

2 Literaturübersicht

2.1 Zur Geschichte des Fixateur externe

In der Humanmedizin war der erste Fixateur externe 1897 von Clayton Parkhill käuflich zu erwerben. Bei dieser Konstruktion wurden pro Fragment zwei Holzschrauben eingesetzt und jeweils an einer Flügelplatte befestigt. Die nötige Stabilität erhielt die Apparatur durch ein Zusammenkleben aller vier Platten extern über dem Bruchspalt. Mit diesem Apparat behandelte Parkhill offene Frakturen, verzögert heilende Brüche und Pseudarthrosen. Je nach Patientengröße gab es den Fixateur externe in drei verschiedenen Dimensionen (PETTIT, 1992).

Albin Lambotte entwickelte 1902 einen ähnlichen Fixateur externe mit vier Metallschrauben, die mit zwei Platten extern an der Gliedmaße befestigt wurden. Lambotte hob die Vorteile des Fixateur externe für die Behandlung von offenen Frakturen hervor (PETTIT, 1992).

1904 wurde von Codvilla erstmals ein System zur Beinverlängerung eingesetzt, dabei penetrierten die Nägel den Knochen und wurden auf beiden Seiten der Extremität befestigt. Fritz Steinmann entwickelte 1907 diese Vorgehensweise weiter und entwarf 1916 einen Distraktionsfixateur (PETTIT, 1992).

Die Bedeutung der Implantation der Bohrdrähte in einem bestimmten Winkel zueinander wurde 1925-1930 von Alfred Schanz, Jean Paul Lamare und Gustav Riedel erkannt (PETTIT, 1992).

Henri Judet entdeckte 1934, dass sich die Stabilität des Fixateur externe erhöhen lässt, wenn ein unilateraler Nagel beide Knochencortices penetriert (PETTIT, 1992).

In der Veterinärmedizin beschrieb Otto Stader erstmals 1934 einen Rahmenfixateur, bei dem eine verschiedene Anzahl von Kirschnerbohrdrähten mit Speerholzschiene verbunden wurden. Zusammen mit Richard A. Self und Ellis P. Leonards berichtete Otto Stader, dass die Bohrdrähte preiswert durch Fahrradspeichen ersetzt werden können (PETTIT, 1991).

1951 führte John W. Kendrick ein Transfixationssystem ein, das mit einem Gips kombiniert wurde. Der Gips wurde mit Bohrdrähten an der äußeren Verbindungsstange befestigt. Kendrick verwandte diese Kombination für Radius- und Tibiafrakturen bei Pferden und Kühen (PETTIT, 1992).

Otto Stader brachte 1937 eine Fixationschiene heraus. Sie fixierte nicht nur, sondern ermöglichte auch eine Reduktion der Fraktur. Die Einsatzwinkel der Bohrdrähte wurden durch sogenannte „pin bar units“ bestimmt, welche beim Einsetzen der Bohrdrähte als Schiene dienten. Danach wurden die „pin bar units“ mit Scharnierblöcken aus Metall verbunden. Es war nun möglich, die Fraktur manuell zu reponieren und den Scharnierblock

proximal und distal der Frakturlinie nach Reposition, mit einer Gewindestange zu verbinden. Bis 1939 wurde dieses System bei insgesamt 500 Hunden und mit Staders Hilfe auch bei 15 Menschen angewandt. Im Zweiten Weltkrieg wurde das System von den USA und Kanada eingesetzt (PETTIT, 1991).

Emerson Anton Ehmer brachte 1940 zusammen mit der kirschnerschen Maschinenfabrik den Kirschner-Ehmer-Apparat auf dem Markt. Dieser ist eine Modifikation des Anderson Apparats aus der Humanmedizin und bot als Besonderheit Einfach- und Doppelklemmen für eine größere Flexibilität bei der Winkelauswahl der Bohrdrähte. Der Apparat ist in drei Größen erhältlich. Die beiden kleineren finden in der Kleintierchirurgie Anwendung, der größere wird in der Großtierchirurgie eingesetzt (EGGER, 1992; PETTIT, 1992).

Zu Beginn der fünfziger Jahre vereinfachte Wade O. Brinker den Kirschner-Ehmer-Apparat, in dem er die Bohrdrähte mit einer einheitlichen Verbindungsstange fixierte. Er benutzt den Fixateur externe zur zusätzlichen Stabilisierung mit einem intramedullären Pin oder einer Cerclage (PETTIT, 1991).

Ungenügendes Wissen in Handhabung und Anwendung führte nach dem Zweiten Weltkrieg vermehrt zu Komplikationen, dadurch verlor der Fixateur externe an Popularität (EGGER, 1989). Erst durch Verringerung von Komplikationen und durch neue Untersuchungen, insbesondere der Biomechanik und der Frakturheilung gewann er sowohl in der Human- wie auch in der Veterinärmedizin an Ansehen zurück (HARARI et al., 1998).

Im Vietnamkrieg wurde der Fixateur externe wieder erfolgreich eingesetzt, da er gerade bei offenen und stark traumatisierten Brüchen eine geringere Infektionsrate zeigte als eine interne Fixation (BRADLEY und ROUSE, 1980; FOX, 1986). Mit der steigenden Anzahl von Motorradunfällen ab den 60er Jahren mit offenen Frakturen und der Notwendigkeit einer offenen Wundbehandlung stieg der Gebrauch weiter an (EGGER, 1989).

2.2 Nomenklatur und Aufbau des Fixateur externe

2.2.1 Nomenklatur

Obwohl der Fixateur externe schon seit einigen Jahren in der Veterinär- und Humanmedizin verwendet wird, hat sich noch keine einheitliche Nomenklatur durchgesetzt. Zu Beginn wurden die Apparaturen nach ihren Erfindern oder Herstellern benannt, wie z. B. der Hoffmann-Apparat in der Humanmedizin oder der Kirschner-Ehmer-Apparat in der Veterinärmedizin.

Die 1978 veröffentlichte Klassifikation von HIERHOLZER et al. bezog sich auf die Bohrdrähtart. Beim Fixateur externe Typ I werden nur Bohrdrähte verwendet, die einseitig

die Haut, aber beide Cortices penetrieren und nur auf einer Seite des Knochens fixiert werden. Diese Bohrdrähte werden als "half pins" bezeichnet (BRADLEY und ROUSE, 1980; VAN EE und GEASELING, 1992). Beim Fixateur externe Typ II werden Bohrdrähte verwendet, die beidseitig die Haut penetrieren und auf beiden Seiten der Extremität fixiert werden, man bezeichnet sie als "full pins" oder "through and through pins" (BRADLEY und ROUSE, 1980; VAN EE und GEASELING, 1992). Der Fixateur externe Typ III ist eine Kombination aus einem Fixateur externe Typ I und Typ II. Beide Typen werden in einem 90° Winkel zueinander angebracht und die Enden zu einem dreidimensionalen Rahmen miteinander verbunden.

Weiterhin können die Rahmenkonfigurationen in uni- und bilateral sowie uni- und biplanar unterschieden werden. Als unilateral, Fixateur externe Typ Ia, wird eine Rahmenkonfiguration bezeichnet, die weniger als 90° des Radius des Knochens einnimmt. Der Fixateur externe Typ Ib ist bilateral konfiguriert und hat einen Winkel von mehr als 90° (CARMICHAEL, 1991). Bei der uniplanaren Konfiguration befindet sich der Rahmen in nur einer Ebene, bei der biplanaren in mehr als einer Ebene.

CARMICHAEL (1991) stellte eine Zusammenfassung auf, nach der die verschiedenen Fixateur externe-Systeme nach vier Gesichtspunkten eingeteilt werden:

- nach der Anzahl der Bohrdrähte,
- nach der Positionierung der Bohrdrähte (durchgehend oder nur einseitig penetrierend),
- nach der Anzahl der Ebenen, die belegt werden sowie
- nach dem Radius, bzw. den Seiten, die belegt werden.

Eine einheitliche Nomenklatur für andere Lokalisationen als die Extremitäten und die verwendeten Konfigurationen wie z. B. bei Becken- und Kieferfrakturen gibt es noch nicht.

Häufige Rahmenkonfigurationen mit den verschiedenen Bezeichnungen (in Anlehnung an Slatter 1985, Textbook of Small Animal Surgery) sind:

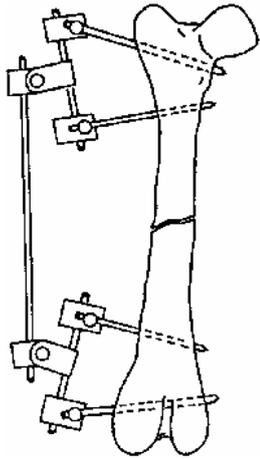


Abb. 1:

- Unilateral und uniplanar mit Doppelklemmen
- Typ Ia
- Standard Kirschner-Ehmer-Apparat

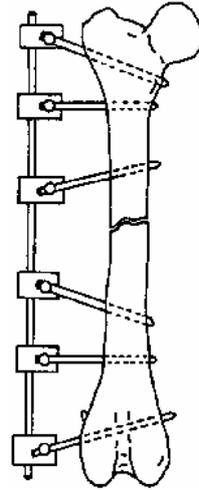


Abb. 2:

- Unilateral und uniplanar mit einfachen Klemmen
- Typ Ia
- Modifizierter Kirschner-Ehmer-Apparat

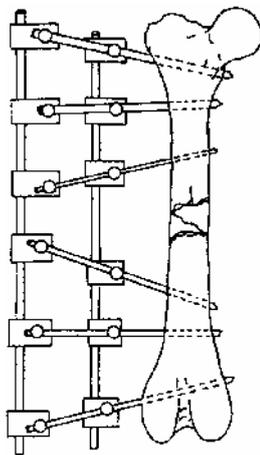


Abb. 3:

- Unilateral und uniplanar mit doppelter Verbindungsstange
- Typ Ia

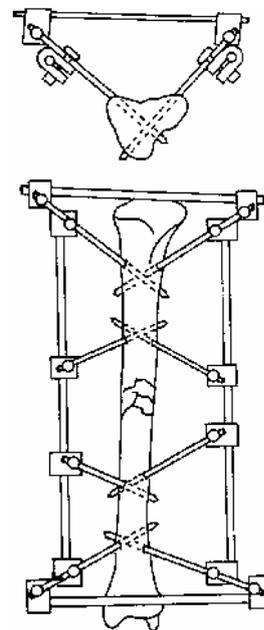


Abb 4:

