

2.4. Grundlagen der Sonographie

2.4.1. Allgemeine Technik

2.4.1.1 Definitionen

Charakteristika der Sonographie

Die Diagnostik per Ultraschall beruht auf dem Reflexionsprinzip und Auslotung akustischer Grenzflächen. Akustische Energie wird mit einer Frequenz oberhalb von 20.000 Hertz in ein Medium gesendet. Wo sie auf ein Hindernis trifft, entsteht ein Echo, das reflektiert wird und am Ausgangsort empfangen u. bewertet werden kann (GLADISCH 1993). Die Ultraschallwellen sind longitudinale Wellen. In der diagnostischen Bildgebung wird gepulster Ultraschall eingesetzt (Puls-Echo Verfahren). Die Fähigkeit der in der Sonographie eingesetzten Schallköpfe, Ultraschall sowohl auszusenden als auch zu empfangen, beruht auf dem piezoelektrischen Effekt.

Bestimmte polar gebaute Keramik kristalle aus Bariumtitanat oder Bleititanatzirconat reagieren auf Anlegen einer Spannungsdifferenz eines Wechsellspannungspotentials, indem elektrische in mechanische, d.h. akustische Energie umgewandelt wird (GLADISCH 1993). Dabei handelt es sich um die **Emission** oder **Resonanz**, die Kristalle arbeiten als **Sender** bzw. Schallquelle.

Der gegenteilige Effekt, die Transformation einer mechanischen Energie (Druckwellen der Echos) durch Vibration in elektrische Signale, entspricht der **Rezeption**. Die Kristalle sind jetzt **Empfänger**, d.h. die durch Echos entstehenden Druckwellen erzeugen durch mechanische Verformung Ladungsverschiebungen in Form elektrischer Spannung.

Ein solcher Kristall verhält sich als Ultraschallwandler oder **Transducer**, der auch als Applikator bezeichnet wird (GLADISCH 1993). Die Frequenz der Vibration wird von der Dicke des Transducers bestimmt, je dünner dieser ist, desto höher ist die Frequenz (DENOIX 1991).

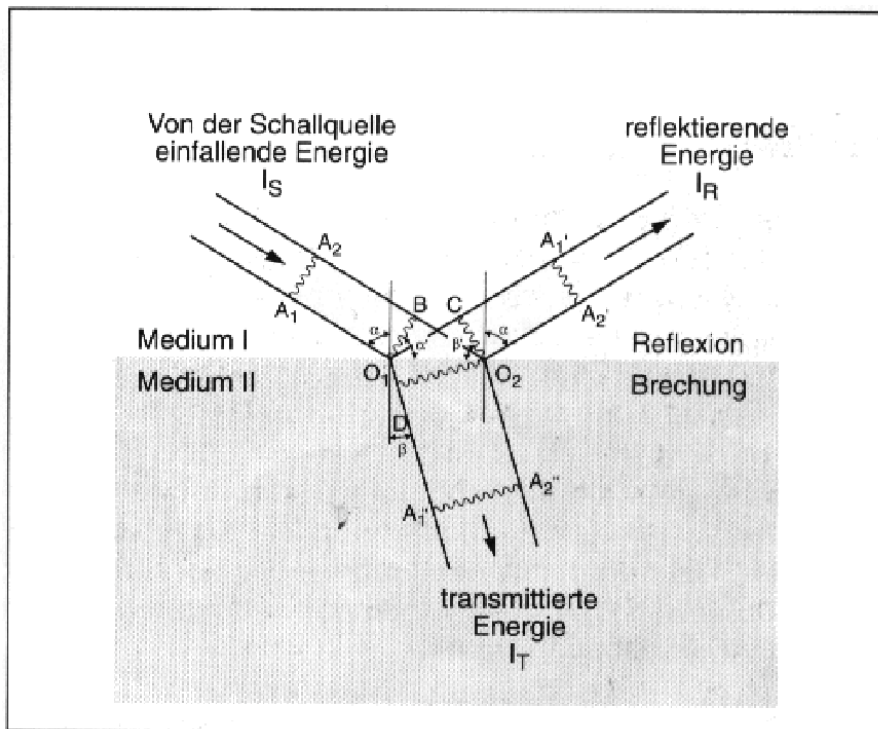
Um die Vibration der Kristalle auszulösen, wird ein elektrischer Impuls hoher Spannung (mehrere Hundert Volt (DENOIX 1991)) und kurzer Dauer benötigt (1 bis 2 Mikrosekunden), der von einem weiteren konstitutiven Element des

Ultraschallgerätes, dem **Stimulator**, erzeugt wird. Dieser Stimulus ist spezifisch für die Frequenz der Vibration des Transducers (DENOIX 1991). Das Verhältnis von Impulsdauer zu Impulsintervall wird als Tastverhältnis bezeichnet und liegt im Bereich von 1:1000 (GLADISCH 1993). In der Zeit zwischen zwei Impulsen erfolgt der Empfang der Echos.

Eigenschaften der Umgebung:

Ausbreitungsgeschwindigkeit

Im Gegensatz zur Geschwindigkeit des Schalls entspricht die **Geschwindigkeit der Propagation** (v in Meter pro Sekunde) der Geschwindigkeit der Transmission der Energie durch ein gegebenes Medium, z.B. Gewebe, genauer seiner **Dichte** und **Kompressibilität** (GLADISCH 1993). Jedenfalls übertragen Flüssigkeiten Ultraschall in ähnlicher Geschwindigkeit, so dass Schallwellen sich bedingt durch den hohen Wassergehalt in biologischen Geweben auf eine sehr ähnliche Art der Transmission unterziehen. Lediglich in Fett ist die Ausbreitungsgeschwindigkeit schwächer als im Mittel der Weichteilgewebe. Generelle Regel ist, dass dichteres (oder weniger kompressibles) Gewebe schneller durchquert wird als ein weniger dichtes. Die mittlere Geschwindigkeit in Geweben beträgt 1540 m/s. Bereits 1% Unterschied in der Schalleitungsgeschwindigkeit führen zu einer verwertbaren Reflexion. Bei einem niedrigeren Unterschied wirken die Gewebe akustisch homogen und sind nicht mehr unterscheidbar (HARLAND et SATTLER 1991).



