

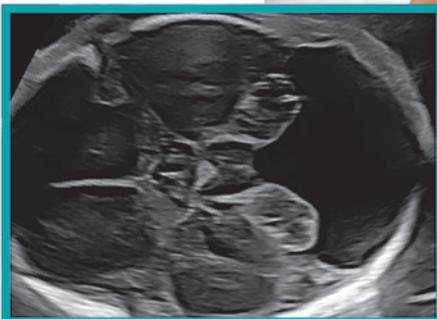
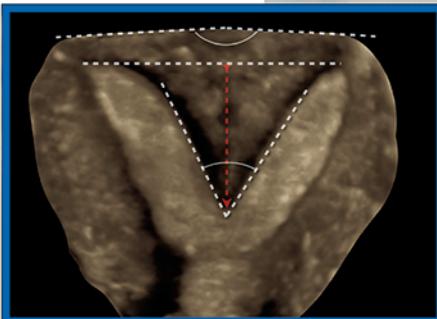
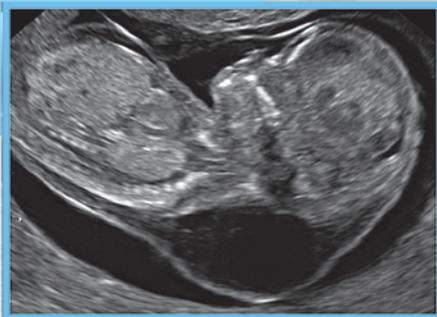
Kursbuch Ultraschall in der Gynäkologie und Geburtshilfe

Nach den Richtlinien der DEGUM und der KBV

Herausgegeben von

Annegret Geipel
Markus Hoopmann
Karl Oliver Kagan

 Online-Version in der eRef



Kursbuch Ultraschall in der Gynäkologie und Geburtshilfe

Nach den Richtlinien der DEGUM und der KBV

Herausgegeben von
Annegret Geipel
Markus Hoopmann
Karl Oliver Kagan

Mit Beiträgen von

Christoph Berg
Rabih Chaoui
Heiko Dudwiesus
Florian Faschingbauer
Ingo Gottschalk
Dieter Grab
Ines V. Gruber
Markus Hahn
Kai-Sven Heling
Samir Helmy-Bader
Katrín Karl

Sven Kehl
Philipp Klaritsch
Krisztian Lato
Gwendolin Manegold-Brauer
Gert Naumann
Luigi Raio
Jochen Ritgen
Thomas Schramm
Brigitte Strizek
Philipp Wagner

1051 Abbildungen

Georg Thieme Verlag
Stuttgart · New York

Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.d-nb.de> abrufbar.

Ihre Meinung ist uns wichtig! Bitte schreiben Sie uns unter:

www.thieme.de/service/feedback.html

Wichtiger Hinweis: Wie jede Wissenschaft ist die Medizin ständigen Entwicklungen unterworfen. Forschung und klinische Erfahrung erweitern unsere Erkenntnisse, insbesondere was Behandlung und medikamentöse Therapie anbelangt. Soweit in diesem Werk eine Dosierung oder eine Applikation erwähnt wird, darf der Leser zwar darauf vertrauen, dass Autoren, Herausgeber und Verlag große Sorgfalt darauf verwandt haben, dass diese Angabe dem Wissensstand bei Fertigstellung des Werkes entspricht.

Für Angaben über Dosierungsanweisungen und Applikationsformen kann vom Verlag jedoch keine Gewähr übernommen werden. **Jeder Benutzer ist angehalten**, durch sorgfältige Prüfung der Beipackzettel der verwendeten Präparate und gegebenenfalls nach Konsultation eines Spezialisten festzustellen, ob die dort gegebene Empfehlung für Dosierungen oder die Beachtung von Kontraindikationen gegenüber der Angabe in diesem Buch abweicht. Eine solche Prüfung ist besonders wichtig bei selten verwendeten Präparaten oder solchen, die neu auf den Markt gebracht worden sind. **Jede Dosierung oder Applikation erfolgt auf eigene Gefahr des Benutzers.** Autoren und Verlag appellieren an jeden Benutzer, ihm etwa auffallende Ungenauigkeiten dem Verlag mitzuteilen.

© 2022. Thieme. All rights reserved.

Georg Thieme Verlag KG
Rüdigerstraße 14, 70469 Stuttgart, Germany
www.thieme.de

Redaktion: Tamar Triebel, Delmenhorst
Zeichnungen: Christine Lackner, Ittlingen

Covergestaltung: © Thieme

Bildnachweis Cover: Hauptmotiv: © UKB/Johann F. Saba

Satz: Ziegler und Müller, text form files, Kirchentellinsfurt

Druck: aprinta druck GmbH, Wemding

DOI 10.1055/b000000445

ISBN 978-3-13-243793-7

1 2 3 4 5 6

Auch erhältlich als E-Book:

eISBN (PDF) 978-3-13-243794-4

eISBN (epub) 978-3-13-243795-1

Marken, geschäftliche Bezeichnungen oder Handelsnamen werden nicht in jedem Fall besonders kenntlich gemacht. Aus dem Fehlen eines solchen Hinweises kann nicht geschlossen werden, dass es sich um einen freien Handelsnamen handelt.

Das Werk, einschließlich aller seiner Teile, ist urheberrechtlich geschützt. Jede Verwendung außerhalb der engen Grenzen des Urheberrechtsgesetzes ist ohne Zustimmung des Verlages unzulässig und strafbar. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen oder die Einspeicherung und Verarbeitung in elektronischen Systemen.

Wo datenschutzrechtlich erforderlich, wurden die Namen und weitere Daten von Personen redaktionell verändert (Tarnnamen). Dies ist grundsätzlich der Fall bei Patienten, ihren Angehörigen und Freunden, z. T. auch bei weiteren Personen, die z. B. in die Behandlung von Patienten eingebunden sind.

Thieme Publikationen streben nach einer fachlich korrekten und unmissverständlichen Sprache. Dabei lehnt Thieme jeden Sprachgebrauch ab, der Menschen beleidigt oder diskriminiert, beispielsweise aufgrund einer Herkunft, Behinderung oder eines Geschlechts. Thieme wendet sich zudem gleichermaßen an Menschen jeder Geschlechtsidentität. Die Thieme Rechtschreibkonvention nennt Autor*innen mittlerweile konkrete Beispiele, wie sie alle Lesenden gleichberechtigt ansprechen können. Die Ansprache aller Menschen ist ausdrücklich auch dort intendiert, wo im Text (etwa aus Gründen der Leseleichtigkeit, des Text-Umfangs oder des situativen Stil-Empfindens) z. B. nur ein generisches Maskulinum verwendet wird.

Vorwort

Durch unsere tägliche Arbeit in der Ultraschalldiagnostik, die Begeisterung für die gynäkologische und geburts-hilfliche Sonografie im Fach Frauenheilkunde sowie der Historie vielfältiger gemeinsamer Fortbildungsveranstaltungen ist das Konzept zu diesem Kursbuch entstanden.

Die Sonografie übt gerade auf junge Kolleg*innen in der Klinik eine besondere Anziehungskraft aus, weil sie eine handwerkliche, technische und intellektuelle Leistung mit hohem kommunikativen Anspruch im unmittelbaren Patientenkontakt darstellt. Erfolgreiche Ultraschall-diagnostik wird durch die Interaktion Arzt-Patientin-Ultraschallgerät bestimmt. Als Besonderheit fokussiert die Geburtshilfe sogar auf zwei Patient*innen gleichzeitig – die Schwangere und den Feten.

Das vorliegende Buch strukturiert sich in einen Grund-, Aufbau- und Abschlusskurs. Hierbei wurden insbesondere die Lernziel-Empfehlungen der DEGUM und KBV zugrunde gelegt.

Beim Erlernen der Methode Ultraschall gilt es Kenntnis über strukturierte Untersuchungsgänge und das Know-how der Bildoptimierung zu erlangen, eine korrekte Bild-dokumentation zu erreichen sowie das theoretische Wissen von Normalbefunden zu integrieren. Diesem Ziel widmet sich der erste Teil des Buches, der Grundkurs. Die zahlreichen Abbildungen und Grafiken sollen insbesondere Einsteiger*innen helfen, sich systematisch und praxisorientiert mit den klassischen Indikationen der sonografischen Diagnostik in unserem Fachgebiet zu befassen und Fallstricke zu vermeiden. Dies ist umso wichtiger, da es in vielen Kliniken an strukturierter Ultraschallausbildung mangelt. Solide Grundkenntnisse in der Sonografie befähigen jedoch gerade Ärzt*innen am Anfang ihrer be-

ruflichen Karriere diagnostische Erfolgserlebnisse zu sammeln und somit ihre berufliche Zufriedenheit und Motivation zu verbessern.

Gemäß eines Ultraschallcurriculums beinhalten die Kapitel des Aufbau- und Abschlusskurses vertiefende Normalbefunde in Abgrenzung zur Pathologie sowie gezielte weiterführende Themen der klinischen Sonografie. Ein besonderes Augenmerk wird auf typische sonografische Hinweiszeichen einzelner Krankheitsbilder und deren Veranschaulichung anhand zahlreicher, ausführlich kommentierter Abbildungen und Videosequenzen gelegt. Bewusst vermittelt unser Kursbuch unterschiedliche Schwierigkeitsgrade an sonografischer Diagnostik, es soll kontinuierlich wachsende Erkenntnisse z.B. im Rahmen der Facharztausbildung ermöglichen. Auch für fortgeschrittene Ultraschall-Diagnostiker*innen eignet sich das Buch als kompaktes Nachschlagewerk mit vielen nützlichen Praxistipps für die tägliche Arbeit.

Besonders stolz sind wir auf die Vielzahl ausgewiesener Ultraschall-Expert*innen, die ihr Wissen und ihren Erfahrungsschatz in dieses Projekt eingebracht und unsere gemeinsame Idee des Kursbuches mit großem Engagement umgesetzt haben.

Unser besonderer Dank gilt den Mitarbeiter*innen des Georg Thieme Verlages Stuttgart, für die fortwährende konstruktive Begleitung dieses Buchprojektes, von der Planung bis zur endgültigen Realisierung.

Annegret Geipel, Bonn
Markus Hoopmann, Tübingen
Karl Oliver Kagan, Tübingen

Inhaltsverzeichnis

I Grundkurs: Grundlagen und Normbefunde

1	Physikalisch-technische Grundlagen	18			
	<i>Heiko Dudwiesus</i>				
1.1	Schall, Frequenz und Wellenlänge.	18	1.5	Ortsauflösung, Ultraschallfrequenz und Fokussierung	20
1.2	Dämpfung, Impedanz und Reflexion ...	18	1.6	Zusätzliche Echo-/Bildverarbeitungsmethoden	23
1.3	Erzeugung und Detektion von Ultraschall	18	1.7	3D/4D-Sonografie	23
1.4	Entstehung des Echobildes	19			
2	Bildqualität: praktisch-technische Grundlagen	24			
	<i>Jochen Ritgen</i>				
2.1	Einleitung	24	2.3	Die rechte Hand	28
2.2	Die linke Hand	24	2.4	Presets einstellen	29
3	Biometrie des Fetus – Schnittebenen, Fehlerquellen, Gewichtsschätzung	31			
	<i>Florian Faschingbauer</i>				
3.1	Einleitung	31	3.4	Femurlänge	33
3.2	Biparietaler Durchmesser, frontookzipitaler Durchmesser und Kopfumfang ..	31	3.5	Fetale sonografische Gewichtsschätzung	33
3.3	Transversaler und anteriorposteriorer Abdomen-Durchmesser und Abdomenumfang	32			
4	Ultraschall in der Frühschwangerschaft	36			
	<i>Samir Helmy-Bader</i>				
4.1	Einleitung	36	4.6	Eileiterschwangerschaft	38
4.2	Missed Abortion	36	4.7	Sectionarben-Schwangerschaft	41
4.3	Abortus incompletus	37	4.8	Interstitielle Schwangerschaft	42
4.4	Abortus completus	37	4.9	Zervixschwangerschaft	43
4.5	Pregnancy of unknown location	38			
5	Normale Sonoanatomie im 1. Trimenon	45			
	<i>Karl Oliver Kagan</i>				
5.1	Einleitung	45			
6	Normale Sonoanatomie im 2. Trimenon	51			
	<i>Annegret Geipel</i>				

7	Fruchtwasser und Plazenta	63			
	<i>Luigi Raio</i>				
7.1	Fruchtwasser – Einleitung	63	7.4	Plazenta – Einleitung	65
7.2	Polyhydramnie	63	7.5	Die sonografisch dicke Plazenta	66
7.3	Oligohydramnie	64	7.6	Implantationsstörungen	69
8	Normalbefunde des weiblichen Genitales im Ultraschall	72			
	<i>Gwendolin Manegold-Brauer</i>				
8.1	Einleitung	72	8.4	Ovarien	77
8.2	Uterus: Myometrium	73	8.5	Tube, Douglas-Raum und Muskulatur ..	78
8.3	Endometrium	75			
9	Grundlagen der Urogynäkologie	81			
	<i>Gert Naumann</i>				
9.1	Einleitung	81	9.4	Urogenitalsonografie bei Genitaldeszensus	88
9.2	Instrumente und Methoden	81	9.5	3D-Beckenboden-Sonografie	91
9.3	Urogenitalsonografie bei Harninkontinenz	83	9.6	Urogenitalsonografie im klinischen Alltag	93
10	Grundlagen der Mammasonografie	94			
	<i>Markus Hahn, Ines V. Gruber</i>				
10.1	Sonoanatomie der Brustdrüse und Axilla	94	10.4	Untersuchungsdurchführung	101
10.2	Bedeutung der Mammasonografie und Indikationen	99	10.5	Minimalinvasive Mammainterventionen	104
10.3	Besonderheiten der Gerätetechnik beim Brustultraschall	100	10.6	Hygiene	108
11	Das Mehrstufenkonzept	109			
	<i>Kai-Sven Heling</i>				
11.1	Einleitung	109	11.3	Aktuelle Anwendung des Mehrstufenkonzepts	112
11.2	Definition der Stufeneinteilung der DEGUM	109			

II Aufbaukurs: Abgrenzung der Normbefunde zur Pathologie

12	Biometrie: Pathologische Befunde, fetale Wachstumsrestriktion, Makrosomie	114		
	<i>Sven Kehl</i>			
12.1	Einleitung	114	12.6	Sonografische Gewichtsschätzung des Fetus bei pathologischen Befunden
12.2	Scheitel-Steiß-Länge	114	12.7	Fetale Wachstumsrestriktion
12.3	Kopf	114	12.8	Fetale Makrosomie
12.4	Abdomen	116		
12.5	Femur	119		
13	Diagnostik von Chromosomenstörungen	122		
	<i>Philipp Wagner, Karl Oliver Kagan</i>			
13.1	Einleitung	122	13.7	Trisomie 18/Edwards-Syndrom
13.2	Häufigkeit von Chromosomenstörungen	122	13.8	Trisomie 13/Patau-Syndrom
13.3	Gendiagnostikgesetz	122	13.9	Monosomie X/Turner-Syndrom
13.4	Ersttrimesterscreening	123	13.10	Triploidie
13.5	Zellfreie DNA	125	13.11	Zusammenfassung
13.6	Trisomie 21/Down-Syndrom	127		
14	Mehrlingsschwangerschaften	136		
	<i>Philipp Klaritsch</i>			
14.1	Einleitung	136	14.9	Selektive intrauterine Wachstumsrestriktion
14.2	Chorionizität und Amnionizität	136	14.10	Monochoriale-monoamniotische Zwillingsschwangerschaften
14.3	Vanishing Twin	139	14.11	Siamesische Zwillinge
14.4	Screening auf genetische oder körperliche Anomalien bei Zwillingen ..	139	14.12	Drillingsschwangerschaften
14.5	Dichoriale Mehrlinge	140	14.13	Intrauteriner Fruchttod bei Zwillingsschwangerschaften
14.6	Feto-fetales Transfusionssyndrom	142	14.14	Selektiver Fetoizid bei Zwillingsschwangerschaften
14.7	Twin-Anemia-Polycythemia-Sequence ..	145		
14.8	Twin-reversed-arterial-perfusion	147		
15	Diagnostik von Neuralrohrdefekten	156		
	<i>Markus Hoopmann</i>			
15.1	Einleitung	156	15.4	Spina bifida
15.2	Anenzephalie	156	15.5	Beratung bei Folgeschwangerschaften ..
15.3	Enzephalozele	158		

16	Diagnostik von Bauchwanddefekten	166		
	<i>Brigitte Strizek, Annegret Geipel</i>			
16.1	Einleitung	166	16.4	Blasenekstrophie
16.2	Gastroschisis.....	166	16.5	Body-Stalk-Anomalie
16.3	Omphalozele.....	169	16.6	Cantrell-Pentalogie
17	Grundlagen der fetalen Echokardiografie	176		
	<i>Rabih Chaoui</i>			
17.1	Einleitung	176	17.3	Schnittebenen zur Beurteilung von Aorta und Truncus pulmonalis
17.2	Schnittebenen in der fetalen Echokardiografie	177		
18	Anwendung der 3D-Sonografie	196		
	<i>Kai-Sven Heling</i>			
18.1	Einleitung	196	18.3	Anwendung der 3D-Sonografie
18.2	Methoden der 3D-Sonografie.....	196		
19	Pathologische Befunde der Adnexe	219		
	<i>Samir Helmy-Bader</i>			
19.1	Einleitung	219	19.5	ADNEX
19.2	Terminologie nach der International- Ovarian-Tumor-Analysis-Gruppe	219	19.6	Simple-Rules-Risk-Calculation-Modell ..
19.3	Logistic Regression Model 1 und 2	222	19.7	Easy Descriptors nach der International- Ovarian-Tumor-Analysis-Gruppe
19.4	Simple Rules	223	19.8	Zusammenfassung und Beispiel.....
20	Pathologien in der Mammasonografie	229		
	<i>Ines V. Gruber, Markus Hahn</i>			
20.1	Benigne Befunde	229	20.5	Milchgangspapillom
20.2	Unauffällige Zysten	230	20.6	Besonderheiten der Implantatsonografie.....
20.3	Fibroadenom	230	20.7	Maligne Befunde
20.4	Benigner Phylloides tumor (Cystosarcoma phylloides)	232		

III Abschlusskurs: gezielte, weiterführende Fehlbildungsdiagnostik

21	Fehlbildungen des Gehirns	248		
	<i>Katrin Karl, Annegret Geipel</i>			
21.1	Einleitung	248	21.5	Anomalien der hinteren Schädelgrube .
21.2	Corpus-callosum-Agenesie	250	21.6	Migrations- und Gyrierungsstörungen ..
21.3	Ventrikulomegalie	252		Quellenangaben
21.4	Holoprosenzephalie	254		
22	Fehlbildungen an Rücken und Wirbelsäule	260		
	<i>Markus Hoopmann</i>			
22.1	Einleitung	260	22.4	Segmentations- und Formationsstörungen der Wirbelsäule
22.2	Prognosefaktoren der Spina bifida aperta	260	22.5	Sakrumagenesie/kaudales Regressions-Syndrom
22.3	Spina bifida occulta	264	22.6	Human Tail
23	Fehlbildungen von Gesicht und Hals	269		
	<i>Gwendolin Manegold-Brauer, Annegret Geipel</i>			
23.1	Einleitung	269	23.7	Kinn
23.2	Profil und Stirn	269	23.8	Nackenhypom und laterale Halszysten
23.3	Flaches Profil und hypoplastisches Nasenbein	271	23.9	Persistierendes Nackenödem und Nackenfalte
23.4	Orbita	273	23.10	Trachea, Pharynx und Larynx
23.5	Lippen-Kiefer-Gaumenspalten	275	23.11	Fetale Struma
23.6	Zunge	277	23.12	Fetale Halstumoren
24	Fehlbildungen des Thorax und der Lunge	286		
	<i>Christoph Berg</i>			
24.1	Einleitung	286	24.6	Scimitar-Syndrom
24.2	Zwerchfellhernie	286	24.7	Kongenitaler Verschluss der oberen Atemwege
24.3	Kongenitale pulmonale Atemwegsfehlbildung	289	24.8	Poland-Syndrom
24.4	Sequester	291	24.9	Lungenagenesie
24.5	Hydrothorax	292		

