

Måling af torsionskraften på tværfrakturer fikseret med henholdsvis 1,2 og 3 Steinmann søm.



Jacob Kjær Larsen DVM

**Cimbrer Dyrlægerne A/S
Industrivej 4
9600 Aars**

Fagdyrlægekursus vedrørende sygdomme hos hund og kat, 2005

Hovedopgave

Sammendrag

God frakturheling afhænger af mange faktorer, - blandt andet biomekanik samt implantat valg. Her gennemgås kort basale biomekaniske principper, samt et forsøg til undersøgelse af rotationskraften til opnåelse af "breakingpoint" på kunstknogler med diafyseale tværfrakturer. Frakturerne er fikseret med henholdsvis 1, 2 og 3 Steinmann søm. I undersøgelsen fandtes, at der var signifikant bedre rotationsstabilitet i tværfrakturer fikseret med 3 Steinmann søm, i forhold til frakturer, der er fikseret med henholdsvis 2 og 1 Steinmann søm.

Summary

Optimal fracture healing depends on many factors. Among these factors especially knowledge to basic biomechanic principles, and the surgeons choice of implant. During this session, a short review concerning basic biomechanic principles will be given followed by an in vitro examination of the rotational force required to obtain breakingpoint in diaphyseal fractures fixated with either 1, 2 or 3 Steinmann pins. There was a significant better rotational stability in fractures fixated with 3 Steinmann pins compared to fractures fixated with 1 or 2 Steinmann pins.

Indledning

En god heling af frakturer afhænger af en hurtig reduktion samt immobilisering af frakturen (1). Ved fiksering af diafyseale frakturer skal man opnå en god karforsyning i og ved fraktursted, og man skal sikre en god reponering så normalanatomien genoprettes (1,2). Ydermere skal man anvende et implantat der kan ophæve eller direkte modvirke de kræfter der påvirker en knogle (3).

Der findes i dag adskillige metoder til fikstation af tværfrakturer på de lange rørknogler. Blandt andet kan nævnes DCP plader (dynamic compression plate), "Interlocking nails" (hvor man indfører et marvsøm med skruehuller, hvorefter man fikserer marvsømmet med skruer gennem cortex), ekstern fikstation samt intramedullær pinning med eller uden cerclage (3,4,5).

For at sikre den mest optimale fiksering, fordres at man har indsigt i de basale biomekaniske kræfter der påvirker en knogle, samt at man har viden om de materialer man eventuelt vil anvende ved fiksering af en fraktur (5,6). Frakturheling og tilbagevenden til normale funktioner af knoglen, er betinget af at modvirke de kræfter, momenter samt forskydningskræfter der påvirker frakturstedet (7,8).

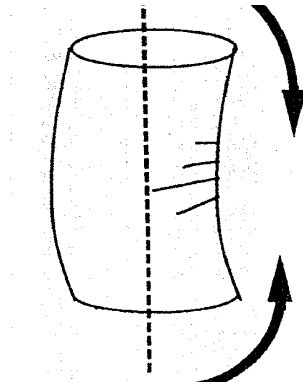
Knogler er under konstant påvirkning af de ovenfor nævnte kræfter, når disse kræfter overstiger knoglens styrke vil knoglen frakturere (7,8). Det er derfor vigtigt, at disse kræfter neutraliseres/ophæves ved en fiksering. En utilstrækkelig fiksering kan resultere i forsinket heling eller ingen heling (nonunion) samt osteomyelitis (8,9,10).

For at forstå principperne gennemgås her de biomekaniske kræfter der påvirker en fraktureret knogle:

De lange rørknogler påvirkes af kræfter der udløses ved vægtbelastning, muskelkontraktion samt fysisk aktivitet. Vægtbelastning opstår ved benets kontakt med underlaget. Her vil der ske en modsat reaktion fra underlaget med en kraft tilsvarende vægtbelastningen på jorden ("ground reaction force" (GRF)). Denne kraft er proportional med kropsvægten samt kroppens acceleration eller deceleration. Som eksempel kan nævnes, at hvis en hund springer ned på underlaget kan GRF stige til mere end 5 gange kropsvægten. GRF medfører axial kompression samt bøjnings-, og torsionsmoment i knoglen (3,7,8,9).

