

## Mehr sehen! Von der einfachen 2D Darstellung zum perfekten B-Bild

### Systemoptimierung Teil 1: B-Mode

Michele Rose, Applikationsspezialistin  
Australien

Moderne Ultraschallsysteme sind komplex und eine optimale Einstellung abhängig von den momentanen Untersuchungsbedingungen. Wer sich dabei ausschließlich auf vordefinierte Setups verlässt, läuft Gefahr einen Befund zu übersehen. Um dies zu vermeiden ist Hintergrundwissen über die verfügbaren Funktionen wichtig. Mit unseren Broschüren „Systemoptimierung“ (Teil 2: Doppler & Farbdoppler) möchten wir Ihnen dieses Wissen vermitteln.

#### Hat Sie jemals ein Patient gefragt: „Wäre das in Farbe nicht wirklich toll?“

Es stimmt schon, B-Mode ist nicht so spektakulär wie die Doppler-Untersuchung. Aber trotzdem ist das B-Bild trotz Doppler und 3D/4D immer noch die wichtigste und am häufigsten verwendete Modalität der Ultraschalldiagnostik.

Die Schallkopfeinstellungen sind eine subtile Kunst, die sich am besten in der Praxis erlernen lässt. Patientenlagerung und Schallkopfposition, Anpressdruck des Schallkopfes und die Schallfenster sind von eminenter Bedeutung für die Bildqualität und können von Patient zu Patient variieren.

Dieser Aspekt der Ultraschallbildgebung wird am besten in einem Workshop (z. B. unseren Ultraschall TT-Workshops) bzw. unter Praxisbedingungen beleuchtet und wird daher an dieser Stelle nicht weiterverfolgt. Wir möchten Ihnen gerne näher bringen, wie Sie Ihr Gerät so einstellen, dass Sie Ihr „persönliches“ 2D-B-Mode-Bild erhalten.

Von der Funktion her fallen die Bildregler grob gesehen entweder in den Bereich Vor- oder Nachbearbeitung (Pre- bzw. Postprocessing). Alle Funktionen, zu deren Einstellung erneut geschallt werden muss, gehören zur Vorbearbeitung, während

Funktionalitäten, die sich an einem Standbild vornehmen lassen, dem Bereich der Nachbearbeitung zugerechnet werden.

#### Grundeinstellungen (Setups)

Es erscheint überflüssig darauf hinzuweisen, doch die korrekte Wahl der Grundeinstellungen ist wichtig. Sie werden so gewählt, dass man gleich mit den im Mittel besten Einstellungen anfangen kann. Anfängliche Eindringtiefe, Verstärkung, Fokus (und Doppler-Einstellungen) werden so eingestellt, wie die meisten Ultraschaller bei dieser Art von Untersuchung beginnen würden. Anders ausgedrückt: Für eine Pankreasuntersuchung wird mit der Grundeinstellung Abdomen begonnen und für die Untersuchung der vollen Blase mit der Grundeinstellung Niere. Die Wahl der korrekten Grundeinstellung gewährleistet einen



reibungslosen Untersuchungsbeginn, doch bei der Untersuchung anderer Organregionen müssen diese Bildeinstellungen korrigiert werden. Welcher Unterschied sich zwischen den Grundeinstellungen Niere bzw. Geburtshilfe bei der Ultraschalluntersuchung der Niere manifestiert, wird durch die Abbildungen 1 und 2 verdeutlicht. Die Zielrichtung der Grundeinstellungen ist auch immer dann zu berücksichtigen, wenn mehrere Körperabschnitte im Rahmen ein und derselben Untersuchung geschallt werden. Die Ultraschalluntersuchung der mütterlichen Nieren während der geburtshilflichen Untersuchung ist ein Paradebeispiel hierfür. Falls die Bildqualität der mütterlichen Nieren zu wünschen übrig lässt, sollte unbedingt kontrolliert werden, welche Grundeinstellungen gerade aktiviert sind. Die Grundeinstellungen in der Geburtshilfe sind auf einen niedrigen mechanischen Index (MI) hin ausgerichtet. Generell hat dies zur Folge, dass die Schalleistung erheblich verringert wird. Werden die mütterlichen Nieren mit dieser Grundeinstellung untersucht, kann dies zu Problemen mit der Eindringtiefe führen, insbesondere wenn die Patientin auch ansonsten schwer zu schallen ist. Eine Lösung wäre die Schalleistung zu erhöhen, doch die Grundeinstellungen lassen sich genauso schnell und einfach und wahrscheinlich sogar noch effektiver ändern.