25	Fetale Herzfehlbildungen	297		
	<i>Rabih Chaoui</i>			
25.1	Einleitung	297	25.6	Die überreitende Aorta
25.2	Der kleine linke Ventrikel.....	297	25.7	Die parallel verlaufenden großen Gefäße
25.3	Der kleine rechte Ventrikel	301	25.8	Das Herz und/oder der Magen auf der rechten Seite
25.4	Der Defekt im interventrikulären Septum.....	302	25.9	Weitere Herzbefunde.....
25.5	Das univentrikuläre Herz.....	305		
26	Fehlbildungen Abdomen	312		
	<i>Brigitte Strizek, Annegret Geipel</i>			
26.1	Einleitung	312	26.5	Kolonatresie und anorektale Malformationen.....
	Stenosen und Atresien des oberen Gastrointestinaltrakts.....	312	26.6	Zystische Raumforderungen des Abdomens
26.2	Ösophagusatresie	312	26.7	Hyperechogener Darm.....
26.3	Duodenalstenose und Duodenalatresie.....	313	26.8	Mekoniumperitonitis
26.4	Atresien des Jejunums und Ileums	314	26.9	Fehlende oder dysplastische Gallenblase
27	Urogenitale Fehlbildungen	322		
	<i>Ingo Gottschalk</i>			
27.1	Einleitung	322	27.9	Autosomal-dominante polyzystische Nierenerkrankung.....
	Obstruktive Uropathien.....	322	27.10	Andere zystische Nierenerkrankungen
27.2	Pyelektasie	322	27.11	Meckel-Gruber-Syndrom.....
27.3	Hydronephrose	322	27.12	Nierenzysten-Diabetes-Syndrom.....
27.4	Ureteropelvine Obstruktion	323	27.13	Komplexe urogenitale Malformationen.....
27.5	Ureterovesikale Obstruktion.....	325	27.14	Hydro(metro)kolpos.....
27.6	Urethralobstruktion	326	27.15	Bardet-Biedl-Syndrom
27.7	Multizystische dysplastische Niere	328	27.16	McKusick-Kaufman-Syndrom.....
	Polyzystische Nierenerkrankungen.....	329	27.17	Kloakenpersistenz.....
27.8	Autosomal-rezessive polyzystische Nierenerkrankung.....	330		
28	Fehlbildungen der Extremitäten und des Skeletts	337		
	<i>Ingo Gottschalk</i>			
28.1	Einleitung – Fehlbildungen der Extremitäten	337	28.5	Polydaktylie
28.2	Pes equinovarus.....	338	28.6	Radiusaplasie
28.3	Ektrodaktylie	340	28.7	Kurzer Femur
28.4	Syndaktylie	341	28.8	Einleitung – Fehlbildungen des Skeletts
			28.9	Thanatophore Dysplasie

28.10	Osteogenesis imperfecta.....	350	28.12	Achondroplasie/Hypochondroplasie....	355
28.11	Achondrogenesis.....	353	28.13	Campomele Dysplasie	357
29	Fehlbildungsdiagnostik im 1. Trimenon				359
	<i>Karl Oliver Kagan</i>				
29.1	Einleitung	359	29.8	Kleinhirnfehlbildungen bzw. Fehlbildungen der Fossa posterior	363
29.2	Beurteilung der normalen Sonoanatomie	359	29.9	Lippen-Kiefer-Gaumenspalten	364
29.3	Testgüte der frühen Feindiagnostik	360	29.10	Zwerchfellhernien	365
29.4	Sinn der frühen Feindiagnostik	361	29.11	Herzfehler	366
29.5	Ex-/Anenzephalus	361	29.12	Bauchwanddefekte	366
29.6	Enzephalozele.....	362	29.13	Urogenitalfehlbildungen	367
29.7	Holoprosenzephalie	363	29.14	Extremitätenfehlbildungen und Skelettdysplasien.....	368
30	Diagnostische Punktionen				370
	<i>Annegret Geipel</i>				
30.1	Einleitung	370	30.6	Komplikationen nach Amniozentese und Chorionzottenbiopsie.....	374
30.2	Dokumentation, Training und Qualitätskontrolle.....	370	30.7	Invasive Diagnostik bei Zwillingen	374
30.3	Indikationen	371	30.8	Kordozentese	375
30.4	Amniozentese.....	372	30.9	Invasive Diagnostik bei maternalen Infektionen	376
30.5	Chorionzottenbiopsie.....	373	30.10	Genetische Untersuchungsmethoden ..	376
31	Fetale Therapie				379
	<i>Annegret Geipel</i>				
31.1	Einleitung	379	31.4	Fetale Arrhythmie	384
31.2	Fetale Anämie und intrauterine Transfusion	379	31.5	Pränatale Therapie bei Spina bifida aperta.....	386
31.3	Fetale und neonatale Alloimmun- Thrombozytopenie	383	31.6	Obstruktive Uroopathie	387
32	Fetale Infektionen				390
	<i>Karl Oliver Kagan</i>				
32.1	Einleitung	390	32.4	Parvo-B19-Infektion	393
32.2	Zytomegalievirus-Infektion.....	390	32.5	Toxoplasmose.....	394
32.3	Prognostische Kernaussagen und pränatale Therapieoptionen.....	393			

33	Syndromdiagnostik	397		
	<i>Thomas Schramm</i>			
33.1	Einleitung	397	33.4	Patau-Syndrom
33.2	Down-Syndrom	397	33.5	DiGeorge-Syndrom
33.3	Edwards-Syndrom	399	33.6	Noonan-Syndrom
34	Pathologien des weiblichen Genitales	406		
	<i>Dieter Grab, Krisztian Lato</i>			
34.1	Einleitung	406	34.6	Endometriumkarzinom
	Kongenitale Uterusfehlbildungen	406	34.7	Myome
34.2	Uterus septus/subseptus	406	34.8	Adenomyosis uteri
34.3	Uterus bicornis/Uterus didelphys	411	34.9	Sarkome
34.4	Endometriumpolyp	412	34.10	Zervixkarzinom
34.5	Endometriumhyperplasie	415	34.11	Sactosalpinx
	Sachverzeichnis	429		

Anschriften

Herausgeber*innen

Prof. Dr. med. Annegret **Geipel**
Universitätsklinikum Bonn
Abteilung für Geburtshilfe und Pränatalmedizin
Venusberg-Campus 1
53127 Bonn
Deutschland

Prof. Dr. med. Markus **Hoopmann**
Universitätsklinikum Tübingen
Department für Frauengesundheit
Calwerstr. 7
72076 Tübingen
Deutschland

Prof. Dr. med. Karl Oliver **Kagan**
Universitätsklinikum Tübingen
Department für Frauengesundheit
Calwerstr. 7
72076 Tübingen
Deutschland

Mitarbeiter*innen

Prof. Dr. med. Christoph **Berg**
Universitätsklinikum Köln
Klinik und Poliklinik für Frauenheilkunde
und Geburtshilfe
Bereich für Pränatalmedizin
und Gynäkologische Sonographie
Kerpener Str. 34
50931 Köln
Deutschland

Prof. Dr. med. Rabih **Chaoui**
Praxis für Pränataldiagnostik
Friedrichstr. 147
10117 Berlin
Deutschland

Heiko **Dudwiesus**
Richrather Str. 40
40764 Langenfeld
Deutschland

Prof. Dr. med. Florian **Faschingbauer**
Universitätsklinikum Erlangen
Frauenklinik
Universitätsstr. 21/23
91054 Erlangen
Deutschland
und
Pränatalzentrum Lauf
Schlossstadel 1
91207 Lauf a. d. Pegnitz
Deutschland

PD Dr. med. Ingo **Gottschalk**
Universitätsklinikum Köln
Klinik und Poliklinik für Frauenheilkunde
und Geburtshilfe
Bereich für Pränatalmedizin und
Gynäkologische Sonographie
Kerpener Str. 34
50931 Köln
Deutschland

Prof. Dr. med. Dieter **Grab**
Universitätsklinikum Ulm
Klinik für Frauenheilkunde und Geburtshilfe
Prittwitzstr. 43
89075 Ulm
Deutschland

PD Dr. med. Ines V. **Gruber**
Universitätsklinikum Tübingen
Department für Frauengesundheit
Calwerstr. 7
72076 Tübingen
Deutschland

Prof. Dr. med. Markus **Hahn**
Universitätsklinikum Tübingen
Department für Frauengesundheit
Calwerstr. 7
72076 Tübingen
Deutschland

PD Dr. Kai-Sven **Heling**
Praxis für Pränataldiagnostik
Friedrichstr. 147
10117 Berlin
Deutschland

Assoc.Prof. PD Dr. Samir **Helmy-Bader**
 Medizinische Universität Wien
 Abteilung für allgemeine Gynäkologie
 und gynäkologische Onkologie
 Währinger Gürtel 18–20
 1090 Wien
 Österreich

PD Dr. med. Katrin **Karl**
 Praxis für pränatale Diagnostik München
 Ärzte Part GmbH
 Tegernseer Landstr. 64
 81541 München
 Deutschland

Prof. Dr. med. habil. Sven **Kehl**
 Universitätsklinikum Erlangen
 Frauenklinik
 Universitätsstr. 21/23
 91054 Erlangen
 Deutschland

Prof. Dr. Philipp **Klaritsch**
 Medizinische Universität Graz
 Universitätsklinik für Frauenheilkunde und Geburtshilfe
 Auenbruggerplatz 14
 8036 Graz
 Österreich

PD Dr. med. Gwendolin **Manegold-Brauer**
 Universitätsspital Basel
 Abteilung gynäkologische Sonographie
 und Pränataldiagnostik
 Frauenklinik
 Spitalstrasse 21
 4031 Basel
 Schweiz

Dr. med. Krisztian **Lato**
 Universitätsklinikum Ulm
 Klinik für Frauenheilkunde und Geburtshilfe
 Prittwitzstr. 43
 89075 Ulm
 Deutschland

PD Dr. med. habil. Gert **Naumann**
 Helios Klinikum Erfurt
 Frauenheilkunde und Geburtshilfe
 Nordhäuser Str. 74
 99089 Erfurt
 Deutschland
 und
 Universitätsklinikum Düsseldorf
 Frauenklinik
 Moorenstr. 5
 40225 Düsseldorf
 Deutschland

Prof. Dr. med. Luigi **Raio**
 Inselspital Bern
 Klinik für Frauenheilkunde
 Friedbühlstrasse 19
 3010 Bern
 Schweiz

Dr. med. Jochen **Ritgen**
 Praenatalplus
 Kaiser-Wilhelm-Ring 27–29
 50672 Köln
 Deutschland

PD Dr. med. Thomas **Schramm**
 Pränatal-Medizin München
 Friends Tower I
 Friedenheimer Brücke 19
 80639 München
 Deutschland

PD Dr. med. Brigitte **Strizek**
 Universitätsklinikum Bonn
 Abteilung für Geburtshilfe und Pränatalmedizin
 Venusberg-Campus 1
 53127 Bonn
 Deutschland

PD Dr. med. Philipp **Wagner**
 Pränataldiagnostik Stuttgart
 Stuttgarter Str. 33–35
 70469 Stuttgart
 Deutschland

Teil I

Grundkurs: Grundlagen und Normbefunde

1	Physikalisch-technische Grundlagen	18
2	Bildqualität: praktisch-technische Grundlagen	24
3	Biometrie des Fetus – Schnittebenen, Fehlerquellen, Gewichtsschätzung	31
4	Ultraschall in der Frühschwangerschaft	36
5	Normale Sonoanatomie im 1. Trimenon	45
6	Normale Sonoanatomie im 2. Trimenon	51
7	Fruchtwasser und Plazenta	63
8	Normalbefunde des weiblichen Genitales im Ultraschall	72
9	Grundlagen der Urogynäkologie	81
10	Grundlagen der Mammasonografie	94
11	Das Mehrstufenkonzept	109



1 Physikalisch-technische Grundlagen

Heiko Dudwiesus

1.1 Schall, Frequenz und Wellenlänge

Schwingende Körper üben auf das umgebende Medium in schnellem Wechsel leichte Druck- und Zugkräfte aus. Als Folge dieser gerichteten Kräfte entstehen in dem Medium wechselweise lokale Über- und Unterdruckzonen, die sich mit einer materialspezifischen Geschwindigkeit in Schwingungsrichtung, also longitudinal, ausbreiten:

- in Wasser mit 1480 Metern pro Sekunde
- in Gewebe mit 1540 Metern pro Sekunde (Mittelwert)

Die Maßeinheit für die **Schwingungsfrequenz** ist das **Hertz (Hz)**:

- 1 Hz = 1 Schwingung pro Sekunde
- 1 MHz = 1 000 000 Schwingungen pro Sekunde

Die Distanz zwischen zwei Gebieten gleichen Drucks bezeichnet man als die **Wellenlänge**; sie steht in einem umgekehrt proportionalen Verhältnis zur Schwingungsfrequenz.

Schwingungsfrequenzen zwischen etwa 20 Hz und 20 000 Hz sind auditiv als Ton, Klang, Geräusch, Knall etc. wahrnehmbar und werden deshalb auch „Hörschall“ genannt. Davon lassen sich Frequenzen außerhalb des physiologischen Frequenzbereiches abgrenzen, die als „Infraschall“ (< 20 Hz) und „Ultraschall“ (> 20 kHz) bezeichnet werden.

1.2 Dämpfung, Impedanz und Reflexion

Die Weiterleitung der Schallwellen im Gewebe geht mit Verlusten durch Reibung und durch Streuungen des Schalls einher. Infolge dieser sogenannten „**Dämpfung**“ nimmt die Intensität einer Schallwelle um etwa 1 dB/cm/MHz ab, halbiert sich demzufolge bei mittleren Frequenzen alle 1–2 cm der zurückgelegten Wegstrecke.

Für die Ultraschalldiagnostik ist die Frequenzabhängigkeit dieser Dämpfung von großer Bedeutung, da sie das Penetrationsvermögen, also die Eindringtiefe, maßgeblich bestimmt. Während sich mit 3 MHz noch Eindringtiefen bis zu etwa 20 cm realisieren lassen, sind beispielsweise mittels 7 MHz nur noch Echosignale aus maximal etwa 8 cm verwertbar.

Anders als das zelluläre Gewebe, leiten Flüssigkeiten Ultraschallwellen ohne nennenswerte Abschwächung weiter. Prominente Flüssigkeitsansammlungen wie das Polyhydramnion oder der Aszites gehen deshalb oft mit einer verbesserten Eindringtiefe einher.

Demgegenüber weisen knöcherne Strukturen abhängig vom Ossifikationsgrad hohe bis sehr hohe Dämpfungswerte auf.

Voll ausgereiftes Knochengewebe absorbiert eingebrachten Ultraschall meist vollständig, sodass distal eines Knochens lokalisierte Gewebestrukturen oft überhaupt nicht von der Schallwelle erreicht werden.

In ähnlichem Maße wirken gasgefüllte Räume als Folge ihrer extrem hohen Dämpfungseigenschaft als Barrieren und hemmen die Weiterleitung von Schallwellen.

Die sogenannte **akustische Impedanz**, der Wellenwiderstand, gibt an, mit welcher Schnelligkeit und Auslenkung die Teilchen eines Mediums einer von außen einwirkenden Kraft folgen. Für die sonografische Bildgebung ist die akustische Impedanz insofern von besonderer Bedeutung, als Schallwellen an den Grenzen zwischen Medien unterschiedlicher Impedanz eine totale oder partielle Reflexion erfahren. Die Höhe dieser Reflexionsamplitude wird vom Impedanzunterschied bestimmt:

- Gewebe/Gewebe = geringe Reflexion und hohe Transmission (► Abb. 1.1a)
- Gewebe/Knochen = hohe Reflexion und sehr geringe Transmission (► Abb. 1.1b)
- Gewebe/Gas = fast Totalreflexion und kaum Transmission (► Abb. 1.1c)
- Gewebe/Flüssigkeit = kaum Reflexion und sehr hohe Transmission (► Abb. 1.1d)

Organe und Weichteile reflektieren jedoch nicht nur an ihrer Oberfläche; vielmehr trifft die Schallwelle beim Durchqueren der Gewebestruktur auf unzählige mikromorphologische Inhomogenitäten, die akustisch kleinsten Impedanzsprüngen entsprechen und eine partielle Rückstreuung des Schalls zur Folge haben. Somit werden schwache Echosignale über die gesamte Querschnittsfläche der erfassten Gewebestruktur ausgelöst (► Abb. 1.1e).

Diese Rückstreuung ist eine weitere Ursache dafür, dass die Ultraschallintensität mit der zurückgelegten Wegstrecke abnimmt und sich etwa alle 1–2 cm halbiert.

1.3 Erzeugung und Detektion von Ultraschall

Die Erzeugung hochfrequenten Ultraschalls basiert überwiegend auf dem 1880 von Pierre Curie beschriebenen „reziprok-piezoelektrischer Effekt“. Hierunter versteht man die Eigenschaft bestimmter kristalliner Gebilde, auf das Anlegen einer elektrischen Spannung mit einer sofortigen Formveränderung zu reagieren.

Wird eine elektrische Spannung, deren Polarität ständig und schnell wechselt, an den Piezowandler gelegt, so kontrahiert und dilatiert dieser im Rhythmus der Wechselspannung und generiert damit Schallwellen. Umgekehrt rufen die auf einen Piezokristall einwirkenden

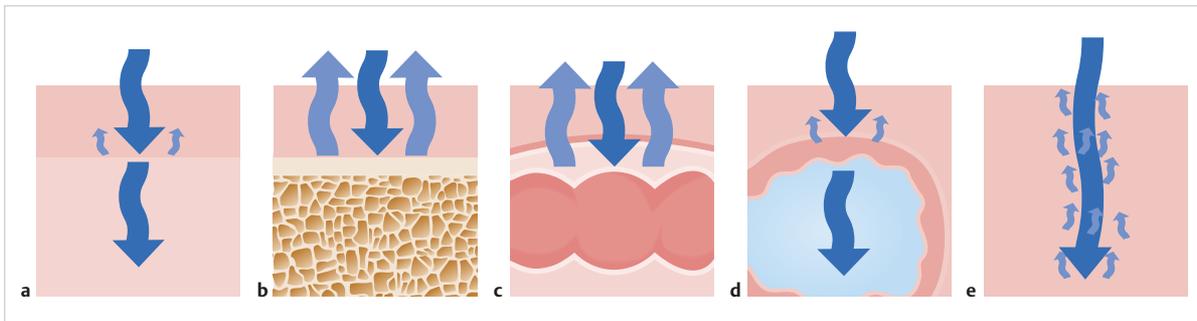


Abb. 1.1 Impedanzunterschied an verschiedenen Gewebegrenzen.

- a Gewebe/Gewebe.
- b Gewebe/Knochen.
- c Gewebe/Gas.
- d Gewebe/Flüssigkeit.
- e Gewebe.

Druckschwankungen einer Schallwelle elektrische Potenzialunterschiede zwischen den Elektroden des Kristalls hervor.

Aufgrund der vorstehend beschriebenen Eigenschaften werden Piezowandler im Rahmen der Sonografie zum einen dazu verwendet, hochfrequenten Ultraschall zu erzeugen und zum anderen, die aus dem Körper zurückkehrenden Reflexionen zu detektieren und in elektrische Impulse umzuformen.

