

First experiences with the rod and locking clamps created internal fixator (Sliding on Pivot Locking Clamps, SoPLC)

Turcsányi István Botond*
Pelle György

I. B. Turcsányi*
Gy. Pelle

Nyíregyházi Állatkórház
4551 Nyíregyháza-Oros,
Nyíregyházi út 6/a

* e-mail: turcsanyi.botond@
allatkorhaznyiregyhaza.hu

Hazai tapasztalatok a rúd és szögstabil bilincsek alkotta belső fixateur rendszerrel (Sliding on Pivot Locking Clamps, SoPLC) kapcsolatban

ÖSSZEFOGLALÁS

A szerzők leírják az új, saját fejlesztésű rúd és szögstabil bilincsek alkotta belső fixateur csont rögzítő implantátummal (Sliding on Pivot Locking Clamps, SoPLC) kapcsolatos gyakorlati tapasztalataikat. A Nyíregyházi Állatkórházban az SoPLC-rendszert összesen 47 esetben ($n = 47$), 38 kutyánál és 9 macskánál alkalmazták csonttörések, ficamok stabilizálásra 2015. májustól 2016. novemberig. A műtétek között 17 combcsonttörés, 16 tibia-fibula törés, 3 karcsonntörés, 3 vállficam, 2 radius-ulna törés, 2 os ilium törés, 2 csigolyaficam és 2 csigolyatörés szerepelnek. Az eredmények azt mutatták, hogy a kontrollvizsgálat és a tulajdonosok beszámolója alapján az operált végtagot az állatok terheltek, kalluszképződést a megjelent állatoknál általában a 2. hónapban észleltek, a szövődmények mértéke nem tért el egyéb, általuk használt rögzítési technikáknál tapasztaltaktól. Az SoPLC a csontsebzésben használt szögstabil lemezek, ill. a rúd és bilincs belső fixateur előnyös tulajdonságait hordozó implantátumrendszer, ami új utat nyithat a kisállat-traumatológiában és -ortopédiában.

SUMMARY

Background: Treatment methods for long bone fractures, spinal fractures and instabilities, joint instabilities and luxations have numerous options for external and internal fixations such as external skeletal fixator, (ESF), dynamic compression plate (DCP), limited contact dynamic compression plate (LC-DCP), clamp rod internal fixator (CRIF, Synthes) and locking systems. Fracture stabilisation techniques continue to evolve and to minimise the approaches with a safe and rapid functional healing.

Objectives: This retrospective study describes the Sliding on Pivot Locking Clamps system (SoPLC) and reports its application, outcome and complications in dogs and cats.

Materials and Methods: Seventeen femur fractures, sixteen tibia fractures, three humerus fractures, two scapulothoracic luxations, two radius-ulna fractures, two pelvic fractures, two spinal luxations and two spinal fracture were treated by the SoPLC system in 38 dogs and 9 cats. The SoPLC was designed with 2.0, 2.7 or 3.5 mm cortical screws. Data about the patient (species, breed, weight, age), characteristics of the fracture, details of the surgery and perioperative complications were recorded. Thirty-five animals were available to evaluate clinically and radiographically. Follow up time was on average three months.

Results and Discussion: All cases were successful in achieving bone healing and joint stabilisation. Owners of 47 dogs and cats reported that their animals had normal limb function. Complications were seen in 8 (17%) animals. Fixation failure occurred in five fractures (10,6%), all of them correlated with osteoporosis. Of the total of five fixation failures two were resolved by reoperation and in three cases exercise restriction was applied. Permanent wound healing complications were observed in three cases (6,4%). Our results suggest that SoPLC can be used to stabilize long bone fractures, spinal fractures and instabilities, joint instabilities and luxations of wide range of severity in dogs and cats.

KISÁLLAT

A sérült, törött csontok stabilizálására számos belső és külső rögzítési megoldás ismert a kisállatgyógyászatban. Az állatok méretének és a csonttörések sokféleségének következtében gyakran szükségessé válik különböző rögzítőrendszerek alkalmazása (1. táblázat).

A sérült, törött csontok stabilizálására számos belső és külső rögzítési megoldás ismert

A belső fixateur esetén az implantátum minden része a bőr alatt helyezkedik el

A szögstabil vagy menetstabil (locking) rendszerekben a csavar és az azt befogadó fém implantátum között menetes fém-fém kapcsolat jön létre

A humán sebészethez hasonlóan az állatorvosi traumatológiában is először a külső fixateur rendszer (external skeletal fixator, ESF) terjedt el (1, 3). A csontsérülés át-hidalása úgy jön létre, hogy a csonton átvezetett fém csontnyársak a testen kívül vezetett összekötő rúdhoz bilincsekkel rögzülnek. A fixateur rendszerek azon változata, ahol az implantátum minden része (összekötő rúd, bilincsek és a csontokba rögzülő csavarok) a bőr alatt helyezkednek el, belső fixateurként (CRIF, Synthes) ismert (25). Belső csontörögzítésre manapság leginkább az intramedulláris szögek mellett a lemezből és azok furatain átvezetett csavarokból kialakított implantátumok használatosak. A lemezes csontörögzítés legelterjedtebb formája a dinamikus kompressziós lemez (Dynamic Compression Plate, DCP) (12). Sokszor ennek az implantátumnak a tulajdonságaihoz hasonlítják a különböző új fejlesztéseket is. A DCP használata során a lemez felsimul a csont felületére, és azt csavarok szorítják rá. A csavar csak a csonttal alakít ki menetes kapcsolatot, így az oszteoszintézis stabilitása a csavar-csont kapcsolat szilárdságától, a fémet a csontfelszínre szorító erő nagyságától függ. A biológiai oszteoszintézis (18) követelményeinek való megfelelés végett a limited contact rendszerekben (LC-DCP) a minimális csontfelszín-implantátum érintkezési felület kialakítása a cél (19). A szabható minilemezek (VCP) macskák és miniatűr kutyák csonttöréseire használatosak (4, 5), míg a könnyen modellálható rekonstrukciós lemezek a nagy fokban hajlott csontok rögzítésére alkalmasak (7, 15). A szögstabil vagy menetstabil (locking) rendszerekben a csavar és az azt befogadó fém implantátum között menetes fém-fém kapcsolat jön létre, megnövelve a rögzítés erősségét, és az oszteoszintézis stabilitása már kevésbé függ a csavar-csont kapcsolattól. Ezeket a lemezeket elsősorban gyenge csontszerkezetű, többszörösen tört csontok, ízületközeli sérülések rögzítésére fejlesztették ki. Az ilyen implantátumok első generációját a monoaxiális lemezek (locking compression plate, LCP, Synthes) jelentették, ahol a csavarok csak a lemez tengelyére merőlegesen helyezhetőek be (10). A locking rendszerek használhatóságát tovább növelte az a fejlesztés, amely eredményeképpen a csavarok a furatok belső tengelyétől 0–15 fokos szögben is behelyezhetőek (poliaxial locking plate, PAX, Synthes), így a csavar a szükséges szögben, a lemez furata alatt elhelyezkedő jobb csontállomány irányába vezethető (2).