Aus : GLADISCH (1993)

Abb. 8: Reflexion und Brechung einer schräg auf eine Grenzfläche auftreffenden Wellenfront

Akustische Impedanz (spezifischer Schallwiderstand)

Sie ist der Widerstand, den das Gewebe der Transmission des Schalls entgegensetzt (DENOIX 1991). Der **akustische Widerstand** ist definiert als das **Produkt** der **Dichte ρ** und der Geschwindigkeit der **Propagation v** und gehört zu den akustischen Eigenschaften eines Mediums. Ist die Propagation zweier aneinandergrenzender Gewebe unterschiedlich, so unterscheidet sich also auch deren Impedanz. Diese Impedanzdifferenzen führen wiederum zur Schallreflexion an den akustischen Grenzflächen (Abb. 8). Je höher der Impedanzsprung, desto höher der Anteil reflektierter Sendeenergie, der im Weichteilgewebe weniger als 1% ausmacht (GLADISCH 1993). Die Summe aller Grenzflächen bildet die akustische Kontur eines Gewebes.

2.4.1.2 Praktische Anwendung

Das Verhalten des Schalls gegenüber Hindernissen entspricht dem des Lichts. Knochen, der die Schallwellen vollständig reflektiert, bildet ein undurchdringliches Hindernis. Partiell durchlässige Hindernisse erlauben es, Echos tiefer liegender Strukturen zu empfangen.

Im Idealfall trifft die Schallwelle eine Grenzfläche senkrecht. Dann ist die reflektierte Energie, die als Informationsträger zum Bildaufbau genutzt wird, maximal (DENOIX 1991).

Das Phänomen der **Brechung** kommt zum Tragen, wenn die Wellenfront schräg auf eine Fläche auftrifft. Dem Einfallswinkel entspricht der der Reflexion, was bedeutet, dass der spiegelnd reflektierte Anteil der Sendeenergie für die Diagnostik verloren geht (und die schlechte Qualität der lateralen Bildflächen bedingt). Daraus folgt ferner eine echoarme Darstellung von Geweben in schräger Projektion, wenn ein Teil des Schalls in das zweite Medium abgelenkt wird (GLADISCH 1993).

Streuung kommt, bedingt durch ihre Unebenheit, an fast allen natürlichen Grenzflächen vor. Die Streuung nimmt mit steigender Frequenz zu, kann aber eher vernachlässigt werden (HARLAND et SATTLER 1991).

Bei der Untersuchung von Sehnen und Faszien ist das **Phänomen der Reflexumkehr**, das durch die im Verhältnis zur Wellenlänge relativ glatte Oberfläche dieser Gewebearten entsteht, für deren Untersuchung bedeutsam. In Sehnen existiert regulär eine streng geometrische Ausrichtung der kollagenen Fasern; die Anordnung der Einzelelemente ist in gespanntem Zustand nahezu parallel. Nach dem Reflexionsgesetz wird der reflektierte Teil einer auftreffenden Welle entsprechend dem Einfallswinkel abgelenkt (HERRING et BJORNTON 1985). Wird eine angespannte Sehne mit einem Linearschallkopf in Längsrichtung senkrecht geschallt, so erscheint sie homogen und echoreich. Wird der Schallkopf um ca. 20% gegen den Längsverlauf der Sehne gekippt, so wirkt die Sehne nahezu echofrei. Wird die gleiche Sehne mit einem Sektorschallkopf angeschallt, so erscheint sie in einem schmalen Bereich echodicht, während benachbarte Bereiche hypo- bis anechogen wirken, weil die Schallwellen schräg auftreffen. Gleiches gilt für eine in

Querrichtung angeschallte Sehne. Anders verhält es sich bei nicht angespannten Sehnen (DENOIX 1991). Bei Echogenitätsänderungen kann es schwierig sein, zwischen physikalisch geänderten Reflexionsverhältnissen und strukturellen Echogenitätsänderungen zu unterscheiden. Wird ein Sektorschallkopf auf einer geradlinig verlaufenden Sehne in ihrer Längsrichtung bewegt, entsteht der Eindruck einer wandernden Reflexion (HARLAND et SATTLER 1991).

Generell ist die Interpretation einzelner Bildpunkte nicht möglich, da nicht sicher ist, auf welche physikalische Gesetzmäßigkeit sie sich zurückführen lassen (HERRING et BJORNTON 1985; DIK et VAN DEN BELT 1991).

Penetration von Gewebe

Die Ausbreitungsgeschwindigkeit des Schallstrahls ist von der Sonde selbst abhängig. Die Energie des Ultraschalls lässt in dem Maße nach, wie er sich von der emittierenden Sonde entfernt. Diese Erscheinung wird als **Dämpfung** bezeichnet. Um tiefer liegende Gewebe mit der gleichen Impedanz so darstellen zu können, wie die höher befindlichen, verfügen die Geräte über die **Tiefenausgleichsregelung (time/depth gain compensation, also TGC oder weniger geläufig, DGC)**. Die Dämpfung begrenzt die **Eindringtiefe** in ein Gewebe durch Ultraschall. Ultraschall **niedriger Frequenz** erlaubt eine **tiefer Exploration**, aber **schlechterer Auflösung** als der höherer Frequenz. Diese beiden gegenteiligen Effekte erfordern einen **Kompromiss aus Eindringtiefe und Resolution**, um die bestmögliche Auflösung zu erhalten (DENOIX 1991; HARLAND et SATTLER 1991).

Nenn- und Nebenfrequenzen

Die Klarheit des echographischen Bildes hängt vom genutzten Material einerseits und andererseits von der Frequenz ab. Einschränkend bemerkt werden muss, dass ein Sendekristall keine exakt definierte Frequenz hat, sondern eine **Nennfrequenz**, die er am stärksten abstrahlt und eine Anzahl von **Nebenfrequenzen** schwächerer Intensität, die die **Bandbreite eines Sendesignals** beschreiben. Ist diese groß, ermöglicht das einen möglichst kurzen Sendeimpuls, der entscheidend für die axiale Auflösung ist, die Bandbreite ist höher bei hochfrequenten Schallköpfen (GLADISCH 1993). Die Bandbreite ermöglicht (abhängig von Selektion/Regulation) das Arbeiten einer Sonde mit multiplen Frequenzen (RANTANEN 1995a).

Axiale und laterale Auflösung

Axiale Auflösung

Entlang der Achse des einfallenden Strahles können zwei Objekte nur differenziert werden, wenn sie, in Abhängigkeit von Frequenz und Länge des Schallimpulses, eine größere Entfernung als das Zweifache der Wellenlänge aufweisen. Die axiale Auflösung wird von der Impulsdauer beeinflusst und nimmt mit steigender Frequenz zu (HARLAND et SATTLER 1991).

Laterale Auflösung

Transversal der Schallachse, d.h. die seitliche bzw. **laterale Auflösung**, wird bestimmt vom Durchmesser des dreidimensionalen Schallstrahls, der die Feinheit der optischen Trennbarkeit zweier Punkte bestimmt. Sie werden als ein Bildpunkt dargestellt, sofern sie nicht von zwei unterschiedlichen Schallwellen eines Schallstrahls („Schallkeulen“) erreicht werden. Bei guten Geräten liegt die laterale **Auflösung**, auch **Diskriminierbarkeit** genannt, in Korrelation zur Schallstrahldicke zwischen 1 und 1,5 mm (FRITSCH 1993).