### Schallkopfwahl

Möglicherweise gibt das Gerät dies vor, wenn der Anwender die Grundeinstellungen festlegt. Man sollte sich stets mit den verfügbaren Schallköpfen vertraut machen. Im Hinblick auf die Untersuchungsregion sind Frequenz, Ankoppelfläche und Form des Schallkopfes entsprechend zu berücksichtigen. Das bessere Auflösungsvermögen höherer Frequenzen geht verloren, falls die Eindringtiefe für das Untersuchungsgebiet nicht ausreicht.

### Verstärkung (Gain)

Es stehen insgesamt drei Einstellmöglichkeiten für die Verstärkung zur Verfügung. Die Gesamtverstärkung ist der Verstärkungsgrad für das Gesamtbild. Unter dem Tiefenausgleich (auch als TGC bezeichnet)

wird der Verstärkungsgrad verstanden, der auf die Tiefe des Bildes angewendet wird. Durchläuft der Ultraschall Gewebe mit geringer Dämpfung, beispielsweise der Harn- oder Gallenblase, nimmt der Tiefenausgleich häufig ab. Es zählt sich aber aus, diese Konstellation unter einem anderen Blickwinkel zu betrachten. Bei der nächsten Ultraschalluntersuchung von Regionen mit schwachen Echos, wie beispielsweise dem Auge, sollte der Tiefenausgleich innerhalb dieser Region nicht verringert werden. Die Tiefenausgleichskurve in der Region sollte ruhig als Gerade belassen und erst dorsal der Region verringert werden. Dadurch treten die schwächeren Echos, beispielsweise einer

Blutung, besser hervor, ohne dass gleichzeitig die dorsal davon liegenden Echos überkompensiert werden. Dies ist aus den Abbildungen 3 und 4 ersichtlich. Bei der automatischen Verstärkungsregelung (AGC) handelt es sich um eine relativ selten nachkorrigierte herstellerspezifische Verstärkungskurve. Mit ihr lässt sich die Kontrastauflösung nachregeln. Bei der Ultraschalluntersuchung stark reflektierender Strukturen bzw. Geweben, die nicht dem klassischen Reflektortyp entsprechen, z. B. der krankhaft veränderten Leber, lohnt es sich durchaus, dies einmal auszuprobieren. Die Wirkung unterschiedlicher AGC-Pegel ist in den Abbildungen 5 und 6 dargestellt.



Abb. 1. Nierenuntersuchung mit Grundeinstellung Niere.



Abb. 2. Nierenuntersuchung mit Grundeinstellung Geburtshilfe.



Abb. 3. Durch Senkung des Verstärkungsgrades in der Region mit der geringen Dämpfung wird die dorsale Verstärkung verringert, aber es besteht die Gefahr, dass tatsächlich Informationen geringer Echointensität verloren gehen.



Abb. 4. Schwache Binnenechos lassen sich besser darstellen, wenn die Verstärkung in der Läsion erhöht und dann dorsal dieses Arealis mit der geringen Dämpfung verringert wird, um so die dorsale Verstärkung zu reduzieren.



Abb. 5. Standardeinstellung der automatischen Verstärkungsregelung.



Abb. 6. Einstellung der automatischen Verstärkungsregelung mit Spreizung des mittleren Echobereiches, so dass das Bild „flacher“ aussieht.