A szögstabil lemezek több formája jelent meg az elmúlt években: az egyik ilyen a gyöngysorlemez (String of Pearls, SOP™, Orthomed), ami furattávolságonként 6 fokban hajlítható, és további előnye, hogy nem szükséges hozzá speciális csavar, hanem hagyományos kortikális csavarral használatos (17). A ComPact UniLock rendszer a rekonstrukciós lemezek hajlíthatóságát ötvözi a szögstabilitással (14), míg a Fixin internal fixatora vékonyságával, ill. könnyű eltávolíthatóságával tűnik ki (20). A kisállat-traumatológiában és -ortopédiában is szükség van a szögstabil leme-

1. TÁBLÁZAT. Belső és külső rögzítésre használt csontörögzítő implantátumok a kisállatgyógyászatban

TABLE 1. Options of internal and external fixation for treating fractures in small animal practice

	Lemez	Rúd és bilincs
Nem szögstabil	DCP, VPC, LC-DCP	ESF, CRIF
Szögstabil	LCP, SOP, PAX, Fixin, ComPact UniLock	SoPLC



1. ÁBRA. SoPLC-rendszer bilincskébe helyezett kortikális csavar húzócsavarként működik

FIGURE 1. Cortical screw working as a lag screw in SoPLC clamp



2. ÁBRA. Karcsontmodell medialis oldalára felhelyezett SoPLC-rendszer

FIGURE 2. Bone model showing SoPLC system positioning on the medial aspect of the humerus

A megfelelő rögzítési pontok kiválasztása a csont szerkezete, a törés elhelyezkedése és a terheléskor fellépő erők figyelembevételével történik

zek, ill. a rúd és bilincs belső fixateur előnyös tulajdonságainak ötvözésére. Jelen dolgozatunknak célja egy ilyen tulajdonságokkal bíró, új implantátumrendszer kisállatsebészetben való használhatóságának bemutatása.

SAJÁT VIZSGÁLATOK

ANYAG ÉS MÓDSZER

SOPLC CSONTRÖGZÍTŐ IMPLANTÁTUMRENDSZER BEMUTATÁSA

Az általunk kialakított csont Rögzítő implantátum egy összekötő hengeres rúdból, az arra felfűzhető és azon szabadon elmozdítható U alakú bilincsek ből áll. Az implantátumok 316 LVM acélból készülnek. A bilincs szárainak vastagsága eltérő. A vastagabb szárban belső menetléssel ellátott furat van kiképezve, míg a vékonyabb szárban a csavar külső átmérőjét meghaladó furat található. A csontsebészetben elterjedt kortikális csontcsavar illeszkedik a bilincs furatába, annak behajtásakor kialakul egy csavar-bilincs menetes kontaktus, ezáltal a megfeszítés során a csavar feje a bilincs két szárát, mint húzócsavar húzza össze (1. ábra). A csavar behajtása után a bilincstest az összekötő rúdra ráfeszül, kialakul a rúd-bilincs kapcsolat. Az implantátumok speciális homokfúvásos felületkezelést kapnak a gyártás során, az összefekvő felületek egyenetlenségei növelik a fémek közötti súrlódást, így a stabilitást. A bilincseken áthaladó csavarok a csontban rögzülnek, így alakul ki a csont Rögzítő hatás (2. ábra).

Az SoPLC-rendszer 3-féle méretben kerül gyártásra: 2,0, 2,7 és 3,5 mm átmérőjű csavarokhoz igazítva. A rudak ezeknek megfelelően 2, 3 és 5 mm átmérőjűek (2. táblázat). A rúd a csonttörés helyének áthidalására szolgál, a leggyakrabban használt hosszban készülnek, de a végső méret a rúd vágásával is kialakítható.

A bemutatott csont Rögzítő implantátum használati mintaoltalma Magyarországon 2016-ban a U1500166 számon bejegyzésre került.

SOPLC CSONTRÖGZÍTŐ IMPLANTÁTUMRENDSZER HASZNÁLATA A GYAKORLATBAN (SEBÉSZI TECHNIKA)

A műtéteket teljes sebészi narkózisban, a szakma szabályainak megfelelően készítettük elő. Az érintett területek feltárásához az állatorvosi sebészetben elterjedt standard bemeneti pontokat használtuk (6, 21), nagy figyelmet fordítva a légyszöveti védettségre.

A csont átmérőjétől függően az SoPLC csont Rögzítő implantátum háromféle mérete közül kiválasztottuk a legideálisabbat. A diafizis-törések áthidalására a csontnak megfelelő hosszúságú rudat alkalmaztunk, vagy szükség szerint méretre szabtuk. Az összekötő rudat behelyezés előtt a csont felszínéhez formáltuk az erre a célra gyártott rúdmodellalókkal, de ez a művelet elvégezhető a csontsebészetben általánosan elterjedt, hagyományos lemezmodelláló vasakkal is. A bilincsek szögstabilitásának köszönhetően nem szükséges, hogy a rúd lefutása tökéletesen lekövesse a csont felszínét. A megfelelő rögzítési pontok kiválasztásakor szükség szerint megvizsgáltuk a csont szerkezetét és anatómiáját, a törés elhelyezkedését, a terheléskor fellépő különböző irányú és nagyságú erőket. En-

2. TÁBLÁZAT. Az SoPLC-rendszer három különböző méretben**TABLE 2.** Three different sizes of SoPLC system

	Csavarátmérő, mm	Rúdátmérő, mm
Macska, törpe kutya	2,0	2
Kis és közepes kutya	2,7	3
Nagytestű kutya	3,5	5

A csontfuratok elkészítése előtt a rúd két végén lévő bilincset rövid kortikális csavarral rögzíteni kell