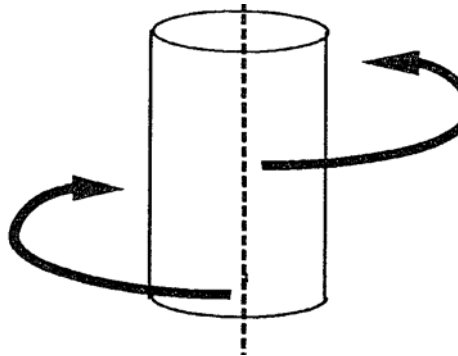
Fysiologiske kræfter der påvirker en knogle kommer fra ledflader og ledbånd samt muskelvedhæftningspunkter på knoglen. Her vil man typisk se tensionskræfter samt kompressionkræfter. Disse kræfter kan dog også være årsag til bøjnings-, samt torsionspåvirkninger af knoglen (3,7).

Bøjningskræfter opstår når en kraft rettes mod et objekt således at objektet bøjer (fig.1).



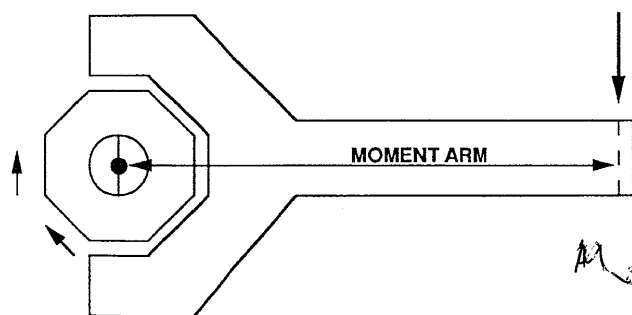
Figur 1. Uniaksiale kræfter tilført begge ender af en knogle kan skabe bøjningsmoment omkring dets centrale akse (3).

Torsionsmoment opstår når en kraft rettes mod et objekt således at objektet drejer om sin egen akse (fig. 2.).



