

Aus der
Klinik für Kleintiere
der Veterinärmedizinischen Fakultät der Universität Leipzig

**Gelenknorpeldicke und Spaltlinienverlauf im Hinblick auf
eine anatomische autologe osteochondrale Transplantation
vom Knie- ins Ellbogengelenk beim Hund**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Grades eines
Doctor medicinae veterinariae (Dr. med. vet.)
durch die Veterinärmedizinische Fakultät
der Universität Leipzig

eingereicht von
Markus Zeißler
aus Rodewisch

Leipzig, 2013

Mit der Genehmigung der Veterinärmedizinischen Fakultät der Universität Leipzig

Dekan: Prof. Dr. Uwe Truyen

Betreuer: Prof. Dr. Peter Böttcher

Gutachter: Prof. Dr. Peter Böttcher, Klinik für Kleintiere,
Veterinärmedizinische Fakultät, Universität Leipzig

Prof. Dr. Andrea Meyer Lindenberg, Lehrstuhl für
Chirurgie der kleinen Haus- und Heimtiere,
Tierärztliche Fakultät, Ludwig-Maximilians-
Universität München.

Tag der Verteidigung: 15.01.2013

Meinen Eltern und Lisa

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung.....	1
2 Literaturübersicht.....	4
2.1 Gelenkknorpel unter besonderer Berücksichtigung der Spaltlinien und der Knorpeldicke.....	4
2.1.1 Struktur und Aufbau.....	4
2.1.2 Knorpeldicke.....	6
2.1.3 Spaltlinien.....	8
2.2 Osteochondrosis dissecans beim Hund.....	9
2.2.1 Überblick zur Osteochondrosis dissecans beim Hund.....	9
2.2.2 Therapie der Osteochondrosis dissecans.....	10
2.2.3 Osteochondrosis dissecans im Ellbogengelenk.....	11
2.3 Autologe osteochondrale Transplantation (AOT).....	13
2.3.1 Allgemeines.....	13
2.3.2 Technische Durchführung der autologen osteochondralen Transplantation	15
2.3.3 Osteochondrale Transplantation im Ellbogengelenk.....	18
2.3.4 Spenderstellen im Kniegelenk des Menschen.....	19
2.3.5 Autologe osteochondrale Transplantation beim Hund.....	21
3 Publikationen.....	25
3.1 Mapping of split-line pattern and cartilage thickness of selected donor and recipient sites for autologous osteochondral transplantation in the canine stifle joint.....	25
3.2 Cartilage thickness and split – line pattern at the canine humeral trochlea.....	47
3.3 Mosaikplastik am Ellbogengelenk eines Hundes - Technik des osteochondralen Transfers und Einschätzung der resultierenden Gelenkkongruenz mittels Computertomographie und computertomographischer Osteoabsorptiometrie.....	58
4 Diskussion	77
4.1 Knorpeldicke.....	77
4.2 Spaltlinien.....	79

5 Zusammenfassung.....	84
6 Summary	86
7 Literaturverzeichnis.....	88

Abkürzungsverzeichnis

ACI	Autologe Chondrozyten Implantation
AOT	Autologe osteochondrale Transplantation
FCP	Fragmentierter Processus cornoideus medialis ulnae
OATS	Osteochondral Autograft Transfer System
OCD	Osteochondrosis dissecans
PICT	Plateau intersect of condyle and trochlea

1 Einleitung

Die effiziente Behandlung von Gelenkknorpelschäden stellt bis heute sowohl in der Humanmedizin als auch in der Veterinärmedizin ein Problem dar. Damit ist die von Hunter formulierte Aussage: „Vom Zeitalter des Hippokrates bis heute ist es allgemein bekannt, dass ein ulzerierter Knorpel eine schwierige Angelegenheit ist und dass er sich nicht wieder reparieren lässt, wenn er erst einmal zerstört ist.“ (HUNTER 1943) immer noch gültig. Die Ursache dafür ist die geringe intrinsische Reparaturkapazität des hyalinen Gelenkknorpels (HUNZIGER et al.1996; OLSSON 1993; MORGAN et al. 2000).

Fokale Knorpel- und Knorpelknochenläsionen der Gelenke treten vor allem bei jungen großwüchsigen Hunden durch die Osteochondrosis dissecans (OCD) auf. Diese enchondrale Ossifikationsstörung im skelettalen Wachstum beinhaltet sowohl einen knorpeligen, als auch einen darunter liegenden knöchernen Defekt in der konvexen Hauptbelastungszone eines Gelenkes (OLSSON 1993; MORGAN et al. 2000). Die traditionellen chirurgischen Verfahren wie Mikrofrakturierung und Pridiebohrung, sollen nach dem Debridement des Defektbettes eine Blutung hervorrufen, die eine Faserknorpelbildung induziert (LEIGHTON 1981). Daher ist nach traditioneller operativer Versorgung einer OCD Läsion im Ellbogengelenk des Hundes mit einer ungünstigen Langzeitprognose zu rechnen (BOUCK 1995; FITZPATRICK 2009). Der im Vergleich zum hyalinen Gelenkknorpel biomechanisch minderwertigere Faserknorpel ist nicht in der Lage den viskoelastischen Bedürfnissen der Gelenkfunktion in den betroffenen Hauptbelastungszonen zu entsprechen (NELSON 1988). Dies führt zur Einschränkung der Funktionalität des Gelenkes und dem Ausbilden einer progressiven sekundären Arthrose (OLSSON 1993; MORGAN et al. 2000). Zusätzlich zu beachten ist die Tatsache, dass es sich bei den klinisch zu therapierenden OCD Patienten fast ausschließlich um junge mittelgroße bzw. große Hunde (HORST 2000a) handelt, deren Anforderungen an Bewegung und Funktionalität mindestens denen eines Sportlers entsprechen. Deshalb muss es für diese Patienten das Ziel sein, eine Therapie zu wählen, die sowohl kurz- als auch langfristig optimale Ergebnisse erreicht. Bei fokalen Knorpel- oder Knorpelknochendefekten wie bei einer OCD oder nach Trauma wird in der Humanmedizin seit Jahren erfolgreich die autologe osteochondrale Transplantation durchgeführt. Dafür werden Knorpelknochenzylinder aus gering belasteten Knorpelarealen des Kniegelenkes entnommen und anschließend in die

Knorpeldefekte der Belastungszonen transplantiert. Dadurch wird eine vollständig ausgebildete und funktionell intakte Knorpelknochenmatrix zur Verfügung gestellt. Dies ermöglicht es die Läsion sowohl mit hyalinem Knorpel, als auch mit Knochen aufzufüllen, im Sinne einer anatomischen Rekonstruktion (HANGODY et al. 1997b; FRANK 2003; COOK et al. 2008). Aufgrund der besseren Langzeitergebnisse und der daraus resultierenden besseren Prognose für das betroffene Gelenk in der Humanmedizin (HANGODY et al. 2010), findet dieses Verfahren in den letzten Jahren auch in der Veterinärmedizin Anwendung, vor allem bei Hunden mit OCD. Dabei wird wie in der Humanmedizin das Kniegelenk als Spenderstelle genutzt, wobei sich allerdings die bevorzugten Entnahmestellen der Autoren stark unterscheiden (FRANK 2003). FRANK (2003) ist darauf bedacht, Transplantate aus dem Randbereich der Trochlea im Bereich des femoropatellaren Gleitlagers zu entnehmen, aufgrund vermuteter höherer Dicke und Belastbarkeit des Knorpels. Im Gegensatz zu COOK (2005; 2008) und FITZPATRICK (2005; 2009), die aufgrund vermuteter verringerter Spenderstellenmorbidity und besserer Oberflächenübereinstimmung nur außerhalb des Femoropatellargelenkes, d.h. abaxial an den Außenseiten der Rollkämme und proximal am medialen Femurkondylus Spenderzylinder entnehmen. Empfängerstellen der autologen osteochondralen Transplantation (AOT) beim Hund sind vor allem das Knie- (FRANK 2003; COOK 2008) und Ellbogengelenk (FITZPATRICK et al. 2009). Dabei muss der Spenderzylinder sowohl morphologisch als auch topographisch seiner Empfängerregion möglichst entsprechen um eine frühzeitige Degeneration zu verhindern (HURTIG et al. 2001). Die wichtigsten zu beachtenden morphologischen Kriterien bei der AOT sind die Knorpeldicke (HANGODY 1997b) und die Kollagenfaserausrichtung des Knorpels (BELOW 2000). Allerdings müssen andere Kriterien wie Oberflächenkrümmung, subchondrale Knochendichte und Entnahmemorbidity ebenso berücksichtigt werden (LEVY u. MEIER 2004). Aufgrund der fehlenden Angaben zu optimalen Donorstellen beim Hund, muss man sich derzeit am menschlichen Gelenk orientieren. Ziel der Arbeit war es deshalb die wesentlichen morphologischen Charakteristika des Ellbogen- und Kniegelenkes beim Hund zu bestimmen, um die optimalen Spenderstellen für die osteochondrale Transplantation in die *Trochlea humeri*, in Bezug auf ihre morphologischen Gegebenheiten zu ermitteln.

Insbesondere sollen folgende Hypothesen in dieser Arbeit geprüft werden:

- (1) Der Knorpel außerhalb des Femoropatellargelenkes unterscheidet sich im Gegensatz zum Knorpel innerhalb der Trochlea im Kniegelenk grundsätzlich in der Dicke vom Knorpel an der Trochlea humeri des Ellbogengelenkes.
- (2) Die Kollagenfaserausrichtung außerhalb des Femoropatellargelenkes unterscheidet sich im Gegensatz zum Knorpel innerhalb der Trochlea im Kniegelenk grundsätzlich von der Kollagenfaserausrichtung des Knorpels an der Trochlea humeri des Ellbogengelenkes.
- (3) Die Spenderstellen außerhalb des Femoropatellargelenkes eignen sich unter morphologischer Betrachtung nicht zur Transplantation in die Trochlea humeri.

2 Literaturübersicht

2.1 Gelenknorpel unter besonderer Berücksichtigung der Spaltlinien und der Knorpeldicke

2.1.1 Struktur und Aufbau

Der Gelenknorpel ist ein nicht innerviertes, avaskuläres und alymphatisches Stützgewebe (LIEBICH 1999). Der hyaline Knorpel bedeckt die artikulierenden Enden der Gelenke und kann dort sowohl Kräfte reibungsarm absorbieren als auch verteilen. Die Ernährung des Knorpels erfolgt über Diffusion (MOW et. al 1984).

Er besteht aus einer extrazellulären Matrix und den Chondrozyten, welche die interzelluläre Substanz produzieren (STOCKWELL und MEACHIM 1979). Die extrazelluläre Matrix setzt sich zu 60-80% aus Wasser, Proteoglykanen und Kollagenfasern, vor allem vom Typ II, zusammen (MOW 1984; AROKOSKI et al.1999). Durch die strukturelle Integrität dieser Bestandteile ist der Knorpel in der Lage sowohl Druck-, Scher- als auch Zugkräften standzuhalten (AROKOSKI et al. 1999).

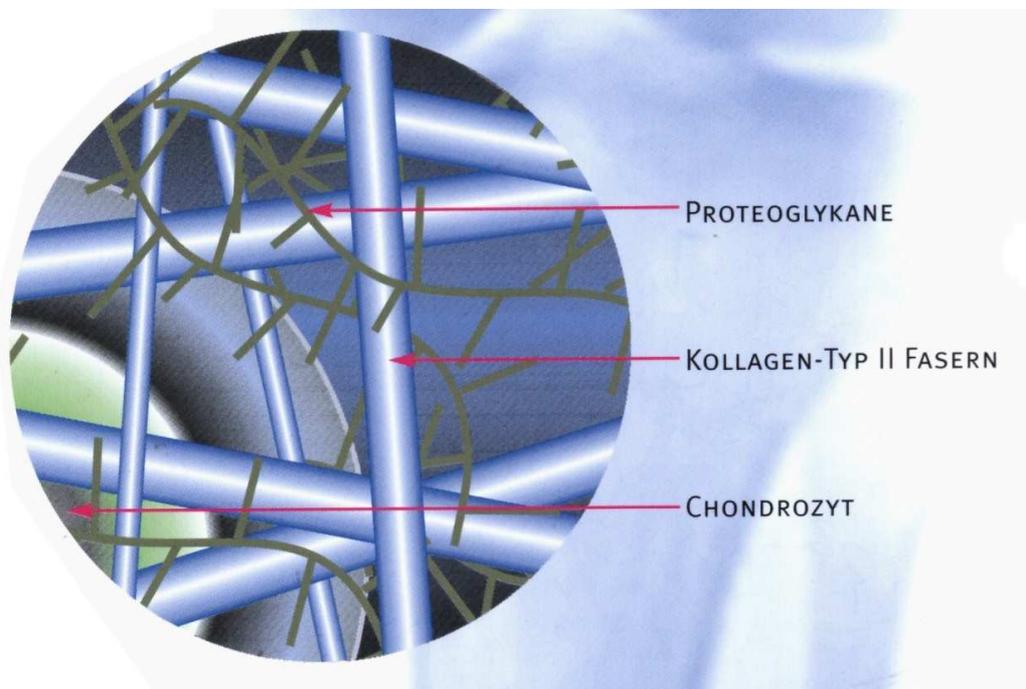


Abb. 1: Struktur des Gelenknorpels

aus <http://www.knorpel-transplantation.info/Grundlagen/grundlagen.html>

Der Gelenkknorpel lässt sich in oberflächenparallele Zonen einteilen. Man unterscheidet den nichtkalzifizierten vom dem darunter liegenden dünneren kalzifizierten Knorpel, welcher durch eine oberflächenparallele basophile Grenzlinie, der Tide Mark, abgegrenzt wird. Der unkalzifizierte Gelenkknorpel lässt sich in Bezug auf seine Kollagenfaservorzugsrichtung in 3 Zonen einteilen (RUDERT 1998).

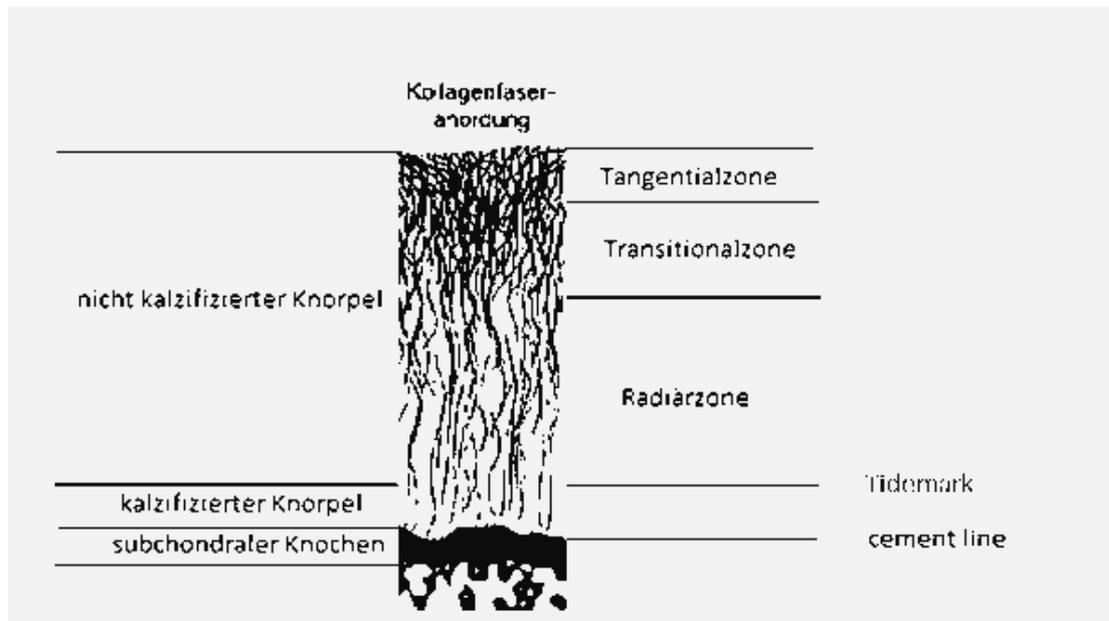


Abb. 2: Aus Böttcher 2010 modifiziert

Zone 1: *Tangentialzone*

Die Tangentialzone ist die schmalste Zone und beträgt nur wenige 100 µm. Die diskoiden spindelähnlichen Zellen liegen in einzelner Lage und sind in Längsachse parallel zur Oberfläche ausgerichtet (POOLE et al. 1997). Die einheitlichen Kollagenfasern sind ebenfalls parallel zur Oberfläche ausgerichtet (FISCHER et al. 1988).

Diese Zone besitzt den höchsten Kollagengehalt und die Fasern sind sehr stark vernetzt (MUIR et al.1970). Der Proteoglykangehalt dieser Zone ist sehr niedrig (POOLE et al. 1997). Diese Zone ist für den Flüssigkeitsaustausch und somit für die viskoelastischen Eigenschaften des Knorpels verantwortlich (TORZILLI et al. 1997). Weiterhin besitzt diese Zone aufgrund ihrer speziellen Struktur eine hohe Zugfestigkeit (TORZILLI et al. 1997) und dient als mechanische Barriere gegen einwirkende Kräfte (FISCHER et al. 1991), da sie diese auf die Gesamtoberfläche verteilen kann (GLASER 2002). Die Kollagenfasern dieser Zone richten sich nach der

Vorzugsrichtung der Dehnungsspannung aus. Die Vorzugsfaserausrichtung und somit die Dehnungsrichtung kann man über die Knorpelspaltliniendarstellung sichtbar machen (ROTH et. 1979; MECHAIM 1974).

Zone 2: *Transitionalzone*

Sie wird als Übergangszone zwischen der darüber liegenden Tangentialzone und der darunter liegenden Radiärzone bezeichnet, da die Zellanordnung hier nicht einheitlich zu erfassen ist. Die Chondrozyten besitzen ein spheroides Aussehen (POOLE et al. 1997) und liegen in zufallsverteilten kleinen Zellgruppen (BRIGHTON et al. 1984). Die Kollagenfasern besitzen in dieser Zone keine Vorzugsrichtung und bilden ein schräges Netz (POOLE et al. 1987). Im Vergleich zur Tangentialzone steigt die Proteoglykankonzentration an (MAROUDAS et al. 1976), während der Kollagengehalt absinkt (MUIR et al. 1970).

Zone 3: *Radiärzone*

Mit ca. 30% ist die Radiärzone die breiteste Gelenkknorpelzone. Die abgerundeten Knorpelzellen sind hier säulenförmig angeordnet und besitzen wie die Kollagenfasern eine bevorzugt radiäre, d.h. senkrechte Orientierung zur Oberfläche (POOLE et al. 1997). Die so genannte „Tidemark“ trennt die sich anschließende Zone des kalzifizierten Knorpels von der Radiärzone ab, und in ihr sind die Kollagenfasern der Radiärzone verankert (MOW et al. 1984).

Unter der Radiärzone schließt sich der kalzifizierte Knorpel an, daher wird diese Zone auch als Verkalkungszone bezeichnet. Diese Schicht verankert den Knorpel in dem subchondralen Knochen (HOUGH et al., 1974).

Unter dem kalzifizierten Knorpel schließt sich der subchondrale Knochen an, der durch die sogenannte „cement line“ abgegrenzt werden kann (POOLE 1997).

2.1.2 Knorpeldicke

Die Knorpeldicke variiert beträchtlich sowohl innerhalb eines Gelenkes als auch innerhalb verschiedener Gelenke (SIMON 1970, ECKSTEIN 1998). Dabei trägt die Knorpeldicke wesentlich zur Funktion des Gelenkknorpels bei. Sowohl im Kniegelenk (LI et al. 2005) als auch im Hüftgelenk (MÜLLER-GERBL et al 1987) konnte beim

Menschen nachgewiesen werden, dass die Knorpeldicke belastungsabhängig ist. Dabei weisen unbelastete Areale geringere Knorpeldicken als belastete Areale auf (JURVELIN 2000). In Arealen des Gelenkes, in denen höhere Kontaktdrücke herrschen, wurde auch dickerer Knorpel gemessen (LI et al. 2005). Zudem konnte an Hunden gezeigt werden, dass die Knorpeldicke bei Belastung zu- und nach Ruhigstellung abnimmt (JURVELIN et al. 1989). Andererseits beschrieben KING und Mitarbeiter (2005) eine Abnahme der Gelenkknorpeldicke bei dauerhafter Belastung. SIMON und Mitarbeiter (1973) schlussfolgerten, dass beim Hund die Gelenke mit der größten Kontaktfläche, wie das Ellbogengelenk, die geringsten Gelenkknorpeldicken aufweisen. Nicht abschließend geklärt ist ob Knorpel im Alter dünner wird. In einer anatomischen Studie konnten MEACHIM und Mitarbeiter (1971) keine signifikante Abnahme der Knorpeldicke im Schultergelenk mit steigendem Alter messen. Andere Studien zeigen aber, dass mit zunehmenden Alter die Dicke des Gelenkknorpels abnimmt (BYERS et al. 2000, BROMMER et al. 2005). Bekannt ist, dass der Knorpel bei jungen Tieren generell deutlich dicker ist als bei adulten und eine Schutzfunktion für den juvenilen Knochen darstellt (FIRTH und HARTMANN 1983). Bezüglich der Knorpeldicken im Ellbogen- und Kniegelenk des Hundes sind nur unvollständige Daten vorhanden (SIMON 1970; JURVELIN et al. 1990; KWAK et al. 1993; PANULA et al. 1998; LEE et al. 2000; FRISBIE et al. 2006). In einer Studie untersuchte SIMON (1970) mit verschiedenen Methoden die maximale Gelenkknorpeldicke des Ellbogen- und Kniegelenks u. a. auch beim Hund. Hierbei wurde festgestellt, dass die Knorpeldicke an den Gelenkflächen des Ellbogengelenkes beim Hund variiert und im Vergleich zu anderen Gelenken wie beispielsweise dem Kniegelenk relativ dünn ist (SIMON 1970; MAIERL 2003). Bei jungen Hunden ist der Knorpel an den Humeruskondylen auf der medialen Seite dicker als auf der lateralen, erstere ist die Lokalisation wo eine OCD beim Hund im Ellbogen auftritt (GUTHRIE et al. 1992). Bei verschiedenen Labortierversuchen an Beaglen, wurde mit Hilfe von mikrospektrometrischen und lichtmikroskopischen Messungen die mittlere Knorpeldicke am Kniegelenk bestimmt (KIVIRANTA et al. 1987; KIVIRANTA et al. 1988; KIVIRANTA et al. 1994; NEWTON et al. 1997; AROKOSKI et al. 1999; HAAPALA et al. 2000). Für den medialen Femurkondylus ergaben sich Dicken zwischen 0,5 und 1,06 mm, für den lateralen Femurkondylus zwischen 0,46 und 1,19 mm. Messungen der Knorpeldicke bei mittelgroßen und großen Hunden mit Berücksichtigung der Areale abaxial zum Femoropatellar- beziehungsweise

Femorotibialgelenk und dazu vergleichende Messungen der Trochlea humeri am Ellbogengelenk fehlen dabei aber vollständig.

2.1.3 Spaltlinien

Die erste Darstellung von Spaltlinien gelang LANGER im Jahre 1863 an der Haut.

Die Spaltlinien des Knorpels konnte erstmals HULTKRANTZ (1898) durch Anstechen des Knorpels und anschließender Färbung mittels Tinte darstellen. Dabei wurde mit einer dünnen Nadel die Knorpeloberfläche senkrecht zur Gelenkoberfläche angestochen. Es wurde festgestellt, dass damit die Vorzugsfaserausrichtung der Kollagenfasern der oberflächlichen Tangentialschicht sichtbar gemacht werden kann (CLARKE 1971; O'CONNOR et al. 1980). Dies konnte elektronenmikroskopisch sowohl von JEFFREY (1991) als auch PETERSON und TILLMANN (1998) am Meniskus bestätigt werden. Es wurde bewiesen, dass die Zugfestigkeit (ROTH 1980), die Elastizität (MIZRAH et al 1985) und die Steifigkeit des Knorpels (KEMPSON 1968) höher sind wenn die Belastung parallel zu den Spaltlinien erfolgt. Die Spaltlinien sind damit ein Ausdruck der mechanischen Beanspruchung des Gelenkknorpels (COSTA und MADEIRA, 1982; MADEIRA et al. 1977; TEIXERA et al. 1989).

Dabei entspricht die Verlaufsrichtung der Knorpelspaltlinien der Dehnungsrichtung des Knorpels (BULLOUGH und GOODFELLOW 1968; KONERMANN 1971; MEACHIM et al. 1974; MOLZBERGER 1973; TILLMANN 1978).

Die einwirkenden Dehnungskräfte können somit in Gelenken über die Spaltlinienmuster dargestellt werden und geben Rückschlüsse über deren Biomechanik. Dabei können sich Knorpelspaltlinien zu den ebenfalls darstellbaren subchondralen Knochenspaltlinien eines Gelenks erheblich unterscheiden.

Das wies u.a. SCHÖN (2000) bei der Untersuchung an humanen Ellbogen- und Kniegelenken nach. Als Ursache hierfür werden höhere Verformungs- und Dehnungskräfte im Gelenkknorpel im Vergleich zur subchondralen Knochenplatte verantwortlich gemacht (VOGT et al. 1999). Beim Menschen wurde bereits am Knie ein Spaltlinienmuster erstellt (Abb.3) um dieses bei der osteochondralen Transplantation mit beachten zu können.

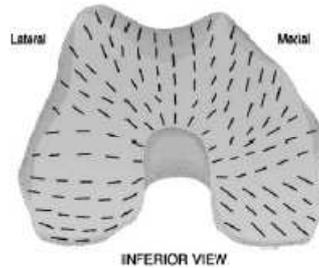


Abb. 3: Spaltlinienmuster Knie beim Menschen aus BELOW et al. 2000

2.2. Osteochondrosis dissecans beim Hund

2.2.1 Überblick zur Osteochondrosis dissecans beim Hund

Die Erstbeschreibung dieser Erkrankung beim Hund erfolgte im Jahre 1956 durch BRASS am Caput humeri (BRASS 1956). Die Osteochondrosis dissecans ist eine Knorpelwachstumsstörung besonders bei schnell wachsenden mittelgroßen und großwüchsigen Hunderassen (LAFOND 2002), die sich meist zwischen dem fünften und zehnten Lebensmonat (OLSSON 1993; KRONE 2002; DEMKO u. MCLAUGHLIN 2005) manifestiert. Die OCD ist gekennzeichnet durch eine fokale Degeneration sowohl des Gelenkknorpels als auch des darunter liegenden subchondralen Knochenbettes (GRONDALEN 1979a). Der Zusatz „dissecans“ ist der Tatsache geschuldet, dass sich bei dieser Krankheit in einer Mehrzahl der Fälle eine freie abgelöste Knorpelschuppe bildet. Der für die Krankheit vor allem im angloamerikanischen Sprachraum verwendete synonyme Begriff „Osteochondritis dissecans“ geht auf die gleichzeitig vorliegende Gelenkentzündung zurück (GRONDALEN 1979a). Diese Bezeichnung hat sich allerdings im deutschsprachigen Raum nicht durchgesetzt. Die OCD beim Hund ist im Vergleich zu anderen Spezies immer gekennzeichnet durch eine Störung der enchondralen Ossifikation (BOUDRIEAU 1983; OLSSON 1993; EKMAN u. CARLSON 1998; YTREHUS et al. 2007). Betroffen sind dabei besonders die Hauptbelastungszonen der konvexen Gelenkflächen am Schulter-, Ellbogen-, Knie- und Sprunggelenk (MILTON 1983, HORST 2000a). Zu den am häufigsten betroffenen Rassen gehören Labrador Retriever, Golden Retriever, Bernersennenhund und Rottweiler (PERSON 1989; KRONE 2002; OLIVIERI et al. 2007; COOPMAN et al. 2008). Hunde, die ausgewachsen ein Gewicht von mehr als 23 kg Körpermasse erreichen, sind generell

prädisponiert (OLSSON 1993). Rüden sind häufiger betroffen als Hündinnen (BRUNNBERG et al. 1978; PERSON 1989; RUDD et al. 1990; SLATER et al 1991; KRONE 2002; BRUNNBERG 2007; OLIVIERI et al. 2007).

Bei der OCD handelt es sich um ein multifaktorielles Geschehen, dessen genaue Ursache bisher noch nicht hinreichend geklärt ist (OLSSON 1993, KUROKI 2005). Als mögliche Ursachen werden vor allem Durchblutungsstörungen des epiphysealen Wachstumsknorpels (OLSTAD 2008), genetische Faktoren (GUTBROD u. LANGGUTH 1987; GRONDALEN 1979b; OLSON et al. 1980), Ernährung (RICHARDSON u. ZENTEK 1998), hormonelle Imbalancen (PAATSAMA 1975; RICHARDSON u. ZENTEK 1998), aber auch Einwirken eines Traumas (MILTON 1983; SLATER et al. 1991) diskutiert. In der neueren Literatur geht man davon aus, dass diätetische Faktoren keinen Einfluss haben (YTREHUS 2007). Da der epiphysäre Wachstumsknorpel im Verlauf der enchondralen Ossifikation durch Gefäße aus dem subchondralen Knochen gespeist wird, kommt es nach Verlegung eines solchen Gefäßes zur Nekrose des Versorgungsgebietes innerhalb des Wachstumsknorpels (YTREHUS et al. 2004). Beim Vorliegen eines größeren nekrotischen Areals kann dieser Defekt nicht revaskularisiert und damit nicht verknöchert werden. Es entsteht ein persistierender Knorpelzapfen der sich in der fortschreitenden Ossifikationsfront als OCD ausbildet (YTREHUS et al. 2007).

2.2.2 Therapie der Osteochondrosis dissecans

Eine konservative Therapie mit Ruhighaltung, Gewichtsreduktion, gezielter Physiotherapie und Analgetika sollte nur Fällen mit kleineren Läsionen ohne sekundäre Veränderungen und fehlender klinischer Symptomatik vorbehalten bleiben (FAYOLLE 1987). Die konservative Therapie einer OCD eines Hundes der eine Lahmheit zeigt, hat eine ungünstige Prognose (OLSSON 1976; FOX 1983; HAZEWINDEL et al 2000; BUTTERWORTH und COOK 2006). In vergleichenden Studien von ROSEBLUM und Mitarbeitern (1978), MASON und LAVELLE (1979) sowie JOHNSON und PETTIT (1980) konnten nach chirurgischer Intervention bei OCD am Sprunggelenk mittel- und langfristig bessere Ergebnisse erzielt werden als nach konservativem Vorgehen. Es sollte möglichst früh operiert werden (OLSSON 1976; FOX 1983; HORST 2000b), besonders am Ellbogen- und Sprunggelenk, um

ein besseres funktionelles Ergebnis zu erzielen und um das Fortschreiten der Arthroseentwicklung zu mindern (HORST 2000b). Allgemein kann in 80 Prozent der Fälle eine Verbesserung der klinischen Funktion nach traditionellem operativen Vorgehen erzielt werden (HORST 2000b). Bei den traditionellen Operationsverfahren wird in dem betroffenen Gelenk entweder per Arthrotomie (GUTHRIE 1992; MCLAUGHLIN u. ROUSH 1995) oder Arthroskopie (PERSON 1989; VAN RYSSSEN 1993; VAN BREE u. VAN RYSSSEN 1995; VAN BREE u. VAN RYSSSEN 1998; COOK 2001a; COOK 2001b; BEALE 2003; OLIVIERI et al. 2007) die OCD Schuppe und das abgestorbene Gewebe komplett entfernt. Ziel ist eine Auffüllung des Defektbettes mit Faserknorpel (MEYER LINDENBERG et al. 2003; BUTTERWORTH und COOK 2006; OLIVIERI et al. 2007). Nach Debridement der Läsion soll es zur Einblutung aus der Markhöhle des Knochens kommen. Es entsteht ein stammzellreicher Clot (JUBEL 2002) aus welchem sich weicher Ersatzknorpel bildet. Bei ausbleibender Blutung aufgrund sklerotischen Knochens kann über Bohrungen nach Pridie (PRIDIE 1959) oder Mikrofrakturierung nach Steadman (STEADMAN 1997) die subchondrale Knochenplatte eröffnet werden um eine Einblutung aus der Markhöhle zu fördern. Diese traditionellen Methoden schaffen es allerdings nicht die Oberfläche zu rekonstruieren, auch wenn es zeitversetzt zu einem Nachrutschen der subchondralen Knochenplatte kommt (QUI et al. 2003). Zudem muss der sich bildende Faserknorpel als biomechanisch minderwertig eingestuft werden (NELSON et al. 1988; MARLOVITS et al. 2000).

