

Biologisk osteosyntese ved brug af ekstern fiksator (SK™ ESF) og intern fiksator (LCP / NCP).



Fagdyrlæge-hovedopgave

**Jacob Daasbjerg
November 2005**

Sammendrag

Biologisk osteosyntese dækker over teknikker og operationsmetoder, der søger at bevare og understøtte en hurtig og kraftig sekundær knogleheling. Hjørnesteinene ved metoden er minimal invasiv teknik, bløddelsbevarende implantat-konfigurationer og fleksible konstruktioner, der tillader mikrobevægelser i frakturspalterne til fremme for callusproduktionen og dermed en hurtig, sikker og stærk sekundær knogleheling.

Der redegøres for biologiske, fysiske og biomekaniske forhold af relevans for en succesfuld biologisk osteosyntese.

Ekstern fikstion opfylder mange af kriterierne for biologisk osteosyntese, men har tidligere været præget af komplekse rammekonstruktioner, som kompensation for manglende styrke i enkeltdele. Med udviklingen af SK™ systemet fra IMEX er det nu muligt at bruge tykkere og dermed stærkere ”connecting rods”, hvilket kan omsættes i simple konstruktioner. Ekstern fiksering har derfor fået fornyet relevans og vil blive gennemgået med henblik på præsentation af SK™ systemet. 3 cases med 4 frakturer bliver fremført.

Intern fikstion med vinkelstabile systemer (LCP/NCP), såkaldte interne fiksatører, er nyt både humant og veterinært. Der findes ingen litteratur på veterinærområdet bortset fra Leo Brunnbergs introduktionsartikel fra 1998. Humant har det vinkelstabile system fået en massiv udbredelse i de senere år. De første humane artikler kom i 2003 og det vinkelstabile system vil således blive præsenteret ud fra disse. For at kaste lys over dette nye system ud fra en klinisk vinkel er professor Leo Brunnberg, det frie universitet i Berlin, dyrlæge Morten Devor, Veterinærhøjskolen i Oslo, dyrlæge Peder J. Haaland, Djursjukhuset Strömsholm og ortopædkirurg Michael Væsel, Aarhus kommunehospital kontaktet for at bidrage med deres erfaringer med det vinkelstabile system. Disse fremføres punktvis. 2 cases præsenteres.

Under hele fremstillingen forsøges at drage paralleller mellem ekstern og intern fikstion, idet de er to sider af samme sag både fra en fysisk og biomekanisk betragtning. Hertil kommer at de supplerer hinanden godt med hensyn til bruddets placering på kroppen. Ekstern fikstion er således bedst egnet, hvor der er en ringe bløddelsdækning modsat intern fikstion.

Indledning

Biologisk osteosyntese er baseret på 2 koncepter: dels en minimal kirurgisk manipulation af frakturstedet, dels en ”bridging” funktion af implantatet, hvorved frakturstedet ”aflastes”.

”Bridging” osteosyntese kunne være et synonym til biologisk osteosyntese (1). Mens intraartikulære frakturer kræver præcis anatomisk reduktion og rigid reduktion kan skaftefrakturer (diafyse og metafyse) tolerere fragment displacement, så længe knoglens længdeakse er tilgodeset. Tidligere var målsætningen en præcis reduktion under kompression med Dynamic Compression Plate (DCP) med henblik på primær knogleheling, men i dag bør man acceptere displacement og mindre rigide opsætninger til fordel for en optimal biologisk respons (2). Frakturhelingen støttes ved kun at eksponere knoglen tilstrækkelig til at sikre en passende positionering og reduktion samtidig med at bløddelene bevares bedst muligt. Aksial og interfragmentær kompression undgås ved etablering af knoglens længdeakse og bedst angribes frakturstedet indirekte, hvor frakturzonen forbliver uberørt under bløddelsvæv (2,3). Forskellige principper kan alene eller i kombination anvendes ved biologisk osteosyntese. Her skal blot nævnes Ekstern Skelet Fiksering (ESF), vinkelstabil osteosyntese: Locking Compression Plate (LCP) / Non Contact Plate (NCP), Interlocking Nail (ILN) (se ordliste s. 36) og det endnu ikke markedsførte Clamp Rod Internal

Fixator (CRIF) (se ordliste s. 35) fra AO. Sekundær knogleheling er herefter intentionen, hvor en maksimal vaskularisering af knoglen sikrer en hurtig opbygning af adækvat callus, som stabiliserer bruddet (bio-”buttress”). En yderligere opbygning af callus giver en progressiv immobilisering af frakturen og en hurtigere og mere stabil union end en konventionel plade (4).

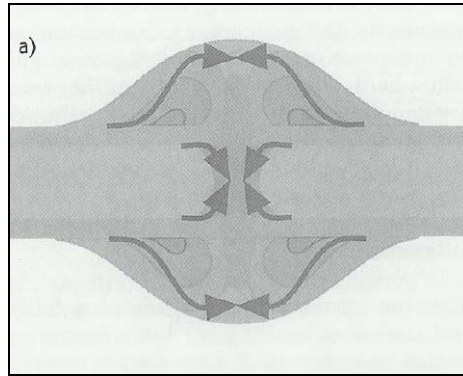
Årsagen til udviklingen af det ”biologiske” koncept var afledt af nogle opfølgende studier af Brunnberg et al. på DCP-frakturer, som viste at trods gode radiografiske fremstillinger af præcise reduktioner, så var vaskulariseringen kompromitteret længe efter (2). Brunnberg et al. fremførte senere at stripping af fragmenterne ved excessiv bløddelsmanipulation under reduktionen resulterede i en nedsat vitalitet, som reducerede helingshastigheden og eskalerede risikoen for infektion (2,1). Samtidig resulterer brugen af DCP typisk i små frakturspalter, som notorisk koncentrerer spænding ved mikrobevægelser. Dette i kombination med dårlig vaskularisering forlænger helingstiden og det stiller større krav til implantatets funktionsdygtighed med risiko for komplikationer og implantatfejl (1).

Hovedindikationen for biologisk osteosyntese er diafyse og comminute frakturer, men i takt med udviklingen af vinkelstabile systemer i mindre dimensioner, bliver også lednære frakturer aktuelle. Fiksationen sker uden kompression.

I denne artikel vil principperne og teknikken ved brug af ekstern fiksering (specielt SK™ ESF fra IMEX) blive gennemgået og 3 cases med 4 frakturer følger. Herefter præsenteres principperne og teknikken ved det vinkelstabile system, som kan sammenlignes med en intern ”ekstern fiksator”. Dette følges af 2 cases. LCP er udviklet humant i 2000 af AO/ASIF og beskrives som en revolution indenfor osteosyntese humant (5). Veterinært er det nærmest et ubeskrevet blad, idet der ikke findes publikationer på området, der dokumenterer de kliniske erfaringer med produktet. LCP-teknikken er omtalt i norsk veterinærtidsskrift af Morten Devor og Peder J. Haaland i 2004. De har indtil 2005 tilsammen lavet ca. 50 frakturer med den nye metode, men en samlet publikation foreligger endnu ikke (6). Deres erfaringer overgivet mundtligt vil blive nævnt. Herudover har Professor Leo Brunnberg fra det frie universitet i Berlin haft en præsentation ved NAVC 2005 i Orlando omhandlende 80 patienter opereret med Non Contact Plate (NCP), som er sammenlignelig med LCP (7). Leo Brunnberg har venligst stillet præsentationen til rådighed (power point) (8) og sin erfaring i øvrigt (9). Desuden refereres til human litteratur og personlige meddelelser fra Ortopædkirurg Michael Væsel fra Aarhus kommunehospital (10).

Callus

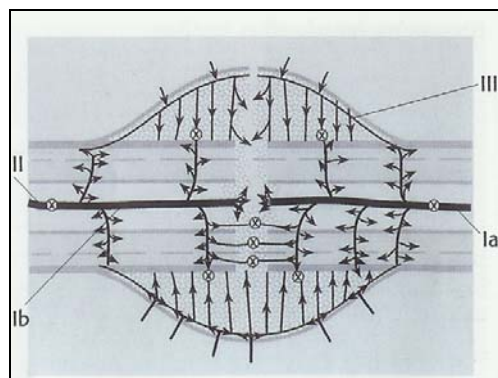
Frakturheling under ustabile eller fleksible forhold finder sted indirekte ved callusdannelse, som mekanisk forener knoglefragmenterne. Processen kan deles op i 4 trin: Inflammation, blød callus, hård callus og remodellering. Inflammationen starter efter frakturens opstående og varer indtil forbeningen. Initialt dannes et hæmatom og inflammatorisk eksudation. Herefter kommer en vasodilatation og hyperæmi i det omkringliggende bløddelsvæv efterfulgt af kapillærindvækst i hæmatomet og en kraftig celle proliferation. Hæmatomet omdannes gradvist til granulationsvæv, hvorefter smerte og hævelse aftager og blød callus er dannet. Fragmenterne er ikke længere frit forskydelige og der finder en yderligere kapillærindvækst sted. Fibrøst væv bliver resultatet og forbeningen finder herefter sted. Det starter i områder fjernt fra frakturen, som ligger stille og progredierer langsomt mod frakturen. Processen forløber indtil fragmenterne er solidt forenet i nyt knoglevæv. Dannelsen af hård callus sker både ved enchondral ossifikation samt periostal og endostal intramembranøs knogledannelse. ”Callusbridging” finder oftest sted perifert og endostalt (fig. 1). Remodellering forløber herefter indtil knoglen opnår normal morfologi (11).



Figur 1: Callusdannelse starter periostalt væk fra frakturlinien og vokser mod frakturniveau. Calluskanterne forenes hyppigst perifert og endostalt, hvorimod cortex først heler efter "bridging" af callus (11).

Callusheling og blodforsyning:

Umiddelbart efter en frakturs opståede reduceres det corticale blodkredsløb med op til 50 % som følge af blødning og vasoconstriction. Gennem reparation af frakturen prolifererer den nærværende intra- og ekstraosseose arterielle cirkulation, men her ud over finder en centripetal indvækst sted fra det omkringliggende bløddelsvæv (fig. 2). Mikroangiografiske undersøgelser har vist, at hovedparten af vaskulariseringen i callus netop kommer fra omkringliggende bløddelsvæv og det er derfor vigtigt ikke at strippe knoglen under osteosyntesen. Det tidlige vasculære respons er ekstremt følsomt for fremherskende mekaniske forhold og det er vist, at responset er størst ved fleksibel fraktur fiksering i forhold til rigid fiksering. Humant er interlocking nail ofte den foretrukne metode ved visse frakturer (ex. tibia skaftefraktur) og i den forbindelse "reames" medulla. "Reaming" påvirker den endostale og corticale blodgennemstrømning, men ikke blodgennemstrømningen i callus, fordi den især vasculariseres fra omkringliggende bløddele. Den mindste beskadigelse af blodforsyningen fås ved brug af ekstern eller intern fiksatorer med minimal fragmentmanipulation og lille kontakt mellem implantat og knogle (11).



Figur 2: Callus' blodforsyning. Top: før "bridging". Bund: efter "bridging". Ia) ascenderende arterie, Ib) descenderende arterie, II) metafyse arterie, III) periostale arterier (11).

Fysik (kursorisk)/biomekanik

Knogler kraftpåvirkes ved kompression (tryk), tension (træk), forskydning, bøjning og torsion. Elasticiteten og grænser for elasticiteten (brudstyrke) i knogler, implantater og samlede konstruktioner (knogle + implantat) kan udtrykkes ved fysiske formler, når man ser på de nævnte

kraftpåvirkninger hver for sig. Virkeligheden er mere kompleks og består oftest af kombinationer af disse.

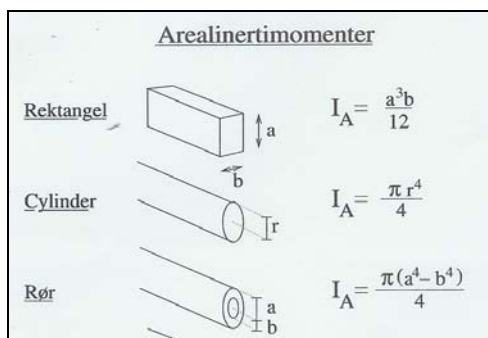
Ved rene træk- og trykpåvirkninger er der under normale omstændigheder rigelig styrke i knogler og implantater til at modstå disse (12).

Betydningen af forskydningskræfterne i relation til osteosyntese er der delte meninger om jf. senere diskussion om monocortical henholdsvis bicortical anvendelse af låseskruer.

Ved bøjning af et legeme påføres et bøjningsmoment, som kan udtrykkes ved $M = I_A (E/R)$

Hvor I_A er arealinertimomentet, E er materialekonstanten (Youngs modul) og R er krumningradiusen (12). Arealinertimomentet ved bøjning kan beregnes for forskellige geometriske former (fig. 3). Heraf ses at I_A i en knogleplade (=rektangel) vokser proportionalt med tykkelsen i 3. potens. I_A i skruer, ”nails”, ”pins” og ”connecting rods” (=cylinder) vokser proportionalt med radius i 4. potens. I_A i rørknogler (=rør) er maksimal i forhold til massen, fordi det hovedsagelig er de yderste lag, som bidrager til arealinertimomentet (12,13). Ikke overraskende kan konkluderes: **”Thicker is much stiffer”**.

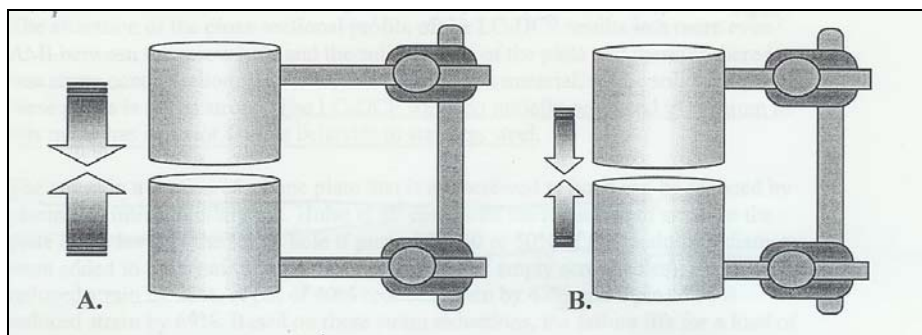
Tilsvarende I_A findes en parameter I_P – det polære inertimoment – som bruges ved torsionspåvirkning (14,12,13).



Figur 3: Arealinertimomentet for forskellige legemer ved bøjning (12).

Et andet fysisk forhold af relevans ved knoglekirurgi er længden på ”vægtstangsarmene” (=”pins” eller skruer) svarende til afstand fra klemme/plade til knogle, når man betragter bøjningskræfterne på et implantat (fig. 4)(13,15). Kortere udvekslinger giver mindre bevægelse i frakturspalten.

Deformationen Δ kan udtrykkes ved $\Delta = F \cdot a^3 / 3 \cdot E \cdot I_A$, hvor F er kraftpåvirkningen, a er længden på ”vægtstangsarmen”, E er materialekonstanten og I_A er arealinertimomentet, dvs. stivheden (= $E \cdot I_A$) er omvendt proportional med længden i 3. potens (14,16). Derfor gælder: **”Shorter is stiffer”**.



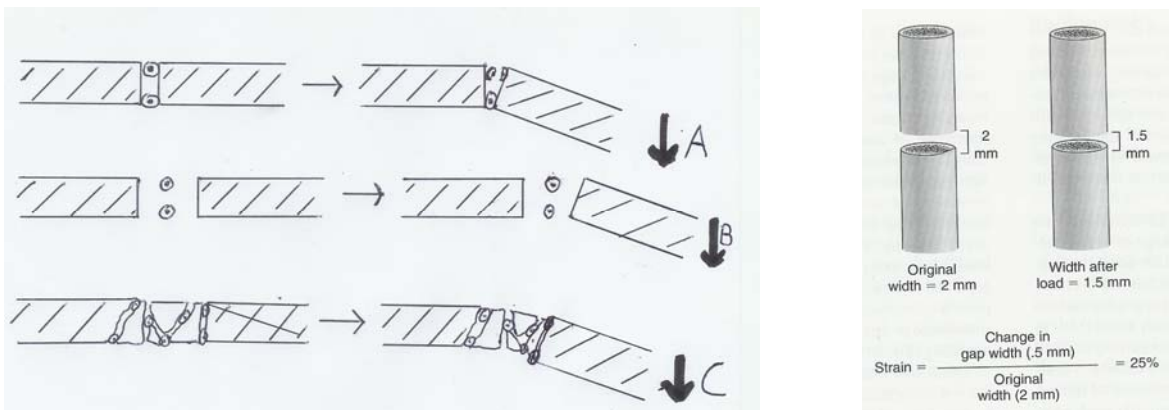
Figur 4: En kortere struktur er stivere. Der vil være mindre bevægelse i frakturspalten i B end i A på grund af de kortere ”pins” (13).

Ved tvær- og skråfraktur vil selv en lille cortical knoglekontakt på konkav siden (kompressionssiden) øge arealinertmomentet ved bøjning og derved modvirke kollaps og det især med implantatet placeret på konvekssiden (tensionssiden). Det skyldes en funktionel udvidelse af konstruktionen (13).

Tilsvarende er det også længden på vægtstangs-armene, der især bidrager til rotationsstabiliteten (15). Hvis den frakturerede knogle selv skal bidrage til rotationsstabiliteten kræver det en udtalt interfragmentær fiksering i frakturzonen. Hvis dette vil resultere i udtalte bløddelsskader, således at biologien i helingsprocessen kompromitteres, må de mekaniske fordele vurderes kritisk. Er der misforhold skal implantatet i stedet antage "bridging" karakter og herefter alene modstå alle kraftpåvirkninger uden hjælp fra knoglen (13).

Forskellige væv dannes igennem helingsprocessen afhængig af biologiske og mekaniske forhold. Nyt knoglevæv kan ikke dannes, hvis der er bevægelse mellem fragmenterne. Forskydninger er ødelæggende for vaskularisering, og dannelse af fibrøst væv og brusk sker i et forsøg på at begrænse bevægeligheden, så mineralisering kan finde sted. Grunden er, at fibrøst væv kan deformeres 20% før beskadigelse, brusk 5% og mineraliseret knoglevæv mindre end 0,2%. Når bio-"buttress" (callus) er dannet sker der en remodellering til normal knoglearkitektur (13).

Den deformation, en celle er udsat for i en frakturspalte, er bestemt af den relative bevægelighed mellem fragmenterne og størrelsen af frakturåbningen (fig. 5). Ved den samme bevægelighed vil en celle i en snæver spalte blive forvredet meget mere end i en bredere spalte, fordi spændingerne koncentrerer sig i førstnævnte. Hvis bevægeligheden og spalteåbningen er uharmoniske vil kroppen resorbere frakturerenderne indtil stressmomentet er passende til at danne callus (13).



Figur 5: A) Deplacement af fragmenter i en simpel frakturspalte resulterer i en høj spænding ("strain"). B) Den samme deplacement i en større frakturspalte resulterer i en mindre spænding. C) Multiple frakturer fordeler den samme deplacement mellem flere fragmenter, således at spænding i den enkelte frakturspalte bliver mindre. Th.: "Strain" er forholdet mellem ændring i spalteåbningen i forhold til den oprindelige spalteåbning udløst af en given belastning (modificeret efter (17)).

