

lek. wet. Michał Nowicki\*, lek. wet. Joanna Głodek\*\*, prof. dr hab. Zbigniew Adamiak\*\*, mgr inż. Michał Sujeta\*\*\*

\* Vet4Pet Klinika Weterynaryjna

\*\* Katedra Chirurgii i Rentgenologii z Kliniką Wydziału Medycyny Weterynaryjnej Uniwersytetu Warmińsko-Mazurskiego w Olsztynie

\*\*\* IWET Białystok

# Płyty kostne

## w ortopedii małych zwierząt cz. 1

### Bone plates in orthopedics of small animals. Part 1

#### Streszczenie

Stabilizacja złamania jest kluczowym elementem wytworzenia warunków biologicznych dla gojenia złamania. W tym celu wykorzystuje się różnego rodzaju stabilizacje. Poczynając od stabilizacji zewnętrznych, na gwoździach śródspikowych kończąc. W tym artykule zapoznamy się z charakterystyką płyt kostnych ich rodzajami (cz. 1) oraz sposobem zakładania (cz. 2).

#### Słowa kluczowe

płyty kostne, śruby korowe, płyty kompresyjne, płyty blokowane, płytki małego kontaktu i dynamicznego docisku

#### Abstract

Fracture stabilization is a key element in creating biological conditions for fracture healing. For this purpose, various types of stabilization are used starting from external fixation and ending with intramedullary nails. The paper presents the characteristics of bone plates by their types (part 1) and how to use it (part 2).

#### Keywords

bone plates, cortical screw, compression plates, locking plates, low contact – dynamic compression plates

Stabilizacja złamania jest kluczowym elementem wytworzenia warunków biologicznych dla gojenia złamania. W tym celu wykorzystuje się różnego rodzaju stabilizacje. Poczynając od stabilizacji zewnętrznych, na gwoździach śródspikowych kończąc. W tym artykule zapoznamy się z charakterystyką płyt kostnych ich rodzajami (cz. 1) oraz sposobem zakładania (cz. 2).

#### Rodzaje stabilizacji

W zależności od tego, jaki układ stabilizacji wybierzemy, będą działały na niego siły, które w inny sposób będą wpływały na jego wytrzymałość pod względem materiału, z którego jest zrobiony, jak i stabilizacji samego przełomu. Główne siły oddziałujące to siła zginania, skręcania oraz przeciążenia osiowego (skracania i wydłużania) (ryc. 1).

Gdy przyjrzymy się rozkładowi sił na pojedynczej zdrowej kości (w tym przykładzie kości piszczelowej) (ryc. 2), zdamy sobie sprawę, z jaką różnorodnością oddziaływań mamy do czynienia.

Umieszczenie stabilizatora ma w związku z tym zasadnicze znaczenie ze względu na to, jakie siły będą oddziaływać na sam stabilizator. Im dalej od osi długiej kości, tym siły zginania będą większe – zasada działania dźwigni.

Z tego powodu zaczęto rozważać przeniesienie stabilizatora w stronę osi długiej kości, co skutkowało pojawieniem się gwoździ śródspikowych oraz

ulepszonej ich wersji w postaci gwoździ śródspikowych blokowanych/ryglowanych. Nie jest to jednak rozwiązanie idealne, ponieważ gwoździe śródspikowe dobrze przeciwdziałają tylko sile zginania, ale nie przeciwdziałają siłom skręcania. Zastosowanie gwoździ blokowanych eliminuje problem sił rotujących, ale z kolei ich zastosowanie nie zawsze jest możliwe (ryc. 3).

Przesunięcie stabilizatora od głównej osi na zewnątrz kości oddala układ, ale daje dodatkowe podparcie na korowej części kości (ryc. 4). Dodatkowo mamy możliwość dopasowania w pewnym zakresie ich kształtu do kształtu kości. Następnym plusem jest możliwość założenia płyty kostnej praktycznie na każdą kość, włączając w to kości płaskie. Wadą natomiast jest potrzeba wykonania dużego dostępu chirurgicznego do ich założenia oraz bezpośredni styk z korówką kości, co wpływa negatywnie na jej ukrwienie oraz działa drażniąco na okostną. Wprowadzenie systemów płyt blokowanych oraz minimalizacja przylegania płyty poprzez profilowanie jej kształtu pozwoliło zachować pożądane cechy płyt oraz minimalizować zaburzenie ukrwienia.

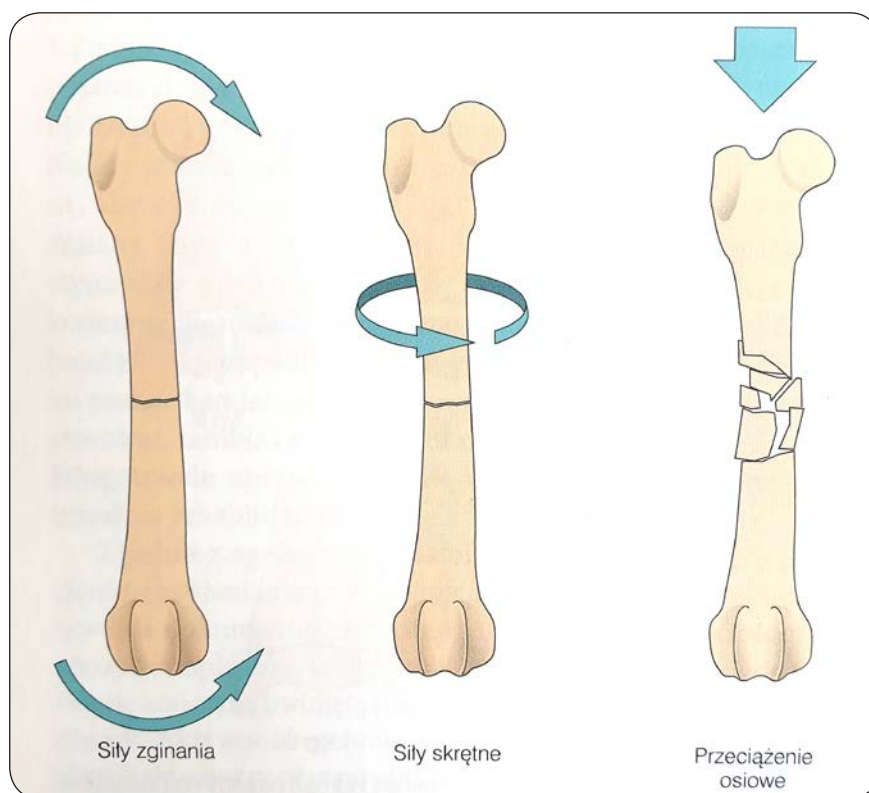
Największą zaletą stabilizatorów zewnętrznych jest możliwość ich dowolnej konfiguracji, tym samym możemy precyzyjnie eliminować siły, które są dla nas niekorzystne. Dzięki zastosowaniu stabilizatorów pierścieniowych można zaopatrywać złamania, których nie da się ustabilizować w inny sposób, oraz cechują się bardzo małą inwazyj-

nością zakładania. Nic więc dziwnego, że w medycynie człowieka zyskały one ogromną popularność i są stale rozwijane. Jednak ich minusy są równie duże. Wielkość i waga stelaża jest kłopotliwa niejednokrotnie dla pacjenta ludzkiego, nie wspominając funkcjonowania psa ras miniaturowych. Dodatkowym aspektem jest sposób montażu tego typu stabilizatorów, co sprzyja zakazeniom wnikającym i jest kłopotliwe w utrzymaniu czystości ran (1-4).

