

Fortschritte in der Qualitätskontrolle

J.Satrapa – (satrapa.tcc(at)aon.at),
H.-J.Schultz – (schultz.ultraconsult.hmse(at)t-online.de),
G.Doblhoff – (g.doblhoff(at)aon.at)

Einführung

Die derzeitigen Qualitätsmessungen von diagnostischen Ultraschallgeräten basieren auf Vorgaben aus einer AIUM - IEC Publikation: „Quality Assurance Worksheet for Fiber/Cylinder Type Phantom“. Aber die Initiative der AIUM/IEC welche Bedeutung der Erkennbarkeit von Läsionen als wichtiger klinischer Parameter zukommt, fand nur geringes Interesse. Obgleich erkannt wurde, dass die Erkennbarkeit von Läsionen klinisch sehr bedeutsam ist, waren keine kommerziell erhältliche Einrichtungen vorhanden, Läsionen messtechnisch zu erfassen.

Neueste Entwicklungen in der 3D Bildgebung und zur komplexen 2D Strahlformung (Matrix Technologie) verlangen das Vorhandensein für eine zuverlässige und schnelle Bestimmung von Qualitätsparametern zur Qualitätssicherung in der klinischen Praxis. Eine weitere Notwendigkeit ist Definitionen für den über die Jahre nachlassenden Verlust der Empfindlichkeit von Schallsonden festzulegen.

Existierende Testverfahren in der Praxis

Von den meisten Hospitälern, Kliniken und Serviceorganisationen werden für die Qualitätssicherung Vielzweckphantome, wie das Model 539 (ATS) oder RMI 403GS (Gammex) eingesetzt. Als Richtlinie für die Prüfung der einzelnen Parameter dient das Protokoll aus dem „AIUM Quality Assurance Manual“. In dem „Quality Assurance Worksheet for Fiber/Cylinder Type Phantom“ sind folgende Prüfkriterien aufgelistet:

- a. Gerät, Phantom und Schallsonden Beschreibung
 - b. Sonden Inspektion
 - c. Allgemeine Sauberkeit
 - d. Printer Ausdruck optimale Bildwiedergabe
 - e. Geräte Einstellungen
 - f. Gewebenachbildende Phantom Messungen
-
- Maximale Tiefen Darstellung
 - Gleichmäßigkeit des Bildes (TCG)
 - Vertikale (Axial)
 - Distanzmessungsgenauigkeit
 - Horizontale (Lateral)
 - Axiale Auflösung
 - Laterale Auflösung



Abb. 1 B-Bild mit "Model 539" Phantom

Um diese qualitativen Parameter so genau wie möglich zu erfassen, wurde als beste Lösung die "RAMSoft"- Software empfohlen.

Mit der Anwendung der RamSoft Software wurde tatsächlich eine Verbesserung, sowohl bei der Aufzeichnung und Auswertung und Genauigkeit von geometrischen und Auflösungsparametern, erreicht. Festzustellen ist, dass ein wichtiger klinischer Parameter, die **Erkennbarkeit von Läsionen** mit Hilfe von Fiber/Zylinder Phantomen messtechnisch in keinem Fall bestimmt werden kann. Bedauerlicherweise stehen überwiegend nur Fiber-Zylinder Phantome in Hospitälern, Kliniken und bei den Ultraschallgeräte-herstellern zur Verfügung. Auch in den meisten AIUM-IEC Messprotokollen findet die Notwendigkeit zur **Erkennung von Läsionen** keine Berücksichtigung.

AIUM and IEC Initiative zur Messung der Erkennbarkeit von Läsionen

Bereits ein früherer AIUM Standard [1] beschreibt "Phantome zur Messung und Erkennbarkeit von Echofreien Massen". Die kugelförmigen echofreien Massen sind in gewebeähnlichem Material eingebettet und werden als "spherical voids phantom" bezeichnet. Im späteren "AIUM Quality Assurance Manual [3]" dagegen als "Focal Lesion Phantom".

