

Frauenklinik und Poliklinik der Technischen Universität München
Klinikum rechts der Isar
(Direktorin: Univ.-Prof. Dr. M. B. Kiechle)

Charakteristika fetaler und maternaler Signale in der CTG-Aufzeichnung

Angela Yeo

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen
Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktors der Medizin

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. E. J. Rummeny
Prüfer der Dissertation: 1. Univ.-Prof. Dr. K.-Th. M. Schneider
2. Priv.-Doz. Dr. V. R. Seifert-Klauss

*Die Dissertation wurde am 15.02.2012 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 26.09.2012 angenommen.*

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis.....	I
Abbildungsverzeichnis.....	III
Tabellenverzeichnis.....	IV
Abkürzungsverzeichnis	V
1 Einleitung.....	1
1.1 Kasuistik.....	6
2 Zielsetzung.....	7
3 Patienten.....	8
4 Grundlagen der CTG-Beurteilung	10
4.1 Kardiotokographie	10
4.2 Untersuchungsparameter	11
4.2.1 Baseline	12
4.2.2 Akzeleration	12
4.2.3 Dezeleration.....	13
4.2.4 Variabilität	14
4.2.5 Kurzzeitvariation (STV)	15
4.3 FIGO-Richtlinien	16
5 Methodik	19
5.1 Verwendete Geräte	19
5.2 Datenerhebung.....	19
5.3 Erfassung der Rohdaten.....	20
5.4 Datenauswertung	20
5.5 Statistische Auswertung	21
6 Ergebnisse	23

6.1	Einzelcharakteristika fetaler und maternaler Signale.....	23
6.1.1	Baseline	24
6.1.2	Akzeleration und Dezeleration	25
6.1.3	Oszillationsbreite.....	27
6.1.4	Kurzzeitvariation (STV)	27
6.2	ROC-Kurven	28
6.3	Optimaler Trennwert (Cutpoints)	30
6.4	Kombination der Parameter.....	36
6.5	Verdopplung der mütterlichen Frequenz	37
6.6	Signalausfallsrate	40
7	Diskussion.....	42
7.1	Wertigkeit des CTGs	42
7.2	Unterschiede fetaler und maternaler Signale.....	43
7.3	Grenzen der Datenanalyse.....	47
7.3.1	Autokorrelationsmethode	47
7.3.2	Verdopplung der mütterlichen Frequenz.....	49
7.3.3	Signalqualität	50
7.4	Ausblick	52
8	Zusammenfassung	55
9	Literaturverzeichnis.....	57
10	Anhang.....	64

Abbildungsverzeichnis

- 1 Verteilung der Baseline der FHF und MHF
- 2 Häufigkeit von Akzelerationen (n in 30 min) der FHF und MHF
- 3 Häufigkeit von Dezelerationen (n in 30 min) der FHF und MHF
- 4 Verteilung der Oszillationsamplitude der FHF und MHF
- 5 Verteilung der STV der FHF und MHF
- 6 ROC-Kurve für Baseline (optimaler Trennwert bei 113 bpm)
- 7 ROC-Kurve für Oszillationsamplitude (optimaler Trennwert bei 12 bpm)
- 8 ROC-Kurve für STV (optimaler Trennwert bei 13,864 bpm)
- 9 Dichtekurven für Baseline (fetale und maternale Messung)
- 10 Dichtekurven für Oszillationsamplitude (fetale und maternale Messung)
- 11 Dichtekurven für STV (fetale und maternale Messung)
- 12 Vierfeldertafeln für Parameter Baseline (110 bpm, 113 bpm, 115 bpm)
- 13 Vierfeldertafeln für Parameter STV (13 msec, 13,864 msec, 14 msec)
- 14 ROC-Kurve für Baseline und STV
- 15 Vierfeldertafel für die Kombination Baseline (113 bpm) und STV (13,864 msec)
- 16 Verteilung der Baseline der FHF
- 17 Verteilung der Baseline der MHF
- 18 CTG-Extrakt: Verdopplung des maternalen Signals
- 19 Verteilung der Signalausfälle der FHF und MHF
- 20 CTG-Extrakt: Signalausfälle
- 21 CTG-Extrakt: Fetale Dezeleration oder maternale Herzfrequenz

Tabellenverzeichnis

- 1 Patientendaten
- 2 Bewertung der Einzelparameter der FHF nach DGGG (modifiziert nach FIGO und RCOG)
- 3 FHF-Klassifikation einschließlich Handlungsbedarf der DGGG nach FIGO
- 4 Mittelwert, Median, Spannweite (2,5% und 97,5% Perzentile) der Beurteilungsparameter

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
ACOG	American College of Obstetricians and Gynaecologists
AUC	Area under the curve
bpm	Beats per minute
CTG	Kardiotokographie
DGGG	Deutsche Gesellschaft für Gynäkologie und Geburtshilfe
DMW	Delayed Moving Window
EKG	Elektrokardiographie
FBA	Fetalblutanalyse
FHF	Fetale Herzfrequenz
FIGO	Fédération Internationale de Gynécologie et d'Obstétrique
IQR	Interquartilsabstand
Kap.	Kapitel
Ltd	Limited
MHF	Maternale Herzfrequenz
msec	Millisekunden
RCOG	Royal College of Obstetricians and Gynaecologists
RdI	Rechts der Isar
ROC	Receiver operating characteristic
SSW	Schwangerschaftswoche
STV	Short term variation
Tab.	Tabelle

1 Einleitung

Die Kardiotokographie gilt heute in der geburtshilflichen Routine in Deutschland als zentraler Bestandteil der fetalen Überwachung während der Schwangerschaft und der Geburt. Die Erfassung der fetalen Herzfrequenz (FHF) simultan zur Wehentätigkeit erleichtert es den Geburtshelfern, Rückschlüsse auf die gesundheitliche Unversehrtheit des Feten zu ziehen.

Das große Interesse an dem Wohlergehen und der Überwachung des ungeborenen Kindes besteht schon seit Jahrhunderten. Jahrelang waren lediglich die Zunahme des mütterlichen Bauchumfanges und die Perzeption der fetalen Kindsbewegungen hinweisend auf eine intakte Schwangerschaft. Erste Berichte über die Auskultation der kindlichen Herztöne lieferte der Genfer Chirurg Isaac Major im Jahre 1818. Bereits vier Jahre später konnte mit der Einführung des Stethoskops zur akustischen Verstärkung der fetalen Herzfrequenz durch den Pariser Arzt Jean Alexandre Lejumeau de Kergaradec die bisherige Schwangerschaftsüberwachung erweitert werden [22]. Bis in die Mitte der 60er Jahre des 20. Jahrhunderts war das Pinard-Holzstethoskop das am häufigsten benutzte fetale Überwachungsinstrument [21]. Die Weiterentwicklung der konventionellen Auskultation stellte die Phonokardiographie dar, die maßgebend von Pestalozza (1890) geprägt wurde. Die kindlichen Herztöne werden bei dieser Methode mittels eines Mikrophons über die Bauchdecke abgeleitet und aufgezeichnet [51]. Auf die erstmals 1957 beschriebene Ableitung des fetalen elektrischen Herzpotentials vom abdominal abgeleiteten Elektrokardiogramm von Hon und Hess folgten 1961 die darauf basierenden Schlag-zu-Schlag-Kurven von Hon und Wohlgemuth [21, 28].

Das Ziel der zahlreichen Bemühungen war es, eine Methode zur kontinuierlichen Aufzeichnung und maschinell gestützten Registrierung der fetalen Herzfrequenz zu entwickeln. Durch erhebliche technische Mängel und eingeschränkte Praktikabilität konnte zunächst keine der zahlreichen Erfindungen den Eintritt in die klinische Routineüberwachung finden. Erst in den 60er Jahren war die Technik soweit ausgereift, dass Hammacher der bedeutende Durchbruch gelang. Er verbesserte die Methode der Phonokardiographie, bei der die Aufzeichnung der fetalen

Herztöne bis dato durch Störimpulse noch sehr eingeschränkt war. Durch die Verwendung des Zeitvergleichs zwischen dem ersten und dem letzten Herzton und deren Abstände, die die Herzperiodendauer bestimmen, war es möglich ein präzises Signal zu empfangen und eine getreue Wiedergabe der momentanen fetalen Herzfrequenz zu erzielen [19, 21]. Die Nutzung der Ultraschallsonographie und des Dopplereffektes ermöglichte 1968 Hammacher in Zusammenarbeit mit der Firma Hewlett-Packard die Entwicklung des ersten kommerziell verfügbaren Kardiotokographen. Die hier verwendete Art der Herztonaufzeichnung, d.h. die kontinuierliche Registrierung der fetalen Herzfrequenz simultan zur Wehentätigkeit und die grafische Darstellung auf einem gemeinsamen Papierstreifen, sind heute noch im klinischen Gebrauch.

Vordringliches Ziel der Kardiotokographie ist es, eine Schädigung des Feten durch eine intrauterine Asphyxie zu vermeiden. Um dieses Ziel zu erfüllen, ist neben der diagnostischen Zuverlässigkeit im Sinne einer hohen Sensitivität auch eine hohe Spezifität entscheidend. Konkret müssten folgende Forderungen erfüllt werden:

1. Bei einer intrauterinen Hypoxie zeigt das CTG immer ein pathologisches Muster an (Sensitivität).
2. Bei einem auffälligen CTG liegt immer eine Gefährdung des Feten vor (Spezifität) [18].