Fontos, hogy a bilincs-csontfelszín távolság a lehető legkisebb legyen

Az SoPLC-rendszert összesen 47 esetben, 38 kutyánál és 9 macskánál alkalmazták csonttörések és ficamok stabilizálásra

nek alapján a műtét során határoztuk meg a bilincsek számát és elhelyezését. Törekedtünk arra, hogy fő fragmentumonként legalább három bilincs kerüljön fel. A bilincsek a rúd mindkét végéről felfűzhetők, azon szabadon csúszathatók, azonban a bilincsek rögzítése a bilincsszár és a furatok aszimmetrikus kialakítása miatt csak egy irányból lehetséges. Ezen tulajdonságok figyelembevételével a bilincseket az összekötő rúdra úgy fűztük fel, hogy a megfelelő rögzítési pontra essen a bilincsek furata. A csontfuratok elkészítése előtt a rúd két végén lévő – egyes esetekben az összes – bilincset rövid, épp a bilincs szárait áthidaló (6 mm-es) kortikális csavarral a kívánt helyzetben rögzítettük, megkönnyítve ezzel az SoPLC felhelyezését, megakadályozva a köztes bilincsek rúdról való lecsúszását. Az implantátum felhelyezése során a rögzíteni kívánt bilincsből eltávolítottuk az ideiglenes stabilizáló rövid csavart, majd a csavar magméretének megfelelő fűrőhegygel csontfuratot készítettünk. Minden esetben *önmetsző* csavart használtunk, ezért külön menetmetszésre nem volt szükség. A csavar hosszának kiválasztásához mélységmérőt használtunk. A csavart úgy helyeztük be, hogy a bilincs-csontfelszín távolság a lehető legkisebb legyen, a csontba a csavar azonnal kapjon bele. A csavart hexagonális, kézi csavarhúzóval teljesen behajtottuk a bilincsbe.

BETEGANYAG

A Nyíregyházi Állatkórházban az SoPLC-rendszert összesen 47 esetben ($n = 47$), 38 kutyánál és 9 macskánál alkalmaztuk csonttörések és ficamok stabilizálásra 2015. májustól 2016. novemberig. Az esetek a kórház beteganyagából kerültek ki, a műtetre való kijelölésnek a tulajdonosi hozzájáruláson kívül egyéb speciális szempontja (pl. kor, testtömeg, fajta) nem volt. A csonttöréseket, luxatiókat a kórelőzményi adatok, fizikális vizsgálat és kétirányú röntgenfelvétel alapján diagnosztizáltuk. A megműtött kutyák átlagos életkora 3,16 év (3 hónaptól 14 évesig), átlagos test-

3. TÁBLÁZAT. Az SoPLC-rendszer klinikai alkalmazása 47 esetben**TABLE 3.** Clinical application of SoPLC system in 47 cases

Méret	Váll	Humerus	Radius	Femur	Tibia	Pelvis	Vertebra
3,5 mm	2	1	–	3	6	–	1
2,7 mm	1	1	2	10	7	1	2
2,0 mm	–	1	–	4	3	1	1
Esetszám	3	3	2	17	16	2	4

**Az eredmények
értékelése fizikális
vizsgálat és kétirányú
röntgenfelvétel alapján
történt**

tömegük 16,8 kg (4–45 kg közötti), a macskák átlagos életkora 2,6 év (9 hónapostól 8 évesig), átlagos testtömegük 3,4 kg (1,5–6,2 kg közötti) volt. Az esetek között 17 combcsonttörés, 16 tibia-fibula törés, 3 karcsonntörés, 3 vállficam, 2 radius-ulna törés, 2 os ilium törés 2 csigolyaficam és 2 csigolyatörés szerepelnek (3. táblázat). Az eredmények értékelése fizikális vizsgálat és kétirányú röntgenfelvétel alapján történt. A kontrollvizsgálatokat a műtét utáni 14. napon, 1., 2. és 3. hónapban végeztük. Azokról az állatokról, amelyeket nem minden kontrollvizsgálatra hoztak el, a tulajdonos telefonos beszámolója alapján értesültünk ($n = 12$). A gyógyult végtagokból nem távolítottuk el rutinszerűen az implantátumot, csak a tulajdonos kérésére ($n = 6$), vagy implantátum által okozott sebgyógyulási zavar esetében ($n = 3$).

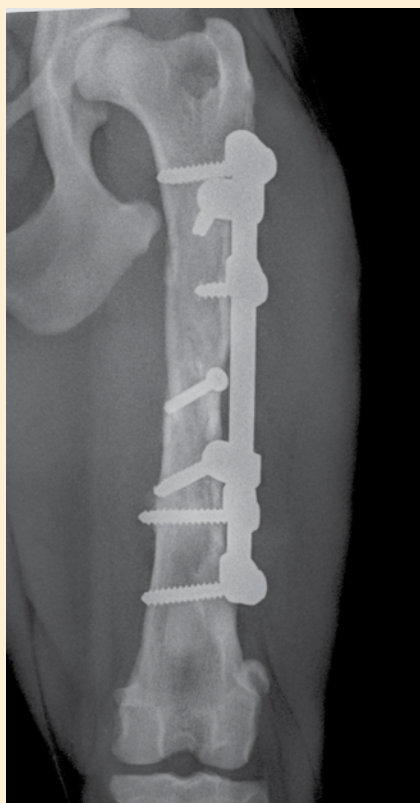
EREDMÉNYEK

Az új, szögstabil belső fixateur csontrögzítő rendszert mindhárom méretben eredményesen alkalmaztuk kutyák, macskák csontsérüléseinek rögzítésére, a 47 esetből 15 alkalommal az SoPLC-rendszert önállóan használtuk, míg a többszörösen tört, ill. nem stabil töréseknél kiegészítő technikákat is alkalmaztunk: 28 esetben



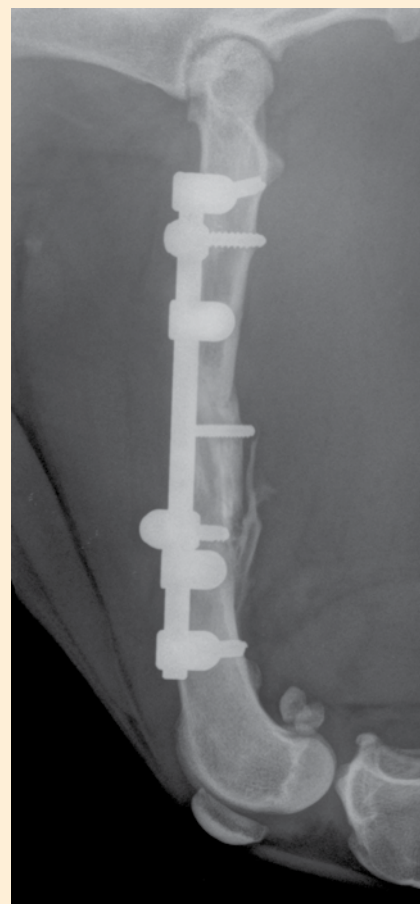
3A. ÁBRA. Combcsontr darabos diaphysis törése, preoperatív rgt-felvétel