Im Qualitätssicherungsarbeitsblatt für "Focal Lesion Type Phantome" mit zusätzlicher Anmerkung:

Auflösung – Erkennbarkeit von Läsionen an

Die Einführung dieses Qualitätsparameters wird wie folgt gerechtfertigt - Zitat [3]

"Die Bestimmung einer fokalen Läsion mit niedrigem Echoanteil ist ein wichtiger Parameter, weil viele diagnostisch signifikante Objekte, wenn auch

nicht ausschließlich, teilweise durch die verminderte Echogenität des umgebenden Gewebes, charakterisiert sind.

Beispiele für derartige Objekte sind Zysten, einige benigne Tumore wie Fibroadenome und einige maligne Tumore. Für die Erkennbarkeit von malignen Tumor Massen ist die akkurate Abgrenzung von Objekten in vielen Fällen von besonderer Bedeutung. Derartige Objekte werden bei Verwendung von Scanner mit höherer Auflösung (einschließlich axialer, lateraler und Elevationsauflösung) wesentlich besser abgegrenzt. Die Fähigkeit eines Scanners, kleine kugelförmige Läsionen mit geringer Echodichte in einem Phantom aufzuzeigen, beweist die höhere Auflösungsqualität eines derartigen Scanners und korreliert mit der besseren Abgrenzung für größere in-vivo Läsionen.

Daraus ergibt sich, dass die Erkennbarkeit von fokalen Läsionen mit geringer Echodichte in Bezug auf die Erkennung von fokalen Läsionen mit höherer Echodichte ein wesentlicher Faktor ist. Die Fähigkeit eines Scanners wird daher von der Abgrenzung und Erkennung beider genannter Eigenschaften bestimmt. Das geeignete Zielobjekt zur Messung einer Läsion mit niedrigem Echoanteil ist ein kugelförmiges Volumen, simuliert als fokale Läsion mit einer verminderten Echogenität in Bezug zur Umgebung. Für eine gegebene Tiefe und Echogenität relativ zur Umgebung ist ein minimaler kugelförmiger Volumen Durchmesser erforderlich um dieses im Bild zu erkennen.

Anmerkung: Alle drei Aspekte der Auflösung, axial, lateral und elevational sind zur Erkennbarkeit mit eingeschlossen.

Bedingt durch die Vielfalt der Fokussierungsmöglichkeiten eines Scanners, ist die Erkennung einer minimalen Volumengröße abhängig von der Bildtiefe, oder dem Abstand von der Sonde zu dem kugelförmigen Volumen. Für eine gegebene Volumengröße und Bildtiefe wird die Erkennbarkeit über einen gewählten Tiefenbereich vorgenommen.

Im Printerausdruck sollte die Abbildung auf dem Monitor mit allen Besonderheiten im Bild ebenfalls klar zur Darstellung kommen. Für die Qualitätsbestimmung ist ein Bild von einem Material mit gleich bleibenden Ultraschalleigenschaften am besten für die sorgfältige Analyse geeignet, aber auch ein Bild mit einem adäquaten Patienten Organ.

Im IEC Dokument TC 87 [4] wird die Messung von kugelförmigen Massen wie folgt beschrieben: " Ein objektives Verfahren zur Bestimmung von bildgebenden Bereichen bedingt, dass Phantome mit kugelförmigen Läsionen an bekannter Stelle und Ebene mit rückstreuenden Kontrasteigenschaften ausgerüstet sind" Weiter heißt es: "Bilder von einem Phantom mit kugelförmigen Zielobjekten und bestimmten Rückstreuungskontrast und Durchmesser sind zu **digitalisieren**." Es wird bemerkt: " Besondere Aufmerksamkeit ist gefordert, damit die Scanebene genau mit dem Zentrum der Ebene in der die kugelförmigen Zielobjekte angeordnet sind, übereinstimmt".

Das erste kommerziell erhältliche Phantom zur Auflösungsbestimmung von Läsionen mit niedrigen Echoanteilen ist das Gammex RMI 408LE.