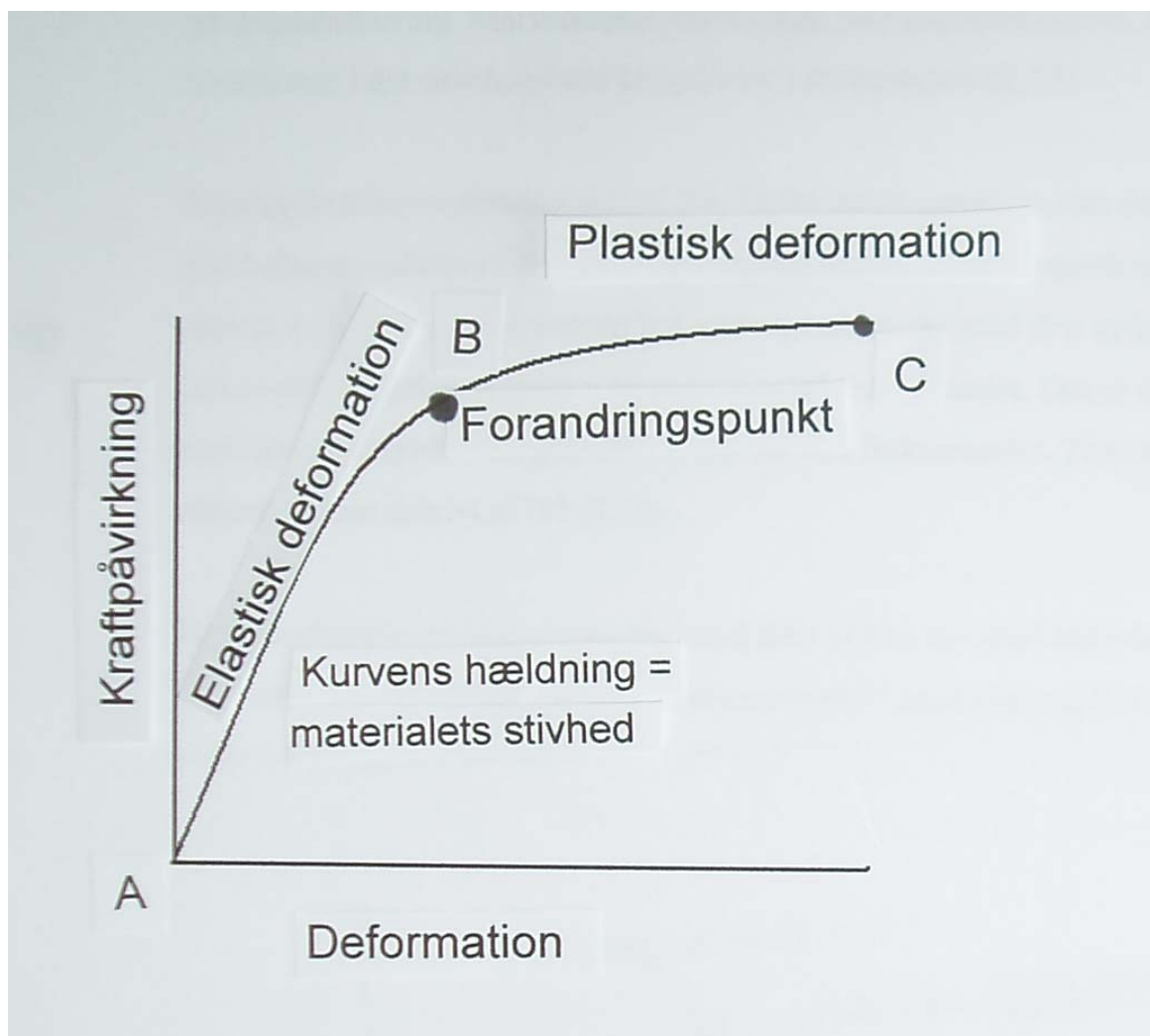
Figur 2. Uniaksiale kræfter påført eccentrict kan skabe torsionsmoment omkring knoglens centrale akse (3).

Torsions eller bøjningsmomentet beregnes ud fra kraften målt i Newton samt længden af armen (fig. 3.).



Figur 3. Torsionsmoment ($M_{torsion} = \text{arm} \times \text{kraft } (F)$) (3).

Når en knogle bliver udsat for en stress påvirkning, vil der ske en gradvis forandring af denne. Den mekaniske respons i knoglen, der opstår når den udsættes for en kraftpåvirkning, kan afbildes grafisk rent kvantitativt i en såkaldt kraft-deformationskurve (fig. 4)(3,7,8,9,11).



Figur 4.: Kraft deformationskurve, X akse : defórimation, Y- akse: Kraftpåvirkning (F), B: "forandringspunktet", C: knoglen brækker, eller forandres ikke yderligere (8).

Her vil man i starten se en elastisk deformation, hvilket vil sige, at knoglen ved ophør af belastningen vil være uforandret. Ved fortsat belastning vil der på et vist punkt ses en plastisk deformation, dette punkt kaldes for "forandringspunktet". Efter dette punkt er der vedvarende forandringer. Fortsættes belastningen yderligere, vil man til sidst se at knoglen brækker, eller når et punkt, hvor den ikke kan forandres yderligere. Hele arealet nede under kurven er udtryk for den energi, der er tilført knoglen under belastningen (7,8). Man måler kort sagt:

1. Hele materialets styrke
2. Materialets stivhed.
3. Mængden af energi der optages af materialet førend det går i stykker.