### Rodzaje materiałów wykorzystywane do produkcji implantów

Zastosowanie różnych stopów metali do produkcji implantów unieruchamiających złamania, od wielu lat odnosi sukces ze względu na: sztywność, wytrzymałość, tolerancję biologiczną i niezawodność działania. W głównej mierze są wykorzystywane do tego celu stopy elektropolerowanej stali nierdzewnej (EPSS) oraz stopy tytanu TiAl6V4. Pomimo wielu różnic między tymi materiałami oferują one podobne sukcesy kliniczne pod względem biomechanicznym i biologicznym. Zastosowanie stali nierdzewnej jest wielokrotnie tańsze niż stopów tytanu, dlatego powinno się zadać pytanie, czy tańsze znaczy gorsze? Biorąc pod uwagę wieloletnie sukcesy w leczeniu złamań za pomocą stali nierdzewnej, odpowiedzią powinno być – nie. Jednak właściwości stali różnią się drastycznie od tytanu, co nadaje każdemu z tych materiałów konkretne zastosowanie, w którym drugi materiał może być mechanicznie gorszy.

Jakie zatem są kluczowe wymagania dla materiału? Implant musi być: pla-



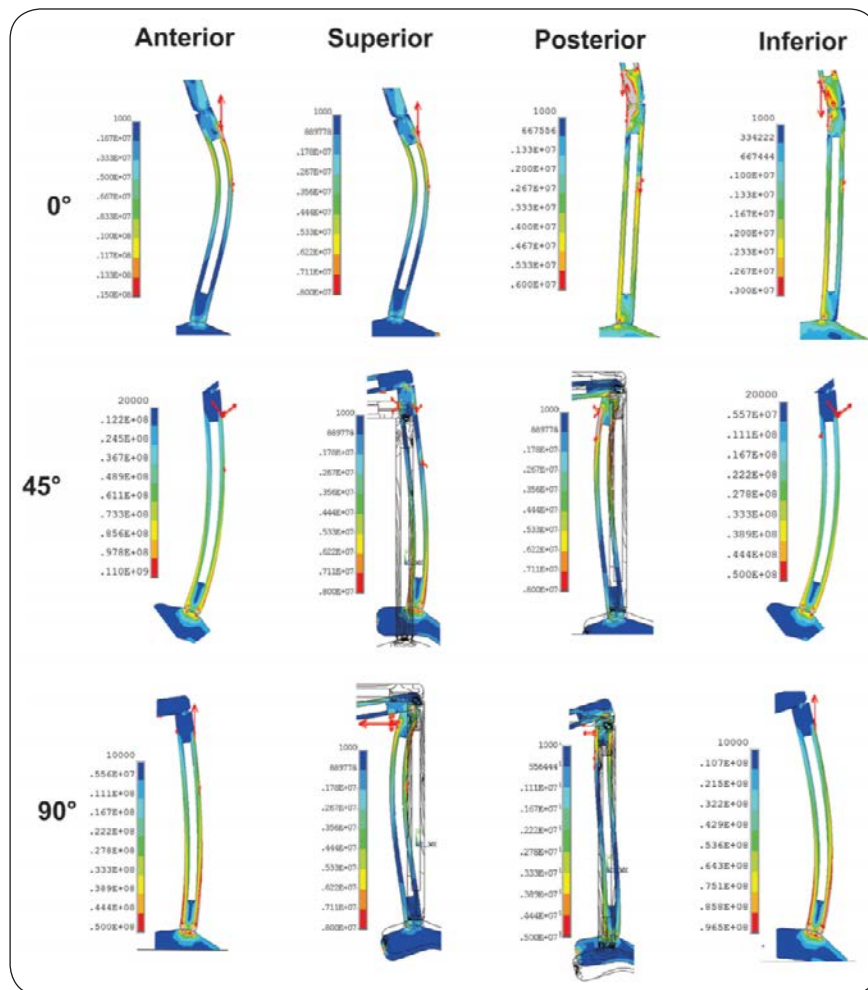
Ryc. 1. Oddziaływanie podstawowych sił fizycznych na kość (1)

styczny (mieć możliwość odkształcenia bez pęknięć), wytrzymały (przenieść duże naprężenia), sztywny (odporny na odkształcenia przy nałożonej sile), biokompatybilny.

Gęstość stali nierdzewnej wynosi  $7,9 \text{ g/cm}^3$  i jest ona w przybliżeniu dwa razy większa niż tytanu, co sprawia, że stal jest cięższa od tytanu. Sprężystość stali nierdzewnej wynosi około  $186 \text{ GPa}$  i jest znacznie wyższa w porównaniu z tytanem ( $110 \text{ GPa}$ ), co oznacza, że jest sztywniejsza, ale też bardziej podatna na kształtowanie jej przez chirurga, ze względu na wyższy punkt krytyczny. W przypadku

śrub kostnych wykonanych ze stali chirurgicznej jej właściwości powodują większą plastyczność przy dokręcaniu, co skutkuje dużo większą wytrzymałością w przypadku dokręcania śruby i tym samym mniejszą możliwością jej uszkodzenia.

Jednak tytan nie jest pozbawiony własnych zalet. Implanty wykonane ze stopów tytanu mają charakterystycznie niższy poziom modułu sprężystości w porównaniu z innymi metalowymi implantami. W konsekwencji pozwala to na większą elastyczność, co oznacza, że odkształcenia sprężyste na implantach tytanowych są bliższe



Ryc. 2. Rozkłady naprężeń w początkowej geometrii kości piszczelowej człowieka dla wszystkich badanych przypadków obciążenia pojedynczego

kości (110 GPa dla tytanu w porównaniu z około 20 GPa dla kości). Ponadto, dzięki niższej sprężystości tytan ma zwiększoną odporność na zmęczenie w porównaniu ze stalą nierdzewną. Jednak można go łatwiej uszkodzić przy dopasowywaniu, dlatego coraz częściej dla implantów tytanowych