- Unilateral und biplanar
- Typ Ib
- Quadrilateraler Typ Ib

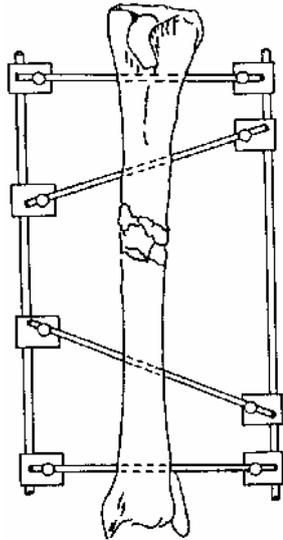


Abb. 5:

- Bilateral und uniplanar
- Typ II
- Ganzer Kirschner-Ehmer-Apparat

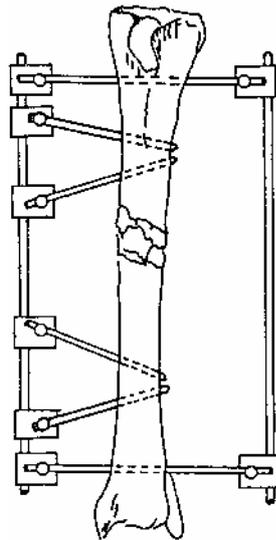


Abb. 6:

- Modifizierter bilateraler und uniplanarer
- Typ II

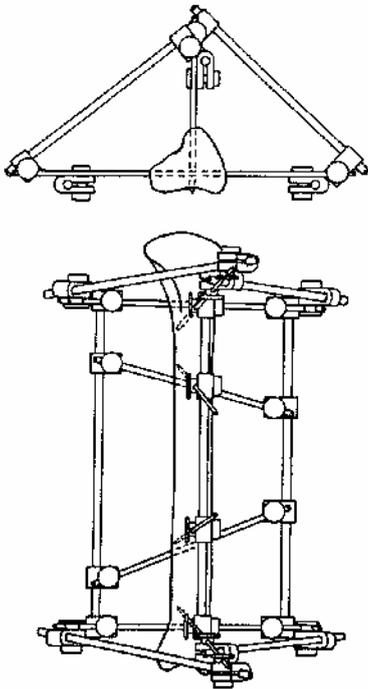


Abb. 7:

- Bilateral und biplanar
- Typ III

2.2.2 Aufbau

Im Hinblick auf die Stabilität werden an den Fixateur externe hohe Anforderungen gestellt. Die Apparatur muss so konstruiert sein, dass eine Gelenk- oder Frakturruhistellung ermöglicht wird, d. h. die einwirkenden Kräfte müssen über das Gelenk bzw. den Frakturspalt hinweg geleitet werden, eine frühzeitige Lockerung des Gestänges muss vermieden werden (ARON und DEVEY, 1992).

Der Fixateur externe besteht aus drei Grundeinheiten:

- den Fixations- bzw. Bohrdrähten,
- den Verbindungsstangen sowie
- den Klemmen (bestehend aus einem U-Teil, einem Bolzen und einer Mutter), wobei die Verbindungsstangen und die Klemmen den externen Rahmen bilden.

Auf Grund seines Aufbaus und der externen Fixierung ist der Fixateur externe die einzige operative Frakturversorgungsmethode, bei der auch postoperativ eine Korrektur der Reduktion möglich ist (WEBER und MONTAVON, 1993).

Die praktische Anwendung erfolgt wie beschrieben:

Der U-Teil nimmt die Verbindungsstange auf, der Bolzen den Bohrdraht, während die Mutter auf dem Bolzen angezogen wird, drückt man den Bohrdraht gegen das U-Teil und klemmt dieses gleichzeitig um die Verbindungsstange fest. Verbindungsstangen können von System zu System unterschiedlich sein, es können auch Steinmannnägel verwendet werden, oder Klemmen und Verbindungsstangen werden gegen eine Acrylbrücke aus Polymethylmethacryl ausgetauscht.

Bei den Klemmen unterscheidet man Einfach- und Doppelklemmen. Die Einfachklemmen verbinden einen Bohrdraht mit einer Verbindungsstange. Doppelklemmen haben zwei U-Teile, einen Bolzen ohne Loch, eine Mutter und können zwei Verbindungsstangen miteinander verbinden. Die Vielfältigkeit von Rahmenkonstruktionen lässt sich dadurch erhöhen. Die Nachteile der Doppelklemmen sind nicht nur die höheren Kosten, sondern insbesondere ihre mangelnde mechanische Stabilität, da alle Kräfte über sie hinweggeleitet werden (EGGER et al., 1986). Deswegen beschränkt sich ihr Gebrauch auf schnell heilende und stabile Frakturen. Die Gefahr eines Klemmenbruches kann durch Verwendung mehrerer Doppelklemmen verringert werden (VAN EE und GEASELING, 1992).

Es gibt Systeme, bei denen eine Klemme nur zu einer Verbindungsstangengröße passt, z. B. beim Kirschner-Ehmer-Apparat. Durch die Verwendung verschiedener Bohrdrahtgrößen pro Klemme wird aber auch hier die Variabilität des System erhöht.

Eine Wiederverwendung von Klemmen und Verbindungsstangen spart Kosten, dabei sollte jedoch auf Verschleißerscheinungen geachtet werden.

Die Stabilität des Fixateur externe hängt von der Festigkeit der Bohrdrähte ab, diese wiederum von der Einsetztechnik, der postoperativen Versorgung und vom Design.

Es gibt Bohrdrähte mit und ohne Gewinde. Dabei unterscheidet man eingeschnittenes und aufgesetztes Gewinde, dieses kann am Anfangsteil, Mittelteil oder über den gesamten Bohrdraht vorhanden sein. Bohrdrähte, deren Gewindeteil sich nur über den Anfang erstreckt, werden für den Fixateur externe Typ I verwendet, während Bohrdrähte mit einem Mittलगewindeteil für einen Fixateur externe Typ II geeignet sind. Bohrdrähte, bei denen sich das Gewinde über die gesamte Länge erstreckt, können sowohl als "half pins", die nur eine Hautoberfläche penetrieren (Typ I) sowie auch als "full pins", die beide Hautoberflächen penetrieren (Typ II), verwendet werden.

Da sich einwirkende Kräfte am Übergang vom Gewindeteil zum glatten Schaft sammeln, ist hier die Biege- und Brechquote besonders hoch. Zum Schutz dieser Schwachstelle gibt es Bohrdrähte, bei denen nur in die Spitzen ein Gewinde eingeschnitten ist. Die Gewindespitze schneidet in die Transcortex, während der Übergang zum glatten Schaftteil vom Knochenmarkskanal geschützt wird. Ein Beispiel dafür ist der Ellis Pin (BENNET, 1987). Dieser zeigt eine fünf- bis siebenmal größere Festigkeit beim Herausziehen als ein glatter Bohrdraht und ist auch stabiler gegen Biegung (BENNET, 1987).

Im Gegensatz zu Bohrdrähten mit einem eingeschnittenen Gewinde haben Bohrdrähte mit aufgesetztem Gewinde eine höhere Biegsamkeit und Stabilität am Übergang vom glatten Schaft zum Gewinde, weil die Kontaktfläche von Knochen und Bohrdraht erhöht wird (KRAUS et al., 1998).

Postoperative Komplikationen, z. B. eine frühzeitige Lockerung und eine daraus resultierende Entzündungen an den Hautaustrittsstellen, können durch die Verwendung einer Kombination von Bohrdrähten mit und ohne Gewinde minimiert werden. Außerdem werden durch die Anwendung dieser Kombination Kosten gesenkt, da Bohrdrähte mit Gewinde teurer sind (ARON, 1986; ARON und DEVEY, 1992).

Bei den Bohrdrähten ohne Gewinde kommen meist Steinmannnägel (in der Hälfte geteilt) oder Kirschnerbohrdrähte zur Anwendung, wobei Steinmannnägel mit einem eingeschnittenen Gewinde eine höhere Festigkeit haben (EGGER et al., 1986; BENNET, 1987).

Steinmannnägel mit einem Überzug aus porigem Titan sind stabiler, da Knochen und fibröses Gewebe in die Poren einwachsen (DECAMP, 1987).

2.3 Die Biomechanik des Fixateur externe

Die Stabilität des Fixateur externe wird durch die Konfiguration, die Anzahl der Bohrdrähte, den Durchmesser der Bohrdrähte und der Verbindungsstangen, dem Abstand von Verbindungsstange zur Haut und der Verteilung der einzelnen Bohrdrähte beeinflusst.

Um die Festigkeit der Konfiguration zu steigern, geben McLAUGHLIN und ROUSH (1999) folgende Möglichkeiten an:

- Erhöhung der Anzahl der Bohrdrähte pro Fragment.
- Die Verbindungsstange näher an die Haut zu rücken.
- Die Klemmen auf die Innenseite der Verbindungsstange zu setzen.
- Den Bohrdrahtdurchmesser zu erhöhen.
- Die inneren Bohrdrähte so nah wie möglich an die Fraktur zu setzen.
- Bohrdrähte über den ganzen Knochen zu verteilen.
- Bohrdrähte gewinkelt einzusetzen.
- Mehr als eine Verbindungsstange zu verwenden.
- Bohrdrähte mit aufgesetztem Gewinde zu verwenden sowie
- Bohrdrähte beim Einsetzen nicht zurückzuziehen.

Zusätzlich kann die Stabilität mit einer internen Fixierung erhöht werden. So wird der Fixateur externe häufig mit einem intramedullärem Pin (IMP) kombiniert. Hier leistet der Fixateur externe eine zusätzliche Stabilisierung gegen Rotationskräfte. Meist kann er nach ca. drei bis fünf Wochen entfernt werden, während der IMP noch belassen wird. Auch die Kombination mit Zugschrauben und Cerclagen ist üblich. In diesen Fällen funktioniert der Fixateur externe neutralisierend, in dem er Torsions- und Biegekräfte über den Frakturspalt hinwegleitet, während die Schrauben und Cerclagen für die intrafragmentäre Kompression verantwortlich sind (BRINKER und FLO, 1975).