Ved at kende et materiales deformationskurve (udover en knogles), er det muligt at vælge et implantat der vil være optimalt i forhold til den type fraktur der skal fikseres. Man skal blot her huske på, at et materiales deformationskurve ikke nødvendigvis kan sammenlignes med strukturen af materialet. F.eks. er tibia strukturmæssigt stærkere end fibula, selvom de er lavet af det samme materiale (3,7,9).

Intramedullær pinning (IM) ved brug af Steinmann søm er en enkel og billig løsning ved behandling af diafyseale frakturer. Den stabiliserende effekt af IM opstår som følge af den såkaldte 3 punktsstabilisering: Marvsømmet har kontakt ved insertionsstedet, midt på knoglen samt ved insertionen i det subchondrale knoglevæv i metaphysen (2,12).

Bøjningskræfter modvirkes fint af IM. Et for tyndt marvsøm kan dog bøjes. IM bevirker en god bøjningsstabilitet i alle retninger, og styrken heraf er proportional med marvsømmets diameter (1,2). Yderligere er en tæt marvsømskontakt med den indre cortex nødvendig for at reducere bevægelse af knogleender ved frakturstedet. Det er derfor vigtigt at anvende marvsøm, der fylder knoglemarven helt ud ved frakturstedet. Tension samt extensionskræfter afhjælpes kun delvist af IM (2,13).

Rotationskræfter afhjælpes stort set ikke af IM, der skal her yderligere stabilisering til. Her kan f. eks. anvendes flere tyndere marvsøm ("stackpinning"), i stedet for et stort marvsøm samt cerklage (2,13). Ved korte skråfrakturer, samt ved tværfrakturer, er rotationskræfterne typisk intakte. Her er det nødvendigt at supplere med extern fikstation, interfragmentær sømfiksation samt med cerklage (2,4,10,14).

Formålet med denne undersøgelse er at undersøge rotationsstabiliteten af diafyseale tværfrakturer på kunstknogler, der er fikseret med henholdsvis 1, 2 og 3 Steinmann søm.

Materialer og metoder

Til forsøget er der brugt 30 kunstknogler a 20 cm længde. Der er her valgt pexrør, idet pexrør har en størrelse samt materialekonsistens der kan minde lidt om de lange rørknogler.

Knogleemner

Til fremstilling af kunstknogler anvendtes pexrør 15 mm x 2.5 mm, Ø 10 mm. Pexrøret blev først afskåret i 1 meter stykker, i alt 6x1 m. Dernæst blev meterstykkerne monteret på en træplade med kabelklamper. Træpladen med påmonterede rør blev derefter stillet således at rørene var vertikale. Hvert enkelt pexrør blev forseglet i bunden med en trætap, og der forberedtes trætapper til forsegling af rør efter skumning .

Skumning / kunstig knoglemarv

Som knoglemarv anvendtes ”Skumvæske”: polyetherpolyol inkl. cyclopentan, diphenylmethan-4,4-diisocyanat (MDI) isomerer og homologer, 295 gram, max. foam volume 3.5 liter. (Løgstør Rør A/S, Danmarksvej 11, DK – 9670 Løgstør).

Der anvendtes 20 ml flydende skumvæske til hvert rør. Skumvæsken blev hældt i hvert af de 6 pexrør ved hjælp af en 20 ml sprøjte. Skumdannelse udvikler sig herefter i løbet af få minutter, og så snart skummet nåede toppen af røret, blev dette forseglet med en trætap. På denne måde opnås en ensartet skumning af pexrørene .

Forsøgsemner

Pexrørene blev derefter skåret op i stykker af 20 cm, ved hjælp af en nedstryger, i alt 30 styk, og der blev boret et 3 mm tværgående hul i hvert pexrør,- 1 cm fra den ene ende. Hver af disse kunstknogler blev dernæst savet over på midten (tværfraktur), og atter sat sammen som følger:

1. 10 af kunstknoglerne blev fikseret med 1 Steinmann søm med trokarspids, samt en diameter på 5 mm, længde 25 cm.