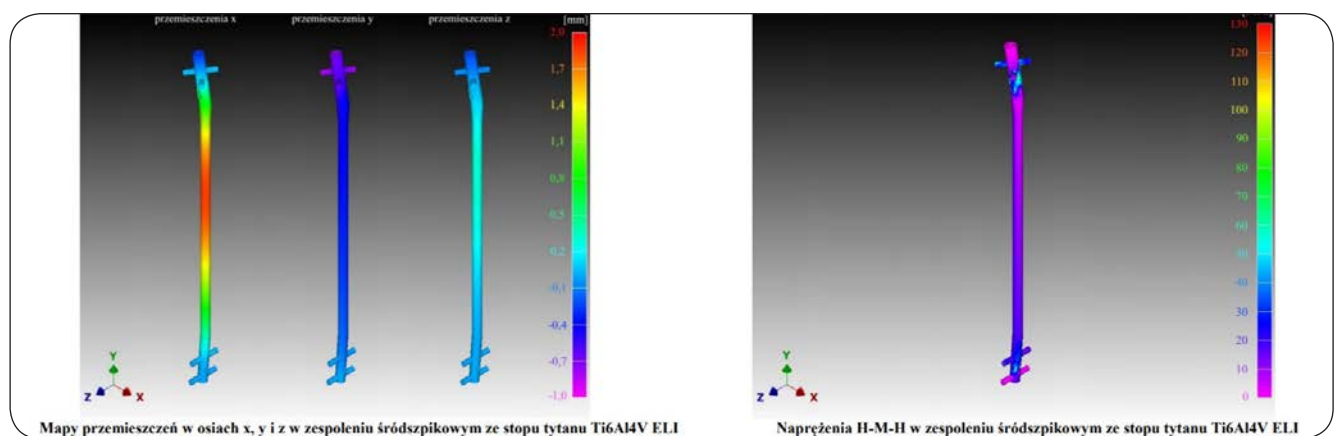
są oferowane modele wstępnie dopasowane anatomicznie do okolicy czy zabiegu, do którego jest przeznaczony.

Oprócz różnic we właściwościach mechanicznych między stopem tytanu i EPSS innym obszarem, który znacznie się różni, jest ich powierzchnia. Elektropolerowanie stali

nierdzewnej jest uważane za standard wykonania tego materiału w wymaganej jakości w stosunkowo jednorodny sposób, który zapewnia gładką „standardową” powierzchnię (ryc. 5) i wspiera integrację włóknisto-kostną. Natomiast stop tytanu ma mikroperforowaną powierzchnię, która powstaje w wyniku selektywnego rozpuszczania materiału na granicach ziaren, co powoduje charakterystyczną morfologię powierzchni 3D tego materiału, co ma duże znaczenie przy osteointegracji i dodatkowej stabilizacji implantu poprzez jego integrację (ryc. 5).

Kolejną różnicą, wynikającą ze składu chemicznego, jest tworzenie powierzchni biokompatybilnej ze środowiskiem, odpornej na korozję. W środowisku tkanek na powierzchni metalu wytwarza się warstwa tlenkowa, która zapobiega korozji oraz nie pozwala toksycznym pierwiastkom reagować z tkankami. W przypadku stali nierdzewnej wynosi ona 2-3 nm, natomiast w przypadku tytanu 5-6 nm. W przypadku jej uszkodzenia różny jest również czas potrzebny do odtworzenia tej warstwy, 35 min dla EPSS i 8 min dla tytanu.

W przypadku tytanu w pracy habilitacyjnej dr. hab. Jana Borysa z 2019 roku, który przeprowadzał badania na grupie mężczyzn i kobiet w wieku pomiędzy 20.-30. rokiem życia, poddanych leczeniu złamań żuchwy za pomocą osteosyntezy z użyciem tytanowych mikro płytek, stwierdzono: „(...) że stężenie S-nitrozotioili, peroksynitrytu oraz nitrotyrozyny było istotnie wyższe w okostnej żuchwy pokrywa-



Ryc. 3. Mapy przemieszczeń w osiach x, y i z w zespoleniu śródszpikowym ze stopu tytanu Ti6Al4V ELI (lewa) oraz naprężenia H-M-H w zespoleniu śródszpikowym ze stopu tytanu Ti6Al4V ELI (prawa)

jącej zespolenia tytanowe w porównaniu do grupy kontrolnej. Istotnie wyższe stężenie MDA (produkt utleniania lipidów) w okostnej grupy badanej w porównaniu do grupy kontrolnej. MDA jest także uznanym markerem aktywności osteoklastycznej, co może sugerować obecność występowania procesów osteolitycznych wokół tytanowych mini-płytek i śrub. Stężenie markera uszkodzenia oksydacyjnego białka (grupy karbonylowe w białkach – PC) było istotnie wyższe w okostnej grupy badanej niż w grupie kontrolnej. Zawartość glikooksydacyjnych produktów białkowych (dityrozyna, kinurenina, i N-formylnynurenina) była również istotnie wyższa w okostnej żuchwy u pacjentów leczonych implantami tytanowymi w porównaniu do kontroli. W okostnej pokrywającej zespolenia żuchwy wykonane ze stopu Ti4Al4V stwierdziliśmy istotnie wyższą zawartość tytanu (Ti), aluminium (Al) i wanadu (V) w porównaniu z okostną grupy kontrolnej, gdzie zawartość tych pierwiastków nie została stwierdzona”.

Wyniki badań pozwoliły na wyciągnięcie następujących wniosków:

1. Obserwowane cechy zużycia trybokorozyjnego i korozyjnego na powierzchni mini-płytek i wkrętów wykonanych ze stopu tytanu Ti6Al4V, usuniętych od pacjentów leczonych z powodu złamań żuchwy świadczą o procesach ich zużycia w tkankach organizmu ludzkiego.
2. Obecność twardych cząstek zużycia w strefie tarcia na powierzchni tytanowych mini-płytek i wkrętów nie tylko dodatkowo nasila procesy mechanicznego zużycia zespolen żuchwy, ale także może być przyczyną zjawisk metalozy stwierdzonych w okostnej pokrywającej zespolenia.
3. Ekspozycja okostnej na stop tytanu Ti6Al4V może prowadzić do zaburzeń równowagi redox, dysfunkcji mitochondriów, a także oksydacyjnych i nitrozacyjnych uszkodzeń okostnej otaczającej tytanowe zespolenia szczęki i żuchwy, nawet w przypadku braku objawów klinicznych stanu zapalnego.
4. Wzrost poziomu enzymatycznych i nieenzymatycznych systemów antyoksydacyjnych może świadczyć o adaptacyjnej reakcji organizmu na wzrost ROS w kontakcie z tytanowymi zespoleniami szczęk.
5. Uzyskane wyniki sugerują utrzymującą się obecność stresu oksydacyjnego u pacjentów w obszarze zespolen kości szczęk, niezależnie od czasu wprowadzenia implantów do organizmu ludzkiego.
6. Zaburzenia redox i zjawiska metalozy w okostnej pokrywającej tytanowe zespolenia wskazują na potrzebę poprawy jakości stosowanych zespolen szczęk poprzez zwiększenie grubości warstwy pasywacyjnej  $TiO_2$  na powierzchni mini-płytek i śrub w procesie anodowania twardego lub potrzebę poszukiwania nowych materiałów do produkcji zespolen, najlepiej biodegradowalnych w tkankach organizmu ludzkiego (12).

