

Difficulties in prosthetics of joints – aseptic joint loosening

Degórska B., Kalwas-Śliwińska M., Department of Small Animal Diseases with Clinic, Faculty of Veterinary Medicine, Warsaw University of Life Sciences – SGGW

This article aims at the presentation of principles of joint prosthetics in small animals. Total joint replacement is widely performed procedure in human medicine as well as in veterinary surgery. Commercially available are hip, elbow and knee prostheses. There are different surgical protocols and artificial substitutes used for joints replacement. Although the procedures are performed since many years, we still encounter serious limitations and complications resulting from mechanical failures, biological failures or both. Here, critical points were described with the special indication to the aseptic joint loosening.

Keywords: joints, prosthesis, surgery, small animals.

Możliwości zastępowania chorych stawów ich protezą budzą od lat zainteresowanie lekarzy zarówno w medycynie, jak i weterynarii. Dostępne komercyjnie protezy stawów biodrowych, łokciowych i kolanowych są zróżnicowane pod względem typów, sposobów mocowania oraz materiałów, z jakich są wykonane. Idealna proteza powinna być niezawodna, amortyzować wstrząsy, a poruszanie się powinno być pozbawione bólu wraz z maksymalnym, fizjologicznym zakresem ruchu w stawie (1). Trudności związane z zastosowaniem protez od lat są niezmiennie i koncentrują się na doborze optymalnie współpracującego z kością materiału, udoskonaleniu mocowania elementów protezy w tkance kostnej, zmniejszeniu tarcia, a co za tym idzie, zmniejszeniu ilości produktów zużycia oraz wydłużeniu czasu możliwości użytkowania protezy.

U zwierząt towarzyszących najpopularniej znane i najczęściej stosowane są protezy stawu biodrowego. Początek ich zastosowania w medycynie przypisuje się Gluckowi w 1891 r. Na protezę składała się przegubowa żelazna kulka mocowana stalowymi śrubami niklowaną płytką do kości udowej. Równolegle próbowano wykorzystywać drewno, metale szlachetne i szkło jako elementy do kontaktu z kością udową (2, 3). Próby mocowania stawu biodrowego początkowo skupiały się na zastępowaniu protezą głowy kości udowej. Choć pierwsza całkowita proteza stawu biodrowego została opracowana 1938 r. przez Wileisa, to dopiero Moore w 1940 r. po raz pierwszy zastosował trzpień, który mógł być stabilnie mocowany w kanale kości udowej. W latach 50.

Trudności w protezowaniu stawów u psów – aseptyczne obluzowanie

Beata Degórska, Magdalena Kalwas-Śliwińska

z Katedry Chorób Wewnętrznych Małych Zwierząt z Kliniką Wydziału Medycyny Weterynaryjnej w Warszawie

nastąpił burzliwy rozwój protezoplastyki stawów biodrowych, z opracowaniem ponad 50 typów modeli protez. Przełomowym dokonaniem było zastosowanie w 1951 r. polimetakrylanu metylu, zwanego cementem kostnym, jako wypełniacza między protezą a tkanką kostną. Uzyskanie zgody na zastosowanie cementu kostnego w medycynie zabrało 16 lat i dopiero pod koniec lat 60. znalazły powszechne zastosowanie protezy mocowane z wykorzystaniem cementu kostnego.

Weterynaria postępowala krok w krok za dokonaniem w medycynie i w 1974 r. Hoefle opracował model protezy stawu biodrowego dla psów, który do początku lat 90. był najpopularniej stosowaną protezą. Była to dostępna w trzech rozmiarach całkowita proteza cementowa, ze stali medycznej, z polietylenową panewką, znana pod nazwą protezy Richard's Canine II. Wraz z ugruntowaniem się zastosowania tej techniki modyfikacji uległ pierwotny, główny element protezy, czyli trzpień połączony z głową. Okazało się bowiem, że rozdzielenie tego elementu na trzpień i osobną głowę daje większą możliwość optymalnego dopasowania śródoperacyjnego do konkretnego pacjenta. Zmieniono również materiał, z którego wykonywane były trzpienie i głowy na stop tytanowy. Jednak wkrótce okazało się, że choć tytan jest odporny na korozję i biokompatybilny, to w kontakcie z cementem kostnym ulega poważnym uszkodzeniom powierzchniowym, które nie miały miejsca w trzpieniach ze stali medycznej lub ze stopu kobaltowo-chromowego. Ilość produktów zużycia tytanu prowadziła do występowania reakcji zapalnej i produkcji cytokin, czego skutkiem była resorpcja kości i aseptyczne obluzowanie elementów protezy (4, 5).