2.2.3 Osteochondrosis dissecans am Ellbogengelenk

Das Ellbogengelenk stellt nach dem *Caput humeri* die zweithäufigste Lokalisation für eine OCD beim Hund dar (MONTGOMERY et al. 1989; HORST 2000a; KRONE 2002). Das Auftreten klinischer Symptome erfolgt im Ellbogengelenk in der Regel im vierten bis sechsten Lebensmonat und damit am frühesten von allen möglichen OCD Lokalisationen beim Hund (Knie-; Sprung- und Schultergelenk), bei denen die ersten Symptome meistens später auftreten (OLSSON 1993). Gleiche Ergebnisse zeigen die Untersuchungen von SLATER und Mitarbeitern (1991), wo die Diagnose einer OCD im Ellbogengelenk am zeitigsten gestellt werden konnte. Die OCD im Ellbogengelenk tritt bis zu 50 % bilateral auf (GUTHRIE 1989) und es sind besonders häufig der Labrador Retriever und der Golden Retriever betroffen (SLATER et

al.1991; KRONE 2002). Betroffene Hunde zeigen bei OCD im Ellbogengelenk meist eine geringgradige intermittierende bis hin zur mittelgradigen permanenten Lahmheit, die sich häufig unter Belastung verstärkt (BOUDRIEU 1983; MONTGOMERY 1989; MC KEE und COOK 2006). Neben der Lahmheit an der betroffenen Gliedmaße sind ein Gelenkerguss, eine Gelenkentzündung, ein subchondrales Ödem, eine Sklerose und später eine progressive Arthrose nachweisbar (DENNY und GIBBS 1980; EKMAN und CARLSON 1998). Eine Bestätigung der Verdachtsdiagnose OCD erfolgt meist mittels einer Röntgenuntersuchung des betroffenen Gelenkes in zwei Ebenen, wobei eine Abflachung der konvexen subchondralen Gelenkknochenstruktur und eine subchondrale Aufhellung an der *Trochlea humeri* (ALEXANDER 1981; BOUDRIEU et al. 1983; CHANOIT 2010) nachweisbar ist. In einigen Fällen kann die Diagnose nur arthroskopisch gestellt werden (CARPENTER 1993).

In einer Studie von KRONE (2002) hat der OCD Defekt an der *Trochlea humeri* beim Hund durchschnittlich eine Ausdehnung von 5 mm und eine Tiefe von 2,4 mm. Es ist zu vermuten, dass die Größe der OCD Läsion einen negativen prognostischen Faktor darstellt.

Zu der Prognose einer OCD am Ellbogengelenk nach traditionellen Therapieverfahren stehen insgesamt nur wenige Daten aus der Literatur zur Verfügung. Am Ellbogen ist die OCD häufig mit einem *fragmentierten Processus corononideus medialis ulnae* (FCP) vergesellschaftet und zählt wie dieser zur Gruppe der Krankheiten der Ellbogendysplasie (GRONDALEN 1979b; BOUCK 1995; FITZPATRICK et al. 2009). Damit ist die OCD an der *Trochlea humeri* als alleiniges Krankheitsbild und damit die Prognose nach Therapie anhand der vorliegenden Studien kaum zu beurteilen. Allerdings ist die Prognose eines allein vorliegenden FCP deutlich besser, als eines FCP in Kombination mit einer OCD an der *Trochlea humeri* (MEYER LINDENBERG et al. 2003). SCHULZ und Mitarbeiter (2003) berichteten von einer variablen Prognose beim Vorliegen einer OCD im Ellbogen. Zwar ist mit einer Verbesserung der Symptome nach operativer Versorgung mit den traditionellen Methoden beim Vorliegen eines Fragmentierten Processus coronoideus medialis ulnae und einer OCD am Ellbogen im Vergleich zur konservativen Therapie zu rechnen, trotzdem ist eine folgende Arthrose und persistierende Lahmheit zu erwarten (BOUCK 1995). Am Ellbogen ist bei Patienten die älter als 9 Monate sind, die Langzeitprognose zusätzlich schlecht, da die Progression der Arthrose nicht mehr aufgehalten werden kann (HOULTON 1984). Zusammenfassend lässt sich anhand

der vorliegenden Daten schlussfolgern, dass die Langzeitprognose im Ellbogengelenk nach operativer Versorgung einer OCD mit traditionellen Methoden als ungünstig eingestuft werden muss.

2.3 Autologe osteochondrale Transplantation (AOT)

2.3.1 Allgemeines

Erstmals beschrieben wurde das Verfahren der AOT bereits von JUDET im Jahre 1908. WAGNER (1964) beschrieb dieses Verfahren 1964 erstmals zur Therapie von osteochondralen Defekten am Knie des Menschen. Ziel ist es Knorpelknochenzylinder (Grafts) aus gering belastenden Knorpelzonen, vorrangig des Kniegelenkes, in Hauptbelastungszonen des Kniegelenkes oder anderer Gelenke wie Ellbogen oder Sprunggelenk zu transplantieren, um fokale osteochondrale oder chondrale Defekte zu rekonstruieren (IMHOFF 1999; HANGODY et al. 2001; HANGODY et al. 2002; JAKOB 2002; HANGODY et al. 2003; HANGODY et al. 2008). Der Vorteil dieser Operationsmethode gegenüber den knochenmarkstimulierenden Verfahren ist die Wiederherstellung der Gelenkfläche mit hyalinem Knorpel und darunter liegender subchondraler Knochenplatte (HANGODY et al. 1998; HANGODY et al. 2008). Dieses Verfahren kann auch arthroskopisch durchgeführt werden (HANGODY et al. 1997a; BOBIC 1996). Die Grafts werden über ein so genanntes „Press-Fit Verfahren“ (HANGODY et al. 2004) implantiert, so dass zusätzliche Implantate oder Fremdstoffe zur Fixierung nicht benötigt werden. Dabei wird der Spenderzylinder durch einen minimal kleineren Durchmesser des Empfängertunnels im Vergleich zum Spenderzylinder (IMHOFF 1999) fest eingebracht. Das „Press-Fit Verfahren“ ermöglicht eine ausreichende Stabilität, die eine knöcherne Integration und die Aufrechterhaltung der Vitalität der transplantierten Zylinder insbesondere des hyalinen Knorpels ermöglicht (BOBIC 1999; BARBER u. Chow 2001; BAUMBACH et al. 2008). Allerdings ist keine Integration des transferierten Knorpels in den angrenzenden Knorpel des Empfängerbettes zu erwarten (LANE et al. 2004, TIBESKU et al. 2004). Derzeit sind vor allem zwei patentierte Meißelsysteme der AOT zur klinischen Anwendung auf dem Markt. Das Mosaikplastikverfahren (Mosaicplasty) der Firma Smith & Nephew mit Transplantatdurchmessern von 2,7, 3,5, 4,5, 6,5 und 8,5 mm und das OATS Verfahren (Osteochondral Autograft Transfer System) der Firma Arthrex mit

Transplantatdurchmessern von 6,0, 8,0 und 10,0 mm. Beide unterscheiden sich vor allem durch die Anzahl der transplantierten Knorpelknochenzylinder und den Durchmesser der verwendeten Transplantate. Eine weitere Möglichkeit der Entnahme ist mittels Hohlfräse möglich, da hierbei allerdings der mechanische Schaden nachweislich größer ist als bei den Meißelsystemen (EVANS et al. 2004) findet dieses Verfahren der Transplantatgewinnung kaum eine klinische Anwendung (LEVY und MEIER 2004). Durch die guten Mittel- und Langzeitergebnisse der AOT beim Menschen vor allem am Kniegelenk (JAKOB et al. 2002 ; BENTLEY 2003; HANGODY et al. 2004; HANGODY et al. 2008; HANGODY et al. 2010), Ellbogengelenk (HIDAS et al. 2002; YAMAMOTO et al. 2006; ANSAH et al. 2007; TAKAHARA et al. 2008; IWASAKI et al. 2009; OVESEN et al. 2011) und Sprunggelenk (HANGODY et al.2010; PAUL et al. 2010) wird die AOT in der Humanmedizin häufig angewandt und ist weit verbreitet. Die Anwendung dieser Operationsmethode ist bei OCD gut etabliert und liefert ausgezeichnete Resultate (HAND et al. 2003). Eine prospektive Multicenterstudie von Hangody präsentiert Langzeitergebnisse 17 Jahre nach AOT u. a. an den Femurkondylen, bei der über 350 athletische Menschen eingingen und von denen 91% gute und sehr gute Ergebnisse erreichten (HANGODY et al. 2010). Eine vergleichende Untersuchung von GUDAS und Mitarbeitern (2006) zwischen Mikrofrakturierung und AOT am Knie zeigte bei der AOT deutlich bessere klinische Ergebnisse. Eine vergleichende Untersuchung von AOT und autologer Chondrozyten Implantation (ACI) zeigte eine schnellere Rekonvaleszenzzeit und das Vorhandensein von hyalinem Knorpel bei der AOT im Gegensatz zur ACI, die nur Faserknorpel aufwies (HORAS 2003). Die AOT findet Anwendung bei kleineren und mittelgroßen osteochondralen Defekten beim Menschen (HANGODY et al. 1999; HANGODY et al. 2004; HANGODY et al. 2008). Dabei können maximal Defekte bis 4-5 cm² versorgt werden, da die zur Verfügung stehenden Spenderareale im Knie begrenzt sind (HAND et al. 2003). Kontraindikationen für die Durchführung sind Infektionen, degenerative oder rheumatische Arthritiden, instabile Gelenke oder nicht korrigierte Fehlstellungen (HANGODY et al. 2004). Die entstehenden Spenderstellen werden in der Regel nicht gefüllt oder verschlossen (HANGODY et al. 2004) und füllen sich nach ungefähr sechs Monaten komplett mit spongiösem Knochen und Faserknorpel auf (HANGODY et al. 1997b; LANE et al. 2004). Feczko und Mitarbeiter zeigten an 50 Deutschen

Schäferhunden, dass die Spenderstellen am besten ohne Füllmaterialien abheilen (FECZKÓ et al.2003).

2.3.2 Technische Durchführung der autologen osteochondralen Transplantation

Die folgenden Abbildungen und Ausführungen orientieren sich an der Mosaikplastik im Kniegelenk des Menschen.

Abbildung und Bilder entnommen aus: Mosaikplastik™ Leitfaden zur osteochondralen Transplantation von Hangody aus

http://www.maitrise-orthop.com/corpusmaitri/orthopaedic/mo76_mosaicplasty/index.shtml

Vorbereitung der Transplantatstelle

Der erste Schritt ist die Vorbereitung des Defektbettes auf die anstehende Transplantation. Dabei wird im Defektbett das gesamte nekrotische Knorpel- und nekrotische Knochengewebe bis auf den gesunden subchondralen Knochen entfernt (Abb. 4). Es ist darauf zu achten, dass der am Defektbett angrenzende Gelenkknorpel eine senkrechte Bruchkante besitzt (Abb. 4). Anschließend wird gemessen wie viele Transplantate welchen Durchmessers benötigt werden um eine möglichst große Fläche der Defektzone zu füllen. Minimalziel ist dabei 70% Defektfüllung, wobei sich die angrenzenden, nicht mit Transplantaten abgedeckten Flächen mit Faserknorpel auffüllen (HANGODY et al. 2004).

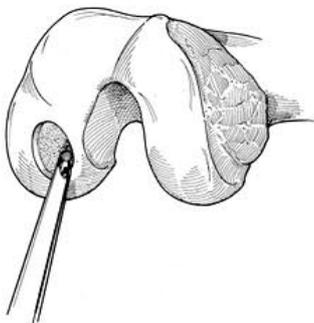


Abb. 4: Defektdebridement

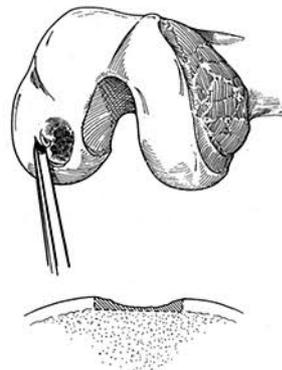


Abb. 5: rechtwinklige Randglättung des angrenzenden hyalinen Knorpels

Gewinnung der osteochondralen Transplantate

Die Spenderzylinder werden vorwiegend aus den Randbereichen der Trochlea oder direkt proximal der *Fossa intercondylaris* entnommen (HANGODY et al. 2004). Dafür wird ein Meißel genau senkrecht (orthogonal) auf die Gelenkoberfläche der identifizierten Entnahmestelle gesetzt (Abb. 6). Mit einem Hammer wird der Meißel bis auf die gewünschte Tiefe eingeschlagen (Abb. 7), dabei sollte die Länge des Transplantates mindestens das Doppelte seines Durchmessers betragen (HANGODY et al. 2004). Um das Implantat zu lösen wird der Meißel vertikal und horizontal hin- und herbewegt (Abb. 8). Nach Aufsetzen einer passenden Schutzhülse auf den Meißel wird das Transplantat mit einem Stößel entfernt. Danach wird das Transplantat in seiner Länge gemessen und in einem mit physiologischer Kochsalzlösung getränktem Mull deponiert (MAUS et al. 2008).

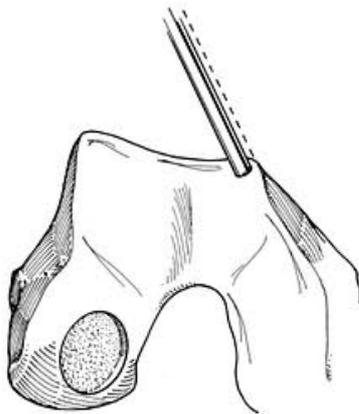


Abb. 6: Aufsetzen des Meißel

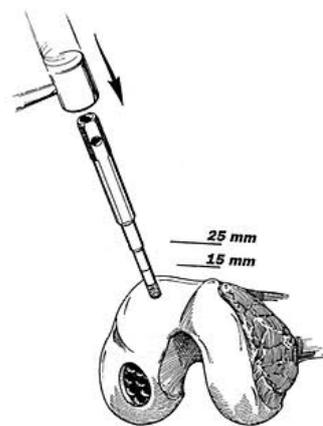


Abb. 7: Einschlagen des Meißels

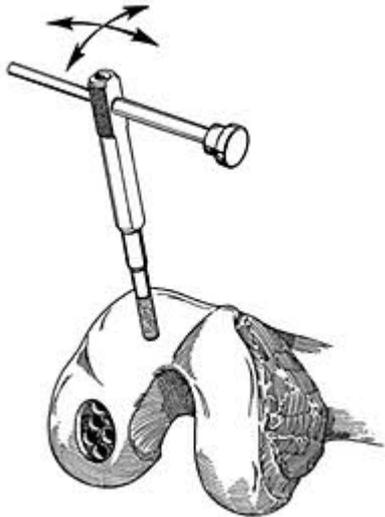


Abb. 8: Lösen bzw. Abbrechen des Zylinders

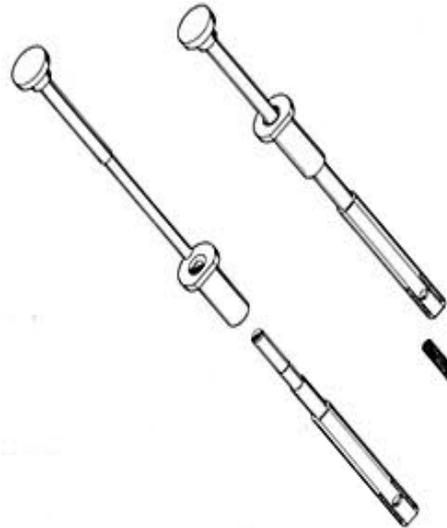


Abb. 9: Einsatz des Meißelschutzes und des Stößels zur Transplantatfreigabe

Implantation der osteochondralen Transplantate

An der Stelle, wo der erste Zylinder transplantiert werden soll, wird zunächst ein Loch mit einem Bohrer passender Größe in der gewünschten Länge gebohrt (Abb. 10). Als nächstes wird in das Loch ein Dilatator eingeführt und bis auf die gewünschte Tiefe eingeschlagen (Abb. 11). Der Dilatator wird entfernt und das Transplantat wird über einen Eindrückstempel unter Sichtkontrolle durch die Bohrhülse in das Bohrloch eingeführt (Abb. 12). Das Implantat wird auf die gewünschte Tiefe, das heißt bis es direkt mit der umgebenden Gelenkoberfläche bündig abschließt, mit dem Stempel eingebracht (Abb. 13). Beim Überstehen des Zylinders über der Gelenkoberfläche kommt es sonst zum Stabilitätsverlust (HAKLAR et al. 2008).

Die anderen Transplantate werden auf die gleiche Weise implantiert bis die gesamte Fläche rekonstruiert ist (Abb. 14). Dabei werden die Transplantate von außen nach innen rekonstruiert, um eine Destabilisierung der zentralen Transplantate zu vermeiden (HAND et al. 2003).

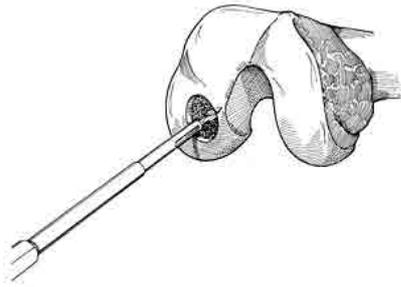


Abb. 10: Bohrung

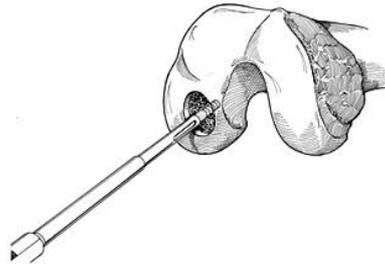


Abb. 11: Dilatation

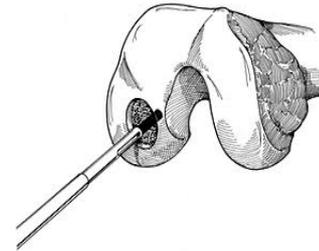


Abb. 12: Implantation

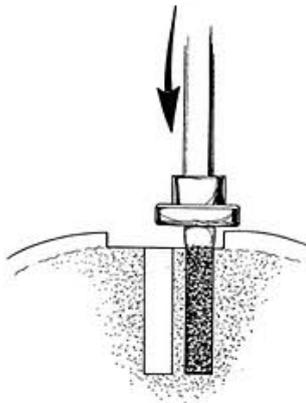


Abb. 13: oberflächenbündiges
Einbringen des Zylinders

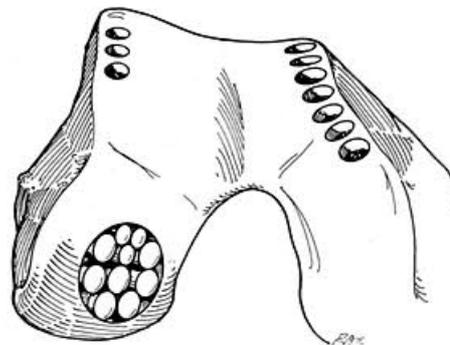


Abb. 14: Zustand nach Mosaikplastik

2.3.3 Osteochondrale Transplantation im Ellbogengelenk

Die Therapie von osteochondralen Defekten gestaltet sich in diesem Gelenk nach wie vor schwierig (HIDAS 2002). Die Indikation für eine osteochondrale Transplantation beim Menschen in dieses Gelenk stellen fokale Knorpel- oder Knorpelknochenschäden und Osteonekrosen dar (IMHOFF et al. 2006; YAMAMOTO et al. 2006). Meistens ist beim Menschen das radio-humerale Gelenk betroffen, anders als beim Hund, bei dem fast ausschließlich die Trochlea humeri betroffen ist (GUTHRIE 1992; HORST 2000b). Dabei ist die avaskuläre Nekrose des *Capitulums* (Morbus Panner) beim Kind von osteochondralen Läsionen und einer OCD des Capitulum, des Radiusköpfchen oder der *Trochlea humeri* (Morbus Hegemann) beim Jugendlichen zu unterscheiden (BROWN et al. 1974; BRADELY et al.

2001). Für die AOT am Ellbogen wird sowohl das OATS Verfahren (IMHOFF et al. 2006) als auch die Mosaikplastik (IWASAKI et al. 2009) angewendet. Als Spenderareal wird fast ausschließlich das Kniegelenk genutzt (HIDAS 2002). Dabei zeigt die Methode sowohl gute klinische Ergebnisse als auch eine gute knöcherne Integration der Spenderzylinder (SHIMADA et al. 2005; IWASAKI et al. 2009; OVESEN et al. 2011). Auch Yamamoto (2006) bestätigte in einer Kontrolle, die minimal 2 Jahre nach dem operativen Eingriff erfolgte, gute klinische Resultate bei einer Gruppe von 18 Baseballspielern mit OCD am Ellbogen.

Allerdings gibt es im Vergleich zum Kniegelenk fast keine Studien die die Langzeitprognose untersuchen (HALE 2010; VOGT 2011). In einer Studie von Vogt wurden in einer Zehnjahreskontrolle bei acht Patienten nach OATS am Capitulum humeri klinisch und radiologisch sehr gute Ergebnisse festgestellt (VOGT 2011). Auch Hidas beschreibt die Methode als neue gute Alternative in der Behandlung der OCD am *Capitulum humeri*. (HIDAS et al. 2002)

2.3.4 Spenderstellen im Kniegelenk des Menschen

Zur Etablierung möglichst optimaler Spenderstellen am Knie des Menschen wurden verschiedene Aspekte untersucht und berücksichtigt. Grundprinzip ist dabei, dass sowohl die morphologischen als auch die topographischen Eigenschaften möglichst übereinstimmen (LEVY und MEIER 2004), da eine orthotope Transplantatgewinnung bei einer AOT nicht möglich ist (HURTIG et al. 2001). Zu den bisher am Knie des Menschen untersuchten morphologischen Charakteristika zählen die Knorpeldicke (AHMAD et al. 2001; TERUKINA et al. 2003; THAUNAT et al. 2007) und die Spaltlinien (BELOW et al. 2002; LEO et al. 2004). Auch die Knochenqualität, die über die subchondrale Knochendichte gemessen werden kann, sollte nach Hangody mit Beachtung finden (HANGODY 2004). Zu den untersuchten topographischen Eigenschaften zählt die Oberflächenkrümmung bzw. der Krümmungsradius der Flächen (AHMAD et al. 2001; BARTZ et al. 2001; TERUKINA et al. 2003). Neben diesen Kriterien muss aber die bei der Entnahme verbundene Morbidität des Kniegelenkes mitberücksichtigt werden (LA PRADE u. BOTKER 2004; REDDY et al. 2007). Diese wird abgeschätzt über die Kontaktflächen und Kontaktdrücke am Knie, die bereits hinreichend untersucht worden sind (SIMONIAN et al. 1998; AHMAD et al. 2001; GARRETSON et al. 2004; GUETTLER et al. 2005). Um die mit

der Spenderentnahme verbundene Morbidität zu minimieren aber den morphologischen Ansprüchen zu genügen werden deshalb wenig belastete Areale als Spenderstellen bevorzugt (HANGODY et al. 2004). Genutzte Spenderareale am Knie des Menschen (Abb15) sind der Randbereich der lateralen Trochlea proximal des *Sulcus terminalis* (BOBIC et al. 1999; HANGODY et al. 2004), die interkondyläre Notch (BOBIC et al. 1999; CHOW et al. 2004) sowie der Randbereich der medialen Trochlea (HANGODY et al. 2004; CHOW et al. 2004), die vorallem bei arthroskopischer Durchführung genutzt wird (Abb 15). Für die Transplantation ins Ellbogengelenk wird zusätzlich der proximale laterale Kondylus als Spenderareal verwendet (ANSAH et al. 2007). Die früher gebräuchlichen Spenderstellen, die außerhalb des Femoropatellargelenkes liegen, werden nicht mehr verwendet (MATSUSUE et al. 1993). Die etablierten Spenderstellen im Knie des Menschen beeinträchtigen dabei nicht die Kniegelenksfunktion (IWASAKI et al. 2007). Trotzdem wurden bisher außer dem Kniegelenk auch andere Spenderstellen getestet, wie das Tibiofibulargelenk, um die Spenderstellenmorbidität zu minimieren (JEROSCH et al. 2002).

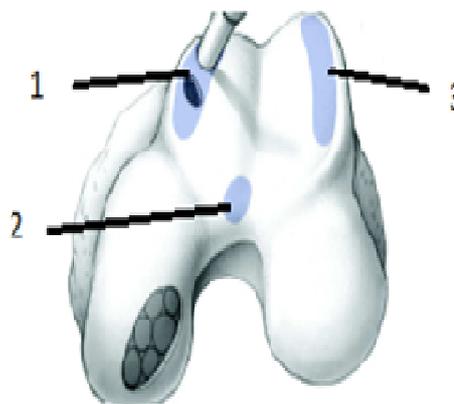


Abb. 15: aus Hangody 2004; blau gefärbte Stellen sind potentielle Spenderareale im Kniegelenk beim Menschen

- 1 - laterale Trochlea proximal des Sulcus terminalis
- 2 - interkondyläre Notch
- 3 - Randbereich der medialen Trochlea

2.3.5 Autologe osteochondrale Transplantation beim Hund

Die erste erfolgreiche Durchführung an Hunden erfolgte durch Hangody als Versuchstudie vorm klinischen Einsatz beim Menschen im Jahre 1997 (HANGODY 1997b). Dort wurden bei Deutschen Schäferhunden Knorpelknochenzylinder von den abaxialen Flächen des Rollkamms des distalen Femurs in die Trochlea ossis femoris sowie in den Femurkondylus transplantiert. Erst Jahre danach folgten Veröffentlichungen erster klinischer Anwendungen dieses Operationsverfahrens beim Hund mit relativ kleinen Patientenzahlen hauptsächlich am Knie (FRANK 2003; ADAMIAK et al. 2004; ADAMIAK et al. 2007; BÖTTCHER et al. 2007; COOK et al. 2008; FITZPATRICK et al. 2012) und am Ellbogen (FITZPATRICK et al. 2005; BÖTTCHER et al. 2007, FITZPATRICK et al. 2009) zur Versorgung einer OCD. Aber auch an anderen Gelenken wie Schulter (FITZPATRICK 2010) oder Sprunggelenk (BÖTTCHER et al. 2007), wo die OCD ebenfalls häufig auftritt, wurde dieses Verfahren schon erfolgreich angewendet. Allerdings fehlen bis heute Langzeitergebnisse für dieses Verfahren beim Hund. Bereits 2003 führte Frank die AOT mit dem Mosaikplastiksystem bei 5 Hunden mit OCD am *Condylus femoris lateralis* durch. Zwei arthroskopisch kontrollierte Hunde zeigten dabei eine gute Integration aber eine geringgradige Degeneration der Transplantate. Von vier kontrollierten Hunden zeigten alle gute Ergebnisse im Sinne der Gliedmaßenfunktion und Gliedmaßenbelastung, auch wenn zwei dieser Tiere nur telefonisch mittels Besitzerauskunft nachkontrolliert werden konnten. COOK wies im Jahre 2005 an vier Hundekadavern nach, dass die AOT mit dem OATS System sowohl vom Knie in die lateralen Femorkondylen, sowie vom Knie in die Trochlea humeri durchführbar ist. Danach wurde an zwei Versuchshunden die AOT sowohl am Knie als auch am Ellbogen durchgeführt und die Hunde nach zwei Wochen beziehungsweise nach sechs Wochen post operationem euthanasiert. Es konnte nachgewiesen werden, dass der Knorpel der transplantierten Knorpelknochenzylinder vital war und dass die Grafts eine beginnende Integration zeigten. Anschließend führte er das Verfahren klinisch an 2 Hunden mit OCD am Kniegelenk durch. Dabei waren die Kurzzeitergebnisse vielversprechend, beide Hunde zeigten allerdings sechs Wochen nach dem Eingriff eine geringgradige Lahmheit. Über eine Kontrollarthroskopie wurde eine beginnende Auffüllung der Spenderstellen und eine intakte Knorpeloberfläche der transplantierten Grafts beobachtet. Über Röntgenbilder wurde die Aufrechterhaltung der subchondralen Knochenoberfläche nachgewiesen. Zur selben

Zeit stellten FITZPATRICK et al. (2005) eine klinische Studie vor, bei der jeweils 4 Hunde mit einer OCD am Knie-, Ellbogen- und Schultergelenk mit einer AOT mittels OATS System versorgt worden waren. Auch hier wurde von einer erfolgreichen klinischen Durchführung in diesen Gelenken und von deutlich besseren Kurzzeitergebnissen im Vergleich zu den traditionellen Methoden berichtet. Im Jahre 2008 berichtete COOK über die Versorgung von OCD mit dem OATS Verfahren bei zehn Hunden an 12 Kniegelenken. Auch hier wurden die Tiere arthroskopisch kontrolliert und eine gute Integration der Implantate konnte nachgewiesen werden. Nach sechs bis 12 Monaten zeigten laut Besitzeraussage alle Tiere eine Verbesserung der Gliedmaßenfunktion, aber nur zwei von zehn Tieren zeigten keine Lahmheit mehr. Bis jetzt wurden beim Hund die verwendeten Spenderzylinder ausschließlich aus dem Kniegelenk entnommen. Einige Autoren verwenden dabei die Mosaikplastik und andere das OATS. Durch die Verwendung der unterschiedlichen Hohlmeißelsysteme unterscheiden sich die Durchmesser der verwendeten Zylinder ganz erheblich. FRANK (2003) und BÖTTCHER et al. (2007) (Abb. 16) nutzen Zylinderdurchmesser zwischen 2,7mm; 3,5mm und 4,5mm anders als COOK et al. (2005; 2008), ADAMIAK et al. (2004) und FITZPATRICK et al. (2005; 2009) die Zylinderdurchmesser zwischen 6mm; 8mm und 10mm verwenden (Abb. 17). Genauso nutzen die beiden Gruppen verschiedene Spenderareale zur Transplantatgewinnung. FRANK (2003) und BÖTTCHER et al. (2007) verwenden u.a. aufgrund der vermuteten höheren Knorpeldicke Transplantate aus der Trochlea (Abb. 16), im Gegensatz zu COOK et al. (2005; 2008) und FITZPATRICK et al. (2005 ; 2009; 2010), die die abaxialen Flächen der Rollkämme (vornehmlich des medialen Rollkamms) sowie die abaxiale Fläche proximal des medialen Kondylus aufgrund erwarteter geringerer Spenderstellenmorbidity und besserer Oberflächengeometrie nutzen (Abb. 17). Die Fläche proximal des medialen Kondylus wird nach FITZPATRICK (2009) auch als PICT Region (plateau intersect of condyle and trochlea) bezeichnet (Abb. 17). Die vorher von COOK et al. (2005; 2008) für diese Region eingeführte Bezeichnung *Sulcus terminalis*, wie beim Menschen, ist unpassend weil sie beim Hund als anatomischer Terminus im Kniegelenk nicht beschrieben ist. Anhand der Abbildungen 16 und 17 wird ebenfalls deutlich, dass eine sinnvolle Transplantatgewinnung mit dem OATS System an der distalen Trochlea oder den axialen Flächen der Trochlea aufgrund der kleineren

Gegebenheiten im Vergleich zum menschlichen Knie nicht möglich ist (BÖTTCHER 2010a, BÖTTCHER et al. 2010c).