### Fokus

Mit der Fokusregelung wird die Breite und somit die laterale Auflösung des Sendestrals geregelt. Durch eine höhere Anzahl der Sendefokuszonen verengt sich das Strahlprofil, dies allerdings auf Kosten der zeitlichen Auflösung. Jeder Anwender sollte mit seinem Ultraschallgerät „spielen“, um die subjektiv beste Einstellung zu erhalten. Es ist viel wichtiger, den Sendefokus in der entsprechenden Tiefe zu platzieren, als multifokal zu arbeiten. Abbildung 7 zeigt den Einsatz multifokaler Zonen und Abbildung 8 ein ähnliches Bild mit nur einer Fokuszonen. Die meisten Hersteller setzen die Empfangsfokussierung ein, die sich zwar nicht auf die Breite des Sendestrals auswirkt, aber dennoch die effektive Schallstrahlbreite verringert, ohne dabei die Bildwechselrate zu beeinträchtigen.

### Schalleistung

Die Schalleistung wird durch die Amplitude der Kristallschwingung bestimmt und eine geringe Leistung verringert die Eindringtiefe und stellt die Echos unzureichend dar. Doch ist die maximale Schalleistung nicht immer unbedingt zielführend. An dieser Stelle sei an den Merksatz ALARA – As Low as Reasonably Achievable – und die geburtshilflichen Grundeinstellungen erinnert: Eine Verringerung der Schalleistung senkt auch die Strahlenbelastung des Patienten. Zwar kann der Verstärkungsgrad den Leistungsverlust nicht kompensieren, aber dennoch kann die geringere Schalleistung vorteilhafter als eine Verringerung des Verstärkungsgrades sein, da gleichzeitig auch die Intensität der Wiederholungsartefakte vermindert wird. Abbildungen 9 und 10 zeigen den Bildunterschied zwischen verschiedenen Schalleistungspegeln und verdeutlichen, mehr (Leistung) ist nicht unbedingt besser.

### Dynamikumfang

Der Dynamikumfang regelt die Darstellung der Echos von der schwächsten bis zur stärksten darstellbaren Amplitude. Durch Verbreiterung des Dynamikumfanges lassen sich Echos geringer Amplitude zwar besser differenzieren, aber der Kontrast nimmt ab.

Durch Verringerung des Dynamikumfangs nimmt der Bildkontrast ab und die für das Rauschen typischen Echos geringer Amplitude (insbesondere bei adipösen Patienten) treten im Bild zurück. Es wird die richtige Balance benötigt. Bei einem zu geringen Dynamikumfang gehen diagnostische Informationen verloren. Die Wirkung eines unterschiedlichen Dynamikumfangs ist aus den Abbildungen 11 bis 13 ersichtlich.

### Bildmittelung (Time Smooth)

Auch als zeitliche Glättung, Bildkorrelation und Nachbildwirkung bekannt. Hier wird der Wert jedes im Bild dargestellten Pixels durch Mittelung der aus einer unterschiedlichen Anzahl vorheriger Bilder stammenden Daten berechnet. Je höher die Bildmittelung, desto größer die Anzahl der Bilder,

aus denen der jeweilige Pixelwert berechnet wird. Die Bildmittelung verbessert das Signal/Rausch-Verhältnis und hat gleichzeitig eine glättende Wirkung; die tatsächliche Bildwechselrate bleibt unverändert, doch durch die Mittelung der Pixeldaten sinkt die effektive Bildwiederholrate. Für kleinere Strukturen und Untersuchungen des Bewegungsapparates wird meist eine höhere Bildmittelung bevorzugt. Gewebeareale, die Bewegungen unterliegen,



Abb. 10. Schalleistung 100 %



Abb. 7. Multiple Fokuszonen



Abb. 11. Ein laut Grundeinstellung „mittlerer“ Dynamikumfang.



Abb. 8. Einzelfokuszonen



Abb. 12. Ein größerer Dynamikumfang.



Abb. 9. Schalleistung 16 %



Abb. 13. Ein kleinerer Dynamikumfang.

beispielsweise das Herz (auch des Feten), werden am besten mit geringer Bildmittelung untersucht. Und die niedrigeren Einstellungen würde ich auch bei unruhigen pädiatrischen Patienten sowie unkooperativen hyperventilierenden Erwachsenen empfehlen. Ein Beispiel der Bildmittelung ist in Abbildung 14 zu sehen; man beachte die deutlichere Konturdarstellung der Lebervenen in Abbildung 15 nach Anheben der Glättung.