Materiały te mają również inną przezierność i inne właściwości ferromagnetyczne wykorzystywane w dalszej diagnostyce. Oba w sposób znaczący pochłaniają promienie X (tytan w sposób mniejszy). Obecne stopy tytanu i EPSS uważa się za niemagnetyczne i pacjenci posiadający wszczepy mogą być poddawani badaniu MRI, jednak podatność magnetyczna tytanu jest 10x mniejsza niż stali, w związku

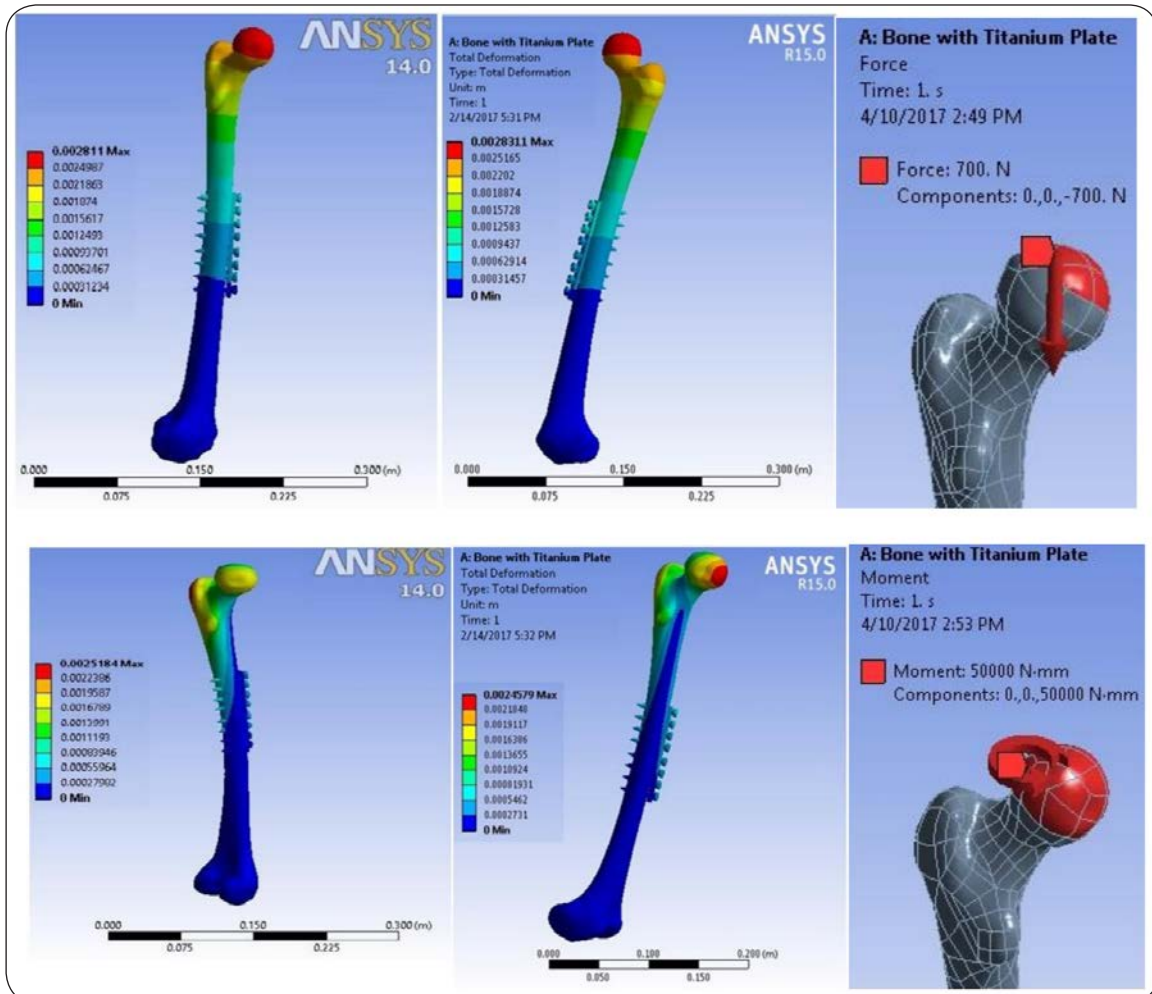
z tym w przypadku planowania diagnostyki MRI dużo lepiej wykorzystać tytan.

Jak wspomniano wcześniej, oba materiały różnią się pod względem integralności z tkankami. Badania wykazały ciągłą warstwę o grubości od jednej do dwóch komórek oddzielającą implanty EPSS od kości, podczas gdy dla tytanu obserwuje się bezpośrednie zakotwiczenia w kości. W przypadku obu rodzajów materiałów zauważono warstwę proteoglikanu. Jednak podczas gdy warstwa proteoglikanu zawiera ściśle upakowane wiązki kolagenu w sąsiedztwie implantów tytanowych, dla EPSS ta warstwa jest wolna od uporządkowanych włókien kolagenu (ryc. 6).

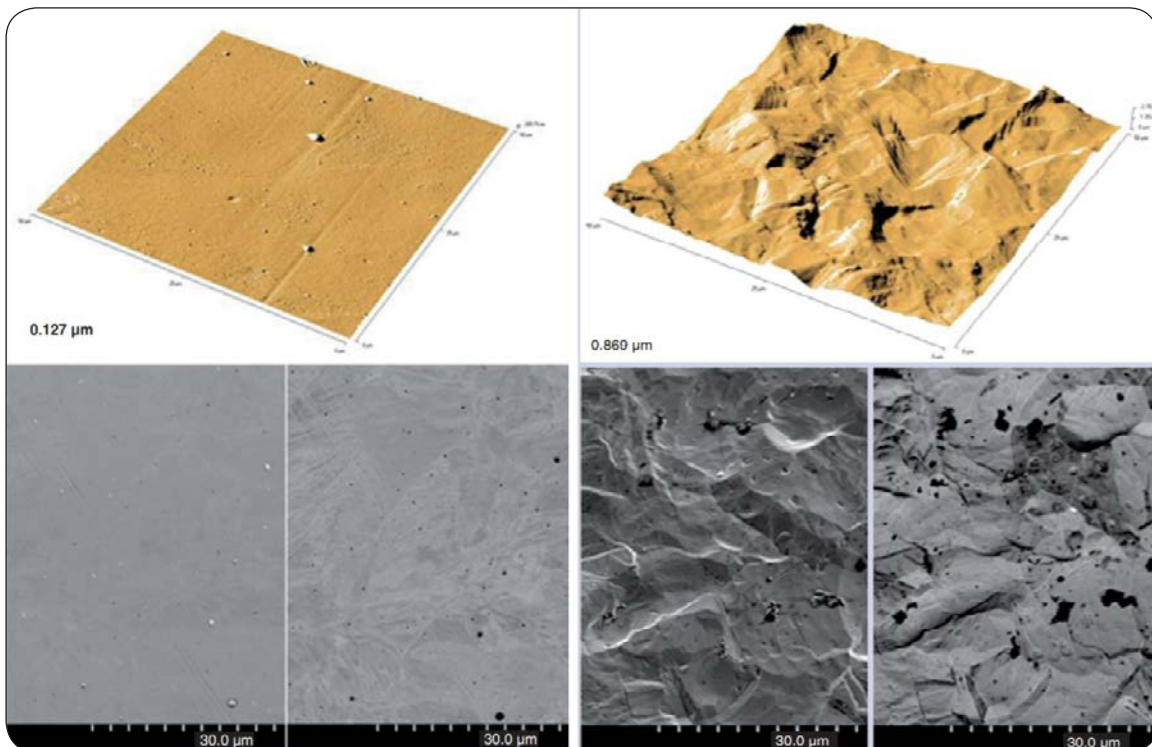
W przypadku chirurgii ręki zrosty między implantem a ścięgnem stanowią duży problem i są zgłaszane dużo częściej w przypadku zastosowania implantów tytanowych. W badaniach przeprowadzonych u psów rasy beagle u 100% przypadków wykazano swobodne przesuwania ścięgna prostowników palców po implancie EPSS oraz 43% dla czystego tytanu i 80% dla jego stopów. Zwiększona integralność tytanu powoduje również większe trudności podczas konieczności jego usunięcia, co zwiększa ryzyko pęknięcia śrub przy ich usuwaniu czy większej destrukcji tkanek w przypadku usuwania płyt.