1.4 Entstehung des Echobildes

Wie im Abschnitt „Dämpfung, Impedanz und Reflexion“ (S.18) beschrieben, erfahren Schallwellen eine partielle oder vollständige Reflexion, sobald sie auf eine Grenze zwischen Medien mit unterschiedlichem Schallwellenwiderstand (der sog. akustischen Impedanz) treffen.

Diese reflektierenden Strukturen lassen sich detektieren und ortskorrekt darstellen, indem die Zeit von der Abstrahlung eines Schallsignals bis zum Eintreffen des Echosignals erfasst wird.

Die ► Abb. 1.2 verdeutlicht das Funktionsprinzip des Echoimpulsverfahrens.

Zur Schallerzeugung wird auf einen Piezowandler zurückgegriffen, der eine Schallwelle von wenigen Zehntel Millimeter Länge abstrahlt. Diese Schallwelle durchläuft das Medium und trifft nach kurzer Zeit auf die reflektierende Impedanzgrenze. Hier wird ein Teil der eintreffenden Schallintensität reflektiert, während sich der andere Teil entlang der ursprünglichen Ausbreitungsrichtung weiter fortpflanzt. Das Echosignal erreicht unter einer räumlichen Auffächerung nach kurzer Laufzeit wieder den Piezokristall, der jetzt als Empfänger fungiert und die eintreffende Schallwelle in ein elektrisches Signal rückkonvertiert.

Dieser elektrische Impuls wird in Form eines Lichtpunktes auf einem Bildschirm dargestellt, wobei die ver-

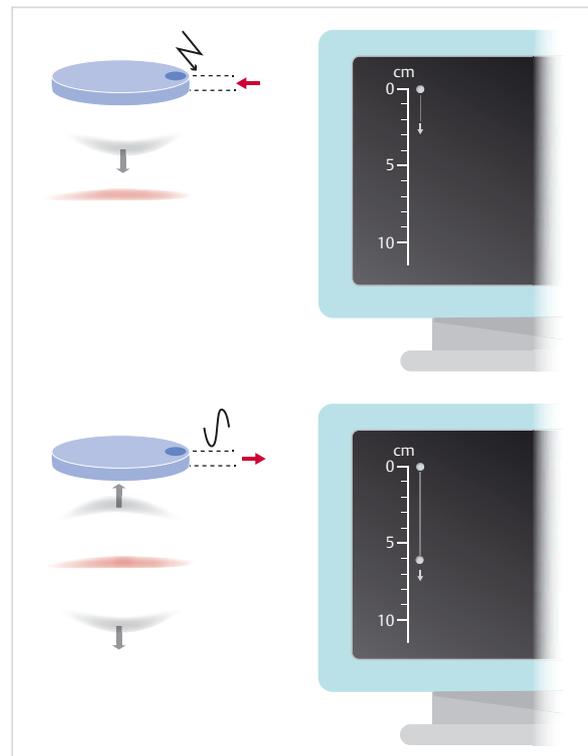


Abb. 1.2 Funktionsprinzip des Echoimpulsverfahrens.

tikale Position des Punktes den Zeitpunkt des Echoempfangs und damit den Abstand zwischen Piezokristall und Reflektor widerspiegelt.

Die Intensität eines Echosignals findet Ausdruck in der Helligkeit des korrespondierenden Lichtpunktes; aus diesem Grunde wird das Verfahren auch als „B-mode“ (B = Brightness) bezeichnet:

- Sehr starke Echosignale (Oberflächen von Knochen und gasgefüllten Hohlräumen) rufen somit sehr helle Punk-

te hervor. (Distal dieser Reflektoren entsteht fast regelmäßig eine schallfreie Schattenzone)

- Gewebe kommt abhängig von Aufbau und Dichte dunkel- bis hellgrau zur Darstellung
- Flüssigkeiten erscheinen wegen ihrer fehlenden Echogenität schwarz.

Zur Gewinnung eines zweidimensionalen Bilds sind zahlreiche eng nebeneinanderliegende Schallstrahlen notwendig, um eine Struktur in ihrer lateralen Ebene formkorrekt abzutasten. Hierzu bedient man sich heute fast ausschließlich sogenannter „Array“-Sonden mit einer reihenförmigen Anordnung zahlreicher miniaturisierter Piezokristalle. Für den Bildaufbau wird Kristall für Kristall aktiviert; die Strukturen unterhalb der Sonde somit Zeile für Zeile in lateraler Ebene abgetastet. Jeder Abtastzeile ist auf dem Bildschirm eine vertikale Bildlinie zugeordnet. Auf diesen Bildlinien werden die aus dem Körper zurückkehrenden Echosignale entsprechend ihres zeitlichen Eintreffens in Form weißer Punkte dargestellt (► Abb. 1.3).

Nach jedem Durchlauf beginnt der Abtastvorgang von Neuem, wobei je nach eingestellter Abbildungstiefe etwa 15–50 Aktualisierungen pro Sekunde möglich sind. Diese Bildfrequenz reicht in der Regel aus, um auch die schnellen intrakardialen Klappenbewegungen realitätsnah darzustellen.

Während sich die vorstehend beschriebene lineare Wandleranordnung insbesondere zur Darstellung oberflächennaher Strukturen eignet (z.B. zur Mammasonografie), haben sich Schallköpfe mit bogenförmig angeordneten Piezokristallen – sogenannte Curved- oder Convex-Arrays – für die Anwendungen in Gynäkologie und Pränatalmedizin allgemein durchgesetzt.

Die konvexe Kontur des Arrays bewirkt einen radialen Aufbau der Abtastzeilen, sodass das resultierende Schnittbild der Form eines Fächers entspricht, d. h., Abtast- bzw. Bildbreite nehmen mit Abstand von der Körperoberfläche zu.

Dank des divergierenden Schallfeldes erlaubt das Verfahren selbst bei beschränkter Kontaktfläche eine weit-

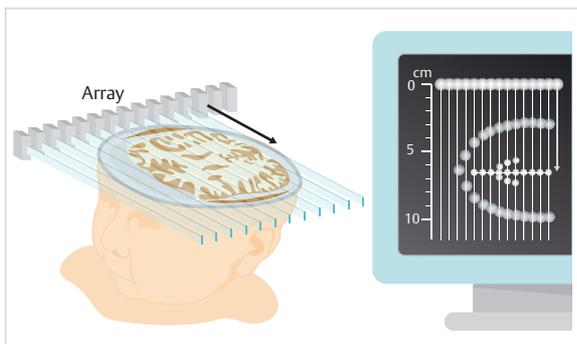


Abb. 1.3 Array-Sonde.

gehend vollständige Abbildung auch größerer Strukturen. Diese Abstrahlcharakteristik ist insbesondere für die transvaginale Applikation von Bedeutung, um bei miniaturisierter Bauweise in Form des sogenannten Microconvex-Arrays, z.B. eine Beschallung der Adnexe ohne schmerzhaftes manuelle Angulierung der Sonde, zu ermöglichen.

1.5 Ortsauflösung, Ultraschallfrequenz und Fokussierung

Zur klaren Abgrenzbarkeit von eng benachbarten Objekten oder Organkonturen sind insbesondere der Durchmesser jedes Abtaststrahls sowie die zeitliche Länge jedes Ultraschallpulses entscheidend. Je breiter die Abtaststrahlen, desto mehr überlappen sich deren Schallfelder mit der Folge, dass kleinste Objekte auf mehreren Bildzeilen und damit in lateral übertriebenen Größe zur Darstellung kommen. Besonders eng benachbarte Objekte oder Grenzen werden nicht mehr aufgelöst und verschwimmen auf dem Bildschirm zu einem Einzelobjekt.

So kann in der ► Abb. 1.4 rechts die Lücke zwischen den beiden reflektierenden Objekten nicht sauber erfasst werden, da der sehr breite Abtaststrahl beim Passieren der Lücke die Ränder der beiden Reflektoren streift und dort Echosignale auslöst. Da diese Echosignale in Form eines zusätzlichen Punkts auf der korrespondierenden Bildzeile zur Darstellung kommen, ist der Zwischenraum

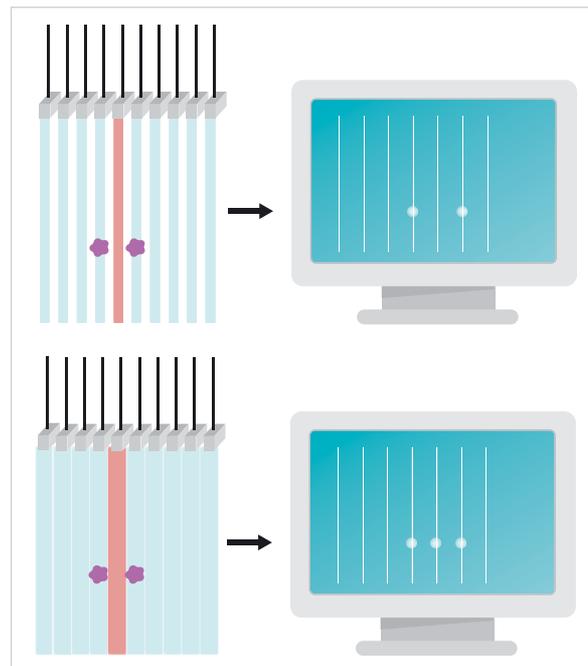


Abb. 1.4 Auflösung des Ultraschallbildes in Abhängigkeit vom Durchmesser des Abtaststrahles.

nicht mehr erkennbar, wird also durch den artifiziellen Bildpunkt maskiert.

In gleicher Weise vermindert die Länge des Sendepulses die Trennbarkeit echogebender Strukturen in Strahlrichtung. Sobald die Distanz zwischen derartigen Reflektoren die Länge einer Welle unterschreitet, verschwimmen beide Bildpunkte in vertikaler Richtung zu einem vergrößerten Einzelpunkt.

Sowohl das laterale als auch das axiale Auflösungsvermögen werden von der Wellenlänge des Sendepulses und damit von der Frequenz maßgeblich bestimmt (► Abb. 1.5). Aus diesem Grunde werden im Sinne höchstmöglicher Detailtreue sehr hohe Ultraschallfrequenzen zwischen etwa 2 und 15 MHz verwendet – Frequenzen, die mit Wellenlängen von wenigen Zehntel Millimeter einhergehen.

Leider steigt mit zunehmender Frequenz jedoch auch die Dämpfung der Schallwelle innerhalb des Gewebes, so dass die jeweils notwendige Penetrations- und Abbildungstiefe die Nutzung allzu hoher Frequenzen verbietet.

Die in ► Tab. 1.1 aufgeführten Frequenzbereiche haben sich für die gängigen Applikationen als zweckmäßig erwiesen.

Um trotz der nach oben begrenzten Ultraschallfrequenz ein bestmögliches Auflösungsvermögen zu erzielen, setzen heutige Sonografiesysteme die sogenannte „elektronische Fokussierung“ ein. Hierzu wird jeder Schallstrahl von mehreren benachbarten Wandlerelementen gemeinsam generiert, wobei die jeweils äußeren Elemente einer derartigen Gruppe den Schall minimal früher abstrahlen als die zentral liegenden Kristalle. Als Folge dieser zeitlich versetzten Schallabstrahlung entsteht eine konkav gekrümmte Wellenfront, die in einer bestimmten Entfernung vom Schallkopf punktförmig zusammenläuft. Hier ist die Schallintensität maximal konzentriert, hier weist der Abtaststrahl seinen minimalen Durchmesser auf und hier in diesem Fokus bietet der Schallkopf sein bestes Auflösungsvermögen. Proximal und besonders distal dieses räumlich begrenzten Fokusortes führt die dort unzureichende Bündelung der Schallkeulen jedoch zu einem oft deutlich schlechteren Auflösungsvermögen.

Tab. 1.1 Empfohlene Frequenzbereiche für verschiedene gynäkologische Applikationen.

Anwendung	Empfohlener Frequenzbereich
1. Trimenon, perkutane Applikation	4–7 MHz
2. und 3. Trimenon, perkutane Applikation	3–5 MHz
Endovaginale Sonografie	7–10 MHz
Mammasonografie	7–12 MHz

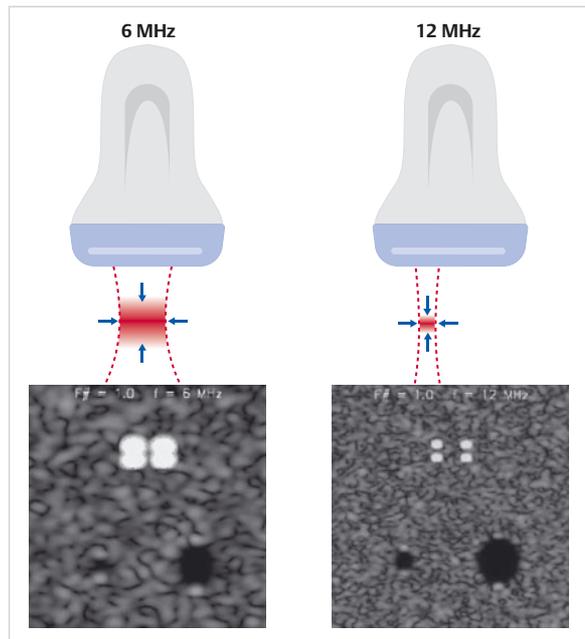


Abb. 1.5 Auflösung des Ultraschallbildes in Abhängigkeit von der Frequenz.

Durch Änderung des zeitlichen Versatzes zwischen den Aktivierungszeitpunkten lässt sich der Fokussort aber über einen großen Tiefenbereich variieren und entsprechend der diagnostischen Fragestellung platzieren (► Abb. 1.6).

Neben der punktuellen Fokussierung bieten die heutigen Systeme auch die Möglichkeit, multiple Foki entlang der Strahlrichtung aufzubauen und ein annähernd gleichförmiges Auflösungsvermögen über einen sehr großen Tiefenbereich zu realisieren. Dieser Vorteil wird jedoch mit dem Nachteil einer niedrigeren Bildfrequenz erkauft, da sich jeder Abtaststrahl aus mehreren zeitlich nacheinander aufgebauten Segmenten zusammensetzt. Da eine zu niedrige Bildfrequenz jedoch den Untersuchungsvorgang und die Erkennbarkeit intrakorporaler Bewegungsabläufe erschwert, sind mehr als 2–3 Fokuszonen nicht praktikabel.

Für Abhilfe sorgt die empfangsseitige dynamische Fokussierung, die in ihrer fortschrittlichsten Version die ortsgenaue Lokalisation echogebender Strukturen allein empfangsseitig und unter völligem Verzicht auf eine Sendestrahlfokussierung ermöglicht.

Diese neue Methode nutzt die Eigenschaft jeder intrakorporalen Grenzfläche, Echosignale unter einer breiten räumlichen Auffächerung zum Ursprungsort der Schallwelle zurückzuwerfen. Als Folge dieser divergenten Rückstreuung erreicht jedes Echo stets die gesamte Kontaktfläche des Arrays – und nicht nur die zuvor aktivierte Wandlergruppe! Durch Korrelation und Vergleich der an den verschiedenen Wandlerelementen zu leicht unter-

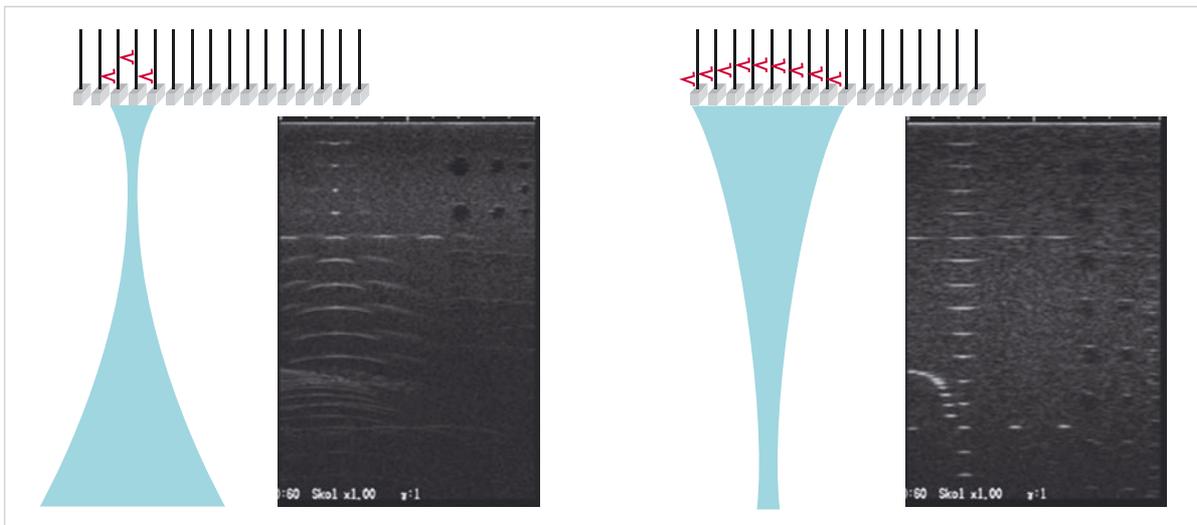


Abb. 1.6 Elektronische Fokussierung.

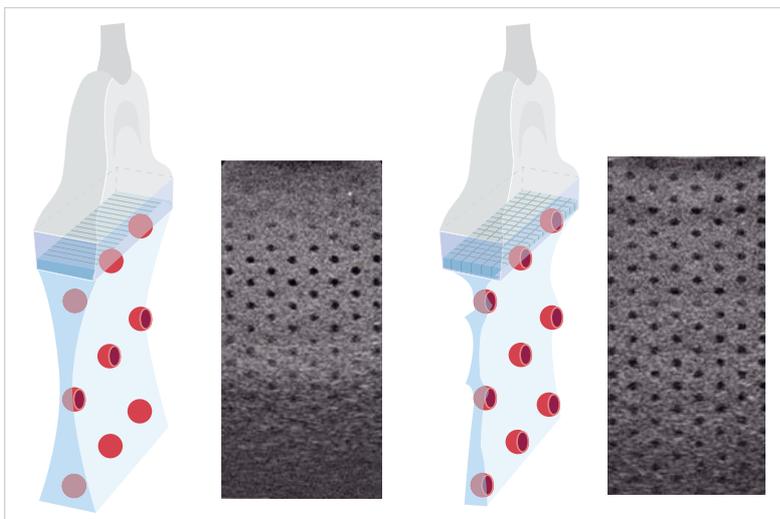


Abb. 1.7 Verbesserte Darstellung kleiner Hohlräume mithilfe multipler paralleler Arrays.

schiedlichen Zeitpunkten eintreffenden Echosignale lässt sich auf den genauen Ort eines Reflektors rückschließen.

Die elektronische Fokussierung ist bei Einsatz der konventionellen Array-Technik nur in Schallkopflängsrichtung möglich. Nur in dieser Ebene stehen genügend Einzelkristalle zur Verfügung, um dem Abtaststrahl durch das beschriebene zeitversetzte Ansteuern der Elemente die gewünschte Form aufzuprägen.

Quer zum Schallkopf – und damit auch quer zur Schnittebene – sind die Abtastzeilen nur in einer konstruktiv festgelegten, von der Form der Kristalle abhängigen Tiefe fokussiert. Im Nah- und im Fernbereich kann sich der Ultraschall vergleichsweise unkontrolliert ausbreiten.

Somit hat das zweidimensionale Schallfeld auch eine unerwünschte Ausdehnung rechtwinklig zur Schnittebene. Infolge dieser sogenannten Schichtdicke werden

kleinste Gefäße, zystische Hohlräume oder echoarme Läsionen nicht nur exakt in ihrer Mitte geschnitten. Vielmehr erfasst jeder Abtaststrahl auch echogene Strukturen, die sich in horizontaler Ebene vor oder hinter dem flüssigkeitsgefüllten Hohlraum befinden. Diese Echosignale projizieren sich derart in das Lumen des Hohlkörpers hinein, dass dieses nicht mehr als echofreies Gebiet zu erkennen ist (► Abb. 1.7 links).