2. 10 af kunstknoglerne blev fikseret med 2 Steinmann søm, diameter 2.0 mm, trokarspids, længde 25 cm.

3. 10 af kunstknoglerne blev fikseret med 3 Steinmann søm, diameter 2.0 mm, trokarspids, længde: 25 cm.

Monteringen blev foretaget med en akku boremaskine. Der blev foretaget kontrol røntgen af emnerne for at se om implantatet sad rigtigt. Billede 1 viser her de færdigmonterede emner.



Billede 1. Færdig monterede emner.

Forsøgsopstilling

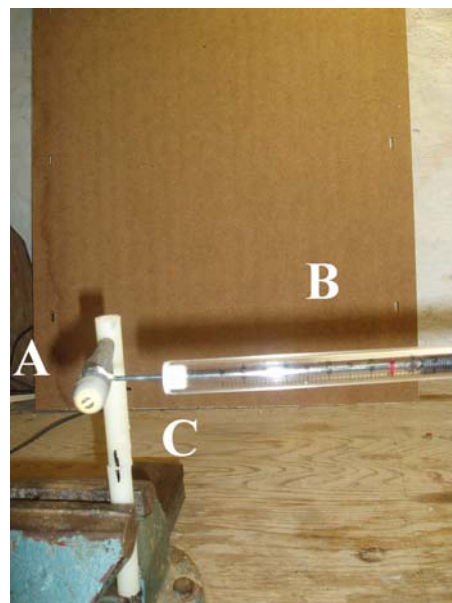
Hvert enkelt emne blev dernæst monteret i et skruestik, og der blev med tusch påført en vertikal linie over frakturlinien. I det forborede hul isattes en skruetrækker, (Ø= 3mm, længde: 10 cm (0.1 m)) .

Til at udføre målingen anvendtes et sæt kraftmålere, venligst udlånt af Fysik Institutet på Den Kgl. Veterinære- og Landbohøjskole, hvor kraften angives i Newton (Billede 2 og 3).

Kraftmåleren monteredes på skruetrækkeren, og med håndkraft foretoges et jævnt tiltagende træk, til tuschstregen over frakturstedet var brudt ("breakingpoint"). Den opnåede kraft i Newton (Newton til breakingpoint) noteredes derpå i en tabel. Samme målemetode blev anvendt til samtlige 30 emner.