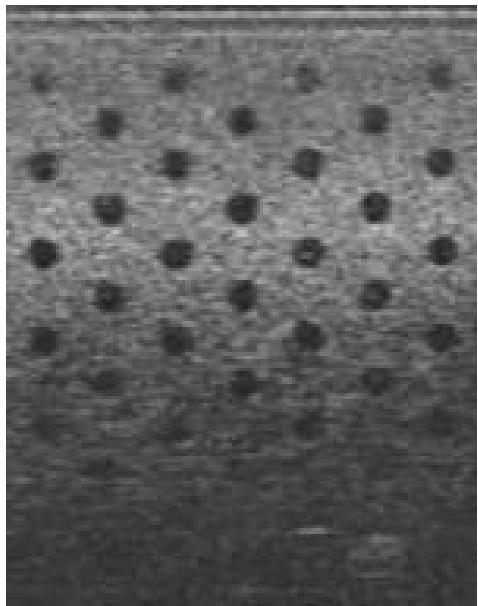


Abb. 2. B-Bild von einem Gammex RMI 408LE Phantom.

Im Printerausdruck sollte die Abbildung auf dem Monitor mit allen Besonderheiten im Bild ebenfalls klar zur Darstellung kommen. Für die Qualitätsbestimmung ist ein Bild von einem Material mit gleich bleibenden Ultraschalleigenschaften am besten für die sorgfältige Analyse geeignet, aber auch ein Bild mit einem adäquaten Patienten Organ.

Kontrastauflösungsmessung "Problems with Low-Echo-Lesion Resolution (Kontrastauflösungsmessung)

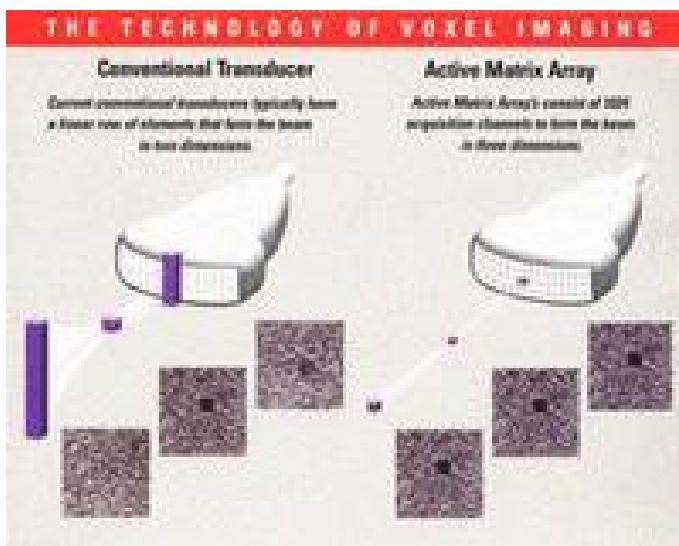


Abb.3 Vorteil der GE Matrix Sonden Technologie gegenüber einer üblichen Schallsonde.

Das Hauptproblem bei der "LEFLR" Messung (auch bekannt als Kontrastauflösungsmessung) ist die Verfügbarkeit von Phantomen welche die Bedingungen zur quantitativen Bestimmung der Kontrastauflösung erfüllen. Die Echogenität einer fokalen Läsion müsste im Verhältnis zur Umgebung in dB und Frequenz-unabhängigkeit definiert sein. Die Herstellung von artifiziellen Läsionen mit einem konstanten Abstandswert in dB zur Umgebung über einen

weiten Frequenzbereich ist immer noch eine Angelegenheit die von der Forschung bearbeitet werden muss.

Um eine akustische Anhebung oder Ultraschall Schattenbildung zu vermeiden, muss das Material innerhalb einer Läsion die gleiche Abschwächung haben wie das umgebende Material. Das kann erreicht werden durch die Verwendung von feinem Puder als Rückstreuer in der Läsion. Die Gefahr einer Agglomeration von derartigem feinem Puder in Gel ist aber ein großes Problem. Abb. 2 zeigt das Innere von Läsionen mit diskreten Echos oder verteilten Speckel. Mittels präziser Analyse der Echogenität von Läsionen im Phantom kann man die unterschiedlichen Arten von Läsionen aufzeigen.

Die Ausrichtung der Scanebene auf den Mittelpunkt der Ebene mit den kugelförmigen Zielobjekten [4] ist sehr mühevoll. Wenn kleine kugelförmige Läsionen mit 1-2mm im Durchmesser nicht exakt in der Mitte getroffen werden, dann führt das zu großen Messfehlern bei der Bestimmung der Kontrastauflösung.