Ilość powikłań skierowała uwagę na próby mocowania protez bez wykorzystania cementu kostnego. Opracowano model protezy modułowej, czyli złożonej z 3 oddzielnych elementów: trzpienia, głowy i panewki, w którym wszystkie elementy mocowane były bez użycia cementu kostnego, ale zarówno trzpień, jak i zewnętrzne pokrycie panewki kontaktujące się z kością wykonane były ze stopu chromowo-kobaltowego. Dodatkowo trzpień w 1/3 górnej pokrywała

warstwa porowata, umożliwiająca osteointegrację. Powikłania, które towarzyszyły temu sposobowi mocowania protezy – oprócz znanych z techniki z użyciem cementu – to pęknięcia i złamania kości udowej oraz brak trwałego połączenia trzpienia z kością udową, prowadzące w konsekwencji do aseptycznego obluzowania. Wyjściem naprzeciw tym powikłaniom było opracowanie modelu protezy, w której trzpień mocowany był do kości udowej z użyciem wszczepów, co miało miejsce w końcu lat 90. W ostatnich latach obserwuje się także rozwój prac nad protezą, która nie posiada długiego trzpienia mocowanego w kości udowej, a jedynie nagwintowany fragment, który mocowany jest w okolicy podkrętarzowej. Ten sposób mocowania wymaga jeszcze dalszych innowacji ze względu na spory odsetek wczesnych powikłań (5, 6). Ilość powikłań w protezie stawu biodrowego waha się średnio w granicach 5–11%, ale może się zmieniać w odniesieniu do poszczególnych rodzajów powikłań (7, 8, 9).

Nasilony i powszechny problem choroby zwyrodnieniowej stawu łokciowego u małych zwierząt nie znajduje odpowiednika w medycynie człowieka. I choć proteza stawu łokciowego dla zwierząt została po raz pierwszy zastosowana w 1964 r. przez Whitticka u kota ze złamaniem dalszej części kości ramiennej i bliższej części kości podramienia, to docelowym odbiorcą protezy stawu łokciowego jest jednak pies. Prace prowadzone w latach 90. zaowocowały opracowaniem komercyjnie dostępnej protezy cementowej, której zastosowanie wiązało się jednak z dużą liczbą powikłań. Modyfikacje doprowadziły do opracowania modelu protezy bezcementowej oraz relatywnie mało inwazyjnej (w porównaniu z poprzednią) techniki operacyjnej. Kolejnym krokiem było opracowanie protezy, w której element mocowany w kości ramiennej osadzony był w cementcie, zaś część łokciowo-promieniowa mocowana była z użyciem śrub. Obecnie na rynku istnieje kilka modeli protez mocowanych cementowo i bezcementowo. Ilość powikłań w zależności od zastosowanej metody waha się w przedziale 7–20%. Bardzo poważnym ograniczeniem tego sposobu leczenia jest jego nieodwracalność,

rozumiana jako brak możliwości alternatywnego leczenia w przypadkach niektórych powikłań skutkującej koniecznością wykonania artrodezy lub amputacji kończyny (5).