Billede 2: Kraftmålere



Billede 3: Forsøgsopstilling, A: Skruetrækker, B: kraftmåler, C: Frakturern

Resultater

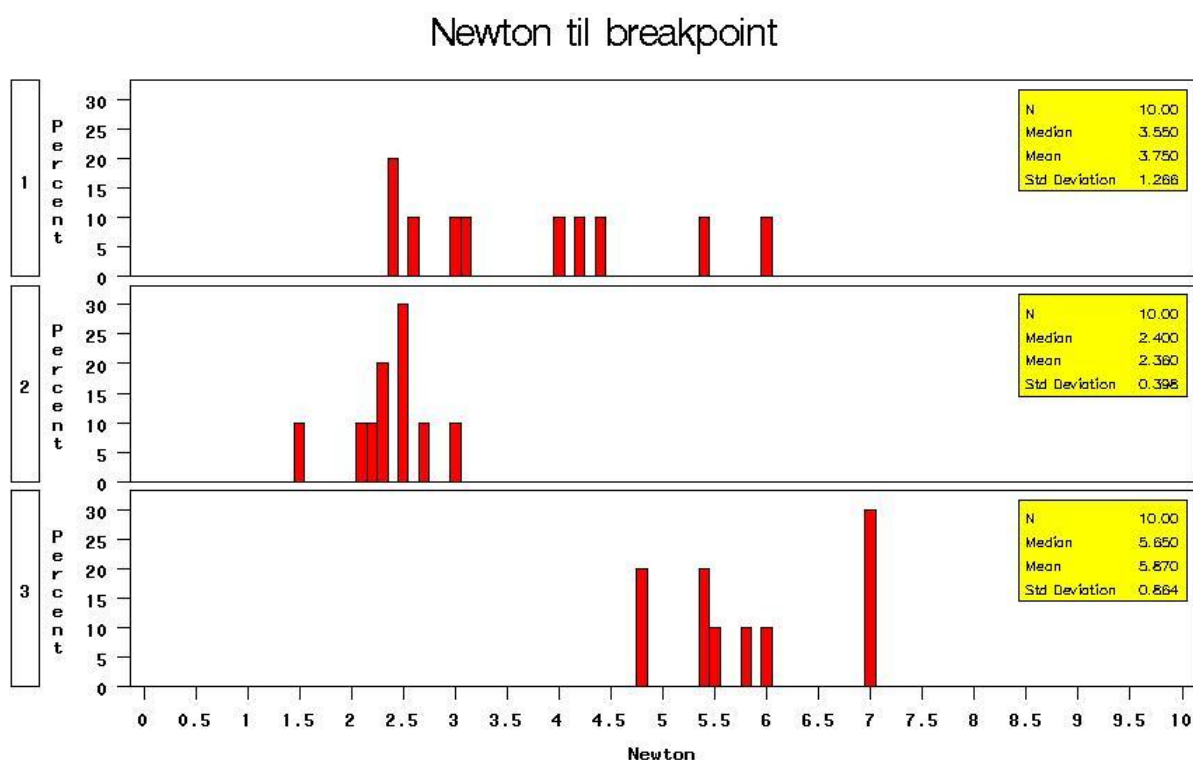
Resultaterne af målingen fremgår af tabel 1.

Tabel 1: A: angiver frakturer med 1 søm , B: frakturer med 2 søm, C: frakturer med 3 søm
Øverste talrække angiver de enkelte frakturern der måles på. X angiver gennemsnit.
Talværdierne i tabellen er i Newton.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	x
A (N)	6.0	3.0	4.0	5.4	2.4	2.6	4.2	2.4	3.1	4.4	3.75
B (N)	2.3	2.5	2.7	3.0	1.5	2.2	2.5	2.5	2.3	2.1	2.36
C (N)	5.4	5.5	7.0	7.0	4.8	5.8	6.0	4.8	5.4	7.0	5.9

I gruppen af kunstknogler med 1 Steinmann søm (A) var der forholdsmeæssig stor initial modstand mod rotation, men når først modstanden var overvundet, kunne knogleenderne frit rotere. Det samme var gældende for gruppen med 2 Steinmann søm (B), dog var der her lavere initial modstand. I gruppen med 3 Steinmann søm (C) var der større initial modstand end i de 2 foregående grupper. Ligeledes var der ingen "fri" rotation efter initialmodstanden var overvundet. I den sidste gruppe (C) observeredes en "fjedereffekt", hvor frakturstedet gled på plads efter at kraftpåvirkningen var ophørt.

Resultaterne blev behandlet statistisk ved hjælp af SAS. Søjlerne er i procent og summerer til 100 % indenfor hver af grupperne 1, 2 og 3 Steinmann søm. De viser fordelingen af kraft i Newton, - f.eks. hvis man bruger 3 Steinmannsøm - så var der 2 gange af de 10 (20%), hvor man skulle bruge ca. 4,75 Newton osv.(Figur 5).



Figur 5: 1,2,3 markerer henholdsvis knogler med 1 søm, 2 søm samt 3 søm, søjlerne er i procent og summerer til 100 % indenfor gruppe 1,2,3, x- akse er kraften målt i Newton.