Während hinsichtlich der ersten Forderung das CTG eine zuverlässige Untersuchungsmethode darstellt, liegt in der zweiten Forderung der große Schwachpunkt der Methode. Trotz der Aufzeichnung auffälliger Herzfrequenzmuster findet sich häufig keine Gefährdung des ungeborenen Kindes [20]. Zahlreiche Stör- und Einflussgrößen wie beispielsweise kreislaufwirksame Medikamente, mütterliche Körperhaltung, infektionsbedingte Temperaturerhöhungen, fetale Bewegungen sowie fetale Verhaltenszustände stellen mögliche Fehlerquellen dar [6, 26, 50]. Durch die fehlende Beachtung dieser Faktoren werden physiologische Regelmechanismen eines gesunden Feten aufgrund der hypoxieverdächtigen CTG-Muster falsch bewertet und als pathologisch klassifiziert [26, 50]. Folglich entsteht eine hohe Rate an falsch positiven Befunden [17, 44]. Die niedrige Spezifität der Methode ermöglicht nur begrenzt Rückschlüsse auf die aktuelle fetale Sauerstoffversorgung

und erhöht damit das Risiko für ein unnötiges Eingreifen in die Schwangerschaft. Daraus resultiert sowohl ante- als auch intrapartal ein signifikanter Anstieg der Geburtseinleitungen und der operativen Entbindungsfrequenz [Gnirs, Schneider 17]. Neben tatsächlichen fetalen Gefahrensituationen können insbesondere fetale Schlaf-und-Wach-Rhythmen sowie die Ableitung der mütterlichen Herzfrequenz falsch pathologische Kurvenverläufe vortäuschen [26, 42].

Grundlegend für die korrekte CTG-Beurteilung ist eine sichere Klassifikation und Interpretation des Kurvenverlaufs. Diese Tatsache findet immer noch von vielen Geburtshelfern zu wenig Beachtung [16, 50] und führt durch den subjektiven Einfluss der visuellen CTG-Beurteilung zu einer hohen Inter- und Intraobserver-Variabilität [3, 6, 35, 58]. Demnach sind in der Beurteilung eines CTGs zwischen verschiedenen Experten und sogar bei wiederholter Begutachtung desselben CTGs durch denselben Experten deutliche Unterschiede zu erkennen. Für eine sichere Interpretation sind neben der Verwendung von einheitlichen Kriterien und der gezielten Schulung des Personals, die Kenntnisse über mögliche Ursachen eines pathologischen CTG-Musters von großer Bedeutung.

Obwohl in bis zu 90% der Fälle mithilfe der externen Ableitung eine verlässliche Aufzeichnung der fetalen Herzfrequenz erzielt werden kann [32], gibt es dennoch immer wieder Situationen, in welchen trotz sorgfältiger Platzierung des abdominalen Ultraschall-Transducers statt der fetalen die maternalen Signale aufgezeichnet werden. Befindet sich die mütterliche Frequenz im Normbereich des kindlichen Pulses ist die visuelle Unterscheidung nicht möglich, so dass eine Verwechslung nicht rechtzeitig erkannt wird und erforderliche Maßnahmen zu spät erfolgen. Die fehlende Überwachung des Feten bei vermeintlicher Sicherheit des Personals aufgrund eines unauffälligen Kurvenverlaufs birgt große Gefahren.

In der Literatur werden Fälle beschrieben, in denen durch die falsche Zuordnung und die fehlerhafte Interpretation einer CTG-Aufzeichnung die Notwendigkeit zum Eingreifen in die Schwangerschaft nicht erkannt werden, mit teilweise fatalem Ausgang für das ungeborene Kind.

In den folgenden, von Murray publizierten, Kasuistiken werden spezifische Veränderungen im CTG-Kurvenverlauf, die auf einen Wechsel vom kindlichen auf ein mütterliches Signal hinweisen, übersehen und bleiben unbeachtet.

- Eine schwangere Patientin klagt unter der Geburt über akute abdominale Schmerzen. Während der Austreibungsphase werden statt Dezelerationen uniforme Akzelerationen synchron zur Wehentätigkeit registriert. Im Verlauf kommt es zur Geburt eines avitalen Feten.
- Eine Erstgebärende wird unter der Geburt bei Verdacht auf Chorioamnionitis antibiotisch therapiert. Das CTG zeichnet darunter eine terminale Bradykardie auf. Nach Umlagerung der Patientin und der Gabe von Tokolytika ist eine Herzfrequenz von 120 bpm ableitbar. Bei der sonographischen Kontrolle wird allerdings der Tod des Feten festgestellt.

In beiden Fällen wird die Aufzeichnung der maternalen Herzfrequenz aufgrund einer Tachykardie der Mutter nicht erkannt [42].

Eine weitere Fehlerquelle liegt in der Interpretation einer scheinbar bradykarden fetalen Herzfrequenz, die durch eine schlechte Signalqualität mit einer lückenhaften Registrierung oder durch „Sprünge“ in der Herztonaufzeichnung nicht eindeutig zugeordnet werden kann. Wird die niedrige Frequenz fälschlicherweise der Mutter zugeordnet, bleibt eine fetale Mangelversorgung unerkannt. Ist dagegen die aufgezeichnete Herzfrequenz tatsächlich mütterlichen Ursprungs und wird dem Kind zugeordnet, kommt es gegebenenfalls zu einem unnötigen Eingriff in die Schwangerschaft.

Dokumentierte Fälle über die Fehlinterpretation der maternalen Herzfrequenz zeigen, dass diese Gefahr nicht nur bei der Beurteilung von abdominal abgeleiteten CTGs sondern auch bei internen Überwachungsmethoden wie der Skalpelektrode besteht [42, 43]. Sogar die direkte Ableitung der FHF durch eine angelegte Kopfschwartenelektrode erlaubt die Registrierung von elektrischen Aktivitäten des mütterlichen Herzens über den Kopf eines bereits verstorbenen Feten [24, 25, 37, 39, 52, 58, 61]. Im Fallbericht von Schneiderman et al wird die abgeleitete mütterliche Frequenz fälschlicherweise für eine fetale Bradykardie gehalten. Andere Autoren wie Mc Whinney et al berichten von Aufzeichnungen eines tachykarden Mutter-

pulses, die durch ein scheinbar unauffälliges CTG-Muster unerkannt bleibt und als Bestätigung fetalen Wohlergehens betrachtet wird.

Diese Kasuistiken zeigen deutlich die Gefahr, die aus einer Verwechslung zwischen fetalen und maternalen Signalen entstehen kann. Neben Unsicherheiten bei der Beurteilung von CTGs und inkonsistenten Auswertungsmodalitäten tragen apparative Ursachen ihr Übriges dazu bei. Selbst den Herstellern sind die technischen Mängel der Geräte bewusst, so dass beispielsweise die Firma Philips im September 2009 eine Sicherheitswarnung publizierte. Unter anderem werden das Hin- und Herspringen zwischen mütterlichen und kindlichen Signalen sowie die Möglichkeit der Halbierung oder Doppelung der kindlichen Frequenz als Mängel genannt [46]. Das von den Herstellern bereits bekannte Phänomen der Doppelung der mütterlichen Herzfrequenz stellt in diesem Zusammenhang ein weiteres bedeutsames Problem dar. Unter Ausnutzung des Doppler-Effektes wird bei der Ableitung der mütterlichen Herzfrequenz bei einem nahezu identischen Zeitabstand zwischen Systole und Diastole der Herzschlag nicht einfach sondern doppelt erfasst [42]. Befindet sich dieser ermittelte Wert im Normbereich der fetalen Herzfrequenz, besteht Verwechslungsgefahr.

1.1 Kasuistik

Die folgende Kasuistik zeigt eine Verwechslung zwischen der fetalen und maternalen Herzfrequenz aufgrund eines scheinbar unauffälligen CTGs. Das Kardiotokogramm zeigt eine Herzfrequenzkurve, die von einer Hebamme fälschlicherweise dem Feten zugeordnet wurde, obwohl der Signalursprung von der Mutter stammt. Dabei handelt es sich um eine schwangere Patientin, Gravida 4, Para 2, in der 40+0ten Schwangerschaftswoche, die sich mit beginnender Wehentätigkeit im Kreißaal der Frauenklinik im Klinikum rechts der Isar vorstellte. Sie erhielt eine CTG Kontrolle über 30 Minuten, in der sich eine Herzfrequenz mit einer Baseline von 120 bpm aufzeichnen ließ. In der darauffolgenden sonographischen Kontrolle konnte allerdings keine positive kindliche Herzaktion nachgewiesen werden. Es stellte sich heraus, dass der Fet bereits vor dem Zeitpunkt der CTG-Untersuchung verstorben und bereits mazeriert war. Retrospektiv betrachtet war die Aufzeichnung der Herzfrequenz von 120 bpm nicht kindlichen sondern mütterlichen Ursprungs.