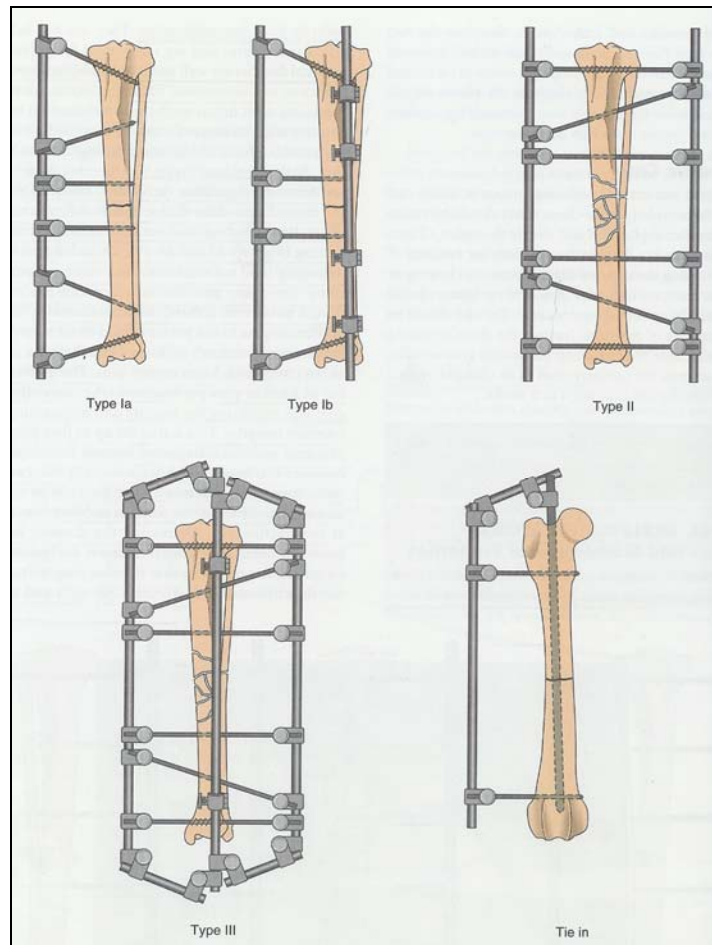
Kirurgen må derfor overveje om osteosyntesen skal sigte på snævre frakturspalter evt. med kompression, hvilket kræver stor stabilitet m.h.p. primær heling eller om der vil være tendens til instabilitet, hvorefter det vil være mest hensigtsmæssigt at lade fragmenterne være ureduceret for at undgå snævre spalter med stor energikoncentration m.h.p. sekundær heling, som netop vil forløbe hurtigt og ukompliceret, hvis blodforsyningen er bevaret dvs. biologisk osteosyntese.

Ekstern Skelet Fiksation med speciel omtale af SK™ ESF systemet, IMEX

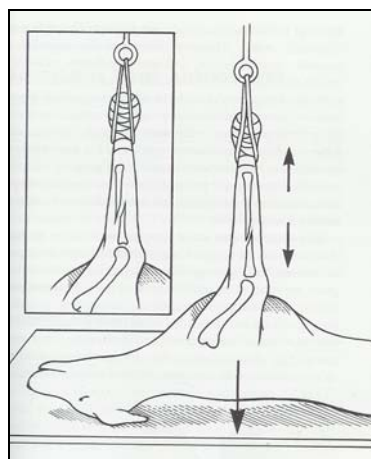
ESF er en alsidig metode til frakturbehandling, som er hurtig at anvende, men den kræver ofte øget management postoperativt og minor komplikationer er reglen (16). Den største fordel ved ESF er bevarelsen af blodforsyningen til frakturstedet, idet systemet oftest påføres på en lukket facon. Comminute og åbne frakturer er hovedindikationen, men også mindre komplicerede brud kan med fordel fikseres med ESF (18). Metoden er særlig anvendelig, hvor der er en ringe bløddelsdækning, dvs. distalt for albuerne og knæene samt mandibel og maxil. Mindre optimalt kan det anvendes på humerus, femur og collum. Andre indikationer kan være temporær ledimmobilisering ved artrodese, korrektion af lemme deformiteter, distraktions osteogenese og non-union. I det følgende omtales kun den lineære eksterne fiksatør.

Anvendelsesprincip:

ESF skal påføres på en måde, der søger at bevare en stabil kontakt mellem ”pins” (~fikseringssøm) og knogle (”pin-bone interface”), for det er ofte et svagt punkt (16,19). Fikseringssøm med gevind øger netop kontaktfladen til knoglen og dermed holdestyrken (16). Store søm har den største overflade og bør derfor vælges, dog ikke større end 20-25% af knoglens diameter (16,19,20,21), idet knoglens styrke ellers reduceres betragteligt (15). Termiske og strukturelle skader på cortex under indføring af søm reduceres ved at forbore med et bor, der er 10% mindre end ”pin”-diameteren og bruge low-speed boremaskine (<300rpm) til selve indføringen (16). Rammestabiliteten (og stivhed til at modstå belastning) afhænger af fikseringssømmene (type, størrelse, antal, lokalisation, længde), rammekonfigurationen (unilateral, bilateral, uniplan, biplan) og størrelsen og antallet af ”connecting rods” (~forbindelsesstave) (15). Stabiliteten øges med antallet af søm. Mindst 2 pr. fragment og op til 4 vil øge stabiliteten og dermed reducere stressmomentet i søm-knogle kontaktfladen. Simple rammekonfigurationer skal have flest søm (type 1). Sømmene placeres efter far-near, near-far princippet. Først i de respektive proksimale og distale metafysen. Herefter 1-2 cm fra frakturerne (min. 2 sømbredder) (20). Denne placering både tæt på frakturen og knogleenderne giver maksimal stivhed i opstillingen og minimerer bevægelsen på frakturstedet. Sømmene skal gøres så korte som mulige, for at øge stivheden. De sømfikserende ”clamps” (~klemmer) fikseres ca. 1 cm over huden for at undgå trykninger og med bolten tættest på huden. Længden, svarende til sømmets ”arbejdsafstand”, er fra klemmebolten på sømmet til penetrationen i cortex på knoglen (15). Mindre fleksible fikseringssøm har tilsvarende mindre mikrobevægelse i søm-knogle kontaktfladen. Styrken og stivheden i fiksatoren øges med størrelsen og antallet af eksterne ”connecting rods” (15). I fig. 6 er vist de mest gængse typer: Unilateral-uniplan (type Ia), unilateral-biplan (type Ib), bilateral-uniplan (type II) og bilateral-biplan (type III). Biplanære konstruktioner er bedst til at modstå bøjninger, idet de finder sted i 2 planer (mediolateral og craniocaudal) (15). Styrken i rammerne er tiltagende op gennem rækken. Brugen af større og stivere connecting rods (SK™ System, IMEX) øger den overordnede rammestabilitet, hvilket muliggør simple rammekonfigurationer og dermed mindre interferens med bløddelsvæv (15,21,22). Type Ia placeres mediallyt på radius og tibia og lateralt på humerus og femur. Type Ib placeres craniomedialt og craniolateralt på radius og på tibia er den bedste placering cranialt og mediallyt. Type II og Type III kan kun anvendes på radius og tibia grundet kropstammen og her har de gennemgående søm altid et mediolateralt forløb. Type III har desuden cranialt placerede søm. På humerus og femur findes en speciel opstilling, hvor en Type Ia ESF er koblet til et IM søm og den benævnes ”Tie in” konfiguration. Den biologiske kvalitet ved ESF er den minimale invasive applikationsform, hvor frakturreduktion og ”pinning” sker på dækket knogle, hvorved blodforsyning og frakturhæmatom bevares bedst muligt. Det meste af reduktionen opnås ved ”hanging limb” princippet, hvor dyret hænges op i det frakturerede ben og tyngdekraften vil



Figur 6: Nomenklatur af forskellige eksterne konfigurationer (19).



Figur 7: "Hanging limb" teknik (17).

herefter strække de kontraherede muskler og bløddelshævelsen samtidig med tilnærmet "alignment" af den frakturerede knogle (Fig. 7). Huden incideres ca. 1 cm parallelt med benets længdeakse over den forventede placering af sømmet og der må ikke være tension i hud og den underliggende muskulatur. Med en pean disseser stumpt frem til placeringen på knoglen og neurovaskulære strukturer undgås. På den måde skabes bløddelskorridorer, som tillader en fri bevægelse af omkringliggende muskulatur. En boreguide beskytter bløddelene ved boringsproceduren, hvor

knoglen oftest angribes centralt og vinkelret i forhold til længderetningen. Reduktionen palperes og manipuleres på plads og der tages kontrolrøntgen undervejs (19, 20).

Komplikationer:

”Pin tract drainage” er en komplikation, der altid følger ESF og må anses for at være et normalfysiologisk fænomen, hvor sømmene entrerer kroppen. Det er minor komplikationer, som ikke interfererer med frakturhelingen og det endelige udfald. Major komplikationer er sjældne, hvis applikationsprincipperne følges (16). Minor ”pin tract drainage” består af serøs sekretion omkring sømmene med minimale inflammatoriske tegn og ingen patient ubehag. Major ”pin tract drainage” inkluderer excessiv purulent udflåd, kraftige inflammatoriske tegn og patient er tydelig generet. Sekundær infektion er til stede og sømmene kan gå løse. I sjældne tilfælde ses en videreudvikling til osteomyelitis med periostal reaktion, cortical lysis og øget intramedullær densitet på røntgen. Hovedårsagen til ”pin tract drainage” er en relativ bevægelse af bløddelene i forhold til sømmene medførende nekrose og det er derfor vigtigt at sømmene placeres uden tension (16). Søm med gevind stabiliserer bløddelene bedre end glatte søm (16). Postoperativ stabilisering med forbindelse og hyppige skift og kontrol sikrer en hurtig opfølgning. I tilfælde af major ”pin tract drainage” gives systemisk antibiotika ud over almindelige sårhygiejne.

Sømløsning ses ved major ”pin tract drainage”, inadækvat incisionsteknik eller forårsaget af en ustabil frakturbehandling med stor stress på søm-knogle kontaktfladen. Løse søm fjernes og erstattes om nødvendigt, hvis ikke frakturhelingen har stabiliseret bruddet (16).

Sømbrud er sjældne, når der ikke bruges søm med negativ gevind, idet op til 10% af disse kan brække ved overgangen mellem skaft og gevind (16). Glatte søm eller søm med positivt gevind brækker meget sjældent, men hvis det sker, skal de skiftes.

Rammeinstabilitet ses ikke, hvis applikationsanvisningerne følges. Ellers ses sømløsning, delayed union, malunion eller non-union.

Iatrogene frakturer er sjældne, men kan ses ved brug af overdimensionerede søm, ved for tæt placerede søm, hvis de er for tætte ved frakturkanten eller hvis de går gennem fissurlinier. Ubegrænset patientaktivitet kan ligeledes resultere i iatrogene frakturer.

Bløddelsskader omfatter bl.a. nervebeskadigelse og her er n. radialis ved humerusfraktur og n. ischiadicus ved femurfraktur udsatte. Kendskab til regional anatomi, brug af bløddelskorridorer og boreguide begrænser risikoen for neurovaskulær beskadigelse.

Delayed union, malunion eller non-union ses som ved andre osteosyntesemetoder, men en undersøgelse viste at specielt comminute tibiafrakturer havde færre komplikationer ved brug af ESF end ved traditionelle knogleplader (16). Det er selvfølgelig under betingelse af at der vises skyldigt hensyn til knogle-”alignment” ved brug af ESF.

Beskrivelse af komponenter, instrumentation og teknik ved SK™ ESF systemet fra IMEX:

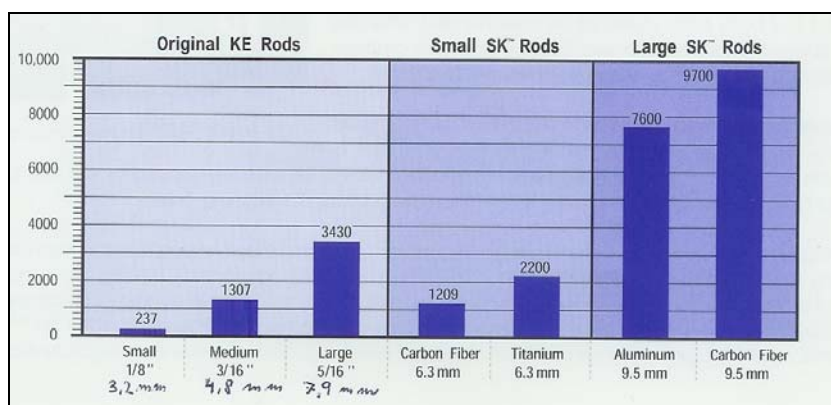
SK™ ESF systemet blev udviklet for at simplificere applikationen og den efterfølgende management i forhold til det gamle Kirschner-Ehmer (KE) system. KE systemets svaghed var dels relativ spinkle ”connecting rods”, som var ansvarlig for den store elasticitet i systemet (15) og dels fikseringsklemmerne, som var disponerede for deformation og løsning (22). KE-klemmerne kan kun monteres en størrelse fikserings søm, kan ikke forenes med søm, som har positiv gevindprofil og de kan ikke påføres en ramme der er etableret. SK ”single clamp” (~fikseringsklemme / SK-klemme) fra IMEX er den væsentligste komponent i det nye SK™ ESF system, som tackler denne problemstilling. SK-fikseringsklemmen findes i 3 størrelser (mini, small og large) og flere størrelser fikserings søm kan bruges til hver (tabel 1)(15,21).

Tabel 1: SK™ ESF-systemet: Forskellige størrelser klemmer, søm, forbindelsesstave og skruenøgler og deres indbyrdes sammenhænge (22).

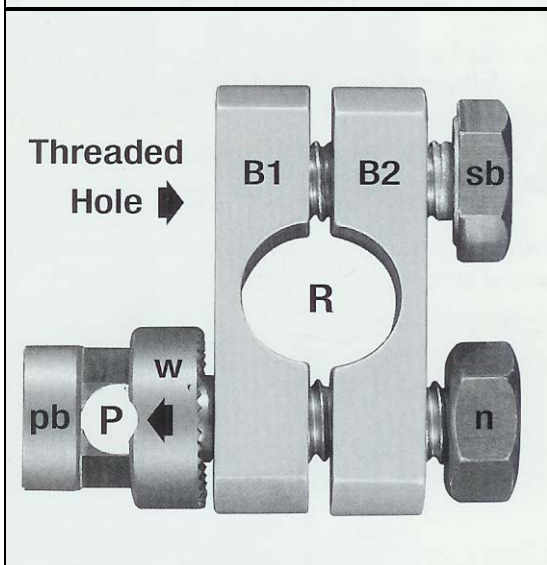
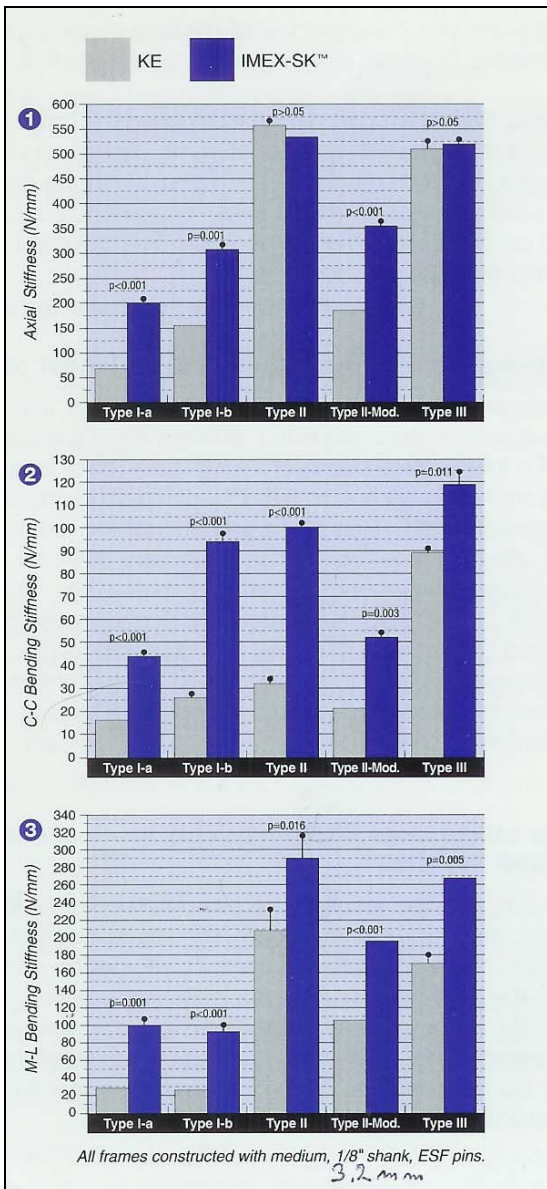
Clamp Size	Fixation Pin Shaft Diameter	Connecting Rod Diameter	Wrench / Bolt / Nut Size
Mini	0.9 mm –2.5 mm (0.035" to 3/32")	3.2 mm ^a	7 mm
Small	2.0 mm-4.0 mm (5/64" to 5/32")	6.3 mm ^b	8 mm
Large	3.0 mm-4.8 mm (~7/64" to 3/16") 9.5 mm ^c	9.5 mm ^c	10 mm

Superscript letters indicate types of rods available
^a stainless steel rods (small K-E rods)
^b carbon fibre composite rods and titanium rods
^c carbon fibre composite rods and aluminum rods

Herved kan der bruges større og stærkere forbindelsesstave til de samme søm i sammenligning med KE, hvorved konstruktionen bliver meget stærkere og det er den store forskel til KE systemet, som grundet sine svagheder var nød til at blive meget kompleks for at få den nødvendige styrke (15,23). Den komplekse rammekonfiguration (type II og type III), som kendetegnede KE-systemet, kan følgelig ofte reduceres til type Ia og type Ib ved det nye SK system, uden at det koster styrke i forhold til KE (fig. 8 og fig. 9) (15, 23). Dvs. færre "full-pins" (~gennemgående søm) og i stedet "half-pins" (~unilaterale søm), hvilket giver mindre bløddelsskade, mindre patient morbiditet og mindre postoperativ behandling (20). Hurtigere applikation og lettere rammekonstruktioner er væsentlige fordele. Brugen af "half-pins" sikrer en let og præcis centrering af sømmene i knoglen, hvorimod multiple "full-pins" ofte resulterer i uoptimal sømcentrering for at træffe fikseringsklemmen på den modsatte side af benet. Andre fordele ved fikseringsklemmerne er muligheden for direkte brug af søm med positivt gevind gennem den monterede SK-klemme og da klemmerne let kan påføres på et senere tidspunkt efter behov, giver det stor fleksibilitet ved rammekonstruktion og muliggør en gradvis nedbrydning i takt med knoglens genvundne styrke. Herved overføres en større del af de vægtbærende kræfter fra fiksatoren til knoglen, hvilket stimulerer helingen (22,23). En anden fordel ved SK-klemmerne er montering af en boreguide, som samtidig virker som en sigte, der sikrer en præcis forboring og beskytter bløddelene. Komponenterne i SK™ ESF systemet er ud over de nævnte fikseringsklemmer også "double clamps" (~dobbeltklemmer) til sammenkobling af forbindelsesstavene ved biplanære konstruktioner. Instrumentationen for at bruge systemet udgøres af 2 skruenøgler, boremaskine, bor, boreguide og sømskære.



Figur 8: Sammenligning af bøjningsstyrken på forskellige "connecting rods" (21). Sammenligningen er relativ på en 10.000 enheders skala.