2.3.1 Kräfteübernahme

Hervorgerufen durch das zu tragende Gewicht, durch Muskelkontraktionen und der physikalischen Aktivität wirken verschiedene Kräfte auf die langen Röhrenknochen ein. Tritt das Tier auf, kommt das tragende Gewicht zur Geltung; es kommt zu einer rückwirkenden Kraft des Bodens, welche eine axiale Kompression sowie Biege- und Torsionsmomente auf den Knochen wirken lassen (PALMER et al., 1992). Auf Grund von axialer Kompression ist bei einer Trümmerfraktur die Gefahr zu kollabieren größer, als bei einer gut reponierten Quer- oder Schrägfraktur, die ausreichend gegen Torsionskräfte geschützt ist (EGGER, 1991). Ist ein frakturierter Knochen mit einem Fixateur externe stabilisiert, werden die Kräfte in

unterschiedlichem Maß vom Knochen sowie von den einzelnen Komponenten der Apparatur getragen. Die Anzahl der Kräfte, die durch den Knochen und die Anzahl der Kräfte, die durch den Fixateur externe übernommen werden, ist abhängig von der Art der Fraktur und der Rahmenkonfiguration (ARON, 1989).

Bei einer exakt reponierten und unter Kompression stehenden Querfraktur, wird der größte Teil der vom Boden rückwirkenden Kräfte durch den Knochenschaft geleitet, während bei einer Trümmerfraktur oder bei einer Knochenteilresektionen der Hauptteil der Kräfte durch den Fixateur externe geleitet wird. Bei Schrägfrakturen, die exakt reponiert sowie intrafragmentär komprimiert werden, wirkt der Fixateur externe wie eine Neutralisationsmaßnahme (PALMER et al., 1992).

2.3.2 Bohrdrahtanzahl

Die Anzahl der Bohrdrähte beeinflusst die Stabilität der Fraktur. Ein Fixateur externe Typ II wird um so stabiler, je mehr Bohrdrähte pro Fraktursegment verwendet werden, dies gilt bis zu vier Bohrdrähte pro Segment (Mc COY, 1983; EGGER, 1983; BRINKER et al., 1985 und PALMER et al., 1992). Steigert man bei einem Typ II Fixateur externe die Anzahl der Bohrdrähte pro Fragment von zwei auf drei, führt das zu einer Erhöhung der Stabilität gegenüber axialer Kompression um 66 %. Die Verwendung von vier Bohrdrähten pro Fragment steigert die Stabilität zusätzlich um 33 %. Jedoch führen gerade bei kleinen Fragmenten zu viele Bohrdrähte zu Mikrofrakturen und zu einer gesteigerten Knochenresorption. Eine frühzeitige Montagelockerung kann die Folge sein (BRIGGS und CHAO, 1982 nach EGGER, 1991). Bei einem Fixateur externe Typ I mit nur einer Verbindungsstange lässt sich die Stabilität nicht durch Verwendung mehrerer Bohrdrähte steigern, da die einzelne Verbindungsstange schwächer ist als der Bohrdraht (BRINKER et al., 1985). Bei einem Fixateur Typ I mit zwei Verbindungsstangen lässt sich die Stabilität durch Verwendung mehrerer Bohrdrähte pro Fragment erhöhen (BRINKER et al., 1985).

2.3.3 Full Pins / Half Pins

Full pins sind stabiler gegenüber axialer Kompression, einer einseitigen Kräfteansammlung bei Osteotomien und gegenüber Torsionskräften (EGGER, 1983; BRINKER et al., 1985). Wird eine Kombination aus full und half pins verwendet, verliert die Stabilität der Konfiguration um ca. 25% (BRINKER et al., 1985).

2.3.4 Bohrdrahtdurchmesser

Die Bohrdrahtstärke beeinflusst zu einem enorm hohen Anteil die Stabilität des Bohrdrahtes und somit auch die Stabilität der Apparatur. Bohrdrähte mit größerem Durchmesser erhöhen die Stabilität an der Knochen–Bohrdraht Kontaktstelle, da sie stabiler gegen Biegekräfte sind. Experimentell wurde gezeigt, dass eine Erhöhung des Durchmessers von 2,5mm auf 4,0mm die Stabilität bei verschiedenen Typ II Konfigurationen mehr als verdoppelt (BRINKER, 1985).

Die Steifheit ist proportional zur vierten Einheit des Durchmessers, d. h. eine geringfügige Steigerung des Durchmessers führt zu einer signifikanten Erhöhung der Stabilität (ARON, 1989).

Ein größerer Durchmesser steigert die Festigkeit, jedoch sollte der Durchmesser des Bohrdrahtes 20% des Knochendurchmesser nicht überschreiten. Es besteht sonst die Gefahr, dass der Knochen am Bohrloch bricht (EGGER, 1992). Bei einem zu kleinen Durchmesser ist der Bohrdraht zu flexibel, es kommt es zu einer gesteigerten intrafragmentären Bewegung. Dadurch verzögert sich die Heilung (EGGER, 1991).

2.3.5 Bohrdrahtdesign

Die am meisten beanspruchte Stelle der Apparatur ist die Kontaktstelle von Knochen und Bohrdraht. Treten in diesem Bereich zu große Kräfteansammlungen auf, führt dies zu einem Knochenabbau und somit zu einer Lockerung des Systems. Nach Möglichkeit sollten glatte Bohrdrähte nur bei Tieren mit einfachen Frakturen und einem guten Heilungspotential verwendet werden. Bei komplexeren Frakturen mit verlängerter Heilungsdauer sollten in jedem Fragment ein bis zwei Bohrdrähte mit Gewinde eingebracht werden (RUDD und WHITEHAIR, 1992).

Die Festigkeit eines Bohrdrahtes ist proportional zur vierten Einheit des Durchmessers, daraus folgt, dass Bohrdrähte mit einem eingeschnittenen Gewinde über dem gesamten Bohrdrahtteil weniger steif sind als Bohrdrähte mit dem gleichen äußeren Durchmesser ohne Gewinde (BENNET et al., 1987). Eine höhere Festigkeit im Knochen haben Bohrdrähte mit einem aufgesetzten Gewinde, sie verlieren dabei nicht an Steifheit wie Bohrdrähte mit eingeschnittenem Gewinde (PALMER et al., 1992).

Bei Bohrdrähten, die nur an einem Ende ein Gewinde haben, unterscheidet man erstens die, die in beide Cortices schneiden, bei diesem Typ bleibt ein Teil des Gewindes außerhalb des Knochens. Zweitens die, die nur in eine Cortex schneiden, in diesem Fall liegt der Gewindeteil intramedullär. Letztere sind fester, da ihre Schwachstelle geschützt wird (BENNET et al., 1987). Diese Bohrdrähte sind gut im dichten cortikalen Knochen der

Diaphyse einzusetzen, aber nur limitiert im dünnen cortikalen Knochen der Metaphyse (ARON, 1989).

Bei einer Kombination aus glatten Bohrdrähten und solchen mit Gewinde sollte auf jeder Frakturseite mindestens ein Bohrdraht mit Gewinde eingesetzt werden. Bohrdrähte mit Gewinde verringern die Gefahr einer frühzeitigen Montagelockerung durch eine Steigerung der Stabilität an der Knochen–Bohrdraht Kontaktstelle. Die glatten Bohrdrähte steigern die Rigidität der Montage (ARON, 1989).

2.3.6 Einsatztiefe

Für die optimale Stabilität müssen die Bohrdrähte durch beide Knochenkortices gebohrt werden. Die Spitze der Bohrdrähte sollte die Transcortex komplett penetrieren, so dass der größte Durchmesser des Bohrdrahtes mit der Cortex Kontakt hat (VAN EE und GEASELING, 1992).

Nach der Röntgenkontrolle kann gegebenenfalls ein tieferes Einsetzen des Bohrdrahtes in die Cortex notwendig sein. Keinesfalls darf der Bohrdraht zurückgezogen werden, da dann die Gefahr einer frühzeitigen Lockerung besteht (ARON und DEVEY, 1992).

2.3.7 Bohrdrahtwinkelung

Parallel gesetzte Bohrdrähte zeigen häufiger eine frühzeitige Lockerung als Bohrdrähte, die in einem bestimmten Winkel zur Knochenlängsachse eingesetzt werden (GUMBS et al., 1988).

Der unterste und oberste Bohrdraht sollte jeweils einen Winkel von 70° zur Knochenmitte aufweisen, um ein Ausreißen aus dem Knochen zu verhindern (BRINKER und FLO, 1975; CARMICHAEL, 1991; PALMER et al., 1992). Werden die Bohrdrähte nach außen gewinkelt, ist die Stabilität der Apparatur geringer (BRINKER, 1986). Gewinkelte Bohrdrähte nehmen mehr Knochen in Anspruch, dies kann bei Frakturen mit kleinen Fragmenten problematisch sein (ARON, 1989).

Bohrdrähte beim Fixateur externe Typ II, die im 90° Winkel implantiert werden, zeigen klinisch immer eine höhere Lockerungsrate (BRINKER, 1985).

Beim Verwenden glatter Bohrdrähten kann die Festigkeit erhöht werden, indem man die Bohrdrähte vorspannt (ARON, 1989). Die Bohrdrähte werden dabei entweder voneinander oder zueinander gebogen, bevor sie an der Verbindungsstange befestigt werden. Dies darf nur im Rahmen der eigenen Elastizität geschehen, da eine permanente Deformation die Festigkeit des Bohrdrahtes reduziert. Diese Technik eignet sich nicht zur Anwendung im weichen metaphysären Knochen (ARON und DEVEY, 1992).

Werden bei einem Fixateur externe Typ I zwei Bohrdrähte pro Fragment implantiert, sollten diese in jedem Fragment einen Winkel von 45° zueinander haben. Dabei sind die äußeren Bohrdrähte nach innen und die frakturnahen Bohrdrähte nach außen gewinkelt, um die Stabilität zu erhöhen (BRINKER und FLO, 1975; BOOTHE und TANGNER, 1982; CARMICHAEL, 1991).

2.3.8 Bohrdrahtsetzung

Bei einem Fixateur externe Typ II sollten der proximale und distale Bohrdraht im rechten Winkel zur Knochenlängsachse eingesetzt werden. Die restlichen Bohrdrähte sollten einem 30° Winkel zum korrespondierenden horizontalen Bohrdraht haben, da die Gefahr einer Lockerung des Systems größer ist, wenn alle Bohrdrähte parallel liegen (BRADLEY und ROUSE, 1980).

Eine Verteilung der Bohrdrähte über den gesamten Knochen erhöht die Stabilität gegenüber craniocaudaler Biegung. Erhöht man beim Kirschner-Ehmer-Apparat den Abstand der Bohrdrahtgruppen, wird die Stabilität gegenüber Torsionskräften erhöht (BOUVEY et al., 1993).