W badaniach przeprowadzonych na królikach wykazano wyższą podatność EPSS (82%) w porównaniu z tytanem (59%) na zakażenia, jednak powtórzenie tych badań klinicznie nie potwierdziło tych wyników, a wykazało, że podatność na zakażenia jest skorelowana z uszkodzeniem okostnej podczas zakładania implantu.

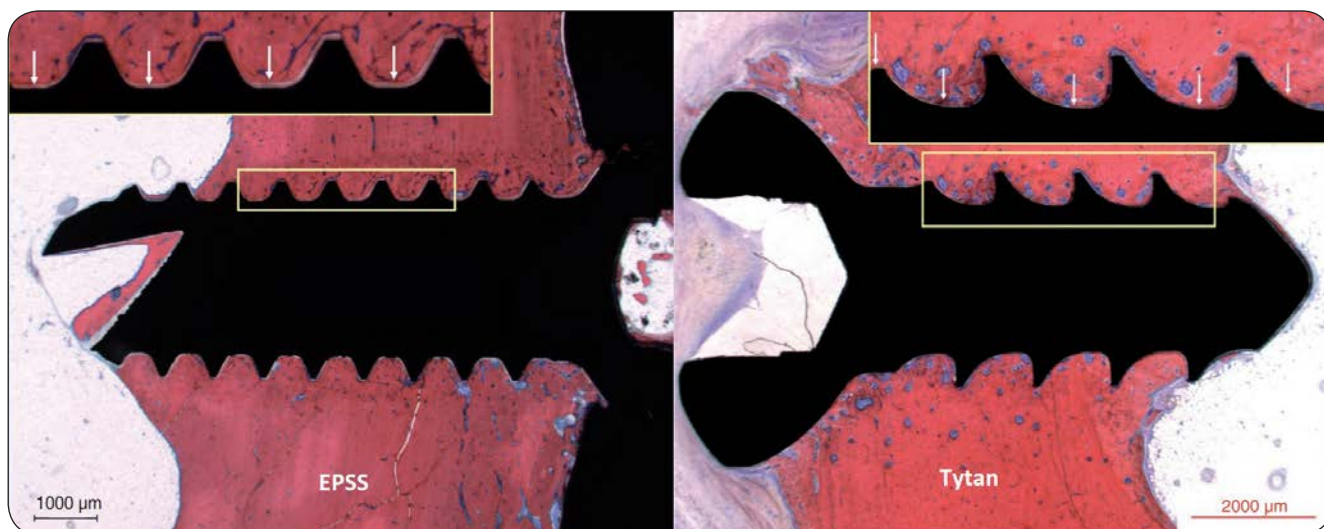




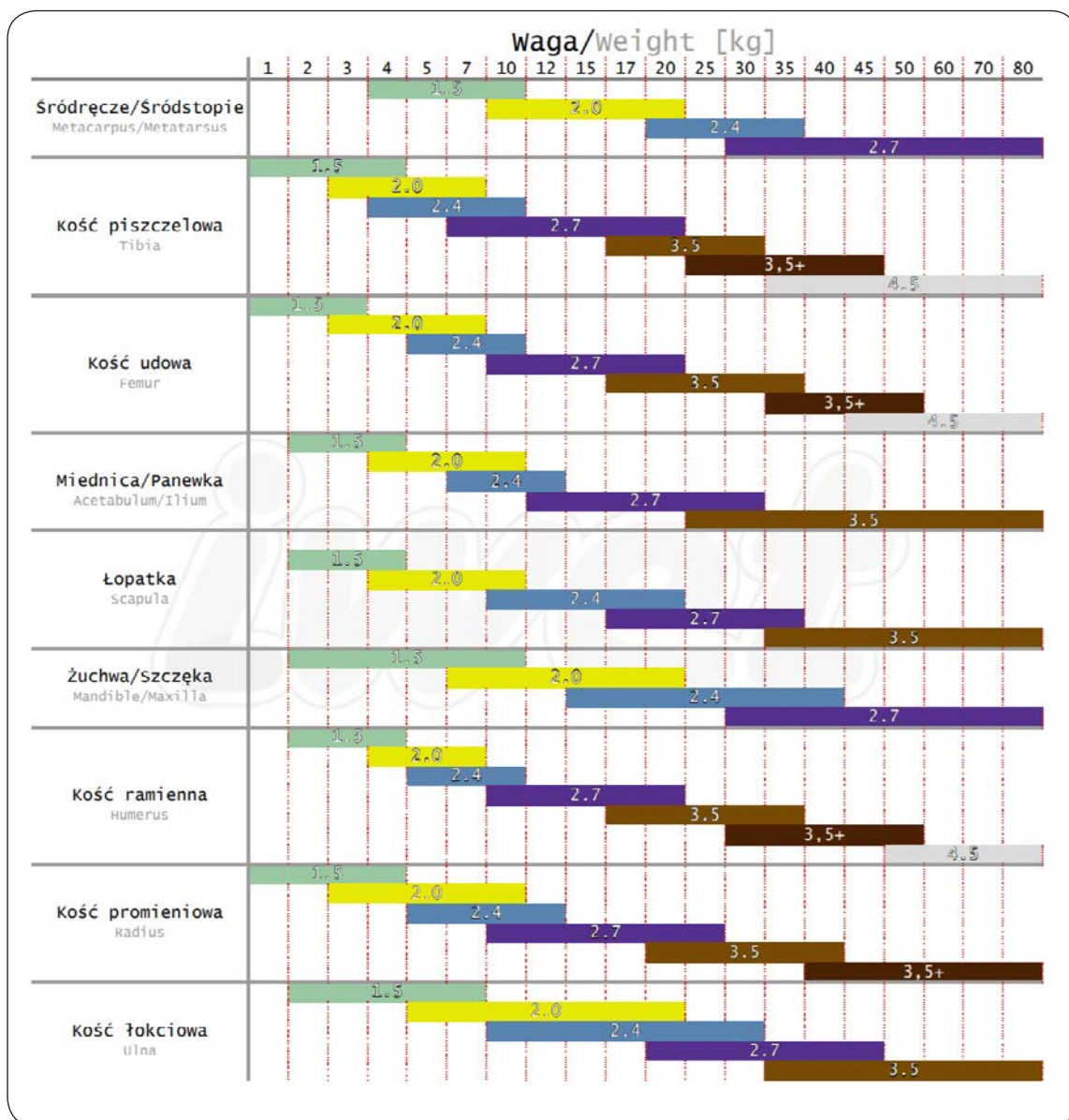
Ryc. 4. Rozkład sił na kości udowej przy założeniu płyty kostnej