Läsionen mit geringen Echoanteilen sind ungeeignete Zielobjekte zur Bestimmung von Nebenkeulen einer Schallsonde. Nebenkeulen sind als feine Echos quantitativ sichtbar und registrierbar nur in echofreien Massen oder Nebenkeulen verursacht werden. Man kann auch nicht differenzieren, ob Echos innerhalb des Voids durch Nebenkeulen oder einem nicht optimal gestalteten Void entstehen.

Fortschritte in der Auflösungsmessung von Läsionen mit niedriger Echodichte (LEFLR)

Der erste Schritt zur Verbesserung der Auflösungsmessung (LEFRL) wurde durch die Verwendung von **echofreien Massen (Voids)** erreicht, um den Einfluss von **Gitter oder Nebenkeulen** zur Erkennung von Läsionen **quantitativ** zu bestimmen.

Durch eine spezielle Architektur des Phantoms ist es möglich echofreie Voids in die gewebeähnliche Textur einzubetten. Das Phantom besteht konzeptionell aus 5mm starken horizontalen Schichten.

Die Schichten mit hoher Abschwächung sind Voidfrei und die Schichten mit niedriger Abschwächung sind mit Voids von 1-4mm Durchmesser versehen. (Abb.4.)

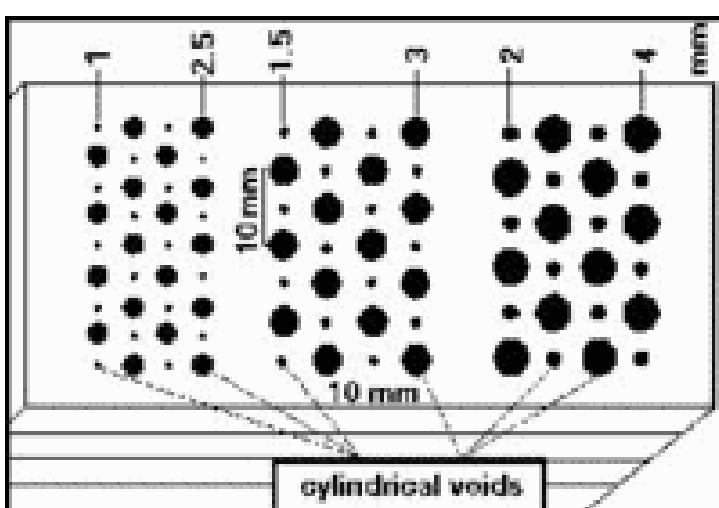


Abb.4 Anordnung von Voids sichtbar im C-Bild mit einem Spezial Phantom.

Die Voids in dem Material mit niedriger Abschwächung erzeugen keine akustischen „Anhebungen“ oder „Schattenbildung“ und die Abschwächung wird im Mittelwert durch die höher abschwächenden Schichten erreicht. Die echofreien Voids sind ausschließlich mit gasfreier Flüssigkeit gefüllt und der Abstand zum umgebenden Material ist besser als 60dB.

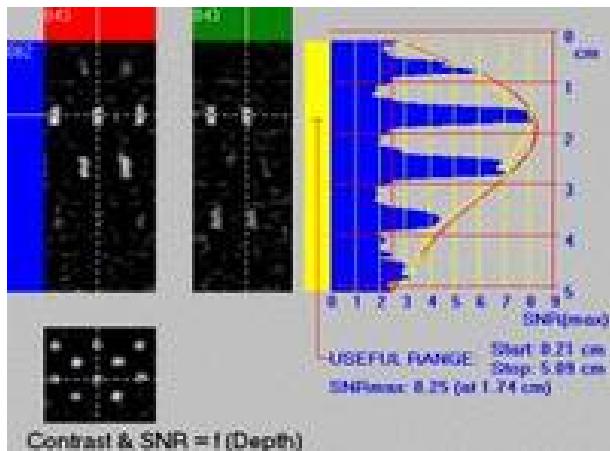


Abb. 6 Ergebnis der Kontrastauflösungsanalyse für GE Matrix Transducer

Die Problemlösung für: "Genaue Ausrichtung der Scanebene mit der Mitte der Ebene der Zielobjekte" wurde erreicht durch:

- **3D Bild Akquisition**
- **Zylindrische Voids 5mm hoch mit der Achse parallel zur Schallrichtung.**

Durch diese Besonderheit wurde das Problem der koplanaren Ausrichtung umgangen.