2 Zielsetzung

In der vorliegenden Arbeit werden die fetale und maternale Herzfrequenz hinsichtlich verschiedener Kriterien miteinander verglichen und auf signifikante Unterschiede untersucht. Antepartuale CTGs werden hierfür mittels simultaner Ableitung der fetalen und maternalen Herzfrequenz aufgezeichnet, mit dem Online-Klassifizierungsverfahren „Trium CTG Online“ analysiert und bezüglich der Variablen Baseline, Akzelerationen, Dezelerationen, Oszillationsbreite und Kurzzeitvariation (STV) ausgewertet. Das Ziel ist die zuverlässigere Zuordnung der registrierten Herzfrequenz zur Mutter oder zum Kind, um folglich die hohe Rate an falsch positiven Befunden zu reduzieren und eine Erhöhung der Spezifität des CTG-Monitorings ohne wesentlichen Verlust der Sensitivität zu erreichen.

3 Patienten

Die Daten der vorliegenden Arbeit stammen von 53 schwangeren Patientinnen, die im Zeitraum vom Mai 2008 bis März 2009 im Kreißaal der Frauenklinik der Technischen Universität München, Klinikum rechts der Isar, im Rahmen einer Schwangerschaftsvorsorgeuntersuchung ein Routine-CTG erhalten haben. Dabei handelt es sich ausschließlich um Patientinnen mit Einlingsschwangerschaften. Alle teilnehmenden Frauen wurden über Aufbau, Durchführung und Ziel der Studie eingehend informiert. Die für die Untersuchung wichtigen Patientendaten sowie bedeutende Faktoren mit Einfluss auf die kindliche oder mütterliche Herzfrequenz wurden anhand eines Fragebogens und durch Einsicht in die Patientenakten erfasst. Angaben zu Komplikationen während der Schwangerschaft, regelmäßiger Zigarettenkonsum, Medikamenteneinnahme und relevante Erkrankungen wurden dokumentiert. Die Studie wurde der Ethikkommission vorgelegt und ohne Einwände genehmigt. Das Aufklärungsformular, der Fragebogen und die Einverständniserklärung für die Teilnahme an der Studie sind im Anhang zu finden.

Folgende Kriterien führten zum Einschluss der Schwangeren in die Studie:

1. Schriftliche Einverständniserklärung der werdenden Mütter
2. Keine bekannten Herzfehlbildungen oder Herzrhythmusstörungen des Feten
3. Keine bekannten Einflussfaktoren auf mütterliche und/oder fetale Herzfrequenzmuster vorliegend (z.B. unbehandelte Schilddrüsenerkrankung, Hypertonie, Herzerkrankung, Diabetes mellitus, Nikotinabusus der Mutter oder Medikamente wie beispielsweise β -Sympathomimetika zur Tokolyse)
4. Zeitpunkt der CTG-Aufzeichnung zwischen 37+0 und 42+0 SSW

Während der CTG-Aufzeichnung mit einer Zieldauer von 30 Minuten wurde auf eine gute Signalqualität geachtet. Auf Wunsch der Patientin oder bei qualitativ nicht zufriedenstellender Registrierung wurde die simultane Aufzeichnung der

fetalen und maternalen Herzfrequenz unterbrochen und nicht weiter fortgeführt. In der Analyse unberücksichtigt blieben daher Kardiotokogramme, deren unzureichende Registrierung eine eindeutige Bewertung der Herzfrequenzkurve nicht zuließ. Bei einem gemäß dem FIGO-Score unauffälligem CTG konnte die Ableitung nach der gewünschten Aufzeichnungszeit beendet werden. Bei einem suspekten oder pathologischen Befund wurde die Aufzeichnungsdauer verlängert.

Das Durchschnittsalter der Patientinnen betrug 31,5 Jahre (21–42 Jahre). Das Gestationsalter wurde rechnerisch mithilfe der Naegele-Regel bestimmt, durch Frühultraschallmessungen verifiziert und gegebenenfalls korrigiert. Zum Zeitpunkt der Aufzeichnung befanden sich alle Teilnehmerinnen zwischen der 37+0ten und 41+1ten Schwangerschaftswoche (im Median 39+1 SSW).

Tab.1: Patientendaten

	Median oder Anzahl	Interquartilenbereich oder Prozentangabe
Alter (Jahre)	31,5	21- 42
Gestationsalter (SSW)	39+1	37+0 – 41+1
Parität		
0	33	62%
I	15	28%
II	3	6%
≥ III	2	4%
Gravidität		
I	27	51%
II	13	24%
III	9	17%
≥ IV	4	7%

4 Grundlagen der CTG-Beurteilung

4.1 Kardiotokographie

Unter der Kardiotokographie versteht man die simultane Registrierung der fetalen Herzfrequenz (Kardiographie) und der maternalen Wehentätigkeit (Tokographie). Im Wesentlichen lassen sich zwei Methoden der Herzfrequenzregistrierung unterscheiden. Neben der internen Aufzeichnung der FHF, bei der die Daten transzervikal mit einer direkt am Kind angebrachten Elektrode erfasst werden, gibt es die externe Ableitung über die Bauchdecke der Mutter. Als mögliche Registrierverfahren können dabei die Phonokardiographie, die abdominelle Elektrokardiographie und als häufigste Ableitungstechnik die Ultrasonographie genannt werden. Dieses Verfahren beruht auf dem Ultraschall-Doppler-Effekt, der Frequenzalterationen von ausgesandten Ultraschallwellen, die von bewegten Grenzflächen reflektiert wurden, erfasst [19]. Diese Frequenzunterschiede werden zur Triggerung d.h. zur Umwandlung eines Rohsignals in einen elektrischen Impuls verwendet. In diesem Fall wird als Rohsignal die mechanische Herztätigkeit des Kindes durch die Reflexion der vom Ultraschall-Transducer erzeugten Schallwellen erfasst und die dem Doppler-Effekt zugrundeliegenden Frequenzänderungen verarbeitet. Die Wehentätigkeit der Mutter wird durch einen externen Druckaufnehmer ermittelt, der die Aufrichtung der Gebärmutter gegen die Bauchdecke während einer Uteruskontraktion misst und als Form einer Druckkurve aufzeichnet [19, 26].

Der wichtigste Parameter zur Beurteilung der aktuellen fetalen Sauerstoffversorgung ist die fetale Herzfrequenz. Sie gibt die Zahl der fetalen Herzschläge während einer Minute an und wird durch die Größe der Zeitintervalle zwischen zwei Herzaktionen, der sog. Periodendauer, bestimmt. Durch Schwankungen des Sympathikus und des Parasympathikus unterliegt sie ständigen Veränderungen, die mithilfe der heutigen Kardiotokographen ermittelt werden können. So ist es möglich, die momentane (instante) Herzfrequenz aus dem zeitlichen Abstand zwischen zwei Herzaktionen mit folgender Formel zu errechnen:

$$\text{FHF} = 60\text{s} / \text{Periodendauer (s)}$$

Die momentane Hochrechnung der aktuellen Frequenz wird als Beat-to-beat- oder Schlag-zu-Schlag-Registrierung bezeichnet. Die ermittelte Herzfrequenzkurve setzt sich somit aus einer Vielzahl von einzelnen Messwerten zusammen, die grafisch durch eine Kurve mit Schwingungen um einen Mittelwert aufgezeichnet werden. Im besten Fall wird in regelmäßigen Abständen von 15 msec jeweils ein Wert der FHF ermittelt. Die elektronische Aufzeichnung der FHF setzt ein möglichst ungestörtes, konstantes und definiertes Signal voraus, um eine schlechte Registrierqualität zu verhindern. Aufgrund der zahlreichen Störsignale wird in den heutigen CTG-Geräten die Autokorrelationstechnik verwendet. Diese Signalverarbeitungsmethode ermöglicht es schwache Signale aus störenden Hintergrundsignalen herauszufiltern und durch die Ermittlung einer mittleren Herzfrequenz, die aus den Zeitintervallen von mehreren Herzaktionen errechnet wird, eine saubere Darstellung des Kurvenverlaufs zu bewirken.

4.2 Untersuchungsparameter

Basierend auf den Arbeiten von Caldeyro-Barcia (1966), Hammacher (1967) und Hon (1968) ist eine Nomenklatur entstanden, die sich zur Charakterisierung und Beurteilung der Herzfrequenzveränderungen bewährt hat. Um eine möglichst einfache und sichere Klassifizierung zu ermöglichen, erstellte die Deutsche Gesellschaft für Gynäkologie und Geburtshilfe e.V. mithilfe dieser Parameter Richtlinien zur Anwendung des CTGs während der Schwangerschaft und der Geburt. Diese berücksichtigen alle bisherigen Empfehlungen sowie die Richtlinien der Fédération Internationale de Gynécologie et d'Obstétrique (FIGO), der Royal Collage of Obstetricians and Gynaecologists (RCOG), des National Institute of Child Health and Human Development und des American College of Obstetricians and Gynecologists (ACOG). Anhand der Parameter sollen in der vorliegenden Studie fetale und maternale Signale in der CTG-Aufzeichnung analysiert und hinsichtlich signifikanter Unterschiede miteinander verglichen werden.