Seit einigen Jahren ist eine weiterentwickelte Schallkopftechnik verfügbar, die dank mehrerer parallel angeordneter Arrays zusätzlich eine Strahlformierung in dieser Schichtdickenebene ermöglicht. Dank der somit reduzierten Schichtdicke werden kleine zystische Strukturen weniger von den Echos benachbarter Strukturen maskiert und heben sich deshalb deutlich klarer von der Umgebung ab (► Abb. 1.7 rechts).

1.6 Zusätzliche Echo-/ Bildverarbeitungsmethoden

► **Harmonic Imaging.** Auf dem Wege durch das Gewebe erfahren die ursprünglich fast sinusförmigen Schallwellen eine Verformung, die mit der Entstehung zusätzlicher Frequenzen (sogenannte „Harmonische“) einhergeht.

Interessanterweise treten diese höherfrequenten Oberwellen vornehmlich entlang der zentralen Achse der Sendekeule und weniger in den Randbereichen auf. Im Harmonic Imaging Modus gelangen ausschließlich die mit derartigen Oberwellen angereicherten Echosignale zur Darstellung, die qualitätsverschlechternden Signale aus den Randbereichen werden hingegen unterdrückt. Damit führt Harmonic Imaging zu einer Verbesserung der lateralen Auflösung bei gleichzeitiger Reduktion artifizierlicher Signale.

Nachteilig sind die etwas reduzierte Penetrationsfähigkeit sowie manchmal eine leichte Verschlechterung der axialen Auflösung.

► **Realtime Compound Imaging/Compound Resolution Imaging/Cross Beam.** Üblicherweise werden Ultraschallsendepulse unter einem rechten Winkel zur Kontaktfläche der Sonde abgestrahlt. Moderne Array-Sonden bieten aber die zusätzliche Möglichkeit, die Abstrahlrichtung mit jedem Bildaufbau zu verändern, sodass die Struktur unterhalb eines Schallkopfes aus wechselnden Richtungen angelotet wird. Damit kommen auch ungünstig zum Schallkopf stehende Grenzflächen besser zur Darstellung und verschiedene Artefakte, wie der laterale Randschatten rundlicher Objekte, werden dank der schräg einfallenden Schallsignale zum Teil deutlich reduziert.

Dem visuellen Vorteil der gesteigerten Homogenität steht jedoch der Nachteil einer leichten Unschärfe der Echopunkte, also eine marginale Verschlechterung der Feinauflösung, gegenüber.

► **Speckle-Reduzierung.** Die für ein Ultraschallschnittbild typische Körnigkeit (Speckle Structure) ist weniger Ausdruck des morphologischen Gewebeaufbaus als vielmehr die Folge eines komplexen Interferenzphänomens, da sich die unzähligen von der Gewebestruktur zurückgestreuten und aus positiven und negativen Halbwellen bestehenden Schallreflexionen teils addieren, teils gegenseitig auslöschen.

Da sich aber jegliche Rasterung oder Körnung eines Bildes negativ auf die visuelle Unterscheidbarkeit von Grauwerten auswirkt, bieten moderne Sonografiesysteme Algorithmen zur Reduktion dieser artifizierlichen Körnung und damit zur Glättung der Darstellung.

1.7 3D/4D-Sonografie

Während das konventionelle 2D-Ultraschallschnittbild die Echosignale einer dünnen tomografischen Schicht von wenigen Zehntel Millimetern bis zu einigen Millimetern Dicke wiedergibt, liefert die 3D-Sonografie die Echodaten kompletter Volumina. Hierzu werden zahlreiche parallele oder annähernd parallele Schichten nacheinander generiert und zu einem Volumenblock zusammengefügt. Dabei ermöglichen neuere elektronische Matrix-Array-Sonden, die Einzelschnitte in besonders schneller Abfolge aufzubauen, sodass Mimik, Gestik oder auch schnelle kardiale Bewegungsabläufe sehr realitätsnah zur Darstellung kommen.

Diagnostisch wertvoll ist die Möglichkeit, beliebige Schnittebenen aus einem Volumenblock extrahieren zu können – sowohl während der Untersuchung als auch retrospektiv. Üblicherweise erfolgt die Visualisierung dabei in Form einer multiplanaren Darstellung, wobei neuere Systeme mehrere Schnittebenen sogar simultan in Echtzeit wiedergeben können.

Neben der Multiplanardarstellung bieten 3D/4D-Systeme üblicherweise auch die Möglichkeit der photorealistischen Abbildung von Oberflächen, wie z. B. des fetalen Gesichts. Diese Art der Darstellung erfordert jedoch eine Flüssigkeit, die der abzubildenden Oberfläche vorgelagert ist. Die ausgeprägten Impedanzsprünge an den Grenzen zwischen der Flüssigkeit und dem Gewebe rufen in diesem Falle kräftige Reflexionen hervor, die vom System als Oberflächenechos gewertet und unter Elimination aller sonstigen Echosignale zu einem Aufsichtsbild zusammengesetzt werden.

2 Bildqualität: praktisch-technische Grundlagen

Jochen Ritgen

2.1 Einleitung

Eine tadellose Bildqualität ist die Grundlage für eine exakte Ultraschalldiagnostik. Dafür ist neben der Güte des Ultraschallgerätes auch die Fähigkeit der untersuchenden Person, diese im vollem Umfang zu nutzen, entscheidend.

Es gibt Faktoren, die wir nicht beeinflussen können. Adipositas, eine Vorderwandplazenta oder eine vernarbte Bauchdecke bei Zustand nach operativen Eingriffen können die Ultraschalldiagnostik zum Teil wesentlich beeinträchtigen. Auch das zur Verfügung stehende Ultraschallgerät kann die Bildqualität beeinflussen.

Bei erschwerten Schallbedingungen kann die Bildqualität durch geeignete Einstellungen der Maschine verbessert werden. Das übernimmt die linke Hand. Die rechte Hand führt den Schallkopf, stellt die jeweiligen Schallebenen ein und ist beständig auf der Suche nach günstigen Schallfenstern. Auch wenn Anfänger die meiste Aufmerksamkeit dem Einstellen der Schallebenen schenken, sollte die linke Hand zu jedem Zeitpunkt der Untersuchung die Geräteeinstellungen optimieren. Während der Ultraschalluntersuchung sollte mit zunehmendem Training die für die Qualität der Untersuchung entscheidenden Funktionen der rechten und der linken Hand automatisch ablaufen, damit sich der oder die Untersuchende auf die Bildinterpretation konzentrieren kann.

Für verschiedene Untersuchungsbereiche und Bedingungen stehen typische Voreinstellungen des Geräts als Presets zur Verfügung. Presets verändern mehrere Bildeinstellungen gleichzeitig und können den Untersuchungsablauf stark beschleunigen. Das Einstellen und Optimieren von Ultraschallpresets ist ein wichtiger Bestandteil der Ultraschallausbildung. Deswegen wird auch hierzu ein eigener Abschnitt zu finden sein.

Dass eine gute Bildqualität auch wirtschaftlich und forensisch wichtig ist, zeigen Abnahmeprüfungen der Kassenärztlichen Vereinigung. In der Begutachtung der Anwendungsklassen Schwangerschaft und weibliche Genitaluntersuchung wurde neben gerätetechnischer Mängel auch eine schlechte Bildeinstellung beanstandet (in 10–15% sogar mangelhaft) [3].

Das vorliegende Kapitel des Kursbuchs soll die theoretische Grundlage schaffen und das technische Know-how vermitteln, um bei der alltäglichen Fragestellung Hilfe zu leisten: An welchem Knopf muss ich drehen, um ein gutes Bild zu erhalten?

2.2 Die linke Hand

2.2.1 B-Bild

Die richtige Einstellung der Bildhelligkeit ist wichtig (das B in B-Bild steht für Brightness) und wird viel zu oft vernachlässigt. Durch Drehen des 2D-Knopfes wird die Helligkeit justiert. Diese Funktion heißt Master Gain und regelt die Verstärkung der empfangenen Signale.

Die waagrecht angeordneten Schieberegler haben eine andere Funktion, welche „time gain compensation“ genannt wird und die Helligkeit in verschiedenen Bildtiefen verändert. Damit können weit entfernte, am unteren Bildrand liegende Strukturen durch Verstellen der unteren Schieberegler hervorgehoben werden. Der Master Gain wird nicht nur für unterschiedliche Untersuchungsbedingungen angepasst, sondern dynamisch, während der Untersuchung. Ziel ist es, die verfügbaren Graustufen optimal auszunutzen.

Bereiche ohne Schallsignal (Flüssigkeiten) sollten schwarz zur Darstellung kommen und Strukturen, die das stärkste Ultraschallsignal generieren (Knochen), weiß. Die Erkennbarkeit einer dünnen Amnionmembran kann durch eine höhere Helligkeit verbessert werden. Für eine gute Differenzierung der Organe kann ein leichtes Zurücknehmen der Verstärkung hilfreich sein (z. B. bei der Abgrenzung von Lungensequestern im gesunden Lungengewebe). Während einer Untersuchung sollte die Helligkeit also stets bedarfsgerecht nachjustiert werden.

2.2.2 Der Bildausschnitt

Ebenfalls von großer Bedeutung ist eine Anpassung der Bildtiefe und des Bildausschnitts. Ein breiter Schallsektor und eine weit reichende Tiefeneinstellung führen zu einer langsamen Bildwiederholrate. Diese Einstellung sollte nur angewendet werden, wenn eine große Übersicht hilfreich ist – wie z. B. bei der Beurteilung der Fruchtwassermenge. Die Sektorweite zu vergrößern ist auch bei der Darstellung breiter Strukturen günstig (z. B. der Wirbelsäule im Medianschnitt).

Die Zielstruktur sollte den Bildschirm gut ausfüllen. Der erste Schritt zur gezielten Vergrößerung ist die Nutzung des Tiefenreglers. Für die Messung des fetalen Kopfumfanges wird zum Beispiel die Tiefe so eingestellt, dass die Schädelkalotte nah an den unteren Bildrand reicht. Ein Eingrenzen der Sektorbreite ist nicht mehr notwendig, wenn das Ultraschallgerät eine Zoomfunktion hat. Damit wird ein Fenster über die Zielstruktur gelegt, in der Höhe und Breite angepasst und dann durch Drücken der Zoom-Taste aktiviert. Danach entspricht der Bildausschnitt dem vorher festgelegten Fenster.

Diese – auch HD-Zoom genannte – Zoomfunktion geht in der Regel mit einer Erhöhung der Liniendichte einher. Sie verbessert die Auflösung und gleichzeitig die Geschwindigkeit. Der HD-Zoom sollte nicht nur in Ausnahmefällen benutzt werden, sondern regelmäßig.

2.2.3 Die Schallfrequenz

Ultraschallköpfe unterscheiden sich nicht nur in der Bauform (Linear-/Sektor-/Volumen- und Vaginalschallköpfe), sondern auch in der Schallfrequenz. Mit höheren Schallfrequenzen wird eine höhere Auflösung, mit niedrigen Schallfrequenzen eine niedrigere Auflösung erreicht. Der Nachteil hoher Schallfrequenzen ist die geringere Reichweite. In der Frühschwangerschaftswochen sind hochfrequente, meist kleinere Schallköpfe günstig. Bei sehr schlanken Bauchdecken ist sogar die Benutzung von hochfrequenten Linearschallköpfen möglich. Für hohe Schwangerschaftswochen werden in der Regel niederfrequente Sonden gewählt.

Aktuelle Schallköpfe können mehrere Schallfrequenzen abdecken, es besteht also die Möglichkeit, ohne Schallkopfwechsel die Sendefrequenz anzupassen (► Abb. 2.1).

2.2.4 Bildverbesserung

Eine Vielzahl von Techniken zur Verbesserung der Bilddarstellung wurde in den letzten Jahren entwickelt. Die Namensgebung ist marktstrategisch bedingt heterogen, allgemeingültige Empfehlungen sind deshalb kaum möglich. Die wichtigsten Techniken wurden bereits in Kap. 1 dargestellt.

Im Folgenden noch praktische Tipps und Tricks.

Harmonic Imaging. Bei sehr schlechten Schallbedingungen mit unzureichender Eindringtiefe kann neben dem Reduzieren der Schallfrequenz das Ausschalten des Harmonic Imaging die Darstellung tieferliegender Strukturen verbessern. Die schlechte Auflösung und das hohe Bildrauschen müssen dann in Kauf genommen werden.

SonoCT/Crossbeam. Meist kann durch verschiedene Abstufungen ein Kompromiss zwischen einem schnellen Bildaufbau und einer hohen Bildqualität geschaffen werden. Bei der fetalen Echokardiografie beispielsweise hat der schnelle Bildaufbau Priorität, bei weniger dynamischen Untersuchungen die höhere Bildqualität. Bei der Untersuchung sehr kleiner Strukturen macht sich das Phänomen unterschiedlicher Laufzeiten des Ultraschalls in Wasser und Fettgewebe bemerkbar. Hier bieten manche Ultraschallgeräte eine Möglichkeit der Anpassung (► Abb. 2.2).

Speckle Reduction. Moderne Speckle-Reduction-Algorithmen fördern die Bildästhetik; die diagnostische Aussagekraft kann durch eine bessere Differenzierbarkeit einzelner Graustufen gefördert werden (► Abb. 2.3). Doch auch hier ist Vorsicht geboten: Nicht alle Varianten sind ohne Einfluss auf die Bildgeschwindigkeit.

Fokuszone. Voreingestellt sollte diese in der Bildmitte sein, in manchen Situationen ist ein Verstellen hilfreich, wenn tiefere Strukturen dadurch besser zur Darstellung kommen (► Abb. 2.4). Der Einsatz mehrerer Fokuszonen verlangsamt den Bildaufbau so stark, dass sich der Einsatz in der gynäkologischen bzw. geburtshilflichen Ultraschalldiagnostik selten anbietet.

Averaging/Mittelung. Das Ultraschallbild wird als gleitender Mittelwert aus dem aktuellen und vorausgegangenen Bildern erzeugt. Bewegungsunschärfen sind die Folge. Mit Entwicklung der Speckle-Reduction-Algorithmen hat die Bedeutung des Averaging im B-Bild abgenommen. In der Farb-Doppler-Sonografie wird diese Funktion (unabhängig vom B-Bild-Averaging) noch gerne genutzt, um kurzdauernde Farbsignale länger stehen zu lassen. In der fetalen Echokardiografie kann dies hilfreich sein, um die komplette Ventrikelfüllung abzubilden. Eine getrennte Einstellung (Rise/Fall) ermöglicht es, die schnelle Farbreaktion in der Frühsystole zu nutzen und gleichzeitig die Farbe länger stehen zu lassen.

Dynamic Range. Ein kontrastreiches Bild hilft, die Grenzen zwischen Gewebe und echoarmen Bereichen

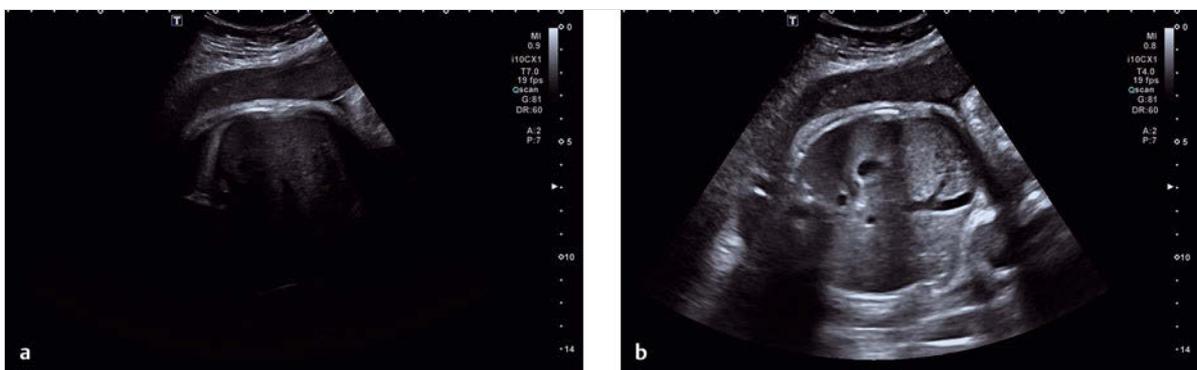


Abb. 2.1 Anpassung der Schallfrequenzen.

a Der untere Bildbereich ist bei unzureichender Eindringtiefe zu dunkel.

b Nach Auswahl einer niedrigen Schallfrequenz ist die Darstellung tiefer Bildbereiche möglich.

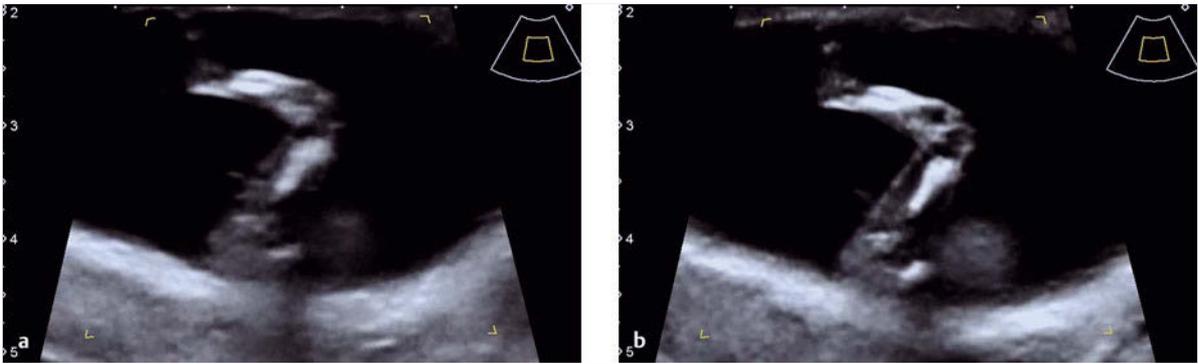


Abb. 2.2 Laufzeitkorrektur (TSO tissue specific optimization, OTI optimize tissue imaging).
a Bei starker Vergrößerung können Unschärfen durch Laufzeitunterschiede sichtbar werden.
b Besonders im 1. Trimenon kann eine Anpassung die Darstellung verbessern.

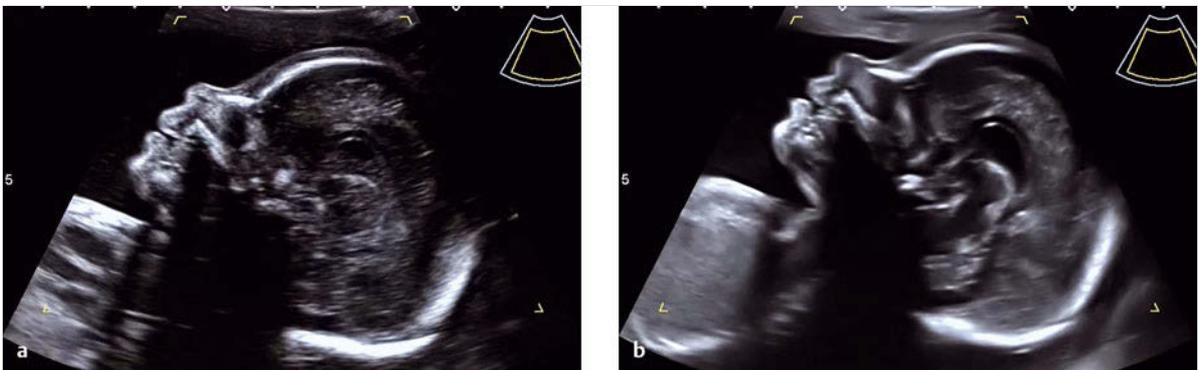


Abb. 2.3 Speckle Reduction.
a Das ultraschalltypisch körnige Bild ohne Speckle Reduction.
b Speckle Reduction macht das Bild glatter – ohne dass dabei Details verloren gehen.