### Nachbearbeitung (Post-Processing)

Die Kontrastauflösung eines Bildes lässt sich mit Hilfe unterschiedlicher Nachbearbeitungskurven ändern. So kann ein Teil der Grauwertskala erweitert werden, was aber meist ihre Kompression an einer anderen Stelle der Bearbeitungskurve zur Folge hat. Üblicherweise sind die Bearbeitungskurven so ausgelegt, dass das „helle



Abb. 14. Minimale Bildmittelung



Abb. 15. Maximale Bildmittelung



Abb. 16. Nachbearbeitung laut Grundeinstellung

Weiß“ komprimiert wird, doch können sie so eingestellt werden, dass sie Läsionen



Abb. 17. Durch Änderung der Kurve für die Nachbearbeitung verändert sich das Aussehen des Bildes.

oder andere gewünschte Areale hervorheben. Diese Einstellung kann auch nach-



Abb. 18. Probieren Sie ruhig unterschiedliche Kurven aus, bis Sie das von Ihnen gewünschte Bild erhalten.



Abb. 19. Links eine Änderung der 2D-Map mit subtiler Wirkung und rechts das Bild mit der standardmäßig vorgegebenen Map.

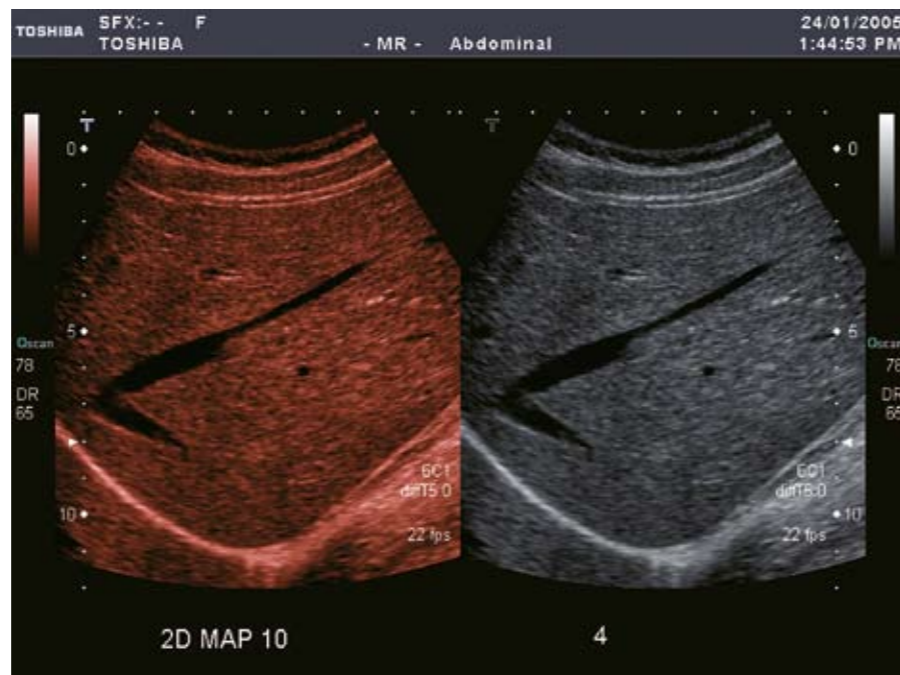


Abb. 20. Eine deutlichere Änderung der Bildarstellung durch Änderung der 2D-Map links gegenüber der Standard-Map rechts.

träglich im „gefrorenen“ Bild vorgenommen werden. Abbildungen 16 bis 18 zeigen die Wirkung unterschiedlicher Nachbearbeitungskurven auf dasselbe Bild.