Figur 9: Tv.: Sammenligning af kompressions- og bøjningsstivhed ved identiske rammekonfigurationer med forskellige "connecting rods": KE = 4,8mm rustfrit stål, IMEX-SK™ = 9,5mm kulfiber.

1) Aksial kompression, 2) Cranio-caudal bøjning, 3) Medio-lateral bøjning.

Th.: SK fikseringsklemme (SK™ single clamp) (21).

SK-klemmer består af 2 dele aluminiumskrop, en primær sømfikserende bolt med en spændeskive indeholdende en kærve og en møtrik samt en sekundær bolt (fig. 9). "Connecting rod" fikseres imellem aluminiumskroppene, når boltene strammes. Den sekundære bolt fanges i et gevind i B1 delen (se fig. 9).

SK-klemmens design muliggør brugen af forskellige størrelser søm med positivt gevind, hvor kurvaturen af spændeskivens kærve svarer til den mindste sømdiameter og boltens kanaldiameter svarer til den største, som kan fikseres. Denne kanal er samtidig stor nok til at rumme boreguide ved forboring og til direkte indføring af søm med positiv gevindprofil. Spændeskiven har en ru savtakket overflade ind mod klemmekroppen, der sikrer stabilitet i klemmen.

Ved opbygning af en ESF-konstruktion kan frakturreduktion og "alignment" let gå tabt, hvis vridningskræfterne i forbindelse med stramning af klemmerne ikke neutraliseres. Dette gøres ved samtidig brug af 2 skrueøgler.

Forbindelsesstavene består af rustfrit stål, titanium, kulfiber eller aluminium (tabel 1 side 9). Kun rustfrit stål kan kontureres. Titanium kan bøjes, men det er besværligt og anbefales ikke. En Dremel værktøjsmaskine er særdeles anvendelig til afkortning af forbindelsesstave og i øvrigt også fikseringssøm når disse er placeret. OBS: Undgå inhalation af kulfiberstøv (brug åndedrætsværn, fugtig klud eller gå ud). Klemmer og forbindelsesstave kan genbruges. Kulfiber er ikke røntgenfast og det er en stor fordel ved opbygning af konstruktionen og ved postoperativ overvågning af helingsforløbet. Kulfiber har en betydelig mindre vægtfylde end rustfrit stål (1,61 g/cm³ henholdsvis 7,85 g/cm³) og konstruktionens vægt bliver derfor mindre selv om stavene og klemmerne bliver kraftigere. Hertil kommer en mindre vægt ved simple konfigurationer. Vægtfylden for titanium er 4,51g/cm³ og for aluminium 2,70g/cm³.

Fikseringssøm fra Imex findes i mange forskellige skafte- og gevinddiametre. Tabel 1 viser kombinationsmulighederne med fikseringsklemmerne. Fikseringssøm kan have spongiosa gevindprofil eller cortical gevindprofil. Spongiosa gevindprofil kan bruges i metafyse, som har en tynd cortex og aldrig i hård diafyse eller humerale kondyler (21,22).

Adækvat stramning af SK-klemmer er en funktion af størrelsen (22). Sikkerhedsmargen til overstramning er stor (100-300%) i forhold til Imex` anbefalinger, som er 6 Nm for small og 7,3 Nm for large (22). Data for mini mangler.

De basale applikationstrin for SK™ ESF fremgår af følgende illustrationer:



2 fikseringssøm (her "full-pins") placeres i proksimale og distale metafyse. Fikseringsklemmer og forbindelsesstav påføres for at danne den mediale del af rammen. I dette tilfælde laves en type II konfiguration og proceduren gentages på lateralsiden. Frakturen manipuleres til "alignment" og klemmerne strammes.



En boreguide placeres i fikseringsklemmens sømhul (fig. 9 th.: P s. 10). Den kan bruges som målsøgningsapparat, hvis en ny ”full-pin” skal placeres. Boreguiden skal da flugte de 2 første ”full-pins” og der bores for med boremaskine (<300RPM).



Fikseringssøm indføres med boremaskine (<300RPM). Akkurat forboring sikrer, at sømnet vil ramme klemmen på den modsatte side af rammen. Klemmerne stammes forsigtigt på skift mellem boltene og der holdes kontra med den anden skrueøgle for ikke at lave vridninger, der bryder fraktur-”alignment”.



Det er let at tilføje eller fjerne klemmer fra en etableret ramme. Selvom fokus her har været etablering af en type II ramme, så gør SK fiksatorsens overlegne rammestyrke det muligt at bruge simple mere vævsvenlige type I konfigurationer uden at gå på kompromis med sikkerheden. Det giver mindre morbiditet og øger benets funktion og så er det lettere at applicere og giver oftere en bedre centrering af sømnet. Det er på mange måder indbegrebet af biologisk osteosyntese.

Cases:

Procedure:

Data omkring patient og fraktur blev optaget og fremgår af **tabel 2**. Det pågældende ben blev forberedt til aseptisk kirurgi. ”Hanging limb” teknik til opnåelse af distraktion og ”alignment” af fraktureret knogle blev anvendt. Applikationsproceduren fulgte den tidligere omtalte alignment blev sikret gennem ekstern palpation / manipulation og bekræftet radiologisk efter behov. Vinkler blev så vidt muligt korrigeret ved løsning af distale klemmer. Når fikserings-rammen var på plads og stabil blev bordet atter hævet. Ramme-typen og antal fikseringssøm blev noteret. Fikseringssøm blev reduceret med en Dremel værktøjsmaskine og en polstret Vet-flex forbindelse blev anlagt over

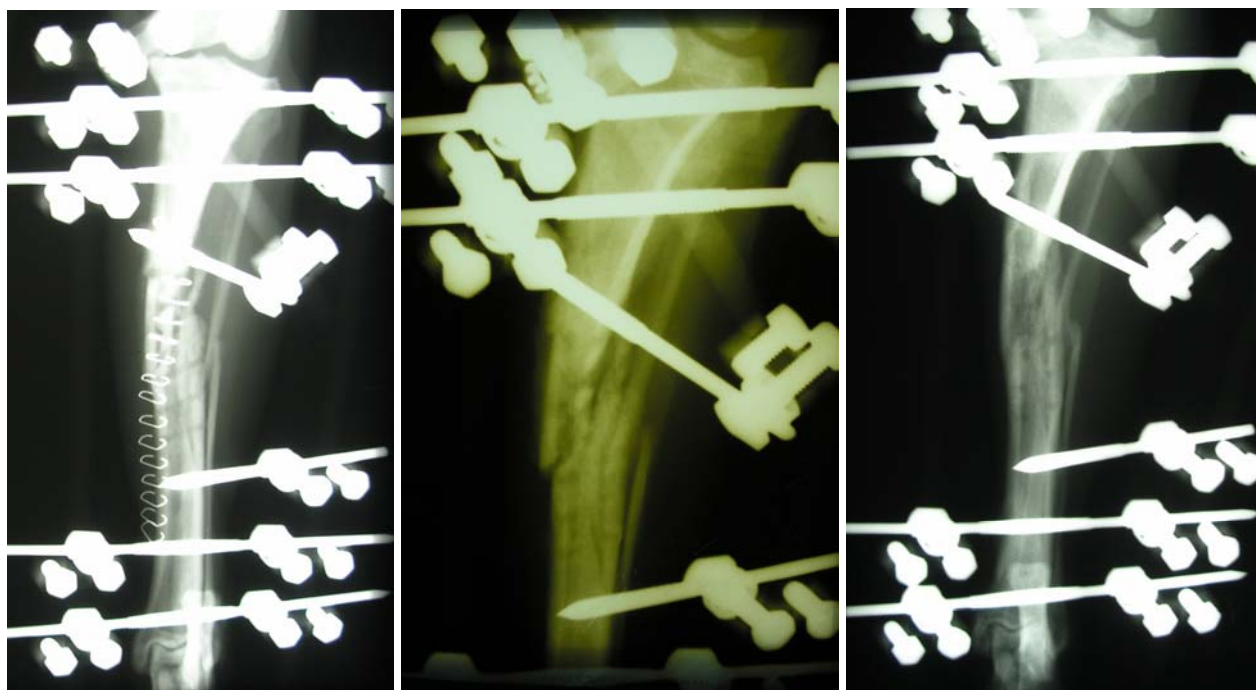
konstruktionen for at absorbere sårssaft og beskytte både patient og omgivelser mod stød. Postoperativ radiografi og opfølgende radiografi med 2 ugers mellemrum (case 1 dog 9 uger) for at følge udviklingen af callus indtil "bridging callus" og fjernelse af fiksator. Tidspunktet for hel eller delvis fjernelse af fikseringssøm blev noteret. Afsluttende radiografi 6-9 måneder senere blev udført for at vurdere det endelige resultat. Kliniske observationer postoperativt herunder komplikationer er noteret i tabellen. SK™ systemet størrelse small med 3,2mm pins blev brugt til alle patienterne i denne undersøgelse. Kulfiber "Connecting rods" med manglende røntgenfasthed blev ligeledes brugt konsekvent. Antibiose i 7 dage (12,5 mg Amoxicillin pr. kg bid) og antiinflammatorisk behandling i 3 dage (0,2 mg Meloxicam pr. kg qd) udover analgetisk behandling i 2 dage (0.5 mg Metadon bid). Desuden lidokain lokalt under operationen. Forbindingsskift efter behov og hyppigst i starten. Restriktiv motionering (købet i snor) indtil 2 uger efter fjernelse af fiksatoren. Klient compliance.

Case	Race	Køn ²	Alder i måneder	Vægt I kg	Fraktur side ³	Fraktur Type	Klassifikation (Alfanumerisk kode system) ⁵	Reduktions type	Pinns pr. fragment (Proximal antal x størrelse, Distal antal x størrelse i mm)	Pin type ⁴	Ramme type	Antal dage til "Bridging callus"	Flisering i dage	Komplikationer	Kommentar	Funktionsdygtighed (vurderet 6-10 mdr. efter fjernelse af ESF)
1	Border Collie	T	14	20	V	Multipl fratur (DCP-plade anlagt 19 dage tidligere)	42C	Åben (fjernelse af DCP-plade og placering af autogen graft)	3x3.2 3x3.2	FFH HFF	Type III	8T	81		Dag 16: akut springhalth s.f.a. bløddelstrykning fra proximal klemme => antihiose justering	100%
2	Korth. Hønsehund	H	3	9	V	Kilifraktur	42B	Lukket	2x3.2 2x3.2	HH HH	Type I	14	25		Dag 5: Begyndende halthed s.f.a. trykning fra begge Proximale klemmer => antihiose og justering	100%
3 ¹	Labrador / Schäfer / Border C.	H	8	25	H	Multipl fraktur (Radius: 22C (distal) Ulna: 22A) fracture a' deux e' tages: Proximal: skråfraktur, distal: multipel fraktur; Ulna: Skråfraktur)	Radius: 22A (proximal), 22C (distal) Ulna: 22A	Kun reduktion af radius: "Lukket"	2x3.2 3x3.2 3x3.2	FF FHF FHF	Type III	39 Heretter destablisering til Type 2 med i alt 4 pins i 3 segmenter: F / FF / F	46	Synostosis mellem radius og ulna		100%
3 ¹	Labrador / Schäfer / Border C.	H	8	25	V	Radius: Skråfraktur + fissurer Ulna: Tværfaktur	Radius: 22A Ulna: 22A	Kun reduktion af radius: Lukket	3x3.2 3x3.2	FFF FHF	Type III	39 Heretter destablisering til Type 2 med i alt 3 pins: FF / F	46	5° Valgus. Synostosis mellem radius og ulna	Dag 40: Tiltagende lethalt s.f.a. pin-trager reaktion ved proksimale pin => antihiose og fjernelse af ESF dag 46	100%

Tabel 2. 1: Case med bilateral fraktur. 2: T:Tæve, H:Høn. 3: V:Venstre, H:Højre 4: H=Half-pin, F=Full-pin 5: Humant system til de lange rørgnøgler tilpasset af AO Vet. Første ciffer beskriver knoglen (1=humerus, 2=radius/ulna, 3=femur, 4=tibia/fibula), andet ciffer beskriver stedet på knoglen (1=proximal, 2=skaf, 3=distal) og bogstavet beskriver typen (A=simpel fraktur, B=kile fraktur og C=multipl fraktur).

CASE 1

Border Collie, tæve, 14 måneder, lukket multipel fraktur af venstre tibia/fibula (42C i Alfnumerisk kodesystem fra AO-vet. Se ordlisten s. 34) efter kollaps af DCP-osteosyntese lavet 19 dage tidligere. Hunden havde indtil da vist pæn fremgang i støtte på benet, men relapsede under leg med fodbold. Hændelsen skyldes således manglende ejer-kompliance i kombination med tilsvarende suboptimal fiksering. Frakturen blev reduceret åbent, dels for at fjerne DCP-pladen, dels for at stimulere osteogenesen med autogen knoglemarv-graft fra modstående proksimale tibia. Type III rammekonfiguration blev valgt for at give stor styrke, anamnesen taget i betragtning. 2 full-pins og 1 half-pin pr. majorfragment. Hunden tog pænt støtte på benet lige efter operationen og havde et forventet post operativt forløb med tiltagende mobilitet indtil dag 16, hvor den blev akut springhalt. Årsagen var trykning af bløddele ved proksimale klemme sekundært til manglende justering i takt med benets tiltagende omfang. Tilpasning af konstruktionen, antibiose (Marbofloxacin 2mg pr. kg qd) i 7 dage og antiinflammatorisk behandling (Meloxicam 0,2mg pr. kg qd) i 4 dage gav en planmæssig udvikling med nærmest fuld funktion af benet frem mod røntgenundersøgelse på dag 81, som viste ”bridging callus”, hvorefter fiksatoren blev taget ud. Radiologisk ses let osteolyse og svage peri- og endostale reaktioner omkring proksimale pins. Der er tydelig tegn på fremskreden remodellering, hvorfor ”bridging callus” har været til stede i længere tid. Dette er også forenlig med klinikken.



Figur 10: Dag 0 Dag 16 Dag 81
Case 1: Border Collie, tæve, 14 mdr., multipel fraktur af tibia/fibula.

CASE 2

Korth. Hønsehund, han, 3 måneder, lukket kilefraktur af venstre tibia og skråfraktur af fibula med minimal dislokation (42B) efter fald på trappe. Lukket reduktion med type I ramme i form af 2 proksimale henholdsvis distale half-pins. Hvalpen var springhalt før operationen og næste dag var benet vægtbærende. Viste hurtigt fremskridt, men havde tiltagende halthed fra dag 5 på grund af begyndende trykning fra 2 proksimale klemmer. Justering af ramme samt Meloxicam som engangsbehandling. Gjorde store fremskridt og på dag 14 var der dannet ”bridging” callus, men for en sikkerheds skyld blev fiksatoren først fjernet 11 dage senere. Ingen efterfølgende bemærkninger.

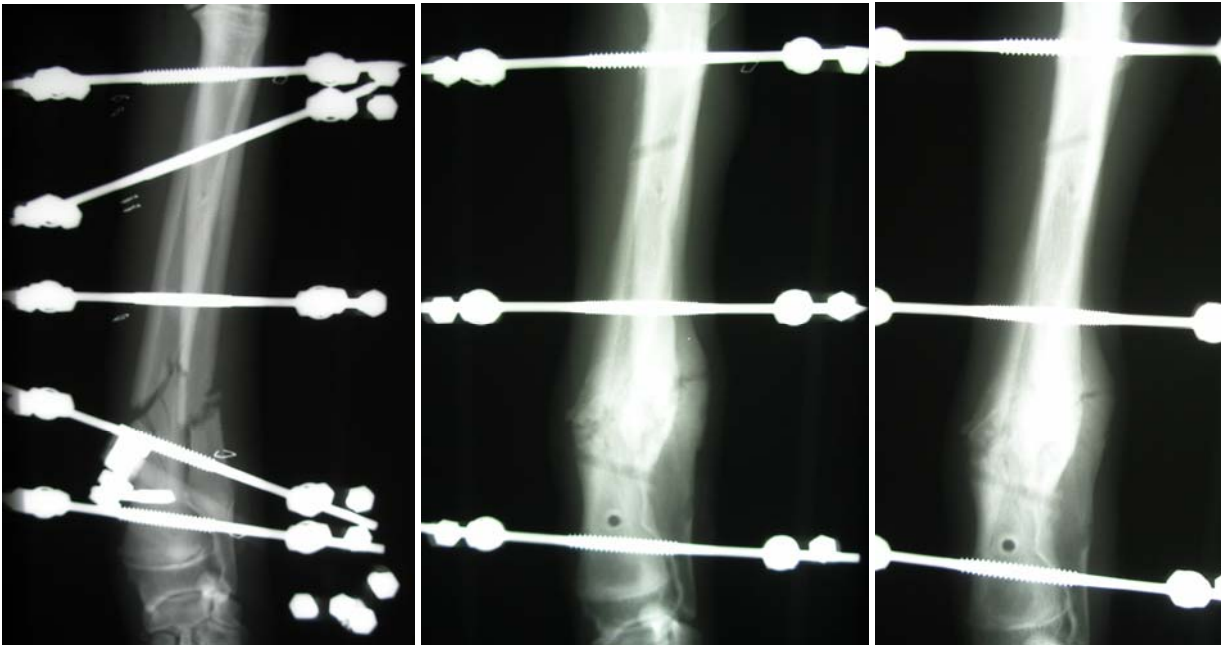
Radiologisk ses peri- og endostale reaktioner især ved proksimale pins.



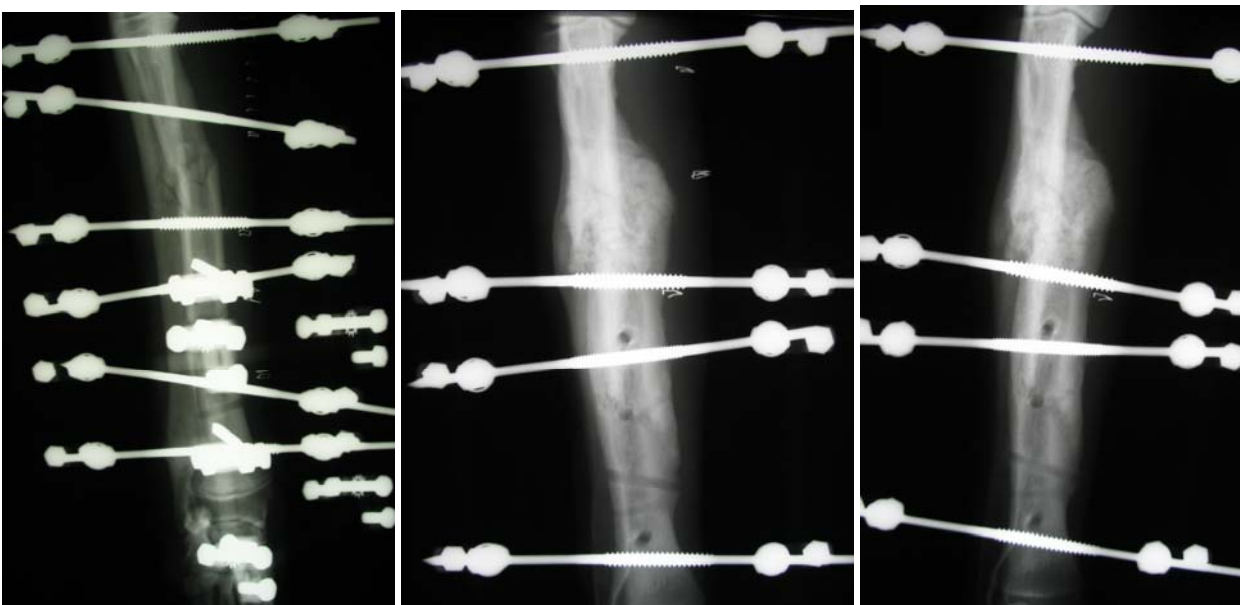
Figur 11: Dag 0 Dag 14 Dag 25
Case 2: Korth. Hønsehund, han, 3 mdr., kilefraktur af tibia og skråfraktur af fibula.