Abb. 16 :

Mosaikplastik am Kniegelenk beim Hund: Spenderregion ist die Trochlea, mit mehreren „kleineren“ Zylindern wird der OCD Defekt am lateralen Condylus rekonstruiert

entnommen Böttcher 2010a

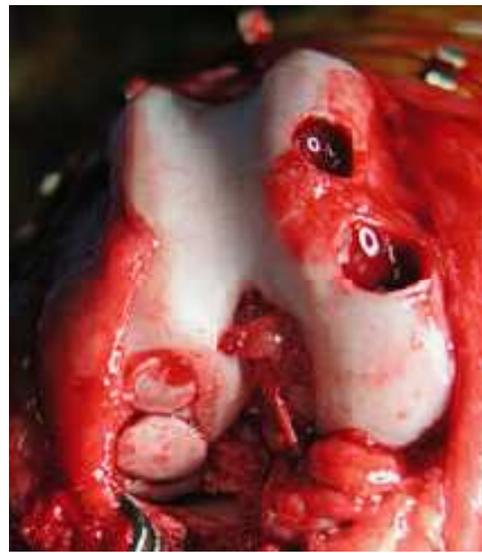


Abb. 17:

OATS am Kniegelenk eines Hundes: Spenderregion ist die PICT bzw. die abaxialen Flächen der Rollkämme, mit einem oder zwei Zylindern wird der gleiche Defekt rekonstruiert

entnommen aus Cook et al. 2008

Die klinische Anwendung der AOT am Ellbogen wurde bis jetzt nur von BÖTTCHER et al. (2007) und FITZPATRICK et al. (2005; 2009) beschrieben. Dabei nutzt FITZPATRICK et al. (2005; 2009) das OATS Verfahren (Abb. 19) und BÖTTCHER et al. (2007) die Mosaikplastik (Abb.18). Insgesamt liefert FITZPATRICK et al. (2009) die größte klinische veterinärmedizinische Studie an Hunden. Dabei wurden 27 Hunde an 33 Ellbogen mit einer AOT mit dem OATS System versorgt (Abb 17). Dreißig der betroffenen Gelenke hatten neben der OCD zusätzlich einen FCP, der über eine subtotale Koronoidektomie während der AOTs-OP entfernt wurde. Nur zwei Hunde aus dieser Studie wiesen ausschließlich eine OCD an der *Trochlea humeri* auf. Hier waren die Kurzzeitergebnisse viel versprechend. Beim zusätzlichen

Vorliegen eines FCPs zeigten nur die fünf Tiere, die zusätzlich mit einer dynamischen Ulnaosteotomie versorgt wurden, ein gutes Kurzeitergebnis.

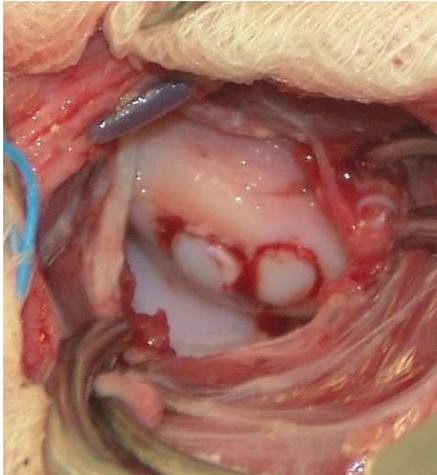


Abb. 18:

Mosaikplastik von Böttcher im Bereich der *Trochlea humeri*



Abb. 19:

OATS aus Fitzpatrick 2009 im Bereich der *Trochlea humeri*

3 Publikationen

3.1 Mapping of split-line pattern and cartilage thickness of selected donor and recipient sites for autologous osteochondral transplantation in the canine stifle joint.

Peter Böttcher, Markus Zeissler, Johann Maierl, Vera Grevel, Gerhard Oechtering
Vet Surg 2009; 38:696-704

Objective: To characterize donor and recipient sites for autologous osteochondral transplantation in the canine stifle joint with respect to split-line pattern and cartilage thickness.

Study Design: In vitro study.

Sample Population: Stifle joints (n=30) of dogs >20 kg.

Methods: Collagen network orientation of the hyaline cartilage coverage of the distal femur was assessed using split-line technique (n=10). Cartilage thickness was measured radiographically on osteochondral plugs harvested at the abaxial and axial surfaces of the femoropatellar joint (n=15), the most proximal abaxial aspect of the medial condyle (CO; n=5) and at both femoral condyles (n=15).

Results: Cartilage within the femoropatellar joint and both femoral condyles had mostly transversely orientated pattern of split-lines. Abaxial to the femoropatellar joint split-lines were absent.

All donor sites had significantly thinner cartilage than the medial condyle (CM).

Only the distal trochlea had cartilage thickness comparable to the lateral condyle (CL).

The thinnest cartilage was found abaxial to the femoropatellar joint followed by CO, which was ~ 2–3 times thinner than the cartilage at both condyles.

Conclusions: None of the investigated donor sites provided transplants of comparable cartilage thickness to CM. Transplants from within the femoropatellar joint should be harvested in priority as they reach cartilage morphology comparable to CL.

Clinical Relevance: Adjusting for cartilage thickness and split-line pattern may improve long-term outcome after autologous osteochondral transplantation. But

surface curvature and donor-site morbidity have to be considered as well when choosing the most suitable donor site.

Introduction

In dogs, stifle osteochondrosis (OC) lesions typically do not heal, but rather continue to degenerate or in the best-case scenario undergo fibrocartilaginous repair.¹⁻⁴

Established surgical procedures designed to enhance fibrocartilage formation have included aggressive lesion debridement in combination with microfracture, abrasion arthroplasty, or drilling.⁵ Pridie stimulated bone marrow to release undifferentiated stem cells into an osteochondral defect by drilling holes into the defect bed.⁶

Steadman developed a microfracture technique, which is currently recommended for focal full-thickness (osteo)-chondral lesions.^{5,7,8} With either technique, loss of functional articular cartilage and secondary osteoarthritis are inevitable because the fibrocartilage that fills the defect has inferior biomechanical properties compared with hyaline cartilage.^{3,9-12}

To create more natural hyaline-like cartilage with improved function, various grafting procedures have been developed for human application, including periosteal and perichondral grafting as well as autologous chondrocyte or osteochondral transplantation.¹³ Autologous osteochondral transplantation has the advantage of ready availability of donor cartilage, ability to cover defects of varying size, and use of native hyaline cartilage that allows concurrent restoration of joint surface topography and morphology.

Of further benefit in dogs, grafts are immediately functional in biomechanical properties so that weight bearing of the operated limb can be allowed in the early postoperative period. Nevertheless, strict cage rest with short leash walks for 4–6 weeks after osteochondral transplantation has been recommended in dogs.¹⁴⁻¹⁶ These measures may prevent subsidence of the grafts as well as premature degeneration of the freshly transplanted cartilage until bony union is complete and cartilage stiffness has been re-established.^{17,18}

Overall, autologous osteochondral transplantation seems to be a promising alternative to simple bone marrow stimulation techniques for treatment of naturally occurring OC lesions in dogs.¹⁴⁻¹⁶

To achieve anatomic reconstruction of the diseased joint surface the ideal transplant would furnish cartilage of equivalent morphology and topography as the recipient area, which comprises cartilage thickness, collagen network orientation, and surface curvature.

Cartilage thickness has been reported to depend on cartilage-to cartilage contact and the amount of local joint load^{19,20} whereas collagen fiber orientation in the superficial zone of hyaline cartilage is related to tensile forces encountered during joint load.²¹ Although unproven in any biomechanical or animal study, seemingly gross mismatch of cartilage thickness and collagen network orientation between donor and recipient sites may lead to abnormal stresses and premature degeneration of grafts.^{22,23}

Donor site morbidity after harvesting osteochondral grafts should be kept as low as possible, suggesting selection of non articulating, non weight bearing hyaline cartilage.

Donor sites currently used within the canine stifle joint are located on the axial and abaxial surfaces of the medial and lateral trochlea ridges of the femur, the distal aspect of the trochlea just proximal to the intercondylar notch, and the proximal abaxial aspect of the medial condyle.¹⁴⁻¹⁷ The latter has been referred to as the sulcus terminalis.¹⁴

Our purpose was to characterize potential donor and recipient sites for autologous osteochondral transplantation within the canine stifle joint for cartilage thickness and collagen network orientation. We hypothesized that the distribution of both characteristics is not homogeneous between different donor and recipient sites, rendering some areas more suitable for successful autologous osteochondral transplantation than others.

MATERIAL AND METHODS

Animals

Paired stifle joints from 15 mature dogs weighing >20 kg without any history of lameness were collected after euthanasia for reasons unrelated to this study.

Biplanar stifle radiographs and gross inspection of the joint surfaces during

anatomic preparation were used to determine that there were no signs of degenerative joint disease before specimens were included in the study.

Right and left sides were alternated for cartilage thickness measurement and split-line preparation.

Split-Lines

Analysis of collagen network orientation within the hyaline cartilage of the distal aspect of the femur was performed using split-line preparations, duplicating the technique of Below et al.²⁴ Split-lines are cracks in the joint cartilage produced by pricking the surface with a pin, which causes the collagen fibers of the superficial layer of the hyaline cartilage to split along their lines of tensile stress, similar to the Langers's lines of skin tension. Before insertion, the needle was dipped in commercial grade India ink, which stained the exposed cartilaginous matrix, making the split-lines visible. Care has to be taken to insert the dissecting needle at 90° until it reached subchondral bone.

This was repeated at 2–3mm intervals in a grid pattern. The entire hyaline cartilage area covering the distal femur was mapped. Images of the mapped cartilage were made with a digital camera (Cyber-shot DSC-F828, Sony, Berlin, Germany) and analyzed for presence and orientation of split-lines. Then a schematic diagram representing a generic map of the split-lines was created. Because the cartilage encountered was quite thin in some specimens, preparation of split-lines was not straight forward as it has been reported in human specimens,²⁴ and consequently,⁵ specimens were only partially stained and were discarded.

Cartilage Thickness

Using the Acufex Mosaicplast system (Smith & Nephews, Marl, Germany) osteochondral plugs of 2.7mm diameter were harvested perpendicular to the joint surface at 15 donor and 8 recipient sites (Fig 1) and stored in 4% formalin for later study. The 8 recipient sites were equally distributed on both femoral condyles starting at their most proximocranial border, harvesting 1 sample at 0%, 25%, 50%, and 75% of the circumference of each condyle (CL, CM).

Donor sites were equally distributed on the axial (inner [TAX]) and abaxial (outer [TAB]) surfaces of the trochlea ridges.

Each of these 4 regions was subdivided into 4 quarters.

Samples were harvested at 25%, 50%, and 75% of the total length of the trochlea.

At the lateral and medial axial aspects of the distal trochlea (TDI), just proximal to the intercondylar notch, 2 additional samples were harvested.

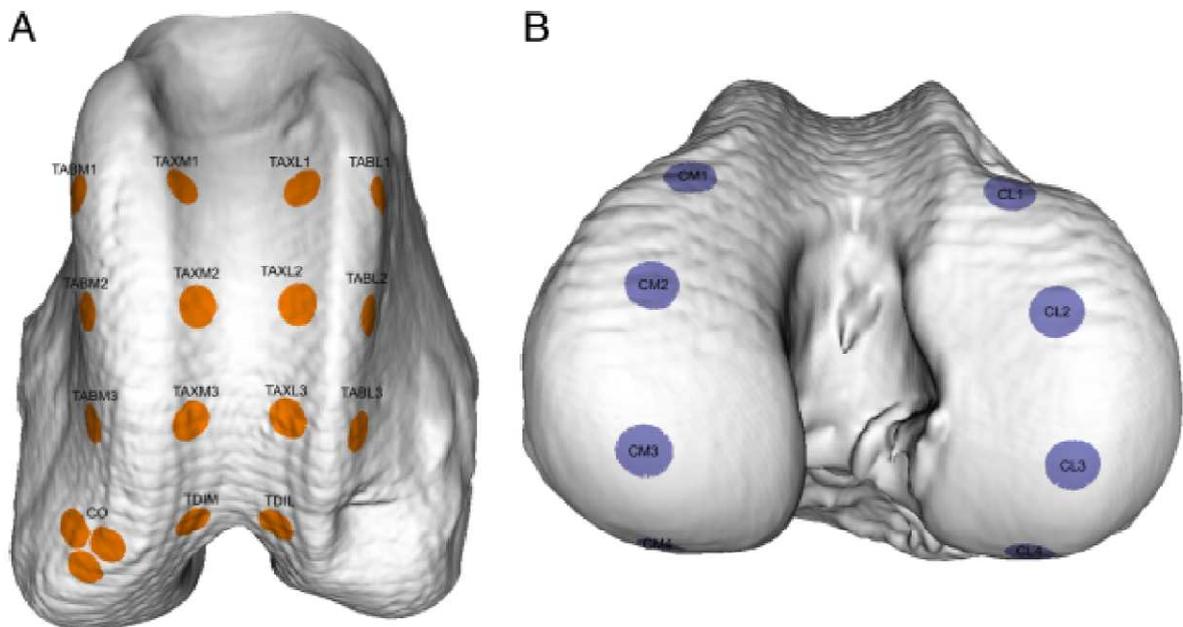


Fig. 1 Schematic representation of the 15 donor (A) and 8 recipient (B) sites investigated (left femur). CL, lateral femoral condyle; CM, medial femoral condyle; TABL, abaxial (outer) surface of the lateral trochlea ridge; TABM, abaxial (outer) surface of the medial trochlea ridge; CO, proximal abaxial surface of the medial condyle; TAXL, axial (inner) surface of the lateral trochlea ridge; TAXM, axial (inner) surface of the medial trochlea ridge; TDI, lateral and medial axial (inner) surface of the distal trochlea. The numbers denote the different sample locations within the anatomic area investigated.

At the time of completing this study, another donor site, the proximal abaxial aspect of the medial condyle (CO), was reported by Cook et al.¹⁴ To cover all donor sites in the canine stifle currently described in the literature cartilage thickness at CO was investigated in another 5 stifles, which fulfilled the same criteria than the paired 15 stifles before.

Cartilage thickness of harvested osteochondral samples was measured using high-resolution radiographs according to the technique of Waitz et al.²⁵ and Sugimoto et al.²⁶ used for the femoral condyles and talar dome in human specimens. Radiographs (65kV, 0.875mAs) were taken perpendicular to the long axis of the osteochondral plugs using a dental X-ray system (Gendexs Intraoral X-ray system, Gendex Dental Systeme, Hamburg, Germany) and a digital receiver (KaVo Dig exam 3520, KaVo Dental GmbH, Warthausen, Germany) with an image resolution of 0.01mm² (Fig 2).

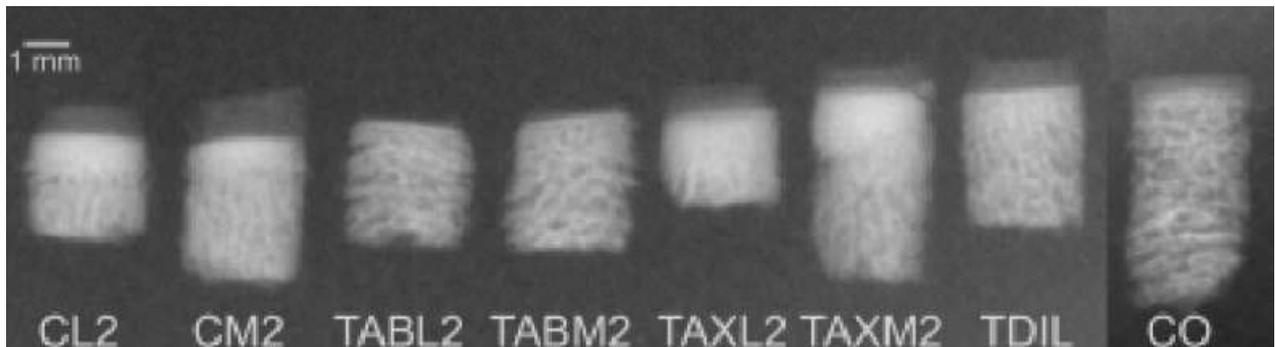


Fig 2 High-resolution radiograph of a representative set of osteochondral samples harvested within 1 canine stifle joint. The osteochondral plug representing CO was harvested in a comparable but different specimen at the distal aspect of the proximal abaxial surface of the medial condyle at the transition to the weight bearing surface of the medial femoral condyle. Note the surpassing cartilage thickness at the medial femoral condyle (CL2) and the almost invisible cartilage layer at the abaxial aspects of the trochlea ridges (TABL2 and TABM2).

Using computer freeware (UTHSCSA ImageTool v. 3.0, University of Texas Health Science Center, San Antonio, TX), the thickness of the hyaline cartilage was measured on the digital radiographs by calculating the mean of 3 measurements for each sample: 2 measurements were taken at the extremities and 1 at the center of the cartilage surface to account for potential irregularities in local cartilage thickness. Care was taken to perform the digital measurements perpendicular to the cartilage surface and subchondral bone plate.

Measurement of cartilage thickness at CO was calculated from 3 osteochondral plugs of 2.7mm to account for the anticipated variability of cartilage thickness at the CO area: 1 plug from the most proximo-axial aspect at the edge to the distal aspect of the trochlea, 1 distally at the transition to the weight bearing surface of the medial condyle, and 1 abaxial to the first 2 to cover the entire CO area. Finally, cartilage thickness at CO was expressed as the mean of the 9 measurements performed on the digital radiographs of the 3 samples.

Data Analysis of the Cartilage Thickness Measurement

Descriptive statistics were performed (MedCalcs[®], v. 9.4.2.0, Mariakerke, Belgium) testing for normal distribution of data using the D'Agostino–Pearson Omnibus Test. As the assumption of normality was rejected, median cartilage thickness and its associated 95% confidence interval (CI) were calculated for each location.²⁷

Differences between locations were determined from calculation of the 95% CI of the median difference (CIDiff), being considered significantly different if the CIDiff did not include zero.²⁸

RESULTS

Split-Lines

There was a demonstrable consistency in the split-line pattern among the 10 femora investigated (Fig 3). The axial surfaces of the trochlea ridges (TAX) had a transverse pattern of split-lines, which disappeared toward the center of the trochlea. In the distal area of the trochlea (TDI) the split-lines arising from the distal aspects of the trochlea ridges changed both in orientation and clarity, being less pronounced and shorter than at the trochlea ridges and being oriented radially with the intercondylar

notch as virtual midpoint. The abaxial surfaces of the trochlea ridges (TAB) were free of split-lines except at the top of the trochlea ridges. At the proximal abaxial surface of the medial condyle (CO) split-lines were only visible axially and distally, at the edge to the distal aspect of the trochlea and the weight bearing surface of the medial condyle, respectively. The more abaxial, the less split-lines were visible. Both femoral condyles had welldefined, transversely oriented split-lines.

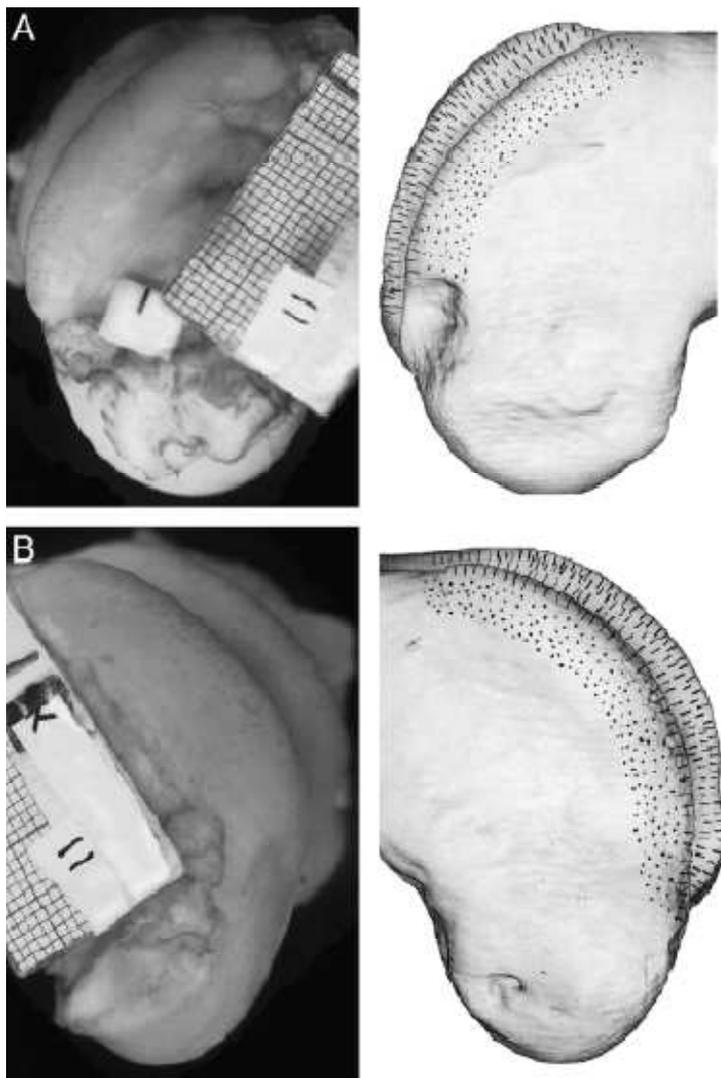


Fig. 3 A representative split-line specimen (left femur) and the corresponding schematic representations averaged over all distal femora investigated (n=10).

(A) Lateral and (B) medial view of the trochlea: split-lines were only visible on the top of the trochlea ridges. On the abaxial surfaces (TABL, TABM) no split-lines were observed.

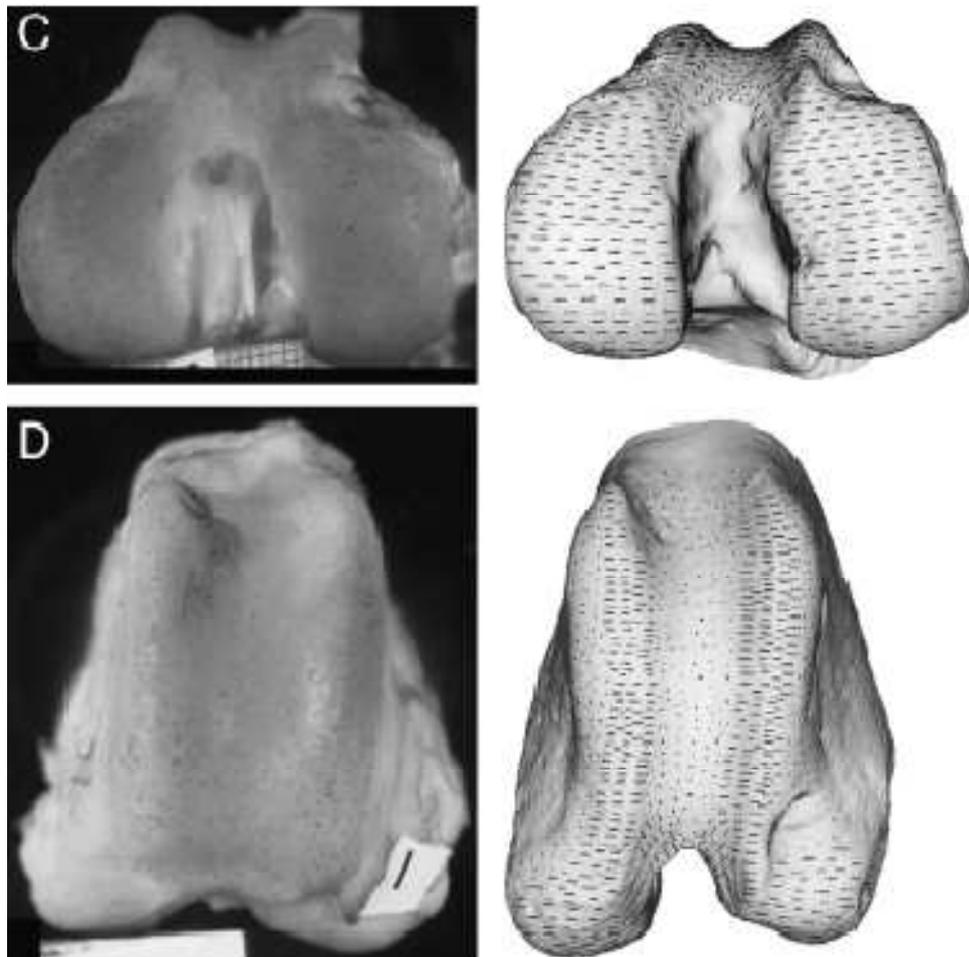


Fig. 4 A representative split-line specimen (left femur) and the corresponding schematic representations averaged over all distal femora investigated (n=10).

Frontal view of the femoral condyles (C) and trochlea (D): the axial surfaces of the trochlea ridges (TAXL, TAXM) and both condyles (CL, CM) had a consistent transversely orientated split-line pattern. In the center of the trochlea split-lines were absent. In the area of the distal trochlea proximal to the intercondylar notch (TDIL, TDIM) the orientation of the split-lines arising from the trochlea ridges became radial, having the intercondylar notch as virtual midpoint. At the proximal abaxial surface of the medial condyle (CO) split-lines were only present at the most axial and distal borders. Most of this area had no split-lines.

Cartilage Thickness

Median cartilage thickness at the 15 donor and 8 recipient sites investigated is depicted in Fig 5. Pooling data for the donor and recipient sites (Table 1) yielded a median cartilage thickness at the lateral femoral condyle (CL) of 0.61mm (95% CI: 0.53–0.68) and at the medial femoral condyle (CM) of 0.79mm (95% CI: 0.69–0.89), which was significantly thicker than at the lateral femoral

condyle (95% CIDiff: 0.06–0.31) and at all donor sites investigated. The lateral and medial abaxial surfaces of the trochlea (TABL, TABM) had a comparable median cartilage thickness of 0.20mm (95% CI: 0.16–0.23) and 0.24mm (95% CI: 0.17–0.31), respectively, being significantly thinner than both recipient sites and all other donorsites.CO had a median cartilage thickness, measured in 5 stifles only, of 0.36mm (95% CI: 0.32–0.41), being significantly thinner than the cartilage at both femoral condyles and all donor sites within the femoropatellar joint. The lateral and medial axial surfaces of the trochlea ridges (TAX) had a comparable median cartilage thickness approaching 0.45mm (95% CI: 0.42–0.48) and 0.49mm (95% CI: 0.46–0.52), respectively, being significantly thinner than the cartilage at both femoral condyles. Median cartilage thickness at the distal aspect of the trochlea (TDI) was 0.56mm (95% CI: 0.49–0.63), which was significantly thinner than at the medial femoral condyle (95% CIDiff: $_{-}0.35$ to $_{-}0.11$) but comparable to the cartilage thickness at the lateral femoral condyle.

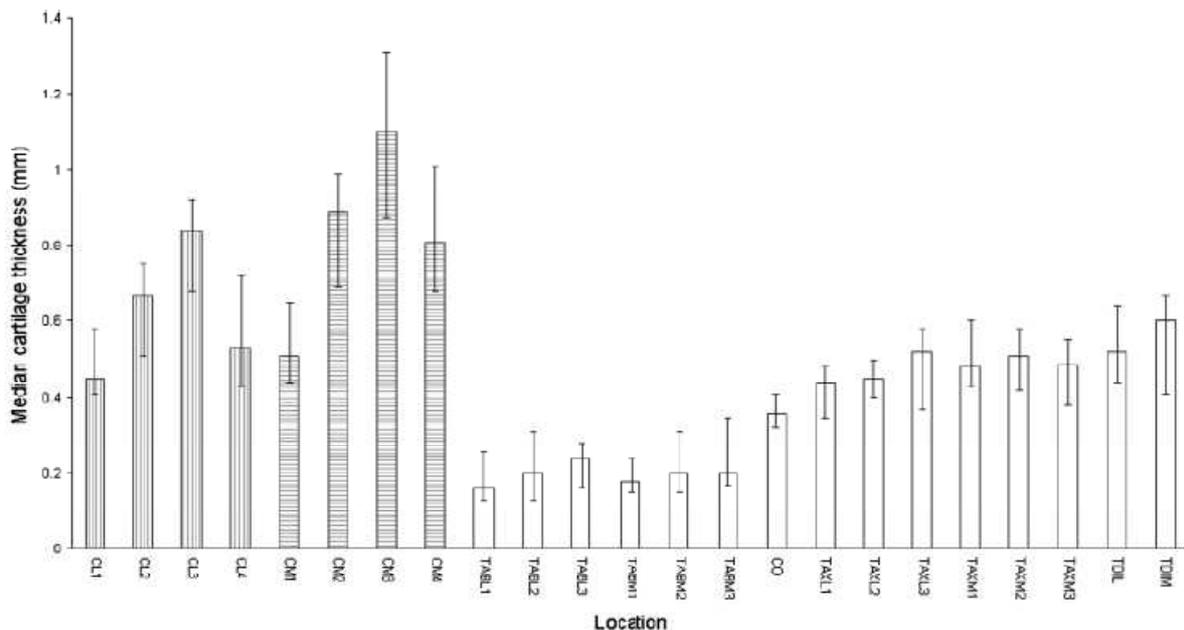


Fig. 5 Cartilage thickness at the 15 donor (white bars) and 8 recipient sites (dashed bars), expressed as median and associated 95% confidence interval (CI) (n=15^{*}).

CL, lateral femoral condyle; CM, medial femoral condyle; TABL, abaxial (outer) surface of the lateral trochlea ridge; TABM, abaxial (outer) surface of the medial trochlea ridge; CO, proximal abaxial surface of the medial condyle;

TAXL, axial (inner) surface of the lateral trochlea ridge; TAXM, axial (inner) surface of the medial trochlea ridge; TDI, lateral and medial axial (inner) surface of the distal trochlea. The numbers denote the different sample locations within the anatomical area investigated. ^{*}Cartilage thickness at CO was measured in only 5 stifles.

Table 1. Pooled Median Cartilage Thickness and Comparison Between Donor and Recipient Sites for 15 Stifle Joints of Mature Dogs Weighing > 20 kg (n=15*)

Median Cartilage Thickness + 95% CI (mm)	Median Difference in Cartilage Thickness + 95% CIDiff† (mm)								
	Recipient Sites		Donor Sites						
	CL	CM	TABL	TABM	CO	TAXL	TAXM	TDI	
CL (0.53 to 0.68)	0.61	—	—	—	—	—	—	—	—
CM (0.69 to 0.89)	—	0.79	—	—	—	—	—	—	—
TABL (0.16 to 0.23)	—	—	0.2	—	—	—	—	—	—
TABM (0.17 to 0.31)	—	—	—	0.24	—	—	—	—	—
CO (0.32 to 0.41)	—	—	—	—	0.36	—	—	—	—
TAXL (0.42 to 0.48)	—	—	—	—	—	0.45	—	—	—
TAXM (0.46 to 0.52)	—	—	—	—	—	—	0.49	—	—
TDI (0.49 to 0.63)	—	—	—	—	—	—	—	0.56	—

* Cartilage thickness at CO was measured in only 5 stifles.

95% CIDiff = 95% confidence interval of the median difference. Any CIDiff excluding zero indicates a significant difference between the 2 groups evaluated.

^aSignificant difference based on the calculation of CIDiff.

CL, lateral femoral condyle; CM, medial femoral condyle; TABL, abaxial (outer) surface of the lateral trochlea ridge; TABM, abaxial (outer) surface of the medial trochlea ridge; CO, abaxial proximal aspect of the medial condyle; TAXL, axial (inner) surface of the lateral trochlea ridge; TAXM, axial (inner) surface of the medial trochlea ridge; TDI, lateral and medial axial (inner) surface of the distal trochlea.

DISCUSSION

Our results confirm our hypothesis of a non homogeneous distribution of cartilage thickness and splitline pattern among selected donor and recipient sites in the distal aspect of the canine femur, similar to findings in human femurs.²²⁻²⁴ Donor sites we investigated were the axial and abaxial surfaces of the trochlea ridges, the most distal aspects of the trochlea, and the proximal abaxial aspect of the medial condyle, all of which have been used as donor sites in canine autologous osteochondral transplantation.¹⁴⁻¹⁷

We found that the abaxial surfaces of the trochlea ridges (TAB) and the proximal abaxial aspect of the medial condyle (CO) have only a very thin layer of

hyaline cartilage, ~2–3 times thinner than the cartilage on the weight bearing aspects of the femoral condyles (CL,CM). These regions do not have a predominant collagen orientation except at their axial borders so that in terms of cartilage thickness and collagen network orientation they are clearly different to the other donor sites we investigated.