### 2D-Mapping

Hier wird die Echoamplitude farbkodiert dargestellt. Ähnlich wie die Nachbearbeitungskurven dient das 2D-Mapping der verbesserten Kontrastauflösung. Anwendungsgebiete umfassen u.a. das fetale Herz und geburtshilfliche Ultraschalluntersuchungen (möglicherweise als Antwort auf den Kommentar der Patientin hinsichtlich der Farbe). Unserer Erfahrung nach eignet sich das 2D-Mapping auch sehr gut bei schlechten Beleuchtungsverhältnissen, beispielsweise auf der Station. Abbildungen 19 und 20 zeigen die Wirkung unterschiedlicher 2D-Maps auf dasselbe Bild.

### Kantenanhebung (Edge Enhancement)

Mit der Kantenanhebung werden die Echos besser definiert dargestellt. Die zunehmende Kantenanhebung lässt ein Bild „schärfer“ erscheinen. Abbildungen 21 und 22 zeigen die Wirkung unterschiedlicher Kantenanhebungen auf dasselbe Bild.

### Sichtfeld (FOV)

Ein engeres Sichtfeld führt wegen der niedrigeren Zeilenzahl zu schnelleren Bildwechselraten und somit besserer zeitlicher Auflösung, bei gleich bleibender räumlicher Auflösung. Falls sich durch die Verengung das Sichtfeld schlecht in den Kontext des Untersuchungsareals einordnen lässt, kann es bei geteiltem Bildschirm auf der einen Seite und das „Gesamtbild“ auf der anderen Bildschirmhälfte dargestellt werden.

### Zoom

Zoom verbessert die räumliche Auflösung, hat aber den Nachteil eines eingegengten Sichtfeldes; doch dieser Nachteil kann wie beim engeren Sichtfeld beschrieben durch den geteilten Bildschirm wieder aufgehoben werden. Abbildung 23 zeigt die Wirkung des Zooms auf den Bildinhalt.

### Harmonic Imaging

Professor Peter Burns stellte während eines Vortrages auf der ASUM-Tagung fest, dass Harmonic Imaging unter mindestens 22 verschiedenen Begriffen bekannt ist. [1] Allgemein aber spricht man von Harmonic- oder Tissue Harmonic Imaging. Hierbei unterscheiden wir drei grundlegende Verfahren: das konventionelle Tissue Harmonics, Pulse Subtraction und Differential Harmonics. Kurz gesagt breitet sich der Ultraschallstrahl im Gewebe als Druckwelle aus. Schall breitet sich während der Kompression schneller aus als während der Druckentlastung, und diese nichtlineare Ausbreitungsform führt zur Bildung von Oberwellen. Bei der Betriebsart **Tissue Harmonics** wird die Grundschwingung ( $f^1$ ) herausgefiltert und nur die Oberwelle ( $2f$ ) durchgelassen. Bei der Betriebsart **Pulse Subtraction Harmonics** wird die Grundschwingung ( $f^1$ ) durch zwei um  $180^\circ$  phasenverschobene Pulse ausgelöscht, so dass nur die Oberwelle ( $2f$ ) durchgelassen wird.

Beim **Differential Harmonic Imaging** wird auf zwei unterschiedlichen Frequenzen gesendet; durch Pulssubtraktion werden die beiden Grundschwingungen ( $f^1$  und  $f^2$ ) entfernt, so dass nur die Oberwelle der unteren Frequenz ( $2f$ ) und die Differenz der beiden Sendefrequenzen ( $f^2 - f^1$ ) empfangen werden. Die Oberwellen zeichnen sich durch geringe Sendestrahlsbreite und Nebenkeulen gerin-

gerer Amplitude aus; daher haben sie eine höhere laterale Auflösung sowie ein besseres Signal/Rausch-Verhältnis. Da die laterale Auflösung normalerweise geringer als die axiale Auflösung ist, kann der Einsatz von Schallköpfen großer Bandbreite und mit der Fähigkeit zum Empfang von Oberwellen den Kontrast und die laterale Auflösung steigern, so dass es zu Aussagen wie der folgenden kommt: „Im klinischen Alltag ist bei den meisten Geräten der Vorteil bei Untersuchungen mit abdominaler und allgemeiner Fragestellung so ausge-