FIGURE 3A. Comminuted femoral shaft fracture, preoperative X-ray picture



3B. ÁBRA. Craniocaudalis rgt-felvétel 3 hónappal a műtét után, SoPLC-rendszert használva, kiegészítve interfragmentális kortikális csavarral

FIGURE 3B. Cranio-caudal X-ray picture 3 month after surgery, using SoPLC system combined with positioning screw



3C. ÁBRA. Mediolateralis rgt-felvétel 3 hónappal a műtét után

FIGURE 3C. Medio-lateral X-ray picture 3 month after surgery

A kontrollvizsgálat és a tulajdonosok beszámolója alapján az operált végtagot az állatok terhelték

A 17 combcsonttörésből 14, a 16 tibia-fibula törésből 12 eset szövődménymentesen gyógyult

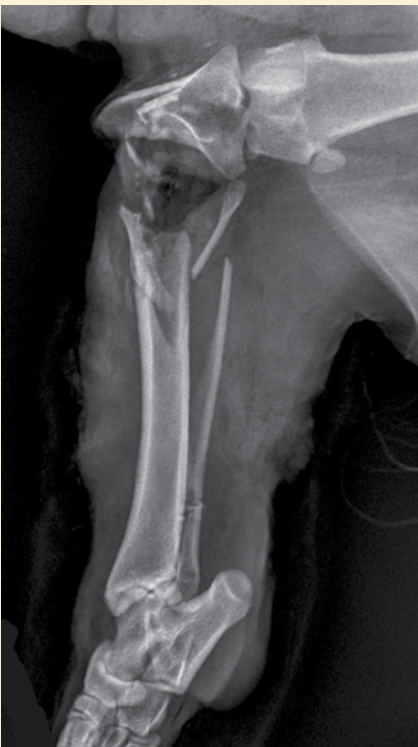
intramedullarisán vezetett Kirschner-drótot, 5 esetben pedig interfragmentalis csavart. A Kirschner-drót segítette az implantátum felrakását a törvégek műtét közbeni ideiglenes pozicionálásával, majd később bent hagyva az oszteoszintézist stabilizálását szolgálta.

A kontrollvizsgálat és a tulajdonosok beszámolója alapján az operált végtagot az állatok terhelték, kalluszképződést a megjelent állatoknál általában a 2. hónapban észleltünk, a szövődmények mértéke nem tért el egyéb, általunk használt rögzítési technikáknál tapasztaltaktól. Fiatal, vékony kortexű állatokban stabil és szövődménymentes csont-rögzítést értünk el 12 esetben (10 femur, 2 tibia-fibula). Állület-képződést egy esetben sem észleltünk.

A műtéti idő eleinte 10–15 perccel hosszabb volt a már megszokott technikákhoz képest. Ennek egyik oka, hogy műtét közben kell a bilincseket a rúdra felfűzni a megfelelő helyzetbe, a másik pedig, hogy a bilincsek a kortikális csavar behelyezése előtt és alatt elcsúszhatnak és elforoghatnak. A probléma a bilincsek ideiglenes rögzítésére használt 6 mm-es kortikális csavarokkal kiküszöbölhetővé vált.

A 17 combcsonttörésből 14 eset szövődménymentesen gyógyult (3. ábra), 2 esetben észleltünk csavarok körül csontfelritkulást. Ennek oka az idős állatok csontritkulása volt. Egy esetben kényszerültünk reoperációra, amikor a felépülési szakasz 3. hetében újabb baleset érte az állatot, ekkor az SoPLC-rendszer csontból kiszakadt csavarjait kicseréltük.

A 16 tibia-fibula törésből 12 eset komplikáció nélkül gyógyult (4. ábra). A behelyezett csavarok körül csontfelritkulást egy esetben tapasztaltunk, amikor a porotikus



4A. ÁBRA. Tibia-fibula proximalis szilánkos törése, preoperatív rtg-felvétel

FIGURE 4A. Comminuted tibia-fibula proximal fracture, preoperative X-ray picture



4B. ÁBRA. Caudocranialis rtg-felvétel 3 hónappal a műtét után, SoPLC-rendszert használva

FIGURE 4B. Caudo-cranial X-ray picture 3 month after surgery, using SoPLC system



4C. ÁBRA. Mediolateralis rtg-felvétel 3 hónappal a műtét után

FIGURE 4C. Medio-lateral X-ray picture 3 month after surgery

csontállományból az implantátum proximális része a kortikális csavarokkal együtt kiszakadt, feltehetőleg az állat korai és fokozott mozgatása miatt. A csavarok a bilincsből nem lazultak ki, az implantátum cseréjével teljes csontgyógyulás jött létre (SoPLC–SoPLC-csere).

Az SoPLC-rendszert minimál invazív csont rögzítési technikák (MIPO) szabályai szerint 4 tibia törésnél alkalmaztuk (13, 22). Előnyként tapasztaltuk, hogy a műteti idő lecsökkent, az állatok a 2. hétre terhelték az operált lábukat, a seb- és csontgyógyulás szövődménymentesen zajlott.

Elhúzódó sebgyógyulást 3 esetben észleltünk, amelynek oka a tibia distalis részének csekély lágyszöveti fedettsége volt, helyi sebkezeléssel 3 héten belül gyógyultak, itt az implantátumokat a műtétet követő 4–6. hónapban eltávolítottuk.

A 3 karcsonntörés szövődménymentesen gyógyult. Mindhárom oszteosztézisnél a medialis felhelyezett implantátumot intramedullarisán vezetett Kirschner-dróttal egészítettük ki. Az egyenetlen felszínű distalis fragment rögzítését, darabos törés esetében is, a két oldalra elforgatható és egymáshoz közel húzható szögstabil bilincsek megkönnyítették.

A 2 radius-ulna törés közül egy kutyánál a rúd megcsúszását észleltük, ennél az állatnál a trauma következtében a mellső végtag törése mellett mindkét oldali hátulsó láb is sérült, a radiusra helyezett 2,7 mm-es SoPLC-rendszer összekötő rúdja a proximális fragmenten 4 mm-rel torlódott el, ez azonban csontgyógyulási zavart vagy lábhasználat-kiesést nem okozott. Mindkét állat törése kalluszképződéssel gyógyult.

A 3 vállficam esetében vállízületi arthrodesist végeztünk, ami után teljes csontátépülés jött létre (5. ábra), az állatok az operált végtagjaikat már az első hónapban jól terhelték.