The other sites and the recipient sites on the femoral condyles had a reproducible split-line pattern and significantly thicker cartilage, suggesting that those areas of cartilage may be exposed to tensile stress and cartilage-to-cartilage contact during daily activity^{19,21} either within the femoropatellar or the femorotibial joint.

Accounting for split-line orientation during osteochondral transplantation has been claimed to increase transplant longevity because they will be loaded in a way they have been structurally conditioned during their early phases of maturation.^{23,24,29–31}

These structural characteristics result in the same cartilage being significantly stiffer when loaded parallel to the direction of the splitlines than when tested perpendicular to the split-lines.^{32–36}

Even though a complete reorientation of the collagen meshwork could be observed in hyaline cartilage under perpendicular static load, the cartilage failed at lower stress than cartilage loaded parallel to its split-lines.³⁵

The same holds true for tensile cyclic load, attesting better fatigue properties when loaded in a parallel direction rather than perpendicular to the collagen within the surface layer.³⁷

Because loss of stiffness within hyaline cartilage has been clearly related to cartilage degeneration during development and progression of osteoarthritis,³⁸ early degeneration of transplants not aligned with the host's split-line orientation has to be expected. Nevertheless it must be pointed out that studies using bovine cartilage samples suggest that the correspondence of the split-line direction with a primary alignment of collagen fibrils may be an overly simplistic explanation.^{35,36,39}

In fact, Kamalanathan and Broom reported that 15 of 38 cartilage samples tested under tension yielded fracture strengths that were either only marginally different, no different, or actually higher across the splitline direction than along it, challenging the widely accepted view that the split-line direction is a primary indicator of preferred fibril orientation and therefore strength of the articular surface.³⁶

It was concluded that the split-line direction provides primarily a measure of

the ability of the fibrillar architecture to rearrange itself under the influence of distending forces, rather than being an unambiguous indicator of the orientation dependence of the strength of the articular cartilage.³⁶ The reason for this conflicting interpretation may be the degree of anisotropy in hyaline cartilage, which is more pronounced in human than in bovine cartilage.³⁵ Unfortunately, comparable studies using canine hyaline cartilage are not available, making it difficult to extrapolate findings derived from human or bovine specimens because of the suspected interspecies differences in collagen organization.

The only in vivo study that focuses on the biological consequence of split-line orientation in autologous osteochondral transplantation is a human case report, in which a slightly mal-rotated osteochondral plug had only minor cartilage degeneration 18 months postimplantation, suggesting that an osteochondral plug transfer can survive despite a slightly divergent collagen splitline pattern relative to the resident articular bed.²³

Similar to adjustment of split-line orientation, selection of transplants respecting recipient physiologic cartilage thickness might prevent early graft degeneration.^{22,40}

This assumption is based on the fact that the cartilage thickness within a joint is proportional to the amount of local joint load and cartilage-to-cartilage contact.^{19,20}

Transferring cartilage of low thickness within the same joint to an area of normally thicker cartilage would mean moving a transplant from an area of low joint pressure and low contact to an area of high joint pressure and high contact. This places the thinner cartilage to risk of premature wear.⁴¹

Finite element analysis indicates that thicker cartilage has a lower peak contact stress than thinner cartilage under the same loading conditions.⁴²

Further, alteration in contact mechanics, shifting joint contact to areas normally less frequently loaded, is believed to be an important key factor in the development of osteoarthritis.⁴³

When choosing a donor site for autologous osteochondral transplantation, the objective is to achieve anatomic reconstruction. Morphologic variables like cartilage thickness and collagen network orientation might be of concern, but restoring surface geometry at the osteoarticular lesion may be even more important.⁴⁴

In contrast to maladjustment of cartilage thickness or split-line orientation, which have been suspected to impact graft survival, surface incongruence at the site of osteochondral transplantation is without a doubt critical to the transplant

longevity.⁴⁵ Countersunk grafts may fail because of cartilage necrosis and fibrous overgrowth.^{46,47} On the other hand, transplants that protrude above the articular surface will have increased contact stress leading to degeneration and poor clinical outcome.^{45,48–50} Therefore it seems to be mandatory to choose donor sites with respect to cartilage thickness and split-line pattern only as long as the concomitant surface geometry of the grafts does not adversely affect congruous reconstruction at the lesion site. Even though our study suggests that grafts harvested within the femoropatellar joint will provide transplants superior for cartilage thickness and split-line characteristics compared with grafts from outside the femoropatellar joint, anticipated donor site morbidity and the rather concave surface curvature within the femoropatellar joint disqualify them as ideal grafts.^{51,52} Whereas, concavity and convexity qualitatively define the shape of a surface, the amount of curvature is expressed as curvedness, resulting in a different curvedness for a given point on a small and on a large sphere.⁵³ Conversely, when considering only a small area of an otherwise curved joint surface, the smaller the area, the less curved it will be. Therefore, when choosing a donor site for autologous osteochondral transplantation at any curved aspect of the joint the diameter of the transplants has to be taken into account as larger transplants will be curved and small plugs will be almost flat regardless of the shape of the entire donor site.

Using multiple, small-sized (2.7–4.5mm diameter), cylindrical grafts would allow for preservation of donor site integrity limiting donor site morbidity and concurrently, graft implantation in mosaic-like fashion would allow progressive contouring of the recipient site surface.^{15,44} Using large diameter transplants (6–10mm diameter) from within the femoropatellar joint would prevent congruous reconstruction because such large-sized grafts will definitely be concave in surface morphology.⁵²

Therefore, large transplants would have to be harvested at the abaxial sides of the trochlea ridges or the proximal abaxial aspect of the medial condyle, because these areas are convex in surface contour, readily accessible, and would be associated with low donor site morbidity.¹⁴ But because our study suggests that these areas furnish grafts of suboptimal morphology, functional adaptation of the hyaline cartilage to its new biomechanical environment would be necessary to prevent degeneration of the otherwise overstressed transplants.⁵⁴

Adaptation might be limited, even in young dogs, because it starts immediately after birth and is assumed to be completed well before maturity.^{30,31}

Such limited ability of hyaline cartilage to adapt to its new biomechanical environment after autologous osteochondral transplantation has been reported in horses.⁵⁵ However, Hangody et al¹⁷ provided evidence that overloading may be of concern for the subchondral bone also, because over 1/3 of grafts transferred from the abaxial surfaces of the trochlea ridges to the weight bearing area of the medial femoral condyle in dogs had subsidence and subchondral necrosis. These observations are in contrast to the good long-term clinical outcome in humans,⁵⁶ suggesting important species differences in anatomy and postoperative rehabilitation.

Seemingly, the only true alternative addressing all relevant issues of potential donor sites within the canine stifle would be use of allografts,^{54,57} which would allow for precise anatomic reconstruction of the OC lesion and has been proven to result in excellent bony incorporation with hyaline joint cartilage indistinguishable from autografts.⁵⁸

Clinical acceptance of osteochondral allografts in veterinary orthopedic surgery has been slow despite abundant cadaveric tissue and fewer concerns about disease transmission.⁵⁴

Study Limitations

Analysis of collagen network orientation was assessed using split-line preparation, an easy and reliable technique in human specimens that we found quite challenging and resulted in discard of 5 partially stained femoral specimens.

In the other 10 femora, split-lines were absent on the abaxial aspects of both trochlea ridges and the center of the trochlea. While interpreting the first finding as a natural consequence to the thin hyaline cartilage and absence of any joint contact and joint pressure at these sites, the absence of split-lines at the center of the trochlea is in conflict with findings in human femora.^{23,24} We do not have an explanation for this discrepancy. Nevertheless, because the center of the trochlea will probably not be considered as donor site for autologous osteochondral transplantation, uncertainty about the predominant collagen orientation in this location is likely not relevant. Formalin fixation of the cartilage samples until study might have influenced cartilage thickness measurement; however, formalin-induced shrinkage known from standard histologic preparation of tissue specimens could not

be identified in human tibia plateau specimens.⁵⁹ Thus, we anticipate our measurements to be equivalent to those that would have been measured using fresh specimens. Analysis of hyaline cartilage thickness was performed in 15 stifles to accumulate sufficient data to draw reasonable conclusions.

At the time we started this study we were unaware of the donor site (CO) favored by Cook et al¹⁴ and therefore this area was not investigated. Because this site is located abaxial at the proximal aspect of the medial condyle we assumed that both cartilage thickness and splitline pattern at this site would score in-between the abaxial surface of the medial trochlea ridge (TABM3) and the proximal weight bearing aspect of the medial condyle (CM1). To support this hypothesis we measured cartilage thickness at CO in another 5 stifles and analyzed split-line pattern, retrospectively, based on the digital images available from the main study.

Both confirmed our original hypothesis but we have to acknowledge that our interpretation may lack the strength of the results derived from the main study because of the limited sample size and the retrospective character of split-line analysis.

We conclude that only transplants gathered from the most distal aspect of the trochlea may be of appropriate cartilage thickness when grafting the lateral femoral condyle. Reconstructing OC lesions affecting the medial femoral condyle will probably not result in the restoration of the native situation because none of the donor sites within the canine stifle joint provides cartilage of comparable thickness. All donor sites within the femoropatellar joint furnish cartilage with a predominant collagen network orientation allowing for adjustment of splitline orientation during osteochondral transplantation if desired. Transplants gathered from the outer surfaces of the trochlea ridges and the proximal abaxial aspect of the medial condyle will certainly result in the least donor site morbidity, because these are non weight bearing regions. At the same time this attribute has been linked to very thin cartilage and absence of split-lines, which might increase risk that grafts from these areas undergo premature degeneration when transferred to the load-bearing regions of the femoral condyles.

REFERENCES

1. Olsson SE: Pathophysiology, morphology, and clinical signs of osteochondrosis in the dog, in Bojrab MJ (ed): Disease mechanisms in small animal surgery (ed 2). Philadelphia, PA, Lea & Febiger, 1993, pp 779–784
2. Caplan AI, Elyaderani M, Mochizuki Y, et al: Principles of cartilage repair and regeneration. Clin Orthop Relat Res 342:245–269, 1997
3. Shapiro F, Koide S, Glimcher MJ: Cell origin and differentiation in the repair of full-thickness defects of articular cartilage. J Bone Joint Surg Am 75:532–553, 1993
4. Meachim G, Roberts C: Repair of the joint surface from subarticular tissue in the rabbit knee. J Anat 109:317–327, 1971
5. Steinwachs MR, Guggi T, Kreuz PC: Marrow stimulation techniques. Injury 39S1:S26–S31, 2008
6. Pridie KH: A method of resurfacing osteoarthritic knee joints. J Bone Joint Surg Br 41:618–619, 1959
7. Steadman JR: Microfracture technique for full thicknesschondral defects: technique and clinical results. Oper Tech Orthop 7:300–344, 1997
8. Williams RJ 3rd, Harnly HW: Microfracture indications, technique, and results. Instr Course Lect 56:419–428, 2007
9. Furukawa T, Eyre DR, Koide S, et al: Biochemical studies on repair cartilage resurfacing experimental defects in the rabbit knee. J Bone Joint Surg Am 62:79–89, 1980
10. Whipple R, Gibbs M, Lai W, et al: Biphasic properties of repaired cartilage at the articular surface. Trans OrthopRes Soc 10:340, 1985
11. Buckwalter JA, Mankin HJ: Articular cartilage repair and transplantation. Arthritis Rheum 41:1331–1342, 1998

12. Nelson BH, Anderson DD, Brand RA, et al: Effect of osteochondral defects on articular cartilage. Contact pressures studied in dog knees. *Acta Orthop Scand* 59: 574–579, 1988
13. Bhosale AM, Richardson JB: Articular cartilage: structure, injuries and review of management. *Br Med Bull* 87:77–95, 2008
14. Cook JL, Hudson CC, Kuroki K: Autogenous osteochondral grafting for treatment of stifle osteochondrosis in dogs. *Vet Surg* 37:311–321, 2008
15. Frank M: Use of osteochondral grafting for therapy of osteochondrosis dissecans (OCD) in the canine knee joint. Description of the technique and preliminary result following the treatment of five cases. *Tiera" rztl Prax* 31(K):346–355, 2003
16. Böttcher P, Zeissler M, Winkels P, et al: Mosaicplasty in the elbow of a dog: instrumentation and evaluation of achieved joint congruency by computed tomography and computed tomographic osteoabsorptiometry. *Tierärztl Prax* 35(K):253–260, 2007
17. Hangody L, Udvarhelyi I, Kish G, et al: Autogenous osteochondral graft technique for replacing knee cartilage defects in dogs. *Orthop Int* 5:175–181, 1997
18. Nakaji N, Fujioka H, Nagura I, et al: The structural properties of an osteochondral cylinder graft-recipient construct on autologous osteochondral transplantation. *Arthroscopy* 22:422–427, 2006
19. Li G, Park SE, DeFrate LE, et al: The cartilage thickness distribution in the tibiofemoral joint and its correlation with cartilage-to-cartilage contact. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 20:736–744, 2005
20. Huberti HH, Hayes WC: Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact. *J Bone Joint Surg Am* 66:715–724, 1984
21. Bullough P, Goodfellow J: The significance of the fine structure of articular cartilage. *J Bone Joint Surg Br* 50:852–857, 1968

22. Thaunat M, Couchon S, Lunn J, et al: Cartilage thickness matching of selected donor and recipient sites for osteochondral autografting of the medial femoral condyle. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 15:381–386, 2007
23. Leo BM, Turner MA, Diduch DR: Split-line pattern and histologic analysis of a human osteochondral plug graft. *Arthroscopy* 20(Suppl 2): 39–45, 2004
24. Below S, Arnoczky SP, Dodds J, et al: The split-line pattern of the distal femur: a consideration in the orientation of autologous cartilage grafts. *Arthroscopy* 18:613–617, 2002
25. Waitz M, Bade H, Koebke J: Articular cartilage of the trochlea tali and the femoral condyles—properties for mosaicplastic. *FussSprungg* 2:96–100, 2004
26. Sugimoto K, Takakura Y, Tohno Y, et al: Cartilage thickness of the talar dome. *Arthroscopy* 21:401–404, 2005
27. Bonett DG, Price RM: Statistical inference for a linear function of medians: confidence intervals, hypothesis testing and sample size requirements. *Psychol methods* 7:370–383, 2002
28. Garner M, Altman D: Confidence intervals rather than Pvalues, in Altman D, Machin D, Bryant T, et al (eds): *Statistics with confidence* (ed 2). London, UK, BMJ Books, 2005, pp 15–27
29. Bisson L, Brahmabhatt V, Marzo J: Split-line orientation of the talar dome articular cartilage. *Arthroscopy* 21:570–573, 2005
30. Brama PA, Tekoppele JM, Bank RA, et al: Functional adaptation of equine articular cartilage: the formation of regional biochemical characteristics up to age one year. *Equine Vet J* 32:217–221, 2000
31. Brommer H, Brama PA, Laasanen MS, et al: Functional adaptation of articular cartilage from birth to maturity under the influence of loading: a biomechanical analysis under the influence of loading: a biomechanical analysis. *Equine Vet J* 37:148–154, 2005

32. Woo SL, Akeson WH, Jemcott GF: Measurements of nonhomogeneous, directional mechanical properties of articular cartilage in tension. *J Biomech* 9:785–791, 1976
33. Bae WC, Wong VW, Hwang J, et al: Wear-lines and split-lines of human patellar cartilage: relation to tensile biomechanical properties. *Osteoarthritis Cartilage* 16:841–845, 2008
34. Kempson GE, Muir H, Pollard C, et al: The tensile properties of the cartilage of human femoral condyles related to the content of collagen and glycosaminoglycans. *Biochim Biophys Acta* 297:456–472, 1973
35. Sasazaki Y, Shore R, Seedhom BB: Deformation and failure of cartilage in the tensile mode. *J Anat* 208:681–694, 2006
36. Kamalanathan S, Broom ND: The biomechanical ambiguity of the articular surface. *J Anat* 183(Part 3): 567–578, 1993
37. Bellucci G, Seedhom BB: Mechanical behaviour of articular cartilage under tensile cyclic load. *Rheumatology* 40:1337–1345, 2001
38. Brommer H, Laasanen MS, Brama PA, et al: Functional consequences of cartilage degeneration in the equine metacarpophalangeal joint: quantitative assessment of cartilage stiffness. *Equine Vet J* 37:462–467, 2005
39. Verteramo A, Seedhom BB: Zonal and directional variations in tensile properties of bovine articular cartilage with special reference to strain rate variation. *Biorheology* 41:203–213, 2004
40. Terukina M, Fujioka H, Yoshiya S, et al: Analysis of the thickness and curvature of articular cartilage of the femoral condyle. *Arthroscopy* 19:969–973, 2003
41. Wilson W, van Burken C, van Donkelaar C, et al: Causes of mechanically induced collagen damage in articular cartilage. *J Orthop Res* 24:220–228, 2006

42. Li G, Lopez O, Rubash H: Variability of a three-dimensional finite element model constructed using magnetic resonance images of a knee for joint contact stress analysis. *J Biomech Eng* 123:341–346, 2001
43. Andriacchi TP, Mundermann A, Smith RL, et al: A framework for the in vivo pathomechanics of osteoarthritis at the knee. *Ann Biomed Eng* 32:447–457, 2004
44. Hangody L, Rathonyi GK, Duska Z, et al: Autologous osteochondral mosaicplasty. Surgical technique. *J Bone Joint Surg Am* 86-A(Suppl 1): 65–72, 2004
45. Nakagawa Y, Suzuki T, Kuroki H, et al: The effect of surface incongruity of grafted plugs in osteochondral grafting: a report of five cases. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 15:591–596, 2007
46. Huang FS, Simonian PT, Norman AG, et al: Effects of small incongruities in a sheep model of osteochondral autografting. *Am J Sports Med* 32:1842–1848, 2004
47. Desjardins MR, Hurtig MB, Palmer NC: Heterotopic transfer of fresh and cryopreserved autogenous articular cartilage in the horse. *Vet Surg* 20:434–445, 1991
48. Pearce SG, Hurtig MB, Clarnette R, et al: An investigation of 2 techniques for optimizing joint surface congruency using multiple cylindrical osteochondral autografts. *Arthroscopy* 17:50–55, 2001
49. Koh JL, Kowalski A, Lautenschlager E: The effect of angled osteochondral grafting on contact pressure: a biomechanical study. *Am J Sports Med* 34:116–119, 2006
50. Koh JL, Wirsing K, Lautenschlager E, et al: The effect of graft height mismatch on contact pressure following osteochondral grafting: a biomechanical study. *Am J Sports Med* 32:317–320, 2004

51. Boone EG, Hohn RB, Weisbrode SE: Trochlear recession wedge technique for patellar luxation: an experimental study. *J Am Anim Hosp Assoc* 19:735–742, 1983
52. Zeissler M, Böttcher P, Grevel V, et al. Analysing cartilage thickness and surface curvature in respect to autologous osteochondral transfer within the canine knee joint. 14th ESVOT Congress, Munich, Germany, September 10–14 2008, p 329
53. Norman JF, Todd JT, Norman HF, et al: Visual discrimination of local surface structure: slant, tilt, and curvedness. *Vision Res* 46:1057–1069, 2006
54. Pearce SG, Hurtig MB, Boure LP, et al: Cylindrical press-fit osteochondral allografts for resurfacing the equine metatarsophalangeal joint. *Vet Surg* 32:220–230, 2003
55. Hurtig M, Pearce S, Warren S, et al: Arthroscopic mosaic arthroplasty in the equine third carpal bone. *Vet Surg* 30:228–239, 2001
56. Hangody L, Fules P: Autologous osteochondral mosaicplasty for the treatment of full-thickness defects of weight-bearing joints: ten years of experimental and clinical experience. *J Bone Joint Surg Am* 85-A(Suppl 2): 25–32, 2003
57. Davidson PA, Carter TR: Osteochondral allograft transplantation. *Oper Tech SportsMed* 15:53–61, 2007
58. Glenn RE Jr., McCarty EC, Potter HG, et al: Comparison of fresh osteochondral autografts and allografts: a canine model. *Am J Sports Med* 34:1084–1093, 2006
59. Adam C, Eckstein F, Milz S, et al: The distribution of cartilage thickness in the knee-joints of old-aged individuals – measurement by A-mode ultrasound. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 13:1–10, 1998

3.2 Cartilage thickness and cartilage thickness at the canine humeral trochlea

Markus Zeissler, Johann Maierl, Vera Grevel, Gerhard Oechtering, Peter Böttcher
Vet Comp Orthop Traumatol 2010; 23: 343-7

Keywords

Cartilage thickness, split-lines, humeral trochlea, dog, osteochondritis dissecans

Summary

Objective: To characterise the humeral trochlea in middle to large breed dogs in respect to split-line pattern and cartilage thickness.

Methods: In 15 paired cadaveric elbow joints of mature dogs (>20 kg bodyweight) collagen network orientation of the hyaline cartilage of the humeral trochlea was visualised using traditional split-line technique in which a dissecting needle dipped in India ink was inserted into the cartilage (n = 10). Cartilage thickness was measured radiographically on osteochondral plugs harvested at four representative locations within the joint surface of the humeral trochlea (n = 15).

Results: The joint surface of the humeral trochlea showed a distinct pattern of centripetally oriented split-lines with less pronounced or even absent split-lines caudo-proximally towards the olecranon fossa. Median cartilage thickness at the canine humeral trochlea was 0.51 mm (interquartile range: 0.42 - 0.61 mm). Centrally, at the region where osteochondrosis lesions commonly occur in middle to large breed dogs, median cartilage thickness was 0.55 mm (interquartile range: 0.48 - 0.62 mm).

Clinical significance: When focusing on anatomical joint resurfacing while performing osteochondral transplantation at the canine humeral trochlea, transplants should be implanted such that their split-lines are oriented centripetally. Hyaline cartilage thickness of transferred grafts should be in the range of half a millimetre to optimally match the situation at the canine humeral trochlea.

Introduction

Autologous osteochondral transplantation (AOT) for the treatment of osteochondritis

dissecans (OCD) lesions affecting the elbow joint in dogs has recently been reported(1, 2). Good postoperative function may be expected, even though early degeneration of the transplanted cartilage due to suspected mechanical overload has been observed in cases without concurrent proximal, dynamic ulna osteotomy (1, 2). Compared to bone marrow stimulating techniques, AOT has the ability to cover defects of varying size. At the same time, AOT furnishes native hyaline cartilage that concurrently allows restoration of joint surface topography and morphology (3).

This is best achieved using grafts with equivalent cartilage thickness, collagen network orientation and surface curvature as the recipient area.

Autologous osteochondral transplantation at the canine humeral trochlea has been carried out using transplants from the abaxial aspects of the femoro-patellar joint and the proximal-medial femoral condyle, respectively (1, 2). The latter region has been termed 'plateau intersect of condyle and trochlea' and has been suggested along with the abaxial aspect of the proximalmedial trochlear ridge to be the optimal donor site for AOT in the canine elbow (2). Our purpose was to characterise this potential recipient site in respect to cartilage thickness and collagen network orientation, so as to allow for optimised match of morphological characteristics during AOT of the canine humeral trochlea. Our hypothesis was that donor sites at the abaxial aspects of both femoral trochlear ridges, as well as at the most proximal abaxial aspect of the medial femoral condyle, would not allow for optimal morphological match as the cartilage at these regions is very thin and almost free of split-lines (4).

Material and methods

Animals

Paired forelimbs from 15 mature dogs weighing >20 kg without any history of lameness were collected after euthanasia for reasons unrelated to this study. Biplanar elbow radiographs and gross inspection of the joint surfaces during anatomical preparation were used to determine that there were no signs of osteoarthritis before specimens were included in the study. Right and left sides were alternated for cartilage thickness measurement and split-line preparation.

Split-lines

Analysis of collagen network orientation within the hyaline cartilage of the humeral trochlea was performed using split-line preparations, as described for the canine

stifle joint (4). The entire joint-surface of the humeral trochlea was investigated in a grid pattern at 2 to 3 mm intervals, and the resulting split-line pattern was documented using a digital camera (Cyber-shot DSC-F828: Sony, Berlin, Germany). Finally, specimens and digital images were analysed for the presence and orientation of splitlines, and both features were transferred manually to a schematic diagram. Due to procedural error and technical problems encountered during split-line preparation, only 10 of the 15 joints could be evaluated.

Cartilage thickness

Using the Acufex Mosaicplasty® system (Smith & Nephews, Marl, Germany), osteochondral plugs of 2.7 mm diameter were harvested perpendicular to the joint surface of the trochlea and stored in a four percent formalin solution for later study. The four recipient sites (E1 to E4; ► Fig. 1) were equally distributed along the humeral trochlea, starting at its most proximo-cranial aspect, harvesting one sample each at 0, 25, 50 and 75 % of the cranio-caudal humeral trochlea circumference. In order to measure the cartilage thickness of the collected osteochondral samples, a dental radiograph system was used to take high high-resolution radiographs perpendicular to the long axis of the osteochondral (4). On the digital radiographic images, hyaline cartilage thickness was measured by calculating the mean of three measurements for each sample: two measurements were taken at both borders and one at the centre of the cartilage surface

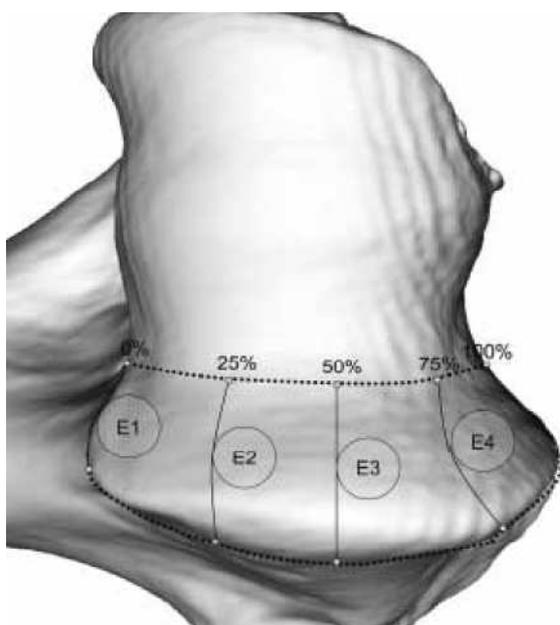


Fig. 1 Schematic representation of the four recipient sites at which cartilage thickness was measured (left humerus, cranio-proximal to the left). The four recipient sites (E1 – E4) were equally distributed along the humeral trochlea starting at its most proximo-cranial aspect, harvesting one sample each at 0%, 25%, 50% and 75% of the cranio-caudal humeral trochlea circumference. The numbers denote the different sample locations within the humeral trochlea, arranged from cranial to caudal.

Data analysis of the cartilage thickness measurement

Descriptive statistics were performed using commercial software (MedCalc®, v. 9.4.2.0: MedCalc Software, Mariakerke, Belgium)

testing for normal distribution of data using the D'Agostino-Pearson Omnibus Test. As the assumption of normality was rejected, median cartilage thickness and its associated interquartile range (IQR) were calculated for each location and for the pooled data. The IQR is the distance between the 25th percentile and the 75th percentile. The IQR is essentially the range of the middle 50% of the data. Using commercial software (Confidence Interval Analysis, v. 2.1.2: University of Southampton, Southampton, UK), differences in cartilage thickness between locations were determined from calculation of the 95% confidence interval of the median difference (CIDiff); values were considered significantly different if the CIDiff did not include zero (5).

Results

Split-lines

There was a demonstrable consistency in the split-line pattern among the 10 specimens investigated (► Fig. 2 and 3). The humeral trochlea showed a distinct pattern of centripetally-oriented split-lines except at the caudo-proximal aspect towards the olecranon fossa where the split-lines were only marginal or not visible.

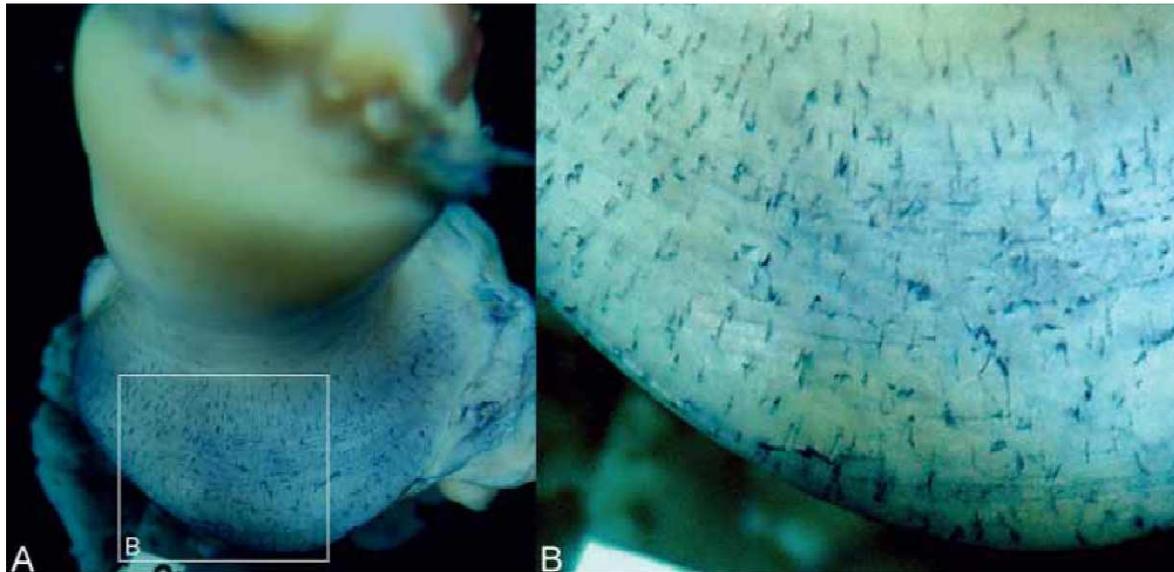


Fig. 2 A representative split-line specimen (left humerus, caudo-lateral view). A) Overview and B) magnification of the inset as shown in A. Note the centripetally oriented split-line pattern.

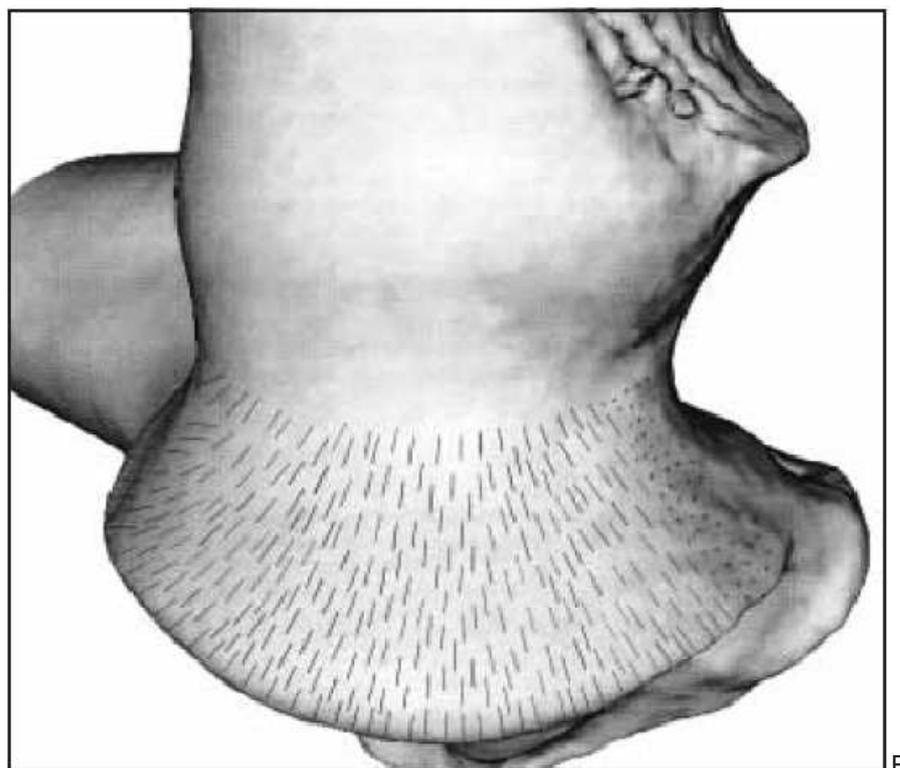


Fig. 3 Schematic representation of the splitline pattern at the humeral trochlea averaged over all 10 specimens (right humerus, cranioproximal to the left). The humeral trochlea showed a distinct pattern of centripetally oriented split-lines, except at the caudo-proximal aspect towards the olecranon fossa where the split-lines were only marginal or not visible.