Abb. 21. Geringe Kantenanhebung



Abb. 22. Stärkere Kantenanhebung

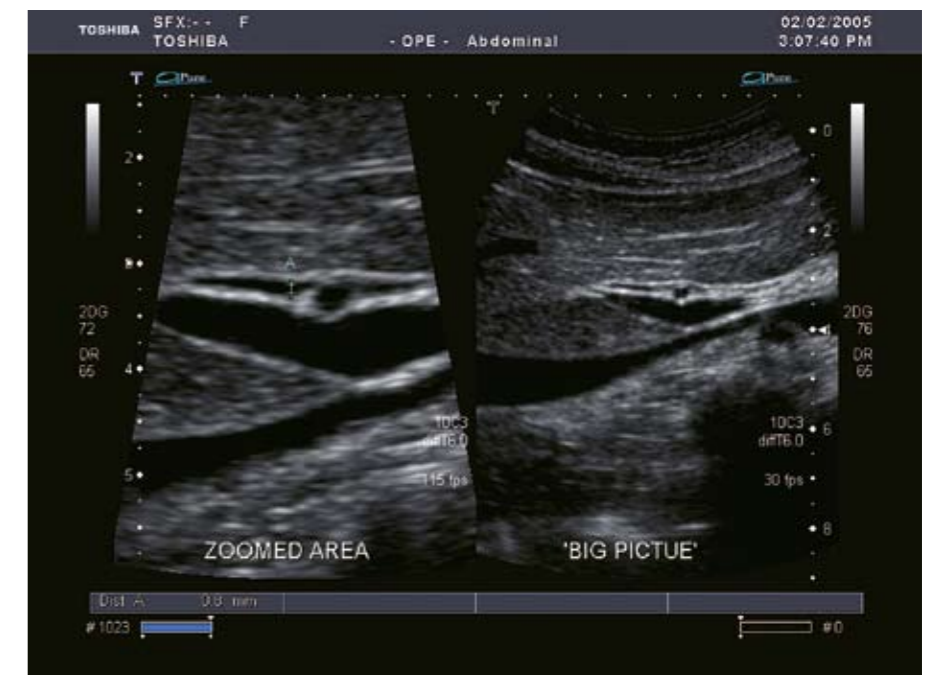


Abb. 23. Die linke Bildhälfte zeigt den Sichtfeldverlust gegenüber der nicht gezoomten Bildhälfte rechts.

prägt, dass ein Großteil der Untersucher die Geräte routinemäßig auf Tissue Harmonic stellen.“ Auch das Harmonic Imaging kann mit denselben Einstellmöglichkeiten wie bei der normalen Bildgebung optimiert werden. Abbildungen 24 und 25 zeigen den Unterschied in der Bildqualität, wenn mit Harmonic Imaging gearbeitet wird.

### Beam Steering

Durch das elektronische Schwenken des Schallfeldes kann bei einem Linear-Array-Schallkopf ein Einfallswinkel von 90° erzielt werden. Dies ist insbesondere dann von Vorteil, wenn der Schallkopf nicht abgerollt werden kann, denn durch das Beam Steering werden die Anisotropieartefakte an den schwierig zu untersuchenden Bizepsansätzen, Sprunggelenksbändern und sonstigen Stellen, wo es zur Anisotropie kommt, deutlich gemildert. Abbildung 26 zeigt eine Vene mit geöffneten Venenklappen, die mit einem Linear-Array-Schallkopf untersucht wurde. In Abbildung 27 wurden die Klappensegel mittels Beam Steering besser herausgearbeitet. Hier wäre das Abrollen des Schallkopfes nicht möglich, da sonst die oberflächliche Vene komprimiert werden würde.