Partikel, die einen kleineren Durchmesser als der Schallstrahl aufweisen, beeinflussen die Qualität des Bildes. Sie verursachen Echos, die unabhängig vom Einfallswinkel des Ultraschalls sind. Diese **multidirektionelle Streuung** stört die Darstellung der Textur von Parenchymen, besonders bei tangentieller oder schräger Projektion.

2.4.1.3 Ultraschallzubehör

Das Ultraschallgerät setzt sich aus der Sonde (als **Transducer** bzw. **Applikator**) und einem Oszilloskop zur Messung der Laufzeit vom Sender zum Empfänger zusammen. Jede Sonde besitzt eine fokale Zone, die ihr eigen ist und durch verschiedene, nachfolgend beschriebene Methoden erhalten wird. Der Applikator wird so plaziert, dass die zu untersuchenden Strukturen in dieser Zone liegen.

2.4.1.4 Repräsentation der Echos im Real-Time-Motion Verfahren

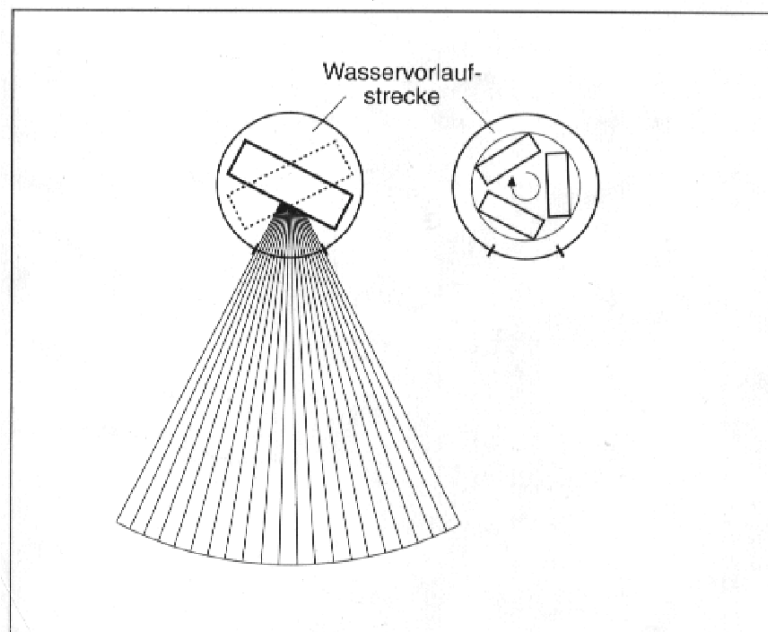
Die wichtigste Methode für die Darstellung anatomischer Strukturen ist gegenwärtig das **Real-Time-Motion** oder **Echtzeit-Verfahren**. Das Bild einer bestimmten Schnittebene stellt sich zweidimensional dar, wenn dies auch nicht der Geometrie des Schallstrahls entspricht. Die erhaltenen Abbildungen sind charakterisiert durch einen ständigen Bildaufbau mit hoher Bildfolgefrequenz. Einzelbilder können vom Auge des Betrachters nicht mehr wahr genommen werden, wenn ihre Anzahl 18 Einzelbilder pro Sekunde übersteigt (GLADISCH 1993). Neben der Beobachtung eigenständiger oder induzierter Bewegungen erlaubt dieses Verfahren das kontinuierliche Durchmustern einer Region (GLADISCH 1993).

2.4.1.5 Sonden

Die Bildgeometrie ist abhängig vom Funktionsmechanismus der Sonde. Grundsätzlich lassen sich folgende Sondentypen unterscheiden:

Mechanischer Sektorscanner

Beim **mechanischen Sektorscanner** (Abb.9) handelt es sich prinzipiell um einen Sondentyp, dessen Kristalle entweder um eine Achse rotieren oder auf einem sich drehenden Rad lokalisiert sind. Dabei entstehen sektorielle, d.h. trianguläre Bilder. (CARNIEL 1987). Notwendiger Bestandteil ist eine Wasservorlaufstrecke, ohne die eine Ankopplung nicht möglich wäre. Sie kann Ursache für störende Mehrfachechos sein, auch muss man berücksichtigen, dass der Zeilenabstand in die Tiefe abnimmt und sich dadurch die laterale Auflösung verschlechtert. **Annular-Arrays** als Verbesserung beinhalten als akustisches Element eine Kristallscheibe mit konzentrisch ringförmig angeordneten Kristallringen. Damit ist trotz mechanischen Prinzips über eine Ansteuerungselektronik eine dynamische geometrische Fokussierung gegeben. Im Fern- und vor allem Nahbereich wird dadurch eine bessere Auflösung erreicht (GLADISCH 1993).



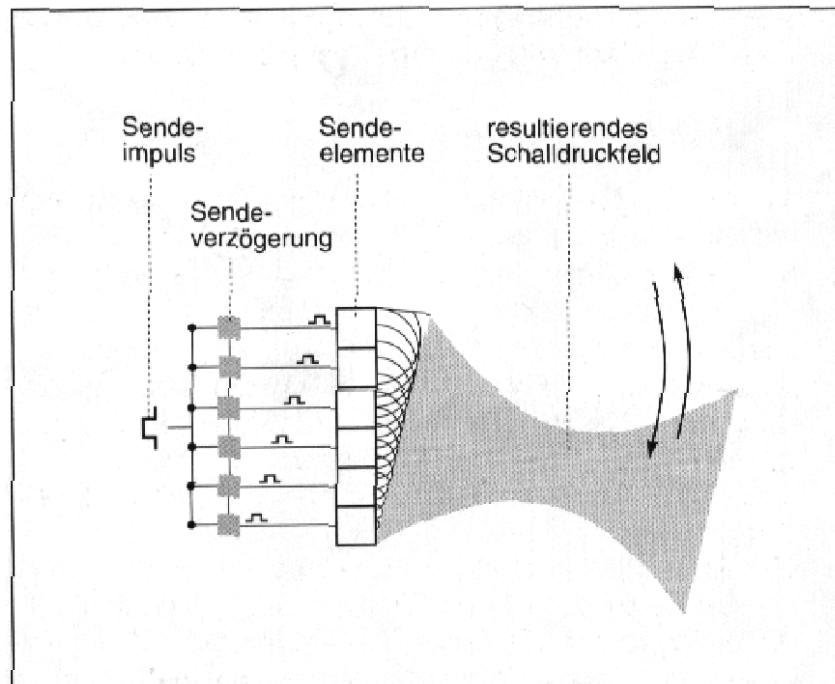
Aus: GLADISCH (1993)

Abb. 9: Schema eines mechanischen Sektorscanners

Elektronischer Sektorscanner

Elektronisch erzeugte sektorielle Bilder entstehen durch die aufeinanderfolgende elektrische Aktivierung weniger Kristalle (Abb. 10). Die Sendepulse der Kristalle sind untereinander phasenweise geregelt, daher auch die Bezeichnung **Phased-Array**. Es entstehen Wellenfronten.