Diskussion

Biomekaniske styrkemålinger af frakturer og deres fiksationer, er et udbredt redskab til at vurdere effektiviteten af implantaterne (15). Flere faktorer, såsom materialevalg, er med til at fjerne usikkerhed omkring resultatet, sammenholdt med forsøg udført på rigtige knogler. Typisk vil man her have variation i knoglestørrelse, form, samt tykkelse, - alt sammen faktorer der har betydning for de kræfter der påvirker knoglen (7,14). Torsionskræfter er dog rimelig sikre at måle på, idet man her (med torsionskraften) påvirker knoglen i hele dens længde, og dermed ikke er afhængig af knoglens geometri (16). De her anvendte kunstknogler har en ensartet marv, og var enkle at fikse med Steinmannsøm på en ensartet måde. Der vil dog altid være et usikkerhedsmoment mht. implantat stabilitet, idet man ved montering af Steinmann sømmet kan risikere at "køre" for længe med boremaskinen og dermed gøre sømmet en anelse mere løst. Samme fejlfaktor ses også ved ægte knogler.

Der foretoges en simpel variansanalyse og tolkningen er som følger : 2 søm forudsætter en torsion, der er signifikant mindre end 1 søm ($P=0,0021$) og 3 søm ($P=0,0001$). 3 søm kræver flest kræfter, og er signifikant stærkere end både 1 ($P<0,0001$) og 2 ($P<0,0001$).

Data der er fremkommet ved herværende forsøg, har vist at der er signifikant forbedring af rotationsstabiliteten med 3 Steinmann søm i forhold til frakturer med henholdsvis 1 samt 2 Steinmann søm. Et usikkerhedsmoment i opstillingen kan være aflæsning af kraftmålerne under forsøgets udførelse. En anden usikkerhed kan ses i aflæsningen af opnåelse af breakingpoint, altså hvornår tuschstregen var helt brudt, hvilket tidligere er omtalt i materialer og metoder.

I knoglerne med 1 Steinmann søm (A), skulle der stærkere kraft til opnåelse af breakingpoint end ved gruppe B med 2 søm. Dette kan skyldes, at diameteren af Steinmann søm i gruppe A fyldte marven godt ud, og dermed gav en umiddelbart bedre rotationsstabilitet end gruppe 2. Dog skal her tilføjes, at så snart breakingpoint var nået i gruppe A, var der ingen torsionsstabilitet overhovedet. I gruppe C oplevedes en elastisk effekt af de 3 søm. Efter at breakingpoint var opnået og kraftpåvirkning ophørt, - gled frakturen nærmest på plads igen. Dette har også vist sig i en anden opstilling med multiple Steinmann søm, hvor man nærmest måtte vride sømmene skæve for at skabe en ny fraktur (16). En større volumen samt overflade af Steinmann sømmene kan være en medvirkende faktor til en bedre rotationsstabilitet. Multiple Steinmann søm har i en undersøgelse vist sig at give dobbelt så stor rotationsstabilitet sammenlignet med single Steinmann søm (16,17,18). Her tillægges den ekstra rotationsstabilitet den bedre forankring i den proximale samt distale frakturdel (16,17,18). Der var dog ikke signifikant forskel på de afprøvede grupper med multiple søm i forhold til grupper med 1 hhv. 2 søm (16).

Sammenligninger med andre frakturforsøg kan være vanskelig, idet der er forskelle i testmetoder samt materialevalg (11). Dog har det vist sig at "interlocking nails" giver en bedre rotationsstabilitet sammenlignet med ekstern fiksatation, DCP, og intramedullær pinning (4,11). Så selvom multipel pinning med Steinmann søm ikke giver optimal stabilitet, med hensyn til rotationsstabilitet i forhold til andre fiksatationsmetoder, kan det dog være tilstrækkeligt for at opnå sekundær frakturheling (16).

Konklusion

Ud fra forsøget kan man konkludere, at tværfrakturer fikseret med 3 Steinmann søm giver en signifikant bedre rotationsstabilitet set i forhold til frakturer fikseret med henholdsvis 2 samt 1 Steinmann søm.