A 2 csípőlapáttörött kutya közül az egyik több héttel az operáció után elpusztult, de boncoláskor a behelyezett csavarokon lazulást nem észleltünk.

A 4 gerinctraumát szenvedett állat közül két kutyánál a műtétet követő 2. és 12. napon elhullás következett be, két esetben pedig az állatok posztoperatív neurológiai státusza jelentősen javult, a gerinc stabilizálása után (6., 7. ábra). *Post mortem* preparálás során a csigolyákra felhelyezett 3,5 mm-es SoPLC-rendszert oldhatatlan stabilitásban találtuk. 2 hónappal a macska gerincműtete után a kontroll röntgenfelvételen az implantátum nem mutatott elmozdulást, a törési rés még követhető volt, kezdődő kalluszképződés mellett.

MEGVITATÁS

Az összekötő rúd és bilincs szögstabil módon behelyezhető kortikális csontcsavarral egy új rögzítési módszert teremt az állatorvosi traumatológiában, amelynek egyes részei ugyan megtalálhatók már ismert más csont rögzítő rendszerekben, azok előnyös tulajdonságainak ötvözésével, de azoktól jól elkülöníthető tulajdonságú, eddig nem ismert csont rögzítő rendszer jött létre. Egyszerre hordozza a szögstabil rendszerek tulajdonságait és a rúd-bilincs belső fixateur-nél megismert variabilitást (25).

A világon a kisállatsebészetben egyre terjed a szögstabil lemezek alkalmazása az állatok csontjainak a rögzítésére. Hazai körülmények között ezek gyakran drágák, iparjoggal védettek, speciális csavarokat igényelnek, továbbá a sebésznek teljes mérettartományban kell a lemezeket, csavarokat készleten tartania, ami szintén jelentős költség. Ezzel szemben az SoPLC bilincsein kívül az olcsó rudakat kell csak méret szerint raktáron tartani, a vékonyabbaknál még azt sem, mert méretre vághatóak.

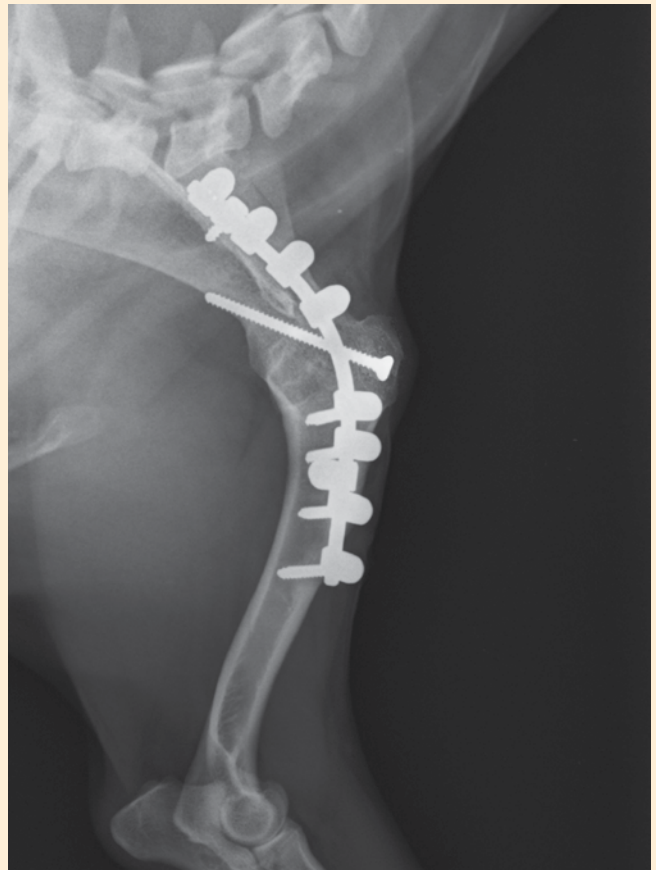
Az SoPLC-rendszer stabilitását a csavar bilincsbe történő menetes rögzülése adja: egyrészt így rögzül a bilincs a rúdhoz, másrészt pedig így alakul ki a szögstabil csavar-csont kapcsolat. A locking rendszerekre jellemző módon az implantátum stabilitása itt sem függ a csavar-csont kapcsolat szilárdságától, továbbá hogy

Az SoPLC-rendszer stabilitását a csavar bilincsbe történő menetes rögzülése adja



5A. ÁBRA. Mediolateralis rtg-felvételen gleno-humeralis ficam látható

FIGURE 5A. Medio-lateral X-ray picture showing gleno-humeral luxation



5B. ÁBRA. Mediolateralis rtg- felvétel 2 hónappal az SoPLC-rendszer és transzarticularis csavarral végzett gleno-humeralis arthrodesis után csontos konszolidációt mutat

FIGURE 5B. Medio-lateral X-ray picture 2 month after surgery showing consolidation of gleno-humeral arthrodesis, using SoPLC system combined with transarticular screw

Az implantátum stabilitása itt sem függ a csavar-csont kapcsolat szilárdságától, továbbá hogy mekkora forgatónyomatékkal kerül a csavar meghúzásra

mekkora forgatónyomatékkal kerül a csavar meghúzásra, ill. hogy az implantátum mekkora kompresszióval feszül a rögzíteni kívánt csonthoz (8. ábra). Ez a tulajdonság, ami alkalmassá teszi puhább, töredezett szerkezetű csontok rögzítésére.

Az SoPLC gyakorlati alkalmazhatósága szempontjából előnyös, hogy a kisállatgyógyászatban általánosan használt önmetsző kortikális csavarhoz lett tervezve, így nem szükséges speciális kiképzésű, drága csavar készleten tartása.

Az SoPLC-ben fellelhető a rúd és bilincs belső fixateur rendszerben megismert több, a használhatóság szempontjából előnyös tulajdonság:

- a kortikális csontcsavarok rögzítési pontjai kikerülnek az összekötő rúd hossz-tengelyéből, ellentétben a lemezes rendszerektől, ahol egy tengelyen, előre meghatározott helyen találhatók;
- a bilincsek az összekötő rúdon szabadon állítható távolságban és tetszőleges oldalra fordítva helyezhetők, így a nem megfelelő helyen készített vagy megsérült csontszerkezetű furat esetén a bilincs elcsúszatható, és újabb helyen új furat és rögzítés készíthető;
- egymáshoz közel húzott bilincsek esetén a két csavar távolsága lecsökkenthető;
- a csavarok egymással akár szöget bezárva is betehetők.