### Compound Imaging (ApliPure)

Ziel dieser Form der Bildgebung ist es, das Gewebe und die Gewebegrenze mit unterschiedlichen Ultraschallstrahlen abzutasten um das Bild aus verschiedenen Bildern zusammen setzen zu können. Wir unterscheiden zwei Verfahren:

- a) das räumliche Compounding: die Schallstrahlen werden elektronisch geschwenkt und treffen aus unterschiedlichen Richtungen auf die Grenzfläche. Dadurch kommt es vermehrt zum Idealfall, dass der Schallstrahl rechtwinklig auf den Reflektor trifft und somit Artefakte und ansonsten sehr helle Reflektoren aus Grenzflächen entfernt, die parallel zur Sendeempfangsfläche des Schallkopfes liegen. Angrenzende Ränder, insbesondere die Grenzen gebogener oder anisotroper Strukturen, werden ebenfalls verstärkt.
- b) das Frequenz Compounding: es werden Sendepulse mit zwei unterschiedlichen

Frequenzen gesendet. Dies ermöglicht eine bessere Erkennung der Gewebesignatur und somit eine deutlich erhöhte Gewebedifferenzierung. Mit der Funktion „ApliPure“ werden beide Verfahren unterstützt. Das Compounding, d.h. die Bildzusammensetzung, kann in unterschiedlicher Ausprägung erfolgen und wenn Artefakte ein hilfreiches diagnostisches Hilfsmittel sind, beispielsweise Mikroverkalkungen bei der Mammasonographie, sollte man sich dessen bewusst sein und mit Augenmaß agieren. Abbildungen 28 und 29 zeigen dasselbe Bild mit und ohne Compounding.

### Trapezscan

Auch als virtuell konvexe Bildgebung bekannt kann der Schallkopf beim Trapezscan jenseits seiner Ankoppelfläche schallen; diese Wirkung lässt sich am besten an Linearschallköpfen darstellen. Bei hochfrequenten Linearschallköpfen können im Trapez-Modus die Nieren des Neugeborenen sowie kleinere Strukturen wie Hoden (Gesamtlänge) und große Schilddrüsen mit hoher Auflösung dargestellt werden. Einen Vorteil bietet der Trapez-Modus auch bei schlanken geburtshilflichen Patientinnen. Abbildungen 30 und 31 zeigen den Unterschied, den ein trapezförmiges Sichtfeld für das Bild bedeuten kann.



Abb. 26. Darstellung einer Vene mit dem Linear-Array-Schallkopf.



Abb. 27. Dieselbe Vene mit elektronisch geschwenktem Schallfeld, das nun rechtwinklig zu den Klappensegeln einfällt.

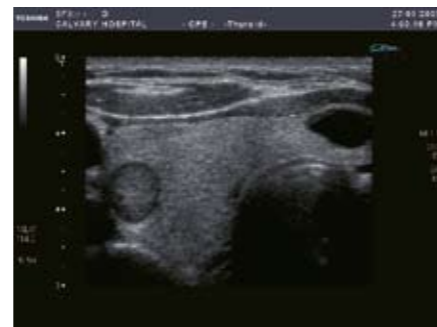


Abb. 28. Schilddrüsendarstellung mit ApliPure.

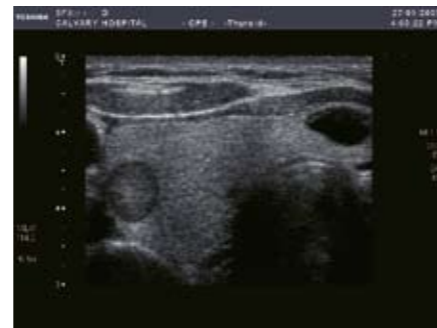


Abb. 29. Dieselbe Schilddrüse ohne ApliPure.



Abb. 30. Die übliche Ankoppelfläche eines Linear-schallkopfes.



Abb. 31. Durch das trapezförmige Sichtfeld vergrößert sich die Ankoppelfläche des Schallkopfes.



Abb. 32. Das größere Sichtfeld kann insbesondere bei Gefäßuntersuchungen von Nutzen sein.

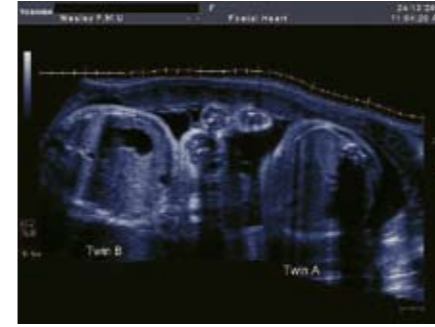


Abb. 33. Erweitertes Sichtfeld bei Zwillingsschwangerschaft



Abb. 34. Unangemessener Tiefenausgleich



Abb. 35. Auto-Optimierung – die schnelle Hilfe!