Ryc. 5. Porównanie za pomocą mikroskopu skaningowego powierzchni implantu wykonanego ze stali nierdzewnej (lewa) oraz stopu tytanu (prawa)

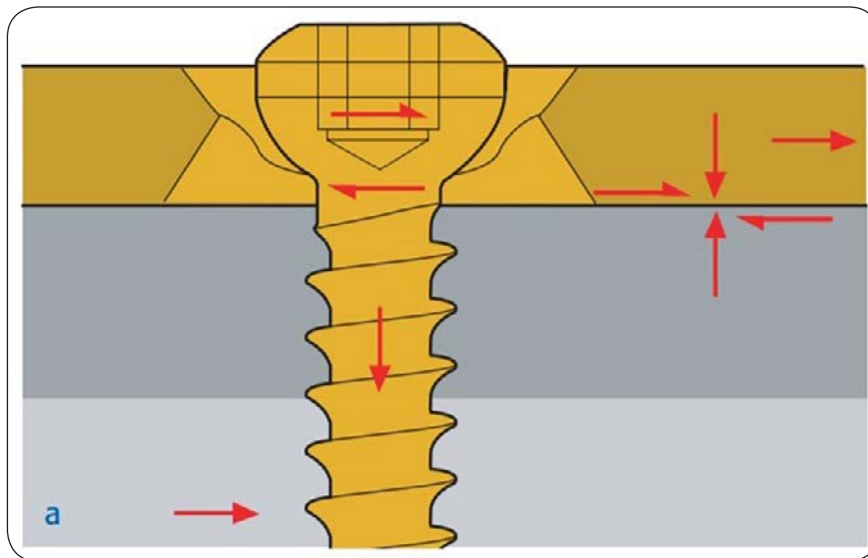


Ryc. 6. Różnica w integralności stali nierdzewnej oraz tytanu z tkankami. Stal nierdzewna (EPSS) (na lewo) strzałkami białymi zaznaczona widoczna warstwa oddzielająca metal od tkanek oraz tytan (na prawo) z widoczną warstwą przylegającą bezpośrednio do metalu



Ryc 7. Tabela doboru grubości implantów firmy IWET





W związku ze spadającymi cenami implantów tytanowych oraz ciąglą poprawą ich właściwości obserwuje się w ostatnich latach wzrost zainteresowania właśnie tym materiałem. Siłami napędowymi tej zmiany są: lepsza biokompatybilność materiału i jego powierzchni (w tym wyjątkowo szybka regeneracja warstwy tlenkowej), lepsza odporność na korozję, niższa sztywność, niższa gęstość i podwyższona użyteczność obrazowania diagnostycznego.

Nie należy zapominać jednak o EPSS i znając jego walory, używać zamiennie z tytanem, optymalizując wykorzystanie warunków, w jakich przyjdzie nam stosować któryś z tych materiałów, nie faworyzując ani jednego, ani drugiego [u2] (5, 6, 7, 13).

### Grubość implantów – wybór systemu

Wytrzymałość implantu wynika z jego długości, szerokości, grubości, użytego

materiału, z którego jest wykonany, odległości otworów od siebie i od ścian implantu oraz od kości, do której jest przeznaczona. Zmiana każdego z tych parametrów wpływa znacząco na wytrzymałość implantu, zmieniając jego punkt krytyczny naprężenia, wartość siły, która powoduje stałe odkształcenie czy uszkodzenie implantu. Ponieważ zmienność parametrów leczenia złamania jest bardzo duża, zaczynając od wielkości pacjenta, a kończąc na lokalizacji, w produkcji masowej nie byłoby uzasadnione ekonomicznie produkowanie implantów różniących się dziesiętymi mm grubości czy szerokości. Obliczenia potrzebnych parametrów implantu dokonuje się za pomocą analizy MES (Metoda Elementów Skończonych) oraz mechanicznych testów wytrzymałościowych i standaryzuje się dla łatwości produkcji. Ułatwieniem doboru odpowiedniego implantu są udostępniane przez producentów tabele mówiące, jakiej grubości powi-

nien być implant w przeznaczeniu dla konkretnej kości oraz wagi zwierzęcia. Należy pamiętać, że są to statystyczne dane i w przypadku konkretnego przypadku mogą być niedokładne. Rozwiązaniem w przypadku złamań niestandardowych może być kontakt z producentem i pomoc z jego strony w doborze odpowiedniego systemu. Najczęściej grubość płyty jest taka sama jak grubość wkrętu, tzn. dla płyty systemu 3,5 mm dobiera się wkręty średnicy 3,5 mm, choć są odstępstwa od tej reguły wynikające z innych założeń doboru implantów.

Dla przykładu, ryc. 7 przedstawia tabelę doboru implantów jednego z rodzimych producentów.

### Rodzaje płyt kostnych

Różnorodność płyt kostnych jest bardzo duża. Klasyfikacja zależy od ich rozmiaru, długości, budowy otworów oraz przeznaczenia.

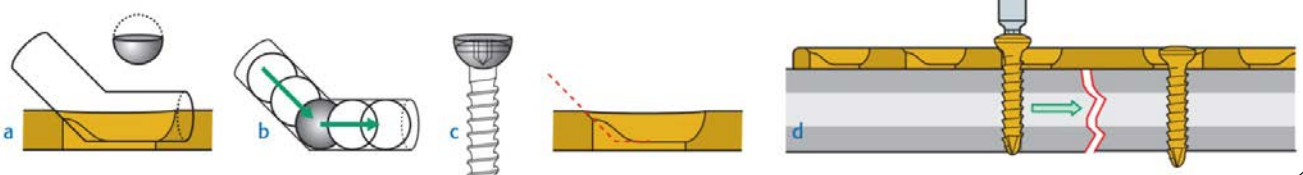
Najpopularniejszymi rozmiarami w weterynarii są systemy 2,0, 2,7, 3,5 oraz rzadziej 4,5. W ostatnich latach ze względu na rozpowszechnienie płyt dedykowanych do zabiegów TTA popularny staje się również system 2,4 mm. Rozwijająca się technologia umożliwia również zaopatrzenie psów ras miniaturowych systemami 1,5 i niedawna 1,0 mm.