4.2.1 Baseline

In den FIGO-Richtlinien wird die Baseline als die mittlere, über einen Zeitraum von 5-10 Minuten beobachtete, Grundfrequenz ohne Beachtung von Akzelerationen und Dezelerationen bezeichnet. Nach Empfehlungen der DGGG liegen die Normwerte zwischen 110 und 150 bpm. Ein Anstieg der Herzfrequenz auf über 150 bpm für die Dauer von 10 Minuten wird als Tachykardie und ein Abfall des Frequenzniveaus auf unter 110 bpm für mehr als 3 Minuten als Bradykardie bezeichnet. Fetale Tachykardien finden sich relativ häufig in prä- und intrapartalen CTGs und können durch hypoxischen Stress, fetale Herzrhythmusstörungen, eine sympathotone Reaktionslage oder durch kindliche Unreife bedingt sein. Des Weiteren führen ein Amnioninfektsyndrom oder maternale Medikamenteneinnahme zu einer Erhöhung der Herzfrequenz. Mögliche Ursachen fetaler Bradykardien sind ein erhöhter Vagotonus, ein Vitium cordis, ein maternales Vena-Cava-Okklusions-Syndrom, Prostaglandin- bzw. Oxytocinüberstimulierung oder eine persistierende Azidose.

Die DGGG weist jedoch daraufhin, dass laut neueren Untersuchungen der physiologische Bereich der fetalen Herzfrequenz am Geburtstermin vermutlich zwischen 115 (4. Perzentile) und 160 bpm (96. Perzentile) liegt (Daumer 2007). Diese Tatsache wird derzeit noch untersucht.

4.2.2 Akzeleration

Als Akzeleration wird die Beschleunigung der Herzfrequenz mit einer Amplitude von mehr als 15 bpm über das Niveau der Baseline für eine Dauer zwischen 15 Sekunden und 10 Minuten bezeichnet. Dabei werden sporadische von periodischen Akzelerationen unterschieden.

Sporadische Akzelerationen treten unabhängig von einem Wehenereignis auf und werden durch Bewegungen des Kindes ausgelöst. Sie stellen die physiologische sympathotone Antwort des Fetus auf einen Reiz dar und gelten als prognostisch günstiges Zeichen.

Periodische Akzelerationen hingegen sind durch regelmäßiges Auftreten im Zusammenhang mit mindestens drei aufeinanderfolgenden Wehen charakterisiert. Sie können ein Zeichen eines Kompensationsmechanismus des Kindes auf eine wehensynchrone, uteroplazentare Minderdurchblutung sein.

4.2.3 Dezeleration

Als Dezeleration bezeichnet man eine Abnahme der Herzfrequenz um mehr als 15 bpm für die Dauer zwischen 10 Sekunden und 3 Minuten.

Ein kurzer und steiler, wehenunabhängiger Abfall der Herzfrequenz von weniger als 30 Sekunden wird DIP 0 oder Spike genannt. Es ist zumeist ein harmloser Befund und wird durch einen reflektorischen Vagusreiz infolge einer möglichen Nabelschnurkompression im Zusammenhang mit Kindsbewegungen bedingt. Mischformen verschiedener Dezelerationstypen mit sehr variabler Form finden sich als sogenannte nicht klassifizierbare Dezelerationen. Eine besondere Bedeutung hat die Einteilung der Dezelerationen hinsichtlich ihrer zeitlichen Beziehung zur Wehenakme:

- Frühe Dezelerationen (DIP 1) sind durch das zeitliche Zusammentreffen mit der Wehenakme gekennzeichnet und entstehen durch eine lokale Hypoxämie oder Azidose. Eine mögliche Ursache besteht in der wehenbedingten verstärkten Kopfkompensation, welche zu einer hypoxischen Beeinträchtigung des Sympathikuszentrums und damit zu einer relativen Erhöhung des Vagotonus führt. Das resultiert in einem Abfall der Herzfrequenz.
- Späte Dezelerationen (DIP 2) treten hingegen mit einer Zeitverschiebung zur Wehenakme auf. Sie sprechen für eine unzureichende uteroplazentare Sauerstoffversorgung des Feten und können auf plazentare (uterine Hyperaktivität, Plazentainsuffizienz) sowie maternale Ursachen (hypotone Kreislauf, Vena-cava-Kompressionsyndrom) zurückgeführt werden.

- Variable Dezelerationen sind in ihrer Form und in der zeitlichen Zuordnung zur Wehe variabel. Sie treten beispielsweise bei einer eingeschränkten umbilikoplazentaren Durchblutung infolge einer Nabelschnurkompression auf.

Frühe Dezelerationen sind prognostisch eher günstig zu beurteilen und werden nur bei einem Auftreten für die Dauer von über 30 Minuten als Warnsignal gewertet. Späte und variable Dezelerationen müssen als hinweisgebend für eine aktuelle fetale Versorgungsstörung betrachtet werden und erfordern je nach Form, Häufigkeit und Ausmaß wie dem Auftreten von prognostisch ungünstigen Zusatzkriterien den frühzeitigen Einsatz weiterer diagnostischer Mittel. Je nach Schwangerschafts- oder Geburtsstadium muss individuell beurteilt werden, welche der Maßnahmen wie die Dopplersonographie, die fetale Skalplutanalyse oder in seltenen Fällen die rasche Einleitung bzw. Beendigung der Geburt notwendig sind.

4.2.4 Variabilität

Bei der Variabilität handelt es sich um sog. Oszillationen, also Schwingungen der Herzfrequenz um die basale Herzschlagrate. Von diagnostischer Bedeutung sind hierbei die Frequenz und die Amplitude.

Oszillationsfrequenz

Die Anzahl der Oszillationen pro Minute wird Oszillationsfrequenz oder Makrofluktuation genannt, die mithilfe der Gipfelpunkte (Umkehrpunkte) oder der Nulldurchgänge bestimmt werden kann. In den FIGO-Richtlinien sowie in der vorliegenden Studie wird die Oszillationsfrequenz nicht als Beurteilungskriterium herangezogen, im Gegensatz zu anderen Score-Systemen wie der Meyer-Menk-Klassifikation. Hierbei werden mehr als 6 Nulldurchgänge pro Minute als normal bewertet, 2-6 gelten als suspekt und weniger als 2 Nulldurchgänge werden als pathologisch eingestuft.

Oszillationsamplitude

Die Höhe der Oszillationsausschläge stellt die Oszillationsamplitude oder Bandbreite dar, die sich aus der Differenz zwischen dem höchsten und dem niedrigsten Umkehrpunkt der Herzfrequenz innerhalb eines Zeitintervalls von einer Minute ergibt. Die Oszillationsamplitude lässt sich in vier verschiedene Typen einteilen:

- Der saltatorische Oszillationstyp umfasst Schwingungen mit einer Amplitude von mehr als 25 bpm. Er steht für ein funktionstüchtiges Herzkreislaufsystem im Zustand der Kompensation und tritt bei umbilikoplazentaren Durchblutungsstörungen, insbesondere bei erhöhter Kopfkompensation oder Nabelschnurkomplikationen auf. Häufig ist es auch ein Zeichen eines aktiven Kindes mit vermehrten Kindsbewegungen.
- Der undulatorische Oszillationstyp mit einer Bandbreite von 10 bis 25 bpm entspricht einer physiologischen Reaktion des Kindes bei Wohlbefinden.
- Der eingeengt undulatorische Typ mit einer Amplitude von 5 bis 10 bpm kann einerseits dem kindlichen Schlafzustand oder Einfluss von Medikamenten zugrunde liegen, andererseits hinweisgebend für ein beginnendes Hypoxiestadium des Feten sein.
- Der silente Oszillationstyp hat eine Bandbreite von unter 5 bpm und kann Ausdruck eines physiologischen Ruhezustandes des Kindes aber auch eines fetalen Mangelzustandes in Form einer chronischen Hypoxie sein. Im Rahmen eines Weckversuches kann dies unterschieden werden. Zentral-sedierende oder parasympholytische Medikamente sowie Missbildungen stellen mögliche Ursachen dar. Eine Sonderform ist das sinusoidale Herzfrequenzmuster, das meist bei fetalen Fehlbildungen, schweren Anämien oder Azidosen auftritt.

4.2.5 Kurzzeitvariation (STV)

Die Kurzzeitvariation wird in den FIGO-Richtlinien folgendermaßen definiert: “Under physiological conditions the fetal beat-to-beat intervals are constantly subject to small changes. This is called short term variability.”

Da die meisten der heute im klinischen Alltag verwendeten CTG-Geräte nicht in der Lage sind, die Schlag-zu-Schlag-Variabilität lückenlos darzustellen und die visuelle Beurteilbarkeit nicht möglich ist, fand der Parameter bis vor einigen Jahren nur wenig Beachtung. Es konnte allerdings gezeigt werden, dass die Kurzzeitvariation eng mit dem fetalen Outcome korreliert und damit ein wichtiger Faktor für die fetale Zustandsdiagnostik ist [8, 12]. Zur sicheren Registrierung wird ein computergestütztes Verfahren benötigt. Dawes und Redman entwickelten 1983 ein System zur Analyse der Herzfrequenz das unter anderem die Berechnung der Kurzzeitvariation ermöglicht und derzeit von der Firma Oxford Instruments (UK) Ltd kommerziell vertrieben wird [9]. Dabei wird jede Minute der FHF in 16 Epochen geteilt, so dass jede Epoche 3,75 Sekunden entspricht. Für jede dieser Minuten wird zuerst der Mittelwert der Differenz aufeinanderfolgender Epochen berechnet. Die Kurzzeitvariation ist der Mittelwert der Einminutenmittelwerte und wird in Millisekunden angegeben [35]. Laut der DGGG wird ein Wert über 4 msec als nicht pathologisch gewertet [10]. Dieses Verfahren wurde von Trium nachprogrammiert und in der CTG-Analyse dieser Studie angewandt.