**Az SoPLC-rendszernek
magnövekedett a
torziós erőkkel
szembeni ellenálló
képessége**

Véleményünk szerint az SoPLC-rendszernek magnövekedett a torziós erőkkel szembeni ellenálló képessége a rúd és bilincs belső fixateurnál tapasztalt gyengébb adatokhoz képest (11, 24) egyrészt a homokfújásos technikával egyenetlenített felület, másrészt a menettel záródó bilincsek miatt. Ez a két plusz tulajdonság növeli a kompressziós, nyíró- és húzóerőkkel szembeni szilárdságot is. A hajlítóerőknek kitett nem szögstabil rúd és bilincs belső fixateur is kifejezetten szilárdnak bizonyult a DCP-lemezhez képest (24), így az SoPLC-implantátumnál is hasonló jó eredményekre számíthatunk. Az SoPLC csontokban megjelenő különböző erőkkel szembeni szilárdságának műszeres, számszerű vizsgálata meghaladja a dolgozat kereteit.

A csavar a bilincs menetes furatának megfelelő tengely szerint egyféleképpen (monoaxiálisan) helyezhető be (merőlegesen az összekötő rúdra). A rúdon a bilincs hosszirányban szabadon elmozdítható, és a rúd tengelye körül elfordítható, így a csavar tengelyének iránya rúdhoz képest igény szerint változtatható (poliaxiális hatás). Egy monoaxiális rendszer, ami a bilincs elcsúsztathatósága

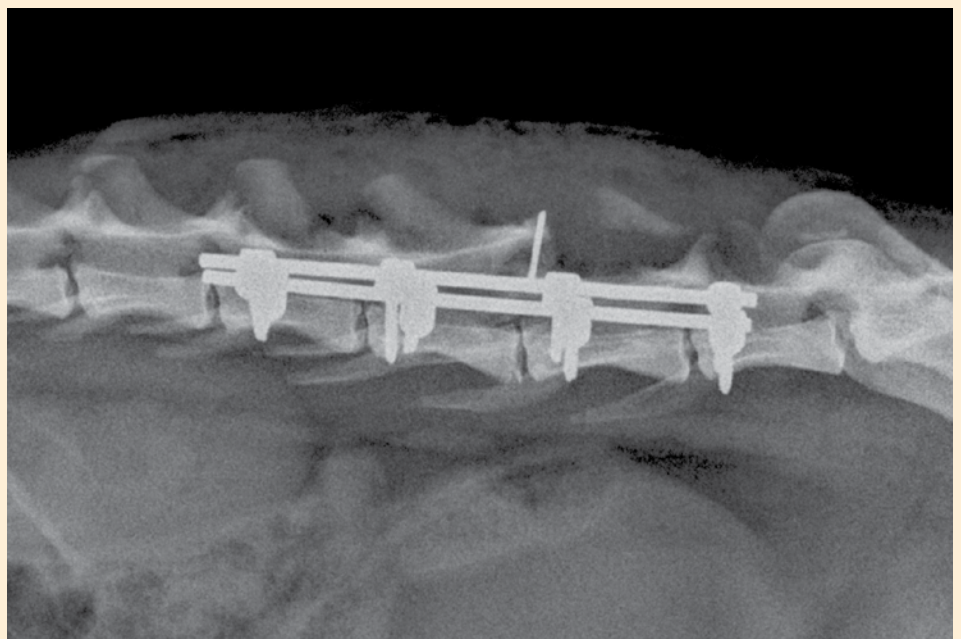
6A. ÁBRA. Laterolateralis rtg-felvételen macska L5 csigolyatörése látható (nyíl)

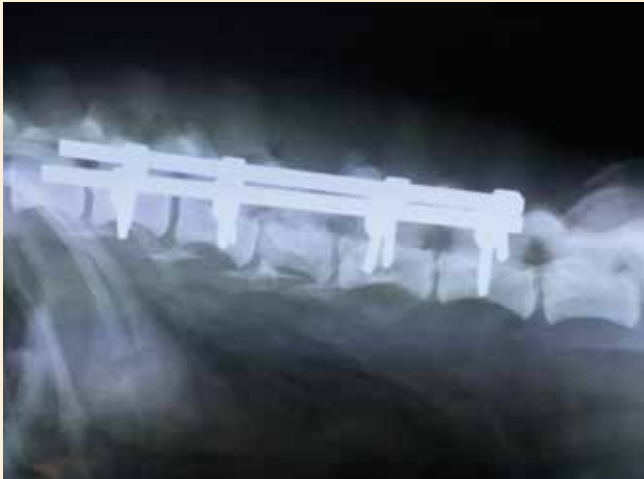
FIGURE 6A. Latero-lateral X-ray picture showing L5 vertebral fracture in cat (arrow)



6B. ÁBRA. Laterolateralis posztoperatív rtg-felvételen bilaterális SoPLC-rendszerrel stabilizált gerincoszlop látható

FIGURE 6B. Latero-lateral postoperative X-ray picture, demonstrating bilateral SoPLC system for stabilization of spinal column





7A. ÁBRA. Laterolateralis posztoperatív rtg-felvételen bilaterális SoPLC-rendszerrel stabilizált L4 csigolyatörés látható kutyán

FIGURE 7A. Latero-lateral postoperative X-ray picture showing bilateral SoPLC system for stabilization L4 vertebral fracture in dog



7B. ÁBRA. Ventrodorsalis posztoperatív rtg-felvételen bilaterális SoPLC-rendszerrel stabilizált L4 csigolyatörés látható kutyán

FIGURE 7B. Vento-dorsal postoperative X-ray picture showing bilateral SoPLC system for stabilization L4 vertebral fracture in dog

A bilincsek elrendezése gondos előtervezést igényel, mivel nem fordíthatóak át műtét közben

és elfordíthatósága által a poliaxiális implantátumokhoz hasonlóan alkalmazható a gyakorlatban. A bilincsek elrendezése gondos előtervezést igényel, mivel azok aszimmetrikusak, így a rúd másik oldalára egyszerűen nem fordíthatóak át műtét közben.

Szögstabilitásának köszönhetően a csavar csontban való illeszkedésének lazulásával a teljes rendszer nem veszíti el a stabilitását.

Az implantátum csontfelszínre történő igazítása során a lemezek esetében a furatok és az abban található menet geometriája változik, azok használhatósága csökken, addig az SoPLC-rendszerben csak a rúd hajlik, a bilincsekben a furatok nem torzulnak. A hengeres rúd kialakítás miatt a feszülés eloszlik, nincs a furatknál túlerhelt stresszpont a fémbe. Az összekötő rúdon a modellálás miatti bevaródások lényegesen nem zavarták a bilincs elmozdíthatóságát.