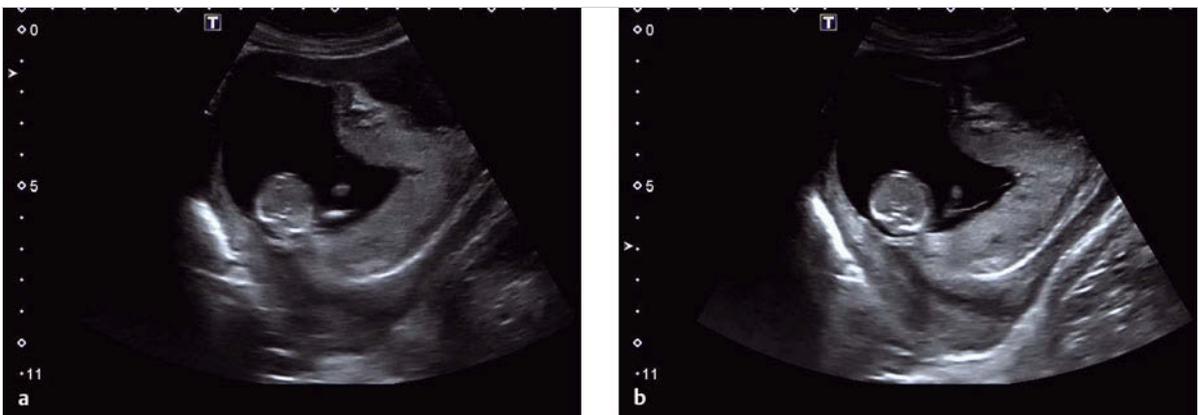


Abb. 2.4 Fokuszone.
a Die Fokuszone ist auf den oberen Bildbereich eingestellt.
b Wird der Fokuspunkt auf die untere Bildhälfte gestellt, lässt sich die Zervix besser abgrenzen.

(Fruchtwasser, Blut) leichter erkennbar zu machen. Auch hiervon profitiert die fetale Echokardiografie. Die Einstellung einer niedrigen dynamischen Bandbreite erzeugt das kontrastreiche Bild. Für die bessere Differenzierung von Weichteilen (Lunge, Nieren, ZNS) ist eine fein abgestufte Grauwertdarstellung mit hoher dynamischer Bandbreite besser. Viele Geräte lassen eine Auswahl verschiedener Graukurven zu, um bestimmte Bereiche besser zur Darstellung zu bringen.

2.2.5 Farbe

Die Farb-Doppler-Sonografie und damit die Darstellung von Blutflüssen ist essenzieller Bestandteil der erweiterten fetomaternalen und gynäkologischen Ultraschalldiagnostik. Nachteilig am Einsatz sind die höhere Schallintensität und ein verlangsamter Bildaufbau. Eine wichtige Grundregel ist, dass das **Farbfenster** nur so groß gewählt werden sollte wie für die aktuelle Untersuchungssituation notwendig.

Die Einstellung der Pulsrepetitionsfrequenz (PRF) am Gerät muss dabei auf die zu untersuchende Flussgeschwindigkeit angepasst werden. Für die Messung einer A. uterina ist eine Skaleneinstellung bis 80 cm/s ein guter Startwert, in der 20. SSW bei der Messung der A. cerebri media 30 cm/s. Eine zu niedrige Einstellung ist an dem Farbumschlag (Aliasing) zu erkennen, eine zu hohe Einstellung an dem fehlenden bzw. nur im Scheitelpunkt der Systole sichtbaren Signal.

Die zweithäufigst anzupassende Einstellung ist die **Verstärkung**. Diese als **Farbgain** bezeichnete Funktion ist auf dem mit „C“ für Color beschrifteten Knopf einstellbar. Sie sollte bei fehlendem oder schwachem Signal trotz richtiger Skala erhöht werden. Zu hohe Einstellungen führen zu Farbsignalen über die Gefäßgrenzen hinaus und zu Farbrauschen. Die Höhe des Signal-Rauschabstands ist ein in der Praxis relevantes Qualitätskriterium. Wenn ein Signal nur schwach zur Darstellung zu bringen ist, hilft eine Senkung der **Schallfrequenz im Farbmodus**. Diese Einstellung ist analog zur wählbaren Schallfrequenz in der B-Bilderzeugung zu sehen und nicht zu verwechseln mit der PRF. Zu empfehlen sind niedrige Schallfrequenzen im 3. Trimenon und hohe Schallfrequenzen im 1. Trimenon.

Der Powerdoppler wird genutzt, um langsame Flussgeschwindigkeiten zur Darstellung zu bringen. Er basiert auf der Amplitude der Frequenzänderung und nicht auf der Frequenzverschiebung. Deswegen ist weder eine Geschwindigkeitsangabe, eine Filterung langsamer Dopplersignale noch eine Anzeige der Strömungsrichtung möglich. Neuere Entwicklungen kombinieren Powerdoppler und Farb-Doppler-Techniken. Diese Techniken haben abgewandelte, gerätespezifische Namen wie Color Power Angio (CPA), Advanced Dynamic Flow (ADF) oder MV-Flow. Darüber hinaus werden auch Bewegungsverfolgungen von B-Bild-Signalen mit diesen Signalen kombiniert um mit einer sehr hohen Ortsauflösung auch niedrige

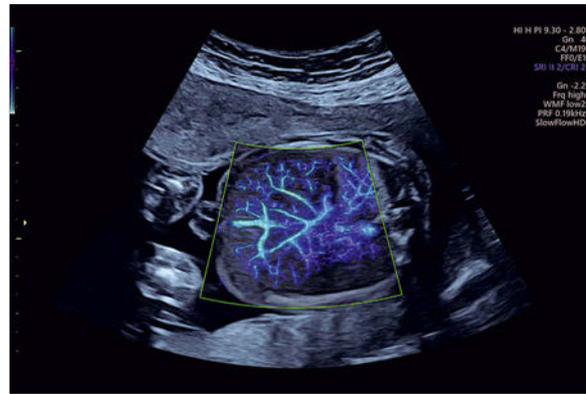


Abb. 2.5 Neue Farbdopplertechniken (Slow Flow HD, MV-Flow) ermöglichen die Darstellung kleinster Gefäße.

Flussgeschwindigkeiten in kleinsten Gefäßen zur Darstellung zu bringen (► Abb. 2.5).

Die Bewegung der Gefäßwand und des Ventrikelmuskels wird bei niedrig eingestellter PRF als Farb-Doppler-Signal sichtbar. Diese Signale sind unerwünscht und können mithilfe des **Wandfilters** (WMF, Filter) ausgeblendet werden. Auch hier gilt es eine Balance zu finden zwischen einer ausreichenden Ausblendung dieser Signale ohne dabei langsamere Blutflüsse auszublenden.

Für eine höchste Ortsauflösung kann die **Linienichte** der Farb-Doppler-Sonografie angehoben werden. Dies führt bei der Untersuchung größerer Bereiche zu einer sehr langsamen Bildwiederholrate, bei der Untersuchung kleiner Strukturen im 1. Trimenon ist diese Einstellung aber sinnvoll.

2.2.6 Gepulster Doppler

Die Messung von Blutflussgeschwindigkeiten ist über den gepulsten Doppler möglich. Zuerst wird ein Messfenster aktiviert, das einen Abschnitt auf einer senkrechten Linie abgrenzt. Dieses Messfenster wird mittig auf dem Gefäß positioniert. Anschließend wird die Messung über die Taste „aktualisieren“ gestartet. Die **Messfenstergröße** muss an die Gefäßgröße angepasst werden (z. B. bei der Messung des Ductus venosus im 1. Trimenon auf 0,5–1 mm).

Auch beim gepulsten Doppler muss der **Messbereich** (Skala, PRF) angepasst werden. Er sollte so eingestellt werden, dass die gemessene Flussgeschwindigkeit den Messbereich zumindest zu 2/3 ausnutzt. Die **Durchlaufgeschwindigkeit** (Sweep Speed) ist üblicherweise so eingestellt, dass etwa 6–8 fetale Herzschläge auf einem Dopplerstreifen zur Darstellung kommen [1]. Diese Einstellung kann dann für die Messung der Uteringefäße unverändert bleiben, dort kommen dann 3–4 maternale Pulsschläge zur Darstellung und die unterschiedliche Herzfrequenz ist direkt erkennbar. Eine Ausnahme ist abermals die Messung des Ductus venosus im 1. Trimes-

ter. Hier wird eine schnelle Durchlaufgeschwindigkeit von 2–3 cm/s gefordert. In diesem Fall kommen nur 5–6 fetale Pulskurven zur Darstellung [2].

Die Einstellung der **Verstärkung** (Gain) muss bei schlechten Schallbedingungen angehoben werden. Ein Rauschen außerhalb der Flusskurve zeigt eine zu hohe Verstärkung an. Auch im gepulsten Doppler gibt es den **Wandfilter**. Eine zu hohe Einstellung kann langsame Flussgeschwindigkeiten nahe der Nulllinie auslöschen. Hierdurch kann ein Nullfluss vorgetäuscht werden. Wird der Wandfilter ganz zurückgenommen, kommen die unerwünschten und starken Gewebedopplersignale nahe der Nulllinie zur Darstellung. Dies führt zu den krachenden Geräuschen bei Bewegung des Schallkopfes während der Messung und kann zudem eine unsaubere Dopplerkurve erzeugen, welche einer automatischen Messung der Dopplerindizes nicht mehr zugänglich ist.

2.3 Die rechte Hand

Die rechte Hand übernimmt die Schallkopfführung. Für ein gutes B-Bild ist ein ausreichender Kontakt des Schallwandlers mit der maternalen Bauchdecke wichtig. Ein häufiger Anfängerfehler ist ein zu geringer Druck, leicht erkennbar an Signalauslöschungen am rechten oder linken Bildrand. Gelegentliches Nachfragen, ob der Druck zu stark ist, hilft, den eigenen Schallkopfdruck einzuschätzen und wenn nötig zurückzunehmen. Eine ausreichende Menge Ultraschallgel ist für ein gutes Ultraschallbild ebenso wichtig. Der große Vorteil der abdominalen Untersuchung ist die relativ freie Wahl der Blickrichtung. Der Schallkopf kann zum Erreichen korrekter Schallebenen nicht nur in der Mitte des Bauches, sondern stellenweise sehr weit lateral geführt werden.

Der Ultraschallkopf kann in mehreren Freiheitsgraden frei bewegt werden. Damit die Bewegungen, die letztendlich zu einer Darstellung bestimmter Strukturen in der richtigen Schallebene notwendig sind, koordiniert ablaufen und nicht chaotisch, können wichtige Schallkopfbewegungen getrennt geübt werden.

Das schnelle Einstellen der Schnittebenen verkürzt die Untersuchungszeit, das sehr genaue Einstellen erlaubt erst eine hohe Bildqualität. Als Beispiel sind die erst dann



Abb. 2.6 Klar sichtbare Mittellinienstrukturen des ZNS durch genaues Einstellen einer medianen Schnittebenen.

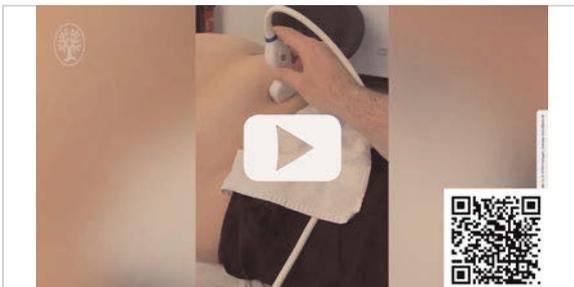
klar zur Darstellung kommenden Mittellinienstrukturen des ZNS bei der Einstellung eines Profilbildes genannt (► Abb. 2.6).

2.3.1 Die y-Achse

Die zu untersuchenden Strukturen mit Hilfe der Schallkopfführung immer in die Mitte des Bildes zu führen, ist ein wichtiger Grundsatz während der Untersuchung. Das ermöglicht eine optimale Darstellung, da die Abbildung im zentralen Schallsektor am besten ist. Die entsprechende Schallkopfbewegung durch Pronation und Supination des Unterarms zeigen wir in ► Video 2.1.

2.3.2 Die z-Achse

Das Drehen des Ultraschallkopfs in der senkrechten z-Achse lässt sich am einfachsten bei der Einstellung des Femurs trainieren: Nach Aufsuchen des Femurs ist dieser häufig schräg angeschnitten. Dieser Schräganschnitt sollte in die Bildmitte gebracht (siehe y-Achse) und durch Drehen im Uhrzeiger- bzw. Gegenuhrzeigersinn in voller Länge dargestellt werden. Der Schallkopf sollte dabei kontrolliert nur in der Senkrechten gedreht werden, ohne zu kippen und ohne die mittig eingestellte Struktur zu verlieren (► Video 2.2).



Video 2.1 y-Achse.



Video 2.2 z-Achse.



Video 2.3 x-Achse.



Video 2.4 Schallwinkel.



Abb. 2.7 Presets.

- a Fetales Herz im 1. Trimenon mit einem Standard Preset untersucht.
- b Höhere Auflösung und schnellere Darstellung nach Auswahl eines optimierten Presets.

2.3.3 Die x-Achse

Die x-Achse liegt waagrecht in der Schallebene. Dies wird beispielsweise bei der Einstellung des fetalen Köpfchens in Schädelage benutzt: Hier wird der Schallkopf so weit gekippt, bis die Schallebene parallel zur Schädelbasis eingestellt ist (► Video 2.3).

2.3.4 Der Schallwinkel

Ist eine Schallebene einmal korrekt eingestellt, kann oft durch Wahl eines geeigneten Einschallwinkels das Bild optimiert werden. Dabei ist es wichtig, nicht aus der Schallebene herauszukippen. Bei einer dorsoanterioren Kindslage wird diese Bewegung genutzt, um den Schallschatten der Wirbelsäule zu umgehen. Dabei kann der Schallkopf weit nach lateral geführt werden (► Video 2.4).

2.3.5 Orientierung

Die korrekte Schallkopfhaltung wird als Erstes im abdominalen Querschnitt überprüft: Die linke Seite des Ultraschallbilds muss die rechtsseitigen maternalen Strukturen darstellen. Ist der Schallkopf richtig herum gehalten, führt eine Bewegung des Schallkopfs nach links zu einer Rechtsbewegung auf dem Ultraschallmonitor.

Eine sichere Unterscheidung der rechten bzw. linken Seite des Fetus auf dem Ultraschallmonitor ist für die Diagnostik zwingend erforderlich. Dafür muss die fetale Lage z. B. durch Auffinden des fetalen Kopfes und der Wirbelsäule bestimmt werden. Liegt das Kind in der 1. Schädelage, ist die rechte Seite des Fetus anterior, d. h. schallkopfnah und auf dem Ultraschallmonitor oben.

2.4 Presets einstellen

Presets sind Voreinstellungen, die für wiederkehrende Schallsituationen zur Verfügung stehen. Das Arbeiten mit verschiedenen Presets erleichtert den Untersuchungs-gang sehr (► Abb. 2.7). Richtig voreingestellte Presets sind dafür eine notwendige Voraussetzung.

Da die Presets eine Vielzahl von Einstellungen der B-Bild- und Doppler-Parameter festlegen, sollte beim Speichern von Presetänderungen stets darauf geachtet werden, dass nur ein einzelner Parameter vor dem Speichern geändert wurde. Ansonsten droht eine unbeabsichtigte, zu weit reichende Abänderung eines bereits bewährten Presets. Besonders wenn mehrere Untersucher ein Ultraschallgerät nutzen, ist ein behutsames Anpassen der Presets wichtig.

Wenn im Verlauf einer Untersuchung zum Beispiel auffällt, dass die Skala für die Messung der Uteringefäße im-

mer nach oben korrigiert werden muss, sollte das Preset nicht einfach neu abgespeichert werden, da sonst alle Parameter überschrieben werden. Besser ist: das Preset neu laden, eine Dopplermessung starten, nur die Skala anpassen und dann das Preset wieder abspeichern. In der Pränataldiagnostik hat sich eine Mindestauswahl von Presets mit folgenden Voreinstellungen bewährt: ▶ Tab. 2.1, ▶ Tab. 2.2, ▶ Tab. 2.3 und ▶ Tab. 2.4.

Tab. 2.1 2. Trimenon.

Parameter	Wert
Bildtiefe	8 cm
Sektorbreite	weit
Auflösung	mittel
Bildrate	25 FPS
Frequenz	mittel
Farbskala	40 cm/s
Farbfilter	niedrig
PW-Skala	80 cm/s
PW-Fenster Größe	3 mm
Sweepdauer	3–4s
Baseline	unteres Drittel
Dopplerfilter	niedrig

Tab. 2.2 Herz 2. Trimenon.

Parameter	Wert
Bildtiefe	8 cm
Sektorbreite	schmal
Auflösung	mittel
Bildrate	80 FPS
Frequenz	mittel
Farbe	50 cm/s
Farbfilter	hoch
PW-Skala	80 cm/s
PW-Größe	3 mm
Sweepdauer	3–4s
Baseline	mittig
Dopplerfilter	hoch

Tab. 2.3 1. Trimenon.

Parameter	Wert
Bildtiefe	7 cm
Bildsektor	breit
Auflösung	maximal
Bildrate	25 FPS
Frequenz	hoch
Farbe	15 cm/s
Farbfilter	niedrig
PW-Skala	60 cm/s
PW-Größe	1 mm
Sweepdauer	1,5s
Baseline	oberes Drittel
Dopplerfilter	minimal

Tab. 2.4 Herz 1. Trimenon.

Parameter	Wert
Bildtiefe	7 cm
Auflösung	maximal
Bildrate	60 FPS
Frequenz	hoch
Farbe	20 cm/s
Farbfilter	mittel
PW-Skala	40 cm/s
PW-Größe	3 mm
Sweepdauer	2s
Baseline	mittig
Dopplerfilter	mittel

Quellenangaben

- [1] Bhide A, Acharya G, Bilardo CM et al. ISUOG practice guidelines: use of Doppler ultrasonography in obstetrics. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2013; 41(2): 233–239
- [2] Maiz N, Kagan KO, Milovanovic Z et al. Learning curve for Doppler assessment of ductus venosus flow at 11 + 0 to 13 + 6 weeks' gestation. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2008; 31(5): 503–506
- [3] Pfandzelter R, Sander G, Balhar T et al. Technische Qualitätssicherung der Ultraschalldiagnostik in der ambulanten Versorgung. *Ultraschall Med* 2012; 33(6): 574–580

3 Biometrie des Fetus – Schnittebenen, Fehlerquellen, Gewichtsschätzung

Florian Faschingbauer

3.1 Einleitung

Das fetale Gewicht ist ein wichtiger prädiktiver Parameter für neonatale Morbidität und Mortalität. Eine präzise Gewichtsschätzung ist daher eine wertvolle und notwendige Information für das pränatale und geburtshilfliche Management [8].

Bei Verdacht auf fetale Makrosomie beispielsweise spielt das sonografisch geschätzte Gewicht eine entscheidende Rolle bei der Planung des Geburtsmodus zur Vermeidung von Schulterdystokien oder maternaler Morbidität wie höhergradigen Dammverletzungen. Bei frühen schwergradigen intrauterinen Wachstumsrestriktionen ist das geschätzte Fetalgewicht als wichtiger prognostischer Parameter für das neonatale Outcome ein bedeutendes Kriterium bei der Entscheidungsfindung bezüglich einer geburtshilflichen Intervention versus eines konservativ abwartenden Vorgehens.