4.3 FIGO-Richtlinien

Score-Systeme bilden durch standardisierte Bewertungskriterien und die numerische Erfassung qualitativer Veränderungen eine einheitliche Grundlage zur Auswertung und Interpretation von Kardiotokogrammen. Ein Punkteschema vereinfacht nicht nur die Beurteilung und Wertung des Kurvenmaterials, sondern ermöglicht auch ihre Korrelation zu anderen quantitativen Parametern. Es setzt eine systematische Analyse aller Beurteilungskriterien voraus und hilft bei der Einschätzung der fetalen Gefährdung und dem damit verbundenen therapeutischem Vorgehen. Im Laufe der Zeit wurden unterschiedliche Bewertungsschemata entwickelt und teilweise in die Geburtshilfe eingeführt. Wichtige Beispiele sind der nur für die antepartuale Aufzeichnung validierte Hammacher-Score (1974), der Fischer-Score (1976) oder das Beurteilungsschema nach Kubli (1971) sowie der Meyer-Menk-Score (1976) für die ante- und intrapartale Überwachung [18]. Vor allem durch die

schlechte Reproduzierbarkeit bei zunehmender Komplexität der Scores konnten sich diese bisher nicht auf breiter Basis durchsetzen.

Die FIGO-Richtlinien hingegen sind gleichermaßen ante- als auch subpartal einsetzbar und bisher die einzigen, die auf breitem Konsens beruhen. Das Score-System zeigt zudem eine Korrelation zwischen pathologischen Befund und negativem Outcome [14, 49, 54] und wird derzeit von der Deutschen Gesellschaft für Gynäkologie und Geburtshilfe e.V. zur Bewertung der FHF-Parameter empfohlen [10]. 1987 veröffentlichte die Fédération Internationale de Gynécologie et d'Obstétrique erstmalig ihre Richtlinien [48], deren Normwerte aktualisiert und durch Modifikationen der Royal College of Obstetricians and Gynaecologists (RCOG) erweitert wurden.

Zur Beurteilung eines CTGs werden die Kriterien Baseline, Oszillationsamplitude, Akzelerationen und Dezelerationen verwendet (Tabelle 2).

Tab.2: Bewertung der Einzelparameter der FHF nach DGGG (modifiziert nach FIGO und RCOG)

	Normal	Suspekt	Pathologisch
Baseline (bpm)	110-150	100-109 151-170	<110 >170 sinusoidal ³
Oszillations- amplitude (bpm)	≥ 5	< 5 (≥ 40 min) > 25	< 5 (≥ 90 min)
Dezelerationen	keine ¹	frühe / variable, einzelne verlän- gerte bis 3 min	atypische variable, späte, einzelne verlängerte >3 min
Akzelerationen	vorhanden, sporadisch ²	vorhanden, periodisch (mit jeder Wehe)	fehlen > 40 min (Bedeutung noch unklar)
¹ FHF-Dezelerationsamplitude ≥ 15 bpm Dauer ≥ 15 sec ² FHF-Akzelerationsamplitude ≥ 15 bpm Dauer ≥ 15 sec ³ Sinusoidale FHF: ≥ 10 bpm Dauer ≥ 10 min			

Tab.3: FHF-Klassifikation einschließlich Handlungsbedarf der DGGG nach FIGO

Normal	alle vier Beurteilungskriterien normal (kein Handlungsbedarf)
Suspekt	mind. ein Beurteilungskriterium suspekt und alle anderen normal (Handlungsbedarf: konservativ)
Pathologisch	mind. ein Beurteilungskriterium pathologisch bzw. zwei oder mehr suspekt (Handlungsbedarf: konservativ und invasiv)

Anhand der vier Beurteilungskriterien erfolgt eine Klassifizierung in normale, suspekte und pathologische Herzfrequenzmuster (Tabelle 3).

Als normal und ohne Handlungsbedarf wird ein CTG bezeichnet, wenn alle vier Beurteilungskriterien im Normbereich liegen. Sobald eines der Bewertungskriterien als suspekt bzw. pathologisch bewertet wird, gilt das gesamte CTG als suspekt bzw. pathologisch. Die Einstufung suspekt bedarf einer wiederholten Kontrolle mit ggf. konservativen Maßnahmen wie Flüssigkeitsinfusionen, Lagewechsel der Mutter oder Sauerstoffgabe. Treten zwei oder mehr suspekte Kriterien auf, wird das gesamte CTG als pathologisch beurteilt und es besteht unmittelbarer Handlungsbedarf [10].

5 Methodik

5.1 Verwendete Geräte

Die Untersuchungen erfolgten mit drei verschiedenen Kardiotokographen der Firmen Hewlett-Packard (Agilent Serie 50XM) und Corometrics (170, 250). Sämtliche Geräte zählen zu den Kineto-Kardiotokographen, die neben der Registrierung der fetalen Herzfrequenz und der Wehentätigkeit eine Aussage über die fetale Bewegungsaktivität erlauben.

5.2 Datenerhebung

Um einen direkten Vergleich zwischen kindlichen und mütterlichen Signalen in der CTG-Ableitung zu ermöglichen, wurden für diese prospektive Studie folgende Befunde erhoben. Die fetale Herzfrequenz sowie die Wehentätigkeit der 53 schwangeren Patientinnen wurden mithilfe eines externen CTGs aufgezeichnet. Um die bestmögliche Signalwiedergabe zu erzielen, wurde ein Ultraschall-Transducer am mütterlichen Abdomen in Herznähe des Feten angelegt und ein Tokograph über dem Fundus uteri platziert. Zudem leitete ein zusätzlicher Herztonaufzeichner im Bereich des Epigastriums zeitgleich die mütterliche Herzfrequenz ab. Diese synchrone Registrierung der fetalen und maternalen Herzfrequenz wurde auf dem Papierstreifen dokumentiert und mit der Software „Trium CTG Online“ digital archiviert. Um ein Vena-cava-Kompressionssyndrom zu verhindern, befanden sich die Patientinnen bei der Untersuchung in halbsitzender oder seitlicher Lage. Die Aufzeichnungen erfolgten für die Dauer von mindestens 30 Minuten und wurden je nach Befund des Kurvenmaterials im Rahmen der Schwangerschaftsüberwachung gegebenenfalls verlängert. Die Vergleichbarkeit der Kardiotokogramme war dennoch gegeben, da die absolute Dauer der Aufzeichnungen nicht in die statistische Auswertung einging, sondern auf 30 Minuten begrenzt wurde.

Der Datensatz stellt sich aus den gemessenen Einzelwerten der jeweils 53 fetalen und 53 maternalen Kardiotokogrammen zusammen. In jeder Sekunde werden vier

Einzelwerte im Abstand von 15 msec erfasst und registriert. Alle Signalausfälle, Ausreißer oder Störgrößen fließen in die Auswertung ein.

5.3 Erfassung der Rohdaten

Die gemessenen Frequenzwerte wurden über das im Kreißsaal installierte „Trium CTG Online“ System elektronisch aufgezeichnet und für die spätere computergestützte Auswertung gespeichert. Das von der Firma Trium Analysis Online GmbH entwickelte Programm ist ein Online-CTG-Klassifizierungsverfahren auf Basis der FIGO-Richtlinien, welche die Herzfrequenz als normal, suspekt oder pathologisch bewertet und eine potentielle Gefahr durch ein Alarmsystem signalisiert. Hierfür werden die Parameter des FIGO-Scores (Baseline, Variabilität, Akzeleration, Dezeleration) und die Kurzzeitvariation (STV) ermittelt und der Befund einer Kategorie zugeordnet. Die Software basiert auf dem Delayed Moving Window-Algorithmus (DMW®-Algorithmus) zur Abschätzung von Grenzwerten aus einem verzögerten (delayed) Zeitfenster (window), das sich fortwährend verschiebt (moving). Diese Grenzwerte werden durch die Eigenadaption, also dem Vergleich von einem aufgezeichneten Signal mit dem Signalverlauf aus der aktuellen Vergangenheit festgelegt. Dadurch ist es möglich, echte Signalsprünge, Drifte und Ausreißer zu erkennen und voneinander zu unterscheiden. Das Programm ermöglicht durch die gleichzeitige Erfassung aller laufenden CTG-Registrierungen im Kreißsaal eine zentrale CTG-Überwachung und lässt eine parallele Online-Analyse mehrerer CTGs zu. Dadurch werden Hebammen und Ärzte jederzeit über die Score Ergebnisse und Veränderungen aller CTG-Geräte informiert.

5.4 Datenauswertung

Die Auswertung der 53 Kardiotokogramme erfolgte gemäß den FIGO-Richtlinien bezüglich der Baseline, Akzelerationen, Dezelerationen, Oszillationsamplitude und der Kurzzeitvariation (STV).

5.5 Statistische Auswertung

Die rechnergestützte statistische Datenauswertung erfolgte mit dem Programm R (2008) für Microsoft Windows XP.