Staw kolanowy jest największym ze stawów u ssaków i przez to przenosi największe obciążenia. Uważa się, że w zależności od kątownia kończyny miedniczej oraz aktywności zwierzęcia obciążenia w stawie kolanowym mogą być zbliżone do dwukrotności masy ciała. Dostępne komercyjnie są protezy stawu kolanowego, zarówno w formie protez całkowitych, czyli zastępujących powierzchnię stawową kości piszczelowej oraz kości udowej, jak i protezy bloczka kości udowej. Ten drugi typ protezy znajduje głównie zastosowanie w leczeniu zwłknięć rzepki u psów małych ras. Problemem protezowania stawu kolanowego jest konieczność nie tylko umożliwienia prawidłowej ruchomości, ale także zapewnienia stabilizacji.

Początki stosowania protez stawu kolanowego sięgają lat 80. XX wieku i prób z protezami zawiasowymi. Powikłania po kilku latach użytkowania protezy osiągały nie tylko bardzo wysoki odsetek (ponad 30%), ale były także bardzo poważne i wiązały się z koniecznością wymiany implantu. Kolejne kroki w protezoplastyce stawu kolanowego podejmowano celem uzyskania protezy, która pozwoli nie tylko na zginanie i prostowanie w stawie, ale także umożliwi ruchy fizjologiczne, które choć w bardzo ograniczonym zakresie, w zdrowym stawie kolanowych są możliwe: rotacyjne oraz boczne zgięcia i prostowania (5, 10, 11).

Choć możliwości zastosowania protez mają już długą historię, to wciąż w tej dziedzinie jest wiele słabych punktów, które przyczyniają się do stale utrzymującego się procentu powikłań.

Jednym z najbardziej istotnych, wspólnych powikłań dla protez stawów biodrowych, kolanowych i łokciowych jest obłuzowanie protezy. Jest to powolny proces, często zapoczątkowany już na etapie doboru wszczepów do zabiegu. Nazwa „aseptyczne obłuzowanie” bierze się z braku komponentu zakaźnego, przy jednoczesnym ubytku masy kostnej wokół wszczepów. Rozpoznanie nie zawsze jest łatwe i jedynym sposobem pomocy pacjentowi jest wymiana obłuzowanego elementu lub w niektórych przypadkach usunięcie całości protezy. Na aseptyczne obłuzowanie wpływa wiele czynników, ale uważa się, że kilka z nich jest szczególnie ważnych.

Pierwszym jest trudność w uzyskaniu pierwotnego, stabilnego osadzenia elementów protezy w czasie zabiegu, jak i bezpośrednio po nim. W technikach

cementowych lub w protezach mocowanych z wykorzystaniem śrub pierwotna stabilność wszczepów jest pozornie łatwiejsza do uzyskania niż w tych, w których elementy protezy mocuje się „na wcisk”. Z drugiej strony nieprawidłowy kołnierz cementowy wokół wszczepu może nie dać wystarczającego podparcia protezie i przyczynić się do tzw. mikro-ruchów, które ostatecznie wpływają na okoliczną tkankę kostną, powodują powstanie między kołnierzem cementowym i kością cienkiej warstwy tkanki łącznej, co doprowadza do obłuzowania całości protezy. W technice bezcementowej przerwa między wszczepem i kością o szerokości 1,5–2 mm wymaga z kolei dość długiego czasu, bo aż 12 tygodni, do wytworzenia trwałego połączenia. Jeśli w tym czasie przebudowa kości na granicy z wszczepem jest zaburzona, opóźniona lub niewystarczająca, będzie to skutkowało postępującym obłuzowaniem wszczepu (5).

Kolejnym elementem jest mikro- i makrotopografia kości i tkanek miękkich, przyczepów mięśniowych, które u każdego psa są odmienne, zaś narzędzia wykorzystywane do przygotowania łoża oraz technika operacyjna pozostają takie same. Może to wpływać na pierwotne nieprawidłowe położenie elementów protezy i sprzyjać ich obłuzowaniu.