2.3.9 Rahmenkonfigurationen

Unter den Aspekten unterschiedlicher Frakturtypen, Stabilität, Weichteilschäden, Aktivität und Größe des Patienten ist die Verwendung einer universellen Konfiguration nicht möglich. Vielmehr muss jeder Fall individuell entschieden werden. So soll z. B. bei einer Fraktur mit hohem Weichteilschaden eine stabile Konfiguration gewählt werden. Da durch den Weichteilschaden die Blutversorgung gestört ist, verzögert sich auch die periostale Kallusbildung. Diese funktioniert zusätzlich stabilisierend neben dem Fixateur externe (ARON, 1989).

Einen hohen Einfluss auf die Stabilität der Apparatur hat die geometrische Variation der einzelnen Konfigurationen. Die Stabilität gegenüber axialer Kompression und Torsionskräften nimmt wie folgt zu: unilateraler / Typ Ia > unilateraler biplanarer / Typ Ib > bilateraler uniplanarer / Typ II > bilateraler biplanarer / Typ III. Dies gilt auch bei der Festigkeit gegenüber einseitigen Kräfteansammlungen auf der gegenüberliegenden Seite bei Osteotomien mit der Ausnahme, dass hier der Typ Ib stabiler ist als der Typ II (EGGER, 1983). RUDD und WHITEHAIR (1992) beschreiben den Fixateur externe Typ Ib allgemein stabiler gegen Torsions- und Biegekräfte als den Fixateur externe Typ II, da die Kräfte über Bohrdrähte und Verbindungsstangen verteilt werden und beim Fixateur externe Typ II fast komplett die einwirkende Kraft vom Bohrdraht übernommen wird.

Der Fixateur externe Typ I wird größtenteils für Humerus und Os femoris verwendet, weil auf Grund der Interferenz mit der Körperwand bilaterale Konfigurationen nicht zur Anwendung geeignet sind. Ein Fixateur externe Typ I mit Doppelklemmen ist die am wenigsten stabile Konfiguration, da sich alle Kräfte in der Doppelklemme fokussieren, das führt zu ungenügender Stabilität gegenüber Biegekräften (EGGER, 1991). Die Stabilität ist dann bei den meisten Frakturen ausreichend, wenn alle Bohrdrähte an einer Verbindungsstange befestigt werden (BRINKER et al., 1985). Bei größeren Tieren und weniger stabilen Brüchen besteht die Möglichkeit der Verwendung einer zweiten Verbindungsstange, dadurch wird die Stabilität der Konfiguration gegenüber axialer Kompression annähernd um das doppelte gesteigert (EGGER, 1983; BRINKER, 1985; EGGER et al., 1986). Die Stabilität hinsichtlich der Biegsamkeit erhöht sich um ca. 20 %, während sich im Hinblick auf Torsionskräfte keine Änderung zeigt (PALMER, 1992). Ein biplanarer unilateraler Fixateur externe/quadrilateraler Typ Ib zeigt eine höhere Stabilität gegenüber craniocaudaler Biegsamkeit als ein uniplanarer Fixateur externe Typ II (EGGER et al., 1985). Diese Konfiguration eignet sich besonders bei proximalen und distalen Frakturen, da auch bei kleinen Fragmenten eine adäquate Bohrdrahtanzahl eingesetzt werden kann (EGGER et al., 1985). Bei instabilen Frakturen ist der für seine hohe Stabilität gegenüber Kompressionskräften geeignete Fixateur externe Typ II besonders zu erwähnen (BRINKER et al., 1985). Er ist 100% steifer als ein Fixateur externe Typ I (McLAUGHLIN und ROUSH, 1999). Ein Fixateur externe Typ III ist die starrste Konfiguration, sie ist ungefähr zehnmal stabiler gegenüber axialer Kompression als ein Fixateur externe Typ I (EGGER, 1983). Diese Konfiguration eignet sich besonders für extrem instabile oder infizierte Frakturen, sowie für Pseudarthrosen und Arthrodesen, da hier eine lange und stabile Fixation notwendig ist.

Ein bilateraler Kirschner-Ehmer-Apparat weist eine höhere Stabilität auf als ein unilateraler. Bei der Frakturstabilisierung zeigt der bilaterale Kirschner-Ehmer-Apparat einen durchschnittlichen Anstieg von 168%, bei der Torsionsstabilität beträgt die Steigerung 108%, bei axialer Kompression 68% und bei craniocaudaler Biegung 54% gegenüber dem unilateralen Kirschner-Ehmer-Apparat (BOUVEY et al., 1993).

Der mittlere Kirschner-Ehmer-Apparat zeigt gegenüber dem kleineren eine höhere Festigkeit von 85% (BOUVEY et al., 1993).

2.3.10 Verbindungsstangen und Klemmen

Größenvariationen müssen der Größe des Tieres und des Knochens angepasst werden.

Eine Steigerung in Größe und Anzahl der Verbindungsstangen erhöht auch die Stabilität der Konfiguration (ARON, 1989).

2.3.11 Abstand von Haut und Verbindungsstange

Der Abstand zwischen Knochen und Verbindungsstange beeinflusst in entschiedenem Maße die Stabilität des Fixateur externe. Ein geringer Abstand ermöglicht eine optimale Stabilität. Dabei ist die postoperative Weichteilschwellung zu berücksichtigen. Um Drucknekrosen zu vermeiden, sollte es keinen Kontakt zwischen Haut und Klemmen oder Verbindungsstangen geben. Ein Abstand von 6-12mm wird empfohlen (BRINKER, 1986). Kommt es zu einer vermehrten postoperativen Schwellung der Haut, sind die Klemmen neu zu justieren.

Durch Vergrößerung des Abstandes zwischen Knochen und Verbindungsstangen besteht mit fortschreitender Frakturheilung die Möglichkeit, mehr Kräfte über den sich konsolidierenden Kallus fließen zu lassen. Experimentell verzeichnet man dabei eine Verkürzung der Heilungsdauer (BEHRENS und JOHNSON, 1989 nach WEBER und MONTAVON, 1994).

2.3.12 Acrylverbindungen

Die Stabilität der Acrylbrücke ist proportional zu ihrem Durchmesser. Eine Acrylbrücke mit einem Durchmesser von ca. 2cm ist gegenüber den einwirkenden Kräften stabiler als ein mittlerer Kirchner-Ehmer-Apparat in allen Konfigurationen (WILLER et al., 1991). Eine Acrylbrücke mit einem Durchmesser von 2cm weist eine bessere Stabilität gegen Druck und Scheerkräfte auf als eine Verbindungsstange. Bei den Torsionskräften gibt es keine Unterschiede zwischen Acrylbrücken und Verbindungsstangen (OKRASINSKI, 1991; WILLER, 1991).

2.4 Zur Indikation des Fixateur externe

Der Fixateur externe eignet sich zur Stabilisierung von verschiedenen Frakturen, zur Ruhigstellung von Gelenken und zur Korrektur von Wachstumsstörungen.

Hierbei kann der Fixateur externe als alleinige Maßnahme oder in Kombination mit weiteren Stabilisierungsmaßnahmen angewendet werden.

2.4.1 Offene / Infizierte Frakturen

Besonders geeignet ist der Fixateur externe zur Behandlung von offenen und infizierten Frakturen sowie bei Frakturen mit einem ausgeprägtem Weichteilschaden. Die Bohrdrähte werden vom verletzten und infizierten Weichteilgewebe entfernt in den Knochen implantiert, damit wird eine weitere Kontamination und Schädigung des Gewebes vermieden (EGGER, 1989; CARMICHAEL, 1991). Infolgedessen verringert sich die Gefahr einer Osteomyelitis

und die daraus resultierende Lockerung des Fixateur externes. Die Vaskularisation im Frakturbereich funktioniert uneingeschränkt (VAN EE und GEASELING, 1992). Insbesondere bei offenen Frakturen mit erheblichen Weichteilschaden ist eine offene Wundversorgung mehrmals täglich möglich, ohne dass die Stabilität der Fraktur gefährdet wird (CARMICHAEL, 1991).

Der Fixateur externe ist auch für Frakturen geeignet, bei denen eine interne Fixierung nicht mit genügend Weichteilgewebe abgedeckt werden kann (ARON, 1989).

2.4.2 Splitterfrakturen

Die Versorgung von Splitterfrakturen, bei denen eine genaue Rekonstruktion nicht möglich ist, kann durch einen Fixateur externe erfolgen, da zur Stabilisierung von großen Knochendefekten nur ein geringer Anteil an erhaltenem Knochen nötig ist. Es besteht die Möglichkeit, eine Spongiosaverpflanzung sofort oder auch zu einem späteren Zeitpunkt durchzuführen. Auch bei Splitterfrakturen ist es von Vorteil, dass die Bohrdrähte nicht in den Frakturbereich implantiert werden und somit die bereits beeinträchtigte Blutversorgung der Fragmente nicht in Mitleidenschaft gezogen wird (EGGER, 1993).

2.4.3 Schussverletzungen

Schussverletzungen stellen meist eine Kombination aus kontaminierten Splitterfrakturen mit Knochenverlust und vielen Mikrofrakturen dar, die nicht immer komplett radiologisch nachweisbar sind. Der hohe Weichteilschaden ist eine weitere Indikation für den Fixateur externe (VAN EE und GEASELING, 1992).

2.4.4 Temporäre Versorgung

Der Fixateur externe kann bei den genannten Indikationen als einzige Maßnahme verwendet werden oder temporär, bis eine ausreichende Revaskularisation im traumatisierten Gewebe stattgefunden hat, keine Infektionsgefahr mehr besteht und eine interne Fixation erfolgsversprechender ist. Als Indikator für den Zeitpunkt eines Zweiteingriffes kann das Auftreten von gesundem Granulationsgewebe nach ca. zwei Wochen gewertet werden (WEBER und MONTAVON, 1993).