Bei Anwendung der 3D Akquisition ist eine koplanare Ausrichtung der Scanebenen nicht mehr erforderlich. Zylindrische Voids ermöglichen, dass die Ausrichtung innerhalb einer Toleranz von 2.5mm in den C - Ebenen keinen Einfluss auf das Auflösungsvermögen einer Läsion haben.

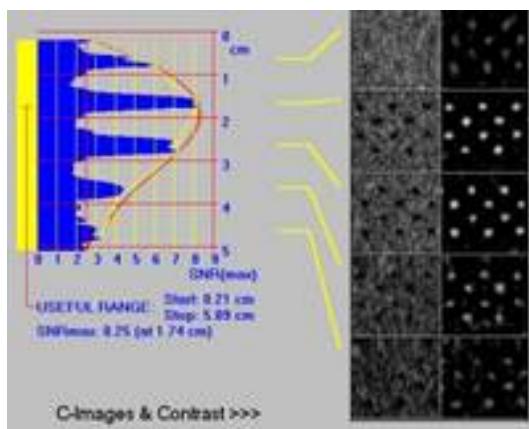


Abb. 7 Kontrast, C-Bild und 2D Kontrastfunktion über verschiedene Tiefen mit Matrix Technologie Transducer

Die 3D Bild Akquisition war der entscheidende Schritt, der zu einer zuverlässigen automatisierten Auswertung von LEFLR Messwerten führte. Die

nächsten Beispiele (Abb. 5 - 8) zeigen die Ergebnisse einer automatisierten 3D- Phantom Analyse von Messwerten.

Die Kontrast Analyse (Abb.6) zeigt die Abhängigkeit der Kontrastauflösung in Bezug zur Tiefe für zylindrische Voids mit 2,5mm Durchmesser. (Matrix technology GE-Logiq700 transducer)

Der nutzbare Bereich in der Fokuszone reicht von 0,5-5cm. Die Schwelle für die Detektion von Läsionen ist empirisch auf einen Signal-Rausch Pegel von S/N = 2,5 festgelegt.[5].

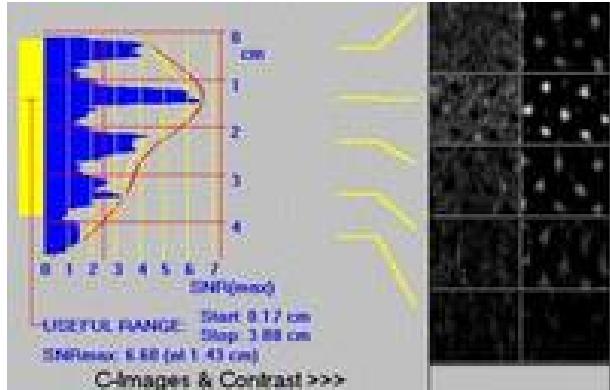


Abb.8 Entsprechender Transducer in konventioneller Ausführung

Im Vergleich zu einer üblichen Schallsonde (Abb.8) mit annähernd gleicher nominaler Frequenz, Bandbreite und Apertur ist die Fokuszone bei der Sonde (Abb.7) zwar erweitert, aber bei weitem nicht so ideal wie in der Darstellung in Abb. 3.

Fortschritte in der Qualitätssicherung

Die Messung der Kontrastauflösung mit echofreien Massen ist auch unentbehrlich für die Bestimmung der "Lebenszeit" einer Schallsonde. Das heißt, Abfall der Element Empfindlichkeit in den Bereich des Rauschens.

Das Innere einer jeden Schallsonde besteht aus polarisierten Piezo-Keramikelementen, die in Arraygruppen angeordnet sind. Bei Matrix Technologie Sonden sind die Elemente in rechteckigen Flächen angeordnet. Im normalen Betrieb werden die Elementgruppen mit einem Sendeimpuls von ca. 150 Volt angesteuert. Dieser Impuls führt über eine sehr lange Zeit zur Depolarisation der Piezo - Keramiken. Der Prozess trifft jedoch nicht für alle Elementgruppen zu. Die Depolarisation ist dabei willkürlich und führt zu einer irregulären Änderung der Empfindlichkeit der Piezo-Keramiken. Ebenso ändert sich mit jedem Sendeimpuls die Polarisation, wobei die Depolarisation ein kontinuierlicher Vorgang ist. Das Ergebnis dieser Polarisation besteht darin, dass **Gitter und Nebenkeulen** erzeugt werden und eine **Verminderung der Sonden Gesamtempfindlichkeit** eintritt.