CASE 3

Labrador/Schæfer/Border Collie blanding, han, 8 måneder med lukket bilateral fraktur af radius og ulna efter trafikskade. Højre radius har "fracture à deux étages", med en proksimal skråfraktur (22A) og distal multipel fraktur (22C). Midterfragmentet er 5 cm. Ulna har skråfraktur (22A), som ikke fikseres, idet ulna ikke er vægtbærende. Den bilaterale situation betinger en initial rigid type III på begge ben med henblik på senere reduktion, når callus har dannet bio-"buttress". Højre radius får således 2 full-pins i hver af de 3 majorfragmenter og desuden en half-pin i midterste og distale fragment i det kraniale plan. Venstre radius har en skråfraktur med fissurer (22A), som tilsvarende fikseres med 3 proksimale og 2 distale full-pins samt 1 distal half-pin kranialt. Venstre ulna har en tværfraktur (22A). Radiologisk afsløres "bridging" callus på dag 39 og herefter reduceres til Type II ved fjernelse af halvdelen af pins på begge ben. Klinisk er hunden godt gående gennem forløbet, men får tiltagende "pin-tract" reaktioner fra proksimale pin på venstre ben med udflåd fra dag 40. Der behandles med Amoxicillin indtil fjernelse af fiksator dag 46. Herefter ingen anmærkninger. Radiologisk ses tydelig osteolyse samt peri- og endostale forandringer omkring venstre bens proksimale pin. Øvrige pins har sædvanlige osseøse fortætninger omkring "pin-bone interface". Det samme gælder højre ben, dog med mindre reaktion omkring proksimale pin end tilfældet var i venstre side. Det skal bemærkes, at hunden fik gastrointestinale symptomer med blodig opkastning og feber (39,2-39,6 °C) fra dag 5 til 7, hvor den blev ordineret faste og restriktiv fodring, antibiotikaskift til Marbofloxacin, samt væskebehandling med Ringer-klorid. Antibiotikabehandlingen fortsatte til dag 10. Ingen frakturrelaterede komplikationer i denne forbindelse.



Figur 12: Dag 0 Dag 39 Dag 46
Case 3: Labrador/Schæfer/Border Collie, han, 8 mdr.. Venstre forben: Radius har en skråfraktur med fissurer og ulna har en tværfraktur.



Figur 13: Dag 0 Dag 39 Dag 46
Case 3: Labrador/Schæfer/Border Collie, han, 8 mdr.. Højre forben: Dobbelt fraktur af radius med 5 cm midterfragment. Proximal skråfraktur og distal multipel fraktur. Ulna har en skråfraktur.

LCP og NCP

2 nye biologiske implantatsystemer med samme vinkelstabile princip

LCP (Locking Compression Plate) og NCP (Non Contact Plate) udgør starten på en ny epoke indenfor knoglekirurgien, hvor fokus ændres fra en overvejende mekanisk tankegang til en biologisk. De er som princip væsentlig forskellig fra DCP (Dynamic Compression Plate), hvor man

via kompression forsøger at genskabe knoglernes oprindelige anatomiske form. Det centrale i det nye princip er, at skruehovederne låses i pladerne via et gensidigt gevind ("Locking Head Screw"). Skruehovederne og pladehullerne har en konisk udformning, hvorved der skabes en maksimal kontakt, som sikrer en vinkelstabil konstruktion. Det biologiske princip kan herefter opstå, når skrueerne låses i pladen uden at denne komprimeres mod den underliggende frakturerede knogle, hvorved periost med bløddele bevares og knoglens vaskularisering tilgodeses til fremme for callusdannelse og hurtig knogleheling (24). LCP og NCP antager en "bridging plate" - funktion, hvor kraftoverførslen (primært) finder sted udenom frakturzonen via konstruktionen (distal knogle – skrue – plade – skrue – proksimal knogle), som får en fleksibel fremtoning med mikrobevægelser, hvilket yderligere understøtter den biologiske heling, idet callusproduktionen stimuleres. Som princip kan LCP og NCP opfattes som en "intern ekstern fiksator", hvor skrueerne er "pins" og pladen er "connecting rod". Ud fra tidligere biomekaniske og fysiske betragtninger er det klart, at der ligger et stort potentiale i disse konstruktioners styrke, og stabilitet blot ud fra deres tætte korrelation til knoglen. Parallelt til SK-systemet, hvor den øgede rigiditet omsættes til mere simple og dermed "biologiske" og brugervenlige konfigurationer, kan det vinkelstabile system simplificeres i relation til tilsvarende DCP-konstruktioner eller kombinationer af disse.

LCP blev markedsført af AO/ASIF i 2000 på humansiden, men først i 2003 begyndte der at komme publikationer omkring produktudvikling, biomekaniske test, generelle principper for klinisk brug, retningslinier for klinisk brug og de første kliniske resultater blev fremlagt (25-30). Alt sammen indenfor humanområdet. Veterinært findes ingen publikationer ud over en kort omtale i det norske veterinærtidsskrift i 2004 af Morten Devor og Peder J. Haaland, som bekendtgør, at de har brugt LCP-systemet på Norges veterinærhøjskole med stor tilfredshed (31). Peder J. Haaland påtænker at komme med en samlet publikation omkring LCP og de ca. 50 patienter, som har været udsat for metoden (32). Det vil han gøre i forbindelse med sin igangværende diplomate-udannelse. LCP blev præcenteret på et "advance AO small animal course" i Davos 2004, men uden nogen større fremlæggelse af patientmateriale som dokumentation for anvisninger. I stedet blev vist cases som udtryk for det vinkelstabile systems nylige udfangelse i den veterinære verden.

NCP er udviklet af professor Leo Brunnberg fra det frie universitet i Berlin i 1998. Han var tidligere relateret til AO, som på daværende tidspunkt ikke så en fremtid i det vinkelstabile system, som Leo Brunnberg præsenterede det (9). Det førte til et brud med AO og i stedet lavede Leo Brunnberg en produktudvikling med Königsee Implantate og NCP blev således patenteret i 1998 (9). I forlængelse heraf skete der en produktudvikling på humansiden og i 1999 blev det vinkelstabile system fra Königsee Implantate for første gang brugt humant. Leo Brunnberg var således den første der præsenterede det vinkelstabile system som en intern fiksator (9). Der har siden været en enorm udvikling på humansiden og det især indenfor LCP i AO/ASIF regi med mange special-implantater til specifikke knogler og frakturtyper til følge. Publikationerne fremkommer massivt fra 2003 omkring LCP. Leo Brunnberg præsenterede NCP-systemet i 1998 i en publikation, som omfatter 11 patienter. Publikationer vedrørende NCP er siden sparsomme. I januar 2005 har Leo Brunnberg en præsentation på NAVC, hvor der er 80 patienter inddraget. Ved et besøg på det frie universitet i september 2005 anslår Leo Brunnberg patientmaterialet til 250 efter den nye metode og repræsenterer dermed med stor sandsynlighed den største erfaring indenfor vinkelstabil knoglekirurgi på veterinærsiden.

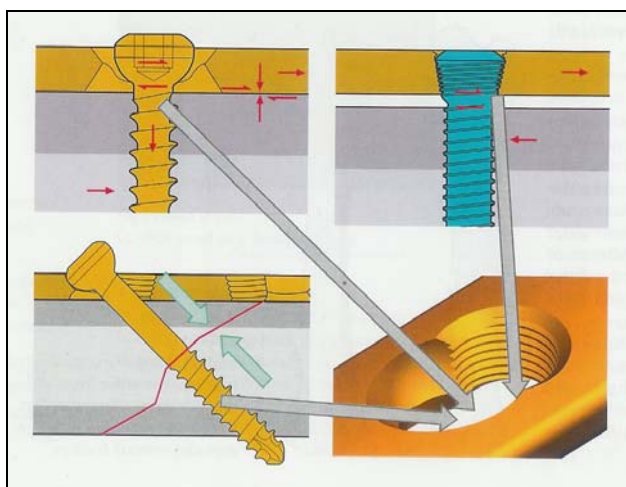
LCP og NCP har forskellig design og til dels også forskellig funktion, idet LCP ud over det vinkelstabile system har bevaret de gamle DCP-huller med mulighed for kompression. Da LCP samtidig er langt bedre belyst vil systemet først blive gennemgået, idet flere forhold direkte kan

ekstrapoleres til NCP-systemet. Det skal blot pointeres, at alle publikationer vedrørende LCP er på baggrund af humane undersøgelser. Ortopædkirurg Michael Væsel, Aarhus kommunehospital, har velvilligt stillet sin viden og praktiske erfaring med vinkelstabil osteosyntese til rådighed. Morten Devor fra Norges veterinærhøjskole er blevet kontaktet og dennes erfaringer fra praktisk anvendelse af LCP på hund vil blive fremført. Efterfølgende vil NCP-systemet blive gennemgået på baggrund af Leo Brunnbergs et al. introduktionsartikel fra 1998, hans præsentation på NAVC 2005 (som han efterfølgende har stillet til rådighed) samt oplysninger fra et personligt møde på det frie universitet i Berlin 2005 med opfølgende telefoniske kontakter.

Endelig vil egne cases med vinkelstabil osteosyntese blive beskrevet.

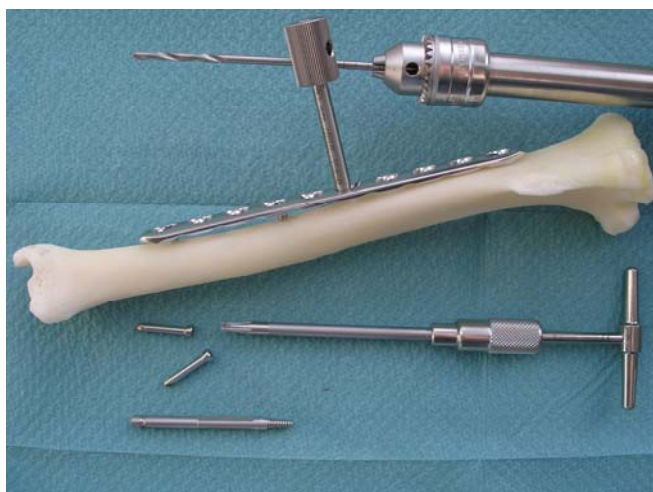
LCP:

Innovationen ved **LCP** er kombinationshullerne, som både kan bruges til konventionelle DCP-skruer og til de nye låseskruer, som har et konisk hoved med gevind (fig. 14). Låseskruerne findes i 2 udgaver. En selvskærende skrue til mono- eller bicortical anvendelse og en selvboende og selvskærende skrue, som kun må bruges monocorticalt. Bicortical anvendelse anbefales i metafysen medens den kraftige cortex i diafysen betinger en monocortical placering med mindre patienten er osteoporotisk. Kombinationshullerne består af to dele: den ene del har design som en standard DCP/LC-DCP glide/kompressions hul, som tillader en konventionel skrue med aksial kompression eller en vinklet lagskrue med kompression (fig. 14). Den anden del er konisk og med gevind svarende til låseskruen, hvorved det vinkelstabile princip skabes når skruen låses. LCP pladen kan således bruges som en almindelig kompressionsplade til rigid fiksering med henblik på primær knogleheling og som en låseskinne, der ikke har en egentlig pladefunktion, men snarere virker som en intern fiksator ("bridging plate"), der sigter på en sekundær (biologisk) knogleheling. Det er kun den sidste funktion, evt. i kombination med enkelte kompressionsskruer, der har interesse i denne sammenhæng (biologisk osteosyntese). Låseskinnen har ikke behov for intim kontakt med den underliggende knogle, hvilket gør en præcis konturering af pladen mindre afgørende. Således undgås kompression af periost og blodforsyningen bevares, hvorved knogleresorptionen reduceres og helingen fremmes (33,34). Låseskinner har større stabilitet end standard plader uden låseskruer og det gælder specielt når der kun er to skruer i hvert fragment (33,34,35). Torsionskræfterne neutraliseres grundet interlocking mellem skrue og plade (35). Det udvider indikationsområderne til lednære frakturer. LCP findes i 1,5 - 2,0 - 2,4 - 2,7 - 3,5 og 4,5/5,0 mm og er lavet af rustfrit stål eller titanium.



Figur 14: LCP kombinationshul til låseskrue og standard skrue inklusiv lagskrue (33).

Det kræver specielt **instrumentarium og teknik** at påføre LCP, NCP og andre vinkelstabile systemer (fig. 15). Indledningsvis vælges en plade af passende længde og den kontureres til knoglen, hvis det skønnes nødvendig, idet den har ”bridging” funktion. Pladen må ikke bøjes i skruehullerne, idet gevindet da ødelægges og låseskruerne kan følgelig ikke fastgøres. Er der risiko for dette kan hullerne udfyldes med specielle bøjeskruer før bøjning. Det centrale ved påføring af vinkelstabile implantater på knoglen er låseskruen, som skal indsættes vinkelret på pladen og centreret i hullet. En speciel boreguide skrues i hullet og sikrer herefter en præcis forboring, ligesom den monteret på pladen virker som et håndtag, der giver bedre greb for kirurgen og dermed mulighed for at manipulere og fiksere pladen i relation til knoglen (fig. 15). Skruens længde bestemmes med dybdemåler med mindre der bruges monocortical skrue og man er sikker på at den ender intramedullært. For at undgå overstramning og dermed koldsvejsning er udviklet en momentnøgle. Den er dyr, alternativt kan anskaffes en ekstraktionsskrue med links gevind, hvis uheldet er ude og skruen skal ud. Udfræsning af skruehoved med HSS-bor er også en mulighed. Rustfrit stål har ikke tendens til koldsvejsning modsat titanium. Det er vigtigt at knoglen har ”alignment” inden påføringen, idet skruernes retning er givet med mindre standard hullerne i LCP-pladen anvendes, men de er ikke beregnet til ”bridging plate” teknik og samtidig blandes 2 vidt forskellige principper jf. ”strain”-teorien for frakturspalter (s. 5), hvor man enten tilstræber absolut stabilitet dvs. kompressions-plade eller sigter efter fleksibel fiksering (34). En sådan sammenblanding af principper er derfor ikke målsætningen, men kan blive nødvendig for at få knogleforankring, hvis ”alignment” svigter.



Figur 15: Tv: Basal LCP-udstyr: Bor, boreguide, plade, skruetrækker, låseskruer og ekstraktionsskrue.
Th: NCP udstyr: Bor, skruetrækker, plader, skruer, boreguider og skruepincet.

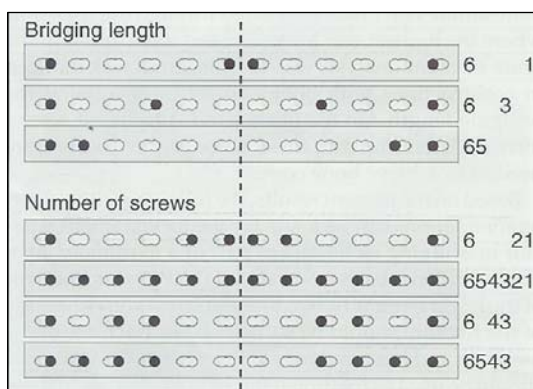
I det følgende kommer nogle humane anvisninger, som de fremgår af artikelstrømmen fra 2003 (25-30) og det skal blot erindres at forholdene ikke uden videre kan overføres på dyr. De lange rørknoglers længde og en udbredt tendens til osteoporose humant er således væsentlige forskelle. Tilsvarende er armene hos mennesker ikke vægtbærende og supination og pronation er fremherskende bevægelsesmønstre, hvilket ændrer kraftpåvirkningen over mod tension og torsion modsat dyrenes kompression.

Biomekaniske undersøgelser af 12 hulls 4,5 mm titanium LCP-plade anvendt på kunstknogler (Epoxy cylindre med polyurethan-skum) og med monocortical låseskruer blev udført for at se, hvilke faktorer, der påvirker stabiliteten under kompression og torsion (27): Aksial stivhed og

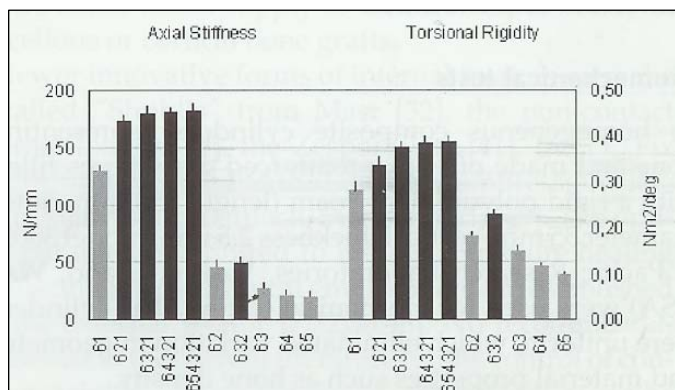
torsions rigiditet var især påvirket af ”arbejdslængden” dvs. afstanden fra første skrue til frakturstedet. Ved at springe et skrue hul over på hver side af frakturen, blev konstruktionen nærmest dobbelt så fleksibel i både kompression og torsion (fig.16 og fig.17). Antallet af skruer påvirker også stabiliteten signifikant indtil 3 for så vidt angår aksial stivhed og indtil 4 for torsions rigiditetens vedkommende. Herefter stiger den ubetydeligt (fig.17). Placering af en tredje skrue i hvert fragment påvirker den aksiale stivhed signifikant, men ikke torsions rigiditeten (signifikant) (fig.18). Den aksiale stivhed ved kompression stiger jo nærmere en tillægsskrue placeres ved frakturstedet (fig.18). Torsion rigiditeten er derimod kun bestemt af antallet af skruer (fig.17 og fig.18). En anden faktor, der påvirker konstruktions stabiliteten er afstanden fra knogle til plade, idet øget afstand nedsætter stabiliteten (fig.19). Endelig vil en kortere plade med et tilsvarende antal skruer reducere aksial stivhed, men ikke torsions rigiditeten (fig.19).

Dynamisk belastningstest til belysning af metaltræthed viste, at hvis der ikke var knoglekontakt, svarende til en multipel fraktur, så opstod konstruktionsfejl (metaltræthed) ved en forøgelse af arbejdslængden ved en lavere belastning (færre cykler). Hvis der var knoglekontakt, svarende til simpel fraktur, var det ikke muligt at fremkalde implantatfejl i forsøget. Pladefejlen opstod altid gennem DCP-delen af hullet, hvor den største von Mises stress var fundet (fig.21). Denne stresskoncentration er en følge af pladens lille tværsnit her. Der var ingen skruebrud eller løsning. Fig.21 og fig.22 viser den maksimale von Mises stress i pladen henholdsvis skrue ved forskellige ”bridging” længder. Disse stresskoncentrationer blev fundet i de inderste skruer og i de inderste huller med skrue (DCP-delen). Ved knoglekontakt blev stresset reduceret ved øget ”bridging” længde såvel for plade som for skruer, fordi knoglekontakten øges under belastning. Derimod øges stresset i pladen, hvis der ikke var knoglekontakt, men ikke i skruerne.