Mittelwert und Median für quantitative Merkmale sowie absolute und relative Häufigkeiten bei kategorialen Merkmalen werden in der deskriptiven Statistik angegeben. Um die Häufigkeitsverteilung der einzelnen Beurteilungsparameter grafisch darzustellen, werden Histogramme und für den direkten Vergleich der fetalen und maternalen Herzfrequenz Box-and-Whisker-Plots erstellt. Die Box entspricht dabei dem Bereich, in dem 50% der mittleren Daten liegen. Die Länge der Whisker (von der Box ausgehende Striche) wird auf maximal das 1,5 fache des Interquartilabstandes (IQR: Länge der Box) beschränkt. Alle Daten außerhalb dieser Spannweite (IQR und Whisker) werden als Punkte gekennzeichnet und als Ausreißer oder Werte, die durch Störgrößen bei der Aufzeichnung entstanden sind, gewertet. Die Darstellung ermöglicht den direkten Vergleich der Mediane. Zur Signifikanzprüfung von unabhängigen Stichproben erfolgt der nicht-parametrische Mann-Whitney-U-Test. Ein Ergebnis wird als signifikant bezeichnet, wenn der p-Wert unter 0,05 liegt.

Die „Receiver Operating Characteristics“ (ROC)-Kurven werden berechnet, um die Sensitivität und Spezifität sowie den positiven und negativen Vorhersagewert zu ermitteln. ROC-Kurven zeigen die Abhängigkeit der Sensitivität (tatsächlich gesunde Feten mit unauffälligem CTG, die als ungefährdet klassifiziert werden) von der Spezifität (gefährdete Feten mit pathologischem CTG, die als gefährdet klassifiziert werden). Als Maß für die Güte wird die Fläche unter der Kurve (Area under the curve) verwendet. Diese Fläche kann Werte zwischen 0 und 1 annehmen, wobei ein höherer Wert einer größeren Fläche entspricht und damit eine größere diagnostische Stärke einer Variablen bedeutet. Eine Fläche von 0,5 kennzeichnet ein zufälliges Ergebnis. Ein diagnostischer Test ist in diesem Fall nicht besser als eine zufällige Zuweisung zur Gruppe „krank“ oder „gesund“. Im Idealfall (wenn es keine falschen Befunde gibt) ist die Fläche gleich 1.

Grafisch werden auf der x-Achse die Werte 1-Spezifität, also der Anteil der „falsch positiven“ Gesunden und auf der y-Achse die Werte der Sensitivität und demnach

der Anteil der „richtig positiven“ Kranken dargestellt. Für verschiedene Schwellenwerte einer Variablen werden jeweils die Werte der resultierenden Sensitivität gegen die Spezifität (genauer 1-Spezifität) aufgetragen. Der Verlauf der Kurve entspricht dabei der Genauigkeit der Vorhersage. Fällt die Kurve mit der Diagonalen zusammen, so bedeutet dies, dass die Vorhersage nicht besser als der Zufall und die Falschpositiv-Rate damit identisch mit der Trefferquote ist.

Zur Darstellung der optimalen Trennwerte (Cutpoints) der jeweiligen Parameter werden Dichtekurven erstellt. Um für den jeweiligen Parameter den optimalen Trennwert bezüglich der Sensitivität und Spezifität zu erzielen, wird der Wert der ROC-Kurve mit dem maximalen orthogonalen Abstand zur Diagonalen ermittelt. Der Trennwert ist ein Schwellenwert, der den pathologischen vom physiologischen Bereich trennt und damit eine binäre Testentscheidung ermöglicht. Durch die Ermittlung des optimalen Trennwertes wird der Schwellenwert genannt, der eine möglichst hohe Sensitivität und Spezifität für einen diagnostischen Test liefert.

6 Ergebnisse

Das Patientenkollektiv besteht aus 53 schwangeren Frauen, die im Rahmen einer Schwangerschaftsvorsorgeuntersuchung ein antepartuales CTG erhalten haben. Dabei handelt es sich um Kardiotokographien mit einer simultanen Aufzeichnung der kindlichen und mütterlichen Herzfrequenz. Für die statistische Auswertung wurde von jeder Patientin ein CTG mit der absoluten Dauer von 30 Minuten verwendet.

6.1 Einzelcharakteristika fetaler und maternaler Signale

Um Unterschiede zwischen der fetalen und maternalen Herzfrequenz zu ermitteln, werden beide Gruppen hinsichtlich der Kriterien Baseline, Akzelerationen, Dezele-rationen, Oszillationsamplitude und Kurzzeitvariation (STV) analysiert. Die Daten-vertei- lung der einzelnen Beurteilungsparameter wird grafisch anhand von Box- and-Whiskers-Plots dargestellt (Abb. 1-5). Der statistische Vergleich zwischen fe- taler und maternaler Herzfrequenz wird mit dem Mann-Whitney-U-Test ausgeführt. Für alle Variablen wird mit einem p-Wert von $p < 0,001$ ein signifikanter Unterschied festgestellt.

Tabelle 4 fasst die Mittelwerte und Mediane der einzelnen Beurteilungsparameter zusammen und zeigt jeweils das 2,5%- und 97,5%-Perzentile der Messwerte an.

Tab. 4: Mittelwert, Median, Spannweite (2,5% und 97,5% Perzentile) der Beurteilungsparameter

	Fetal Median-Mittelwert [2,5%; 97,5% Perzentil]	Maternal Median-Mittelwert [2,5%; 97,5% Perzentil]
Baseline (bpm)	138 - 138,23 [114; 164]	89 - 95,31 [62; 181]
Akzelerationen (n in 30 min)	4 - 4,64 [0; 11,7]	3 - 3,25 [0; 8,7]
Dezelerationen (n in 30 min)	0 - 0,64 [0; 5,0]	0 - 0,32 [0; 2,7]
Oszillationsbreite (bpm)	14 - 15,64 [6; 31]	13 - 18,77 [8; 56]
Kurzzeitvariation (STV) (msec)	8,87 - 9,23 [4,204; 17,097]	18,25 - 19,43 [7,687; 36,884]

6.1.1 Baseline

Im quantitativen Vergleich der beiden Gruppen wird bezüglich der Baseline ein signifikanter Unterschied festgestellt. Die mittlere Baseline des Feten liegt mit 138,23 bpm (im Median 138 bpm) signifikant höher als die der Mutter mit 95,31 bpm (im Median 89 bpm). Der gesamte Interquartilsbereich und demnach 50% aller beobachteten Werte der fetalen Herzfrequenz liegen außerhalb des maternalen Interquartilsbereichs. Des Weiteren werden zahlreiche Daten, dargestellt durch Punkte ober- bzw. unterhalb der Whisker, außerhalb der Spannweite der beiden Kollektive registriert. Die Verteilung der mütterlichen Werte auf höhere Frequenzbereiche deutet auf das Phänomen der verdoppelten maternalen Herzfrequenz hin.

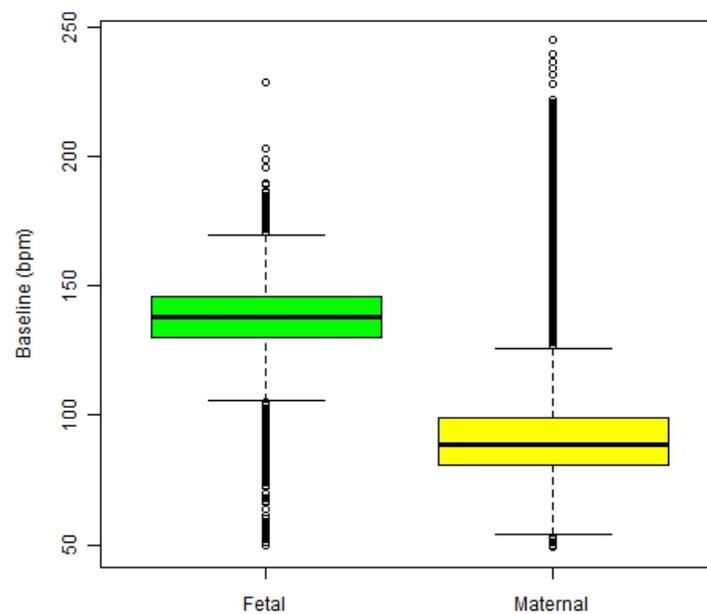


Abb. 1: Verteilung der Baseline der FHF und MHF

6.1.2 Akzeleration und Dezeleration

Die Verteilung der Anzahl von Akzelerationen und Dezelerationen für die Aufzeichnungsdauer von 30 Minuten ist in den Abbildungen 2 und 3 dargestellt. Im Mittel werden 4,64 (im Median 4) Akzelerationen in der fetalen Ableitung und 3,25 (im Median 3) in der mütterlichen Ableitung registriert. Bezüglich der Dezelerationen sind bei den Feten eine mittlere Anzahl von 0,64 (im Median 0) nachweisbar, während der mittlere Wert bei den Müttern 0,32 (im Median 0) beträgt. Im Vergleich der Mittelwerte lassen sich für beide Parameter keine relevanten Unterschiede feststellen.