Die Variation der verzögerten Rücklaufzeiten der Echos ist möglich, erlaubt eine Fokussierung entsprechend einer akustischen Linse (GLADISCH 1993; HARLAND et SATTLER 1991). Die empfangenen Bilder sind triangulär mit einem Ursprungswinkel von rund 90°. Um durch Interferenz von Nebenfrequenzen entstehende Verluste in der Visualisierung des Nahfeldes auszugleichen, ist **Interpositionsmaterial** zur Überbrückung (s.u.) erforderlich, wie es z.B. in Form von speziellen schalldurchlässigen Polster („Pads“) gegeben ist. Falls es nicht einbezogen wird, weist das Bild einen schwarze konusförmige Zone in den ersten Zentimetern auf, die die Darstellung oberflächlicher Strukturen verhindert (GLADISCH 1993).



Aus: GLADISCH (1993)

Abb. 10: Schema eines elektronischen Sektorscanners

Elektronischer Linearscanner

Das Funktionsprinzip des elektronischen Parallelschanners beruht auf zahlreichen Kristallen geringfügigen Ausmaßes, welche iterativ, d.h. seriell verzögert, gruppenweise stimuliert werden (GLADISCH 1993). Die entstehenden Bilder sind rechtwinklig. Diese Form wird als **Multiscan** oder **Barrette** bezeichnet, die Anordnung der Kristalle entspricht einem **Linear-Array**. Dieser Sondentyp kann eine bisweilen hinderliche Länge zwischen 5 und 15 Zentimetern aufweisen, die Schwierigkeiten verursacht, weil in der Sonographie ein guter Kontakt zwischen Sonde und Haut erforderlich ist, insbesondere bei transversalen Schnitten der Gliedmaßen, wenn die zu untersuchenden anatomischen Elemente klein oder abgerundet sind.

2.4.1.6 Bedienungselemente

Die Bedienungselemente setzen sich aus der Konsole, dem Generator, dem Verstärker und einem numerischen Konverter (Gerät zur bildlichen Darstellung der Echos gemäß ihrer Intensität und ihres räumlichen Ursprungs) sowie einem System zum Tiefenausgleich zusammen (DENOIX 1991; GLADISCH 1993).

2.4.1.7 Faktoren, die die Qualität des Bildes beeinflussen

Vorlaufstrecke und Interpositionsmaterial

Ein Polster (Pad) schalldurchlässigen Materials, z.B. Silikon, dient dazu, Strukturen durch Reduktion der Vorlaufstrecke in die optimale Fokalisationszone zu bringen und/oder einen besseren Kontakt zwischen Haut und Sonde zu erzielen. Den gleichen Zweck erfüllt z.B. im mechanischen Sektorscanner integriertes Wasser (GLADISCH 1993) und das **Übertragungsgel (Transsonargel)**.

Parameter im Prä- und Postprocessing

Die Regulierung der **Größe des Bildes** ermöglicht, einen strikten Rahmen festzulegen, in dem die untersuchten Strukturen eine gute Auflösung aufweisen (ASCHENBRENNER 1996; DENOIX 1991). Durch die Veränderung des **Kontrasts** kann die Auswertung eines Bildes zudem verbessert werden. Durch diese Art Regelmechanismen werden die Bilder jedoch idealisiert, es besteht die Gefahr, dass Artefakte oder Verfälschungen entstehen.

Dokumentation

Die bildliche Dokumentation erfolgt für die Befundung und retrospektive Beurteilung. Die Aufzeichnung während der Untersuchung ist mittels eines Videorecorders möglich (DENOIX et al. 1990, DENOIX et al. 1994a). Aufnahmen optimaler Schallkopfeinstellungen des sonographischen Standbilds (Freeze-Funktion) können als Sofortkopien mit einem angeschlossenen Videoprinter angefertigt werden. Dies gilt entsprechend für die Längen- und Flächenbestimmung sonographischer Strukturen, die unmittelbar am Ultraschallstandbild erstellt werden können. Im Gerät integriert ist eine Messfunktion (Calipersystem). GÖRITZ (1996) verweist auf die Möglichkeit, zur Anfertigung von Präsentationsbildern, Einzelbildern oder Bildfolgesequenzen die Videobänder computergestützt zu digitalisieren und auf einen Film zu übertragen. Generell ist festzustellen, dass sowohl Standbild als auch bildliche Dokumentation zu einem Qualitätsverlust führen.

2.4.1.8 Beurteilungskriterien der sonographischen Abbildungen

Ausdehnung (Größe und Form)

Auf jeden Fall sollte der Untersucher Referenzwerte über die Größe anatomischer Strukturen berücksichtigen, z.B. bietet der Vergleich kontralateraler Gliedmaßen oder der abaxialen und axialen Seiten einer Gliedmaße die Möglichkeit, die erhaltenen Informationen zu ergänzen und miteinander in Bezug zu setzen.

Echogenität

Die Echogenität ist das spezifischste Kriterium. Die normale Echogenität ändert sich in Abhängigkeit von dem betroffenen Element und der Schnittebene. Bestimmte Untersuchungen erlauben, sonographische Befunde mit anatomischen und histologischen Gegebenheiten zu korrelieren (DENOIX 1986). So erklärt sich eine Hypoechogenität verletzter Gewebe über eine weniger gute Auflösung, denn die Distanz akustischer Grenzflächen anormaler Gewebe liegt unterhalb der Wellenlänge des Ultraschalls (DENOIX 1991; DENOIX 1995). Allgemein unterscheidet man vier Qualitäten der Echogenität: **Anechogene** Strukturen erscheinen auf dem Bildschirm schwarz, sie sind echofrei resp. echolos (HARLAND et SATTLER 1991). Gewebe reduzierter Dichte oder Intensität sind **hypoechogen** (echoarm) und stellen sich in einem dunklen Grau dar. **Echogene** Strukturen zeugen von gemäßigter Dichte und Intensität eines Gewebes. Sie erscheinen hellgrau. Übermäßig stark reflektierende

Gewebe bewirken eine **Hyperechogenität** (mit oder ohne Schallschatten) und stellen sich weiß oder weißgrau dar.