Cartilage thickness

Median cartilage thickness at the four sample sites investigated is depicted in

► Fig. 1, ranging from 0.42 mm to 0.60 mm, with E2 showing the thickest cartilage

(► Table 1). The latter had a median cartilage thickness of 0.60 mm (IQR: 0.55 – 0.66) which was significantly thicker than at E3 or E4. Pooling the data from all four

sample sites resulted in a median cartilage

thickness at the humeral trochlea of 0.51mm (IQR: 0.42 – 0.61). At the central humeral trochlea (E2–3), the area where OCD lesions commonly occur, median cartilage thickness was 0.55 mm (IQR: 0.48 – 0.62).

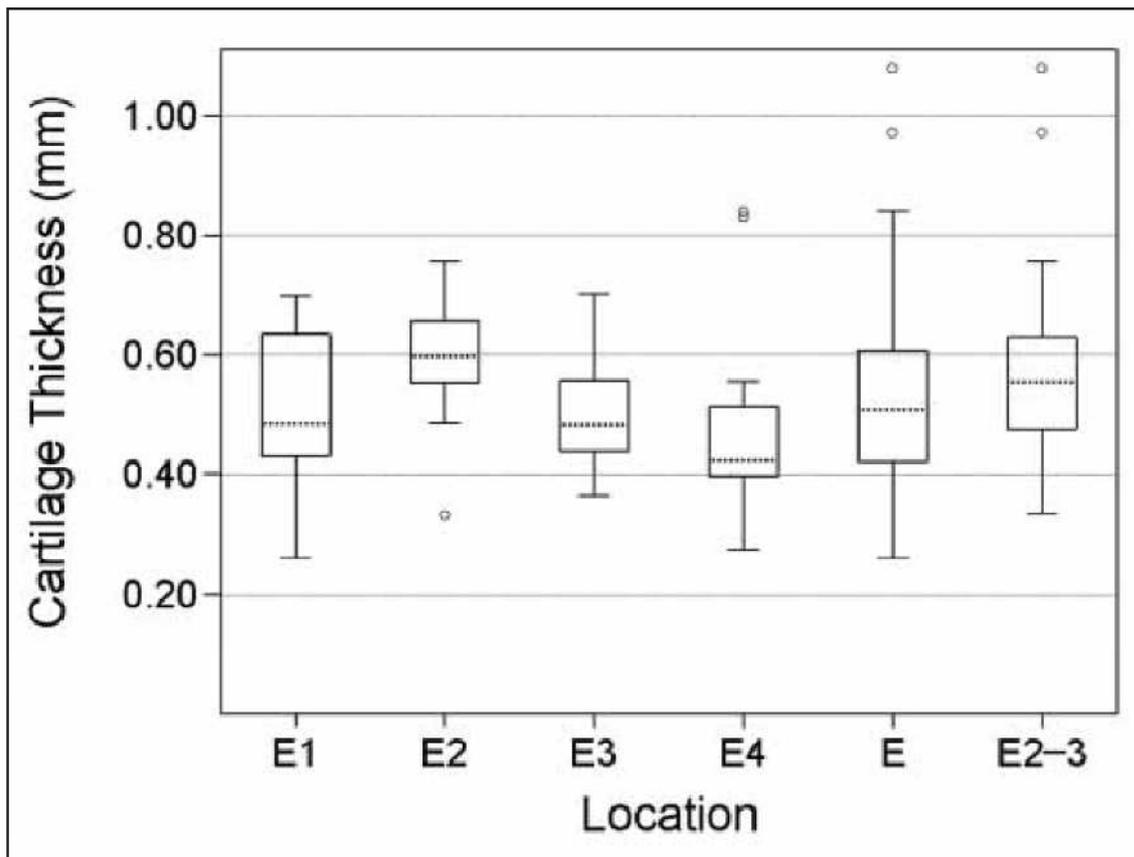


Fig. 4 Box-plot of the median cartilage thickness at the four sample sites shown separately (E1 – E4) as well as for the pooled data E and E2–3 (n = 15).

Table 1 Median cartilage thickness at the humeral trochlea and comparison between the 4 sample sites (E1 – E4) using 95% confidence analysis

Median cartilage thickness (+ interquartile range [mm])		Median difference in cartilage thickness (+95% CIDiff* [mm])			
		E1	E2	E3	E4
E1	0.48 (0.42 - 0.63)	\	-0.10 (-0.22 - 0.01)	0.00 (-0.11 - 0.11)	0.05 (-0.08 - 0.14)
E2	0.60 (0.55 - 0.66)	\	\	0.11 ^s (0.08 - 0.20)	0.15 ^s (0.05 - 0.24)
E3	0.48 (0.44 - 0.56)	\	\	\	0.04 (-0.04 - 0.14)
E4	0.42 (0.40 - 0.51)	\	\	\	\

* CIDiff = confidence interval of the median difference. Any CIDiff excluding zero indicates a significant difference between the two groups evaluated. s = significant difference based on the calculation of CIDiff.

Discussion

The presented results confirm our hypothesis that neither of the donor sites currently suggested for AOT would furnish grafts of appropriate cartilage morphology for insertion at the canine humeral trochlea, at least when considering cartilage thickness and split-line pattern (1, 2). When attempting to anatomically reconstruct an osteochondral lesion affecting the humeral trochlea, the abaxial aspects of the lateral and medial femoral trochlear ridges have to be considered poor donor sites because they show no apparent split-lines and have a reported cartilage thickness of 0.20 mm and 0.24 mm, respectively (4). ‘The plateau intersect of condyle and trochlea’ region with a reported median cartilage thickness of 0.36 mm and split-lines present on its axial and distal margins may certainly be conclusion on the importance of this morphological feature can be drawn. Similar to the consideration of split-line orientation while implanting the graft, selection of transplants with the same cartilage thickness as the host bed might prevent early graft degeneration (13, 14).

This assumption is primarily based on the fact that cartilage thickness within a joint is proportional to the amount of local joint load and cartilage-to-cartilage contact (15,16). This can result in a higher peak contact stress for thin cartilage when compared to thicker cartilage under the same loading conditions (17).

However, since the relation of cartilage thickness and biomechanical performance

has only been established within the same joint, the biomechanical function of cartilage transferred from the stifle to the elbow joint may no longer be primarily related to its thickness. In fact, thick cartilage from one joint may degenerate when transferred into a joint with physiologically thinner cartilage, thus rendering transplants with thick cartilage as perhaps a less ideal graft (18). The axial aspects of the femoral trochlea ridges provide grafts of similar thickness to the humeral trochlea, but as the femoro-patellar joint is an incongruous joint, its cartilage may not be able to adapt to the biomechanical environment at the medial aspect of the highly constrained canine elbow joint, despite a good match in cartilage thickness and split-line pattern (4). Another relevant aspect when focusing on matching cartilage thickness may be the corresponding fit at the level of the subchondral bone plate. Perfect joint surface congruence is a key aspect of AOT, and therefore inserting the transplants flush with the level of the surrounding cartilage surface is mandatory (19). This would result in a step at the subchondral bone level with discontinuity of the tight junction of the calcified cartilage layer between the graft and the host should the transplants have thinner or thicker cartilage than the recipient site (18, 20). Since subchondral bone plate incongruence has been linked to an increased incidence of cyst-like lesions affecting

the subchondral bone in a sheep model, congruence at the level of the subchondral bone may play an essential role in determining the outcome of AOT (20).

Matching of cartilage thickness and split-line pattern between potential donor and recipient sites would be best performed within the same study population.

This is in fact the case in the current study as the animals investigated in our current study are the same as those for which cartilage morphology of the stifle was reported in a previously published study (4). Only cartilage morphology at the 'plateau intersect of condyle and trochlea' region had to be investigated in a separate subset of five animals because this region had not been considered when conducting the study (4). Therefore, the same study population and the same methodologies were employed for this study of cartilage morphology at the humeral trochlea as well as for the previously published study of stifle morphology, ensuring compatibility and comparability between findings reported for both anatomical sites (4).

We conclude that resurfacing of the humeral trochlea joint surface using transplants gathered from the abaxial aspects of both femoral trochlear ridges as well as from the most proximal abaxial aspect of the medial femoral condyle would not re-establish

physiological cartilage morphology, as such grafts would be of much thinner cartilage, and predominantly without split-lines. The optimal osteochondral transplant for the treatment of OCD lesions affecting the central humeral trochlea would have an arranged collagen network which would best be oriented centripetally during graft implantation. To allow congruous alignment of joint surface and subchondral bone plate, the thickness of the transplanted cartilage would have to be in the range of 0.5 mm, a value which has been reported at the axial aspects of the femoral trochlea ridges (4). However, these potential donor sites may be associated with unacceptable high morbidity on graft harvesting. Thus there may not be any readily-accessible, morphologically compatible donor site for humeral trochlear AOT procedures, and although short-term outcome measures are promising, there have not been any long-term outcome measures reported which would definitively validate or reject use of best compromise donor sites for this clinical application.

References

1. Böttcher P, Zeissler M, Winkels P, et al. Mosaicplasty in the elbow of a dog: Instrumentation and evaluation of achieved joint congruency by computed tomography and computed tomographic osteoabsorptiometry. *TierärztlPrax* 2007; 35(K): 253–260.
2. Fitzpatrick N, Yeadon R, Smith TJ. Early clinical experience with osteochondral autograft transfer for treatment of osteochondritis dissecans of the medial humeral condyle in dogs. *Vet Surg* 2009; 38: 246–260.
3. Hangody L, Vasarhelyi G, Hangody LR, et al. Autologous osteochondral grafting-technique and long-term results. *Injury* 2008; 39 Suppl 1: 32–39.
4. Böttcher P, Zeissler M, Maierl J, et al. Mapping of splitline pattern and cartilage thickness of selected donor and recipient sites for autologous osteochondral transplantation in the canine stifle joint. *Vet Surg* 2009; 38:696–704.
5. Garner M, Altman D. Confidence intervals rather than P values. In: Altman D, Machin D, Bryant T, et al, editors. *Statistics with confidence*. 2nd ed. London: BMJ Books; 2005. p. 15–27.

6. Leo BM, Turner MA, Diduch DR. Split-line pattern and histologic analysis of a human osteochondral plug graft. *Arthroscopy* 2004; 20 Suppl 2: 39–45.
7. Below S, Arnoczky SP, Dodds J, et al. The split-line pattern of the distal femur: A consideration in the orientation of autologous cartilage grafts. *Arthroscopy* 2002;18: 613–617.
8. Woo SL, Akeson WH, Jemcott GF. Measurements of nonhomogeneous, directional mechanical properties of articular cartilage in tension. *J Biomech* 1976; 9:785–791.
9. Bae WC, Wong VW, Hwang J, et al. Wear-lines and splitlines of human patellar cartilage: relation to tensile biomechanical properties. *Osteoarthritis Cartilage* 2008; 16: 841–845.
10. Sasazaki Y, Shore R, Seedhom BB. Deformation and failure of cartilage in the tensile mode. *J Anat* 2006; 208: 681–694.
11. Kamalanathan S, Broom ND. The biomechanical ambiguity of the articular surface. *J Anat* 1993; 183: 567–578.
12. Bellucci G, Seedhom BB. Mechanical behaviour of articular cartilage under tensile cyclic load. *Rheumatology* 2001; 40: 1337–1345.
13. Thaunat M, Couchon S, Lunn J, et al. Cartilage thickness matching of selected donor and recipient sites for osteochondral autografting of the medial femoral condyle. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2007; 15: 381–386.
14. Terukina M, Fujioka H, Yoshiya S, et al. Analysis of the thickness and curvature of articular cartilage of the femoral condyle. *Arthroscopy* 2003; 19: 969–973.
15. Li G, Park SE, DeFrate LE, et al. The cartilage thickness distribution in the tibiofemoral joint and its correlation with cartilage-to-cartilage contact. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2005; 20: 736–744.
16. Huberti HH, Hayes WC. Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact.

J Bone Joint Surg Am 1984; 66: 715–724.

17. Li G, Lopez O, Rubash H. Variability of a three-dimensional finite element model constructed using magnetic resonance images of a knee for joint contact stress analysis. J Biomech Eng 2001; 123: 341–346.
18. Hurtig M, Pearce S, Warren S, et al. Arthroscopic mosaic arthroplasty in the equine third carpal bone. Vet Surg 2001; 30: 228–239.
19. Hangody L, Rathonyi GK, Duska Z, et al. Autologous osteochondral mosaicplasty. Surgical technique. J Bone Joint Surg Am 2004; 86-A Suppl 1: 65–72.
20. von Rechenberg B, Akens MK, Nadler D, et al. Changes in subchondral bone in cartilage resurfacing – an experimental study in sheep using different types of osteochondral grafts. Osteoarthritis Cartilage 2003; 11:265–277.

3.3 Mosaikplastik am Ellbogengelenk eines Hundes

- Technik des osteochondralen Transfers und Einschätzung der resultierenden Gelenkkongruenz mittels Computertomographie und computertomographischer Osteoabsorptiometrie

P. Böttcher¹, M. Zeißler¹, P. Winkels¹, E. Ludewig¹, J. Maierl², V. Grevel¹

Aus der ¹Klinik für Kleintiere (Direktor: Prof. Dr. G. Oechtering), Universität Leipzig, und der ²Abteilung für Tieranatomie (Vorstand: PD Dr. M. Stoffel), Vetsuisse Fakultät der Universität Bern, Schweiz

Tierärztliche Praxis 2007; 35 (K): 253-260

Schlüsselwörter:

osteochondrale Transplantation, Mosaikplastik, Osteochondrosis dissecans, OCD, Ellbogengelenk, computertomographische Osteoabsorptiometrie, Hund

Zusammenfassung:

Gegenstand und Ziel:

Es wird über die erfolgreiche Durchführung einer autologen osteochondralen Transplantation (Mosaikplastik) bei einem sieben Monate alten Golden-Retriever-Rüden zur Therapie einer OCD im Bereich der Trochlea humeri berichtet.

Material und Methode:

Nach klinisch-orthopädischer, radiologischer, computertomographischer und arthroskopischer Diagnostik wurde durch eine mediale Arthrotomie die OCD-Läsion abgetragen und das Defektbett kürretiert. Anschließend erfolgte der Transfer von zwei osteochondralen Zylindern mit jeweils 4,5 mm Durchmesser aus dem lateralen Außenbereich der Trochlea des ipsilateralen Femurs. Drei Monate später fand eine klinische und computertomographische Kontrolle statt. Ferner wurde die subchondrale Knochendichte der Transplantate mittels computertomographischer Osteoabsorptiometrie (CTOAM) beurteilt.

Ergebnisse:

Der Defekt konnte zu etwa 90% mit hyalinem Knorpel rekonstruiert werden. Allerdings war es nicht möglich, die Transplantate bündig zur medial angrenzenden Gelenkfläche einzupassen. Drei Monate später ließ sich eine stabile Einheilung beider Zylinder nachweisen. Die intraoperativ beobachtete suboptimale Rekonstruktion der hyalinen Knorpelfläche war auch auf dem Niveau der subchondralen Ebene festzustellen. Beide Zylinder wiesen insbesondere medial eine geringere subchondrale Knochendichte auf, was als Hinweis für eine reduzierte Lastaufnahme der Transplantate gewertet werden kann. Der Patient zeigte zu diesem Zeitpunkt keine sichtbare Lahmheit.

Schlussfolgerung und klinische Relevanz:

Der Einsatz der Mosaikplastik zur Rekonstruktion eines OCD-Defekts im Bereich des Ellbogengelenks ermöglicht die Rekonstruktion der hyalinen Knorpelflächen bei mäßiger Wiederherstellung der Gelenkkongruenz. Die überhängende Gelenkfläche der distalen Trochlea humeri erschwert ein korrektes Einpassen der Transplantate. In welcher Form sich dieser Umstand auf das funktionelle Langzeitergebnis auswirkt, muss noch untersucht werden. Die Anwendung einer retrograden Transplantationstechnik könnte eine technische Verbesserung bedeuten.

Summary:

Objective:

We report on the successful osteochondral transplantation (mosaicplasty) for the treatment of an elbow OCD in a seven-months-old male Golden Retriever.

Material and methods:

After orthopaedic, radiological, computed tomographic (CT), and arthroscopic diagnostics the OCD lesion was debrided via a medial arthrotomy. Subsequently two transplants 4.5 mm in diameter were harvested on the lateral aspect of the femoral trochlea and transferred into the lesion. Three months later clinical and CT examination as well as computed tomographic osteoabsorptiometry (CTOAM) of the transplanted bone plugs were carried out.

Results:

About 90% of the defect could be filled with hyaline cartilage. However, it was not possible to reconstruct

the shape of the joint surface properly. Three months later follow-up CT imaging revealed stable bone union of both transplants. The intraoperatively observed cartilage surface incongruence was also apparent on three dimensional CT reconstructions of the bony joint surface. In CTOAM low subchondral bone density in the medial aspect of the bone plugs suggestive for reduced load bearing of the transplants was evident.

Despite these findings the patient was free of lameness at this time.

Conclusion and clinical relevance:

Mosaicplasty enables for hyaline resurfacing of OCD lesions in the elbow joint with suboptimal reconstruction of the joint congruency. The distally angled joint surface of the trochlea makes congruent implantation difficult. Whether this technique will result in superior functional results has to be investigated at long-term.

Retrograde transplantation might allow for optimal surface reconstruction in the future. Mosaicplasty in the elbow of a dog: Instrumentation and evaluation of achieved joint congruency by computed tomography and computed tomographic osteoabsorptiometry.

Einleitung

Die Osteochondrose bzw. Osteochondrosis dissecans (OCD) im Bereich der Trochlea humeri zeigt beim Hund eine variable Prognose(36).

Da sie meist in Kombination mit einem fragmentierten Processus coronoideus medialis ulnae (FPC) vorliegt (12, 27), lässt sie sich als eigenständiges Krankheitsbild kaum beurteilen.

Allerdings ist das funktionelle Ergebnis nach operativer Therapie eines alleinigen FPC deutlich besser als in Kombination mit einer OCD (27).

Auf jeden Fall entwickelt sich bei der OCD eine protrahierte Cubarthrose (2, 7, 22). Ähnlich der OCD am medialen Talusrollkamm (11) und den Femurkondylen (3, 28) ist auch für das Ellbogengelenk zu vermuten, dass die Größe des Defekts einen negativen prognostischen Faktor darstellt. Durch die gestörte enchondrale Ossifikation im Bereich der subchondralen Wachstumszone kommt es zur lokalen

Zunahme der Knorpeldicke mit gleichzeitiger Ausbildung eines knöchernen Defekts in der subchondralen Knochenplatte (32, 33). Dieser wird für die OCD im Bereich der Trochlea humeri im Mittel mit einer Länge von 5 mm und einer Tiefe von 2,4 mm angegeben (20). Therapeutisch werden das arthroskopische Abtragen der Knorpelschuppe und die nachfolgende Kürretage des Defektbettes zur Stimulation von Faserknorpelbildung empfohlen (27). Neben der biomechanischen Unzulänglichkeit dieses Narbengewebes (4, 30) bleibt die Inkongruenz des Gelenks, die durch den Verlust der subchondralen Knochenkontur bedingt ist, unverändert bestehen. Die Transplantation von autologem hyalinem Gelenkknorpel mit subchondraler Knochenplatte in Form von Knochen-Knorpel-Zylindern erlaubt eine nahezu physiologische Gelenkflächenrekonstruktion (15). Nachfolgend soll die Technik der Mosaikplastik zur Therapie der OCD im Bereich der Trochlea humeri anhand eines klinischen Falls dargestellt werden. Ziel war ein verbessertes funktionelles Ergebnis durch die Rekonstruktion des Defekts mit hyalinem Knorpel bei gleichzeitiger Wiederherstellung der subchondralen Knochenkontur. Dabei ist es aufgrund der medial überhängenden Gelenkfläche der Trochlea nötig, die für das Kniegelenk des Hundes beschriebene Technik (10) zu modifizieren.

Die computertomographische Osteoabsorptiometrie (CTOAM) (24) diente der Beurteilung der postoperativen Belastungsverhältnisse der osteochondralen Transplantate. Dabei reflektiert die Darstellung der subchondralen Knochendichteverteilung die physiologische Adaptation der knöchernen Gelenkfläche an die täglich einwirkende Belastung (29). Kommt es durch extraoder intraartikuläre pathologische Veränderungen zu einer erhöhten Belastung der Gelenkflächen oder zum Aufbau von Spannungen in der subchondralen Knochenlamelle, reagiert diese mit zunehmender Knochendichte. Im Gegenzug verringert sich die Knochendichte bei Entlastung eines Gelenkabschnittes. Entsprechend konnte Müller-Gerbl (29) beim Menschen die Wiederherstellung normaler subchondraler Knochendichtemuster nach Umstellungsosteotomie zur Therapie eines Genu varum nachweisen.

Analog dazu würden wir die Angleichung der subchondralen Knochendichte der Transplantate an die der umgebenden Gelenkfläche erwarten, wenn es auf chondraler und subchondraler Ebene gelingt, die Gelenkkongruenz herzustellen.

Falldarstellung

Patient, Anamnese und arthroskopischer Befund

Ein sieben Monate alter, männlicher, unkastrierter Golden Retriever wurde mit einer bereits mehrere Wochen bestehenden Lahmheit vorgestellt, deren Ursache im rechten Ellbogengelenk lokalisiert war. Die Röntgenaufnahmen in zwei Ebenen zeigten eine mittelgradige Cubarthrose und Hinweise auf eine Osteochondrose im Bereich der Trochlea humeri (Abb. 1). Die OCD-Läsion wurde allerdings übersehen und die Verdachtsdiagnose eines fragmentierten Processus coronoideus medialis ulnae gestellt. Bei der anschließenden Arthroskopie des Ellbogengelenks von medial (16) befand sich der Patient in Rückenlage auf dem Operationstisch ausgebunden, mit einem Sandsack unter dem distalen Oberarm als Widerlager (37). Die Inspektion des Gelenks ergab keine Fragmentation des medialen Kronfortsatzes. Allerdings stellte sich eine OCD-Läsion im Bereich der Trochlea humeri dar. Im Bereich der Basis des medialen Kronfortsatzes im Übergang zur Incisura trochlearis befand sich zudem ein umschriebener Knorpelschaden mit oberflächliche Auffaserung der Knorpelmatrix.



a

b

Abb. 1 Präoperative Röntgenaufnahme des rechten Ellbogengelenks im anterioposterioren(a) und mediolateralen Strahlengang (b), Golden Retriever, männlich, sieben Monate. Neben einer vermehrten Sklerosierung im Bereich der Incisura trochlearis und osteophytären Auflagerung auf dem Ankonaeus sind Anzeichen für eine OCD der Trochlea erkennbar. > Rand der OCD Läsion.

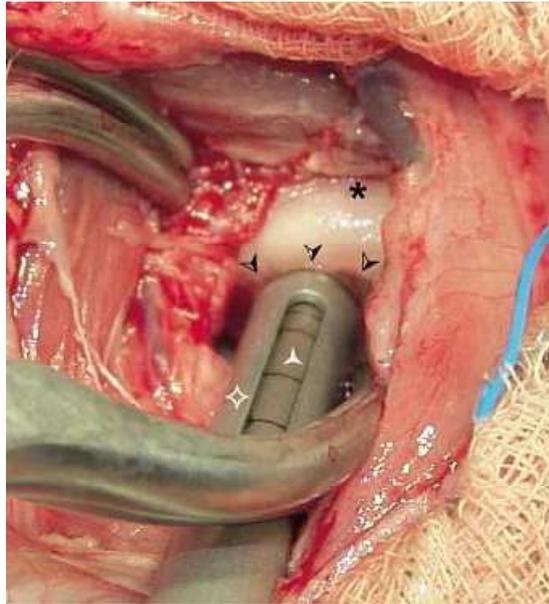


Abb. 2 Aufbohren des Defekts zur Vorbereitung des Transplantatbettes.

Grundregel der Mosaikplastik ist der exakt senkrecht zur Gelenkoberfläche verlaufende Bohrkanal. Im Bereich der Trochlea humeri ist dies aber nicht möglich. Eine Abweichung in mediolateraler Ausrichtung von ca. 15–25° lässt sich auch bei maximaler Distraction des Gelenkspalts nicht vermeiden. * Trochlea humeri, > medialer Rand der OCD-Läsion, ◊ Bohrhülse,

◆ 4,5-mm-Bohrer mit Millimeter-Graduierung.

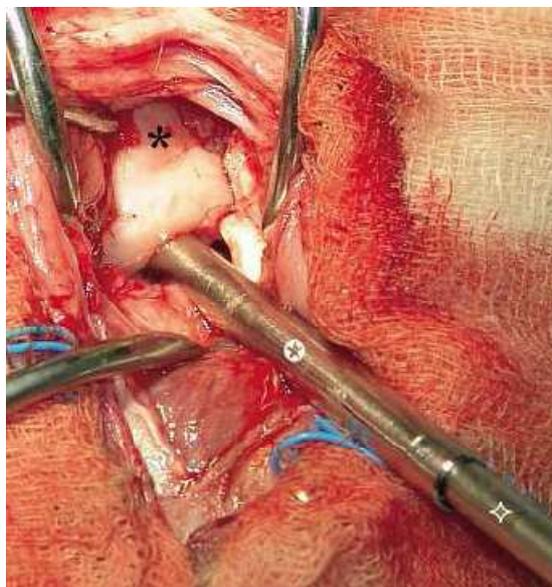
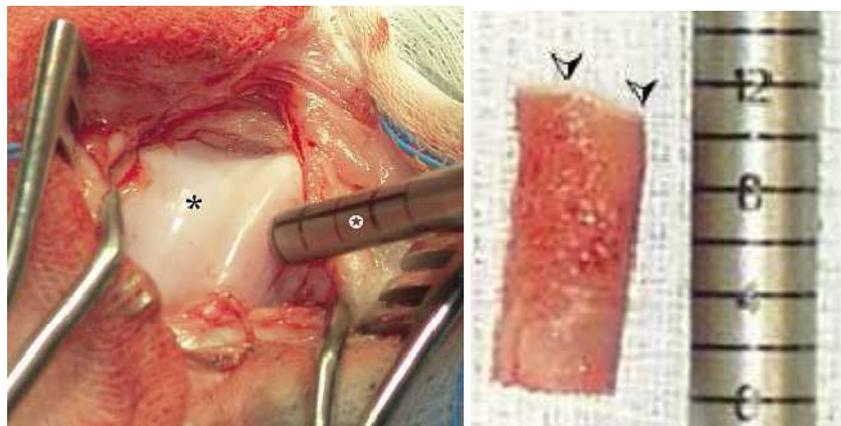


Abb. 3 Messung der Bohrkanalinklination. Mithilfe einer Reihe von Metallhülsen, die in einem Winkel von 80, 75, 70, 65 und 60° an ihrer Spitze angeschliffen sind, wird durch Anlegen der Hülsen an die Gelenkfläche die Orientierung des Bohrkanals bestimmt. * Trochlea humeri, ⊕ Hülse zur Messung der Bohrkanalinklination, ◊ Bohrer.

Durchführung der Mosaikplastik

Nach Aufklärung der Besitzer über die aktuellen Befunde und Absprache einer Mosaikplastik erfolgte in einer zweiten Narkose eine Computertomographie (CT) des Ellbogengelenks in axialer Schnittführung (Brilliance sechs Zeilen Spiral-CT, Phillips, Holland, 1,0 mm Schichtdicke, Tischvorschub 0,5 mm, 120 kV, 300 mAs). Neben der generalisierten Cubarthrose und der OCDLäsion ergaben sich erneut keine Hinweise auf eine Fragmentation des medialen Koronoids. Die subchondrale Knochenstruktur der Ulna war hier inhomogen sklerosiert. Außerdem war der radioulnare Gelenkspalt ungleichmäßig weit.

Für die Mosaikplastik kam das Accufex Mosaicplasty® Besteck der Firma Smith&Nephews zum Einsatz. Die Lagerung des Patienten für die Arthrotomie entsprach der während der Arthroskopie. Der Zugang erfolgte medial zwischen dem M. pronator teres und M. flexor carpi radialis (7). Nach Adspektion und Palpation des medialen Kompartiments wurde die OCD-Läsion kurretiert und der veränderte Knorpel abgetragen. Es resultierte ein 12 mm langer, 4 mm breiter und 2,5 mm tiefer Defekt. Wie bereits zum Zeitpunkt der Arthroskopie konnte kein FPC festgestellt werden. Die Knorpelveränderung im Bereich der Incisura trochlearis zeigte sich unverändert zu den arthroskopischen Befunden.



a

b

Abb. 4 Gewinnung der autologen, osteochondralen Transplantate. a) Über eine Mini-Arthrotomie wird im Außenbereich der lateralen Trochlea ossis femoris ein dem Empfänger-Bohrkanal in Durchmesser und Inklination entsprechender osteochondraler Spenderzylinder ausgestanzt. * Trochlea ossis femoris, ⚙ Hohlmeißel. b) 12 mm langer, 4,5 mm dicker Zylinder aus dem Außenbereich der Trochlea ossis femoris. Die Knorpeloberfläche verläuft schräg zur Längsachse des Zylinders. ➤ schräg verlaufende hyaline Knorpeloberfläche.

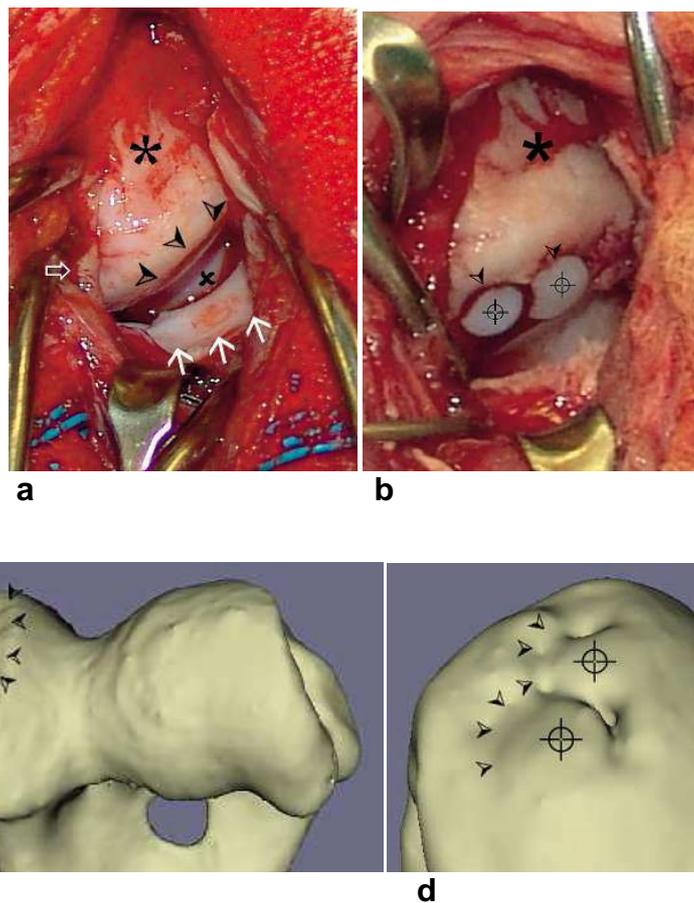


Abb. 5 Mosaikplastik im Bereich der Trochlea humeri mit zwei 4,5 mm großen osteochondralen Zylindern.

a) Mediale Arthrotomie des rechten Ellbogengelenks kaudal des medialen Seitenbandes. Neben einer umschriebenen Aufrauung der Gelenkoberfläche im Bereich der Basis des medialen Kronfortsatzes (kleine Pfeile) stellt sich ein ca. 12 mm langer und ca. 4 mm breiter osteochondraler Defekt im Bereich der kaudodistalen Trochlea humeri dar (große Pfeile). * Trochlea humeri, > medialer Rand der OCD, ✱ Capitulum humeri, ⇨ mediales Seitenband (weiß), ↑ medialer Processus coronoideus (weiß).

b) Intraoperativer Blick auf die rekonstruierte Gelenkfläche. Beide Zylinder sind leicht nach mediolateral verkippt. Sie wurden so weit eingetrieben, dass ihr lateraler Rand bündig mit der Gelenkfläche abschloss. Dafür wurde eine geringgradige Absenkung des Niveaus im medialen Anteil in Kauf genommen. * Trochlea humeri, ⊕ Osteochondrale Zylinder, > negative Stufe am medialen Rand der Zylinder

c) Präoperativ angefertigte computertomographische dreidimensionale Rekonstruktion des distalen Humerus (kraniodistale Ansicht). Deutlich stellt sich der subchondrale Defekt im Bereich der Trochlea dar. > Rand der subchondralen Defektzone

d) Vergrößerte, computertomographische dreidimensionale Rekonstruktion der Mosaikplastik drei Monate postoperativ. Die beiden Transplantate lassen sich deutlich von der Umgebung abgrenzen. Zudem ist festzustellen, dass der laterale Abschluss auf dem Niveau der angrenzenden subchondralen Gelenkfläche verläuft. Dagegen zeigt sich medial eine Absenkung der subchondralen Kontur. Osteochondrale Zylinder, > Stufenbildung am medialen Rand des Transplantatbettes.