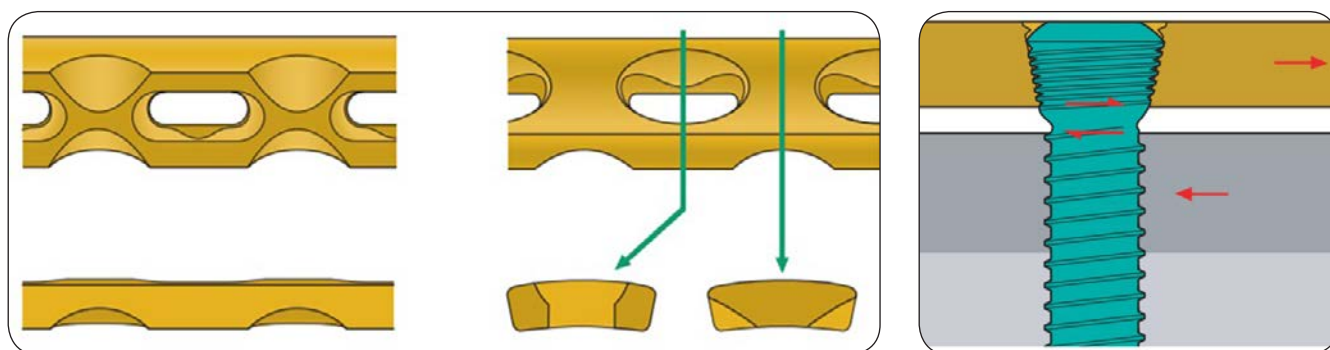
Długość płyt najczęściej jest określana parzystą liczbą otworów, które się w niej znajdują, zaczynając od 4, dochodząc czasami powyżej 20 otworów. Dobrą praktyką jest podawanie przez producenta dodatkowo rzeczywistej długości płyty, od krawędzi do krawędzi, co ułatwia planowanie zabiegu.

Kształt otworu mocującego w znaczący sposób wpływa na funkcjonal-

#### Zasada dynamicznej kompresji.

- Otwory płytki mają kształt pochylonego cylindra.
- Głowa śruby zsuwa się po pochylni.
- Głowa śruby przenosi ruch na trzpień i kość.
- Fragment kostny jest dosuwany do przełomu.





ność płyty i jej cechy, podatność oraz sposób jej modelowania.

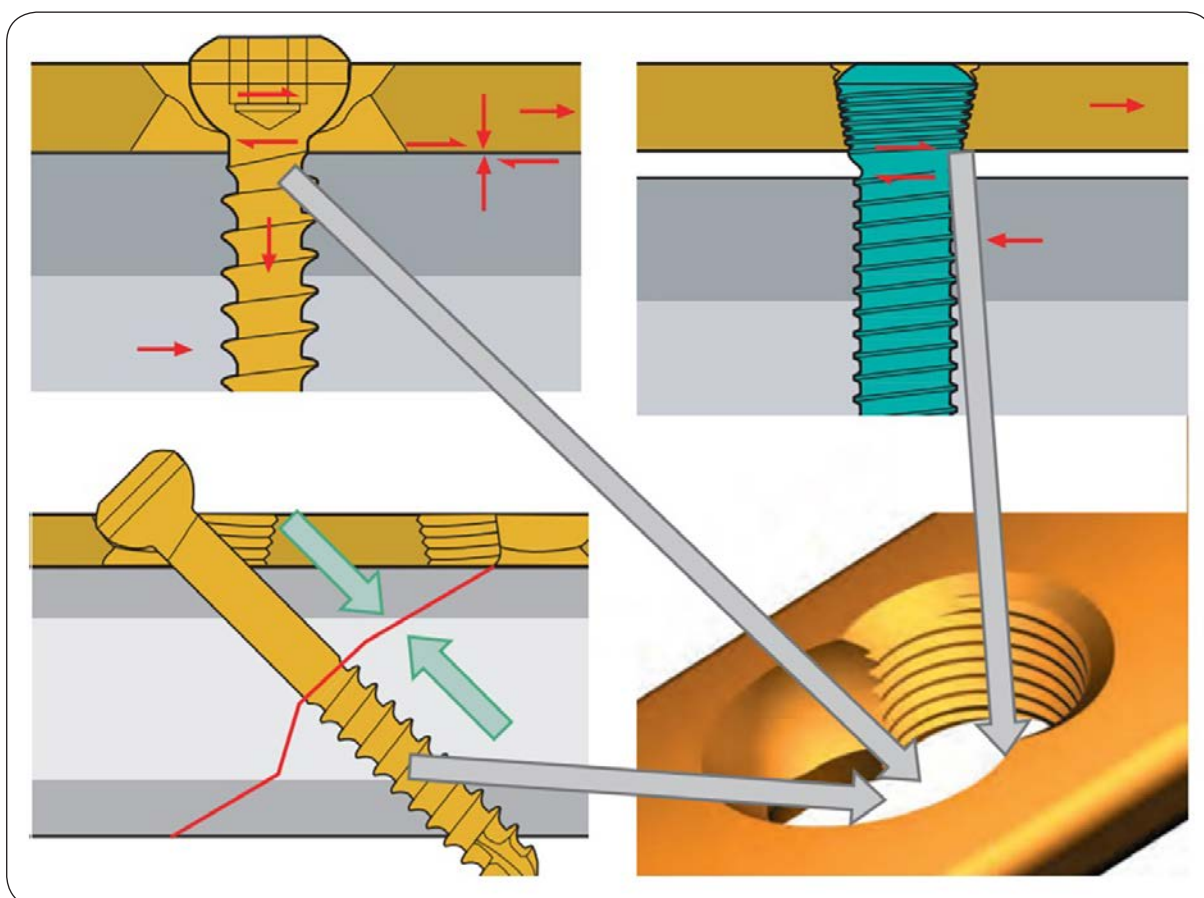
- a. Otwory okrągłe (ryc. 8) dla wkrętów korowych dają nam możliwość mocowania wkrętów z niewielkimi odchyleniami od osi prostopadłej otworu nie wpływając na odłam kostny. Najczęściej wykorzystywany przy płytach rekonstrukcyjnych bądź przy płytach docinanych.
- b. Otwory owalne (ryc. 9) – Stosowane w płytach dociskowych (ang. *dynamic compression plate* – DCP) Umożliwiają założenie śruby w dwóch pozycjach:
  - neutralnej – działającej tak jak otwór okrągły,

- kompresyjnej – zakładany w pierwszej kolejności, powodujący przesunięcie odłamu kostnego względem płyty o 1 mm.

- c. Otwory owalne ze zmniejszoną powierzchnią styku płyty (ang. *limited-contact dynamic compression* – LC-DCP) (ryc. 10) – jest to ulepszona wersja płyty DCP, ze zmniejszeniem materiału bezpośrednio dociskanego do kości, co sprzyja lepszemu ukrwieniu.
- d. Otwór okrągły gwintowany (ang. *locking plate* – LP) (ryc. 11) – ściany otworu są pokryte gwintem odpowiadającym gwintowi na głowie

śruby. Śruba może być wprowadzona tylko prostopadle do osi płyty. Takie połączenie usztywnia cały układ, powodując, że zachowuje się jak stabilizator. Głównym minusem tego rozwiązania był brak możliwości odchylenia śrub, co niekiedy utrudniało ich założenie. Rozwiązanie tego problemu przyniosły specjalnie wycinane głowy śrub blokowanych, które umożliwiają założenie takiej śruby pod kątem do 45°.

- e. Połączenie otworu owalnego i blokowanego (ang. *locking compression plate* – LCP) (ryc. 12) – umożliwia wykonanie kompresji oraz użycia





śrub zarówno korowych, jak i blokowanych.

Przeznaczenie płyty również wpływa na jej wygląd w zależności, jaką funkcję ma spełniać, dostosowując się anatomicznie do miejsca przeznaczenia oraz rodzaju wykonywanego zabiegu. Przykładem mogą być: płyty panewkowe, L i T kształtne, płyty TPLO, TTA, płyty do artrodezy itd. (1, 8, 9, 10).