2.4.5 Kombination mit einer internen Versorgung

Der Fixateur externe kann auch als eine zusätzliche Maßnahme zu einer internen Fixation gewählt werden, z. B. bei Os femoris Frakturen, die mit einem intramedullären Pin versorgt werden. Der intramedulläre Pin gewährleistet ausreichend Stabilität gegen Druck- und

Biegekräfte. Der Fixateur externe schützt gegen Rotations- und Scherkräfte (BRINKER und FLO, 1975; ARON, 1989; WEBER und MONTAVON, 1993). Der Fixateur externe kann in den meisten Fällen nach drei bis fünf Wochen entfernt werden, während der intramedulläre Pin noch belassen wird; in dieser Zeit bietet die beginnende Fibrosierung und Kallusbildung zusätzlich eine ausreichende Stabilität (BRINKER und FLO, 1975; WEBER und MONTAVON, 1993). Bei Spiralfrakturen kann eine intrafragmentäre Kompression durch eine Zugschraube, eine Cerclage oder Hemicerclage erreicht werden, auch in diesen Fällen schützt der Fixateur externe gegen Torsions- und Druckkräfte (BRINKER und FLO, 1975; ARON, 1989). Durch intrafragmentäre Kompression wird gewährleistet, dass eine bestimmte Anzahl der anfallenden Kräfte über den Knochen geleitet wird und somit die Steifheit der Konfiguration haltbarer ist. Die Beanspruchung der Kontaktstelle von Knochen zu Bohrdraht wird um den Faktor 70 verringert, wenn axiale Kompression gewährleistet ist (ARON, 1989). Eine weitere Kombination ist der Gebrauch von Kirschnerbohrdrähten mit einem Gipsverband zur externen Befestigung. Diese Technik wurden zuerst in den 60er Jahren in der Humanmedizin beschrieben. Indikationen sind Frakturen von Radius und Tibia, die mit einem einfachen Gipsverband keine ausreichende Stabilität erlangen. Weiterhin eignet sich diese Technik für Praxen, die über kein komplettes Osteosynthesebesteck verfügen (ALEXANDER und DUELAND, 1977).

2.4.6 Kieferfrakturen

Auf Grund der Knochenform sowie dem hohen Anteil an offenen und zum Teil gesplitterten Frakturen, ist der Fixateur externe eine ideale Behandlungsmethode von Kieferastfrakturen. Als Hauptziel der Behandlung steht hier der korrekte Kieferschluss vor der genauen Reponierung der Fraktur (DAVIDSON und BAUER, 1992). Die Bohrdrähte werden so gesetzt, dass die zum Teil infizierten Zahnalveolen und der N. alveolaris inferior nicht verletzt werden und die Blutversorgung der kleinen Fragmente nicht zerstört wird. Nach fortgeschrittener Wundheilung können die Tiere mit der Apparatur auch Futter aufnehmen (KUZMA, 1988; CARMICHAEL, 1991). Dabei bietet die Verwendung von Acrylbrücken für die externe Fixierung eine größere Freiheit bei der Bohrdrahtsetzung und kann besser der Kieferform angepasst werden, als dies mit Verbindungsstangen und Klemmen möglich ist (KUZMA, 1988).

2.4.7 Pseudarthrosen

Hier bietet der Fixateur externe eine gute Fixierungsmöglichkeit. Man unterscheidet zwischen atrophischen und hypertrophischen Pseudarthrosen. Die hypertrophische entsteht

durch eine ungenügende Fixierung, hier können mehrere Fixierungsmöglichkeiten in Betracht gezogen werden. Bei der atrophischen Pseudarthrose ist die Heilungstendenz stark reduziert, dies tritt meist bei Frakturen ohne genügende Vaskularisierung auf. Die Blutversorgung im Frakturbereich darf nicht weiter durch interne Implantate beeinträchtigt werden. Es besteht die Möglichkeit, Spongiosa sofort oder zu einem späteren Zeitpunkt zu verpflanzen. Gerade bei Zwerghunden führt eine Stabilisierung von Radius-/Ulnafrakturen im distalen Drittel häufig zu Pseudarthrosen (LAPPIN et al., 1983; EGER, 1990). Hier ist eine biologische Frakturversorgung von Bedeutung. Außerdem gibt der Knochen häufig keine ausreichende Angriffsfläche für eine interne Fixierung.

2.4.8 Transartikuläre Fixierung

Die transartikuläre Fixation führt zu einer Gelenkstabilisierung. Diese kann bei einer der oben genannten Indikationen notwendig sein, wenn eine zusätzliche Ruhigstellung des Gelenkes erforderlich ist. Außerdem kann diese bei verschiedenen Sehnenverletzungen eingesetzt werden, um die Belastung der versorgten Sehnen zu reduzieren. Bei Abrasionen und daraus folgender Instabilität kann das Gelenk mit einem Fixateur externe stabilisiert und eine offene Wundversorgung durchgeführt werden. Nach erfolgter Granulation kann dann, falls notwendig, eine endgültige Versorgung des Bandapparates vorgenommen werden (WEBER und MONTAVON, 1993). Chirurgisch einwandfrei versorgte Achillessehnenverletzungen des Hundes benötigen mindestens eine sechswöchige spannungsfreie Ruhigstellung, um ein voll belastbares Stadium zu erreichen. Hierzu werden zwei Steinmannnägel in Calcaneus und Tibia eingesetzt. Das Gelenk wird in Streckstellung ruhiggestellt, es besteht keine Gefahr von Druckstellen, wie dies mit einem Verband der Fall wäre. Unmittelbar nach der Entnagelung sind die Sprunggelenke in Streckstellung weitgehend gesperrt. Erst zwei bis drei Wochen später werden die Gelenke wieder beweglich und die Hunde sind in der Lage, gut zu belasten. Ungefähr ein bis zwei Monate später sind die Hunde lahmheitsfrei (PUNZET und ZETNER, 1978).

Zusätzlich zu einer Zugschraube kann der Fixateur externe auch bei intraartikulären Frakturen zur Ruhigstellung verwendet werden. Die Verbindungsstangen werden so gebogen, dass das Gelenk in der physiologischen Winkelung bei Belastung ruhig gestellt wird (TOOMBS et al., 1989). Bei der Anwendung zur Entlastung von Verletzungen des Bandapparates bzw. einer Sehne sollte der fixierte Winkel des Gelenkes 10% höher liegen (ANDERSON und CONSTANTINESCU, 1998).

2.4.9 Arthrodesese

Auch eine Arthrodesese kann mit einer transartikulären Fixation durchgeführt werden. Dabei sind die Prinzipien der Arthrodesese einzuhalten. Dazu zählen:

- das Entfernen des Gelenkknorpels,
- die Spongiosaverpflanzung,
- die Beachtung des Gelenkwinkel und
- eine stabile Fixierung (ANDERSON und CONSTANTINESCU, 1998).

2.4.10 Korrekturosteotomie

Bei der Behandlung von fehlgewachsenen Gliedmaßen kann der Fixateur externe wie folgt angewandt werden:

- zur Stabilisierung einer Osteotomie bei Korrektur von Achsenabweichungen.
- bei einer Verlängerungsosteotomie sowie
- zur Beeinflussung der Wachstumsfuge, z. B. durch Ausübung von Zug auf den langsamer wachsenden Knochenabschnitt (CARMICHAEL, 1991).

Bei der Korrekturosteotomie fehlgewachsener Gliedmaßen hat der Fixateur externe den Vorteil, dass auch nach erfolgter Operation eine Korrektur der Winkel und der Rotation der Knochenlängsachse möglich ist. Erreicht wird dies durch einfaches Justieren der Verbindungsstangen und Klemmen (BRINKER und FLO, 1975). Ein weiterer Vorteil der Korrekturosteotomie ist, dass parallel gesetzte „full pins“ zur Ausrichtung der Knochenachse und der Gelenke genutzt werden können (TOOMBS, 1991).

2.5. Applikationsprinzipien des Fixateur externe

Zu den grundlegenden Applikationsprinzipien gehören neben den allgemeinen Richtlinien der Chirurgie eine genügende Analgesie und Anästhesie, Asepsis und eine möglichst atraumatische Operationstechnik sowie die Beachtung der Biomechanik.

Zusätzlich Empfehlungen sind:

2.5.1 Applikationsstelle

Nach Möglichkeit sollte der Fixateur externe auf der Zugseite des Knochens angebracht werden, um die einwirkenden Kräfte zu neutralisieren (BOOTHE und TANGNER, 1982; FOX, 1986).

Tab 1.: Montageseite des Fixateur externe und Zugseiten der Knochen (nach CARMICHAEL, 1991)

Knochen	Unilateral	Bilateral	Biplanar
Tibia	medial	medial / lateral	cranial
Radius proximal distal Toyrassen	lateral medial cranial	lateral / medial	cranial
Ulna	in den meisten Fällen wird nur der Radius fixiert		
Metacarpus / Meta- Tarsus	lateral	lateral / medial	nein
Humerus	craniolateral	nein	cranial und lateral
Os femoris	lateral	nein	nein

Die anatomischen Gegebenheiten müssen beachtet werden, um Nerven- und Gefäßschäden zu vermeiden und damit möglichst viel Knochensubstanz zur soliden Verankerung zur Verfügung steht. Die Bohrdrähte müssen zentral im Knochen eingesetzt werden, um für die größte Stabilität den größtmöglichen Abstand zwischen den zwei Cortices zu erreichen (TOOMBS, 1991). Dabei sind die Bohrdrähte möglichst in gesundes Weichteilgewebe einzusetzen. Penetrationen durch große Muskelbäuche oder Sehnen sind zu vermeiden, da diese Weichteilgewebe einer starken Bewegung ausgesetzt sind und dies zu einer vermehrten lokalen Irritation und somit zu einer vermehrten Entzündung am Bohrdrahtkanal führt (EGGER und GREENWOOD, 1985).

Bei einer notwendigen Insertion durch einen Muskelbauch sollte das distale Gelenk vor dem Einsetzen des Bohrdrahtes in eine physiologische Stellung gebracht werden (ARON und DEVEY, 1992). Die beiden äußersten Bohrdrähte werden so weit proximal und distal wie möglich von der Fraktur und so nah wie möglich am Gelenk eingesetzt, um eine optimale mechanische Stabilität zu gewährleisten (FOX, 1986).

Um Wachstumsdeformationen zu vermeiden, dürfen keine offenen Wachstumsfugen beschädigt werden (BOOTHE und TANGNER, 1982).

Um eine weitere Kontaminierung und das Durchbohren von Fissuren zu vermeiden, sollte der Abstand der frakturnahen Bohrdrähte zur Fraktur nicht weniger als 1,5-2cm betragen (ARON und DEVEY, 1992).

Vor dem Einsetzen der Bohrdrähte ist darauf zu achten, dass die angrenzenden Weichteile bereits richtig positioniert sind, damit Spannungen und nachfolgende Nekrosen vermieden werden (VAN EE und GEASELING, 1992).

2.5.2 Reduktion

Die Reduktion erfolgt entweder gedeckt, ungedeckt oder mit einem minimalen Zugang direkt über der Fraktur, um weitere Weichteilschäden zu vermeiden. Eine offene Reduktion

gewährleistet im Gegensatz zu einer geschlossenen Reduktion eine exakte Reposition der Fraktur unter Inkaufnahme einer Einschränkung der Blutversorgung von Weichteilgewebe und Knochen.