Bardzo istotny wpływ na pracę protezy i oddziaływanie na aparat ruchu ma materiał, z którego proteza jest wykonana. Najbardziej pożądane byłoby, żeby materiały były biozgodne, niekorodujące, niepowodujące metalozy i o niskim współczynniku tarcia (12, 13). Takimi cechami odznacza się stop kobaltowo-chromowy i dlatego jest powszechnie stosowany jako materiał na trzpienie protez. Ciekawym i być może perspektywnym materiałem okazuje się tantal, który daje możliwości przygotowania elementów porowatych (na wcześniej przygotowanym rusztowaniu) o właściwościach mechanicznych podobnych do kości (4, 5). Na razie jest on stosowany w chirurgii rekonstrukcyjnej.

Przyczyn obłuzowania protez należy szukać także w charakterystyce wykorzystywanych materiałów, a głównie w ich module sprężystości, zwanym modulem Younga, wyrażanym w gigapaskalach (GPa). Najbardziej zbliżony w tym względzie do kości gąbczastej i podchrzęstnej jest wspomniany tantal, którego moduł sprężystości wynosi 3 GPa, podczas gdy kości gąbczastej 1,5 GPa, a kości podchrzęstnej 2 GPa. W porównaniu z tantalem pozostałe metale pozostawiają wiele do życzenia, charakteryzując się znacznie wyższymi modułami sprężystości, i tak dla przykładu: tytan – 116 GPa, kobalt – 210 GPa, kompozyt z włókna węglowego – 150 GPa, zaś

cement kostny 1,4 GPa (3, 5). Zastosowanie tak sztywnych materiałów w kontakcie z kością musi po pewnym czasie skutkować resorpcją kości w okolicy wszczepu i obłuzowaniem protezy.

Połączenie między elementami protezy ma zapewnić swobodny ruch w sztucznym stawie. W przypadku wystąpienia oporów w pracy elementów protezy w krótkim czasie dochodzi do zmian w okolicznej tkance kostnej charakteryzującej się ubytkiem jej masy i gęstości oraz do gromadzenia się produktów zużycia (4, 7, 12). Najlepiej sprawdza się w tym względzie połączenie metalu z polietylenem, choć najmniejsze zużycie materiałów opisuje się w kontakcie ceramiki z ceramiką (0,001–0,003 mm/rok). Jedyną wadą tego ceramicznego duetu jest możliwość występowania pisków w czasie pracy protezy (5).

Choć połączenia metali z metalami są także możliwe, to zazwyczaj skutkują one większą ilością produktów zużycia niż połączenia ceramiki z ceramiką lub metalu z polietylenem, jak również istnieje ryzyko wystąpienia uczuleń i metalozy (3, 5, 12, 13). Obiecująco z tego punktu widzenia wygląda pokrycie stopu tytanowego azotkiem tytanu, który w kontakcie ze stopem tytanowym pokrytym bezpostaciowym węglem diamentopodobnym charakteryzuje się bardzo niskim współczynnikiem tarcia.

Ważnym elementem wpływającym na stabilność protez ma porowatość powierzchni materiału, z którego wykonane są elementy protezy, pozwalając tkance kostnej wraść w pory materiału, dając pierwotną stabilizację. Cecha ta jest szeroko wykorzystywana w protezach bezcementowych mocowanych „na wcisk”. Wielkość porów, w które może wraść tkanka kostna, waha się w zależności od materiału, i dla przykładu w stopie kobaltowo-chromowym wynosić może 200–250 µm (13% porów jest wypełnionych po 3 miesiącach), w tantalu 63% po 4 miesiącach (5).

Nowa koncepcja protezy stawu biodrowego, w której zamiast długiego trzpienia do kości udowej mocowana jest podkrętarzowo śruba (proteza HELICA) skutkuje nieprawidłowymi naprężeniami w części bliższej kości udowej, prowadząc do niestabilności wskutek resorpcji kości w tym miejscu (6).

Pewien wpływ na stabilizację protezy może mieć bioaktywne pokrycie powierzchni wszczepu. Do tego celu wykorzystywane są m.in.: hydroksyapatyt, bisfosfoniany, antybiotyki i drobiny srebra.