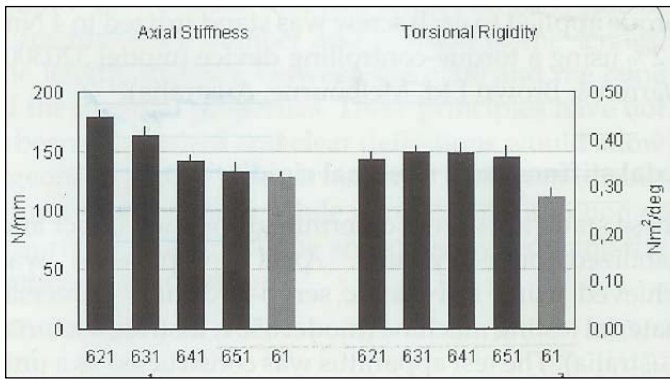
Undersøgelsen viste desuden at mere end 2 skruer pr. fragment øgede pladens stress ved små frakturspalter og små ”bridging” længder (fig.23)(27,29). Modsat større frakturspalter, hvor en ekstra skrue tæt på spalten var i stand til at reducere stresset på den inderste skrue (27).



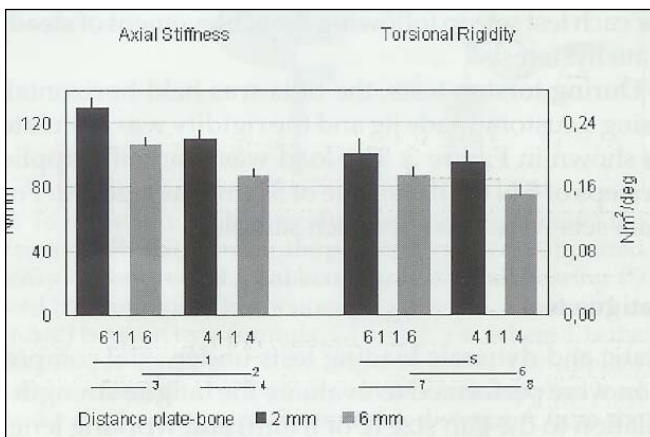
Figur 16: Skematisk fremstilling af ”bridging” længde og antal skruer vist for en 12 hulls LCP-plade (27).



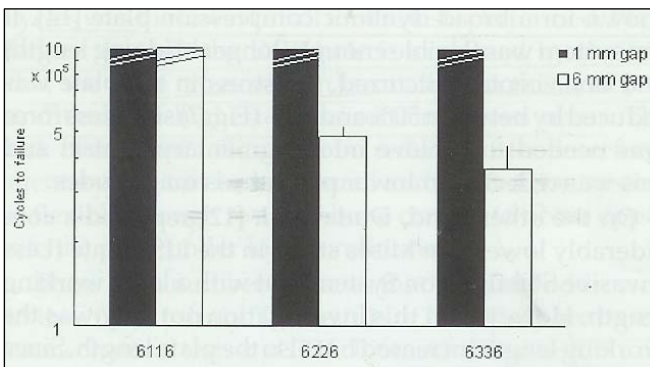
Figur 17: Gennemsnitlig aksial stivhed og torsions rigiditet som funktion af ”bridging” længde og antal skruer. 12 hulls titanium LCP-plade, 2mm fra knoglen (27).



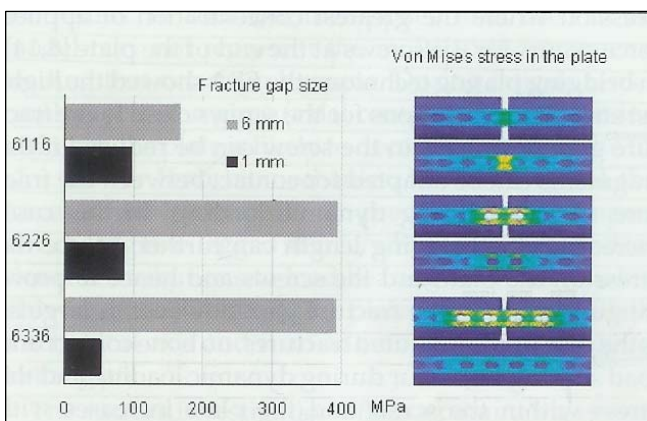
Figur 18: Gennemsnitlig aksial stivhed og torsions rigiditet som funktion af skrueposition. 12 hulls titanium LCP-plade, 2mm fra knoglen (27).



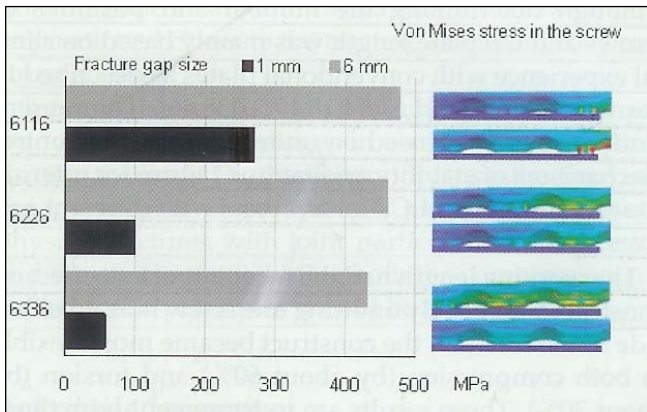
Figur 19: Gennemsnitlig aksial stivhed og torsions rigiditet som funktion af pladelængde og afstanden mellem plade og knogle (27).



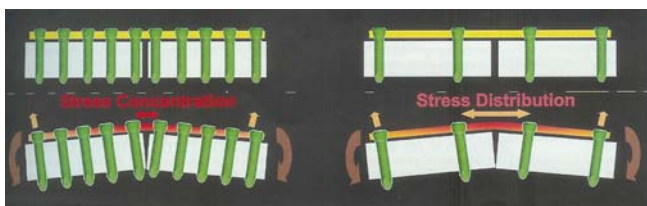
Figur 20: Gennemsnitligt antal cykler til konstruktionsfejl som funktion af "bridging" længde og den interfragmentære åbnings størrelse (27).



Figur 21: Gennemsnitlig maksimal von Mises stress i pladen som funktion af "bridging" længde og interfragmentære åbnings størrelse (27).



Figur 22: Gennemsnitlig maksimal von Mises stress i skruen som en funktion af ”bridging” længde og den interfragmentære åbnings størrelse (27).



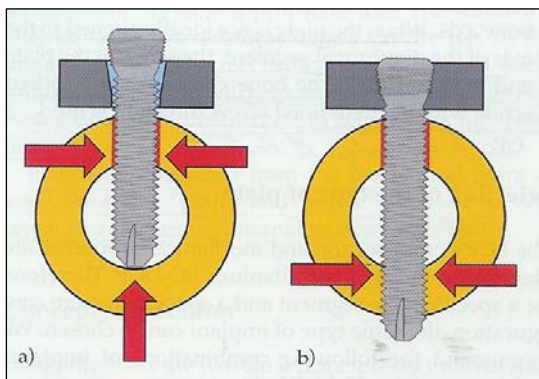
Figur23: Skematisk demonstration af stress koncentrationen med risiko for implantatfejl, hvis skruerne er placeret for tæt på frakturstedet. Bedre stressfordeling ved færre skruer og større afstand mellem skruerne tættest på frakturen (29).

På grundlag af disse biomekaniske undersøgelser opstilles følgende **kliniske anbefalinger** (27): 2 eller 3 skruer pr. fragment på benene. På armene 3 eller 4 skruer pr. fragment eftersom rotationskræfterne dominerer i disse knogler. Ved simple frakturer med lille frakturspalte bør 1 eller 2 huller stå åbne på hver side af frakturen for at fremme callusdannelsen (reducerer stress-påvirkningen i frakturspalten, på pladen og skruerne). Ved stor frakturspalte (multipel fraktur) anbefales placering af de inderste skruer så tæt på frakturen som muligt. Endvidere bør afstanden mellem plade og knogle begrænses og lange plader skal bruges for at skaffe sufficient aksial stivhed (27). Det skal her bemærkes at man human, trods lange plader, bevarer det biologiske princip og knoglens vitalitet ved brug af MIPO-teknik (Minimal Invasiv Perkutan Osteosyntese), som omfatter en indirekte lukket reduktion uden eksponering af frakturstedet og en subkutan / submuskulær indføring af LCP-pladen gennem et lille indsnit distalt (28).

En artikel fremstår som **manual for klinisk applikation** af LCP og berører emnet fra andre vinkler (30): Selvborende skruer bruges især monocorticalt i diafyren. De ødelægger ikke gevindet i den nære cortex, hvis de penetrer den modsatte cortex. Det gør selvskærende skruer derimod, hvis spidsen rører den fjerne cortex inden skruehovedet låses i pladen. Skulle dette ske bruges en bicortical selvskærende skrue, som får fat i den fjerne cortex (fig.24). Man skal være opmærksom på selvboende bicortical skruers udstikningslængde, hvis der er risiko for neurovaskulær skade (fig.25). Ved osteoporose er cortex tynd og ”arbejds længden” på monocortical skruer er tilsvarende lille, hvilket giver en ringe forankring, selv for en låseskrue (fig.26). Det kan resultere i løsning af skruerne (screw-bone interface) og fiksatoren vil blive ustabil. Problemet er især kendt fra knogler, som belastes med torsionskræfter (ex. humerus). Osteoporotiske knogler skal derfor altid have bicortical selvskærende skruer for at øge skruernes ”arbejds længde” (fig.27). (De samme betragtninger kan veterinært lægges til grund for metafysen med tynd cortex, som følgelig bør have bicortical skruer). Vinkelstabile systemer har en svaghed i den manglende kirurgiske føling med knoglekvaliteten og skruens adfærd i knoglen som følge af skruehovedets fiksering i pladehullet. Det kan have betydning ved ”malalignment”, hvor pladen får en excentrisk placering på knoglen, idet korte skruer ikke forankres i knoglen, selvom den kirurgiske fornemmelse er god ved

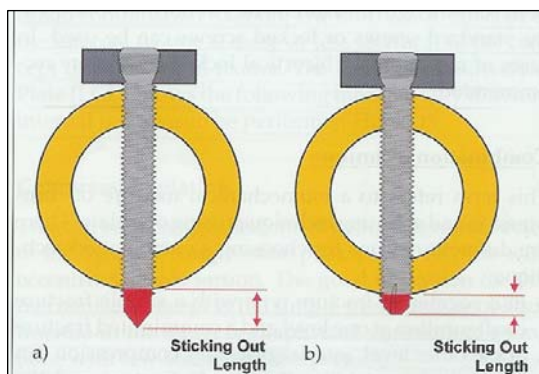
stramningen (fig.28). Teknisk løses problemet ved enten at indsætte en lang selvskærende skrue eller bruge en vinklet standard skrue (fig.29). Forebyggende kan selvboende skruer undgås, idet en boreguide sikrer en præcis centrering i knoglen og kirurgen har løbende føling med cortex. Med indføring af MIPO-teknikken kan pladelængden øges uden en tilsvarende bløddelsbeskadigelse. Fra et mekanisk synspunkt kan plade- og skruebelastningen således begrænses for at undgå metaltræthed som følge af cyklisk belastning. Den ideelle længde på en intern fiksator kan bestemmes ved hjælp af 2 værdier nemlig plade-spændevidde-ratio og plade-skrue-densitet. Plade-spændevidde-ratio er forholdet mellem pladelængden og frakturlængden og den er empirisk sat til højere end 2 til 3 ved comminute fraktur og højere end 8 til 10 for simpel fraktur. Plade-skrue-densiteten er forholdet mellem antal placerede skruer og antal skruehuller i pladen. Empirisk anbefales den under 0,5 til 0,4 (fig.30). Det er vigtigt at indsætte få skruer, men med en stor vægtstangsvirkning (afstand) for at begrænse skruebelastningen. 2 monocorticale skruer pr. fragment er mekanisk set det mindste, der kan holde en konstruktion stabil, men det kræver god knoglekvalitet og korrekt placering af skruerne. Hvis blot én skrue knækker eller løsnes som følge af knogleresorption ved "screw-bone interface" vil konstruktionen fejle. 2 bicorticale skruer vil stabilisere "screw-bone interface", yderligere. Ved tvivl om kvaliteten anbefales 3 skruer pr. fragment. Disse anbefalinger kan ved nogle frakturer i metafysen være svære at efterkomme af anatomiske grunde med standard vinkelstabile plader og udvikling af bredere metafyseplader er en naturlig udvikling for at sikre sufficient forankring af implantatet på hovedfragmenterne (30).

Pladelængde og skrueplacering på pladen har stor betydning for det interfragmentære vævs belastning. Bøjning over et længere segment fordeler belastningen, hvilket forebygger metaltræthed i pladen og sikrer en fleksibel fiksering, der inducerer callusdannelse. En lav vævsbelastning er forudsætningen for en sikker differentiering af granulationsvæv til callus (30).

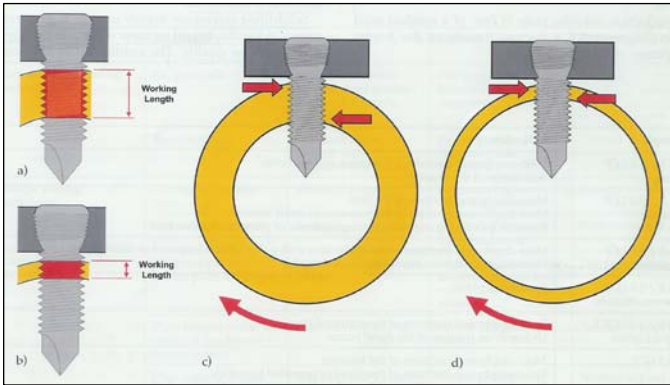


Figur 24: a) For lang monocortical selvskærende skrue ødelægger knoglegevind i den nære cortex.

b) Situationen løses med bicortical selvskærende skrue, der få forankring i den fjerne cortex (30).

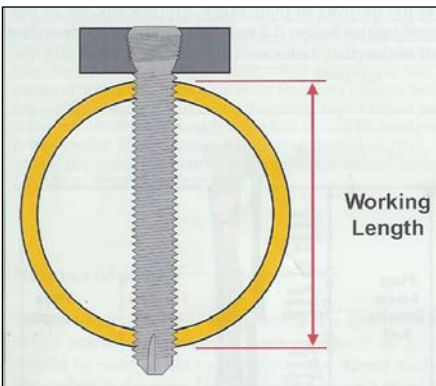


Figur 25: a) Selvboende bicortical skrues udstikningslængde. b) Tilsvarende for selvskærende skrue. Har betydning ved risiko for neurovaskulær skade (30).

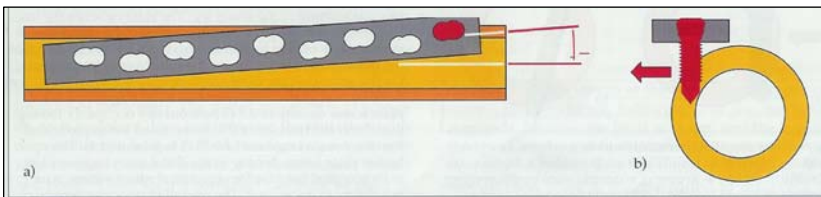


Figur 26: Betydning af cortical tykkelse for monocortical skrues "arbejds længde". a) normal knogle, b) osteoporotisk knogle.

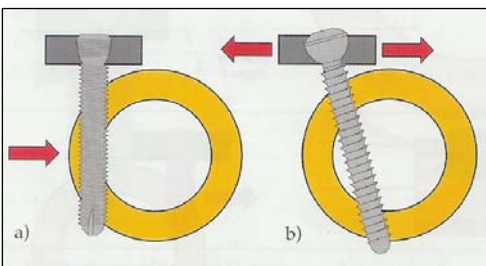
Betydningen er størst ved torsion. c) Sufficent "arbejds længde". d) "Arbejds længden" er for kort og knoglegevindet vil give efter (30).



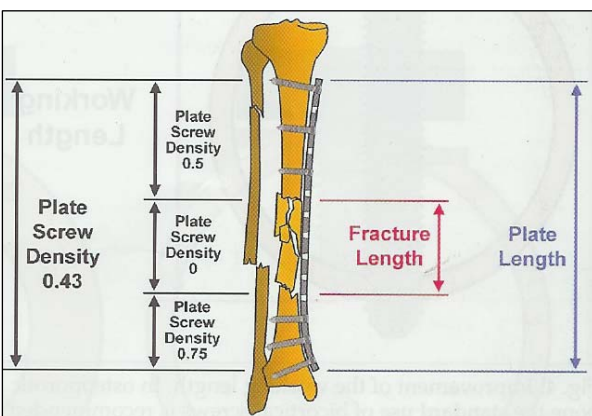
Figur 27: Skruens "arbejds længde" kan øges betragtelig i osteoporotisk knogle ved at bruge bicortical skruer. Længere "arbejds længde" fører til meget højere torsionsresistens (30).



Figur 28: a) "Malalignment" og excentrisk placeret plade. b) I den fjerne ende af pladen vil en monocortical skruer ikke kunne forankres i knoglen (30).



Figur 29: Skruerinsertion i excentrisk plade. Problemet løses med enten a) en lang bicortical skruer eller b) en vinklet standard skruer (30).



Figur 30: Plade-spændevide-ratio er forholdet mellem pladelængden og frakturlængden (ca. 3 her). Plade-skrue-densiteten er forholdet mellem antal placerede skrue og antal skruehuller i pladen (0,43 her). Plade-skrue-densiteten er angivet for 3 segmenter: proksimal 0,5 (3 af 6 huller brugt), fraktursegmentet 0 (0 af 4) og distalt 0,75 (3 af 4). Plade-skrue-densitet over 0,5 kan være nødvendig af anatomiske grunde (30).

I en **prospektiv multicentrisk undersøgelse** blev LCP anvendt på 144 mennesker (m:67, k:77, gennemsnits alder: 51,4 år) med 169 frakturer (29): af disse var 57 tibia, 45 humerus, 19 radius og 18 femur frakturer. Klinisk og radiologisk opfølgende undersøgelse efter 1 år blev udført på 127 patienter med 151 frakturer (88%). 130 frakturer (86%) helede uden anmærkninger. Ved 19 patienter forekom 27 ikke forventede komplikationer, og af disse blev 13 patienter med 18 komplikationer reopereret. En efterfølgende ekspertanalyse viste at mekaniske komplikationer alene stammede fra applikationstekniske fejl i form af ukorrekt fikseringsteknik og ukorrekt implantat valg. Rene implantatrelaterede komplikationer blev ikke observeret. Undersøgelsen konkluderede at LCP-systemet kan anses for ”teknisk modent” og et godt kendskab til biomekanikken er essentiel ligesom en præcis præoperativ planlægning (29).

Kommentar/Diskussion vedrørende LCP:

Ortopædkirurg **Michael Væsel** (MV), Aarhus kommunehospital har følgende kommentarer til brug af LCP (10):

1. Humant bruges især specialskinner til specifikke frakturer.
2. MV bruger personligt altid bicorticale skruer. Ikke kun til osteoporotiske patienter, men også til unge mænd med kraftig cortex.
3. For mange skruer i pladen kan ende i pladebrud. Derfor altid lav plade-skrue-densitet.
4. LCP kan ”skride” en lille smule, men MV fornemmer at modstanden i konstruktionen stiger ved vriddet og stabiliserer sig følgelig til heling modsat DCP, som tilsvarende vil gå løst.
5. Fjerner kun implantatet på helt unge mennesker eller ved gener fra implantatet.