Die Vorbereitung des Transplantatbettes erfolgte mit zwei Bohrungen von 4,5 mm Durchmesser. Dabei wurde darauf geachtet, den Bohrer möglichst flach von kaudodistal in das Gelenk einzubringen. Nur so war eine möglichst steile Bohrung zu gewährleisten (Abb. 2). Das eigentliche Ziel einer senkrechten Bohrführung (21) ließ sich aufgrund der schräg überhängenden Gelenkfläche der Trochlea nicht erreichen. Die resultierende Inklinationswinkel der Bohrkanäle wurde mit speziell angefertigten Hülsen bestimmt (Abb. 3). Die zwei Spenderzylinder wurden mit dem entsprechenden Hohlklingenmeißel aus dem lateralen Außenbereich der Trochlea des ipsilateralen Femurs gewonnen. Ein entsprechender Hohlklingenmeißel wurde mithilfe der Messhülse in der benötigten Abschrägung zur Gelenkoberfläche eingeschlagen (Abb. 4a). Dies ermöglichte die Entnahme abgeschrägter osteochondraler Zylinder (Abb. 4b). Anschließend erfolgte der osteochondrale Transfer nach herkömmlicher Art und Weise (10). Eine spezielle Versorgung der Spenderstellen fand nicht statt. Diese Defekte heilen faserknorpelig bzw. in den tieferen Schichten im Sinne einer Knochendefektheilung aus (1, 8). Dem routinemäßigen Gelenk- und Wundverschluss schloss sich eine computertomographische Untersuchung an. Der Hund erhielt als Analgetikum für 10 Tage Carprofen (1 x tgl. 4 mg/kg KM, Rimadyl®, Pfizer). Eine antibiotische Abdeckung erfolgte nicht. Bis zur Kontrolluntersuchung sechs Wochen postoperativ wurde Leinenzwang verordnet. Die Abbildung 5 zeigt die OCD-Läsion vor (Abb. 5a, c) und nach erfolgter Mosaikplastik mit zwei 4,5 mm großen Zylindern (Abb. 5b, d). Durch die geringgradige Überdimensionierung der Zylinder konnte eine nahezu vollständige Rekonstruktion der hyalinen Knorpelfläche erreicht werden. Allerdings war es trotz der Entnahme abgeschrägter Zylinder nicht möglich, die Knorpeloberfläche absolut bündig wiederherzustellen. Um einen Überstand und damit die Überlastung der Transplantate zu vermeiden (18, 34), mussten diese im medialen Randbereich unterhalb der angrenzenden Gelenkoberfläche versenkt werden, um so zumindest lateral einen bündigen Abschluss zu gewährleisten.

Befunde der Kontrolluntersuchungen

Bei der Kontrolluntersuchung sechs Wochen post operationem bestand eine geringgradige Lahmheit auf der rechten Hintergliedmaße. Allerdings zeigte das Tier keine Schmerzäußerung bei Palpation bzw. passiver Bewegung des Kniegelenks. Das operierte Ellbogengelenk war frei beweglich, mit einer geringen Schmerzhaftigkeit in der terminalen Streck- und

Beugephase. Bei der zweiten Kontrolle drei Monate postoperativ wies der Hund keine sichtbare Lahmheit auf. Die Palpation entsprach den Befunden sechs Wochen zuvor. Die in zwei Ebenen angefertigten Röntgenaufnahmen zeigten keine Progression der Cubarthrose. Die subchondrale Kontur im Bereich der ehemaligen OCD Läsion erschien durchgehend und kongruent (Abb. 6). Nach der CT-Kontrolluntersuchung waren beide Zylinder stabil in den umgebenden Knochen integriert (Abb. 7). In der dreidimensionalen Rekonstruktion des distalen Humerus (Abb. 5d) bestätigte sich die bereits intraoperativ festgestellte Inkongruenz im medialen Anteil der ehemaligen Defektzone. Anhand des präoperativen CT-Datensatzes, der unmittelbar postoperativen und der Kontroll-CT erfolgte die Auswertung der CTOAM. Dabei wurde die maximale Knochendichte der subchondralen bzw. subkortikalen Knochenlamelle des distalen Humerus bestimmt und auf die Oberfläche der jeweiligen dreidimensionalen Abbildung projiziert (Abb. 8a-c). Eine detaillierte Beschreibung der Methode inklusive der angewandten Bildverarbeitungsprozesse und Software findet sich bei Maierl et al. (24). Es wurde darauf geachtet, alle benutzerspezifischen Einstellungen der CT und der anschließenden Verarbeitungsprozesse für alle drei Untersuchungen beizubehalten, um so die Vergleichbarkeit der gewonnenen Ergebnisse zu ermöglichen. Die CTOAM des präoperativen Datensatzes zeigte das Defektbett inmitten einer generalisierten Sklerose der Trochlea humeri (Abb. 8a). Nach der Transplantation stellten sich beide Zylinder mit einer mit der Umgebung vergleichbaren subchondralen Knochendichte dar (Abb. 8b). Nach drei Monaten hatte sich die Knochendichte verringert, wobei dieser Trend beim kranialen Transplantat besonders ausgeprägt war (Abb. 8c). Generell hatte die Knochendichte entsprechend der altersgemäßen Entwicklung des Patienten im Bereich der Trochlea humeri zugenommen (25). Die erwartete Ausbildung einer homogenen, mit der direkt umliegenden Gelenkfläche vergleichbaren subchondralen Knochendichte konnte drei Monate post operationem für beide Transplantate nicht bestätigt werden.



Abb. 6

Röntgenaufnahme des rechten Ellbogengelenks im anterioposterioren (a) und mediolateralen Strahlengang (b) drei Monate nach Mosaikplastik im Bereich der Trochlea humeri, Golden Retriever, männlich, 10 Monate. Es hat keine radiologische Progredienz der Cubarthrose stattgefunden. Die subchondrale Kontur im Bereich der ehemaligen OCD-Läsion ist durchgehend und erscheint kongruent.



Abb. 7 Sagittale computertomographische Rekonstruktion der Trochlea humeri drei Monate nach Transplantation. Die osteochondralen Zylinder (Pfeile) sind in Position und stabil eingewachsen.

Die ehemaligen Bohrkanäle lassen sich nicht mehr auffinden.

* Trochlea humeri, ◇ medialer Proc. coronoideus, > subchondrale Knochenplatte der Transplantate, kr = kranial, kau = kaudal.

Diskussion

Die osteochondrale Transplantation wurde bereits 1908 von Judet (17) beim Menschen beschrieben. Allerdings fand sie in der Humanmedizin erst knapp 100 Jahre später durch Hangody et al. (14) eine weite Verbreitung. Ziel war, die betroffene Gelenkfläche bezüglich Morphologie und Topographie annähernd physiologisch zu rekonstruieren. In einer prospektiven, randomisierten Studie an Kniegelenken junger, aktiver Sportler erzielte sie im Vergleich zur Mikrofrakturierung deutlich bessere klinische Resultate (13).

Ähnlich erfolgreich wurde sie zur Therapie der OCD des Ellbogengelenks junger Baseballspieler angewendet (40).

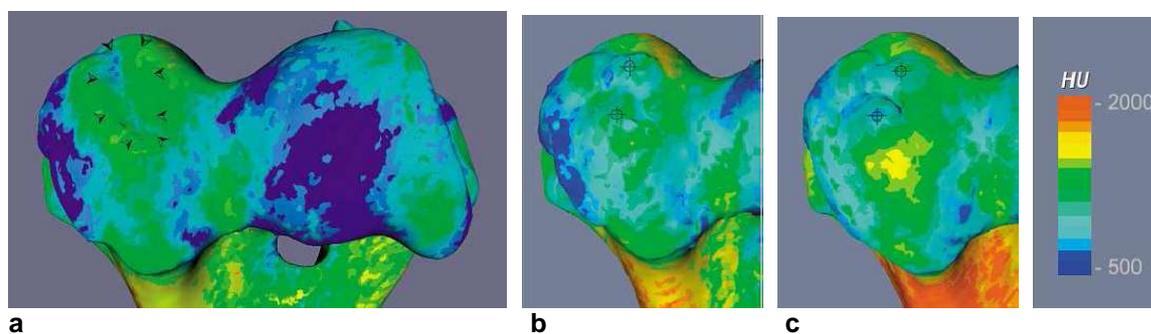


Abb. 8 Subchondrale Knochendichtemessung mittels computertomographischer Osteoabsorptiometrie (CTOAM) (HU = Hounsfield-Einheiten; blau = geringe Knochendichte, rot = hohe Knochendichte).

a) Falschfarbendarstellung der subchondralen Knochendichte im Bereich der Trochlea humeri am Tag der Operation. Deutlich zeigt sich die erhöhte Knochendichte infolge der bestehenden Sklerose in diesem Bereich (grün). ➤ Rand der subchondralen Defektzone.

b) Zustand direkt nach osteochondraler Transplantation. Beide Zylinder haben eine der Umgebung vergleichbare subchondrale Knochendichte. Im medialen Randbereich sind Zonen geringerer Knochendichte feststellbar. ⊕ Osteochondrale Zylinder.

c) Drei Monate später hat die subchondrale Knochendichte beider Zylinder im Vergleich zur übrigen Gelenkfläche tendenziell abgenommen.

Dies trifft besonders für das kraniale Transplantat zu (blau). Im medialen Randbereich hat sich die Zone geringer Knochendichte ausgeweitet. Dies ist im Sinne einer ungenügenden Lastübernahme der Transplantate zu interpretieren. Im Gegensatz dazu zeigt die übrige Gelenkfläche und die Diaphyse gemäß der körperlichen Entwicklung des Patienten eine generelle Zunahme der Knochendichte. Osteochondrale Zylinder.

Betrachtet man die Situation beim Hund, so handelt es sich bei den Patienten meist um junge, lebhafte Tiere großwüchsiger Rassen(20). Postoperativ gelingt es kaum, die Patienten ausreichend zu immobilisieren und aufgrund des jugendlichen Alters muss der Defekt noch über viele Jahre hohen biomechanischen Ansprüchen genügen. Aus diesen Gründen wäre eine Technik wünschenswert, die eine frühzeitige, wenn nicht gar sofortige, funktionsgerechte Belastung der Gelenkfläche erlaubt und langfristig hohe biomechanische Belastungen gestattet. Diesbezüglich erwiesen sich die traditionellen Methoden mittels Stimulation der Faserknorpelbildung problematisch. Das Reparationsgewebe hat eine schlechte biomechanische Qualität (4, 30), was insbesondere dann von klinischer Bedeutung ist, wenn der Defekt im Bereich einer Hauptbelastungszone liegt. Dies trifft für die OCD der Trochlea humeri (25) wie auch die OCD im kaudozentralen Anteil des Caput humeri (23) zu. Für Letztere konnte kürzlich gezeigt werden, dass nach arthroskopischem Débridement schlechtere funktionelle Ergebnisse zu erwarten sind (31) als bei einer mehr medial gelegenen, weniger belasteten OCD-Läsion. Zudem führt die weiterhin bestehende subchondrale Inkongruenz zu Instabilität und Funktionsminderung des Gelenks (35). Die entstehende Osteoarthrose zeigt sich umso ausgeprägter, je größer der Defekt und damit die Inkongruenz ist (11, 39). Im Gegensatz dazu kann nach erfolgreicher Mosaikplastik eine nahezu physiologische Biomechanik des Gelenks erwartet werden (15). Ähnlich gute Resultate werden für das Kniegelenk des Hundes beschrieben (10). Fitzpatrick und O’Riordan (9) berichteten von guten klinischen Erfolgen nach osteochondraler Transplantation im Bereich des Schulter-, Ellbogen- und Kniegelenks bei 12 Hunden. Sie stellten eine verkürzte Rekonvaleszenzphase gegenüber herkömmlich therapierten Patienten fest. Keines der Tiere zeigte eine radiologische Progression der Arthrose 12 bis 18 Wochen nach Transplantation. Langzeitergebnisse liegen nicht vor. Im Gegensatz zu dem hier vorgestellten Hund beobachteten sie in allen Fällen eine sehr gute Wiederherstellung der Gelenkfläche. Dabei stützten sie sich auf die intraoperative Adspektion, radiologische Kontrollen und den Befund einer Kontrollarthroskopie 12 bis 18 Wochen postoperativ. Eine CT oder CTOAM erfolgte nicht. Um im vorliegenden Fall lateral einen Überstand und damit eine Überlastung der Transplantate zu vermeiden, mussten sie medial leicht unter Niveau platziert werden. Dies ist notwendig, da bereits ein Überstand von 0,5 mm eine pathologische Druckerhöhung im Randbereich der Transplantate erzeugt (18, 19, 34, 41)

und dies zur frühzeitigen Degeneration des transplantierten Knorpels und Ausbildung von Kontaktläsionen führt (34, 41). Auch wenn es uns nicht gelang, die Zylinder bündig zur medialen Gelenkfläche einzusetzen, gehen wir davon aus, dass durch die Quelleigenschaften des hyalinen Knorpels (26) die Inkongruenz zu einem gewissen Maß ausgeglichen werden kann und die Transplantate im Ergebnis deutlich mehr an der Lastübertragung teilnehmen als nach alleiniger Auffüllung des Defekts mit Faserknorpel (18,41). Die erhobenen CTOAM-Befunde legen jedoch nahe, dass keine physiologische Lastaufnahme erreicht wurde. Am Tag der Operation hatten die Transplantate eine der Umgebung entsprechende subchondrale Knochendichte, was einen Idealzustand darstellt (5). Bei physiologischer Belastung der Transplantate infolge einer kongruenten Rekonstruktion der chondralen und subchondralen Gelenkfläche und einer gleichzeitig ungestörten knöchernen Integration der Transplantate erwarten wir drei Monate später ein ähnliches Bild (29). Vor allem im Bereich des kranialen Zylinders zeigte sich zu diesem Zeitpunkt eine reduzierte Knochendichte ohne Anzeichen für eine gestörte knöcherne Integration. Dies werten wir als Ausdruck einer lokal umschriebenen Inaktivitätsatrophie der Transplantate. Durch die im medialen Bereich notwendige Absenkung der Zylinder konnten diese nur in verringertem Maß an der Lastübertragung teilnehmen, woraus die subchondrale Atrophie der Transplantate resultierte. Allerdings ist uns bisher keine Studie bekannt, in der die CTOAM zur Beurteilung einer osteochondralen Transplantation herangezogen wurde. Entsprechend vorsichtig sind die erhobenen Befunde zu interpretieren.

Im Gegensatz zur OCD in anderen Gelenken liegt bei der OCD der Trochlea humeri meist eine zusätzliche pathologische Veränderung in Form eines FPC vor (12, 27). Dies erschwert die Interpretation OCD-spezifischer Therapieformen in diesem Bereich. Zwar ließ sich bei unserem Patienten keine Fragmentation des medialen Kronfortsatzes feststellen, doch könnten die radiologischen und computertomographischen Befunde sowie die Knorpelläsion am Übergang zur Incisura trochlearis auf eine chronische Überlastung des medialen Kompartimentes hinweisen(35). Entsprechend differenziert müssen die postoperativen klinischen und radiologischen Befunde interpretiert werden. Es ist anzunehmen, dass neben der OCD eine generalisierte Gelenkinkongruenz vorlag. Umso positiver ist die Tatsache zu bewerten, dass der Patient ohne Resektion des Koronoids zur Therapie möglicher Mikrofrakturen (6) drei Monate nach

osteocondralem Transfer weder eine Lahmheit noch eine Progression der Osteoarthrose zeigte.

Fazit für die Praxis

Trotz der Schwierigkeiten bei der Durchführung der Mosaikplastik am Ellbogengelenk erscheint durch diese Technik eine längerfristige Verbesserung der funktionellen Ergebnisse möglich. Allerdings stellen die schräge Bohrkanaiführung und die daraus resultierende Inkongruenz der Gelenkfläche ernst zu nehmende Schwachstellen dar. In welcher Form sich dieser Umstand auf das funktionelle Langzeitergebnis auswirkt, muss noch untersucht werden. Entsprechend sind weitere CTOAM-Untersuchungen zu späteren Kontrollzeitpunkten nötig, da anzunehmen ist, dass die knöcherne Adaptation mit drei Monaten nicht abgeschlossen ist (29). Eine Möglichkeit, die Qualität der Oberflächenrekonstruktion zu verbessern, wäre die Anwendung einer retrograden Transplantationstechnik (38). Dabei würde mit einem Zielgerät die OCD-Läsion nicht wie üblich von der Gelenkfläche, sondern vom Epikondylus aus angebohrt werden. Dies würde die senkrechte Ausrichtung des Bohrkanals und damit eine passgenaue Transplantation ermöglichen.

Literatur

1. Ahmad CS, Guiney WB, Drinkwater CJ. Evaluation of donor site intrinsic healing response in autologous osteochondral grafting of the knee. *Arthroscopy* 2002; 18: 95–98.
2. Bennett B, Duff SRI, Kene RO, Lee R. Osteochondritis dissecans and fragmentation of the coronoid process in the elbow joint of the dog. *Vet Rec* 1981; 109: 329–336.
3. Bertrand SG, Lewis DD, Madison JB, de Haan JH, Stubbs WP, Stallings JT. Arthroscopic examination and treatment of osteochondritis dissecans of the femoral condyle of six dogs. *J Am Anim Hosp Assoc* 1997; 33: 451–455.
4. Buckwalter JA, Mankin HJ. Articular cartilage repair and transplantation. *Arthritis Rheum* 1998; 41: 1331–1342.

5. Changoor A, Hurtig M, Runciman R, Quesnel A, Dickey J, Lowerison M. Mapping of donor and recipient site properties for osteochondral graft reconstruction of subchondral cystic lesions in the equine stifle joint. *Equine Vet J* 2006; 38: 330–336.
6. Danielson KC, Fitzpatrick N, Muir P, Manley PA. Histomorphometry of fragmented medial coronoid process in dogs: a comparison of affected and normal coronoid processes. *Vet Surg* 2006; 35: 501–509.
7. Denny HR, Gibbs C. The surgical treatment of osteochondritis dissecans and ununited coronoid process in the canine elbow joint. *J Small Anim Pract* 1980; 21: 323–331.
8. Feczko P, Hangody L, Varga J, Bartha L, Dioszegi Z, Bodo G, Kendik Z, Modis L. Experimental results of donor site filling for autologous osteochondral mosaicplasty. *Arthroscopy* 2003; 19: 755–761.
9. Fitzpatrick N, O’Riordan J. Osteochondral autograft transfer system (OATS) for the treatment of osteochondritis dissecans in dogs – Instrumentation and early clinical experience. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2005; 18: A45.
10. Frank M. Einsatz der osteochondralen Transplantation (Mosaicplasty) in der Therapie der Osteochondrosis dissecans (OCD) des Kniegelenkes beim Hund. Beschreibung der Technik und erste Erfahrungen anhand von fünf Fällen. *Tierärztl Prax* 2003; 31 (K): 346–55.
11. Gielen I, van Ryssen B, Coopman F, van Bree H. Comparison of subchondral lesion size between clinical and non-clinical medial trochlea ridge talar osteochondritis dissecans in dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2007; 20: 8–11.
12. Grondalen J, Grondalen T. Arthrosis in the elbow joint of young rapidly growing dogs. A pathoanatomical investigation. *Nord Vet-Med* 1981; 33: 1–16.
13. Gudas R, Stankevicius E, Monastyreckiene E, Pranys D, Kalesinskas RJ. Osteochondral autologous transplantation versus microfracture for the treatment of articular cartilage defects in the knee joint in athletes. *Knee Surg*

Sports Traumatol Arthrosc 2006; 14: 834–842.

14. Hangody L, Kish G, Karpati Z, Udvarhelyi I, Szigeti I, Bely M. Mosaicplasty for the treatment of articular cartilage defects: application in clinical practice. Orthopedics 1998; 21: 751–756.

15. Hangody L, Fules P. Autologous osteochondral mosaicplasty for the treatment of full-thickness defects of weight-bearing joints: ten years of experimental and clinical experience. J Bone Joint Surg Am 2003; 85-A Suppl 2: 25–32.

16. Janthur I, Meyer-Lindenberg A, Fehr M. Arthroskopische Diagnostik von Ellbogengelenkerkrankungen

des Hundes. Tierärztl Prax 2000; 28 (K): 11–18.

17. Judet H. Essai sur la greffe des tissus articulaires. Comp Rend Acad Sci 1908; 146: 193–196.

18. Koh JL, Wirsing K, Lautenschlager E, Zhang LO. The effect of graft height mismatch on contact pressure following osteochondral grafting: a biomechanical study. Am J Sports Med 2004; 32: 317–320.

19. Koh JL, Kowalski A, Lautenschlager E. The effect of angled osteochondral grafting on contact pressure: a biomechanical study. Am J Sports Med 2006; 34: 116–119.

20. Krone O. Osteochondrosis dissecans beim Hund: Darstellung von Defekten im Schulter-, Ellbogen-, Knie- und Sprunggelenk sowie am Kreuzbein mittels Computertomographie. Diss med vet, Klinik für kleine Haustiere, Tierärztliche Hochschule Hannover, 2002.

21. Levy AS, Meier SW. Osteochondral autograft replacement. In: Articular Cartilage Lesions. Cole BJ, Malek MM, eds. NewYork: Springer 2004; 73–81.

22. Lewis DD, Parker RB, Hager DA. Fragmented medial coronoid process of the canine elbow. Comp Cont Educ Pract Vet 1989: 703–734.

23. Maierl J, Misof F, Böttcher P, Liebich HG. Knochendichte und Knorpeldicke am Schultergelenk des adulten Hundes. *Ann Anat (Suppl)* 2000; 182: 191.
24. Maierl J, Schäfer C, Böttcher P, Liebich H-G. Die subchondrale Knochendichte am Fesselgelenk des Pferdes. Teil 1: Computertomographische Osteoabsorptiometrie (CT-OAM). *Pferdeheilk* 2001; 17: 339–345.
25. Maierl J, Böttcher P, Dickomeit M, Liebich HG. Biomechanische Überlegungen zum frakturierten Processus coronoideus medialis und isolierten Processus anconaeus am Ellbogengelenk des Hundes. In: 3. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik, München 2003; 92.
26. Makino T, Fujioka H, Yoshiya S, Terukina M, Matsui N, Kurosaka M. The effect of the small and unstable autologous osteochondral graft on repairing the full-thickness large articular cartilage defect in a rabbit model. *Kobe J Med Sci* 2002; 48: 97–104.
27. Meyer-Lindenberg A, Langhann A, Fehr M, Nolte I. Arthrotomy versus arthroscopy in the treatment of the fragmented medial coronoid process of the ulna (FCP) in 421 dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2003; 16: 204–210.
28. Montgomery D, Henderson RA, Milton JL, Hathcock JT. Osteochondritis dissecans of the canine stifle. *Comp Cont Educ Pract Vet* 1989; 11: 1199–1205.
29. Müller-Gerbl M. The subchondral bone plate. *Adv Anat Embryol Cell Biol* 1998; 141: III-XI, 1–134.
30. Nelson BH, Anderson DD, Brand RA, Brown TD. Effect of osteochondral defects on articular cartilage. Contact pressures studied in dog knees. *Acta Orthop Scand* 1988; 59: 574–579.
31. Olivieri M, Ciliberto E, Hulse DA, Vezzoni A, Ingravalle F, Peirone B. Arthroscopic treatment of osteochondritis dissecans of the shoulder joint in 126 dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2007; 20: 65–69.

32. Olsson SE, Reiland S. The nature of osteochondrosis in animals. Summary and conclusions with comparative aspects on osteochondritis dissecans in man. *Acta Radiol* 1978; 358: 299–306.
33. Paatsama S, Rokkanen P, Jussila J, Sittnikow K. A study of osteochondritis dissecans of the canine humeral head using histological, OCT bone labeling, microradiographic and microangiographic methods. *J Small Anim Pract* 1971; 12: 603–611.
34. Pearce SG, Hurtig MB, Clarnette R, Kalra M, Cowan B, Miniaci A. An investigation of 2 techniques for optimizing joint surface congruency using multiple cylindrical osteochondral autografts. *Arthroscopy* 2001; 17: 50–55.
35. Samoy Y, Van Ryssen B, Gielen I, Walschot N, van Bree H. Review of the literature: elbow incongruity in the dog. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2006; 19: 1–8.
36. Schulz KS, Krotscheck U. Canine elbow dysplasia. In: *Small Animal Surgery*. Slatter D, ed. Philadelphia: Saunders 2003; 1927–1952.
37. Schulz KS, Holsworth IG, Hornof WJ. Self-retaining braces for canine arthroscopy. *Vet Surg* 2004; 33: 77–82.
38. Ueblacker P, Burkart A, Imhoff AB. Retrograde cartilage transplantation on the proximal and distal tibia. *Arthroscopy* 2004; 20: 73–78.
39. van Bree H. Evaluation of subchondral lesion size in osteochondrosis of the scapulohumeral joint in dogs. *J Am Vet Med Assoc* 1994; 204: 1472–1474.
40. Yamamoto Y, Ishibashi Y, Tsuda E, Sato H, Toh S. Osteochondral autograft transplantation for osteochondritis dissecans of the elbow in juvenile baseball players: minimum 2-year follow-up. *Am J Sports Med* 2006; 34:714–720.
41. Yasuaki N, Takashi S, Hiroshi K, Masahiko K, Yukihiro O, Takashi N. The effect of surface incongruity of grafted plugs in osteochondral grafting: a report of five cases. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2007; 15: 591–596.

4 Diskussion

Im Zentrum dieser kumulativen Dissertation stehen die Untersuchung der Knorpeldicke und Spaltlinien an potentiellen Spenderstellen im Kniegelenk und Empfängerstellen der Trochlea humeri für die autologe osteochondrale Transplantation unter Berücksichtigung dieser beiden morphologischen Gesichtspunkte. In den entsprechenden Veröffentlichungen (BÖTTCHER et al. 2009; ZEISSLER et al. 2010; BÖTTCHER 2007b) findet man jeweils eine spezifische Diskussion, daher befasst sich die folgende Diskussion mit der Zusammenführung der Untersuchungen.

4.1 Knorpeldicke

Die Ergebnisse der Knorpeldickenmessung zeigen Unterschiede zwischen den verschiedenen Spenderstellen aber auch zwischen den Spender- und Empfängerstellen, wie dies auch im menschlichen Knie beschrieben wurde (TERUKINA 2003; THAUNAT 2007). In der *Trochlea humeri*, der konvexen Hauptbelastungszone, wo die OCD auftritt sind die Knorpeldicken, wie erwartet am höchsten. Die Knorpeldicke an den Innenflächen der Trochlea des Kniegelenks entspricht in etwa der der *Trochlea humeri*. Die in unserer Studie gemessenen Werte an der *Trochlea humeri* mit einer medianen Knorpeldicke von 0,51 mm entsprechen in etwa denen von DICKOMEIT (2002), der am distalen Humerus Werte von 0,3 bis 0,65 mm ermittelte. Leider werden genaue Werte zur *Trochlea humeri* nicht genannt. In einer Studie von GRAMS und Mitarbeitern (2007), welche die Knorpeldicke über MRT im Ellbogen- und Kniegelenk bei mehreren Spezies gemessen haben, war der Gelenkknorpel im Ellbogen des Hundes im Gegensatz zu den hier ermittelten Ergebnissen und zum Menschen dicker als im Knie. Allerdings wird in dieser Studie die mittlere Knorpeldicke des gesamten Ellbogengelenkes mit der des Kniegelenkes verglichen. Außerdem wurden die höchsten Knorpeldicken im Ellbogengelenk des Hundes an der Ulna gemessen und nicht an der bei von uns untersuchten Trochlea humeri. Bei quadrupeden Spezies und demzufolge auch beim Hund, bei denen der Körperschwerpunkt in der vorderen Körperhälfte liegt, fanden SIMON und Mitarbeiter. (1970) einen dickeren Gelenkknorpel im Kniegelenk als im Ellbogengelenk. Der Einfluss des 5% Formalins in das die entnommenen Zylinder in unserer Studie eingebracht wurden, kann sicher nicht unberücksichtigt bleiben, da

Formalin Zellen nachweislich Wasser entzieht und somit die Knorpeldicke abnehmen müsste. Wenn sich dadurch allerdings ein Messfehler ergeben würde wäre dieser bei allen Messungen gleich und die relative Knorpeldicke würde sich damit nicht ändern. Standardisierte Knorpeldickenmessungen zeigen aber, dass es keinen messbaren Unterschied der Knorpeldicken frischer und in Formalin eingelagerter Proben gibt (KURRAT et al. 1978; ADAM et al. 1998). Die Vermessung der Knorpeldicke erfolgte nicht mit dem mikroskopisch optischen Goldstandardverfahren sondern radiologisch anhand hoch auflösender Röntgenbilder entnommener Zylinder, allerdings gibt es einige vergleichende Arbeiten aus der Humanmedizin die ebenso durchgeführt wurden (WAITZ et al. 2004; SUGIMOTO et al. 2005). Da dünner Knorpel nachweislich weniger biomechanische Belastbarkeit aufweist als dickerer Knorpel (LI et al. 2001) und damit nach Transplantation eines dünneren Knorpels ein erhöhtes Risiko einer frühzeitigen Degeneration (WILSON et al. 2006) und einer folgenden Osteoarthritis (ANDIACCHI et al. 2004) besteht, sollte das Transplantat die gleiche Knorpeldicke besitzen wie die Empfängerstelle (THAUNAT et al. 2007). Nach unseren Ergebnissen besteht keine Möglichkeit Spenderzylinder mit höherer Knorpeldicke als es das Empfängerbett aufweist zu transplantieren, daher kann dieses Szenario unbeachtet bleiben. Aufgrund der zwei- bis vierfachen dünneren Knorpeldicke an den Außenseiten des Femoropatellargelenkes eignen sich diese nicht zur Transplantation in die untersuchten Empfängerstellen. Eine Bestätigung liefert die Untersuchung von HANGODY et al. (1997b), der bei Deutschen Schäferhunden eine autologe osteochondrale Transplantation von abaxialen Flächen des Femoropatellargelenkes sowohl in die Femurkondylen, als auch in die Trochlea ossis femoris durchführte und feststellte, dass nach Transplantation in die Femurkondylen bei mehr als 30% der Zylinder eine subchondrale Nekrose auftrat. Dies könnte durch eine frühzeitige Überlastung der Zylinder in diesen Hauptbelastungszonen erklärt werden, die dann zu einer frühzeitigen Degeneration führte. Denn bei den in die Trochlea ossis femoris transplantierten Zylindern war dies nicht der Fall. Ähnliche Hinweise finden sich auch in den Untersuchungen von VON RECHENBERG und Mitarbeitern (2003), die subchondrale Zysten beim Schaf nach AOT nachwiesen und Untersuchungen von Hurtig und Mitarbeitern (2001), die beim Pferd nach AOT am Carpus frühzeitige Knorpeldegeneration nachweisen konnten. Am Wahrscheinlichsten wurde die Nekrose der transplantierten Zylinder aus der Studie von HANGODY und Mitarbeitern (1997b) nach unseren Ergebnissen durch

die stark verminderte Knorpeldicke der transplantierten Zylinder ausgelöst, auch wenn andere Faktoren in diesen Bereichen, wie fehlende Spaltlinien (LEO et al. 2004) oder eine verminderte Knochendichte (BÖTTCHER et al. 2010c) mitverantwortlich gemacht werden können.

