J. Orthop. Trauma* 2019, doi: 10.1097/BOT.0000000000001589.
- Thakur A. J.: *The elements of fracture fixation.* Elsevier, Relx, New Delhi 2020, s. 112-118.
- Voss K., Langley-Hobbs S. J., Montavon P. M.: *Feline orthopedic surgery and musculoskeletal disease.* Elsevier Ltd. UK, 2009, s. 459.
- Winder J., Bibb R.: Medical rapid prototyping technologies: State of the art and current limitations for application in oral and maxillofacial surgery. *J. Oral. Maxillofacial Surg.* 2005, 63, 1006-1015.
- Wylezol M., Ostrowska B., Wróbel E., Muzalewska M., Grabowski M., Wyszynski D., Zubrzycki J., Przech P., Klepka T.: *Inżynieria biomedyczna. Metody przyrostowe w technice medycznej. Monografia.* Wydawnictwo Politechniki Lubelskiej, Lublin 2016.

Adres autora: dr n. wet. Piotr Trębacz, ul. Nowoursynowska 159 C, 02-776 Warszawa; e-mail: malignum@tlen.pl