Viele verschiedene Regressionsformeln wurden in den letzten Jahrzehnten veröffentlicht. Seit den 1970er-Jahren wurden biometrische Parameter wie biparietaler Durchmesser, frontookzipitaler Durchmesser, Kopfumfang, Bauchquer- und Längsdurchmesser, Abdomenumfang und Femurlänge in diversen Regressionsformeln zur sonografischen Gewichtsschätzung kombiniert. In der Folge wurden diese klassischen Parameter in neuen Formeln durch das Gestationsalter [7] oder das fetale Geschlecht ergänzt. Durch den technischen Fortschritt, insbesondere im Bereich der 3D-Volumensonografie, ergaben sich weitere Ansätze durch Integrierung unterschiedlicher fetaler Volumenparameter in Gewichtsschätzungsformeln. Allerdings konnten sich diese Ansätze durch den mit der 3D-Sonografie verbundenen, deutlich erhöhten Zeitaufwand letztendlich in der Routine nicht durchsetzen.

Klassische Schnittebenen der fetalen Biometrie



Die klassischen Maße der fetalen Biometrie stellen folgende Parameter dar:

- biparietaler Durchmesser (BPD)
- frontookzipitale Durchmesser (FOD)
- Kopfumfang (HC)
- Abdomen-transversal-Durchmesser (ATD) und anterior-posteriorer bzw. Abdomen-sagittal-Durchmesser (ASD)
- Abdomenumfang (AU)
- Femurlänge (FL)

Diese Maße sind in einem Großteil der gebräuchlichen Gewichtsschätzungsformeln enthalten. Die fetalen Schnittebenen, in welchen die genannten Parameter ausgemessen werden sollen, werden im Folgenden kurz vorgestellt.

3.1.1 Generelle Aspekte der Bildoptimierung

Wie generell in der pränatalen Diagnostik sind auch bei der sonografischen Einstellung der fetalen biometrischen Schnittebenen einige Aspekte zu beachten, um den Messfehler möglichst minimal zu halten:

Es sollte zunächst die richtige sonografische Eindringtiefe gewählt werden. In der Folge kann bei den meisten modernen Ultraschallgeräten mithilfe eines „high definition Zooms“ die zu vermessende Biometrieebene so vergrößert werden, dass sie den Bildschirm maximal ausfüllt. Hierbei muss darauf geachtet werden, den Fokus auf Höhe der zu messenden Struktur zu positionieren.

► Abb. 3.1 und ► Abb. 3.2 zeigen beispielhaft den Vergleich zwischen optimaler und suboptimaler Bildeinstellung bei Messung der fetalen Femurlänge.

3.2 Biparietaler Durchmesser, frontookzipitaler Durchmesser und Kopfumfang

Die optimale Schnittebene, bei der sowohl der biparietale als auch der frontookzipitale Durchmesser erfasst werden, verläuft in einem strengen Transversalschnitt durch das Kranium, wobei die Schädelkalotten oval, symmetrisch und mit durchgehenden Konturen projiziert werden müssen. Die Ebene ist korrekt eingestellt, wenn die Schallrichtung senkrecht zur Falx cerebri verläuft, die Thalamuskern symmetrisch dargestellt werden und die Falx ventral durch das Cavum septi pellucidi unterbrochen wird (► Abb. 3.3) [7]. Die Thalamuskern stellen sich als echoarme Strukturen dar. Die Schnittebene ist zu weit nach kaudal verlagert, wenn bereits das Zerebellum oder die beiden Orbitae zu sehen sind.

Die Messung des biparietalen Durchmessers wird an der breitesten Stelle jeweils von der Knochenaußengrenze zur Knochenaußengrenze durchgeführt, wobei der Durchmesser senkrecht auf der Falx stehen sollte. Senkrecht dazu, ebenfalls von Knochenaußengrenze zu Knochenaußengrenze, erfolgt von dorsal nach ventral die Messung des frontookzipitalen Durchmessers (► Abb. 3.3). Ebenfalls in dieser Ebene kann der Kopfumfang (HC) bestimmt werden. Dies erfolgt entweder direkt mit der Ellipsenfunktion



Abb. 3.1 Messung der Femurlänge. Suboptimale Vergrößerung und Fokuspositionierung bei Einstellung und Messung der fetalen Femurlänge in der 28. Schwangerschaftswoche.



Abb. 3.2 Messung der Femurlänge. Darstellung des fetalen Femurs in der 28. Schwangerschaftswoche mit Messung der Femurlänge.

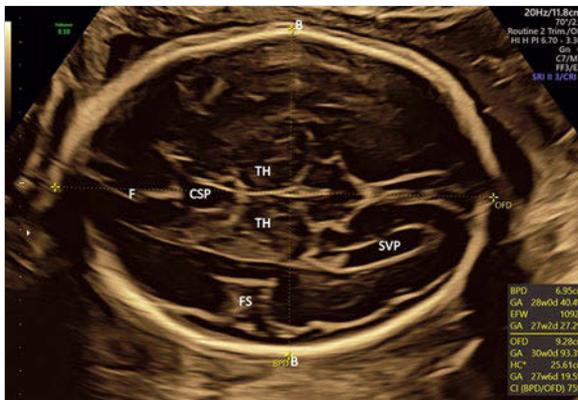


Abb. 3.3 Messung des biparietalen und frontookzipitalen Durchmessers. Transversalschnitt des fetalen Kraniums in der 28. SSW. B: Schädelknochenaußengrenze; CSP: Cavum septi pellucidi; F: Falx; FS: Fissura sylvii; SVP: Seitenventrikel Hinterhorn; TH: Thalamus.

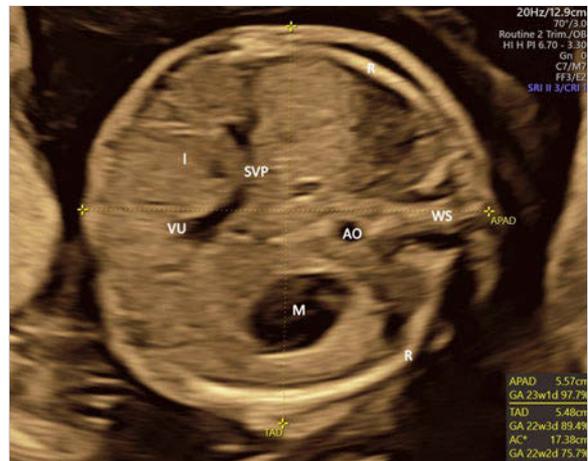


Abb. 3.4 Messung des transversalen und anteriorposterioren Abdomen-Durchmessers. Transversalschnitt des fetalen Abdomens in der 22. Schwangerschaftswoche, AO: Aorta, L: Leber, M: Magenblase, R: Rippe, SVP: Sinus venae portae, VU: Vena umbilicalis, WS: Wirbelsäule.

der Ultraschallgeräte oder kann mithilfe des biparietalen und des frontookzipitalen Durchmessers berechnet werden.

3.3 Transversaler und anterior-posteriorer Abdomen-Durchmesser und Abdomenumfang

Die empfohlene Referenzebene zur idealen Messung des transversalen und sagittalen Abdomen-Durchmessers und des Abdomenumfangs verläuft in Höhe der Leber und Magenblase. Das Abdomen sollte im Bereich der Einmündungsstelle der V. umbilicalis in den Sinus venae portae, knapp oberhalb der abdominalen Einmündungsstelle der Nabelschnurgefäße angeschnitten werden. Hierbei sollte die Vene im vorderen bis mittleren Drittel

des Abdomens liegen und rund bis leicht queroval angeschnitten sein. Die Wirbelsäule sollte so eingestellt werden, dass sie in dieser Schnittebene auf drei beziehungsweise neun Uhr projiziert wird. Dabei ist darauf zu achten, dass die Rippen symmetrisch der Wirbelsäule entspringen (► Abb. 3.4). Für eine korrekte Messung muss auf einen strikten Transversalschnitt geachtet werden. Dabei sollte das fetale Abdomen möglichst rund dargestellt werden.

Cave

Die Ebene liegt zu weit kaudal, wenn bereits die Einmündungen der Nabelschnurgefäße an der vorderen Bauchwand zu erkennen sind und Nierenanschnitte dargestellt werden. Kommt es zur Projektion des Herzens oder von Lungenanteilen, so ist die Ebene zu weit nach kranial gewählt.

Die Messungen des Abdomen-transversal-Durchmessers und Abdomen-sagittal-Durchmessers erfolgen jeweils von Hautaußengrenze zu Hautaußengrenze. Der Abdomenumfang lässt sich analog zum Kopfumfang direkt mit der Ellipsenfunktion bestimmen beziehungsweise kann indirekt mithilfe des transversal und sagittalen Abdomen-Durchmessers berechnet werden.

3.4 Femurlänge

Das Auffinden des Femurs erfolgt idealerweise entlang der Längsachse des Fetus, indem man die Wirbelsäule verfolgt und den Schallkopf auf Höhe des fetalen Beckens um 90° dreht. Zur Optimierung der Bildqualität und somit zur Präzisierung der Messungen sollte der Gain des Ultraschallbilds etwas reduziert werden und der Femur möglichst horizontal, parallel zur Schallrichtung, eingestellt werden. Es sollte der schallkopfnaher Femur bevorzugt werden. Gemessen wird der Abstand zwischen beiden Diaphysenenden. Die beiden Messpunkte sollten so gewählt werden, dass nur der ossifizierte Anteil gemessen wird, ohne Berücksichtigung der Knochenbiegung oder des Femurkopfs (► Abb. 3.2). Eine Miteinbeziehung der distalen beziehungsweise proximalen Epiphysenkerne kann dabei fälschlicherweise zu vergrößerten Werten führen.

3.5 Fetale sonografische Gewichtsschätzung

3.5.1 Maßzahlen der Messgenauigkeit

Die Genauigkeit der sonografischen Gewichtsschätzung wird in den meisten großen Studien übereinstimmend über folgende Parameter definiert:

► **Relativer prozentualer Fehler (PE):** $(EFW-BW)/BW * 100$. Dieser Parameter repräsentiert den systematischen Fehler, der bei Verwendung einer spezifischen Gewichtsschätzungsformel auftritt. Negative Werte zeigen eine systematische Unterschätzung, wohingegen positive Werte auf eine systematische Überschätzung schließen lassen (EFW: fetales, sonografisches Schätzwert; BW: tatsächliches Geburtsgewicht).

► **Standardabweichung des relativen prozentualen Fehlers.** Diese Maßzahl gibt die Streuung an, die bei einer Gewichtsschätzung auftritt, und repräsentiert damit den zufälligen Fehler.

► **Absoluter prozentualer Fehler (APE):** $|(EFW-BW)/BW| * 100$. Die Berechnung des Medians der absoluten Werte des prozentualen Fehlers enthält sowohl den zufälligen als auch den systematischen Fehler.

► **Anzahl an Gewichtsschätzungen innerhalb vorformulierter Fehlergrenzen (5%, 10%, 15% usw.).** Durch Angabe dieser Maßzahlen lässt sich sehr übersichtlich darstellen, wie genau eine spezifische Gewichtsschätzungsformel innerhalb üblicher Fehlergrenzen abschneidet.

3.5.2 Messergebnisse der fetalen Gewichtsschätzung

Der Messfehler der sonografischen Gewichtsschätzung hängt maßgeblich von dem untersuchten Gewichtsspektrum der Feten ab. Daher sollten die Messergebnisse der verschiedenen Formeln immer stratifiziert nach Gewichtsspektrum angegeben werden. Im Folgenden wird auf die Ergebnisse bei Schätzungen im normalen Gewichtsspektrum (2500–4000 g) eingegangen. Die erhöhten Messfehler bei fetaler Makrosomie, intrauteriner Wachstumsretardierung und frühem Gestationsalter werden in Kap. 3.5.3 erläutert.

Eine Vielzahl an Studien hat in den letzten Jahren die Genauigkeit der sonografischen Gewichtsschätzung evaluiert.

In einer Analyse wurde die Genauigkeit von 11 verschiedenen Gewichtsschätzungsformeln verglichen. Im Gewichtsspektrum zwischen 2500 g und 4000 g ergaben sich hierbei keine relevanten Unterschiede zwischen den üblicherweise in der klinischen Praxis verwendeten Modellen.

**Merke**

Die absolut prozentualen Fehler lagen überwiegend zwischen 7 und 9%. 70 bis 80% der Schätzungen lagen innerhalb von 10% des tatsächlichen Geburtsgewichts [9].

Diese Ergebnisse wurden auch in einem systematischen Review von Dudley et al. [1] bestätigt: Die prozentualen Fehler in dieser Meta-Analyse lagen bei allen evaluierten Formeln zwischen minus und plus 10% ohne klinisch relevante Unterschiede zwischen den verschiedenen Modellen. In einer aktuelleren Arbeit aus der Gruppe um Kyros Nicolaides zeigte sich, dass Gewichtsschätzungs-

formeln, die drei oder mehr fetale biometrische Parameter beinhalten, bessere Ergebnisse ermöglichen als Modelle, die weniger als drei Parameter inkludieren [6]. Insgesamt wurden in dieser Arbeit 70 verschiedene Gewichtsschätzungsformeln evaluiert und zusätzlich neue Modelle in einer Gruppe von mehr als 5000 Feten entwickelt. Die besten Ergebnisse ergaben sich hierbei für die Formel von Hadlock et al., die 1985 publiziert wurde: 80% der Messungen mit dem Hadlock-Modell lagen innerhalb von 10% des tatsächlichen Geburtsgewichts.

3.5.3 Einflussfaktoren auf die Messgenauigkeit der sonografischen Gewichtsschätzung

Wie oben bereits erwähnt, wird der Messfehler der sonografischen Gewichtsschätzung maßgeblich von dem Gewichtsspektrum der untersuchten Feten bestimmt.

Cave



Sowohl bei fetaler Makrosomie als auch bei intrauteriner Wachstumsrestriktion oder frühem Gestationsalter zeigen sich teilweise deutlich höhere Messungenauigkeiten.

Hierauf wird im Folgekapitel näher eingegangen. Auch verschiedene fetale Fehlbildungen können die Genauigkeit der sonografischen Gewichtsschätzung negativ beeinflussen. So ergab sich beispielsweise bei Feten mit Bauchwanddefekten oder Zwerchfellhernien eine systematische Unterschätzung des Gewichts mit den klassischen Modellen – aufgrund der durch die Fehlbildungen bedingten kleineren Abdominalumfänge bei diesen Feten [2], [10]. Für dieses Kollektiv konnte durch die Entwick-

lung von Spezialformeln der Messfehler signifikant reduziert werden [4].

Cave



Einen weiteren wichtigen Einflussfaktor auf die sonografische Gewichtsschätzung stellt das Zeitintervall zwischen Messung und Entbindung dar, welches in den meisten Arbeiten zu dieser Thematik bei unter 7 Tagen liegt.

In einer Studie wurde der Einfluss des Zeitintervalls auf die Messgenauigkeit systematisch in einer Gruppe von mehr als 8000 Feten analysiert [5]. Hierbei ergab sich für den Großteil der gebräuchlichen Formeln eine signifikante Zunahme des prozentualen Fehlers im Sinne einer systematischen Unterschätzung ab einem Intervall von mehr als 7 Tagen zwischen Messung und Entbindung (► Abb. 3.5).

Merke



Ein weiterer wichtiger Faktor, der leider zu selten berücksichtigt wird, ist der Einfluss der Untersuchererfahrung.

Diesbezüglich zeigten sich in einer Studie mit mehr als 4500 sonografischen Gewichtsschätzungen überraschende Ergebnisse [3]: Wie erwartet ergab sich zunächst mit zunehmenden Untersuchungszahlen, sprich wachsender Erfahrung, eine Zunahme der Messgenauigkeit. Interessanterweise kam es aber zwischen 200 und 300 durchgeführten sonografischen Gewichtsschätzungen zu einer

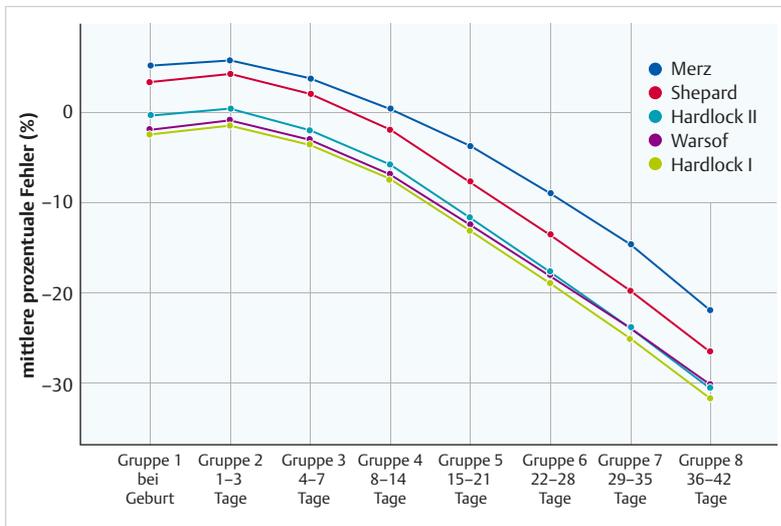


Abb. 3.5 Die prozentualen Fehler verschiedener Gewichtsschätzungsformeln in Abhängigkeit vom Zeitintervall zwischen sonografischer Gewichtsschätzung und Entbindung. [5]

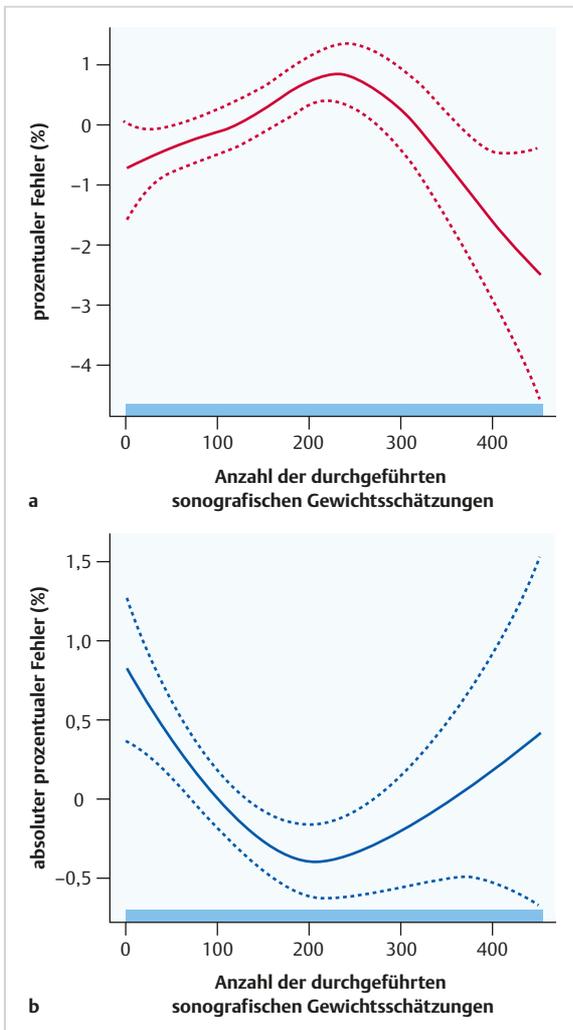


Abb. 3.6 Abhängigkeit der Genauigkeit der Gewichtsschätzungen von der Untersuchererfahrung. Darstellung des prozentualen und absolut prozentualen Fehlers in Abhängigkeit von der Anzahl der durchgeführten sonografischen Gewichtsschätzungen. [3]

Plateaubildung und in der Folge zu einer erneuten Zunahme des Messfehlers (► Abb. 3.6). Insgesamt zeigten sich große individuelle Unterschiede zwischen den Lernkurven der verschiedenen analysierten Untersucher. Dies verdeutlicht die enorme Bedeutung von kontinuierlichen Qualitätskontrollprozessen und der strukturierten Ausbildung in der täglichen geburtshilflichen und pränatalen klinischen Praxis.