Die distalen medialen und lateralen Flächen innerhalb der Trochlea eignen sich nach unseren Untersuchungen aufgrund ihrer Knorpeldicken am besten zur Transplantation in die Empfängerstellen der Trochlea humeri. Genauso können die lateralen und medialen Innenflächen der Trochlea ossis femoris in Bezug auf die Knorpeldicke als Spenderstellen in Betracht gezogen werden. Wenn der zu deckende Defekt groß ist, muss auf diese Stellen zusätzlich zurückgegriffen werden, u.a. weil in diesen Arealen nur relativ kleine Zylinderdurchmesser entnommen werden können um die konvexe Oberflächengeometrie des Defektes genau zu rekonstruieren (BÖTTCHER et al. 2010b). Zusätzlich müssen die kleineren Verhältnisse des Knies des Hundes im Vergleich zum menschlichen Knie berücksichtigt werden. Im Bezug auf diese Relation kann man sagen, dass die Durchmesser der Mosaikplastik beim Hund ungefähr denen der OATS beim Menschen entsprechen (BÖTTCHER 2010a). Die Fähigkeit des transplantierten Knorpels sich an seine neuen biomechanischen Ansprüche anzupassen scheint sehr eingeschränkt zu sein, wie Hurtig beim Pferd zeigte, daher muss umso mehr auf eine korrekte Transplantation auch im Bezug auf die Knorpeldicke geachtet werden. Auch wenn dies bei der Transplantation in verschiedene Gelenke nur einschränkend geäußert werden kann, wie hier vom Knie- ins Ellbogengelenk, da man annehmen kann, dass ein gleich dicker Knorpel aus verschiedenen Gelenken nicht die gleiche Belastungsgrenze besitzt.

4.2 Spaltlinien

Auch bei den Spaltlinien konnte festgestellt werden, dass keine homogene Situation zwischen den verschiedenen beprobten Arealen am Knie und der Trochlea humeri vorliegt. Bestätigt wurde die Vermutung, dass die nicht belasteten abaxialen Areale der *Trochlea ossis femoris* keine Spaltlinien aufweisen. Am deutlichsten waren die Spaltlinienmuster an der *Trochlea humeri* darstellbar. Die erhaltenen Spaltlinienmuster an der Trochlea humeri zeigten einen gleichmäßigen transversalen Verlauf. Diese Ergebnisse sind vergleichbar mit denen die DICKOMEIT (2002) und MAIERL (2002) am Ellbogengelenk ermittelten. Die Spaltlinienmuster im Kniegelenk sind

vergleichbar mit denen von RIEGERT (2004) beim Hund und von BELOW und Mitarbeitern (2002) beim Menschen, wobei in unserer Untersuchung keine Knorpelspaltlinien im zentralen Bereich der *Trochlea ossis femoris* nachweisbar waren. Dieser Unterschied, für den wir keine Erklärung finden konnten, hat für unsere Studie und die klinische Durchführung der AOT keine Bedeutung. Denn sowohl beim Hund als auch beim Menschen werden die zentralen Areale der *Trochlea ossis femoris* als Spenderstelle bisher nicht genutzt, aufgrund der hohen vermuteten Entnahmemorbidity. Ohnehin ist die Situation im Vergleich zum Menschen durch die niedrigere Knorpeldicke schwieriger. Die Folge ist eine ausbleibende Darstellung der Spaltlinien (RIEGERT 2004; LI et al. 2009). Da der Verlust von Festigkeit im Knorpel zur strukturellen Zersetzung des selbigen führt (BROMMER et al. 2005) und nachweislich Knorpel im Spaltlinienverlauf steifer und somit belastbarer ist (WOO 1976; BAE et al. 2008), muss man davon ausgehen dass Spenderareale ohne Spaltlinien, wie die abaxialen Flächen der Trochlea oder falsch im Sinne der Orientierung eingesetzte Zylinder frühzeitig degenerieren. Auch BISSON und Mitarbeiter (2005) bestimmten die Spaltlinien im Sprunggelenk des Menschen um die Möglichkeit zu schaffen, dieses morphologische Kriterium zu berücksichtigen und damit die Langzeitprognose nach AOT zu verbessern. Seit langer Zeit weiß man, dass die Spaltlinienorientierung der Hauptvorzugsrichtung der Kollagenfasern entspricht (HULTKRANTZ 1898; JEFFREY 1991) und ein Ausdruck der Dehnungsrichtung (TILLMANN 1978) des Knorpels und damit seiner Festigkeit ist. Daraus schlussfolgernd sollte bei AOT in Hauptbelastungszonen der Zylinder in der Spaltlinienorientierung, die dem Empfängerareal entspricht, rotiert und implantiert werden (BELOW et al. 2002; LEO et al. 2004; BISSON et al. 2005), auch wenn eine Neuausrichtung der Kollagenfasern beobachtet wurde (SASAZKI et al. 2006). Denn sowohl bei zyklischen Belastungen (BELLUCCI et al. 2001), wie auch bei stationärer Belastung (SASAZKI et al. 2006) konnte am menschlichen Gelenkknorpel nachgewiesen werden, dass bei Belastung in Spaltlinienrichtung im Vergleich zu querer Belastung die Last bis zum strukturellen Versagen bzw. die Anzahl der benötigten Zyklen höher waren. Andererseits gibt es Untersuchungen, allerdings am bovinen Knorpel die zeigen, dass Versagenslasten an Knorpelknochenzylindern bei Belastung die quer zur Spaltlinienorientierung erfolgte, gleich oder teilweise sogar größer waren als Versagenslasten bei Zylindern wo die Belastung in Spaltlinienorientierung erfolgte (KAMALANATHAN et al. 1993). Aufgrund dieser

Ergebnisse zweifeln die Autoren den engen Zusammenhang zwischen Spaltlinienorientierung, Kollagenfaseraurichtung und Steifigkeit des Knorpels an. Da Untersuchungen an Hundeknorpeln gänzlich fehlen, kann eine definitive Beantwortung der Frage, in wie weit die Spaltlinienorientierung die Steifigkeit des Gelenkknorpels indirekt darstellt nicht erfolgen. Zudem gibt es keine klinischen Untersuchungen, weder an Mensch noch Tier, die den Einfluss eines transferierten Zylinders mit falscher oder fehlender Spaltlinienorientierung im Vergleich zu einem exakt im Spaltlinienverlauf platzierten Zylinders untersuchen. Bis jetzt existiert nur ein Fallbericht beim Mensch von LEO und Mitarbeitern (2004), der die Spaltlinienorientierung eines nicht exakt platzierten Zylinders nach 18 Monaten untersuchte und feststellte, dass eine geringgradige Fehlorientierung toleriert wird.

Zusammenfassung

Zusammenfassend kann man sagen, dass unter Berücksichtigung der erhaltenen Ergebnisse der Knorpeldicke als auch der Spaltlinien, bei einer AOT vom Kniegelenk in die *Trochlea humeri* die Entnahme innerhalb der medialen und lateralen Flächen der Trochlea ossis femoris erfolgen sollte. Die abaxialen Gelenkflächen sind, aufgrund fehlender Spaltlinien und zu geringer Knorpeldicke ungeeignet. WAITZ und Mitarbeiter (2004) empfehlen bei der AOT ins humane Tarsalgelenk vor allem die Berücksichtigung der Knorpeldicke. Trotzdem sollte eine Auswahl der verwendeten Spenderareale nicht nur nach den untersuchten morphologischen Kriterien erfolgen, auch wenn eine anatomische Rekonstruktion immer anzustreben ist (AHMAD et al. 2002; HANGODY et al. 2004; LEO et al. 2004). HANGODY und Mitarbeiter (2004) empfehlen vor allem die Berücksichtigung der topographischen Gegebenheiten, weil hier eine Abweichung immer mit dem Risiko einer frühzeitigen Degeneration des transferierten osteochondralen Zylinders einhergeht (NAKAGAWA et al. 2007). Wie wir in einer Studie allerdings zeigten, kann man mit der Verwendung kleinerer Transplantate die Kongruenz einer konkaven Fläche mit konvexen Transplantaten wiederherstellen (BÖTTCHER et al. 2010b). Das macht es möglich die morphologisch besser geeigneten Areale innerhalb der Trochlea zu nutzen ohne auf eine optimale Oberflächenrekonstruktion zu verzichten. Allerdings wurde festgestellt, dass eine orthogonale Bohrkanalführung aufgrund der schräg überhängenden Gelenkfläche der *Trochlea humeri* beim Hund nicht möglich ist (Publikation 3.3). Aus der schrägen Bohrkanalführung resultierte eine Inkongruenz der Gelenkfläche. Eine

ähnliche Situation ist bei der AOT am *Capitulum humeri* des Ellbogengelenks beim Menschen beschrieben (MIYAMOTO et al. 2009). Eine Option um zukünftig ein korrektes Einbringen der Implantate zu ermöglichen könnte die retrograde Transplantationstechnik sein, wie sie beim Menschen beschrieben ist (UEBLACKER 2004). Weiterhin muss die Entnahmemorbidity berücksichtigt werden. So nehmen Fitzpatrick und Mitarbeiter (2005; 2009; 2010) die Spenderzylinder beim Hund von abaxialen Gelenkflächen der Rollkämme, weil sie damit die Entnahmemorbidity minimieren möchten, verwenden aber dadurch nach unseren Ergebnissen Transplantate mit schlechteren morphologischen Eigenschaften. Eine beim Menschen durchgeführte Studie von SIMONIAN und Mitarbeitern (1998) zeigte, dass es bei den Spenderstellen zwar Unterschiede im Kontaktdruck im Gelenk gibt, aber dass alle potentiellen Spenderstellen einen Kontaktdruck aufweisen (SIMONIAN 1998). Dies zeigt, dass es bei autologen Verfahren immer eine gewisse Entnahmemorbidity geben wird. Letztendlich stellt eine AOT somit immer einen Kompromiss dar.

Eine Alternative die Entnahmemorbidity gänzlich zu umgehen und eine orthotrophe Transplantation durchführen zu können, wäre eine allogene osteochondrale Transplantation, wie sie bereits beschrieben (MEYERS et al. 1989; KARATAGLIS et al. 2005; DAVIDSON et al. 2007) und am Hundemodell erfolgreich durchgeführt wurde (GLENN et al. 2006). Damit wäre das kaum lösbare Problem der korrekten Positionierung des Zylinders in Bezug auf die Spaltlinienmuster und die Einpassung des Zylinders in korrekter Position zur Herstellung einer kongruenten Oberfläche gelöst. Ungelöste Probleme bei der Durchführung beim Menschen sind die Kosten, die Verfügbarkeit passender frischer Transplantate, deren Lagerung sowie die Übertragung von Krankheiten (MC DERMOTT et al. 1985; CONVERY et al. 1991). Dies hat eine breite Anwendung dieses Verfahrens bis jetzt verhindert. Ein weiteres Problem, welches sowohl die erfolgreiche autologe wie auch die allogene Transplantation behindern kann, ist die stark eingeschränkte Möglichkeit der postoperativen Ruhigstellung und Entlastung der betroffenen Gliedmaße beim Hund. Damit entsteht ein erhöhtes Risiko einer frühen mechanischen Überbelastung in der Integrationsphase der Zylinder nach osteochondraler Transplantation. Es wurde in einer Studie von NAKAJI und Mitarbeitern (2006) nachgewiesen, dass die Steifigkeit des Knorpels und somit mechanische Belastung der transplantierten Zylinder beim Kaninchen nach AOT in der ersten, dritten und achten Woche vermindert ist.

Schlussfolgerung:

Eine Beachtung der untersuchten morphologischen Aspekte bei der AOT vom Knie- ins Ellbogengelenk beim Hund scheint notwendig, da sich die bisher genutzten Spenderstellen in diesen Punkten erheblich unterscheiden. Es werden klinische Studien benötigt, um nachzuweisen ob die Berücksichtigung der Knorpeldicke und der Spaltlinien der Spenderstellen wirklich zu besseren Langzeitergebnissen führt. Diese Arbeit dient als Grundlage für die Berücksichtigung dieser Aspekte der AOT vom Knie- ins Ellbogengelenk und empfiehlt, die innerhalb der Trochlea femoris gelegenen Spenderstellen zu bevorzugen. Mit den erhaltenen Spaltlinienmustern der untersuchten Gelenke ist es erstmals möglich über Rotation des Spenderzylinders die Spaltlinienorientierung in seinem Empfängerbett zu beachten und den Zylinder dann korrekt zu platzieren. Allerdings stellt dies hohe Anforderungen an den Chirurgen, der zudem immer bestrebt sein muss die Oberflächengeometrie genauestens zu rekonstruieren.

5 Zusammenfassung

Markus Zeißler

Gelenkknorpeldicke und Spaltlinienverlauf im Hinblick auf eine autologe osteochondrale Transplantation vom Knie- ins Ellbogengelenk beim Hund

Klinik für Kleintiere der Veterinärmedizinischen Fakultät der Universität Leipzig

(87 Seiten, 19 Abbildungen, 221 Literaturangaben)

Eingereicht im August 2012

Schlüsselwörter: autologe osteochondrale Transplantation – Ellbogengelenk-Kniegelenk – Hund – Knorpeldicke – Spaltlinien – Mosaikplastik

Zielstellung:

Ziel der Arbeit war es eine autologe osteochondrale Transplantation zur Therapie einer Osteochondrosis dissecans (OCD) beim Hund unter Berücksichtigung der morphologischen Grundlagen an potentiellen Empfängerstellen des Ellbogengelenkes und Spenderstellen des Kniegelenkes, durchzuführen. Dazu wurden die Knorpeldicke bestimmt und die Spaltlinien des Knorpels dargestellt und die potentiellen Empfänger- und Spenderstellen miteinander verglichen.

Material und Methode:

Es wurde eine postmortale Studie an Gelenken von 20 über 20 kg schweren knorpelgesunden Hunden durchgeführt. An 15 Vorder- und den entsprechenden 15 Hintergliedmaßenpaaren wurden mit einem 2,7 mm Hohlmeißel osteochondrale Zylinder an jeweils vier Empfängerstellen an der Trochlea humeri und 14 potentiellen Spenderstellen im Kniegelenk entnommen und mittels eines hochauflösenden digitalen Röntgensystems die Knorpeldicke bestimmt. Nachträglich wurde an fünf zusätzlichen Hintergliedmaßen, die die selben Kriterien wie die anderen 15 Gliedmaßen erfüllten, kurz vor Abschluss der Studie ein bis dahin nicht bekanntes Spenderareal (CO) mit jeweils drei Spenderstellen nachbeprobte und ebenfalls die Knorpeldicke vermessen. Weiterhin wurden an den ipsilateralen 15 Gliedmaßen die Spaltlinien der Trochlea humeri und des gesamten distalen Femurs präpariert, um

die Hauptausrichtung der Kollagenfasern darzustellen, die ein Ausdruck der Dehnungsausrichtung und damit der Belastung des hyalinen Knorpels sind. Dazu wurde eine in königsblauer Tinte benetzte Präpariernadel alle drei Millimeter senkrecht in den Gelenkknorpel eingestochen und damit entstandene Spaltlinien dargestellt. Dies gelang erfolgreich an zehn Vorder- und Hintergliedmaßen.

Ergebnisse:

Es konnte ein primär transversal verlaufendes Spaltlinienmuster im Kniegelenk für die innerhalb der Trochlea gelegenen Spenderstellen nachgewiesen werden. Die Spenderareale außerhalb des Femoropatellargelenkes wiesen keine Spaltlinien auf. Die Trochlea humeri wies ein konstantes zentripetales Spaltlinienmuster auf. An der typischen Prädilektionsstelle der Osteochondrosis dissecans in der Trochlea humeri wurde eine Knorpeldicke im Median von 0,55 mm (95%KI: 0,48-0,6) bestimmt. Innerhalb der Trochlea ossis femoris wurde eine mediane Knorpeldicke an den inneren lateralen Spenderstellen von 0,45 mm (95% KI: 0,42-0,48), an den inneren medialen Spenderstellen von 0,49 mm (95% KI: 0,49-0,63) und an den lateral und medialen Spenderstellen der distalen Trochlea von 0,56 mm (95%KI: 0,49-0,63) gemessen. Die niedrigsten Knorpeldicken wiesen die äußeren Spenderstellen der Trochlea ossis femoris auf mit Median 0,2 mm (95% KI: 0,16-0,23) an den lateralen und 0,24 mm (95% KI: 0,17-0,31) an den medialen äußeren Spenderstellen.

Schlussfolgerungen:

Spenderstellen außerhalb des Femoropatellargelenkes weisen deutlich zu niedrige Knorpeldicken und ein fehlendes Spaltlinienmuster auf und sollten deshalb unter Berücksichtigung der morphologischen Situation zur OAT beim Hund am Ellbogen vermieden werden. Die Spenderstellen an der distalen Trochlea ossis femoris eignen sich am besten zur Transplantation in die Trochlea humeri. Mit diesen Daten wird es erstmals möglich sein die osteochondrale Transplantation vom Kniegelenk ins Ellbogengelenk beim Hund zur Therapie einer OCD unter Berücksichtigung der morphologischen Grundlagen Knorpeldicke und Spaltlinienmuster durchzuführen. Inwieweit eine Verbesserung vor allem der Langzeitprognose beim Hund unter Berücksichtigung dieser Aspekte erreicht wird, muss in weiteren klinischen Studien untersucht werden. Allerdings müssen weitere wichtige Kriterien wie Oberflächengeometrie und Spenderstellenmorbidity zusätzlich beachtet werden.

6 Summary

Markus Zeißler

Cartilage thickness and split-line as a basic principal for an autologous osteochondral transplantation from stifle to the elbow joint in dogs

Department of Small Animal Medicine, Faculty of Veterinary Medicine, University of Leipzig

Submitted in August 2012

(87 pages, 19 figures, 221 references)

Keywords: autologous osteochondral transplantation – elbow joint – stifle joint – dog – cartilage thickness – split- line pattern – mosaicplasty

Aim of the study: was to conduct an osteochondral transplantation as a treatment for Osteochondritis dissecans in dogs under consideration of the morphological basics to provide potential recipient sites on the elbow and donor sites in the stifle joint. In order to compare the potential donor and recipient sites the cartilage thickness was measured and the splitt line patterns were depicted.

Material and methods: A postmortal study was conducted on joints with healthy cartilage of 20 dogs with a bodyweight over 20 kg. From 15 forelimb- and hindlimb pairs, osteochondral plugs were collected with a 2.7mm hollow chisel .These were taken from 4 donor sites on the trochlea humeri and 14 recipient sites from the stifle, respectively, and the cartilage thickness was measured with a high-solving digital x-ray system. Shortly before the end of this study a donor area (CO), until then unknown, was sampled from 5 additional hindlimbs with the same criteria as before. On each donor region, 3 osteochondral grafts were taken and the cartilage thickness measured.Furthermore, split line patterns from the trochlea humeri and the stifle were depicted on 15 ipsilateral limbs. The split line patterns represent the main orientation of the collagen fibers and this is an expression of the strain orientation and thus show us the load of the cartilage. A needle dipped in India ink was pierced perpendicular to the cartilage surface in a 3mm interval to produce split line patterns.This succeeded in 10 fore- and hindlimbs.

Results: The donor sites in the trochlea of the stifle have a primary transversal split-line orientation. The donor sites outside the trochlea of the stifle show no split line patterns. The trochlea humeri display a constant zentripetal split line orientation. In the Trochlea humeri the mean cartilage thickness was 0.55mm (95% CI: 0.42-0.61). The mean cartilage thickness within the femoral trochlea on the inner lateral donor sites measured 0.45mm (95%CI:0.42-0.48), on the inner medial donor sites was 0.49mm(95%CI:0.49-0.63),and on the medial and lateral donor sites of the distal femoral trochlea were 0.56mm(95%CI:0.49-0.63), respectively. The thinnest cartilage reported in the donor sites outside the femoral trochlea measured laterally 0.2mm (95% CI: 0.16-0.23) and medially 0.24mm (95% CI: 0.17-0.31).

Conclusions: Donor sites outside the femoropatellar joint have too thin cartilage thickness and no split line orientation. Due to these morphological conditions they should be avoided for osteochondral autograft transplantation as donor sites for the trochlea humeri in dogs. The distal femoral trochlea is the best location for autologous grafting of the trochlea humeri. It is now possible to carry out an autologous osteochondral transplantation from stifle to the elbow joint for the treatment of Osteochondritis dissecans in dogs in consideration of morphological basic principals of cartilage thickness and split- line patterns. Further clinical evaluation is needed in order to assess the value of these findings for the long term prognosis. However, additional other important criteria, such surface curvature and donor site morbidity, must be considered.

7 Literaturverzeichnis

Adam, C., F. Eckstein, et al. The distribution of cartilage thickness in the kneejoints of old-aged individuals - measurement by A-mode ultrasound. Clin Biomech. (Bristol, Avon) 1998;13:1-10.

Adamiak, Z., W. Brzeski, et al. Therapeutic value of fresh osteochondral autografts in the treatment of articular cartilage lesions of the knee in dogs. In: 29th World Congress of the World Small Animal Veterinary Association, 2004; Rhodos, Griechenland

Adamiak, Z. und M. Nowicki. Implementation of osteochondral autografting for the treatment of osteochondritis dissecans in the canine stifle joint. A case report. Bull Vet Inst Pulaw. 2007;51:705-708.

Ahmad, C. S., Z. A. Cohen, et al. Biomechanical and topographic considerations for autologous osteochondral grafting in the knee. Am J Sports Med. 2001;29:201-206.

Ahmad, C. S., W. B. Guiney, et al. Evaluation of donor site intrinsic healing response in autologous osteochondral grafting of the knee. Arthrosc. 2002;18:95-98.

Alexander, J. W., D. C. Richardson, et al. Osteochondritis dissecans of the elbow, stifle, and hock -a review. J Am Anim Hosp Assoc. 1981;17:51-56.

Andriacchi, T. P., A. Mundermann, et al. A framework for the in vivo pathomechanics of osteoarthritis at the knee. Ann Biomed Eng. 2004;32:447-457.

Ansah P, Vogt S, et al. Osteochondral transplantation to treat osteochondral lesions in the elbow. J of bone and joint surg. 2007; 89:2188.

Arokoski, J. P., M. M. Hyttinen, et al. Biomechanical and structural characteristics of canine femoral and tibial cartilage. J. Biomed. Mater. Res. 1999;48: 99-107

Bae, W. C., V. W. Wong, et al. Wear-lines and split-lines of human patellar cartilage: relation to tensile biomechanical properties. Osteoarth Cartil. 2008;16:841-845.

Barber, F. A. und J. C. Chow. Arthroscopic osteochondral transplantation: Histologic results. Arthrosc. 2001;17:832-835.

Bartz, R. L., E. Kamaric, et al. Topographic matching of selected donor and recipient sites for osteochondral autografting of the articular surface of the femoral condyles. *Am J Sports Med.* 2001;29:207-212.

Baumbach, K., J. P. Petersen, et al. The fate of osteochondral grafts after autologous osteochondral transplantation: a one-year follow-up study in a minipig model. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2008;128:1255-1263.

Beale B. S., Hulse D. A., Schulz K. S., Whitney W. O.
Arthroscopically assisted surgery of the elbow joint.
In: Beale B. S., Hulse D. A., Schulz K. S., Whitney W. O. (eds): *Small Animal Arthroscopy*, 1st end., W B Saunders Company, Philadelphia, 2003; 51-79.

Bellucci, G. und B. B. Seedhom. Mechanical behaviour of articular cartilage under tensile cyclic load. *Rheum.* 2001;40:1337-1345.

Bentley G., Biant L. C., et al. A prospective, randomised comparison of autologous chondrocyte implantation versus mosaicplasty for osteochondral defects in the knee. *J Bone Joint Surg. (Br)* 2003; 85:223-30.

Below, S., S. P. Arnoczky, et al. The split-line pattern of the distal femur: A consideration in the orientation of autologous cartilage grafts. *Arthrosc.* 2002;18:613-617.

Bisson, L., V. Brahmabhatt, et al. Split-line orientation of the talar dome articular cartilage. *Arthrosc.* 2005;21:570-573.

Bobic, V. Arthroscopic osteochondral autograft transplantation in anterior cruciate ligament reconstruction: a preliminary clinical study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1996;3:262-264.

Bobic, V. Die Verwendung von autologen Knochen-Knorpel-Transplantaten in der Behandlung von Gelenkknorpelläsionen. *Orthop.* 1999;28:19-25.

Böttcher, P. Morphologische und topographische Charakterisierung von Entnahme- und Empfängerregionen für die autologe osteochondrale Transplantation zur Behandlung der Osteochondrosis dissecans am Kniegelenk des Hundes, 2010a, Habilitationsschrift, Leipzig 2010

Böttcher P., Zeissler M., et al. Computer Simulation of the Distal Aspect of the Femur for Assessment of Donor Core Size and Surface Curvature for Autologous Osteochondral Transplantation in the Canine Stifle Joint. *Vet Surg.* 2010b;39:371-379.

Böttcher, P., M. Zeissler, et al. Die Mosaikplastik zur Therapie traumatischer und degenerativer Knorpelschäden. In: 53. Jahrestagung DGK-DVG, 2007 15.-18.11.2007; Berlin: S. 15-20.

Böttcher, P., M. Zeissler, et al. Mapping Subchondral Bone Density of Selected Donor and Recipient Sites for Autologous Osteochondral Transplantation in the Canine Stifle Joint Using Computed Tomographic Osteoabsorptiometry. *Vet Surg.* 2010c;32:496-503.

Bouck GR, Miller CW, Taxes CL: A comparison of surgical and medical treatment of fragmented coronoid process and osteochondritis dissecans of the canine elbow. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 1995; 8:177-183.

Boudrieau, R.J., R.B. Hohn, J.F. Bardet Osteochondritis dissecans of the elbow in the dog *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.* 1983;19:627-635.

Brass, W. Über die Osteochondrosis des Hundes. *Tierärztl Umsch.* 1956;11:200-204.

Brighton, C. T., T. Kitajima, et al. Zonal analysis of cytoplasmic components of articular cartilage chondrocytes. *Arthritis & Rheumatism.* 1984;27:1290-1299.

Bradley, J.P., Petrie R.S. Osteochondritis dissecans of the humeral capitellum. Diagnosis and treatment. *Clin.Sports.Med.* 2001;Jul;20(3):565-90.

Brommer, H., M. S. Laasanen, et al. Functional consequences of cartilage degeneration in the equine metacarpophalangeal joint: quantitative assessment of cartilage stiffness. *Equine Vet J.* 2005; 37:462-467.

Brown, R., Blazina ME, et al. Osteochondritis of the capitellum. *J Sports Med.* 1974; 2(1): 27-46.

Brunnberg, L., H. Waibl, et al. Zur aseptischen Knochennekrose des Caput humeri beim Hund. *Berl. Münch. Tierärztl. Wochen.* 1978; 91:418-423.

Brunnberg, M. Anatomische, röntgenologische, computertomographische und klinische Untersuchungen zur Osteochondrosis dissecans am caninen Sprunggelenk [Dissertation med. vet.]. Hannover: Tierärztlichen Hochschule Hannover; 2007.

Bullough, P. und J. Goodfellow. The significance of the fine structure of articular cartilage. *J Bone Joint Surg Br.* 1968;50:852-857.

Butterworth, S. und J. Cook. The shoulder. In: J. Houlton, J. Cook, J. Innes und S. Langley-Hobbs, Hrsg. BSAVA Manual of canine and feline musculoskeletal disorders. Gloucester, England: British Small Animal Veterinary Ass.; 2006. S. 212-230.

Byers, S., A. J. Moore, et al. Quantitative histomorphometric analysis of the human growth plate from birth to adolescence. *Bon.* 2000;27: 495-501.

Carpenter L G, Schwarz P D Comparison of radiologic imaging techniques for diagnosis of fragmented medial coronoid process of the cubital joint in dogs. *Journal of the American Veterinary Medical Ass.* 1993;203:78–83.

Chanoit G., Singhani N.N., et al. Comparison of five radiographic views for assessment of the medial aspect of the humeral condyle in dogs with osteochondritis dissecans. *Am J Vet Res.* 2010 71:780-3.

Chow, J. C., M. E. Hantes, et al. Arthroscopic autogenous osteochondral transplantation for treating knee cartilage defects: a 2- to 5-year follow-up study. *Arthrosc.* 2004;20:681-690.

Clarke, I. Articular cartilage: a review and electron microscopy study. *J. Bone Joint Surg. Br.* 1971; 53: 732-750.

Convery, F. R., M.D. Marvin, et al. Fresh Osteochondral Allografting of the Femoral Condyle. *Clinical Orthopaedics and Related Res.* 1991;273:139-145.

Cook J. L. Forelimb lameness in the young patient. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 2001a; 31: 55-83.

Cook, J. L. und D. B. Fox. Development and implementation of osteochondral autografting in dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2005;18:A43.

Cook, J. L., C. C. Hudson, et al. Autogenous osteochondral grafting for treatment of stifle osteochondrosis in dogs. *Vet Surg.* 2008;37:311-321.

Cook, J. L., J. L. Tomlinson et al. Arthroscopic removal and curettage of osteochondrosis lesions on the lateral and medial trochlear ridges of the talus in two dogs. *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.* 2001b;37:75-80.

Coopman, F., G. Verhoeven, et al. Prevalence of hip dysplasia, elbow dysplasia and humeral head osteochondrosis in dog breeds in Belgium. *Vet Rec.* 2008;163:654-658.

Costa, J. und M. Madeira Changes in structure of the facial bones after experimental fracture and displacement of the zygomatic bone in the tufted capuchin (*Cebus apella*) by means of radiography, the split-line technique, and scanning electron microscopy. *Okajimas Folia Anat. Jpn.* 1982;59: 321-336.

Davidson, P. A. und T. R. Carter. Osteochondral allograft transplantation. *Oper Tech Sports Med.* 2007;15:53-61.

Demko, J. und R. McLaughlin. Developmental orthopedic disease. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 2005;35:1111-1135.

Denny, H. R. und C. Gibbs. Osteochondritis dissecans of the canine stifle joint. *J Small Anim Pract.* 1980;21:317-322.

Dickomeit, M. J. Anatomische und Biomechanische Untersuchungen am Ellbogengelenk des Hundes (*Canis familiaris*). [Dissertation med. vet.]. München: Ludwig Maximilians Universität: Tierärztliche Fakultät; 2002.

Eckstein, F., M. Tieschky, et al. Effect of physical exercise on cartilage volume and thickness in vivo: MR imaging study. *Radiolog.* 1998;207:243-248.

Ekman, S. und C. S. Carlson. The pathophysiology of osteochondrosis. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 1998;28:17-32.

Evans, P. J., A. Miniaci, et al. Manual punch versus power harvesting of osteochondral grafts. *Arthrosc.* 2004;20:306-310.

Fayolle, P., P. Ormieres et al. Ostéochondrose du grasset chez le chien. Synthèse bibliographique et présentation d'un cas. *Prat. Méd. Chir. Anim. Comp.* 1987;22:41-53.