Az implantátum alkalmas a minimál invazív csont rögzítési technikák (MIPO) kivitelezésére, amelynek során, az érintett terület teljes feltárása nélkül, az áthidalni kívánt rész felett, a lágy szövetek között csak a keskeny átmérőjű rudat kell átvezetni majd ezt követően fűzhető fel a szélesebb átmérőjű bilincsek.

A fém a csonthoz képest kissé vastag, továbbá a csont felületére nem simul rá teljesen, ezért a lágyszövettel kevésbé fedett területeken alkalmazhatósága korlátozott. Ennek oka egyrészt, hogy nehezebb a lágyszöveti fedettség kialakítása, másrészt a tulajdonosokat zavarhatja a bőr alól kidomborodó fém. Combcsonttörés és karcsonttörések gyógykezelése kapcsán ez nem jelentett problémát,

Minimális a csont-fém érintkezés az SoPLC alkalmazása során, ezért csak csekély mértékben károsítja a csontfelszín vérellátását

A több rendszerből ötvözött SoPLC-fixateur egyedi tulajdonságainak előnyei a gerincsebészetben domborodnak ki leginkább

viszont radius-ulna és egyes tibiatoréseknél az implantátum lágyrésszel történő fedésekor nagy gondossággal kellett eljárni.

Minimális a csont-fém érintkezés az SoPLC alkalmazása során, ezért csak csekély mértékben károsítja a csontfelszín vérellátását, így megfelel a biológiai oszteoszintézis követelményeinek is (18). Különböző csontörögztési eljárások csontgyógyulási gyorsaságát összehasonlító vizsgálatok nem készültek e dolgozat keretein belül.

Az SoPLC csontörögztő implantátumrendszer alkalmazása során eleinte hosszabb a műtéti idő, ami megtérül a variabilitásban és a megbízhatóságban.

Az SoPLC egyedi tulajdonságainak előnyeit egyrészt a vállízületi arthrodesisek kialakításánál tapasztaltuk. Nagyfokú stabilitást ad, hogy az elforgatható bilincsek lehetővé teszik a kortikális csontcsavarok corpus scapulae-ba és spina scapulae-ba történő egyidejű rögzítését. Az ízület körüli izmok alatt a hengeres összekötő rúd kis helyen elsimul, és mivel nincsenek az ízület áthidalásánál nem használt furatok, így az implantátum törésével fenyegető túlterhelt stresszpontok sincsenek. Mindhárom esetünkben elegendő volt egy rúd felhelyezése (9), műtéti szövődémmel vagy implantátum-elégtelenséggel nem talákoztunk.

A több rendszerből ötvözött SoPLC-fixateur egyedi tulajdonságainak előnyei a gerincsebészetben domborodnak ki leginkább (9. ábra).

- a gerincvelő közelsége, csigolyatestek viszonylag kis csontállománya, a csavar behelyezésének korlátozott helye és iránya miatt a tengelyen elcsúsztatható és elforgatható bilincsek különösen hasznosak;



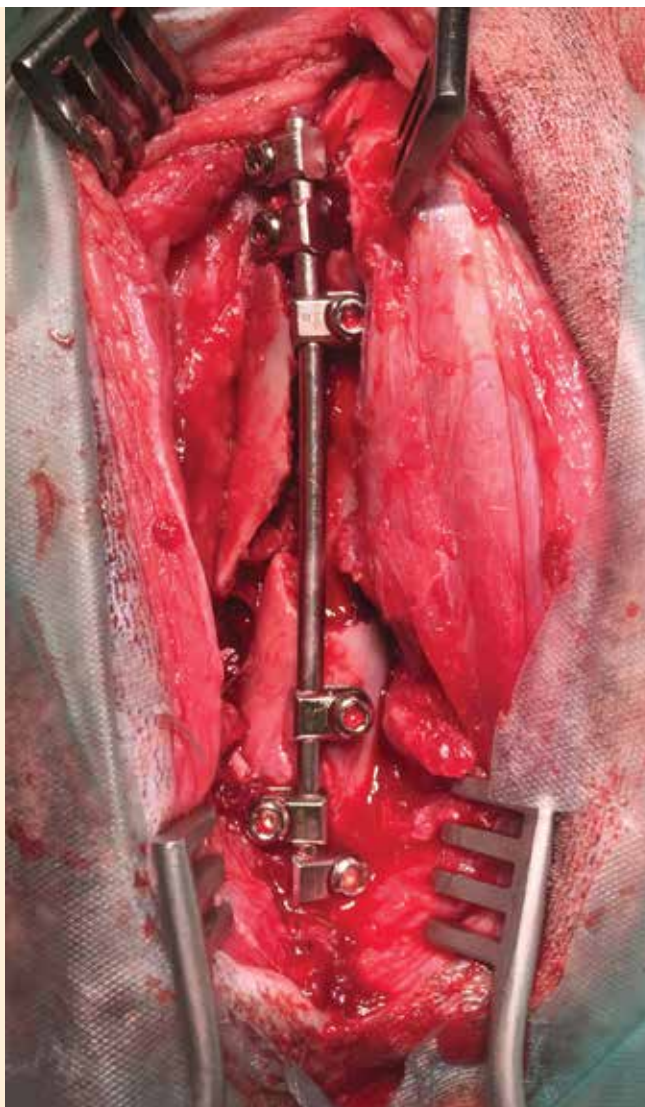
8. ÁBRA. A gerincmodell szemlélteti, hogy az SoPLC-rendszerben a bilincs nem fejt ki kompressziót a csontra

FIGURE 8. Spine model showing the SoPLC system was designed to eliminate the clamp compression with the underlying bone



9. ÁBRA. Az SoPLC fixateur sikeresen alkalmazható csigolyatöréseknél és -ficamoknál, egy csigolyára akár két-két bilincset is felrakható oldalanként

FIGURE 9. SoPLC internal fixateur can be used successfully to treat spinal fracture-luxations. The system allows to introduce two screws in one vertebra on both side



10. ÁBRA. Femur darabos diaphysis törésére felhelyezett SoPLC-rendszer, intraoperatív felvétel

FIGURE 10. Intraoperative picture showing application of SoPLC system in comminuted femoral shaft fracture

- a rúdra felfűzött szögstabil bilincsek nagyfokú stabilitását tapasztaltuk a gerinc körül fellépő torziós erőkkel szemben: a négy esetben implantátumlazulást nem tapasztaltunk egyik méretnél sem, bár mind a négy esetben a stabilitás növelése érdekében mindkét oldalra felhelyeztük azt;
- kis implantátumtérfogat – csak a hengeres rúd és a szükséges bilincsek: nincs vastag lemez és felesleges furatok (16), nem beszélve a csavar- vagy pin-csontcement (PMMA) eljárás jelentős műgyanta mennyiségéről (8);