Der Depolarisationsprozess nimmt voraussichtlich 8-15 Jahre in Anspruch bei täglichem Gebrauch der Schallsonde. Der Grund für diesen schleichenden Prozess ist allgemein bekannt und muss als ernsthaftes Risiko für den Untersucher in Betracht gezogen werden. Die räumliche Auflösung einer Sonde

ändert sich durch die Depolarisation der Piezo-Keramiken grundsätzlich nicht. Substantiell ändert sich nur die Kontrastauflösung. (LEFLR) **Das führt zu einer ernsthaften Qualitätsminderung in der Detektion von Läsionen.** Die gezeigte Kontrastanalyse erlaubt die Bestimmung selbst kleinsten Kontrastunterschiede. Es ist ein wichtiges Anliegen, aufzuzeigen wie sich das Kontrastverhalten einer Sonde über den Ablauf einer Periode von 5-10-15 Jahren verändert. Es stellt sich die Frage, wie man eine neue und optimale Schallsonde herstellt unter Berücksichtigung eines „simulierten Alterungsprozess“.

Glücklicherweise gibt es einen einfachen Weg, „Veränderungen an einer Sonde“ als Einfluss der Depolarisation, vorzunehmen. Dazu wird die aktive Sondenfläche mit **mehr oder weniger Lagen von Klebebandstreifen versehen**. Mit den Klebebandstreifen lässt sich die Minderung der Empfindlichkeit der Sonde simulieren und zur gleichen Zeit durch die Inhomogenität des Klebebandstreifens die willkürliche Minderung der Empfindlichkeit einzelner Elementgruppen. Das verursacht die bereits erwähnte Entstehung von Gitter- und Nebenkeulen und daraus resultierender.

Kontrastminderung

Die Performance einer Sonde, entweder verändert durch Klebebandstreifen oder normaler Alterung lässt sich nur mit echofreien Massen bestimmen. Wie bereits erwähnt, kann das nicht mit fokalen artifiziellen Läsionen mit niedrigen Echoanteilen erfolgen.

Das Analysenergebnis einer Linear Array Sonde als Kontrast-Tiefenfunktion, C-Kontrastbild und C-Bild ist in Abb. 9 dargestellt.

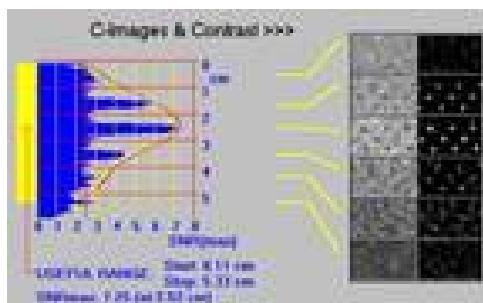


Abb. 9 Kontrast-Tiefenfunktion, C-Bild und C-Kontrastbild eines Linear Array Transducers

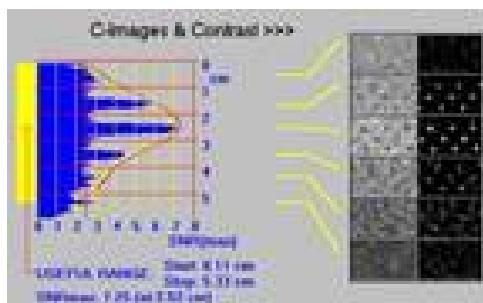


Abb. 10- Kontrast-Tiefenfunktion, C-Bild und C-Kontrastbild mit 3 Lagen Klebeband

In Abb. 10 wird sichtbar, wie bei gleicher Analyse der Linear Array Sonde mit drei Lagen Klebeband der Kontrast vermindert ist und der Fokusbereich sich leicht verändert hat. Im Nahfeld sind von Natur aus Nebenkeulen vorhanden

und zusätzliche Nebenkeulen verändern den Kontrast nur unwesentlich. Im Fokusbereich, wo Nebenkeulen normalerweise unbedeutend sind, haben aber Nebenkeulen, verursacht durch das aufgelegte Klebeband zu einer deutlichen Kontrastverminderung geführt.