Feczko, P., L. Hangody, et al. Experimental results of donor site filling for autologous osteochondral mosaicplasty. *Arthrosc.* 2003;19:755-761.

Firth, E. C. und Hartmann, W. An in vitro study on joint fitting and cartilage thickness in the radiocarpal joint of foals. *Res. Vet. Sci.* 1983;34:320-326.

Fischer H: „Darstellung und Anordnung der kollagenen Fibrillen in der Matrix des Gelenkknorpels“ Doctoral Dissertation , Freiburg i.Br., 1988.

Fischer H, Putz R: „Zur zonalen Deformation des Gelenkknorpels bei definierter Belastung in vitro“, *Veh.Anat. Ges.* 1991, 84: 67-68.

Fitzpatrick, N. und J. O'Riordan. Osteochondral autograft transfer system (OATS) for the treatment of osteochondritis dissecans in dogs - Instrumentation and early clinical experience. *Vet Comp Orthop Traumatol* .2005;18:A45.

Fitzpatrick, N., R. Yeadon, et al. Early clinical experience with osteochondral autograft transfer for treatment of osteochondritis dissecans of the medial humeral condyle in dogs. *Vet Surg*. 2009;38:246-260.

Fitzpatrick, N., C. van Terheijden, et al. Osteochondral autograft transfer for treatment of osteochondritis dissecans of the caudocentral humeral head in dogs. *Vet Surg*. 2010; 39:925-35.

Fitzpatrick, N., R. Yeadon, et al. Osteochondral autograft transfer for treatment of osteochondritis dissecans of the medial femoral condyle of dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol*. 2012; 25: 135-143.

Fox S. M., Bloomberg M. S., Bright R. M. Developmental anomalies of the canine elbow. *J Am Anim Hosp Assoc*. 1983; 19: 605-615.

Frank, M. Einsatz der osteochondralen Transplantation (Mosaicplasty) in der Therapie der Osteochondrosis dissecans (OCD) des Kniegelenkes beim Hund. Beschreibung der Technik und erste Erfahrungen anhand von fünf Fällen. *Tierärztl Prax*. 2003;31 (K):346-355.

Frisbie, D. D., M. W. Cross, et al. A comparative study of articular cartilage thickness in the stifle of animal species used in human pre-clinical studies compared to articular cartilage thickness in the human knee. *Vet Comp Orthop Traumatol*. 2006;19:142-146.

Garretson, R. B., 3rd, L. I. Katolik, et al. Contact pressure at osteochondral donor sites in the patellofemoral joint. *Am J Sports Med* 2004;32:967-974.

Glaser, C et al. Functional anatomy of articular cartilage under compressive loading. Quantitative aspects of global, local and zonal reactions of the collagenous network with respect to the surface integrity. *Osteoarthritis and Cartilage* 2002 ; Volume 10, Issue 2.

Glenn, R. E., Jr., E. C. McCarty, et al. Comparison of fresh osteochondral autografts and allografts: a canine model. *Am J Sports Med*. 2006;34:1084-1093.

Grams A. Gelenknorpelmorphologie des Ellbogen- und Kniegelenks von Säugetieren unter dem Aspekt der evolutionären Anpassung. [Dissertation med.]: München:Medizinische Fakultät; 2007.

Grondalen, J. Arthrosis with special reference to the elbow joint of young rapidlygrowing dogs. I. A review of the literature. Nord Vet Med. 1979a;31:62-68.

Grondalen, J. Arthrosis with special reference to the elbow joint of young rapidly growing dogs. II. Occurrence, clinical and radiographical findings Nord Vet Med. 1979b;31:69-75.

Gudas, R., E. Stankevicius, et al. Osteochondral autologous transplantation versus microfracture for the treatment of articular cartilage defects in the knee joint in athletes. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2006;14:834-842.

Guettler, J. H., C. K. Demetropoulos, et al. Dynamic evaluation of contact pressure and the effects of graft harvest with subsequent lateral release at osteochondral donor sites in the knee. Arthrosc. 2005;21:715-720.

Gutbrod, F. und B. Langguth Zur Osteochondrose beim Bullterrier Kleintier Prax. 1987; 32 (3): 123-126

Guthrie S. Use of a radiographic scoring technique for the assessment of dogs with elbow osteochondrosis. J Small Anim Pract. 1989; 30: 639-644.

Guthrie S, Plummer JM, Vaughan LC , et al. Aetiopathogenesis of canine elbow osteochondrosis: A study of loose fragments removed at arthrotomy. 1992; Res Vet Sci. 52: 284-291

Haapala, J., J. Arokoski, et al. Incomplete restoration of immobilization induced softening of young beagle knee articular cartilage after 50-week remobilization. Int J Sports Med. 2000; 21: 76-81

Haklar, U., T. Tuzuner, et al. The effect of overlapping on the primary stability of osteochondral grafts in mosaicplasty. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2008;16:651-654.

Hale, H., Bae D. Treatment of Adolescent Osteochondritis Dissecans of the Capitulum: A systematic Review of the literature. The orthopaedic Journal of Harvard Medical Scho. 2010;12:99-105.

Hand, C. J., J. J. A. Lobo, et al. Osteochondral autograft resurfacing. Sports Med Arthrosc Rev. 2003;11:245–263.

Hangody, L., Z. Duska, et al. Autologous osteochondral mosaicplasty. Techniques in Knee Surg. 2002;1:13–22.

Hangody, L., J. Dobos et al. Clinical experiences with autologous osteochondral mosaicplasty in an athletic population: a 17-year prospective multicenter study. *Am J Sports Med.* 2010 Jun;38(6):1125-33.

Hangody, L., P. Feczko et al. Mosaicplasty for the treatment of articular defects of the knee and ankle. *Clin Orthop Relat Res.* 2001:S328-336.

Hangody, L. und P. Fules. Autologous osteochondral mosaicplasty for the treatment of full-thickness defects of weight-bearing joints: ten years of experimental and clinical experience. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85-A Suppl2:25-32.

Hangody, L., G. Kish, et al. Arthroscopic autogenous osteochondral mosaicplasty for the treatment of femoral condylar articular defects. A preliminary report. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1997a;5:262-267.

Hangody, L., G. Kish, et al. Mosaicplasty for the treatment of articular cartilage defects: application in clinical practice. *Orthopedics* 1998;21:751-756.

Hangody, L., G. K. Rathonyi, et al. Autologous osteochondral mosaicplasty. Surgical technique. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86-A Suppl 1:65-72.

Hangody, L., I. Udvarhelyi, et al. Autogenous osteochondral graft technique for replacing knee cartilage defects in dogs. *Orthop Int.* 1997b;5:175-181.

Hangody, L., G. Vasarhelyi, et al. Autologous osteochondral grafting technique and long-term results. *Injur.* 2008;39 Suppl 1:S32-39.

Hazewinkel H. A. W., Theyse L. F. H., Meij B. P. Non-surgical treatment of elbow dysplasia. *Proceedings of the 10th Annual ESVOT Congress, Munich, Germany, 2000.*

Hidas, P., Hangody L., et al. Mosaikplastik - Eine neue Alternative in der Behandlung der Osteochondritis dissecans des Capitulum humeri. *Arthroscop.* Volume 2002;15: 59-63.

Horas U, Pelinkovic D, et al. Autologous chondrocyte implantation and osteochondral cylinder transplantation in cartilage repair of the knee joint. A prospective, comparative trial. *J Bone Joint Surg.* 2003; 85:185-92.

Horst, C. Osteochondrosis dissecans beim Hund: Diagnose, Therapie und Prognose; eine retrospektive Untersuchung der Patienten der Klinik und Poliklinik für kleine Haustiere der Freien Universität Berlin in den Jahren 1993 bis 1998 [Dissertation med. vet.]. Berlin: Freie Universität Berlin; 2000a.

Horst, C. und L. Brunnberg. Osteochondrosis dissecans beim Hund. Therapieergebnisse einer retrospektiven Studie (1993-1998) unter Berücksichtigung des Patientenalters, der Lahmheitsdauer und der klinischen und radiologischen Befunde vor und nach der Operation. Kleintierprax. 2000b;8:573-591.

Hough, A., Banfield, W., et al. The osteochondral junction of mammalian joints. An ultrastructural and microanalytic study. Lab. Invest. 1974; 31:685-695.

Houlton, J. Osteochondrosis of the shoulder and elbow joints in dogs. J Small Anim Prac. 1984;25: 399–413.

Hunziker EB, Rosenberg L: Repair of partial-thickness defects in articular cartilage: Cell recruitment from the synovial membrane. J Bone Joint Surg. 78-A 1996;721-733.

Hunter W On the structure and diseases of articular cartilages. Philos Trans R Soc London Biol. 1943; 42: 514-521.

Hurtig, M., S. Pearce, et al. Arthroscopic mosaic arthroplasty in the equine third carpal bone. Vet Surg. 2001;30:228-239.

Hultkrantz, W. Über die Spaltrichtung der Gelenkknorpel. Verh. Anat. Ges. 1898; 12:248-256.

Imhoff A, Ottl G, Burkart A, Traub S: Autologous osteochondral transplantation on various joints. Orthopäd. 1999; 28: 33-44.

Imhoff A., Dr. P. Diehl, Dr. S. Vogt operative Therapie von umschriebenen Knorpeldefekten mit autologer Knorpel-Knochen transplantation. Medizinische orthopädische Tech. 2006; 04:1-5.

Iwasaki, N., H. Kato, et al. Autologous osteochondral mosaicplasty for osteochondritis dissecans of the elbow in teenage athletes. J Bone Joint Surg Am. 2009;91:2359-66.

Iwasaki, N., H. Kato, et al. Donor site evaluation after autologous osteochondral mosaicplasty for cartilaginous lesions of the elbow joint. Am J Sports Med. 2007;35:2096-2100.

Jakob R P, Franz T, et al. . Autologous osteochondral grafting in the knee: indication, results, and reflections. Clin Orthop. 2002; 401:170-84.

Jeffery, A. K., G. W. Blunn, et al. Three-dimensional collagen architecture in bovine articular cartilage. J Bone Joint Surg Br. 1991;73:795-801.

Jerosch, J., T. J. Filler, et al. The cartilage of the tibiofibular joint: a source for autologous osteochondral grafts without damaging weight-bearing joint surfaces. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2002;122:217-221.

Johnson, K. A. und G. D. Pettit Osteochondrosis in the hock joints in dogs. *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.* 1980;16:103-113.

Jubel, A., J. Andermahr, et al. Die Therapie von Gelenkknorpeldefekten. *Dtsch Med Wochenschr.* 2002;127:1904–1908.

Judet, H. Essai sur la greffe des tissus articulaires. *Comp Rend Acad Sci.* 1908;146:193-196, 600-603.

Jurvelin J, J. P. AROKOSKI, et al. Topographical variation of the elastic properties of articular cartilage in the canine knee. *J. Biomech.* 2000; 33:669-675.

Jurvelin, J., I. KIVIRANTA, et al. Effect of physical exercise on indentation stiffness of articular cartilage in the canine knee. *Int. J. Sports Med.* 1989; 7: 106-110.

Jurvelin, J, I. Kiviranta, et al. Indentation stiffness of young canine knee articular cartilage--influence of strenuous joint loading. *J Biomech.* 1990;23:1239-1246.

Kamalanathan, S. und N. D. Broom. The biomechanical ambiguity of the articular surface. *J Anat.* 1993;183 (Pt 3):567-578.

Karataglis, D. und D. J. Learmonth. Management of big osteochondral defects of the knee using osteochondral allografts with the MEGA-OATS technique. *Kn.* 2005;12:389-393.

Kempson, G. E., M. A. Freeman, et al. Tensile properties of articular cartilage. *Nat.* 1968;220:1127-1128.

King, K. B., C. F. Opel u. D. M. Rempel Cyclical articular joint loading leads to cartilage thinning and osteopontin production in anovel in vivo rabbit model of repetitive finger flexion. *Osteoarthritis Cartil.* 2005;13:971-978.

Kiviranta, I., J. Jurvelin, et al. Weight bearing controls glycosaminoglycan concentration and articular cartilage thickness in the knee joints of young beagle dogs. *Arthritis Rheum.* 1987;30: 801-809.

Kiviranta I, M. Tammi et al. Moderate running exercise augments glycosaminoglycans and thickness of articular cartilage in the knee joint of young beagle dogs. *J Orthop Res.* 1988; 6: 188-195.

Kiviranta I, M. Tammi et al Articular cartilage thickness and glycosaminoglycan distribution in the young canine knee joint after remobilization of the immobilized limb. *J Orthop Res.* 1994;12:161-167.

Konermann, A. Funktionelle Analyse der Knorpelstruktur des Talonavikulargelenkes. *Z Anat Entw Gesch.* 1971;133:1-36.

Krone, O. Osteochondrosis dissecans beim Hund: Darstellung von Defekten im Schulter, Ellbogen, Knie- und Sprunggelenk sowie am Kreuzbein mittels Computertomographie [Dissertation med. vet.]. Hannover: Tierärztliche Hochschule Hannover; 2002.

Kuroki, K., J. L. Cook, et al. Characterizing osteochondrosis in the dog: potential roles for matrix metalloproteinases and mechanical load in pathogenesis and disease progression. *Osteoarthritis Cartil.* 2005;13:225-234.

Kurrat, H. J. und W. Oberländer. The thickness of the cartilage in the hip joint. *J Anat.* 1978;126:145-155.

Kwak, S. D., P. M. Newton, et al. Cartilage thickness and contact area determination in the canine knee joint. In: 39th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Soc., 1993 February 15-18, 1993; San Francisco: S. 351.

Lafond, E., G. J. Breur et al. Breed susceptibility for developmental orthopedic diseases in dogs. *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.* 2002; 38: 467-477.

Lane, J. G., J. B. Massie, et al. Follow-up of osteochondral plug transfers in a goat model: a 6-month study. *Am J Sports Med.* 2004;32:1440-1450.

La Prade, R. F. und J. C. Botker. Donor-site morbidity after osteochondral autograft transfer procedures. *Arthrosc.* 2004;20:e69-73.

Lee, C. R., A. J. Grodzinsky, et al. Effects of harvest and selected cartilage repair procedures on the physical and biochemical properties of articular cartilage in the canine knee. *J Orthop Res.* 2000;18:790-799.

Leighton, R. L. Surgical treatment of osteochondritis dissecans of the canine stifle. *Vet Med Small Anim Clin.* 1981;76:1733-1736.

Leo, B. M., M. A. Turner, et al. Split-line pattern and histologic analysis of a human osteochondral plug graft. *Arthrosc.* 2004;20 Suppl 2:39-45.

- Levy, A. S. und S. W. Meier. Osteochondral autograft replacement. In: B. J. Cole und M. M. Malek, Hrsg. Articular Cartilage Lesions. New York: Springer-Verlag; 2004. S. 73-81.
- Li, G., O. Lopez, et al. Variability of a three-dimensional finite element model constructed using magnetic resonance images of a knee for joint contact stress analysis. *J Biomech Eng.* 2001;123:341-346.
- Li, G., S. E. Park, et al. The cartilage thickness distribution in the tibiofemoral joint and its correlation with cartilage-to-cartilage contact. *Clin Biomech. (Bristol, Avon)* 2005;20:736-744.
- Li, P., J. T. M. Cheung und W. Herzog Three-dimensional fibril-reinforced finite element model of articular cartilage. *Medical and Biological Engineering and Comp.* 2009;47:607-615.
- Liebich, H.-G. Funktionelle Histologie. 3. Auflage. Stuttgart: Schattauer; 1999.
- Madeira, M. C. et al. Split line patterns of the mandible following masseterectomy in adult and growing monkeys. *Am. J. Phys. Anthropol.* 1977; 47: 41-46.
- Maierl, J., R. Dickomeit, R. Böhmisch und H. Liebich Spaltlinien am Ellbogengelenk des Hundes. *Ann Anat.* 2001;183: 259.
- Maierl, J. Zur funktionellen Anatomie und Biomechanik des Ellbogengelenks (Articulatio cubiti) des Hundes (Canis familiaris). Habilitationsschrift, München 2003.
- Marlovits, S et al. Möglichkeiten zur chirurgischen Therapie von Knorpeldefekten Teil 1: Grundlagen der Knorpelbiologie und Heilung von Knorpeldefekten. *Acta Chir. Austri.* 2000;32:124-129.
- Maroudas Balance between swelling pressure and collagen tension in normal and degenerate cartilage *Nat.* 1976 ; 260: 808 - 809.
- Mason, T. A., R. und B. Lavelle Osteochondritis dissecans of the tibial tarsal bone in dogs. *J. Small Anim. Pract.* 1979;20:423-432.
- Matsusue, Y., T. Yamamuro, et al. Arthroscopic multiple osteochondral transplantation to the chondral defect in the knee associated with anterior cruciate ligament disruption. *Arthrosc.* 1993;9:318-321.
- Maus, U., S. Andereya, et al. How to store autologous bone graft perioperatively: an in vitro study. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2008;128:1007-1011.

- McKee, W. und J. Cook. The stifle. In: J. Houlton, J. Cook, J. Innes und S. Langley-Hobbs, Hrsg. BSAVA Manual of canine and feline musculoskeletal disorders. Gloucester, England: British Small Animal Veterinary Ass.; 2006. S. 350-395.
- Mc Dermott, A.G.P., F. Langer, et al. Fresh small-fragment osteochondral allografts: Long term follow-up study on first 100 cases. Clin. Orthop. 1985;197:96.
- McLaughlin, R., Jr. und J. K. Roush. A comparison of two surgical approaches to the scapulohumeral joint in dogs. Vet Surg. 1995;24:207-214.
- Meachim, G., D. Denham, et al. Collagen alignments and artificial splits at the surface of human articular cartilage. J Anat. 1974;118:101-118.
- Meachim, G. et al. Effects of age on the thickness of adult articular cartilage at the shoulder joint. Ann Rheum Dis. 1971; 30: 43-46.
- Meyer-Lindenberg, A., A. Langhann, et al. Arthrotomy versus arthroscopy in the treatment of the fragmented medial coronoid process of the ulna (FCP) in 421 dogs. Vet Comp Orthop Traumatol. 2003;16:204-210.
- Meyers, M. H., W. Akeson, et al. Resurfacing of the knee with fresh osteochondral allograft. J. of Bone and Joint Surg. 1989; 71:704-713.
- Milton, J. L. Osteochondritis dissecans in the dog. Vet Clin North Am Small Anim Pract. 1983;13:117-134.
- Miyamoto, W., S. Yamamoto, et al. Oblique osteochondral plugs transplantation technique for osteochondritis dissecans of the elbow joint. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2009;17:204-208.
- Mizrahi, J. et al. The "instantaneous" deformation of cartilage: effects of collagen fibre orientation and osmotic stress. Trans. Orth. Res. Soc. 1985; 204.
- Molzberger, H. et al. Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks. IV. Analyse der funktionellen Struktur der Tangentialfaserschicht des Hüftpfannenknorpels. Z. Anat. Entw. gesch. 1973;139: 283-306.
- Montgomery, D., R. A. Herderson, et al. Osteochondritis dissecans of the canine stifle. Comp Cont Educ Pract Vet. 1989;11:1199-1205.
- Morgan, J. P., A. Wind, et al. Hereditary bone and joint disease in the dog: osteochondrosis, hip dysplasia, elbow dysplasia. Hannover: Schlütersche; 2000.

- Mow, V. C., M. H. Holmes, et al. Fluid transport and mechanical properties of articular cartilage: a review. *J Biomech.* 1984;17:377-394.
- Muir, H. et al. The Distribution of collagen in human articular cartilage with some of its physiological implications. *J Bone Joint Surg Br.* 1970; 52-B (3): 554.
- Müller-Gerbl, M., E. Schulte, et al. The thickness of the calcified layer of articular cartilage: a function of the load supported? *J Anat.* 1987;154:103-111.
- Nakagawa, Y., T. Suzuki, et al. The effect of surface incongruity of grafted plugs in osteochondral grafting: a report of five cases. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007;15:591-596.
- Nakaji, N., H. Fujioka, et al. The structural properties of an osteochondral cylinder graft-recipient construct on autologous osteochondral transplantation. *Arthrosc.* 2006;22:422-427.
- Nelson, B. H., D. D. Anderson, et al. Effect of osteochondral defects on articular cartilage. Contact pressures studied in dog knees. *Acta Orthop Scand.* 1988;59:574-579.
- Newton, P.M. et al. The Effect of Lifelong Exercise on Canine Articular Cartilage *Am J Sports Med.* 1997; 25:282-287.
- O'Connor, P., Bland, A. und Gardner, D. L. Fine structure of artificial splits in femoral condylar cartilage of the rat: scanning electron microscopic study. *J. Path.* 1980; 132:169-179.
- Olivieri, M., E. Ciliberto, et al. Arthroscopic treatment of osteochondritis dissecans of the shoulder joint in 126 dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2007;20:65-69.
- Olsson, S. E. Lameness in the dog: A review of lesions causing osteoarthritis of the shoulder, elbow, hip, stifle and hock joint. *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.* 1976;1:363-379.
- Olsson, S. E. Pathophysiology, morphology, and clinical signs of osteochondrosis in the dog. In: M. J. Bojrab, Hrsg. *Disease mechanisms in small animal surgery.* 2. Auflage. Philadelphia: Lea & Febiger; 1993. S. 779-784.
- Olsson, S.E. Osteochondrosis in the dog *Current vet. Therapy* 1980; VI (SAP): 880-886.
- Olstad, K., B. Ytrehus, et al. Epiphyseal cartilage canal blood supply to the tarsus of foals and relationship to osteochondrosis. *Equine Vet J.* 2008;40:433-439.

Ovesen J., Olsen, B.S. et al. The clinical outcomes of mosaicplasty in the treatment of osteochondritis dissecans of the distal humeral capitellum of young athletes. *J of Shoulder and Elbow Surg.* 2011 Jan 3. Epub ahead of print.

Paatsama, S., P. Rokkanen et al. Etiological factors in osteochondritis dissecans. An experimental study into the etiological factors in osteochondritis dissecans in the canine humeral head using overloading with and without somatotropin and thyrotropin hormone treatment and mechanical trauma. *Acta Orthop. Scand.* 1975;46:906-918.

Panula, H. E., M. M. Hyttinen, et al. Articular cartilage superficial zone collagen birefringence reduced and cartilage thickness increased before surface fibrillation in experimental osteoarthritis. *Ann Rheum Dis.* 1998;57:237-245.

Paul J., B. Ottinger, et al. Sieben-Jahres-Ergebnisse nach Talus-OATS – klinische Scores, MRT und der Einfluss von Voroperationen , In: 25. Jahrestagung der GOTS Sportorthopädie-Sporttraumatolog. 2010;26:59.

Person, M. W. Arthroscopic treatment of osteochondritis dissecans in the canine shoulder. *Vet Surg.* 1989;18:175-189.

Petersen, W. und Tillmann, B. Collagenous fibril texture of the human knee joint menisci. *Anat. Embryol.* 1998; 197: 317-324.

Poole CA, Flint MH, Beaumont BW Chondrons in cartilage: Ultrastructural analysis of the pericellular microenvironment in adult human articular cartilage. *J. Orthop. Res.* 1987; 5: 191-197.

Poole CA Review. Articular cartilage chondrons: form, function and failure. *J. Anat.* 1997; 191: 1-13.

Pridie, K. H. A method of resurfacing osteoarthritic knee joints. *J Bone Joint Surg Br.* 1959;41:618-619.

Qiu, Y. S., B. F. Shahgaldi, et al. Observations of subchondral plate advancement during osteochondral repair: a histomorphometric and mechanical study in the rabbit femoral condyle. *Osteoarthritis Cartil.* 2003;11:810-820.

Reddy, S., D. I. Pedowitz, et al. The morbidity associated with osteochondral harvest from asymptomatic knees for the treatment of osteochondral lesions of the talus. *Am J Sports Med.* 2007;35:80-85.

Richardson, D. C. und J. Zentek. Nutrition and osteochondrosis. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 1998;28:115-135.

Riegert, S. Anatomische und biomechanische Untersuchungen am Kniegelenk (Articulatio genus) des Hundes (Canis familiaris) [Dissertation med. vet.].

München: Ludwig-Maximilians-Universität München; 2004.

Rosenblum, G. P., G. M. Robins et al. Osteochondritis dissecans of the tibio-tarsal joint in the dog. J. Small Anim. Pract. 1978;19:759-767.

Roth, V., V. C. Mow, et al. Biophysical and electromechanical properties of articular cartilage. New York: Williams and Wilkins; 1979.

Roth, V. und V.C. Mow The intrinsic tensile behavior of the matrix of bovine articular cartilage and its variation with age. J. Bone Joint Surg. 1980; 62 A: 1102-1118.

Rudert M, Wirth CJ: Cartilage regeneration and substitution Orthop. 1998; 27:309-21.

Rudd, R., J. Whitehair, et al. Results of management of osteochondritis dissecans of the humeral head in dogs: 44 cases (1982–1987). J Am Anim Hosp Assoc. 1990;26:173–178.

Sasazaki, Y., R. Shore, et al. Deformation and failure of cartilage in the tensile mode. J Anat. 2006;208:681-694.

Schön, M. : Orientierung der subchondralen Spaltlinien des menschlichen Ellbogen- und Kniegelenks. Ausdruck der Biegung und Zugbeanspruchung des subchondralen Knochens?, med. Dissertation München, 2000.

Schulz, K.S., Krotscheck U Canine elbow dysplasia, in Slatter: Textbook of Small Animal Surg. 3. Auflage Philadelphia, PA, Saunders, 1927-1952; 2003.

Shimada, K., et al. Reconstruction with an osteochondral autograft for advanced osteochondritis dissecans of the elbow. Clinical Orthopaedics and Related Res. 2005(435):140-147.

Simon, W.H. Scale effects in animal joints. Articular cartilage thickness and compressive stress Arth Rheum. 1970, 13: 244-255.

Simon, W. H., S. Friedenber, et al. Joint congruence. A correlation of joint congruence and thickness of articular cartilage in dogs. J Bone Joint Surg Am. 1973;55:1614-1620.

Simonian, P. T., P. S. Sussmann, et al. Contact pressures at osteochondral donor sites in the knee. Am J Sports Med. 1998;26:491-494.

Slater, M. R. und R. E. K. J.M. Scarlett, B.N. Bonnett. Breed, gender, and age as risk factors for canine osteochondrosis dissecans. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 1991;4:100-106.

Steadman, J. R. Microfracture technique for fullthickness chondral defects: technique and clinical results. *Operat Techn Orthop.* 1997;7:300-344.

Stockwell, R. A. und G. Meachim. The Chondrocytes. In: M. A. R. Freeman, Hrsg. *Adult articular cartilage.* Kent, U.K.: Pitman Medical; 1979. S. 69-144.

Sugimoto, K., Y. Takakura, et al. Cartilage thickness of the talar dome. *Arthrosc.* 2005;21:401-404.

Takahara, M., N. Mura, et al. Classification, treatment, and outcome of osteochondritis dissecans of the humeral capitellum. Surgical technique. *J Bone Joint Surg Am.* 2008;90:47-62.

Teixeira, L. A., M.C. Madeira et al. Split line patterns in the mandible after transposition of the insertion of the masseter muscle in the adult rabbit. *Rev. Faculdade Odontol. Lins.* 1989; 2: 10-14.

Terukina, M., H. Fujioka, et al. Analysis of the thickness and curvature of articular cartilage of the femoral condyle. *Arthrosc.* 2003;19:969-973.

Thaunat, M., S. Couchon, et al. Cartilage thickness matching of selected donor and recipient sites for osteochondral autografting of the medial femoral condyle. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007;15:381-386.

Tibesku, C. O., T. Szuwart, et al. Hyaline cartilage degenerates after autologous osteochondral transplantation. *J Orthop Res.* 2004;22:1210-1214.

Tillmann, B. Funktionelle Morphologie und Beanspruchung der Gelenke. *Verh Anat Ges.* 1978;72:47-63.

Torzilli PA, Arduino JM, Gregory JD et al.: „Effect of proteoglycan removal on solute mobility in articular cartilage“ *J Biomech.* 1997; 30(9) p895-902.

Ueblacker, P., A. Burkart und A.B. Imhoff Retrograde cartilage transplantation on the proximal and distal tibia. *journal of arthroscopic and related surg.* 2004;20:73-8.

van Bree, H. J. und B. Van Ryssen. Diagnostic and surgical arthroscopy in osteochondrosis lesions. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 1998;28:161-189.

van Bree H., Van Ryssen B. Diagnostic and surgical arthroscopy of the canine elbow. Proceedings of the 7th Annual Meeting of the International Elbow Working Group, Constance, Germany, 1995.

van Ryssen, B., H. van Bree, et al. Successful arthroscopic treatment of shoulder osteochondrosis in the dog. *J Small Anim Pract.* 1993;34:521-528.

Vogt, S., Eckstein, F., Schön, M. und Putz, R. Vorzugsrichtungen der Kollagenfibrillen im subchondralen Knochen des Hüft- und Schultergelenkes. *Ann. Anat.* 1999; 181: 181-189.

Vogt, S. 10-Jahres-Ergebnisse nach osteochondraler Transplantation am Ellenbogen Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie. 75. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie, 97. Tagung der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie, 52. Tagung des Berufsverbandes der Fachärzte für Orthopädie. Berlin, 25.-28.10.2011.

von Rechenberg, B., M. K. Akens, et al. Changes in subchondral bone in cartilageresurfacing-an experimental study in sheep using different types of osteochondral grafts. *Osteoarthritis Cartil.* 2003;11:265-277.

Wagner, H. Surgical treatment of osteochondritis dissecans, a cause of arthritis defomans of the knee. *Rev. Chir Orthop. Reparatrice Appar. Mot.* 1964;50:335-352.

Waitz, M., H. Bade, et al. Articular cartilage of the trochlea tali and the femoral condyles – properties for mosaic-plastic. *FussSprungg.* 2004;2:96–100.

Wilson, W., C. van Burken, et al. Causes of mechanically induced collagen damage in articular cartilage. *J Orthop Res.* 2006;24:220-228.

Woo, S. L., W. H. Akeson, et al. Measurements of nonhomogeneous, directional mechanical properties of articular cartilage in tension. *J Biomech.* 1976;9:785-791.

Yamamoto, Y., Y. Ishibashi, et al. Osteochondral autograft transplantation for osteochondritis dissecans of the elbow in juvenile baseball players: minimum 2-year follow-up. *Am J Sports Med.* 2006;34:714-720.

Ytrehus, B., C. S. Carlson, et al. Etiology and pathogenesis of osteochondrosis. *Vet Pathol.* 2007;44:429-448.

Ytrehus, B., S. Ekman, et al. Focal changes in blood supply during normal epiphyseal growth are central in the pathogenesis of osteochondrosis in pigs. *Bon.* 2004;35:1294-1306.

Danksagung

Bei Herrn Prof. Dr. Gerhard Oechtering möchte ich mich an erster Stelle für die Möglichkeit diese Dissertation durchführen zu können und die freundliche Aufnahme in die Klinik für Kleintiere der Universität Leipzig bedanken.

Für die Überlassung des Themas und die fachliche Unterstützung bei der Anfertigung der Arbeit, möchte ich mich bei Frau Prof. Vera Grevel und Herrn Prof. Dr. Peter Böttcher bedanken.

Zudem danke ich Herrn Prof Dr. Peter Böttcher als direkten Betreuer meiner Arbeit für die wertvollen Ratschläge und fortwährende Hilfsbereitschaft.

Sehr bedanken möchte ich mich bei den Mitarbeiterinnen und Mitarbeiter der Klinik für Kleintiere der Universität Leipzig, insbesondere der chirurgischen Abteilung, für die gute Zusammenarbeit.

Bedanken möchte ich mich bei Lisa für ihre Unterstützung, Hilfe, Geduld und das unermüdliche Korrekturlesen.

Schließlich möchte ich mich herzlich bei meinen Eltern bedanken, die mich jederzeit uneingeschränkt unterstützen und mir diese Ausbildung ermöglicht haben.