Architektur

Die **Architektur** des untersuchten Gewebes dient beispielsweise der Überprüfung des Faserverlaufs von Bändern und Sehnen. Normalerweise sollte dieser gleichmäßig linear (homogen) oder spiralgig (heterogen) sein. Dagegen ist eine unregelmäßige heterogene Darstellung Zeichen einer Desorganisation des Faserverlaufs und kann in einem gesunden Gewebe nicht gefunden werden (DENOIX et AZEVEDO 1991; DENOIX 1995).

2.4.1.9 Artefakte

Unter einem Artefakt (Kunstprodukt) versteht man eine Alteration des sonographischen Bildes, die nicht der realen Repräsentation der untersuchten Strukturen am Tier entspricht; man erhält eine Fehlinformation. Die Kenntnis von Artefakten ist von elementarer Bedeutung, wenn man Fehlbeurteilungen ausschließen will. Vermeid- und erkennbar sind sie zudem, wenn verschiedene Ansichten einer Struktur verwendet werden (HARLAND et SATTLER 1991).

Artifizielle hyperechogene Bilder anatomischen Ursprungs

- entstehen durch **dorsale Schallverstärkung**. Verglichen mit umliegenden Geweben gleicher Tiefe sind Echos von Strukturen unterhalb eines flüssigkeitsgefüllten Hohlraums verstärkt (HARLAND et SATTLER 1991). Angesichts eines hohen Impedanzunterschieds, wie z.B. unter einer anechogenen Zyste oder einem Erguss, weist das darunter liegende Parenchym virtuell eine erhöhte Echogenität auf. Auf dem Bildschirm erscheint also im Vergleich zu benachbartem Gewebe gleicher Qualität eine lokalisierte Hyperechogenität.

- **Nebenkeuleneffekte** entstehen an Stellen, wo stark reflexgebende Strukturen innerhalb oder neben einem echofreien Raum abgebildet werden. Ein Draht innerhalb eines Wasserbades wird nicht nur als kräftiger, runder Reflex abgebildet, sondern zeigt seitlich auslaufende, bogenförmige „**Bogenartefakte**“ (Nebenkeuleneffekte) auf.

Ein **Schichtdickenartefakt** liegt vor, wenn Binde- oder Fettgewebe neben einer echoleeren Zyste liegen. Kleine, feine, randständige Bildpunkte können einen Zysteninhalt vortäuschen (HARLAND et SATTLER 1991). Falls innerhalb einer Schallkeule solides Gewebe und Flüssigkeit im gleichen Abstand abgebildet werden müssen, wird ein Mittelwert der empfangenen Signale als **Pseudo-Sludge** dargestellt (GLADISCH 1993).

Artifizielle hyperechogene Bilder technischen Ursprungs

- **Interferenz** erklärt sich durch schlechte Regulierung des Ultraschallgerätes oder bei simultanem Gebrauch anderer Apparate (CARNIEL 1987).

- unter **Reverberation** versteht man ein zwiebelähnliches Erscheinungsbild, das dadurch entsteht, dass Schallwellen zwischen und einer reflektierenden Oberfläche (Knochen, Gas), nahe der Sonde (Haut) oder zwischen zwei oder mehreren stark reflektierenden parallelen Grenzflächen hin- und herlaufen. Es entstehen durch Wiederholung zunehmend abgeschwächte Echoimpulse (HARLAND et SATTLER 1991). Hyperechogene Schatten reproduzieren sich mehrfach in die Tiefe des Bildes.

- **Verstärkerrauschen**: Die Time-Gain-Compensation dient im Normalfall der Herabsetzung zu hoher Intensitäten oberflächlicher Echos, oder Verstärkung der Echos, die aus der Tiefe kommen. Ist die Intensität zu hoch, zeigen sich auf dem Monitor vor allem im Schallschatten des Knochen Spontanechos oder schneeähnliche Erscheinungen im unteren Monitorbereich. Eine zu niedrige Einstellung bedingt folglich hypoechogene Effekte (s.u.) (GLADISCH 1993).

Artifizielle hypoechogene Bilder anatomischen Ursprungs

- **Schallschatten (Schattenkonus)** (CARNIEL 1987; RANTANEN 1993 und 1995a) findet man unterhalb einer Zone totaler Reflexion, z.B. hinter Gas oder Knochen. Es bezeichnet die sich hinter einem echoreichen Reflexsaum befindliche Zone der Schallauslöschung (NEUBERTH 1993). Dieses Phänomen kann bei sehr dichtem oder Narbengewebe beobachtet werden (HARLAND et SATTLER 1991; RANTANEN 1993).

- **Tangentialphänomene:** Der Rand sphärischer oder runder Formationen (Gefäße, Zysten) verursacht durch eine zusätzliche Ablenkung der Schallwellen Brechung oder Tangentialphänomene. Dieses Phänomen kann allerdings auch mit einer Kalzifikation umliegenden Gewebes verwechselt werden (RANTANEN 1995a).

- **Kurvenverlauf:** Verlaufen Sehnen und Bänder nicht senkrecht zur Schallachse, erscheinen sie echoärmer (beispielsweise *Ligamentum collaterale* des Hufgelenks) (DENOIX 1995).

Artifizielle hypoechogene Bilder technischen Ursprungs

- **schlechte Schallrichtung** entsteht, wenn die nicht senkrecht zur untersuchenden Struktur platziert ist, werden die Grenzflächen nicht so getroffen, dass ein Maximum des Schalls reflektiert wird (DENOIX 1994b). Die Region wirkt hypoechogen und durch die fehlenden Echos erscheinen die Konturen der Organe verschwommen (CARNIEL 1987).

- **fehlerhafter Kontakt, Ankopplungsfehler** entstehen durch bestimmte abgerundete Strukturelemente. Diese verursachen u. U. hypoechogene Abbildungen, da der Kontakt zwischen (linearer) Sonde und Haut herabgesetzt wird; selbst bei Verwendung eines schalldurchlässigen Pads. In Abschnitten, in denen der Kontakt völlig verloren gegangen ist, erfolgt überhaupt keine Darstellung. Ferner entstehen Ankopplungsfehler durch Lufteinschlüsse, wenn zu wenig transsonares Gel verwendet wird.

- **Artefakt bedingt durch digitale Anästhesie:** hypoechogene Fehlinformationen, ergeben sich infolge einer der echographischen Untersuchung vorhergehenden Anästhesie. Betroffen sind Injektionsstelle und Stichkanal, durch geringfügige Läsionen, Lufteinschlüsse und durch einen veränderten Flüssigkeitsgehalt am Injektionsort.

- **Verstärkerrauschen** entsteht durch Fehlregulierung, wenn der Tiefenausgleich genutzt wird, um aus der Tiefe kommende Echos zu verstärken (s.o.).