Quellenangaben

- [1] Dudley NJ. A systematic review of the ultrasound estimation of fetal weight. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2005; 25(1): 80–89
- [2] Faschingbauer F, Geipel A, Gembruch U et al. Sonographic weight estimation in fetuses with congenital diaphragmatic hernia. *Ultraschall Med* 2013; 34(6): 573–579
- [3] Faschingbauer F, Heimrich J, Raabe E et al. Longitudinal Assessment of Examiner Experience and the Accuracy of Sonographic Fetal Weight Estimation at Term. *J Ultrasound Med* 2017; 36(1): 163–174
- [4] Faschingbauer F, Mayr A, Geipel A et al. A New Sonographic Weight Estimation Formula for Fetuses with Congenital Diaphragmatic Hernia. *Ultraschall Med* 2015; 36(3): 284–289
- [5] Faschingbauer F, Raabe E, Heimrich J et al. Accuracy of sonographic fetal weight estimation: influence of the scan-to-delivery interval in combination with the applied weight estimation formula. *Arch Gynecol Obstet* 2016; 294(3): 487–493
- [6] Hammami A, Mazer Zumaeta A, Syngelaki A et al. Ultrasonographic estimation of fetal weight: development of new model and assessment of performance of previous models. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2018; 52(1): 35–43
- [7] Hansmann M. *Ultraschallbiometrie im II. und III. Trimester der Schwangerschaft*. *Der Gynäkologe* 1976; 9: 133–155
- [8] Pretscher J, Schwenke E, Baier F et al. Can Sonographic Fetal Biometry Predict Adverse Perinatal Outcome? *Ultraschall Med* 2019; 40(2): 230–236
- [9] Siemer J, Egger N, Hart N et al. Fetal weight estimation by ultrasound: comparison of 11 different formulae and examiners with differing skill levels. *Ultraschall Med* 2008; 29(2): 159–164
- [10] Siemer J, Hilbert A, Hart N et al. Specific weight formula for fetuses with abdominal wall defects. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2008; 31(4): 397–400

4 Ultraschall in der Frühschwangerschaft

Samir Helmy-Bader

4.1 Einleitung

In diesem Kapitel werden alle Formen des Aborts und der ektopen Schwangerschaft behandelt.

Eine wesentliche Rolle spielt hierbei die „Pregnancy of unknown location“ (PUL), für die oft fälschlicherweise die Diagnose „Verdacht auf ektope Schwangerschaft“ verwendet wird.

Tatsächlich aber benötigt die PUL in über 90% der Fälle keine Intervention, sodass unnötige Krankenhausbesuche im Vorhinein verhindert werden könnten.

Umso wichtiger ist es, die Definitionen und Ultraschallkriterien der unterschiedlichen Formen des Aborts und der ektopen Schwangerschaft zu verstehen und zu erkennen.

4.2 Missed Abortion

4.2.1 Steckbrief

Unter einer Missed Abortion oder verhaltenen Fehlgeburt versteht man einen intrauterinen Fruchttod, ohne dass Symptome einer vaginalen Blutung oder Schmerzen auftreten.

Diese Ultraschalldiagnose kann unter bestimmten Kriterien bei der Erstvorstellung gemacht werden oder erst nach einer Kontrolluntersuchung bestätigt werden.

4.2.2 Sonografische Hinweiszeichen

Eine Missed Abortion soll im Rahmen einer Erstvorstellung nur dann diagnostiziert werden, wenn ein Gestationssack von ≥ 25 mm ohne eindeutigen Dottersack oder Embryo vorliegt. Liegt eine Embryonalanlage mit einer SSL

≥ 7 mm ohne Nachweis einer Herzaktion vor, kann ebenfalls sofort die Diagnose gemacht werden (► Abb. 4.1).

Zeigt sich beim Initialschall nur ein kleiner Gestationssack ohne Dottersack und Embryonalanlage, so kann bei Ausbleiben von embryonalen Lebenszeichen nach 14 Tagen die Diagnose bestätigt werden.

Liegt ein Gestationssack mit Dottersack und ohne embryonale Herzaktion vor, kann die Diagnose im Falle einer Befundpersistenz nach 10 Tagen bestätigt werden [4].

Dieser Algorithmus und die Grenzwerte sind durch Publikationen und Leitlinien gut etabliert. Diagnosestellungen bei kleineren Gestationssäcken oder SSL sind nur bei hochauflösendem Ultraschallequipment und hoher Ultraschallexpertise und -erfahrung zu rechtfertigen.

Prinzipiell ist anzumerken, dass die Patientinnen aufgrund der emotionalen Situation und Beschwerdefreiheit oft Zeit benötigen, um diese Diagnose zu akzeptieren, und ein zeitlicher Abstand zur Diagnosesicherung diese Akzeptanz erhöht.

4.2.3 Prognostische Kernaussagen

Die Missed Abortion in der Frühschwangerschaft kann je nach Wunsch der Patientin exspektativ, medikamentös oder chirurgisch therapiert werden.

Das abwartende Management sollte im Abstand von 14 Tagen kontrolliert und bei Persistenz eventuell eine Therapieänderung diskutiert werden.

Für das medikamentöse Management wird meist Mifepriston mit Misoprostol kombiniert eingesetzt. Aber es wird auch häufig nur eine wiederholte Gabe von Misoprostol verabreicht. Dies ist oft regionsabhängig.

Für die chirurgische Therapie empfiehlt sich die Sauguretteage als die schonendste Methode, die unter Ultraschallkontrolle eine geringe Komplikationsrate aufweist.

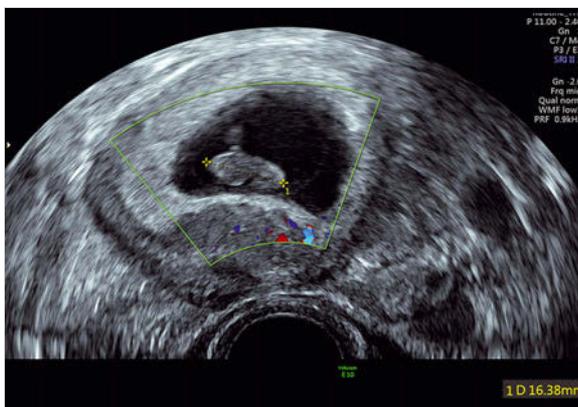


Abb. 4.1 Missed Abortion. Embryonalanlage mit einer SSL ≥ 7 mm ohne Nachweis einer Herzaktion.

Merke



Die Diagnose einer Missed Abortion darf bei der ersten Ultraschalluntersuchung nur gestellt werden, wenn

- ein Gestationssack von ≥ 25 mm ohne eindeutigen Dottersack oder Embryo oder
- eine Embryonalanlage mit einer SSL ≥ 7 mm ohne Nachweis einer Herzaktion vorliegt

4.3 Abortus incompletus

4.3.1 Steckbrief

Wenn nur Anteile einer Schwangerschaft ausgestoßen wurden und Plazentaresten (sog. Residuen) im Uterus verbleiben, spricht man von einem Abortus incompletus. Assoziierte Symptome sind vaginale Blutungen, die über Regelstärke hinausgehen können, und Unterbauchschmerzen.

4.3.2 Sonografische Hinweiszeichen

Bis heute herrscht keine Einigkeit darüber, welche Kriterien zur Diagnose eines Abortus incompletus herangezogen werden sollen.

Manche Autoren verwenden die Endometriumhöhe zur Diagnose, wobei die Cut-off-Werte zwischen 5 und 15 mm Höhe schwanken. Studien haben aber auch gezeigt, dass bei vielen Frauen mit Verdacht auf Abortus incompletus bei einer Endometriumhöhe von weniger als 5 mm Residuen gefunden werden konnten.

Im Prinzip zeigen sich Residuen als ein gut definiertes Areal mit hyperechogener Erscheinung innerhalb der Gebärmutterhöhle.

Residuen sind nicht mobilisierbar, womit ein negatives „sliding sign“ vorliegt, und zeigen in der Farb-Doppler-Sonografie oft eine Vaskularisation von unterschiedlicher Ausprägung (► Abb. 4.2).

Unterstützend zur Diagnose sollte immer die Klinik und eventuell biochemische Marker wie Serum β -hCG herangezogen werden.

4.3.3 Prognostische Kernaussagen

Prinzipiell bietet sich für einen Abortus incompletus aufgrund der persistierenden vaginalen Blutungen, die oft in oder über Regelstärke liegen, sowie aufgrund der erhöhten Infektionsgefahr die Curettage als Therapie der Wahl an. Ebenso kann aber auch auf Wunsch der Patientin und

wenn die Klinik es zulässt ein medikamentöser Versuch mit Misoprostol angeboten werden. Die Therapieschemata sind hier sehr regionalabhängig und variieren in Applikationsgabe (oral, vaginal) und Dosis.



Merke

Die Endometriumhöhe ist ein schlechter Marker zum Nachweis von Residuen.

Residuen zeigen sich als definiertes Areal mit hyperechogener Erscheinung innerhalb der Gebärmutterhöhle und sind nicht mobilisierbar. In der Farb-Doppler-Sonografie findet sich oft eine Vaskularisation von unterschiedlicher Ausprägung.

4.4 Abortus completus

4.4.1 Steckbrief

Die Diagnose eines Abortus completus ist nur dann zulässig, wenn zuvor eine intrauterine Schwangerschaft gesehen wurde.

4.4.2 Sonografische Hinweiszeichen

Im Ultraschall zeigt sich ein leeres homogenes, dünnes Endometrium (► Abb. 4.3) ohne abgrenzbare Areale, die auf Residuen hinweisen könnten.

4.4.3 Prognostische Kernaussagen

Nach einem Abortus completus wird den Patientinnen empfohlen, einen Zyklus abzuwarten, bevor ein neuerlicher Versuch einer Schwangerschaft unternommen wird.

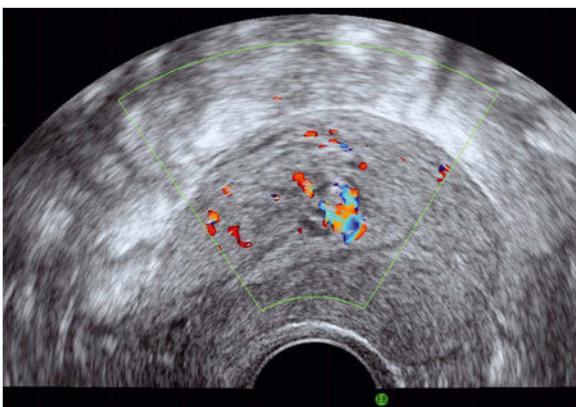


Abb. 4.2 Abortus incompletus.



Abb. 4.3 Abortus completus.



Merke

Keine Diagnose eines Abortus completus ohne vorherigen Nachweis einer intrauterinen Schwangerschaft.

4.5 Pregnancy of unknown location

4.5.1 Steckbrief

Die Sensitivität der transvaginalen Ultraschalldiagnostik zur Diagnose von Frühschwangerschaftskomplikationen ist hoch. Dennoch kann in vielen Fällen eine Schwangerschaft nicht bei der ersten Ultraschalluntersuchung lokalisiert werden.

Diese Fälle werden dann oft und fälschlicherweise als „Verdacht auf ektope Schwangerschaft“ eingestuft, womit die Therapie bereits in die falsche Richtung gelenkt werden könnte.

Korrekterweise muss die Diagnose in diesen Fällen Pregnancy of unknown location (PUL) lauten.

4.5.2 Sonografische Hinweiszeichen

Im Ultraschall zeigt sich bei einem positiven Schwangerschaftstest im Rahmen der Erstuntersuchung kein Hinweis auf eine intrauterine Schwangerschaft, Residuen (s. o.) oder ektope Schwangerschaft.

Ausgeschlossen sind ebenfalls

- ein kleiner intrauteriner Gestationssack, welcher im Verlauf kontrolliert werden muss, um eine intakte Schwangerschaft später zu bestätigen
- Strukturen im Adnexegebiet, die eine ektope Schwangerschaft vermuten lassen könnten
- Patientinnen mit indirekten Zeichen einer spezifischen Schwangerschaftslokalisierung wie z. B.:
 - Hämatoperitoneum oder
 - „Products of conception“ im Rahmen der Spekulumuntersuchung

4.5.3 Prognostische Kernaussagen

Es existiert keine einheitliche Richtlinie, wie Frauen mit einer PUL gemanagt werden sollen.

Die Herausforderung liegt darin, die ektope Schwangerschaft bzw. den Zeitpunkt einer notwendigen aktiven Therapie rechtzeitig zu erkennen.

Tatsächlich werden 22% der Pregnancys of unknown location zu normalen intrauterinen Schwangerschaften, 69% lösen sich ohne medizinische Intervention spontan auf und nur 9% benötigen eine operative oder medikamentöse Intervention, wobei in der Mehrheit dieser eine ektope Schwangerschaft besteht [3].

Es existieren zahlreiche Algorithmen auf Basis von transvaginalen Ultraschall und Serum-β-hCG-Verhältnis-

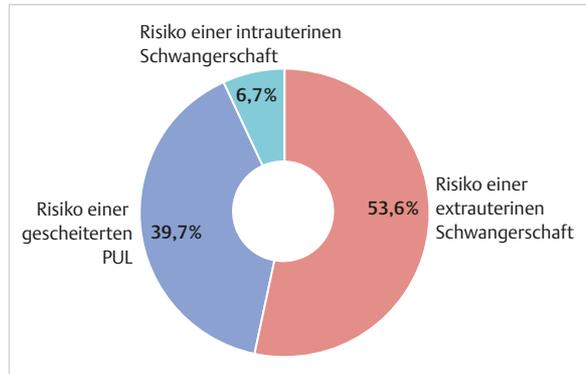


Abb. 4.4 Beispielrechnung M6-Model. [7]

sen zur Berechnung des Risikos einer ektope Schwangerschaft bei initialer PUL. In einer Meta-Analyse aus dem Jahr 2019 wurden viele dieser Algorithmen miteinander verglichen und das „M4-Model“ als das derzeit akkurateste Rechenmodell bewertet [2]. Das „M6-Model“ ist allerdings die rezenteste Entwicklung und wurde daher noch in keiner Meta-Analyse evaluiert, ist aber aufgrund seiner einfachen Handhabung und der Miteinbeziehung von Progesteron sehr vielsprechend und zeigt die besten Ergebnisse in den bisher publizierten Validierungen [1].

Hier ein Beispiel für die Anwendung des „M6-Modells“: Eine Patientin mit positivem Schwangerschaftstest und keinem Nachweis einer intra- oder extrauterinen Schwangerschaft im Ultraschall zeigt einen Serum-β-hCG-Wert von 850 IU/l und einen Progesteron-Wert von 4 nmol/l. Wäre das Progesteron ≤ 2 nmol/l, dürfte es sich wahrscheinlich um eine gestörte Schwangerschaft handeln, sodass ein Schwangerschaftstest in 2 Wochen die weitere Vorgabe wäre. In unserem Beispiel aber mit einem Progesteronwert ≥ 2 nmol/l ist eine Serum-β-hCG-Kontrolle nach 48h (1000 IU/l) notwendig. Die Werte werden dann in das „M6-Model“ eingegeben (entweder als APP zum Download oder gratis über <http://www.earlypregnancycares.co.uk/>) und zeigen (► Abb. 4.4) ein hohes Risiko (53,6%) für eine ektope Schwangerschaft, womit nach dem Protokoll (► Abb. 4.5) das Prozedere für eine weitere Serum-β-hCG und Ultraschallkontrolle festgelegt wird.

4.6 Eileiterschwangerschaft

4.6.1 Steckbrief

Die Inzidenz der ektope Schwangerschaft variiert zwischen 1 und 3%, bezogen auf alle klinisch objektivierbaren Schwangerschaften. Von den ektope Schwangerschaften sind über 90% im Eileiter lokalisiert. Die häufigsten Risikofaktoren sind stattgefundene Operationen im Abdomen, Salpingitiden, sexuell übertragbare

Krankheiten (insbesondere Chlamydieninfektionen), Intrauterinpressare und ein fortgeschrittenes Alter.

Eine nicht erkannte Eileiterschwangerschaft kann im Falle einer Ruptur zu einer lebensbedrohlichen Situation werden. Die Mortalität liegt heute unter 0,01 %, bezogen auf alle Schwangerschaften.

Für die Diagnose einer Eileiterschwangerschaft ist der Ultraschall essenziell.

Die Bestimmung einer 48h-Serum- β -hCG-Serologie ist nicht ausreichend und gibt lediglich bei fehlender intrauteriner Schwangerschaft einen Hinweis auf eine mögliche Tubargravidität sowie eine Entscheidungshilfe bei der Auswahl des richtigen Managements.

Merke

Der Verdacht auf eine Eileiterschwangerschaft besteht bei

- sekundärer Amenorrhöe
- positivem Schwangerschaftstest
- Unterbauchschmerzen, die meist auf eine Seite bezogen sind
- leichten vaginalen Blutungen
- fehlendem Hinweis auf eine intrauterine Schwangerschaft in der Transvaginalsonografie

4.6.2 Sonografische Hinweiszeichen

Bei der Diagnose der Eileiterschwangerschaft ist es wichtig, einem strukturierten Vorgehen zu folgen.

Zunächst wird der Uterus sowohl im Longitudinalschnitt als auch Transversalschnitt durchsucht und dabei auch auf extrakavitäre Regionen, wie die Pars interstitialis oder Zervix, geachtet.

Danach sollte im Uhrzeigersinn weiter vorgegangen und die rechte Adnexe und im Anschluss dann die linke Adnexe inspiziert werden. Die Ovarien sollten ebenfalls in beiden Schnittebenen komplett durchgeschaut und die Corpus-luteum-Zyste identifiziert werden.

In ca. 85 % der Fälle findet sich die Corpus-luteum-Zyste ipsilateral zu einer Tubargravidität.

Die Eileiterschwangerschaft präsentiert sich als Adnextumor, meist kranial und medial zum Ovar korrespondierend zur Ampulle.

Wenn dieser Adnextumor durch einen zarten Druck auf die Vaginalsonde und gleichzeitiger Palpation des Unterbauchs bewegt und gegen das Ovar verschoben werden kann, spricht man von einem positiven Sliding Sign [5]. Das Sliding Sign ist ein wichtiges Kriterium, um zwischen Ovarialzyste und Tubargravidität zu unterscheiden. Bei einem negativen Sliding Sign kann nicht ausgeschlossen werden, dass der verdächtige Adnextumor ein Teil des Ovars, insbesondere ein zystisches Corpus luteum,

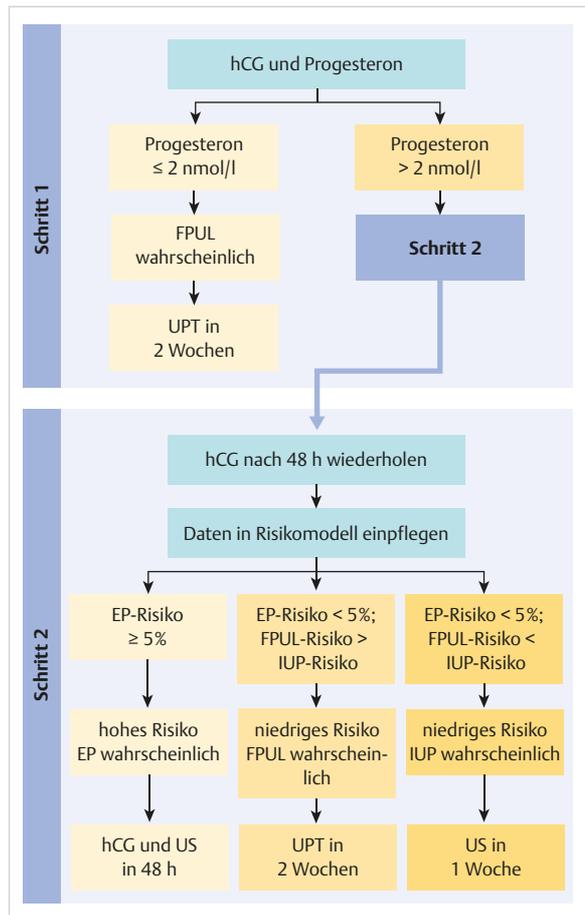


Abb. 4.5 Flowchart M6-Model. FPUL: failed PUL (pregnancy of unknown location), UPT: urine pregnancy test, EP: ectopic pregnancy, IUP: intrauterine pregnancy. [1]

darstellt. Hierin liegt eine der häufigsten, aber vermeidbaren Fehlerquellen.