Bei offenen Frakturen kann die Reduktion auch durch die Wunde erfolgen.

Eine geschlossene Reduktion ist am wirksamsten unterhalb von Ellenbogen und Kniegelenk, da hier keine Weichteile bei der Palpation stören. Vereinfacht wird die Reduktion von Tibia bzw. Radius-/Ulnafrakturen durch die „hanging limp position“, bei der die Gliedmaße gestreckt an der Decke aufgehängt wird (ARON et al., 1995). Am Humerus und Os femoris erschweren die großen Muskelbäuche eine gedeckte Reduktion.

Die offene Reduktion wird in Zusammenhang mit einer internen Fixierung und bei komplizierten Brüchen vorgenommen. Diese Reduktion ist genauer, die Fraktur wird besser stabilisiert, eine einfacherer Rahmenkonfiguration kann gewählt werden (BRINKER et al., 1993).

Die Reposition erfolgt immer vor dem Setzen der Bohrdrähte, um Spannung im Weichteilgewebe zu vermeiden (RUDD und WHITEHAIR, 1992).

2.5.3 Auswahl der Fixierungsart

Bei der Auswahl der besten Fixierungsmaßnahme sollten folgende Punkte berücksichtigt werden:

- Eine stabile Fixierung über die gesamte Heilungsperiode muss gewährleistet sein.
- Die Gelenke müssen frei beweglich sein.
- Die Gefäß- und Nervenversorgung darf nicht beeinträchtigt werden.
- Die Fixierungsmaßnahme muss sich einfach entfernen lassen, der Verbleib darf keine Reaktionen hervorrufen.
- Sie muss vom Tier gut toleriert werden.
- Der Pflegebedarf sollte minimal sein.
- Sie muss die wirtschaftlichen Aspekte berücksichtigen.

Diese Ziele können durch den Fixateur externe erreicht werden. Er ist wirtschaftlich, da viele Teile wiederverwendet werden können und zusätzlich, zum chirurgischen Grundbesteck, nur ein geringer Teil an Instrumentarium benötigt wird. Sowohl die Implantation als auch die Explantation ist leicht zu handhaben. Die Bohrdrähte werden außerhalb vom geschädigten Gewebe eingesetzt, die Tiere sind schneller in der Lage, die Gliedmaße zu benutzen, als dies zum Beispiel mit einem Gipsverband möglich wäre.

Um eine vollständige Wiederherstellung der Funktion zu gewährleisten, ist eine stabile Fixierung der Hauptfragmente der Fraktur nötig. In einigen Fällen müssen dazu

Fixierungsmöglichkeiten kombiniert werden, wie z. B. Cerclagen oder Schrauben mit einem Fixateur externe (BRINKER, 1986).

2.5.4 Applikationstechnik

Da durch eine Bohrung mit hoher Drehzahl eine thermische Nekrose am Knochen entsteht, die zur frühzeitigen Lockerung der Drähte führen kann, wurde über Jahre das Einsetzen der Bohrdrähte von Hand empfohlen (BRINKER und FLO, 1975).

Bei hartem Knochen erweist sich das Bohren und insbesondere das Stillhalten der Hand als schwierig, dadurch wird das Ciscortex-Bohrloch zu groß, Folge ist eine vorzeitige Lockerung des Systems (ARON und DEVEY, 1992; EGGER, 1992). Deshalb wird empfohlen, das Handgelenk steif zu halten (FOX, 1986).

Um thermische Nekrosen zu vermeiden, muss die Drehzahl gering sein (EGGER et al., 1986; GUMBS et al., 1986). Die Drehzahl sollte dabei zwischen 150-400rpm liegen (MATTHEWS, 1984). Bei sehr hartem Knochen wie dem Olecranon oder dem Calcaneus empfiehlt es sich, ein Bohrloch mit einem kleineren Durchmesser zu präparieren (ARON und TOOMBS, 1984). Das Präparieren mit einem kleineren Bohrer ist optimal bei Bohrdrähten ohne Gewinde. Werden Bohrdrähte mit aufgesetztem Gewinde verwendet, muss in jedem Fall vorgebohrt werden (TOOMBS, 1991).

Die Kraft, die aufgewandt werden muss, um einen Bohrdraht aus dem Knochen zu ziehen, der mit der Hand eingesetzt wurde, ist direkt nach dem Einsetzen kleiner als die Kraft bei einem Bohrdraht, der mit einer niedrigen Drehzahl eingesetzt wurde. Nach acht Wochen sind die Kräfte fast identisch. Allerdings ist die Rate von gelockerten Drähten beim Einsetzen von Hand wesentlich größer (GUMBS et al., 1986).

Jede Bohrung führt zu einer Wärmeentwicklung. Da der Knochen eine schlechte Wärmeleitfähigkeit besitzt, bleibt die Wärme lokal begrenzt. Dies führt zum Zelltod und zu einer Veränderung des für die Elastizität des Knochens bedeutenden Kollagens. Die Nekrose ist im hohem Maße infektionsgefährdet. Die Veränderungen der Knochenelastizität sind verantwortlich für eine eventuelle frühzeitige Lockerung der Implantate (SCHMELZEISEN, 1992). Um diese Auswirkungen zu vermeiden, sollten nur scharfe Bohrer verwendet werden und nur so viele Bohrungen wie nötig gesetzt werden. Um einen Kühleffekt zu erreichen, sind Spülungen während des Bohrvorganges unerlässlich.

2.6 Applikation des Fixateur externe

2.6.1 Generelle Applikation

Als erstes werden nach einer Stichinzisionen die zwei frakturfernen Bohrdrähte implantiert. Die Stichinzisionen sollten zwei bis acht mal so groß wie der Bohrdraht sein (VAN EE und GEASELING, 1992). Sie sollten parallel zur Knochenlängsachse verlaufen, dadurch wird die Gefahr einer Beschädigung von Nerven oder Gefäßen verringert. Wird ein Fixateur externe Typ II angelegt, wird eine zweite Stichinzision über der zu palpierenden Spitze gesetzt und der Bohrdraht so weit wie nötig vorgeschoben. Größere Gefäße und Nerven werden beim Einsetzen meist zur Seite verdrängt und geschont. Zweitens wird die Verbindungsstange mit der richtigen Anzahl an Klemmen bzw. die Verbindungsstangen, befestigt. Die Fraktur wird reponiert, die Klemmen festgezogen. Drittens werden die restlichen Bohrdrähte durch die vorhandenen Klemmen implantiert und festgezogen.

Bei einem Fixateur externe Typ II, bei dem alle Bohrdrähte „full pins“ sind, muss gewährleistet sein, dass die Bohrdrähte in einer Ebene liegen. Dies kann durch spezielle Leitschienen erreicht werden (JOHNSON und ROE, 1988). Außerdem kann eine weitere Verbindungsstange vorübergehend an einer Seite angebracht und als Leitschiene benutzt werden (WEBER und MONTAVON, 1993). Zum Schluss werden die Bohrdrähte knapp über den Klemmen mit einem Seitenschneider gekürzt, die Kanten rundgefeilt. Um eine korrekte Frakturposition und den Sitz der Bohrdrähte zu beurteilen, sind Röntgenaufnahmen postoperativ anzufertigen.

2.6.2 Generelle Applikation mit einer Acrylbrücke

Für die Applikation einer Acrylbrücke gibt es kommerzielle Bausätze. Die Verbindungsbrücke kann auch von Hand geformt werden. Der Durchmesser der Brücke sollte ca. 2cm betragen (WILLER et al., 1991; EGGER, 1992), bzw. der Durchmesser der Acrylbrücke sollte 2-2½ mal dem Durchmesser des Knochens entsprechen (ROSS und MATTHIESEN, 1993).

Verwendet werden Knochenzement und andere Zweikomponentenpolymere mit und ohne Arminierung als Verbindungselement. Es ist zu beachten, dass die einzelnen Fabrikate eine unterschiedliche Stabilität aufweisen. Knochenzement ist das stabilste Material, jedoch gerade für kleine Tiere sind auch andere Verbindungen ausreichend (ARMSTRONG, 1991).

Bei der Applikation gelten die gleichen Prinzipien wie in Kapitel 2.6.1 beschrieben.

Nach erfolgter Reduktion werden zunächst alle Bohrdrähte implantiert und dann die Wunde verschlossen. Die Bohrdrähte werden derart gebogen, dass die Enden parallel zur Knochenlängsachse liegen. Dabei können alle Bohrdrähte gebogen werden, oder nur einige.

Der andere Teil wird auf der gleichen Höhe wie die Gebogenen gekürzt. Es sollten 3 bis 4 cm zwischen Haut und den gebogenen Bohrdrähten liegen (EGGER, 1993). Die Acrylverbindung wird gemischt. Eine Brücke wird um die gebogenen Bohrdrähte modelliert, so dass genügend Platz zwischen Haut und Acrylbrücke vorhanden ist. Bei Toyrassen sollte der Abstand 0,75-1,0cm betragen, bei größeren Rassen 2,0-2,5cm (ROSS und MATTHIESEN, 1993).

Der Vorteil der Acrylbrücken besteht darin, dass Winkel, Ebenen und Größen der Bohrdrähte freier gewählt werden können und der Fixateur externe besser den Knochenkonturen angepasst werden kann, wie dies zum Beispiel bei Gelenken und bei Kieferfrakturen von Vorteil ist (ROSS und MATTHIESEN, 1993). Zudem stört die Brücke weniger bei Röntgenaufnahmen. Nachteilig ist, dass beim Aushärten giftige Gase entstehen und dass die Polymerisation der Acrylverbindungen eine exotherme Reaktion ist, bei der Temperaturen zwischen 50 und 100°C entstehen können (MARTINEZ et al., 1997). Um das Gewebe zu schützen, sollten beim Aushärten kalt getränkte Tücher zwischen Weichteilgewebe und Acryl gelegt werden. Nach der Polymerisation ist eine Korrektur nur noch schwer durchführbar (VAN EE und GEASELING, 1992). Außerdem ist es komplizierter, einzelne gelockerte oder infizierte Bohrdrähte, zu entfernen (ROSS und MATTHIESEN, 1993).

Die postoperativen Komplikationen, die mit diesem System verbunden sind, unterscheiden sich jedoch kaum von denen anderer Systeme (ROSS und MATTHIESEN, 1993).