Bilder gemischten artifiziellen Ursprungs

- **Sondenreflexionen:** Bewegungen von Sonde und/oder des Pferdes provozieren eine Diskontinuität des Bildes in Form gerader horizontaler Linien auf dem Schirm (GLADISCH 1993).

- **Positionierung der Gliedmaße:** Die Positionierung der Gliedmaße beeinflusst den Spannungszustand der Bänder, der Gelenkkapsel und der Sehnen, die entspannt hypoechogener wirken, da sich ihre Fasern wellen. Heterogene und hypoechogene Zonen werden beobachtet (RANTANEN 1993).

- **Funktionelle Aspekte/Bewegungsartefakte:** Um Artefakte nicht mit Läsionen zu verwechseln, ist es erforderlich, die sonographische Untersuchung in mehreren Schnittebenen durchgeführt wird (NEUBERTH 1993). So bewirkt die Begutachtung der Gliedmaße unter Belastung und im angehobenen Zustand eine Erweiterung der diagnostischen Möglichkeiten. Während der passiven Bewegung, der **dynamischen Untersuchung**, mit **Flexion**, **Extension** und **Rotation der Zehe**, wird es möglich, Fehler in der Mobilisierung und Gleitfähigkeit anatomischer Strukturen zu entdecken. Der Untersucher erhält eine Vorstellung der relativen Stabilität normaler Elemente (HARLAND et SATTler 1991). Druck modifiziert ihre Ausdehnung und ebenso Echogenität (GLADISCH 1993).

2.4.2. Angewandte Technik

2.4.2.1 Untersuchungstechnik

GLADISCH (1993) empfiehlt bei der Sonographie einen schematisierten und standardisierten Untersuchungsablauf. HEMKER (1988), FRITSCH (1993), DENOIX (1995) sowie REEF (1998) definieren den linken Bildabschnitt als den medialen bei kranialer horizontaler Projektion, den rechten als den medialen bei kaudaler horizontaler Projektion; dementsprechend befindet sich bei horizontaler lateraler Projektion der kraniale Abschnitt links, bei horizontaler medialer Projektion hingegen rechts. Wird in longitudinaler Ausrichtung sonographisch untersucht, ist der kraniale Abschnitt links auf dem Monitor und der kaudale rechts. Aus der Schallebene ergibt sich zwangsläufig z. B. eine Darstellung des dorsalen Hufgelenkspalts vom Rand zur Mitte, obwohl das tiefer gelegene Gelenkzentrum aufgrund vorgelagerter Knochenstrukturen nicht von den Schallwellen erreichbar ist. NEUBERTH (1993)

fordert auch für die Orientierung vor Injektionen die Abbildung in zwei Ebenen. Untersuchungsebenen sollten an tastbaren Knochenpunkten oder sonstigen Leitstrukturen orientiert werden. Bei gleichzeitigem Blick auf den Monitor ist der Schallkopf relativ einfach mit langsamen, sensiblen Kipp- und Drehbewegungen optimal auf die gewünschte Struktur auszurichten. In der Ballengrube machen an der palmaren Seite geringfügige Unterschiede in der Positionierung einen erheblichen Unterschied in Bezug auf die dargestellten Strukturelemente aus, diese leichten Kippbewegungen lassen sich photographisch nicht ausreichend dokumentieren. Eine Region sollte sukzessiv in kleinen Schritten durchgemustert werden, um aus dem Zusammenhang eine Übersicht zu komplettieren. Bereits HAUSER et al. (1982) sowie MCCLELLAN und COLBY (1986) bemühten sich, das Areal unterhalb des Fesselgelenks in Schnittebenen zu unterteilen, unterbrachen diese Definition jedoch ab Hufhöhe. Die sonographische Exploration in diesem Bereich findet nur durch ein begrenztes akustisches Fenster statt und dieses ermöglicht wegen der eventuell verknöcherten Hufknorpel und dem Hornschuh nur eingeschränkt fließende Übergänge zwischen den einzelnen Schallkopfpositionen.

2.4.2.2 Platzierung der Sonden

Lineare Sonde

Generell sind im Bereich des Zehenendorgans folgende Darstellungen realisierbar: Die **lineare Sonde** wird der Länge nach dorsal auf dem mittleren Zehenknochen positioniert, um **longitudinale Bilder** zu erhalten, z.B. für **sagittale** Schnitte, die die Gliedmaße in zwei zur Zehenachse parallele Hälften teilt. **Frontale** Ansichten verlaufen senkrecht zur Achse des Pferdes, dazwischen liegende Positionen bezeichnet man als **parasagittal** oder **abaxial**. Der Hornschuh bildet ein Hindernis für die longitudinale Darstellung weiter distal gelegener Formationen in sagittaler, parasagittaler oder frontaler Ausrichtung. Transversale Abbildungen des Zehenendorgans sind unter Verwendung einer üblichen Linearsonde wegen der Länge des Schallkopfes nicht gut realisierbar und daher nicht sinnvoll (BUSONI et DENOIX 2000b).

Sektorielle Sonde

Mit der sektoriellen Sonde können zusätzlich **longitudinale Ansichten** realisiert werden, sowohl **frontal**, **sagittal** als auch **parasagittal**. Abweichend ist dann die Geometrie des abgebildeten Feldes, das sich triangulär darstellt.

Waagrecht positioniert gibt die Sonde **transversale Ansichten** wieder, die Reichweite ist nach distal jedoch ebenfalls vom Hornschuh limitiert. Dieser verhindert an der *Facies dorsalis* u.a. die Darstellung des Hufgelenks. Abaxial ist das Explorationsfeld zusätzlich vom Hufknorpel eingeengt. Die sektorielle Sonde wird auf der palmaren Seite so weit distal wie möglich zwischen medialem und lateralem Ballenwulst platziert. Auf diese Art können das Strahlbein und andere tiefer gelegene Strukturen dargestellt werden. Ist die Ausrichtung der Sonde **horizontal**, lassen sich auf diese Art und Weise die kollateralen Sesambeinbänder überprüfen.

2.4.3. Sonographische Anatomie

2.4.3.1 Allgemein

Das Auffinden der Schnittebenen von **Gelenken** wird durch Leitstrukturen wie z.B. Knochen erleichtert. Vor weiteren Untersuchungsschritten muss auf jeden Fall die Topographie in der sonographischen Darstellung geklärt sein, damit die Lage von Veränderungen eindeutig bestimmt werden können. In fast allen Abschnitten der Extremitäten empfiehlt es sich daher, knöcherne Strukturen mit abzubilden (HARLAND et SATTLER 1991).

Die **Haut** eines mittelgroßen Warmblutpferds hat eine Dicke von 2 bis 5 mm. Normalerweise ist sie palmar dünner als dorsal. In der Sonographie erscheint die **Haut** als **sehr echogenes** bis **hyperechogenes** Band (DENOIX 1995), regelmäßig und homogen.