Morten Devor (MD) og **Peder J. Haaland** (PJH) har tilsammen lavet omkring 50 osteosynteser på hunde med LCP-systemet på Norges veterinærhøjskole og Djursjukhuset Strømsholm, Sverige. MD og PJH har følgende kommentarer (6,32):

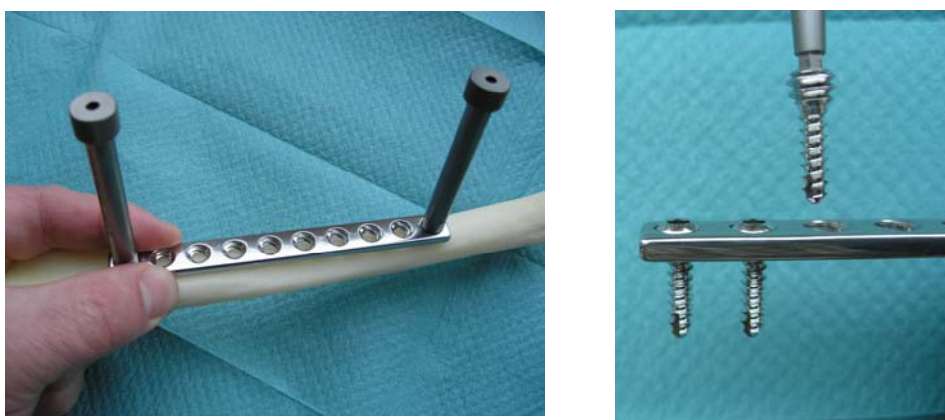
1. De ca. 50 osteosynteser har resulteret i to pladebrud, en bøjet plade, et skruebrud og en løsnet skrue. Komplikationerne vurderes til at skyldes applikationstekniske fejl på nær skruebruddet, som han ikke kan forklare. Pladebrud og bøjet plade havde en plade-skrue-densitet på 1,0.
2. Hvis muligt bruges altid bicorticale skruer. Afhængig af hundens størrelse, frakturs placering og type mm., vælges et antal skruer. De fleste frakturer har 2 proximale og 2 distale skruer og altid mindst 4 cortex pr. fragment. Det tilstræbes ikke at bruge alle skruehuller.
3. Laver en grov konturering af pladen ud fra kontralaterale bens røntgenbillede. Ingen tendens til bøjning i de vinkelstabile huller ved konturering grundet LCP-pladens anatomi med en LC-DCP underside. Bøjningen finder således primært sted mellem kombinationshullerne.
4. En ulempe ved en standard LCP-plade er en relativ stor afstand fra plade enden til første vinkelstabile hul, hvilket kan være problemfyldt ved lednære frakturer. Desuden en relativ stor afstand hullerne imellem, hvilket kræver fragmentplads.
5. Bruger aldrig standardskruer i kombinationshullerne til at opbygge ”bridging plate”-funktionen på hovedfragmenterne, men har brugt standardskruer til at trække løse fragmenter ind i frakturzonen.
6. Har indtil nu gode erfaringer med LCP på antebrachium på toy-breeds (3 stk.), som har et kendt problem med delayed- eller non-union ved standard DCP grundet insufficient vaskularisering.
7. Finder LCP specielt velegnet til comminute frakturer, hvor reponering og fiksering er gjort enklere og rekonvalescensperioden meget kortere (31)

8. Forsøger at bruge MIPO-teknik med hud incision i hver ende af den frakturerede knogle og blind indføring af pladen eller "Open but don't touch" - teknik for at bevare bløddede og vaskularisering bedst muligt (31).
9. Implantaterne bliver kun fjernet, hvis dyret er generet.

NCP:

Allerede i 1998 kom Leo Brunberg et al.' introduktionsartikel omkring det netop udviklede og patenterede vinkelstabile NCP-system (24). Den omhandler 11 patienter. I 2005 har Leo Brunberg en præsentation på NAVC på basis af nu 80 patienter uden de store ændringer eller tilføjelser (7). NCP er lavet af rustfrit stål og findes i 2,0 – 3,5 og 4,5mm. Hullerne er simple og der er gevind i hullerne og på skruehovedet, men gevindhøjden er den samme på hele skruen modsat LCP, der har dobbeltgevind på hovedet. Samtidig er gevindet grovere. Ved fastspænding løfter låseskruerne pladen fra knoglen svarende til en halv gevindhøjde. NCP-udstyr er vist i fig.15,31,32.

I begge artikler fremhæves det biologiske princip som målsætningen (7,24): NCP-systemet er brugt primært ved skaftefraktur på de lange rørknogler. Der blev brugt 4,5mm selvskærende monocorticale skruer. 6 eller 12 skruer afhængig af knoglens længde. Vaskularisering og frakturhæmatom blev så vidt muligt bevaret. 25 mg/kg Cefalexin IV før og efter operationen. Restriktiv bevægelse i 5 uger (line, bur). Postoperativt var benet tentativt vægtbærende dagen efter og vægtbærende 4 dage efter. Callusdannelse var synligt 20 dage postoperativt og frakturlinierne var ikke erkendelige 21-28 dage efter kirurgi. Alle hunde udviklede en synlig callusbro og den omfavnede ikke pladen. Pladen blev efterfølgende fjernet 1 til 4 måneder og i snit 2,5 måneder efter osteosyntesen. Denne helingstid angives at være den halve af DCP's (7,24). Implantatbedet bestod af vitalt velvaskulariseret periostalvæv uden afgrænsning til periferien (fig.33). Fig.34 viser et tilsvarende avaskulært implantatbed fra en DCP-plade med skarp afgrænsning mod periferien. Desuden ses osteoporose i knoglen under pladen ved brug af DCP (8). Leo Brunberg et al. antager, at det kan tilskrives det vinkelstabile og monocorticale princip i NCP, hvor knoglekontakt undgås og cirkulationen bevares uforstyrret. Desuden antager han, at NCP tillader mikroinstabilitet, som er nødvendig for frakturhelingens biologiske aspekt. Endelig tillægger han en skånsom operationsmetode med bevarelse af frakturhæmatom og vaskularisering af fragmenterne stor betydning for at sikre den essentielle sekundære knogleheling, der afkorter rekonvalescensperioden. Han konkluderer at NCP er den bedst egnede plade til diafysefraktur på hund (7,24).



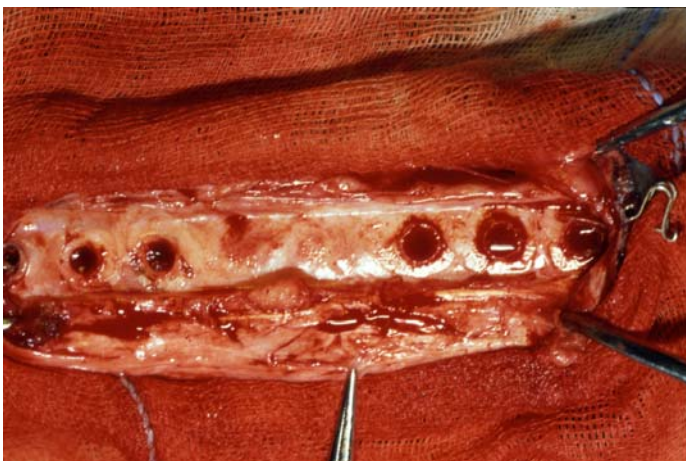
Figur 31: Tv.: 4,5mm NCP-plade monteret boreguider, der også fungerer som håndtag. Th.: Låseskruer og plade.



Figur 32: Bor, NCP-plade med boreguide, skruer og monteret plade på knogle. Bemærk afstanden til knoglen som følge af det vinkelstabile system. Den biologiske heling kan finde sted under pladen.



Figur 33: 7 mdr. Schæfer-Rottweiler han. Tibiafraktur. Operations-situs efter fjernelse af 12 huls NCP-plade med 8 skruer. 2 måneder postoperativt. Tydelig velvaskulariseret periostaltvæv under pladen uden afgrænsning til omgivelserne (8,24).



Figur 34: 12 mdr. Husky han. Tibiafraktur. Operations-situs efter fjernelse af DCP-plade med 6 corticallskruer. 6 måneder postoperativt. Tydelig avaskulær implantatleje med skarp afgrænsning til omgivelserne (8,24).

Kommentar/diskussion vedrørende NCP:

Leo Brunnberg (LB) har følgende kommentarer til brug af NCP (9):

1. Sværges 100% til det monocorticale princip i forbindelse med vinkelstabile konstruktioner. Bruger aldrig bicorticale skruer, men kan bruge lange monocorticale, der ligger subcorticalt ved den fjerne cortex. Han forklarer holdningen med et 3-punkts stress af en bicortical vinkelfikseret skrue. Forskydningskræfter i knoglen under belastning opkoncentreres således som energi, der kan forårsage metaltræthed og skruebrud. Det har LB eftervist på tibia-osteotomiserede grise, hvor skrueerne altid brækker ved den nære cortex.
2. Har lavet omkring 250 NCP-osteosynteser og oplyser 3 major-komplikationer, alle på femur, hvor de proksimale og distale skruer var for korte. De skulle have været længere, men stadig monocorticale.
3. Fjerner altid implantatet grundet risiko for neoplasie. Undtaget er pelvis- og skapulafrakturer, samt hunde over 10 år.
4. Har aldrig haft refraktur efter fjernelse af implantat.
5. LB har i sin præsentation i Orlando 2005 påpeget en signifikant ringere torsionsstabilitet ved monocortical NCP-fiksering i forhold til en tilsvarende bicortical DCP-fiksering, men konkluderer at dette er uden praktisk betydning (9).
6. I dag bruges NCP-systemet også til lednære osteosynteser i takt med udvikling af mindre størrelser (2,0 og 3,5mm).

Cases:

Procedure:

Data omkring patient og fraktur blev optaget og fremgår af **tabel 3**. Postoperativ radiografi og opfølgende radiografi med 2 ugers mellemrum indtil ”bridging” callus, samt afsluttende optagelse 5-7 måneder postoperativt for at vurdere det endelige resultat. Antibiose i 7 dage (12,5 mg Amoxicillin pr. kg bid) og antiinflammatorisk behandling i 3 dage (0,2mg Meloxicam pr. kg qd) udover analgetisk behandling i 2 dage (hund: 0,5 mg/kg Metadon bid). Desuden lidokain lokalt under operationen. Forbinding anlagt i 3-5 dage mod postoperativt ødem samt støtte.

CASE 4

Skovkat blanding, kastrat, 10 måneder, lukket tværfraktur af højre humerus 2 cm distalt for midten (12A). Craniolateral tilgang med henblik på placering af en 6 hulls vinkelstabil 2,7 mm titaniumplade fra NORMED cranialt på humerus. Grundet bløddelsbevarende eksponering af applikationsstedet blev boreguiden isat det distale hul under bløddelspåvirkning, hvorved denne kæntrade, men uden det blev opdaget. Følgelig blev første skrue isat i en lille, men forkert vinkel og da det var første skrue tilpassede pladen sig skruen under indføring. Først ved tredje skrue blev fejlen erkendt. Herefter fik pladen en lateral placering under n. radialis polstret med m. brachialis. ”Alignment” og placering blev guidet af en proksimal IM-pin, som blev trukket tilbage i takt med skruernes placering. Efter forbindingsfjernelse dag 3 tager katten forsigtig støtte på benet. 14 dage postoperativt er benet fuldt vægtbærende, men halt. 28 og 42 dage postoperativt er haltheden væk, men katten aflaster benet ved hvile og ved 57 dage er den symptomfri. Radiologisk ses en kraftig callusdannelse allerede 14 dage postoperativt og bio-”buttress” stabiliserer herefter frakturen yderligere og haltheden forsvinder i takt hermed. ”Bridging callus” og symptomfrihed nås på 8 uger, men allerede ved 4 og 6 uger er der kontakt mellem callus manchetterne, men en homogen forbening i kontaktlinien mangler.



Dag 0

Dag 0

Dag 0



Dag 0

Dag 57

Dag 57

Figur 35: Case 4: Skovkat blanding, kastrat, 10 mdr., tværfraktur af humerus.

CASE 5

Springer Spaniel, han, 7 år, lukket multipel, intercondylær type II fraktur (Barder et al.) med medial supracondylær optog frasprenget som selvstændigt fragment (13C). Alle intraartikulære frakturer skal som det primære reduceres anatomisk. Caudal tilgang med osteotomi af olecranon og efterfølgende refleksion af m. triceps dorsalt, hvorefter condyler og caudale distale humerus er eksponeret under hensyntagen til n. ulnaris' laterale forløb. Transcondylær lagskrue (4 mm cortexskrue) anlagt fra lateral til medial, hvor proksimale hul er overboret med 4 mm bor for at sikre kompression (glidehul). Rotation af condylerne undgås med K-wire i den supracondylære del. 5 hulls 3,5 mm LCP-plade anlagt på mediale condyl med 2 bicorticale vinkelstabile skruer og proksimalt på humerusskaftet med 3 vinkelstabile skruer, hvoraf de 2 distale er monocorticale i den fjerne cortex og den proksimale er bicortical. Det lille fragment ekstirperes, for at give plads til en fast forankring af de 2 monocorticale skruer i den fjerne cortex samt for at undgå sekvesterdannelse efter massiv manipulering ved den transcondylære fiksering, hvor bløddelstilhæftningen til fragmentet er begrænset. Efter osteosyntesen lukkes olecranon-osteotomien med en lagskrue i en før osteotomien forberedt borekanal i ulnas længdeakse og en 8-tals tension band anlagt om skruehalsen inden denne fastspændes. Tension band for at modvirke m. triceps kraftpåvirkning af

olecranon. Robert Jones forbindelse i 5 dage. Herefter fysioterapi på benet i de første dage samt små lufteture 3 gange dagligt i snor. Grundet patient- og klient-kompliance indlægges hunden under forløbet. Benet er ved fjernelse af forbindingen vægtbærende, men halt. Hunden har stor lyst til at gå frem med tungen langt ude. Dette er situationen i de første 6-8 uger, hvorefter haltheden aftager markant og med tiden slet ikke kan erkendes (16 uger). Radiologisk ses gennem hele forløbet en 100% stabil konstruktion. Callusdannelse ses meget sent (7 uger) og i moderate mængder. ”Bridging callus” ses 9 uger postoperativt og det er også her haltheden er på retur. Olecranon osteotomien heler ved primær heling, også ved 9 uger. Den svage callusdannelse skyldes primært alderen (7 år), idet der ikke ses skyggen af callus før uge 7, hverken i frakturen eller ved osteotomien og det til trods for at hunden under hele forløbet fik Hills P/D. 5 måneder postoperativt er hunden 100% funktionsdygtig på benet og går på jagt.



Dag 0

Dag 0

Dag 0



Dag 0

Dag 59

Dag 59

Figur 36: Case 5: F.T. Springer Spaniel, han, 7 år, humerus med multipel intercondylær type II fraktur (Barder et al.). Medial supracondylære optog frasprængt som selvstændigt fragment.

Tabel 3: Vinkelstabil osteosyntese. 1:H=Han, Kast.=kastret, 2:Humant system til de lange rørknogler tilpasset af AO Vet. (se ordliste s 34), 3: M=Monocortical, B=Bicortical.

Case	Race	Køn ¹	Alder i måneder	Vægt i kg	Fraktur type	Klassifikation (Alfanumerisk kode system) ²	Skrue pr. fragment (Proksimal antal x størrelse, Distal antal x størrelse i mm)	Skrue type ³	Antal dage til begynd. Callus	Antal dage til "bridging callus"	Komplikationer	Kommentar	Funktionsdygtighed (vurderet 5-7 mdr. postoperativt)
4	Skovkat bl.	Kast.	10	4	Tværfaktur	12A	3x2,7 2x2,7 (Titanium)	BBB BB	14	57			100%
5	F.T. Springer Sp.	H	89	19	Multi- pel, Inter- condy- lær type II	13 C	3x3,5 2x3,5 (Rustfrit stål) (+Intercondylær lagskrue / k-wire, +lagskrue / tension- band på olecranon efter osteotomi	BMM BB	46	59		Seromen ved cerollageknude og beg. Pri- mær heling af olecranon dag 28 => fjernelse af tensionband	100%

Diskussion:

De fremførte cases omfatter samtlige frakturer på de store rørknogler, som blev præcenteret i klinikken fra marts 2004 til maj 2005. Alle 6 frakturer i denne undersøgelse helede op til 100% funktionsdygtighed.

SK™ ESF:

Alle 4 cases havde let osteolyse samt periostale og endostale reaktioner omkring især proksimale "pins", hvilket svarer til andre undersøgelser (36,37). Det er et udtryk for, hvor kraftpåvirkningen er størst mellem krop og konstruktion. Kraftkoncentration ved overgange er kendt i fysikken (14).

Løbende overvågning og justering af fikseringsklemmerne i takt med benets tiltagende omfang i inflammationsfasen er vigtig. Patienten er meget følsom for trykninger og det kræver antibiotose og antiinflammatorisk behandling, hvis skaden er sket.

Det begrænsede patientmateriale kan ikke indgå i en statistisk sammenhæng, men de havde alle en ophelingstid til "bridging" callus, som var den samme eller kortere end, hvad andre undersøgelser har fundet i gennemsnit: I denne undersøgelse var den gennemsnitlige ophelingstid 6,2 uger (2 – 11,6 uger) og de tilsvarende tal i andre undersøgelser: 10,3 uger (4-22 uger) (18), 11,9 uger (6-25 uger) (18), 11,4 uger (4-22 uger) (37) og 10,0 uger (36). Fjernelse af fiksatoren var i denne undersøgelse 7,1 uger (3,6-11,6 uger) og i de nævnte undersøgelser var tidspunktet henholdsvis 14,2 uger, 14,7 uger (4-27 uger) og 10 uger. Det skal bemærkes at ophelingstiden på 11,6 uger (case 1) i nærværende undersøgelse bør være lavere, idet frakturen på daværende tidspunkt var i remodeleringsfasen. Der mangler imidlertid radiologiske optagelser i den foregående periode på 9 uger. SK™ ESF har derfor levet op til forventningerne, som en stabil fleksibel ekstern fiksatør, der understøtter et biologisk respons med kraftig callusdannelse og hurtig opheling.

Valgus og vinkling angives i flere undersøgelser at være hyppigt forekommende: 16 af 28 (36) og 3 af 23 (37), men uden betydning ved mindre grader. Case 3 i denne undersøgelse havde 5° valgus uden klinisk betydning.

Case 3 havde ligeledes synostosis mellem ulna og radius på begge forben, men det er ikke muligt at tillægge det nogen klinisk betydning. Det skal også ses i lyset af, at hunde ikke har udtalte pronations- og supinations-bevægelser modsat katte og mennesker.

Det unikke ved SK™ ESF er SK klemmen, som kan gribe over et stort spænd af forskellige diametre inden for ”pins”. Herved kan der bruges større ”Connecting rods” og konstruktionerne får en overlegen styrke, som kan konverteres til mere simple og dermed vævsvenlige biologiske konstruktioner. Trods størrelsen er kulfiberstavene lettere end tilsvarende stålstave i gamle konstruktioner. Samlet betyder det en vægtbesparelse på fiksatoren, som herved fremstår mere komfortabelt for dyret. Klinisk udviser dyrene forbavsende lidt gene ved osteosyntesen.