2.7 Postoperative Versorgung

In den ersten 48-72 Stunden sollte ein Robert Jones Verband angelegt werden, um die postoperative Schwellung zu minimieren und die Wunde zu schützen (TOOMBS, 1991; EGGER, 1993). Ist kein Druckverband mehr erforderlich, verwendet man einen kleinen Verband, der den äußeren Rahmen bedeckt, aber die Haut ausspart, um eine Luftzirkulation zu ermöglichen. Der Verband verhindert ein Hängenbleiben an Gegenständen. Eine vermehrte Bewegung der Haut am Bohrdraht erhöht die Gefahr von Nageltraktinfektionen. Bringt man Watte oder Verbandsmaterial zwischen Haut und Verbindungsstange, reduziert sich die Bewegung der Haut am Bohrdraht (ARON, 1989; HARARI, 1992). Der Verband sollte zur Kontrolle und zur Reinigung der Krusten an den Bohrdrähten jeden dritten Tag gewechselt werden. Jedenfalls so häufig wie nötig, um Sekretion und evtl. vorhandene Infektionen zu kontrollieren (ARON, 1989). Am ersten Tag nach der Operation ist eine Wundkontrolle und die Prüfung des Sitzes des Fixateur externe angezeigt (BOOTHE und TANGNER, 1983). Steht die Haut an den Bohrdrähten unter Spannung, ist ein kleiner Entlastungsschnitt nötig (ARON und DEVEY, 1992). Es ist darauf zu achten, dass die

Klemmen und die Verbindungsstange nicht eine Drucknekrose der Haut hervorrufen. Gegebenenfalls ist eine Nachjustierung der Klemmen angezeigt (FOX, 1986).

Bei offener Wundversorgung und starken Weichteilschäden sollte die Wunde jeden Tag versorgt und inspiziert werden.

Die Gabe von Antibiotika ist bei infizierten und bei stark traumatisierten Verletzungen obligatorisch, auch bei geschlossener Reduktion wird sie von vielen Autoren empfohlen (EGGER, 1993).

Der Besitzer sollte darauf aufmerksam gemacht werden, dass das Tier ruhig zu halten ist. Hunde sollten nur an der Leine geführt werden. Katzen sollten nicht Springen und sind ausschließlich in der Wohnung zu halten. Der Besitzer sollte täglich die Wunde sowie den Fixateur externe kontrollieren, um frühzeitig Komplikationen zu erkennen.

Bezüglich der Behandlung der Bohrdrähte sind die Autoren geteilter Meinung. Einige beschreiben, dass die Austrittsstellen nicht gereinigt werden sollten, so lange es sich nicht um eine gravierende oder purulente Sekretion handelt, damit sich eine sterile Kruste bilden kann (BRADLEY und ROUSE, 1980; VAN EE und GEASELING, 1992; EGGER, 1993). Andere Autoren sind der Ansicht, dass die Austrittsstellen regelmäßig zu reinigen sind, um eine Infektion zu vermeiden (BOOTHE und TANGNER, 1983; ARON, 1989).

Nach 10 Tagen sollte eine Entfernung der Fäden erfolgen. Abhängig von der Frakturheilung und eventuell auftretenden Komplikationen sind Röntgenaufnahmen alle drei bis vier Wochen notwendig.

2.8 Entfernung des Fixateur externe

Die Heilung wird mit Röntgenbildern überprüft und gilt als abgeschlossen, wenn kein Frakturspalt mehr erkennbar ist. Allerdings korreliert das Ergebnis der Aufnahmen nicht immer mit der Frakturstabilität (EGGER, 1989). EGGER (1991) empfiehlt eine Implantatentfernung in dem Moment, in dem die Durchbauung von drei der vier corticalen Linien in den mediolateralen und anteriorposterioren Standardröntgenbildern nachweisbar ist. Anschließend sollte das Tier noch vier bis acht Wochen ruhig gehalten werden.

Ist die Frakturheilung abgeschlossen oder eine Arthrodesis vollständig, kann der Fixateur externe meist ohne Sedation entfernt werden. Dabei werden die Klemmen und Verbindungsstangen abgenommen bzw. die Bohrdrähte unterhalb der Acrylbrücke mit einem Seitenschneider gekappt und die Bohrdrähte entfernt. Die Austrittsstellen sollten nach der Entfernung mit einer desinfizierenden Lösung gereinigt werden. Das Tier sollte je nach Verlauf der Heilung für weitere sechs bis acht Wochen ruhig gehalten werden (TOOMBS, 1991).

Zur Zeit wird eine kontrollierte intrafragmentäre Bewegung im Frakturspalt favorisiert, da diese die Heilung fördert. Dazu modifiziert man einen primären festen Fixateur externe derart, dass nach dem Eintreten der frühen Frakturheilung ein gewisses Maß an axialer Kompression, Muskelkontraktion und Belastung der Extremität auf den Frakturbereich wirken kann, die Fraktur aber gleichzeitig durch den Fixateur externe gegen Biege- und Torsionskräfte geschützt ist (EGGER et al., 1991). Diese Vorgehensweise nennt man Dynamisierung. Durch dieses Konzept der Destabilisierung wird der Heilungsverlauf stimuliert, und zwar entweder über eine Mikrobewegung im Frakturbereich und/oder eine Kräfteansammlung beim Belasten der Gliedmaße. Die Destabilisierung eines Fixateur externe Typ III zu einem Typ I resultiert in einer Abnahme um 89% gegen axiale Steifheit, um 77% gegen Biegung und 54% gegen Torsionskräfte (EGGER et al., 1993). Die optimale Zeit für die Dynamisierung liegt zwischen sechs und acht Wochen (EGGER et al., 1993). Eine Dynamisierung nach ein bis vier Wochen führt zu einer gesteigerten periostalen Kallusbildung, gleichzeitig aber zu einer Verringerung der mechanischen Stabilität. Eine Dynamisierung nach sechs Wochen führt zu einer Steigerung der mechanischen Stabilität, die periostalen Kallusbildung wird nicht gesteigert. Eine Dynamisierung nach 12 Wochen zeigt keinerlei Unterschiede zu einer konstanten Stabilisierung (EGGER et al., 1993). Findet die Dynamisierung zu früh statt, wird das Tier die Gliedmaße nicht mehr voll belasten können (EGGER et al., 1993). Eine erhöhte Flexibilität der Apparatur kann erreicht werden, indem ein Fixateur externe Typ III zu einem Typ II, oder ein Fixateur externe Typ II zu einem Typ I modelliert wird bzw. bei einem Typ I Fixateur externe ein Teil der Bohrdrähte entfernt wird. Eine Dynamisierung kann auch durch eine Vergrößerung des Abstandes zwischen Haut und Verbindungsstange erreicht werden (HARARI, 1992).

2.9 Komplikationen

Werden die Richtlinien und Prinzipien bei der Applikation und Versorgung des Fixateur externe nicht eingehalten, treten gehäuft Komplikationen auf. Die Fraktur- und Weichteilheilung wird ebenso wie die Nachbehandlung verzögert.

HARARI (1992) gibt drei Gruppen von Komplikationen an:

- Nageltraktinfektionen,
- Komplikationen, die den Fixateur externe betreffen sowie
- Komplikationen des Weichteilgewebes.

2.9.1 Nageltraktinfektionen

Ein Austreten der Implantate durch die Hautoberfläche steigert das Risiko von Nageltraktinfektionen (WEBER und MONTAVON, 1993).

Nageltraktinfektionen sind die häufigsten Komplikationen bei der externen Fixierung. Diese werden durch Nekrosen und Infektionen von Knochen und Weichteilgewebe hervorgerufen. Spannungen auf der Haut an der Austrittsstelle der Bohrdrähte, Hitzeentwicklung beim Einsetzen der Bohrdrähte sowie Instabilität der Fixation am Übergang zwischen Bohrdraht und Knochen führen zu Nekrosen am Weichteilgewebe und am Knochen. Sie sind zu vermeiden, da nekrotisches Material ein guter Nährboden für Bakterien ist, und Infektionen fördert (WEBER und MONTAVON, 1993). Auch gelockerte Bohrdrähte tragen zu einer Infektion bei, können aber auch aus ihr resultieren (KANTROWITZ, 1987).

Man unterscheidet gravierende und weniger gravierende Infektionen, je nach Grad der Entzündung, dem Befinden des Tieres, Art der Sekretion und der nötigen Behandlung.

Bei weniger gravierenden Infektionen kommt es zu einer geringgradigen serösen Sekretion an den Bohrlöchern und zu einer geringen oder fehlenden Beeinträchtigung des Befinden des Tieres (HARARI, 1992). Es handelt sich um ein lokal um den Bohrdraht begrenztes Infektionsgeschehen im Weichteilgewebe. Diese Situation kann durch richtige Pflege unter Kontrolle gebracht werden (WEBER und MONTAVON, 1993). Gravierende Infektionen werden durch die Besiedlung von nekrotischem Gewebe mit Bakterien, meist Staphylokokkenarten, hervorgerufen, und sind durch eine gesteigerte, purulente Sekretion, verstärkte Entzündung des Weichteilgewebes, eine Lockerung der Bohrdrähte und durch eine deutliche Beeinträchtigung des Tieres gekennzeichnet. Gravierende Infektionen machen das Entfernen bzw. ein Versetzen der Implantate notwendig (WEBER und MONTAVON, 1993).

Infolge einer Sepsis der Bohrlöcher kann es zu einer fokalen Osteomyelitis kommen. Dies zeigt sich im Röntgenbild als eine Weichteilschwellung, eine periostale Reaktion, corticale Lysis und eine an den Bohrdraht grenzende gesteigerte medulläre Dichte.

Als Folge der fokalen Osteomyelitis kann ein Ringsequester entstehen. Das Röntgenbild zeigt eine osteosklerotische Zone, angrenzend an den Bohrdraht, umgeben von einer osteolytischen Zone (KANTROWITZ, 1987). Der Sequester kann als Nährgewebe für eine Infektion dienen. Folge dieser Schwachstelle kann eine pathologische Fraktur sein (HARARI, 1992).

Nageltraktinfektionen können minimiert werden, indem die Hautspannung, die thermische Nekrose beim Einsetzen der Bohrdrähte sowie eine frühzeitig Lockerung der Bohrdrähte reduziert wird.

Ein spannungsfreies Weichteilgewebe lässt sich erreichen, indem erst reponiert wird und anschließend die Bohrdrähte implantiert werden. Außerdem sollte eine Implantation durch große Muskelbäuche, die Inzision oder das Frakturhämatom vermieden werden. Eine Ruhighaltung des Tieres muss gewährleistet sein (STRAW, 1984).