Az SoPLC csont rögzítő implantátumrendszert hosszú csöves csontok többszörös, szilánkos töréseinél is sikeresen alkalmaztuk (10. ábra). Legtöbb esetben a műtét során Kirschner-drótot vezetünk a velőúron át, a törvégek jobb elhelyezése végett, ami az eszköz alkalmazásának tanulási fázisában előnyösnek bizonyult. Több esetben ezt az ideiglenesnek szánt drótot helyben hagytuk a rögzítés stabilitásának fokozása céljából. A szakirodalom a lemezes oszteosintézis kiegészítéseként a szilárdság fokozása céljából a velőúrt 40%-ban kitöltő szeptet ajánl (23), így az általunk használt, a velőúr méretéhez képest vékony (20%-ánál kisebb) Kirschner-drót stabilizáló szerepe csekély volt.

Stabilitás növelése céljából fel lehet tenni két rudat is egymás mellé, a CRIF-nél megismert módon (25), de erre a mi eseteinkben nem volt szükség.

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Ez úton is szeretnénk megköszönni önzetlen segítségét a cikk anyagának összeállításában DR. BOROSTYÁNKÓI FERENCNEK, az Amerikai Állatorvosok Sebészeti Kollégiuma tagjának (ACVS), a Medimetál Kft. munkatársainak, különösen ANTAL ISTVÁN igazgatónak és SZALÓKI ZSOLT tervező mérnöknek a bilincsek tervezéséért és az implantátumok kiváló minőségű kivitelezéséért.

IRODALOM

1. ADAMIAK, Z. – PIÓREK, A.: Comminuted tibial fracture treatment with type II frame external fixators with Maynard clamps and Schanz pins. *Polish J. Vet. Sci.*, 2009. 12. 275–277.
2. BARNHART, M. D. – RIDES, C. F. et al.: Fracture repair using a polyaxial locking plate system (PAX). *Vet. Surg.*, 2013. 42. 60–66.
3. BOGHOSSIAN, M. – BOGHOSSIAN, V.: Use of meynard clamps external skeletal fixator with intramedullary tie-in pin for the treatment of femoral fractures in dogs and cats. A four case report. WVOC 2010, Bologna, 15th – 18th September. 644–645.
4. BRUSE, S. – DEE, J. – PRIEUR, W. D.: Internal fixation with a veterinary cuttable plate in small animals. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 1989. 1. 40–46.
5. BRUSE, S. – PRIEUR, W. D.: The use of the veterinary cuttable plate in 160 cases. *Tierarztl. Prax.*, 1996. 24. 581–589.
6. DONALD, L. P. – KENNETH, A. J.: *An Atlas of Surgical Approaches to the Bones and Joints of the Dog and Cat*. Fourth Edition. Saunders, 2004.
7. DYCE, J. – HOULTON, J. E. F.: Use of reconstruction plates for repair of acetabular fractures in 16 dogs. *J. Small Anim. Pract.*, 1993. 32. 8–20.
8. GARCIA, J. N. – MILTHORPE, B. K. et al.: Biomechanical study of canine spinal fracture fixation using pins or bone screws with polymethylmethacrylate. *Vet. Surg.*, 1994. 23. 322–329.
9. FITZPATRICK, N. – YEADON, R. et al.: Shoulder arthrodesis in 14 dogs. *Vet. Surg.*, 2012. 41. 745–754.

10. FRIGG, R.: Locking compression plate (LCP). An osteosynthesis plate based on the dynamic compression plate and the point contact fixator (PC-Fix). *Injury*, 2001. 32. 63–66.
11. HAERDI, C. – COSTA, R. D.: Mechanical Comparison of 3 Different Clamp and 2 Different Rod Types of a New Veterinary Internal Fixation System, 4.5/5.5-mm VetFix. *Vet. Surg.*, 2003. 32. 431–438.
12. HAUSER, P. – HUTZSCHENREUTER, P.: Surgical management of fractures in the dog and cat using the dynamic compression plate (DCP). *Schweiz. Arch. Tierheilkd.*, 1978. 120. 195–204.
13. HUDSON, C. C. – POZZI, A. – LEWIS, D. D.: Minimally invasive plate osteosynthesis: Applications and techniques in dogs and cats. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2009. 3. 175–180.
14. KELLER, M. A. – VOSS, K. – MONTAVON, P. V.: The compact UniLock 2.0/2.4 system and its clinical application in small animal orthopedics. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2005. 2. 83–93.
15. LEWIS, D. D. – VAN, E. R. T. et al.: Use of reconstruction plates for stabilization of fractures and osteotomies involving the supracondylar region of the femur. *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.*, 1993. 29. 171–178.
16. MCKEE, W. M. – DOWNES, C. J.: Vertebral stabilisation and selective decompression for the management of triple thoracolumbar disc protrusions. *J. Small Anim. Pract.*, 2008. 49. 536–539.
17. NESS, M. G.: The effect of bending and twisting on the stiffness and strength of the 3.5 SOP implant. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2009. 2. 132–136.
18. PALMER, R. H.: Biological osteosynthesis. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract.*, 1999. 29. 1171–1185.
19. PERREN, S. M.: The concept of biological plating using the limited contact–dynamic compression plate (LC-DCP). *Injury*, 1991. 22. 1–41.
20. PETAZZONI, M. – URIZZI, A. et al.: Fixin internal fixator: Concept and technique. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2010. 4. 250–254.
21. PIERMATTEI, D. L. – GRETCHEN, L. F. – CHARLES, E. D.: Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair. Fourth Edition. Saunders, 2006.
22. POZZI, A. – LEWIS, D. D.: Surgical approaches for minimally invasive plate osteosynthesis in dogs. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2009. 41. 316–320.
23. REEMS, M. R. – BEALE, B. S. – HULSE, D. A.: Use of a plate–rod construct and principles of biological osteosynthesis for repair of diaphyseal fractures in dogs and cats: 47 cases (1994–2001). *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, 2003. 223. 330–335.
24. ZAHN, Z. – FREI, R. et al.: Mechanical properties of 18 different AO bone plates and the clamp–rod internal fixation system tested on a gap model construct. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2008. 21. 185–194.
25. ZAHN, K. – MOTIS, U.: The clamp rod internal fixator – application and results in 120 small animal fracture patients. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, 2004. 3. 110–120.

Közlésre érck.: 2016. dec. 19.