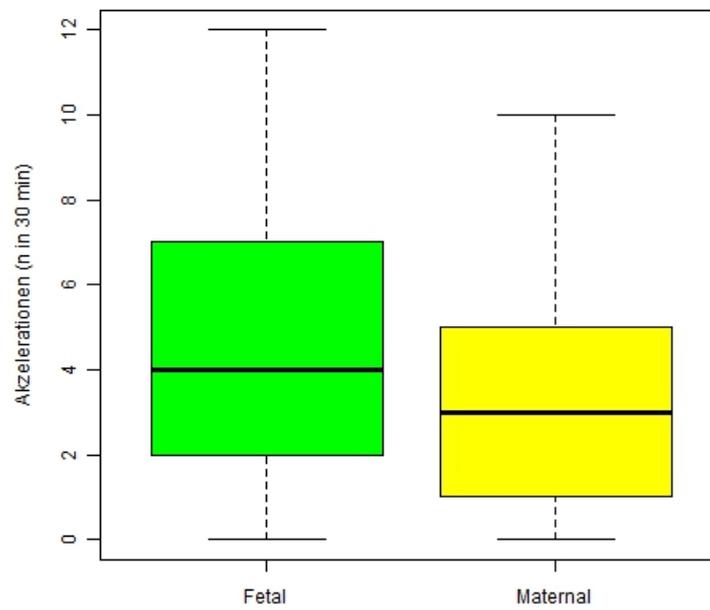


Abb. 2: Häufigkeit von Akzelerationen (n in 30 min) der FHF und MHF

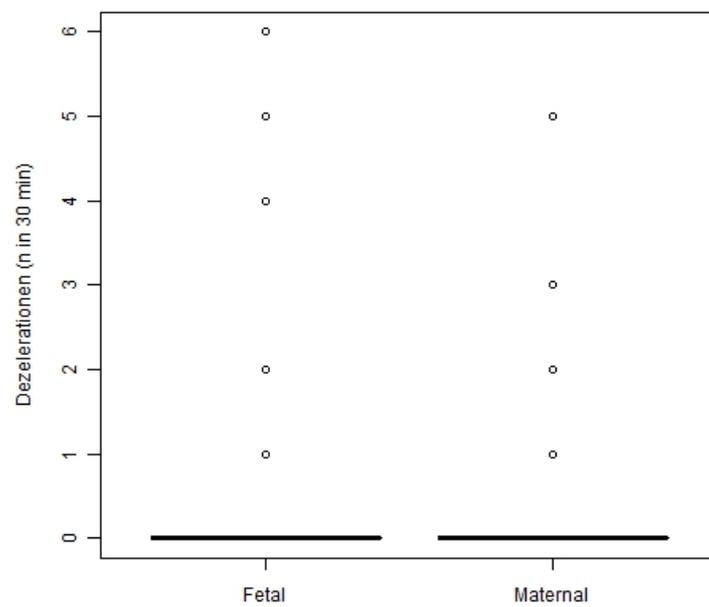


Abb. 3: Häufigkeit von Dezelerationen (n in 30 min) der FHF und MHF

6.1.3 Oszillationsbreite

Der mittlere Wert der Oszillationsbreite beträgt für die fetale Ableitung 15,64 bpm (im Median 14 bpm) und für die maternale Ableitung 18,77 bpm (im Median 13 bpm). Bei Betrachtung der Abbildung 4 ist auch hier zu erkennen, dass kein relevanter Unterschied zwischen beiden Gruppen bezüglich dieses Parameters vorhanden ist.

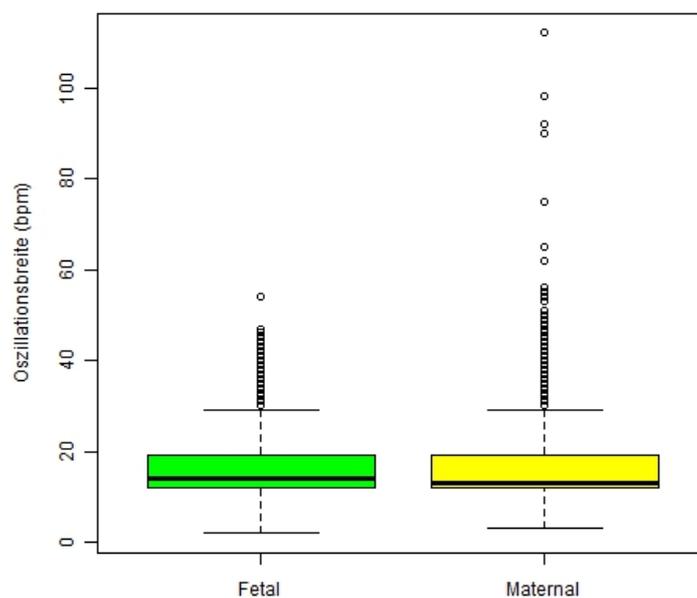


Abb. 4: Verteilung der Oszillationsamplitude der FHF und MHF

6.1.4 Kurzzeitvariation (STV)

Die Verteilung der Werte für die Kurzzeitvariation ist in Abbildung 5 dargestellt. Dabei beträgt der mittlere Wert für die FHF 9,23 msec (im Median 8,87 msec), wohingegen die STV der MHF im Mittel 19,43 msec (im Median 18,25 msec) ergibt. Beim direkten Vergleich der beiden Kollektive lässt sich eine signifikant niedrigere Kurzzeitvariation für die fetale Ableitung feststellen.

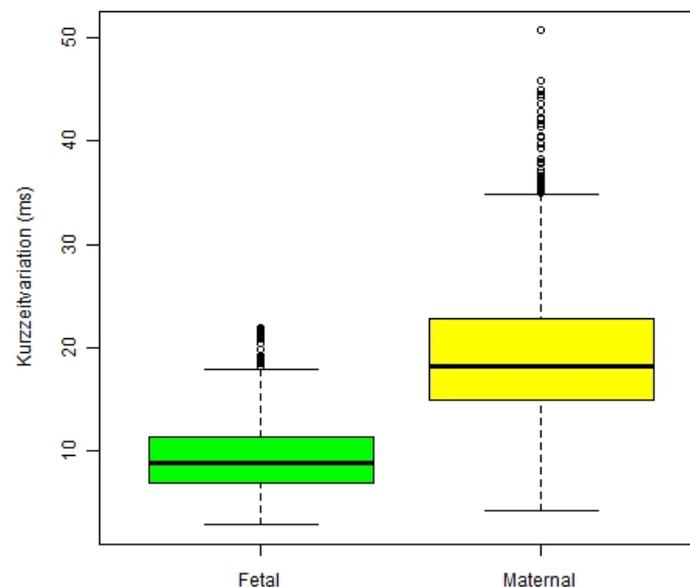


Abb. 5: Verteilung der STV der FHF und MHF

Die Häufigkeitsverteilung der Parameter sowie der Vergleich der Mittelwerte zeigen, dass die Unterschiede bezüglich der Variablen „Akzelerationen“ und „Dezelerationen“ sehr gering sind. Deshalb fokussiert die Studie in der weiteren Auswertung auf die Parameter Baseline, Oszillationsamplitude und Kurzzeitvariation (STV).

6.2 ROC-Kurven

Um den prädiktiven Wert einer Variablen zu ermitteln, werden ROC (Receiver operating characteristics)-Kurven berechnet. Die Beurteilung der ROC-Kurven hinsichtlich ihrer prognostischen Bedeutung erfolgt anhand des Area under the Curve – Wertes.

Die ROC-Kurve der Variablen „Baseline“ zeigt eine Sensitivität von 98,2% und Spezifität von 90,4 % bei einem optimalen Trennwert von 113 bpm (Abbildung 6). Die Fläche unter der Kurve beträgt 0,918. Der Parameter Baseline hat demnach einen hohen diagnostischen Wert.

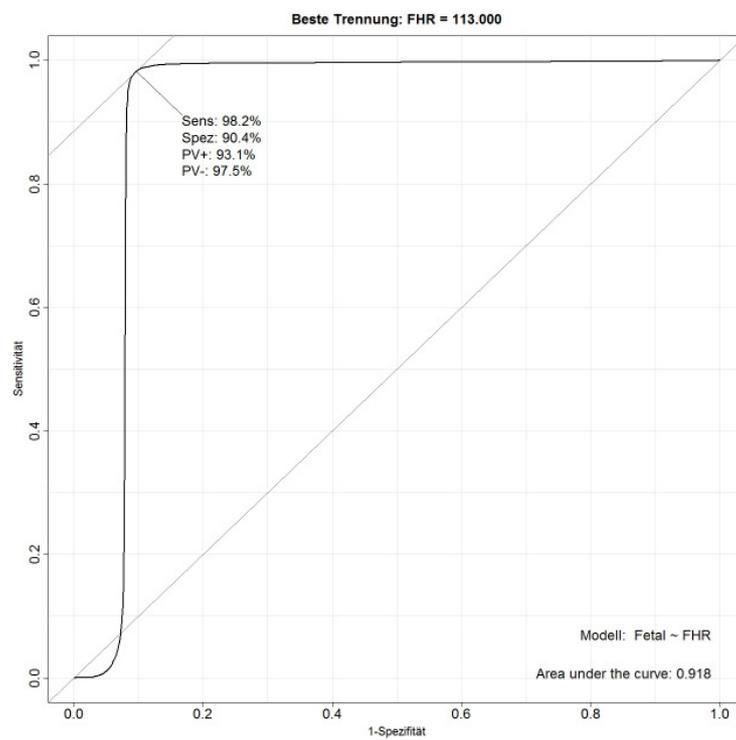


Abb. 6: ROC-Kurve für Baseline (optimaler Trennwert bei 113 bpm)