SK™ ESF er meget brugervenligt og let at applicere. SK klemmen kan bygges på eller tages af efter behov og kirurgen er følgelig frit stillet til at komponere rammen løbende under operationen. Samtidig kan rammen reduceres efter behov i takt med knoglens genvundne styrke i overensstemmelse med optimale biologiske principper.

Simplere rammer betyder færre ”full-pins” og flere ”half-pins”, der er lettere at centrere i knoglen. Det fremmer ”alignment”, reducerer operationstiden og er mere vævsvenligt.

Endelig er SK™ ESF systemet billigt og flere komponenter kan genbruges.

Vinkelstabil osteosyntese (LCP/NCP mm):

Det er vigtigt at applikationen af vinkelstabile systemer udføres teknisk korrekt jf. case 4. Forboring centralt og vinkelret i skruehullet er essentiel. ”Alignment” af knoglen og pladecentrering er forudsætning for en regelret fiksering.

Case 4 (Skovkat bl.) har en prompte og massiv callusproduktion og ”bridging callus” ved 8 uger indikerer en stabil og fleksibel fiksering.

Case 5 (F.T. Springer Spaniel) har en svag og langsom callusrespons, hvilket kan tilskrives alderen (7 år). Den fremviser imidlertid ”bridging callus” allerede ved 9 uger og det er hurtigt i forhold til alderen. I Leo Brunnerbergs opgørelse over NCP-patienter har hunde over 1 år en helingstid på gennemsnitlig 3,2 måneder og det er markant mindre end tilsvarende helingstider for DCP-patienter over 10 måneder (5-14 måneder) (8). Patienten havde under hele forløbet en stor interesse i omgivelserne og var meget ivrig efter at gå frem under luftturene i snor. Konstruktionen blev således testet for en stor tilbagevendende fysisk kraftpåvirkning uden at det fik konsekvenser og det blev også løbende bekræftet røntgenologisk. Uden at lave statistik på en patient kan dette kun lade sig gøre, hvis det vinkelstabile system er stabilt og stærkt. Det understreges af, at der kun var 2 bicorticale skruer distalt, hvilket er minimum og proksimalt var der 2 monocorticale (i den fjerne cortex) og en bicortical, hvilket også må anses for et minimum jf. lang vægtstangsarm for de monocorticale.

Leo Brunnerbergs teori om 3 punkts stress af bicorticale låseskruer er korrekt ifølge fysikken, men konklusionen er sandsynligvis overdrevet. Ved bevægelse vil forskydningskræfterne i knoglen resultere i momentpåvirkninger af skruen med kraftkoncentration i skruehalsen mellem proksimale cortex og pladen. Det er også her LB har eftervist skruebrud hos osteotomiserede grise, men er grise repræsentative for hunde (smertetærskel, knogler, flok mm.)? Under alle omstændigheder tyder det på, at bicorticale skruer bruges mere afslappet uden konsekvenser hos både mennesker og

hunde andre steder. Ved brug af monocorticale skruer øges kraftpåvirkningen i ”screw-bone interface”, men det gør ikke noget, når bare påvirkningen ikke er overdrevet. Det tager LB højde for ved at anvende flere monocorticale skruer.

Problemet med bicorticale skruer er derimod pladen. Hvis plade-skrue-densiteten bliver for stor opstår spændinger i pladen over frakturstedet med risiko for brud. Det er sket 3 gange for Morten Devor og Peder J. Haaland. Ved brug af bicorticale skruer skal plade-skrue-densiteten reduceres ved større plader og humant anbefales under 0,5.

Både ESF og vinkelstabil osteosyntese giver hurtig vægtbæring som tegn på adækvat stabilisering af frakturen. Tidlig mobilitet fremmer callusdannelse og reducerer forekomsten af følgesygdomme.

Vinkelstabil osteosyntese er en ny teknologi, som er fundamental forskellig fra den indtil nu anvendte interne DCP-osteosyntese, idet den ligner en plade, men fungerer som en implanteret ekstern fiksator. De biomekaniske forhold der gælder for en vinkelstabil intern fiksator er dem der gælder for en ekstern fiksator. Den fungerer som en ”bridging plate” med låseskruer, der giver en stor stabilitet, men uden kompression mod det underliggende væv, hvilket bevarer bløddelene og knoglens blodforsyning. Kræver ikke præcis reduktion af frakturen. Samtidig er fikseringen fleksibel, hvilket fremmer callusdannelsen. Vinkelstabil osteosyntese lever derfor til fulde op til det biologiske koncept ligesom ekstern fiksering.

Samtidig tilstræber man en biologisk applikationsform enten som minimal invasiv (MIPO) eller ”open, but don’t touch” - teknik.

Al frakturheling er selvfølgelig biologisk uanset hvilken osteosyntese, der er brugt. Alligevel udtrykker ”Biologisk osteosyntese” meget godt det, som er forsøgt fremført i denne artikel. Et andet måske endnu bedre udtryk kunne være: ”**Bio-logisk osteosyntese**”.

Afslutning:

Med SK™ ESF og LCP / NCP-vinkelstabile systemer er der åbnet op for fremragende metoder til at lave en biologisk optimal intervention af de fleste frakturer på kroppen. Indenfor vinkelstabil osteosyntese vil udviklingen af mindre systemer og et utal af specialplader gøre indikationsområdet ubegrænset. Udviklingen indenfor humanområdet er enorm og det er kun et spørgsmål om tid inden det forplanter sig til den veterinære verden. Der vil komme nye systemer og firmaer med produkter, der udspringer af det vinkelstabile princip. Det vil øge konkurrencen til gavn for prisen, som er den eneste ulempe ved LCP. NCP er således et markant billigere produkt.

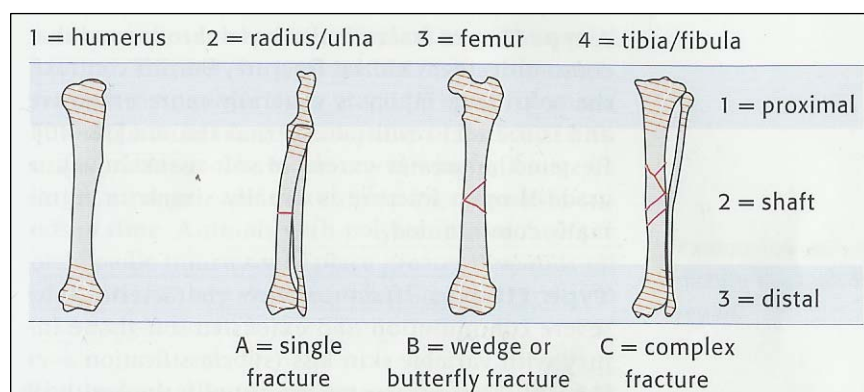
Taksigelser:

Tak til ortopædkirurg Michael Væsel for at åbne dørene til operationsstuerne på Aarhus Kommunehospital og for introduktion af det vinkelstabile system. Tak til Synthes for arrangement af et udbytterigt knoglekursus i Davos i et tværfagligt miljø. En speciel stor tak til professor Leo Brunberg fra Berlin for at have stillet præsentationer til rådighed fra Orlando og Bangkok og for at åbne dørene til universitetets operationsstuer. Hans engagement i fremvisningen af prototyperne til det vinkelstabile system fra kasserne i bunden af skabene var overvældende. De telefoniske

morgenmøder var meget inspirerende og afklarende. Desuden tak til Königsee Implantate for stor hjælpsomhed omkring NCP-produktet og på fordelagtige økonomiske vilkår. Tak til Allan Dodhy for at frembringe et vinkelstabil system i en akut situation og for at stille sin store implantat-viden til rådighed døgnet rundt. Tak til Mærsk-Andersen omkring SK-systemet og for korrespondance til IMEX vedrørende faglige spørgsmål. Tak til civilingeniør Claus Søgaard for kritisk gennemgang af fysikrelaterede forhold og endelig tak til nabopraksis for henvisning af patient.

Ordliste

Alfanumerisk kodesystem. AO Vet (Schweiz) har tilpasset et humant frakturklassifikationssystem til smådyr. Systemet karakteriserer frakturs lokalisation og morfologi ud fra en alfanumerisk kode. Gør desuden computer-databehandling mulig. Hver langknogle har et nummer (1 = humerus, 2 = radius/ulna, 3 = femur, 4 = tibia/fibula) og deles ind i 3 zoner (1 = proksimal, 2 = skaft, 3 = distal). Komplexiteten af frakturen beskrives (A = simpel fraktur, B = kile- eller butterfly-fraktur, C = multipel fraktur) (38). 12C beskriver således en multipel skaftefraktur på humerus.



Figur 37: Alfanumerisk kodesystem til fraktur klassificering (38).

AO. Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (Schweiz).

Arealinertmoment. En matematisk værdi, der kan beregnes for ethvert geometrisk tværsnit. Værdien er uafhængig af materiale og belastning. Anvendes bl.a. til at beregne belastningen og deformationen i en struktur udsat for bøjningsmoment. Værdien har enheden m^4 (14).

ASIF. Association for the Study of Internal Fixation (USA).

Autogen knoglemarv-graft. Knoglemarv høstet et sted og transplanteret til et andet sted i det samme dyr.

Bio-”buttress”. Udtryk, som dækker over den stabilisering og immobilisering callus har på en fraktur.

Biologisk osteosyntese. Teknik, der understøtter en hurtig og kraftig sekundær knogleheling. Operationsmetode med minimal invasiv teknik, bløddelsbevarende implantat-konfigurationer og fleksible konstruktioner, der tillader mikrobevægelser i frakturspalterne til fremme for callusproduktionen.

”Bridging” osteosyntese. Konstruktion, hvor kraftoverførslen ved belastning af knoglen forløber udenom frakturzonen, idet implantatet danner bro over frakturen. Belastningens forløb er: distale fragment → skrue/”pins” → plade/”connecting rods” → skrue/”pins” → proksimale fragment.

”Bridging plate” funktion. Se ”Bridging” osteosyntese.

Brunberg, Leo. Professor på det frie universitet i Berlin. Den første med et patenteret vinkelstabil system (NCP). Hans arbejde omfatter bl.a. 155 videnskabelige artikler, 103 kapitler i bøger, 502 nationale og internationale præsentationer og supervisor ved 70 doktortoser (9).

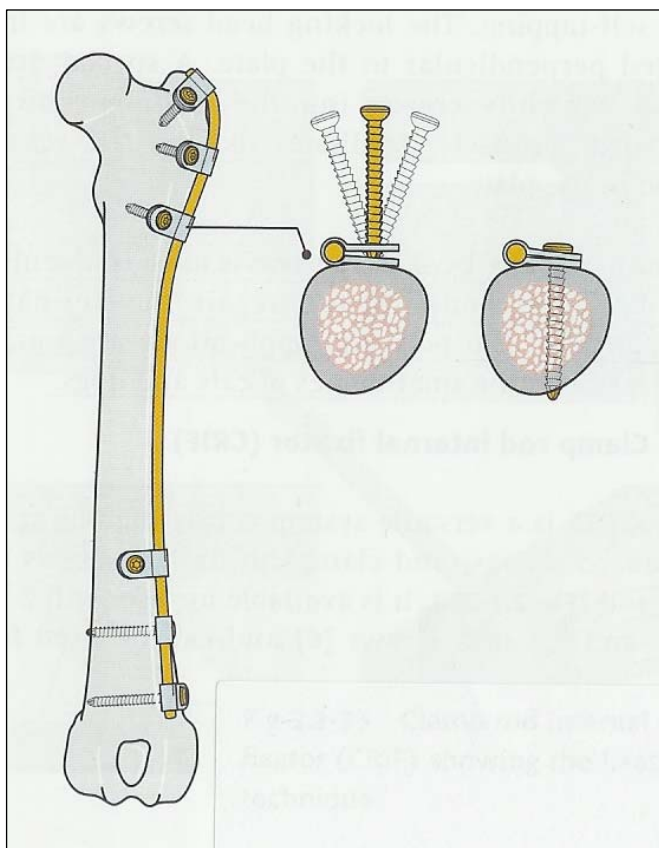
Bøjningsmoment. Et moment i en struktur, der påvirker strukturen vinkelret på strukturens længdeakse. Bøjningspåvirkning af en struktur vil medføre en udbøjning af strukturen i m. Værdien har enheden Nm (14).

Callus. Frakturheling under ustabile eller fleksible forhold finder sted ved callusdannelse, som mekanisk forener knoglefragmenterne med indbyrdes reduceret bevægelighed til følge.

Callusdannelsen omfatter en progressiv proces gennem forskellige vævstyper: Hæmatom → granulationsvæv → fibrøst væv → mineraliseret væv → remodelleret knoglevæv.

"Callusbridging". Sammenvoksning af callus mellem fragmenter. Finder oftest sted perifert og endostalt.

Clamp Rod Internal Fixator (CRIF). En ny endnu ikke markedsført intern fiksator fra AO. Den kliniske afprøvning forventes færdig i 2006. CRIF består af en stav (rod), standard skruer og fikseringsklemmer (clamp). Klemmerne påføres staven og da klemmerne kan placeres på begge sider af staven giver det en solid fiksering selv ved små fragmenter. Når skruerne strammes bliver klemmerne fikseret til staven. Systemet er lavet af rustfrit stål og kan bruges med 2,0, 2,7 og 3,5 mm skruer til både hund og kat. Systemet er alsidigt. Staven kontureres til knoglen ud fra skabelon og applikationen er let. Kræver minimal instrumentation og der er kun kontakt til knoglen ved klemmerne (se fig. 38). CRIF tilgodeser således blodforsyningen og en hurtig indirekte knogleheling (biologisk osteosyntese) (39,40,41).



Figur 38: Clamp Rod Internal Fixator (CRIF). Viser fikseringsteknikken. Skruer og klemmer kan placeres valgfrit (41).



Figur 39: Forskellige CRIF-konstruktioner. Bemærk at klemmerne kan placeres på begge sider af staven, hvilket sikrer en god fiksering. Bemærk ligeledes stavenes konturering til knoglen (42).

“Connecting rod”. Ekstern forbindelsesstav i ekstern fiksator.

Delayed union. Forsinket heling af en given fraktur i forhold til det forventede.

Diafyse. Den tubulære del af en lang knogle, som har tyk cortex. Kaldes også skaft.

Dremel værktøjsmaskine. Maskine med lille roterende skæreskive.

Dynamic Compression Plate (DCP). Plade anlagt ved præcis reduktion og under kompression med henblik på primær heling.

Ekstern fiksator. Se Ekstern Skelet Fiksering.

Ekstern Skelet Fiksering (ESF). Perkutane “pins”/søm gennem fragmenterne er fastgjort med klemmer til “connecting rods”/forbindelsesstave placeret udenpå benet.

Ekstraktionsskrue. Lavet af speciel hærdet stål. Har links gevind, så den trænger ned i den fastlåste skrue, indtil modstanden herved overstiger skruens, som derefter løsnes.

”Full-pin”. Gennemgående bilateral søm med centralt placeret gevind (ESF).

”fracture à deux étages”. Fraktur i 2 planer med et selvstændigt interfragmentær fragment.

Frakturreduktion, direkte / indirekte. Direkte reduktion omfatter en anatomisk reduktion og stabilisering af den interfragmentære frakturlinie under kompression (ex. DCP). **Indirekte reduktion** omfatter en implantat-bro hen over frakturzonen (ex. ESF, LCP/NCP, ILN, CRIF).

Gevindprofil. Fikseringssøm og standardskruer kan have spongiosa gevindprofil (~høj og grov) og cortical gevindprofil (~lav og fin).

”Hanging limb” princip. Teknik, hvor ophængning af dyret i det frakturerede ben er med til at skabe et tilnærmet ”alignment” ved tyngdekraftens hjælp.

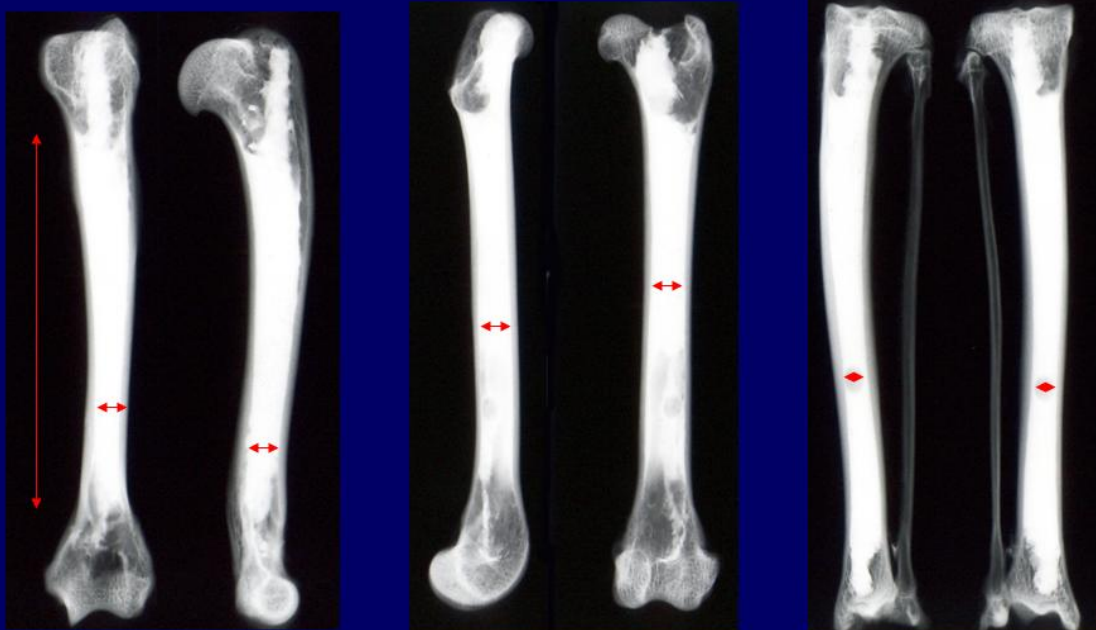
”Half-pin”. Unilateral søm med gevind i enden (ESF).

HSS-bor. High Speed Steel bor. Dansk: ”hurtigt stål”. Højt legeret værktøjsstål. Bevarer hærkning ved høje temperaturer (14).

Interlocking nail (ILN). Marvsømmet er låst proksimalt og distalt af tværgående skruer, hvilket modvirker aksial kollaps og torsion. ILN påvirker den endostale og corticale blodgennemstrømning, men ikke blodgennemstrømningen i callus, fordi den især vasculariseres fra omkringliggende bløddel ved centripetal karindvækst (s. 3). ”Open but don’t touch” - teknik

bruges over frakturlinien for at guide sømmet fra proksimal til distal fragment. Den medullære reaming kan være normograd eller retrograd, men marvsømmet indføres altid normograd. Sømmets bredde svarer til marvkanalens snævraste passage (isthmus). ILN beskytter også mod bøjningskræfterne, men konstruktionen er ikke rigid, hvilket stimulerer callusdannelsen og den sekundære knogleheling. ILN lever dermed op til det biologiske koncept. Hundenes størrelse og bygning varierer meget og det kræver derfor et omfattende basisudstyr. Katte er derimod anatomisk mere velegnede til ILN, idet humerus, femur og tibia er meget ensartede i længden, har en lige marvhule med en uniform diameter og længde (fig. 40). Leo Brunnberg har således udviklet et universel ILN-sæt til katte, som består af titaniumssøm med samme diameter (3,5 mm) og i 3 længder (109 mm, 119 mm, 130 mm) (fig. 41). De fleste katte vil kunne tilgodeses med dette system. Leo Brunnberg har indtil nu lavet 70 operationer og angiver 2 med komplikationer, grundet for lille distal fragment og dermed manglende stabilitet (9). Han anser systemet, som velegnet til katte og forventer at fremkomme med en samlet publikation i 2006 (9). Applikationsteknikken fremgår af fig. 42-45.