Die Qualität der Abbildung tieferer Strukturen verringert sich oft, verstärkt durch eine Zunahme der Hautdicke, z.B. durch Narbengewebe.

Subkutanes Bindegewebe erscheint schwach **echogen**, wenn es senkrecht vom Ultraschall getroffen wird; oder **echoarm**, in jedem Fall aber weniger echogen als die Haut (DENOIX 1995).

Periartikuläre Adnexe wie Retinacula (Haltebänder) sind **hypoechoogen**. Hyperechogen werden sie anlässlich von Fibrosen (HAUSER 1986).

Sehnenscheiden und **Bursen** bilden **echodichte, schmale** Bänder (HARLAND et SATTLER 1991).

In ihren seitlichen Partien erscheinen **Sehnen hypoechoogener** (HARLAND et SATTLER 1991) als in ihrer Mitte, da sie schräg gegenüber der Achse des Ultraschalls verlaufen. Der **tiefe Anteil** jeder Sehne muss regelmäßig und **homogen** sein. Treffen Schallwellen schräg auf eine Sehne, erscheint sie echoarm. Diese Bedingungen gelten für Quer- wie für Längsdarstellungen und obwohl sich die Sehnen untereinander noch in Echogenität respektive Heterogenität unterscheiden und daraufhin weiter differenziert werden müssen (DENOIX et al. 1994b). Da Sehnen manchmal schwer gegen das umgebende Bindegewebe, welches ebenfalls echogen erscheint, abgrenzbar sind, empfiehlt es sich von daher, die Sehne schräg anzuschallen, da diese sich dann als echoarmes Band gegen die echogen bleibende Umgebung abhebt (HARLAND et SATTLER 1991; ASCHENBRENNER 1996).

Die Untersuchung der **Bänder** ähnelt der der Sehnen, sie wird erschwert durch die Variationen des Faserverlaufs, der nicht selten spiralige Züge (DENOIX 1995) hat und zu einer Verringerung der Echogenität führt.

Das Stratum fibrosum der **Gelenkkapsel** ist **stark**, das Stratum synoviale hingegen **schwach echogen**. Der **synoviale Inhalt** eines Gelenks ist im Normalfall **echofrei**. Die **synovialen Recessus** sind einfach zu identifizieren, da sie von stärker echogenen Formationen, wie der Gelenkkapsel oder periartikulären Bändern, umgeben sind.

Der **Knorpel der Gelenke** sowie der **Hufknorpel** erscheinen **anechogen**. Die Dicke des normalen Gelenkknorpels liegt im Bereich weniger Millimeter und ist unter anderem abhängig von der Richtung, in der die Gelenkfläche angeschallt wird. Er wird optimal dargestellt, falls seine Grenzflächen senkrecht getroffen werden, was bei seinem gekrümmten Verlauf nur in einem engen Bereich möglich ist. Dann erscheint er **echogen** (BUSONI et DENOIX (2000a)).

Die **knöchernen Oberfläche** ist einfach darzustellen, sie bildet eine hyperechogene Linie. Diese Linie materialisiert sich in Form einer für Knochen typischen Linie der **totalen Reflexion** der **Echos**. Es zeigt sich, dass die Struktur tiefer liegender Gewebe nicht untersuchbar ist.

Als letztes sei die **Darstellung** der **Nerven** erwähnt, die sich als schwierig erweist und die Bilder hoher Auflösung erforderlich macht (DENOIX 1995). Nur die oberflächlichen und großen Nerven sind sichtbar, sie weisen eine **echogene** Qualität auf.

2.4.3.2 Pathologische Veränderungen

Der Zusammenhang von Sehnenansatz und eingeschlossener Sehne (oder unterschiedlicher Sehnen gegeneinander oder gegen Bänder) ist bei einer dynamischen Untersuchung am angehobenen Fuß sichtbar, d.h. sie sollten ohne Verklebungen gegeneinander verschiebbar sein. Diese Art der Untersuchung ermöglicht es, die Geschwindigkeit der Gleitbewegung zu begutachten und beinhaltet eventuell Hinweise auf Adhäsionen (DENOIX et AZEVEDO 1991). Peritendinöse Überzüge zeigen sich als typische parallelgemusterte Echolinien in Form doppelter Wellenlinien (ASCHENBRENNER 1996).

Bei **degenerativen Erkrankungen der Sehne** führen Strukturveränderungen ausreichender Größe zu einer Modifikation der normalen Echogenität variabler Form und Ausdehnung. Unterhalb dieser Regionen kann es zur Schallabschwächung bis zur vollständigen Schallauslöschung kommen. Das Auffinden lokal begrenzter hypoechogener Herde ist nicht schwierig, da normales Sehngewebe in unmittelbarer Nachbarschaft vorkommt. Im Gegensatz dazu stehen die Verhältnisse, wenn ein gesamtes Sehnenareal betroffen ist. Zur Kontrolle bietet sich der Vergleich mit der gesunden Seite am Patienten an (HARLAND et SATTLER 1991).

Gelenke sollten unbedingt aufmerksam auf vermehrte **artikuläre** Anfüllung und **periartikuläre** Umfangsvermehrungen untersucht werden, da bei Volumenänderungen Kapsel- und Faszienstrukturen auseinander gedrängt werden und ihre Form verändern. Bewegliche Strukturen in der Gelenkhöhle sprechen für eine Zottenhypertrophie, die das Bild einer **chronisch proliferativen Synovitis** charakterisiert (WATROUS et al. 1987). Eine Proliferation der synovialen Villositäten

zeigt sich durch schwache Echogenität. Mit Läsionen der **Sehnen** oder des fibrösen Anteils der **Sehnenscheiden** sind häufig Unregelmäßigkeiten der knöchernen Kontur assoziiert (DENOIX et al. 1994b).

Eine diffuse, lokalisierte oder generalisierte **Hypoechoogenität** zugleich mit deren vermehrten Ausdehnung zeigt eine **neuere Kapselläsion** an. **Ältere Läsionen** sind in ihrer **Echogenität unregelmäßig**. Im Fall von **Enthesiopathien (Insertionsdesmopathien)** heben sich die pathologischen Veränderungen deutlich ab. So werden Rauigkeiten des Knochens, Vertiefungen der Insertionsgrube, Enthesiophyten, randständige Konturunterbrechungen und Usuren sichtbar. (HARLAND et SATTLER 1991; DENOIX et al. 1994b). Im Fall einer **Insertionsdesmopathie** der *Ligamenta collateralia mediale* und/oder *laterale* des Hufgelenks wird wie generell bei Enthesiopathien die Grube ungleichmäßig, vertieft sich oder flacht ab und ist angefüllt von Enthesiophyten (DENOIX et al. 1994b).