Pokrótkie przedstawione przyczyny aseptycznego obłuzowania wszczepów są przedmiotem niestannych badań i prób zapobieżenia temu problemowi. W odniesieniu do stawu biodrowego pewną próbą jest zmiana koncepcji budowy protezy

w kierunku protezy hybrydowej, w której panewka jest mocowana bezcementowo, a trzpień cementowo. Pozwala to na wykluczenie obłuzowań panewki oraz poprawia osadzenie trzpienia. Wczesne wyniki obserwacji są zachęcające – w grupie operowanych psów uzyskano 99% dobrych wyników w czasie obserwacji trwającej od 6 do 40 miesięcy (14).

W medycynie człowieka obiecujące są wstępne doświadczenia z pokrywaniem protezą jedynie powierzchni stawowych, zamiast stosowania protez głęboko osadzonych w tkance kostnej.

Piśmiennictwo

1. Dobosiewicz K., Toborek J., Lamber T., Okrajni J., Balin A.: Kryteria oceny trwałości sztucznego stawu biodrowego. *Inżynieria Materiałowa* 1994, **15**, 154–176.
2. Kmiecik M., Panasiuk M.: Historia i rozwój protezoplastyki biodra. *Kwartalnik Ortopedyczny* 1993, **23**, 1–22.
3. Będziński R.: *Biomechanika inżynierska*. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997, 54–55, 119–154.
4. Alexander J.W.: Canine hip dysplasia. *Vet. Clin North Am. Small Am. Pract.* 1992, **22**, 503–511.
5. Peck J.N., Marcellin-Little D.J.: *Advances in Small Animal Total Joint Replacement*, Willey-Blackwell, 2013.
6. Kim J.Y., Hayashi K., Garcia T.C., Kim S., Entwistle R., Kapatkin A.S., Stover S.M.: Biomechanical Evaluation of Screw-In Femoral Implant in Cementless Total Hip System. *Vet. Surg.* 2012, **41**, 94–102.
7. Iwata D., Broun H.C., Black A.P., Preston C.A., Anderson G.L.: Total hip arthroplasty outcomes assessment using functional and radiographic scores to compare canine systems. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* 2008, **3**, 221–230.
8. Hummel D.W., Lanz O.I., Were S.R.: Complications of cementless total hip replacement. A retrospective study of 163 cases. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.* 2010, **6**, 424–432.
9. Forster K.E., Wills A., Torrington A.M., Moores A.P., Thomson D., Arthurs G., Brown G., Denny H.R., Scott H.W., MacQueen I., Dunne J., Onyett J., Walker J.D., Prior J., Owen M.R., Burton N., Whitelock R., Girling S., Morrison S., Gilbert S., Langley-Hobbs S.J., Gemmill T.J., Innes J.F.: Complications and Owner Assessment of Canine Total Hip Replacement: A Multicenter Internet Based Survey. *Vet. Surg.* 2012, **41**, 545–550.
10. Allen M.J., Leone K.A., Lamonte K., Townsend K.L., Mann K.A.: Cemented total knee replacement in 24 dogs: Surgical technique, clinical results and complications. *Vet. Surg.* 2009, **38**, 555–567.
11. Liska W., Doyle N.: Canine total knee replacement: Surgical technique and 1 year outcome. *Vet. Surg.* 2009, **38**, 568–582.
12. Balcerowiak W., Otfinowski J., Pawelec A.: Analiza przyczyn przedwczesnego zużycia polietylenowych panewek endoprotez stawu biodrowego. *Inżynieria Biomateriałów* 2000, **9** (3), 14–17.
13. Chłopek J., Degórska B., Stoch A., Kmiecinski W., Brożek A., Kmita G.: Kompozytowe trzpienie dla endoprotez stawu biodrowego psa. *Inżynieria Biomateriałów* 2000, **10** (3): 8–17.
14. Gemmill T.J., Pink J., Renwick A., Oxley B., Downes C., Roch S., McKee W.M.G.: Hybrid cemented/cementless total hip replacement in dogs: seventy-eight consecutive joint replacements. *Vet. Surg.* 2011, **40**, 621–630.

Dr Beata Degórska,
e-mail: beata_degorska@sggw.pl