Litteraturliste

1. **Withrow, S.J, Piermattei, D.L.** : Principles of Steinmann intramedullary pinning. Small animal orthopedics, June 3-6, 1987, 11-23.
2. **Howard, Paul E.**: Principles of intramedullary pin and wire fixation, Seminars in Veterinary Medicine and Surgery (Small Animal), Vol 6, No 1 , febr,1991, 52-67.
3. **Palmer, Ross H., Hulse Donald, A., Hyman, William A., Palmer, Darcie R.**: Principles of bone healing and biomechanics of external skeletal fixation. Veterinary Clinics of North America: Small animal practice, Vol 22, No1, Jan 1992, 45-66
4. **Bernarde, A., Diop, A., Maurel, N., Viguiet, E.**: An in vitro biomechanical comparison between bone plate and interlocking nail. Vet Comp Orthop Traumatol 2002, 15, 57-66.
5. **Dewey, C. W., Aron, D. N., Foutz, T. L., Marks, M. A., Budsberg, S.C.**: Static strength evaluation of two modified unilateral external skeletal fixators. Journal of Small Animal Practice, 1994, 35, 211-216.
6. **Piermattei, D. L.**: Immobilization of fractures- biomechanics of internal fixation. Long Bone Surgery: 5-7 December 1990: non plating techniques in fracture repair and bone realignment in small animals. 1990. 20-22.
7. **Schwartz, Peter D.**: Biomechanics of fractures and fracture fixation. Seminars in Veterinary Medicine and Surgery (Small Animal), Vol 6, No 1, febr. 1991, 3-15.
8. **Radasch, Robert M.**: Biomechanics of bone and fractures., Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice, Vol 29, No 5, sept. 1999, 1045-1082.
9. **Smith, Gail K.**: Biomechanics pertinent to fracture etiology, reduction, and fixation. Textbook of small animal orthopedics, 1985, 195-230.
10. **Dueland, R. T., Berglund, L., Vanderby, R. Chao, E.Y.S.**: Structural properties of interlocking nails, canine femora, and femur-interlocking nail constructs. Veterinary Surgery, 25, 1996, 386-396.
11. **Hulse, Don, Hyman, Bill,**: Biomechanics of fracture fixation failure. Veterinary Clinics of North America: Small animal Practice, Vol 21, No 4, July 1991, 647-666.
12. **Mc Allister, R.A.**: Use of the intramedullary pin for fracture repair of curved bones. Canine Practice, vol 13, No 2, 1986, 17-19.
13. **Beale, B. S.** : Application of intramedullary pins and Kirschner wires. Proceedings of the North American veterinary conference, 1995, 9, 281-282.
14. **Aron, Dennis N.**: Oblique fractures: Special considerations for management. Compendium on continuing education for the practicing veterinarian. Vol 12, No 12, dec. 1990, 1743-1755.

15. Sukhiani, H.R., Holmberg, D.L.: Ex vivo biomechanical comparison of pin fixation techniques for canine distal femoral physeal fractures. *Veterinary Surgery*, 26, 398-407, 1997.

16. Dallman, Mark J., Martin, Robert A., Self, Brian P., Grant, J. Wallace, : Rotational strength of doublepinning techniques in repair of transverse fractures in femurs of dogs. *American Journal of Veterinary Research*, Vol 51, No 1, Jan. 1990, 123-127

17. Aithal, H.P., Singh, G. R.: Evaluation of fixation devices for resistance of bending and rotations in supracondylar femoral fracture fixation in dogs. *Indian journal of Animal Science* 68(11): 1121-1125, Nov. 1998.

18. Vasseur, P.B., Paul, H.A., Crumley, L.: Evaluation of fixation devices for prevention of rotation in transverse fractures of the canine femoral shaft: An in vitro study. *American Journal of Veterinary Research*, Vol 45, No.8, 1984, 1504-1507

Akkreditiver:

Tak til Kruuse A/S for at have sponsoreret Steinmann søm til forsøgsopstillingen.

Tak til Løgstør Rør A/S for råd og vejledning samt skummateriale der blev stillet gratis til rådighed.

Tak til Ortopædkirurg Kristian Bundgaard, Farsø Sygehus, for inspiration samt sparring på forsøgsopstilling.