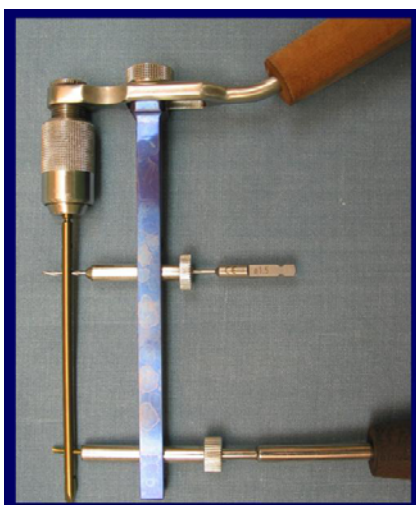
- Determination of the lengths and narrow pass of bone marrow cavities with BaSO₄



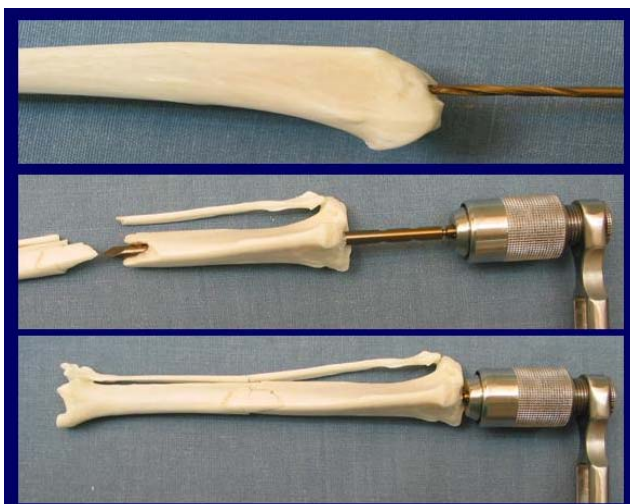
Figur 40: Kattens store knogler (humerus, femur og tibia) har en sammenfaldende og lineær anatomi, der gør dem velegnet til ILN. Anatomien er visualiseret med bariumsulfat (43).



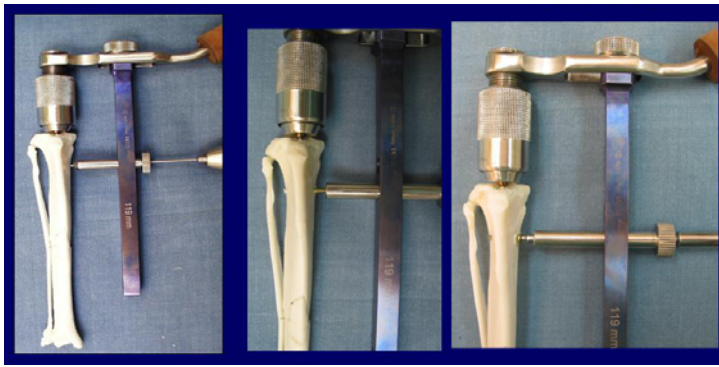
Figur 41: Universel ILN-sæt til katte udviklet af Leo Brunnberg. Består af ”nail”-fiksator, hvorpå monteres ”nail” (109 mm, 119 mm, 130 mm) og efter indføring af denne monteres en tilsvarende borelære (jig + jig screw). Marvhulen forbores med 2,5 mm bor og skruehullerne forbores med 1,5 mm bor. Der bruges boreguide og skrueguide. 2,0 mm selvskærende skruer appliceres med skruetrækker (heksagonalgevind) (43).



Figur 42: ILN-sæt i en samlet fremstilling. ”Nail”-fiksator monteret ”nail” og borelære. 1,5 mm bor placeret i boreguide og penetreret et proksimalt hul i ”nail”. Distalt placeres en skrue via skrueguide (43).



Figur 43: Forboring af nail-kanal med 2,5 mm bor. Det er vigtigt, at indstiksstedet er korrekt for at marvsømmet får et forløb uden spænding. Lille indsnit over frakturen oftest nødvendig for at guide sømmet ind i distale fragment. Husk ”Open but don’t touch”-teknik. Nederst er sømmet placeret (43).



Figur 44: Det er vigtigt at distale skrue placeres først for at undgå additiv effekt af eventuelle spændinger mellem ”nail” og borelære, der kan betinge en senere fejlguidning af boret distalt (9). Denne figur viser fejlagtigt, at proximale skrue placeres først (43).



Figur 45: Det færdige resultat. Nederst en tilsvarende knogle i tværsnit (43).

Intern fiksator. Har ”bridging plate” funktion.

Kirschner-Ehmer (KE) system. Det gamle meget udbredte eksterne system (ESF).

Klient / patient compliance. Klientens henholdsvis patientens efterlevelse af anvisninger.

Knogle-”alignment”. Etablering af knoglens længdeakse.

Koldsvejsning. Kohæsion mellem to overflader under kompression. Især titanium har tendens til koldsvejsning.

Kombinationshul. LCP bruger kombinationshuller, som både kan bruges til standardskruer og låseskruer.

LC-DCP. Limited Contact Dynamic Compression Plate. Repræsenterer en videreudvikling af DCP, hvor kontaktarealet mellem knogle og plade er reduceret for at bevare den corticale vaskularisering.

Lagskrue. Skaber interfragmentær kompression ved at tvinge den fjerne cortex mod den nære cortex gennem et glidehul i sidstnævnte. En egentlig lagskrue har kun gevind i sit distale forløb.

Locking Compression Plate (LCP). Vinkelstabil Intern fiksator fra AO (Schweiz).

Låseskinne / Låseplade. Har gevind i pladehullerne som passer til låseskruernes gevind.

Låseskrue / Locking head screw (LHS). Har gevind på skruehovedet, som passer til gevindet i låsepladen, hvorved det vinkelstabile system opstår.

Malunion. Konsolidering af fraktur i en deform position.

Metafyse. Segment af lang knogle mellem enden (epifyse) og skaft (diafyse). Består mest af spongiosa med en tynd cortex.

MIPO-teknik. Minimal Invasiv Perkutan Osteosyntese. Human teknik omfattende en indirekte lukket reduktion uden eksponering af frakturstedet og en subkutan / submuskulær indføring af en vinkelstabil plade gennem et lille indsnit distalt.

Monocortical skrue. Låseskruens fiksering i låsepladen er vinkelstabil og skruen kan derfor bruges monocortical.

”Nail”. Marvsøm.

Negativ gevind. Gevind under skafteniveau.

Non Contact Plate (NCP). Vinkelstabil Intern fiksator fra Königsee Implantate (Tyskland) udviklet af professor Leo Brunnberg fra det frie universitet i Berlin.

Nonunion. En fraktur, som har fejlet at hele og hvor der ikke er yderligere tegn på progressiv konsolidering.

”Open but don` t touch” - teknik. Eksponering af frakturzonen med henblik på visualisering.

Osteoporosis. Tilstand hvor knoglevævet er diffust reduceret ved lakunært henfald, således at spongiosabjælkerne bliver meget tynde og compacta får et spongiosalignende udseende, idet de Haverske kanaler udvides stærkt.

”Pin”. Fikseringssøm i ekstern fiksator.

”Pin-bone interface”. Kontaktfladen mellem fikseringssøm og knogle.

Pin tract drainage. Sekretion omkring sømmene ved ekstern fiksatoren. Serøst flåd er normalfysiologisk (**minor-**), hvorimod purulent udflåd ses ved inflammatorisk komplikation (**major-**).

Plade-skrue-densitet. Er forholdet mellem antal placerede skrueer og antal skruehuller i pladen. Empirisk anbefales den under 0,5 til 0,4 (humant).

Plade-spændevide-ratio. Forholdet mellem pladelængden og frakturlængden. Den er empirisk sat til højere end 2 til 3 ved comminute fraktur og højere end 8 til 10 for simpel fraktur (humant).

Polært inertmoment. En matematisk værdi, der kan beregnes for ethvert geometrisk tværsnit. Værdien er uafhængig af materiale og belastning. Anvendes bl.a. til at beregne belastningen og deformationen i en struktur udsat for torsionsmoment. Værdien har enheden m^4 (14).

Positiv gevind. Gevind over skafteniveau.

Primær knogleheling. Ses ved absolut stabil intern fiksering under kompression. Er karakteriseret ved direkte knogledannelse uden intermediær callusdannelse og resorption af frakturerne.

Pronation. Indad-roterende bevægelse af hånd og arm.

Rad. Enheden rad (radian) er en SI-enhed. En cirkel er på 360° , hvilket svarer til $2 \times \pi = 6,28$ rad.

”Reaming”. Udfræsning af medulla med henblik på indføring af ILN.

Rigid fiksering: Fraktur-fiksering, som tillader lille eller ingen deformation under belastning.

”Screw-bone interface”. Kontaktfladen mellem låseskruen og låsepladen.

Sekundær knogleheling. Ses ved relativt stabiliserede eller ubehandlede frakturer. Callusdannelse og knogleresorption er dominerende. Knoglevæv dannes ved en transformeringsproces over bindevæv og/eller bruskvæv.

SK ”double clamps”. Dobbeltklemme til sammenkobling af ”connecting rods” i SK™ systemet.

SK ”single clamp”. Fikseringsklemme / SK-klemme fra SK™ systemet.

SK™ systemet. Ekstern fiksator fra IMEX (USA).

Stivhed. Strukturens resistens mod deformation.

”Strain”. Relativ deformation ved belastning. ”Strain” i små frakturspalter er større ved den samme belastning.

Styrke. Evnen til at modstå belastning uden strukturelt svigt (~brud).

Supination. Udad-roterende bevægelse af hånd og arm.

Synostosis. Fast knogleforbindelse mellem 2 knogler.

Tension band. Implantat bestående af en wire eller plade, som modvirker tensionskræfter (træk).

Titanium. Metal, der har følgende egenskaber i forhold til stål: Let ($4,51g/cm^3$ henholdsvis $7,85g/cm^3$), mindre elastisk, bedre metaltræthedsegenskaber, god korrosions-resistens og fortræffelige

biokompatible egenskaber (14,43). Titanium er dyrt. Ved overspænding af skrue i plade er der risiko for koldsvejsning.

Torsionsmoment. Et moment i en struktur, der påvirker strukturen i strukturens normalplan. Torsionspåvirkning af en struktur vil medføre en vinkeldrejning af strukturen i rad. Værdien har enheden Nm (14).

Type Ia. Unilateral-uniplan.

Type Ib. Unilateral-biplan.

Type II. Bilateral-uniplan.

Type III. Bilateral-biplan.

Valgus. Abduktionsdeformitet. Den indvendige vinkel større end normalt.

Vinkelstabil system. LCP og NCP er 2 vinkelstabile systemer, der består af låseskrue med gevind på hovedet (LHS), som passer i tilsvarende gevindhuller på låsepladerne. Når skrue fastspændes i pladerne opstår et meget stabilt "screw-bone interface", som sikrer at vinklen mellem skrue og plade fastlåses, deraf navnet.

Von Mises stress ~ spænding. Det mest anvendte flydekriterium i strukturmeknikken og kaldes ofte den ækvivalerede flydespænding. En teoretisk beregning, der omregner en fler-akset spændingstilstand til en enkelt værdi, der efterfølgende kan sammenlignes med en målt en-akset flydespænding. Værdien har enheden N/m² (14).

WSAVA. World Small Animal Veterinary Association.

Litteraturliste:

1. Hulse, D.: Concept of Biologic Osteosynthesis. Kursusmateriale ved Advance AO Small Animals Course, Davos 2004.
2. Matis, U.: Biological fracture repair. Journal of the Royal Netherlands Veterinary Association 1998, 123(20), 599-600.
3. Hulse, D.: Decision Making in Fracture Management. Kursusmateriale ved Advance AO Small Animals Course, Davos 2004.
4. Hofer, H. P., Wioldburger, R., Szyszkowitz, R.: Observations concerning different patterns of bone healing using the Point Contact Fixator (PC-Fix) as a new technique for fracture fixation. Injury, Int. J. Care Injured 2001, 32, S-B-15-25.
5. Schütz, M., Südkamp, N. P.: Revolution in plate osteosynthesis: new internal Fixator systems. J. Orthop. Sci. 2003, 8, 252-258.
6. Devor, Morten, Dyrhøj, Norges Veterinærhøjskole, Oslo: Personlig meddelelse 2005.
7. Brunnberg, L., Forterre, F., Waibl, H.: Biological osteosynthesis in dogs and cats. Proceedings NAVC 2005, 730-731.
8. Brunnberg, L.: PowerPoint præsentation: Biological osteosynthesis in dogs and cats. NAVC 2005, Orlando.
9. Brunnberg, Leo: Professor, Det frie universitet, Berlin: Personlig meddelelse 2005.
10. Væsel, Michael: Ortopædkirurg, Aarhus Kommunehospital, Aarhus: Personlig meddelelse 2005.
11. Perren, S. M., Claes, L.: Biology and biomechanics in fracture management. I: Rüedi, T. P., Murphy, W. M. (ed.). AO Principles of Fracture Management, Thieme, Stuttgart · New York 2001, pp 7-30.
12. Hansen, S.: Elasticitet. I: Hansen, S. (ed). Biofysik for veterinærer, Biofolis 2003, pp 25-40.

13. Roe, S. C.: Biomechanical considerations in the fixation of comminuted fractures. Kursusmateriale ved Advance AO Small Animals Course, Davos 2004.
14. Søgaard, Claus: Civilingeniør med speciale i strukturmekanik, Bjerringbro: Personlig meddelelse 2005.
15. Bronson, D. G., Ross, J. D., Toombs, J. P., Welch, R.D.: Influence of the connecting rod on the biomechanical properties of five external skeletal fixation configurations. *Journal of the European Society for Veterinary Orthopaedics and Traumatology*. 2003, 16(2), 82-87.
16. Voss, K.: External skeletal fixation: Principles and complications. Kursusmateriale ved Advance AO Small Animals Course, Davos 2004.
17. Johnson, L. A., Hulse, D. A.: Fundamentals of Orthopaedic Surgery and Fracture Management. I: Fossum, T. W. (ed.). *Small Animal Surgery*, Mosby, St. Louis 2002, pp 821-900.
18. Laverty, P. H., Johnson, A. L., Toombs, J. P., Schaeffer, D. J.: Simple and multiple fractures of the radius treated with an external Fixator. *Journal of the European Society for Veterinary Orthopaedics and Traumatology* 1988, 15(2), 97-103.
19. Johnson, L. A., Hulse, D. A.: Fundamentals of Orthopaedic Surgery and Fracture Management. I: Fossum, T. W. (ed.). *Small Animal Surgery*, Mosby, St. Louis 2002, pp 861-868.
20. Roe, C. R.: External fixators, pins, nails, and wires. I: Johnson, A. L., Houlton, J. E., Vannini, R. (ed.). *AO Principles of Fracture Management in the Dog and Cat*, Thieme, Stuttgart · New York 2005, pp55-57.
21. IMEX™ Veterinary, Inc.: produktkatalog 2004 / 2005
22. Toombs, J. P., Bronson, D. G., Ross, D., Welch, R. D.: The SK™ external fixation system: description of components, instrumentation, and application techniques. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2003, 16, 76-81.
23. White, D. T., Bronson, D. G., Welch, R. D.: A mechanical Comparison of Veterinary Linear External Fixation Systems. *Veterinary Surgery* 2003, 32, 507-514.
24. Bruunberg, L., Horst, C., Gagel, A., Weiler, A., Raschke, M.: Die No Contact Plate (NCP) Osteosyntheseplatte – Ein neues biologisches Implantatsystem. *Kleintier-Prax* 1998, 43(8), 579-591.
25. Perren, S., M.: Backgrounds of the technology of internal fixators. *Injury, International Journal of the Care of the Injured* 2003, 34, S-B1-S-B3.
26. Frigg, R.: Development of the Locking Compression Plate. *Injury, International Journal of the Care of the Injured* 2003, 34, S-B6-S-B10.
27. Stoffel, K., Dieter, U., Stachowiak, G, Gächter, A., Kuster, M. S.: Biomechanical testing of the LCP – how can stability in locked internal fixators be controlled?. *Injury, International Journal of the Care of the Injured* 2003, 34, S-B11-S-B19.
28. Wagner, M.: General principles for the clinical use of the LCP. *Injury, International Journal of the Care of the Injured* 2003, 34, S-B31-S-B42.
29. Sommer, C., Gautier, E., Müller, M., Helfet, D. L., Wagner, M.: First clinical results of the Locking Compression Plate (LCP). *Injury, International Journal of the Care of the Injured* 2003, 34, S-B43-S-B54.
30. Gautier, E, Sommer, C.: Guidelines for the clinical application of the LCP. *Injury, International Journal of the Care of the Injured* 2003, 34, S-B63-S-B76.
31. Devor, M., Haaland, P. J.: Locking Compression Plate (LCP): *Norsk VetTidsskr* 2004, 116(4), 280-282.

32. Haaland, P. J.: Dyr læge, Dyresyghuset Strømsholm, Sverige: Personlig meddelelse 2005.
33. Koch, D.: Screws and plates. . I: Johnson, A. L., Houlton, J. E., Vannini, R. (ed.). AO Principles of Fracture Management in the Dog and Cat, Thieme, Stuttgart · New York 2005, pp 27-52
34. Keller, M.A.: Introduction to internal Fixator systems. Kursusmateriale ved Advance AO Small Animals Course, Davos 2004.
35. Webwer, U.: LCP system how to use: clinical applications. Kursusmateriale ved Advance AO Small Animals Course, Davos 2004.
36. Johnson, A. L., Kneller, S. K., Weigel, R. M.: Radial and Tibial Fracture Repair with External Skeletal Fixation. Veterinary surgery: the official journal of the American College of Veterinary Surgeons 1988-89, 17(18), 367-372.
37. Johnson, A. L., Seitz, S. E., Smith, C. W., Johnson, J. M., Schaeffer, D. J.: Closed reduction and type-II external fixation of comminuted fractures of the radius and tibia in dogs: 23 cases (1990-1994). J Amer Vet Med Ass 1996, 209(8), 1445-1448.
38. Houlton, J. E. F., Dunning, D.: Perioperative patient management. I: Johnson, A. L., Houlton, J. E. F., Vannini, R. (ed.). AO Principles of Fracture Management in the Dog and Cat, Thieme, Stuttgart · New York 2005, p 9.
39. Zahn, K., Matis, U.: Clamp Rod Internal Fixator – CRIF, Clinical Application. Kursusmateriale ved Advance AO Small Animals Course, Davos 2004.
40. Zahn, K., Matis, U.: The clamp rod internal fixator – application and results in 120 small animal fracture patients. Vet Comp Orthop Traumatol 2004, 17(3), 110-120.
41. Koch, D.: Screws and plates. I: Johnson, A. L., Houlton, J. E. F., Vannini, R. (ed.). AO Principles of Fracture Management in the Dog and Cat, Thieme, Stuttgart · New York 2005, pp 47-48.
42. Synthes A/S, Herlev: Billedmateriale fra AO (Schweiz).
43. Brunnberg, L.: PowerPoint præsentation: Long bone fractures in cats. WSAVA 2003, Bangkok.