Das "artifizielle Altern" einer Schallsonde ist mit Hilfe der Voids im Phantom im C-Bild sichtbar. Die visuelle Beurteilung des Kontrasts ohne Computeranalyse ist nicht präzise genug um zu entscheiden, ob eine Sonde ausgewechselt werden muss, oder nicht. Auf der Basis einer solchen Messung, muss erst das Ende der "Lebenszeit" einer Sonde definiert werden.

Bildqualität und Inhomogenes Medium

Bei Inhomogenem Medium wird bei der Bildqualitätsbestimmung mit Phantomen, eine Bildverschlechterung verursacht durch Phasenaberation, (Laufzeitverschiebung) vielfache Rückstreuung und Reveberationen nicht berücksichtigt. Inhomogenes Gewebe beeinflusst die Entstehung von Nebenkeulen und die Echos stimmen nicht mit der Position eines Reflektors im lebenden Gewebe überein.

Das Auftreten von Phasenaberation ist vermeidbar, aber nur wenige Scanner verfügen über diese technische Möglichkeit. Der Anteil von Artefakten, die nicht korrigiert werden können, z.B. Reveberationen die im inhomogenen Gewebe auftreten, müssen sorgfältig beurteilt werden, zur Vermeidung von Fehlinterpretationen des Bildes.

Revision der gegenwärtigen Qualitätssicherungsprinzipien

Bedauerlicherweise ist die gegenwärtige Praxis zur "Qualitätssicherung" und Beurteilung von Qualitätseigenschaften eines Ultraschallscanners unter Verwendung von "Fiber/Zylinder Typ Phantomen" ungeeignet, um klinisch relevante Parameter aufzuzeigen. Die Detektion von Läsionen, wie gezeigt, ist nur mit einer bestimmten Art von Phantom Zielobjekten durchführbar. Die Zielobjekte müssen echofreie Massen sein. Alle anderen Arten von Zielobjekten sind zwar nutzbar, aber keines gibt Aufschluss darüber was sich dynamisch im kompletten Grauwertbild abspielt.

Echofreie Massen sind einzigartige Phantom Zielobjekte, die es auch ermöglichen den Alterungsprozess einer Sonde messbar zu machen. Der Alterungsprozess einer Sonde ist möglicherweise ein wichtiger klinischer Qualitätssicherungsbestandteil um über die Zeit den diagnostischen Bildbefund zu gewährleisten.

Zusammenfassung

Die Qualitätskontrolle und Qualitätssicherung ist mit den gegenwärtigen Standards als unzureichend einzustufen, um grundsätzlich wirklich wichtige Qualitätsparameter eines Ultraschallscanners zu bestimmen. Die präzise Messung der Kontrastverminderung als Ursache von Gitter- und Nebenkeulen ist eine unentbehrliche Maßnahme bei der Qualitätssicherung. Für derartige Messungen sind Phantome mit echofreien Massen von äußerster Wichtigkeit.

Für den klinischen Gebrauch ist es notwendig den minimalen Kontrast im Fokusbereich für jede Schallsonde zu definieren. Wenn der minimal zulässige Kontrastwert für eine Sonde erreicht wird, sollte diese als nicht mehr verwendungsfähig eingestuft werden. Um generell eine Falschbeurteilung der Bildqualität eines Scanners zu vermeiden, müssen alle anderen möglichen Ursachen, die zu einer Bildverschlechterung führen, z.B. elektronische Fehler, ausgeschlossen sein.