Fibroplasie, Ödeme, Hämatome, infektiöse Prozesse, Membranhernien oder Rupturen verursachen umschriebene oder diffuse Zonen gesteigerter Hypoechoogenität (DENOIX et AZEVEDO 1991; DENOIX et al. 1994b; DENOIX 1995). Fibringerinnsel in Hämatomen wiederum setzen deren Echogenität partiell herauf und bilden **unregelmäßig geformte echodichtere Areale**; ältere Hämatome, die von Septen unterteilt sind, sind zunehmend echogen bis hyperechogen (DENOIX 1995). Eine sonographische Abgrenzung gegen entzündlich bedingte Veränderungen ist nicht sicher möglich, nur die Anamnese lässt eine definitive Diagnose zu (HARLAND et SATTLER 1991). **Periartikuläre Fibrosen** sind im Gegensatz zu Abszessen oder Phlegmonen hyperechogen, wobei Abszesse in Abhängigkeit von ihrer Organisation durchaus hyperechogen erscheinen können.

Ein **Abszess** oder ein **Phlegmone**, z.B. ist meist unscharf demarkiert. Im Inneren eines **Abszesses** wechseln sich anechogene bis hypoechoogene mit echogenen Zonen ab. Bei Abszessen mit viel freier Flüssigkeit kann durch Kompression auf einer Seite der Umfangsvermehrung eine Verlagerung der Flüssigkeit erzielt werden, wodurch zugleich ein Flottieren der echodichten, in die Flüssigkeit hineinragenden Strukturen bewirkt wird (DENOIX et al. 1994b).

Neurome, Massen **herabgesetzter Echogenität** nach Neurektomie, sind in der Nähe der Begleitgefäße des Nerven, aus dem sie hervorgegangen sind, lokalisiert (DENOIX 1995).

2.4.3.3 Sonographische Diagnostik am Zehenendorgan

Palmare Projektionen

Grundsätzlich ermöglicht eine Ultraschalluntersuchung, Entzündungen des Hufpolsters, die durch Stiche bzw. Injektionen hervorgerufen wurden, aufzudecken (DENOIX 1995).

Läsionen der tiefen Beugesehne können zunächst aufgrund der Deformation ihrer Kontur vermutet werden. Veränderung in Größe und Dicke in sagittalen Ansichten oder Asymmetrien des Querschnitts in transversalen Projektionen weisen auf eine Tendinitis des distalen Anteils hin.

Modifikationen von Volumen und Inhalt des *Recessus proximalis* der *Bursa podotrochlearis* können zwischen den kollateralen Strahlbeinbändern und der tiefen Beugesehne besser als bei gesunden Individuen üblich abgebildet werden. Der *Recessus* wird in seiner Ausdehnung nach proximal verlängert. Im Fall einer chronischen proliferativen Synovitis wird eine Zunahme der Dicke seiner synovialen Strukturen sichtbar. Eine septische Bursitis zeigt sich in einer Echogenitätszunahme ihres Inhalts.

Eine Desmitis der kollateralen Strahlbeinbänder lässt sich an einer Zunahme der Größe assoziiert mit Unregelmäßigkeiten und einer diffusen oder fokalen Verringerung seiner Echogenität festmachen (DENOIX 1995).

Deformationen der Strahlbeinkontur sind pathologisch. Ist deren proximales Ende betroffen, handelt es sich um eine Insertionsdesmopathie der kollateralen Sesambeinbänder. Unregelmäßigkeiten in sagittaler oder transversaler Projektion sprechen für Osteolyse der *Facies flexoria*, auch Verklebungen der tiefen Beugesehne rufen Fehlbildungen der *Facies flexoria* hervor.

Abaxiale Projektionen

Die Identifizierung einer Desmopathie des Kollateralbandes des Hufgelenks erfolgt in abaxialer Projektion und erfordert den Vergleich der sonographischen Erscheinung dieses Bandes mit seinem gesunden Gegenüber. Eine Hypoechogenität infolge neuerer Läsionen wird meist an der Innenseite des Bandes gefunden, aber auch an benachbarten Strukturen im periartikulären Bindegewebe.

Ultraschall ist ausreichend sensibel, um Avulsionsfrakturen auf dem Niveau der proximalen Insertion des lateralen Kollateralbandes oder Osteoproliferationen im Rahmen lang bestehender Desmopathien nachzuweisen. Spezielle sonographische Techniken (Schallstrahl sehr schräg in distaler Ausrichtung) erlauben, an der abaxialen Seite den Hufgelenksspalt zu untersuchen (DENOIX 1996).

Ferner ermöglicht diese Technik, den distalen Ursprung des kollateralen Sesambeinbands aufzusuchen und eventuell partielle Frakturen im Bereich der distalen Bandhöcker der mittleren Zehe zu finden.

Ossifikationen des Hufknorpels können sich als Hindernis einer sonographischen Untersuchung interphalangeärer distaler Strukturen im abaxialen Zugang erweisen.

Dorsale Projektionen

Sonographische Anomalien des Hufgelenks, die an der *Facies dorsalis* identifizierbar sind, beinhalten prinzipiell Läsionen des *Recessus dorsalis* des Hufgelenks selbst (DENOIX 1997):

- Alterationen der synovialen Wand (chronisch proliferative Synovitis)
- Alterationen des synovialen Inhalts (Effusion der Flüssigkeit, septische Arthritis)

Bezüglich der knöchernen Strukturen sind Anomalien des *Processus extensorius* (Fragmentation, knöcherne Proliferationen) nachweisbar, von denen einige Insertionstendopathien der Strecksehne repräsentieren können.

Andere Anomalien können am Relief der mittleren Zehe dargestellt werden, z.B. knöcherne Proliferationen, die auf Arthropathien des Hufgelenks oder Tendinitis im Bereich der Passage der Strecksehne zurückgehen. Auch kann eine Kompressionsosteolyse durch Modifikation des dorsalen Profils der mittleren Zehe wiedergegeben werden.

Bei der sonographischen Untersuchung ist die Dicke des Gelenkknorpels an der **Facies dorsalis** zu berücksichtigen ist. Dorsal ist diese lediglich zwischen den Bandhöckern der mittleren Phalanx beurteilbar. Am besten lässt sie sich in Transversalschnitten, schwieriger in longitudinalen Ansichten, wo die Biegung der Bandhöcker berücksichtigt werden muss, abschätzen. Eine Reduzierung der Dicke des Knorpels um mehr als 1mm entspricht einer kartilaginösen Aplasie, deren Ätiologie prinzipiell degenerativ ist (MCILWRAITH 1989).