### Panorama Imaging

Die Panoramabildgebung ist für diejenigen von uns, die noch mit statischen Scannern gearbeitet haben, ein vertrautes Konzept – aber auch für die jüngere Generation, die mit Digitalkameras aufgewachsen ist. Hervorragend geeignet für das Gesamtbild, doch nimmt die Bildgröße mit zunehmender Untersuchungsoberfläche ab. Neben dem „Gesamtbild“ können ein gewünschtes Areal dargestellt und Messungen durchgeführt werden. Ein Wort der Warnung: Die Überweiser (die üblicherweise von einem Panoramabild profitieren) haben mehr davon, wenn ein Riss o.ä. von einer oberflächlichen anatomischen Landmarke aus gemessen wird (z. B. Hautfalte in der Kniekehle) und nicht von einer Ultraschalllandmarke (beispielsweise dem Ansatz einer Sehne). Abbildungen 32 und 33 zeigen Beispiele für die Panoramabildgebung.

### Auto-Optimierung (QuickScan)

Die Toshiba Systeme Nemio XG, Xario und Aplio sind mit der Auto-Optimierungsfunktion „QuickScan“ ausgestattet. Damit ist es möglich, das B-Bild einfach per Knopfdruck an die aktuellen Untersuchungsbedingungen anzupassen. Denn ein neues Setup berücksichtigt zwar individuelle Systemeinstellungen, jedoch nicht die unterschiedlichen Schalleigenschaften ihrer Patienten. Mit QuickScan optimieren sie Dynamik und Verstärkung gezielt für die aktuellen Schallbedingungen. Ein dann eventuell noch erforderliches „Fine Tuning“ erfolgt dann zusätzlich mit den oben beschriebenen B-Mode Einstellungen. Abbildungen 34 und 35 zeigen den direkten Unterschied, den QuickScan auf das Bild haben kann.

### Referenzen

1. Burns P. Advanced Applications and New Technology in Ultrasound. ASUM: 2004 Sep 8.
2. Cosgrove D. Harmonic Imaging: tissues and microbubbles [lecture on the Internet]. Sardinia: Sardinian Mediterranean Imaging Research Group; date unknown [cited 2004 Feb 1]. Available from: [www.smirg.org/lectures/lecture\\_id2.php?sl=1](http://www.smirg.org/lectures/lecture_id2.php?sl=1).

### Suggested Further Reading

1. Gent R. Applied Physics and Technology of Diagnostic Ultrasound. Australia: Openbook Publishers; 1997.
2. Ward B, Baker AC, Humphrey VF. Nonlinear propagation applied to the improvement of resolution in diagnostic medical ultrasound. J Acoust Soc Am. 1997 Jan;101(1):143-54.
3. Website for Toshiba Medical. [www.medical.toshiba.com](http://www.medical.toshiba.com)

# TOSHIBA

Leading Innovation >>>



## Unsere Definition von „Premium Compact Ultraschall“ **Nemio MX – ein System, das begeistert ...**



- ... durch sein Design, bereits auf den ersten Blick.
- ... durch ein Bedienkonzept, übernommen aus unserem Premiumsegment.
- ... durch einen High-Resolution-TFT-Monitor, entwickelt für die Anforderungen unserer Aplio Serie.
- ... durch 30 (!) verschiedene Sonden.
- ... und nicht zuletzt durch seine Zuverlässigkeit und die bekannte Toshiba Qualität.

**Nemio MX – lassen Sie sich begeistern.**

[www.toshiba-medical.de](http://www.toshiba-medical.de)  
[www.toshiba-medical.at](http://www.toshiba-medical.at)  
[www.toshiba-medical.ch](http://www.toshiba-medical.ch)

**Nemio**MX



**ULTRASCHALL MRT RÖNTGEN CT SERVICE**