Die Farb-Doppler-Sonografie kann bei der Identifikation der Eileiterschwangerschaft hilfreich sein.

Freie echoreiche Flüssigkeit im Douglas'schen Raum gibt einen Hinweis auf eine intraabdominale Blutung, die oft eine Schmierblutung aus der Tube als Ursache hat und nicht zwangsweise ein Zeichen einer Tubenruptur sein muss. Hier muss dann die Flüssigkeitsmenge observiert werden und gegebenenfalls schnell agiert werden.

Die sonomorphologischen Kriterien einer Extrauterin-gravidität sind klassifiziert als:

- inhomogener oder solider Tumor (► Abb. 4.6)
- leerer Gestationsack oder Ringecho (► Abb. 4.7)
- Gestationsack mit Dottersack oder Embryo ohne Herzaktion (► Abb. 4.8)
- Gestationsack mit lebendem Embryo (► Abb. 4.9)

Merke

Für die Diagnose einer Eileiterschwangerschaft ist das Sliding Sign essenziell.

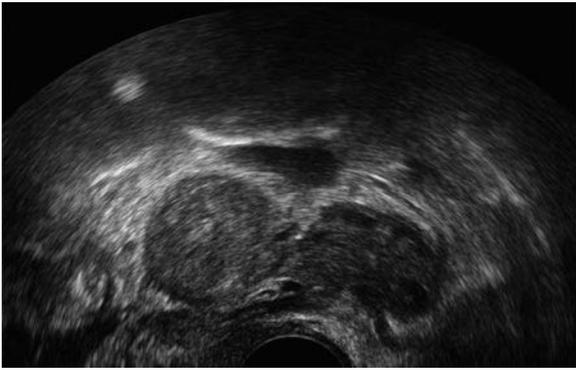


Abb.4.6 Tubargravidität – solider Tumor.

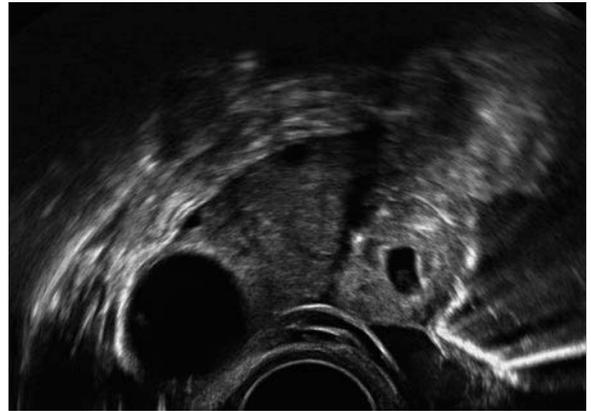


Abb.4.7 Tubargravidität (rechts) mit Gestationsack medial vom Ovar mit Corpus-luteum-Zyste (links).

4.6.3 Prognostische Kernaussagen

Die Therapie der Tubargravidität lässt abhängig von der Klinik ein exspektatives, medikamentöses oder operatives Management zu.

Das abwartende Management kann bei fallenden 48h-Serum-β-hCG-Werten (< 1500 IU/l) durchgeführt werden, sofern die Patientin klinisch stabil ist und keine Zeichen einer Ruptur vorliegen. Das Serum-β-hCG muss dann wöchentlich kontrolliert werden, um einen mindestens 15 %igen Abfall zu gewährleisten.

Beim medikamentösen Vorgehen wird der Patientin eine intramuskuläre Injektion mit dem Wirkstoff Methotrexat verabreicht. Die Dosis liegt dabei entsprechend den internationalen Richtlinien bei 50 mg/m² Körperoberfläche. Auch hier werden die Serum-β-hCG Werte, dann nach einer initialen Kontrolle am Tag 4 und Tag 7 nach Erstinjektion wöchentlich kontrolliert, um mindestens einen 15 %igen Abfall zu verfolgen.

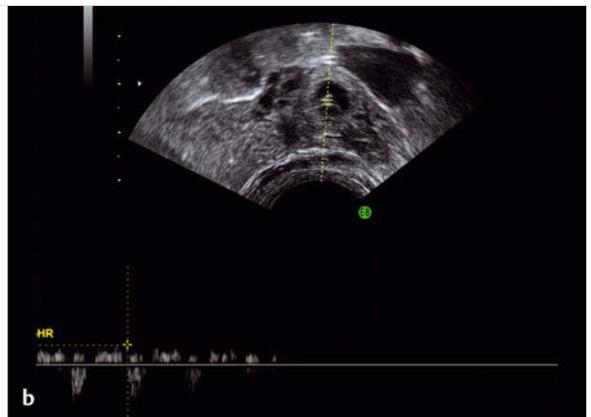
Bei klinisch instabilen Patientinnen, hohen Serum-β-hCG Werten > 5 000 IU/l, Eileiterschwangerschaften mit



Abb.4.8 Tubargravidität mit Gestations- und Dottersack.



Abb.4.9 Tubargravidität.
a Lebender Embryo von 3 mm.
b Nachweis der Herzaktion.



positiver Herzaktion, gescheitertem konservativen Therapieversuch oder auf Wunsch der Patientin soll eine chirurgische Therapie als laparoskopische Tubektomie oder Tubotomie durchgeführt werden.

4.7 Sectionarben-Schwangerschaft

4.7.1 Steckbrief

Die Fälle von Sectionarben-Schwangerschaften nehmen in Zeiten steigender Sectio-Raten zu.

Die derzeitige Prävalenz liegt bei 0,15–0,18%. Dabei kommt es zur Einnistung einer Schwangerschaft oder von Schwangerschaftsprodukten in der Uterotomienarbe.

Die Sectionarben-Schwangerschaft kann oft mit einer tief sitzenden intrauterinen Schwangerschaft, einer Zervixschwangerschaft oder einem Abort im Gange verwechselt werden.

4.7.2 Sonografische Hinweiszeichen

Bevor eine Sectionarben-Schwangerschaft diagnostiziert werden kann, müssen einige Kriterien erfüllt sein. So sollte das Cavum uteri leer sein und eine Schwangerschaft vor dem inneren Muttermund liegen, die sich nach anterior in die Vorderwand in den Bereich der Uterotomienarbe ausbreitet.

Die Schwangerschaft kann sich nur als kleiner Gestationssack oder auch schon als fortgeschrittene Schwangerschaft mit lebendem Embryo darstellen (► Abb. 4.10).

Eine nachweisbare Vaskularisation der Schwangerschaft ist essenziell als Differenzialdiagnose zum Abort (► Abb. 4.11). Weiterhin sollte ein negatives Sliding Sign gegeben sein, d. h., durch einen zarten Druck auf die Vaginalsonde und gleichzeitiger Palpation des Unterbauchs kann die Sectionarben-Schwangerschaft nicht gegen den Uterus verschoben werden.

Wichtig ist es, die Sectionarben-Schwangerschaft in einem frühen Stadium als solche zu erkennen, denn je größer die Schwangerschaft, desto schwieriger wird die Diagnose, da mit zunehmendem Gestationsalter eine Größe erreicht wird, wo das Cavum uteri ausgefüllt ist und der Ursprung leicht übersehen werden kann.

Im Falle einer ungebremsten Weiterentwicklung einer Sectionarben-Schwangerschaft entsteht dann eine Plazenta percreta. Das Risiko einer frühen Ruptur oder einer schweren Blutung vor Lebensfähigkeit des Kindes muss als hoch eingestuft werden.

Die heterotope Schwangerschaft ist ebenfalls mit Beteiligung einer Sectionarben-Schwangerschaft möglich und stellt an den Untersucher eine hohe diagnostische Herausforderung (► Abb. 4.12).

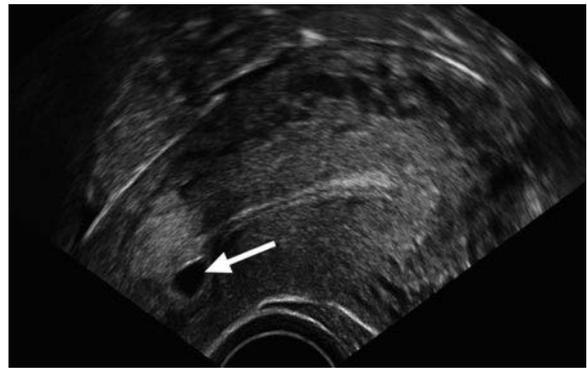


Abb. 4.10 Sectionarben-Schwangerschaft in der 6. SSW nach IVF.

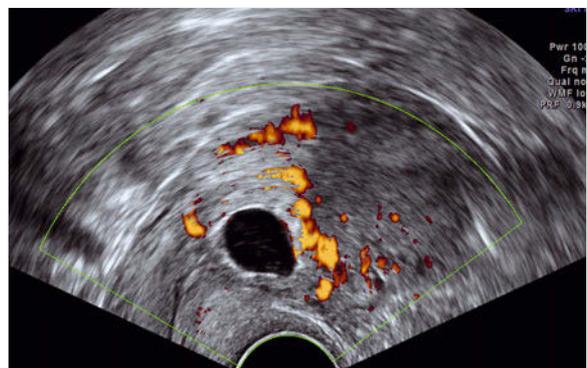


Abb. 4.11 Sectionarben-Schwangerschaft. Aus ► Abb. 4.10 Sectionarben-Schwangerschaft 3 Wochen später in der 9. SSW.



Abb. 4.12 Heterotope Sectionarben-Schwangerschaft in der 8. SSW.

4.7.3 Prognostische Kernaussagen

Prinzipiell gilt zu beachten, dass die Diagnose ohne große Zeitverzögerung gestellt werden sollte. Je früher die Diagnose einer Sectionarben-Schwangerschaft gestellt wird, desto weniger Komplikationen sind zu erwarten.

Diese Komplikationen können von einer starken vaginalen Blutung über eine Uterusruptur bis zur vitalen Gefährdung reichen. Sollte eine Sectionarben-Schwangerschaft auch unter Überwachung fortgesetzt werden, ist davon auszugehen, dass eine Hysterektomie in einem fortgeschrittenen Gestationsalter notwendig sein wird. Dieser Zeitpunkt kann je nach Einsetzen der klinischen Symptomatik vor oder nach Erreichen der kindlichen Lebensfähigkeit sein.

Bis heute existiert keine international einheitliche Richtlinie zur Therapie der Sectio-Narben-Schwangerschaft. In der Literatur finden sich viele experimentelle Therapieversuche in Form von einzelnen Fallberichten oder kleinen Fallserien.

Gut etabliert und dokumentiert sowie weitverbreitet ist die medikamentöse Methotrexattherapie, die je nach Größe und Serum- β -hCG systemisch, lokal oder in Kombination verabreicht werden kann [6].

Eine weitere verbreitete Therapieoption ist die ultraschallgezielte Saugcurette, die den Vorteil einer kurzen Therapiedauer hat, aber mit steigendem Gestationsalter und der damit assoziierten Trophoblastenentwicklung zu Blutungskomplikationen führen kann. Deshalb sollte bei diesem Therapiezugang im Vorfeld immer ein entsprechendes schnelles Komplikationsmanagement vorbereitet sein. Dazu gehört z. B. die Vorbereitung eines Ballonkatheters, die Bestellung von Blutkonserven oder die Vorbereitung für eine Notfall-Laparotomie.

Die Prognose einer erfolgreichen Therapie ist prinzipiell sehr gut und umso besser, je früher sie begonnen wird. Die Erfüllung eines Kinderwunschs ist nach beendeter Therapie einer Sectionarben-Schwangerschaft möglich und vielfach dokumentiert.

4.8 Interstitielle Schwangerschaft

4.8.1 Steckbrief

Bei der interstitiellen Schwangerschaft kommt es zur Implantation in der Pars interstitialis der Tuba uterina. Das Problem bei dieser Form der ektopen Schwangerschaft ist, dass sie leider oft spät erkannt wird, sodass die mütterliche Mortalität 15-mal höher liegt als bei der Tubargravidität.

Die interstitielle Schwangerschaft macht im 1. Trimenon kaum Beschwerden, hat aber nach der 12. SSW ein Rupturrisiko von 20 %.

4.8.2 Sonografische Hinweiszeichen

Im Ultraschall zeigt sich ein leeres Cavum uteri und ein von Myometrium umgebener Gestationssack (► Abb. 4.13). Die Darstellung der Pars interstitialis zwischen Gestationssack und Cavum uteri sollte gegeben sein (► Abb. 4.14). Eine 3D-Sonografie kann helfen, den Situs besser zu veranschaulichen.

4.8.3 Prognostische Kernaussagen

Das operative therapeutische Vorgehen ist mit einer hohen Morbidität assoziiert und sollte nur als Ultima Ratio durchgeführt werden.

Die Therapie der Wahl ist die lokale Methotrexat-Injektion. Hierbei werden 25–50 mg Methotrexat ultraschallgezielt in die Schwangerschaft injiziert (► Abb. 4.15). Eine Kombination aus lokaler und systemischer Methotrexat-injektion sowie eine reine systemische Therapie sind ebenfalls möglich und sollten vom Serum- β -hCG-Verlauf als Maßstab für den Verlauf abhängig gemacht werden.

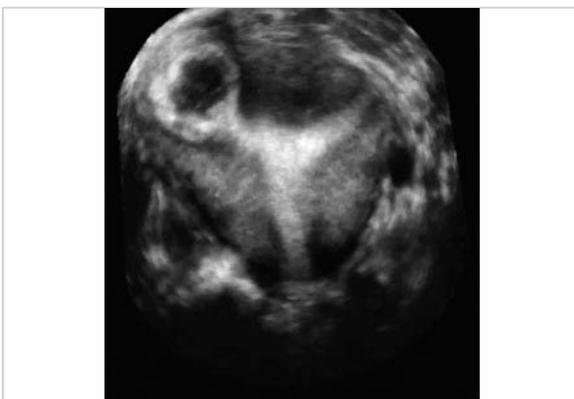


Abb. 4.13 Interstitielle Schwangerschaft.



Abb. 4.14 Interstitielle Schwangerschaft. Pars uterina zwischen Gestationssack und Cavum uteri.

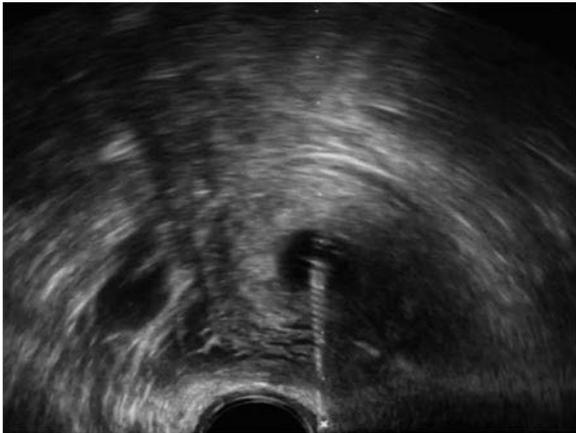


Abb. 4.15 Therapie einer interstitiellen Schwangerschaft. Ultraschallgezielte lokale Methotrexatinjektion.

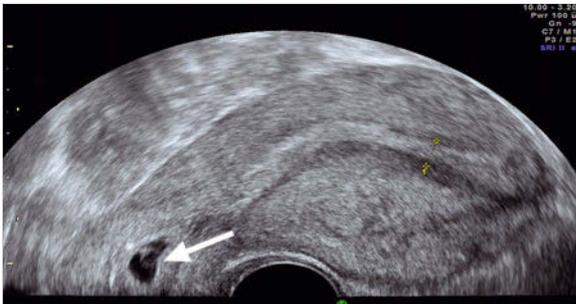


Abb. 4.16 Zervixschwangerschaft in SSW 6 + 2. HCG 5533 IU/l.



Abb. 4.17 Zervixschwangerschaft in der 3D-Sonografie. Befund in SSW 11 + 4 nach lokaler Methotrexat-Injektion und 2 × systemischer Methotrexat-Injektion.

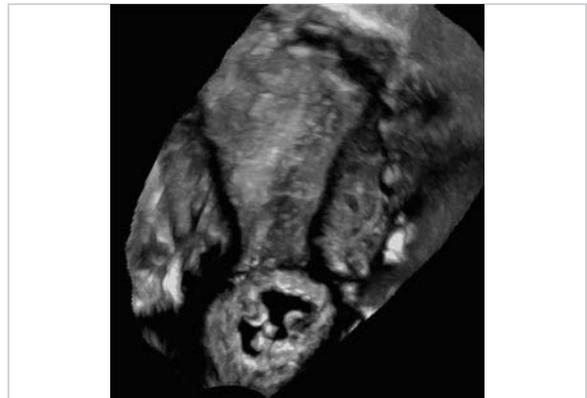


Abb. 4.18 Zervixschwangerschaft. (Quelle: Prof. Markus Hoopmann, Tübingen)

4.9 Zervixschwangerschaft

4.9.1 Steckbrief

Die Zervixschwangerschaft hat eine Prävalenz von 0,2–0,5% aller ektopen Schwangerschaften und kommt somit sehr selten vor. Sie wird oft initial nicht als solche erkannt und mit einem Abort verwechselt.

Die Patientinnen präsentieren sich oft mit vaginalen Blutungen, die auch über Regelstärke sein können. Ein rasches Erkennen und entsprechende Vorbereitung sind daher essenziell.

Aus der Literatur sind Fälle bekannt, bei denen Zervixschwangerschaften in Annahme eines Abortes einer Curettage unterzogen wurden und in weiterer Folge aufgrund starker unbeherrschbarer Blutungen dann hysterektomiert werden mussten.

4.9.2 Sonografische Hinweiszeichen

Die Ultraschallkriterien zur Diagnose einer Zervixschwangerschaft sind gut definiert.

Zunächst zeigt sich kein Hinweis auf eine intracavitäre Schwangerschaft. Der Uterus zeigt sich „sanduhrförmig“

mit einem stark erweitertem Zervikalkanal. Es kommt zur Darstellung eines Gestationssacks oder von Schwangerschaftsprodukten im Zervikalkanal, die sich nicht verschieben lassen und eine Vaskularisation in der Farbdoppler-Sonografie zeigen. Das Os internum ist anfangs verschlossen (► Abb. 4.16)

Die Zervixschwangerschaft kann zur besseren Veranschaulichung ebenfalls sehr gut im 3D-Schall dargestellt werden (► Abb. 4.17, ► Abb. 4.18).

4.9.3 Prognostische Kernaussagen

Aufgrund der Seltenheit fehlen auch hier standardisierte Therapieoptionen. Es zeigt sich aber, dass eine rein operative Therapie mit einem hohen Risiko für eine Hysterektomie assoziiert ist. Hingegen zeigt eine medikamentöse Therapie (systemische bzw. lokale Methotrexatgabe) einen Erfolg von 78%.

Die Kombination aus Methotrexat und Operation nach einer Woche zeigt einen Erfolg von mehr als 90%.