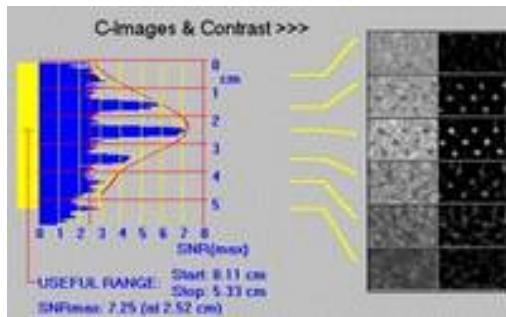


Abb. 11 RMI408LE Phantom mit Defekt in 1,7 cm Tiefe

In Abb. 11 ist ein defekt im Phantom erkennbar, der zu einer möglichen Fehlbeurteilung der Bildqualität führen kann. Der Fehler in 1,7cm Tiefe ist vermutlich durch eine Streuermaterial Agglomeration verursacht. Der Defekt ist über allen sichtbaren Massen in dieser Tiefe sichtbar und im Diagramm als maximales SNR Verhalten.

Anhang

Die Kontrastauflösung von Ultraschall B-Bilder ist als S/N oder SNR (Signal to Noise Ratio)(Signal-Rausch-Verhältnis) für eine fokale Läsion festgelegt.

Wenn die Standardabweichung und der Mittelwert der Grauwerte innerhalb eines Voids (s_2 , m_2) gleich der Standardabweichung und dem Mittelwert der Umgebung des Voids, (s_1 , m_1) sind, ist die räumliche Kontrastauflösung gleich Null anzusehen. Die Kontrastauflösung für ein gegebenes Void ist: [4]:

$$SNR = (\mu_1 - \mu_2) / \sqrt{(\sigma_1^2 + \sigma_2^2) / 2}$$

Die Grenzen für die Erkennbarkeit eines Voids ist mit dem empirisch ermittelten Wert $SNR = 2.5$. festgelegt. Der Bereich mit Werten ≥ 2.5 entspricht dem Auflösungs- oder „nutzbaren“ Bereich.[5].

Die Bestimmung vom Signal-Rausch-Verhältnis ist stark abhängig von der Form der Läsion. Wenn eine Läsion oder Void keinen zirkulären Querschnitt im C-Bild aufweist wie im IEC Dokument (Abb. 6, Ref. [4]), dann wird eine der lateralen Richtungen bevorzugt, wie das der Fall bei konischen oder zylindrischen Zielobjekten ist. Derartige Zielobjekte sind für einen quantitativen Anspruch ungeeignet. Bei einem Vergleich der Kontrastauflösung von Schallsonden mit unterschiedlicher Schichtdicke, aber vergleichbarer azimuthaler und elevationaler Auflösung wird man bei einem Phantom mit konischen Zielobjekten zu scheinbar gleichen Ergebnissen kommen. Die

Erklärung, dass in diesem Fall eine gleichwertige Kontrastauflösung vorliegt, wäre aber eine gravierende Fehleinschätzung.

Die direkte Messung zur Detektion von Läsionen ist bedingt durch Fehlen geeigneter Phantome zur Zeit nicht möglich. Tatsächlich ist die Detektion von Voids (vergleichbar mit Zysten) immer besser als die Detektion von Läsionen gleicher Größe. Daraus ergibt sich, dass die Erkennbarkeit von einem Void, die Schwellen für die Erkennung irgendeiner Läsion von gleicher Größe mit geringer Echogenität ist.

AIUM Standards Committee.

- [1] Standard Methods for Measuring Performance of Pulse-Echo Ultrasound Imaging Equipment: American Institute of Ultrasound in Medicine AIUM STANDARD, July 13, 1990.
- [2] AIUM Technical Standard Committee. Methods for Measuring Performance of Pulse-Echo Ultrasound Imaging Equipment, Part II: Digital Methods, Stage1, AIUM 1995.
- [3] AIUM Technical Standards Committee. Quality Assurance Manual for Gray-Scale Ultrasound Scanners, Stage 2, AIUM, 1995.
- [4] IEC/TC or SC: TC87, Ultrasonics: Measurement of System Sensitivity, Dynamic Range and Low Contrast Resolution, June 1, 1999.
- [5] J. J. Rownd, E.L. Madsen, J.A. Zagzebski, G.R. Frank, F. Dong: Phantoms and Automated System for Testing the Resolution of Ultrasound Scanners, WFUMB 1997.
- [6] E.L. Madsen: Qality Assurance for Gray-Scale Imaging, Ultrasound in Med. & Biol. Vol. 26, Supplement 1, pp. S48-S50, 2000, WFUMB