## Śruby

Mimo bardzo prostego schematu budowy składającego się z głowy, trzonu oraz grotu, możliwość kombinacji jest duża. Mimo że jest to element, który bezpośrednio wpływa na sukces zabiegu – jest często marginalizowany.

Z poprzednich części wynika, że rodzaj materiału oraz średnica wkrętu ma znaczenie, jednak tu zostanie pominięte.

Głowa śruby jest elementem bezpośrednio dociskającym płytę lub bezpośrednio odłam kostny. Sferyczny kształt umożliwia zwiększenie powierzchni styku z materiałem dociskającym, dlatego ważne jest, aby była wykorzystana w sposób, do jakiego została zaprojektowana. Zarówno wielkość głowy ma zasadniczy wpływ na siłę docisku, jak również rodzaj gniazda, który umożliwia jej dokręcenie. Popularne heksagonalne gniazda zostają pomalę wypierane przez układ gwiazdzisty, zwiększający stabilizację przy wkręcaniu oraz lepszy rozkład sił oddziałujących na głowę śruby.

W przypadku wkrętów blokowanych, głowa śruby jest zaopatrzona w gwint zazwyczaj 3-4 zwoje, jednak można spotkać wkręty zaopatrzone nawet 6 zwojami, co zwiększa ich stabilizację i zmniejsza możliwość ewentualnego poluzowania w gnieździe.

W przypadku stosowania samodzielnych śrub do stabilizacji odłamów, jak ma to miejsce w przypadku śrub ciągnących, aby zwiększyć powierzchnię przylegania, należy dopasować otwór specjalnym trokarem rzeźbiącym gniazdo lub wykorzystać podkładki kostne w celu zwiększenia powierzchni dociskowej, wykorzystanie do tego celu głowy gwintowanej może spowodować przebicie przez korowką kości, co prowadzi do braku stabilizacji.

Trzon śruby jest pokryty gwintem

warunkującym bezpośredni kontakt z kością. To właśnie ten element odpowiada za stabilizację całego układu stabilizatora. Zastosowanie tytanu może umożliwić bezpośrednie przyleganie komórek do metalu, co zasadniczo zwiększa jego integralność, jednak nie zastąpi prawidłowego założenia śruby.

Klasyfikując śruby ze względu na trzon i gwint, pomijając możliwe różne długości, możemy wyróżnić śruby korowe (o gwincie drobnym, ale gęstym), do kości gąbczastych (o gwincie szerokim, luźniejszym), kaniulowane (trzon wkrętu posiada cylindryczny otwór umożliwiający przełożenie gwoźdźca Kirschnera, co służy precyzyjnemu założeniu śruby), perforowane (perforacja trzonu zazwyczaj jest wykonywana w większych rozmiarach śrub w celu umożliwienia przerośnięcia trzonu tkanką kostną).

Zniszczenie gwintu naniesionego na kość, czy mechanicznie, czy termicznie jest najczęstszą przyczyną powikłań związanych z obluźnianiem wkrętów.

Grot śruby jest zakończony w sposób obły bądź ze stożkowym nacięciem gwintu (dla śrub samogwintujących). W przypadku zakończenia obłego (przed założeniem wkrętu, po wywierceniu otworu) należy za pomocą gwintownika wykonać gwint w tkance kostnej dokładnie odpowiadający temu na śrubie. Rozwiązanie takie powoduje wykonanie lepszej jakości gwintu, oraz wystawianie atraumatycznych końców śrub. Jest to jednak czasochłonne i znacząco wydłuża czas zabiegu.

Wkręty samogwintujące dzięki specjalnemu wyłobieniu nie potrzebują osobnego gwintowania, co znacząco wpływa na czas ich zakładania, jednak bezpośrednio gwintowanie zwiększa temperaturę zakładania wkrętu poprzez zwiększone tarcie, co może doprowadzić do mikrouszkodzeń tkanki w obrębie gwintu oraz wpłynąć na przekroczenie punktu krytycznego naprężenia, powodując „ukręcenie” śruby.

Ostre groty wystające z korowej kości działają drażniąco na tkanki miękkie, szczególnie w obrębie ścięgien i powięzi, a specyficzna budowa grotu wymusza większe wypuszczenie śruby za linię korówki (1, 8, 11).

## Piśmiennictwo

1. Fossum T.: *Small Animal Surgery*. 4<sup>th</sup> ed., 2012, 3, 1-65.
2. Florio C.S.: *Strength adaptations of the tibia bone for prescribed sets of isometric forces and joint angles*. „Transactions of the Society for Modeling and Simulation International”, 2018, 94 (5), 375-399.
3. Ryniewicz A.M., Otto M., Ryniewicz A.: *Analiza Funkcjonalna zespolenia śródstopiowego w leczeniu złamań kości piszczelowej*. „Aktualne Problemy Biomechaniki”, 2018, 15.
4. Satapathy P.K., Sahoo B., Panda L.N., Das S.: *Finite element analysis of functionally graded bone plate at femur bone fracture site*. „Materials Science and Engineering”, 2018, 330, 012027.
5. Hayes J.S., Richards R.G.: *The use of titanium and stainless steel in fracture fixation*. „Expert Rev Med Devices”, 2010, 7 (6), 843-853.
6. Perren S.M., Regazzoni P., Fernandez A.A.: *How to Choose between the Implant Materials Steel and Titanium in Orthopedic Trauma Surgery: Part 2 – Biological Aspects*. „Acta Chir Orthop Traumatol Cech”, 2017, 84, 2, 85-90.
7. Joshi G.R., Naveen B.M.: *Comparative Study of Stainless Steel and Titanium Limited Contact Dynamic Compression Plate Application in the Fractures of Radius and Ulna*. „Medical Journal of Dr. D.Y. Patil Vidyapeeth”, 2019, 12, 3.
8. Johnson A.L., Houlton J.E.F., Vannini R.: *AO Principles of Fracture Management in the Dog and Cat*. Theme AO Publishing, 2005.
9. Peirone B.: *LCP plate: is it a better implant?*. Department of Veterinary Sciences Turin, Italy 2019.
10. Kaczmarek J., Bartkowiak T., Schueneemann R., Paczos P., Gapinski B., Bogis S., Unger M.: *Mechanical Performance of a Polyaxial Locking Plate and the Influence of Screw Angulation in a Fracture Gap Model*. „Vet Comp Orthop Traumatol”, 2020, 33, 36-44.
11. Easley J., Puttlitz C., Broomfield C., Palmer R., Jones A., McGilvray K.C.: *Biomechanical and Histological Assessment of a Polyethylene Terephthalate Screw Retention Technology in an Ovine Metatarsal Fracture Model*. „Vet Comp Orthop Traumatol”, 2020. DOI: 10.1055/s-0039-3402518.
12. Borys J.: *Równowaga redoks i zjawiska stresu oksydacyjnego u pacjentów leczonych z powodu wad szkieletowych twarzy i złamań żuchwy z zastosowaniem zespolenia tytanowych*. Praca habilitacyjna.

lek. wet. Michał Nowicki  
Vet4Pet Klinika Weterynaryjna  
ul. Grenadierów 9/1, 04-052 Warszawa