Bei ausgeprägter Infektion ist die chirurgische Intervention angezeigt. Dazu sind ein adäquates Debridement, Spongiosatransplantation, eine gezielte Antibiose sowie die strikte Ruhighaltung des Patienten erforderlich (KANTROWITZ, 1987).

2.9.2 Komplikationen des Fixateur externes

Hierzu zählen eine frühzeitige Lockerung der Bohrdrähte, eine instabile Rahmenkonfiguration, Drucknekrosen der Haut durch den äußeren Rahmen, eine verzögerte Frakturheilung und iatrogene Frakturen.

Die frühzeitige Lockerung der Bohrdrähte ist durch ein Lahmen des Tieres bei normaler Heilung gekennzeichnet, weil lockere Bohrdrähte Schmerzrezeptoren im Periost und im umgebenden Weichteilgewebe stimulieren. In diesem Fall ist im Röntgenbild eine Knochenlyse erkennbar. Bei hoher Knochenresorption besteht die Gefahr einer Fraktur im Bohrloch (EGGER, 1991). Ursachen für diese Komplikation können thermische Nekrosen von Knochen und Weichteilgewebe sein. Diese Komplikationen sind bei Verwendung von Bohrern mit hoher Drehzahl, beim manuellen Einsatz, ebenso wie beim Gebrauch zu kleiner oder zu großer Bohrdrähte häufig (EGGER, 1991).

Eine gesteigerte Aktivität des Tieres sowie der Einsatz von Bohrdrähten in osteopenischen Knochen, in Fissuren, in einem falschen Winkel sowie mangelnder Abstand von der Frakturlinie sind Hindernisse für eine komplikationslose Heilung (HARARI, 1992). Eine hohe zyklische Belastung am Übergang vom Knochen zum Implantat behindert die Heilung zusätzlich (WEBER und MONTAVON, 1993).

Eine instabile Rahmenkonfiguration liegt vor, wenn ein Fixateur externe in eine, für diesen Typ, nicht geeignete Fraktur implantiert wird oder die Konfiguration zu schwach im Hinblick auf die Kräfte ist, denen sie standhalten muss. Außerdem muss ein Fixateur externe ausreichend groß dimensioniert sein (EGGER, 1991). Eine Instabilität kann vermieden werden, in dem die Richtlinien für das Einsetzen der Bohrdrähte beachtet werden, der Fixateur externe immer auf der Zugseite angebracht wird, die Bohrdrähte über den ganzen Knochen verteilt werden und eine Kombination aus Bohrdrähten mit und ohne Gewinde verwendet wird. Die Stabilität kann zum Teil auch durch eine zusätzliche Fixierung, wie zum Beispiel eine intrafragmentäre Schraube oder einen intramedullären Pin erhöht werden.

2.9.3 Komplikationen des Weichteilgewebes

Die Verletzung von Nerven und Gefäßen ist im Allgemeinen selten, da diese beim Einsetzen der Bohrdrähte zur Seite geschoben werden. Eine gute anatomische Kenntnis des Operationsfeldes ist unerlässlich. Beim Setzen von Bohrdrähten in die proximale Tibia können trotz korrektem Vorgehen Blutungen entstehen, deren Ursache unbekannt ist (JOHNSON und KNELLER, 1989). In diesem Fall müssen die Bohrdrähte entfernt werden. Ein Robert Jones Verband ist für 24-48 Stunden anzulegen.

Werden größere Muskelbäuche von den Bohrdrähten penetriert, wird dies in einer gesteigerten Sekretion, einer reduzierten Gelenkbeweglichkeit, Muskelschmerzen sowie einer reduzierten Belastung und durch Unwohlsein des Tieres sichtbar.

In der Literatur wurde eine Quadrizepskontraktur bei einem jungen Hund beschrieben, bei der eine Os femoris Fraktur mit einem Typ I Fixateur externe versorgt wurde (EGGER et al., 1985). Um eine Transfixation des Muskelbauches zu vermeiden, sollte in diesen Fällen eine uniplanare Konfiguration mit einer doppelten Verbindungsstange gewählt werden (EGGER et al., 1985).

Eine Drucknekrose der Haut tritt auf, wenn zwischen Haut und Verbindungsstange bzw. der Acrylbrücke zu wenig Abstand für die postoperative Schwellung gelassen wird. Die postoperative Schwellung kann durch einen Druckverband, der unmittelbar nach der Operation anzulegen ist, verringert werden.

Eine zu festen Stabilisierung fördert eine verzögerte Frakturheilung. Dies kann auch bei Knochendefekten, einer schlechten Reduktion der Fragmente und bei einer unzureichenden Vaskularisierung auftreten.

Die Gefahr einer iatrogenen Fraktur besteht besonders dann, wenn die Bohrdrähte in Fissuren, in osteopenischen Knochen oder nicht tief genug in die Corticales eingesetzt werden.

2.10 Frakturheilung mit dem Fixateur externe

Die Frakturheilung ist abhängig vom Alter des Tieres, dem Schweregrad der Fraktur, der Blutversorgung, der Art der Reduktion, der Festigkeit der Stabilisierungsmethode sowie von etwaigen Komplikationen (ACKERMAN und SILVERMAN, 1978). Es wird eine schnelle Frakturkonsolidierung angestrebt, dadurch wird die Kräftebelastung des Fixateur externe vor dem Entstehen von Komplikationen vermindert.

Mehrere Faktoren bestimmen die Heilungstendenz. Frakturen bei jungen Hunden mit aktivem Periost und einer relativ flexiblen Fixierung heilen unter Bildung von periostalem Kallus ab, während Frakturen bei älteren Tieren mit einer stabilen Fixation nur minimal periostalen Kallus bilden und unter direkter Knochenformation bzw. primärer

Knochenheilung abheilen (EGGER, 1989). Lokale Faktoren, z. B. eine schlechte Reposition, Knochenverlust, starke Weichteilschäden und Infektionen verlangsamen die Heilung, während eine Spongiosatransplantation die Frakturheilung beschleunigt.

Junge Hunde mit einfachen und stabilen Frakturen, bei denen eine gute, möglicherweise sogar geschlossene Reduktion zur Anwendung kommt, haben eine Heilungschance innerhalb von sechs Wochen (TOOMBS, 1991). Die Heilungsdauer bei älteren Hunden mit Trümmerfrakturen kann sechs Monate und länger betragen (EGGER nach TOOMBS, 1991).

Auch Frakturen mit Knochenverlust und/oder einer gestörten Vaskularität bedürfen einer fünf bis sechs monatigen Heilungszeit (EGGER, 1989).

Die Fraktur stellt bereits eine Verletzung dar, die durch eine Operation noch vergrößert werden kann. Somit ist verständlich, dass eine Operation nicht immer zu einer besseren Frakturheilung führen muss. Frakturen, die z. B. sehr rigide mit einer Platte versorgt werden, führen zwar zu einer perfekten Reposition, stören aber die für die Heilung wichtige Durchblutung und nehmen dem Knochen die tragende Funktion. Folge ist eine Knochenatrophie und eine unter Umständen stark reduzierte Kallusbildung. Beachtet man zusätzlich zum mechanischen Aspekt der Knochenheilung noch die biologische Komponente, stellt der Fixateur externe in vielen Fällen die Methode der Wahl dar. Operationsverletzungen werden verringert, Muskeln, Sehnen sowie die Durchblutung werden geschont und eine frühe Funktionsaufnahme der Gliedmaße gefördert (STÜRZ und OZARCUK, 1992).

Frakturen, die mit einem flexiblen Fixateur externe versorgt werden und einen großen Frakturspalt und/oder ein Hämatom aufweisen, zeigen eine intrafragmentäre Bewegung. Dies fördert die periostale Kallusbildung, wobei es überwiegend zur Sekundärheilung kommt. Sie ist gekennzeichnet durch die Bildung von Ersatzgewebe in mehreren Phasen:

1. Entzündung,
2. Entstehung von weichem bindegewebigem Kallus und
3. dem Remodelling (ARNOCZKY et al., 1985).

Die Art des Ersatzgewebes hängt wiederum von den einwirkenden Kräften ab. Wirken Zug- (desmale Kallusbildung) oder Druckkräfte (chondrale Kallusbildung) auf den Knochen, bildet sich zuerst Faser- oder Knorpelgewebe, welches diese Kräfte kompensiert. Ist die Kräfteeinwirkung neutral (angiogene Kallusbildung), entstehen direkt Osteoblasten, die Knochengewebe bilden. Meist kommen diese drei Formen gemeinsam vor (gemischter Kallus). Die Knochenbälkchen richten sich nach der funktionellen Belastungsrichtung aus. Durch Umbauvorgänge im Frakturbereich passen sie sich allmählich der ursprünglichen Struktur an. Als Keimlager dienen im Knochen das mesenchymale Gewebe der Haver'schen Kanäle (kortikaler Kallus), des Markraums (endostaler Kallus), des Periosts (periostaler

Kallus) und das den Knochen umgebenden Gewebe (paraossaler Kallus) (DÄMMRICH, 1990).

Bei Frakturen mit exakter anatomischer Reduktion, kleinem Frakturspalt, guter Durchblutung, fehlender Infektion und festem Fixateur externe dominiert die primäre Frakturheilung (ARNOCZKY et al., 1985; TOOMBS, 1991). Sie zeichnet sich durch ein direktes Wachstum des Haver'schen Lamellensystems über den Frakturspalt aus. Es entsteht kein oder nur wenig Kallus. Osteoklasten wandern aus den Haverschen Kanälen ein, bauen nekrotisches Material ab und erweitern die Gefäßkanäle. Osteoblasten bilden direkt Knochengewebe und sorgen für eine Verbindung der Bruchenden. Ist der Frakturspalt größer als ein Millimeter, sprießen zuerst Kapillaren vom Periost und den Haverschen Kanälchen ein, dann proliferieren perikapilläre und mesenchymale Zellen zu Osteoblasten.

Die Frakturheilung ist röntgenologisch zu überprüfen. So kommt es nach fünf bis zehn Tagen zu einer Knochenresorption, die darin resultiert, dass der Frakturspalt größer wird und die Frakturenden sich abrunden. Nach 7-14 Tagen sind die ersten Anzeichen einer endostalen und periostalen Kallusbildung zu erkennen. Röntgenologisch ist die Fraktur erst lange nach der klinischen Heilung intakt (ACKERMAN und SILVERMAN, 1978).