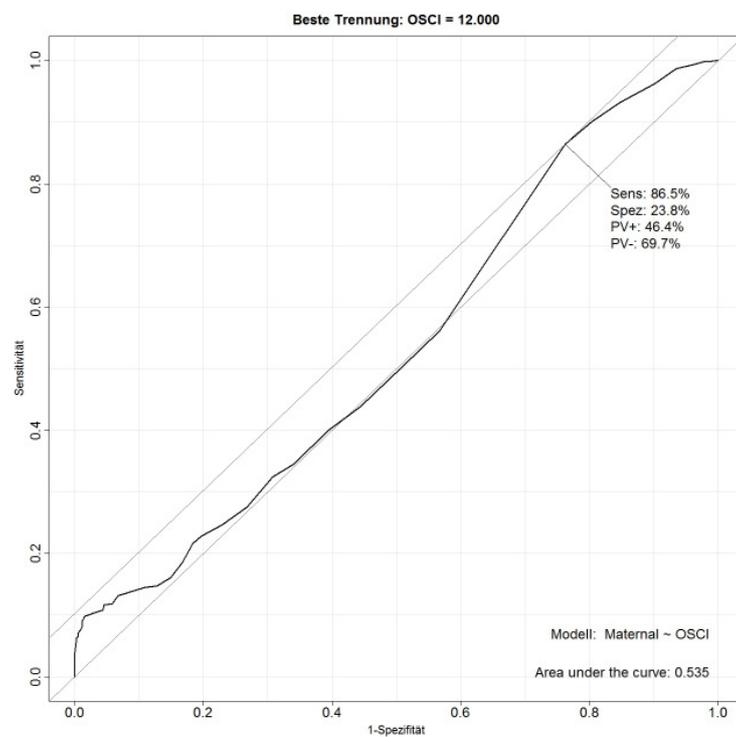


Abb. 7: ROC-Kurve für Oszillationsamplitude (optimaler Trennwert bei 12 bpm)

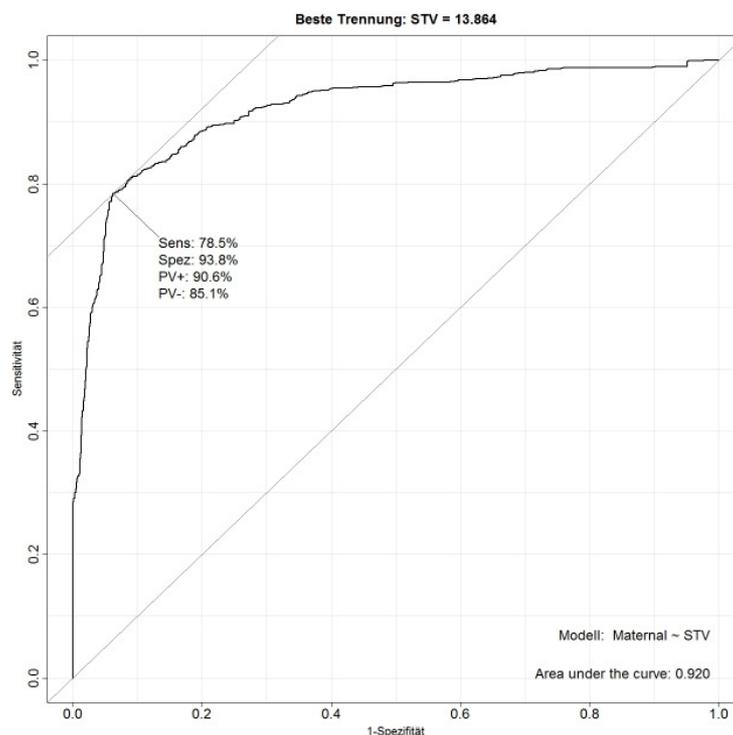


Abb. 8: ROC-Kurve für STV (optimaler Trennwert bei 13,864 msec)

Die Abbildung 7 zeigt die ROC-Kurve der Variablen Oszillationsamplitude mit einer Sensitivität von 86,5% und einer Spezifität von 23,8% bei einem optimalen Trennwert von 12 bpm. Mit einer Fläche unter der Kurve von 0,535 hat dieser Parameter einen geringen Vorhersagewert und ist als diagnostisches Unterscheidungskriterium nicht geeignet.

Die ROC-Kurve der Variablen Kurzzeitvariation (STV) mit einem optimalen Trennwert von 13,864 msec wird in der Abbildung 8 dargestellt. Die dabei ermittelte Sensitivität beträgt 78,5% und die Spezifität 93,8%. Die Fläche unter der Kurve beträgt 0,920. STV hat somit einen großen diagnostischen Wert.

6.3 Optimaler Trennwert (Cutpoints)

Zur Verdeutlichung der Ergebnisse der ROC-Kurven werden Dichtekurven erstellt. Abbildung 9 zeigt die Dichteverteilung der fetalen und maternalen Herzfrequenz bezüglich der Baseline und den ermittelten optimalen Trennwert von 113 bpm.

Anhand dieses Schwellenwertes erscheint eine scharfe Trennung zwischen beiden Gruppen möglich.

Für den Parameter Oszillationsamplitude lässt sich ein optimaler Trennwert bei 12 bpm ermitteln (Abbildung 10). Allerdings liegen die Schwerpunkte der fetalen und maternalen Werte sehr dicht beieinander, so dass eine scharfe Trennung nicht möglich ist.

In der Abbildung 11 wird die Dichteverteilung der beiden Gruppen für STV mit dem optimalen Trennwert von 13,864 bpm dargestellt. Bei Betrachtung der Grafik wird auch hier deutlich, dass eine scharfe Trennung zwischen der fetalen und maternalen Herzfrequenz anhand dieses Parameters erschwert ist.

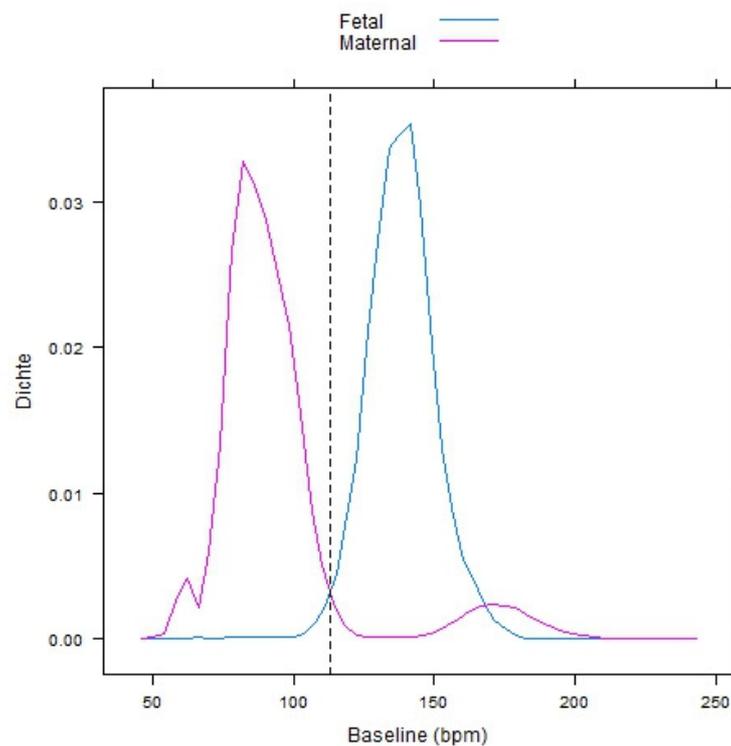


Abb. 9: Dichtekurven für Baseline (fetale und maternale Messung)

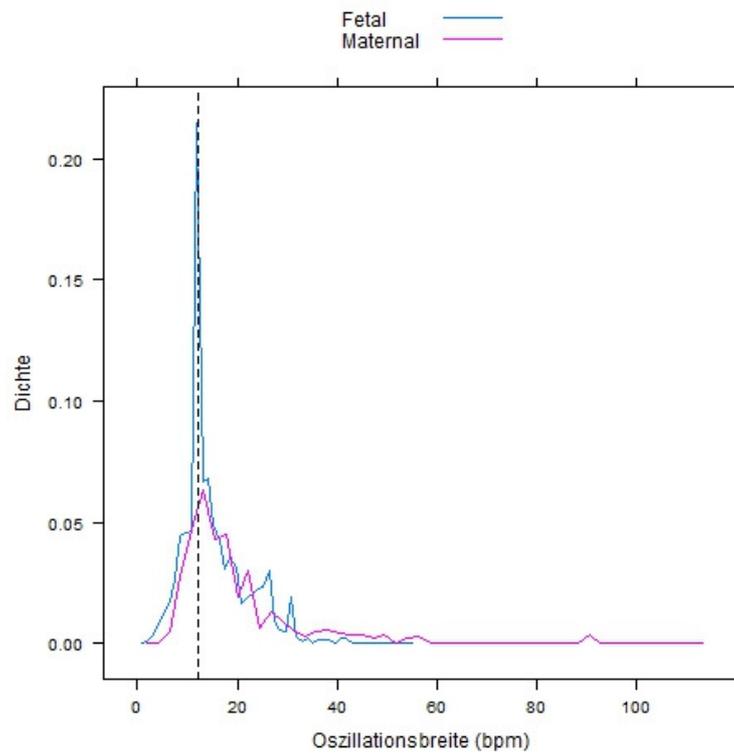


Abb. 10: Dichtekurven für Oszillationsbreite (fetale und maternale Messung)

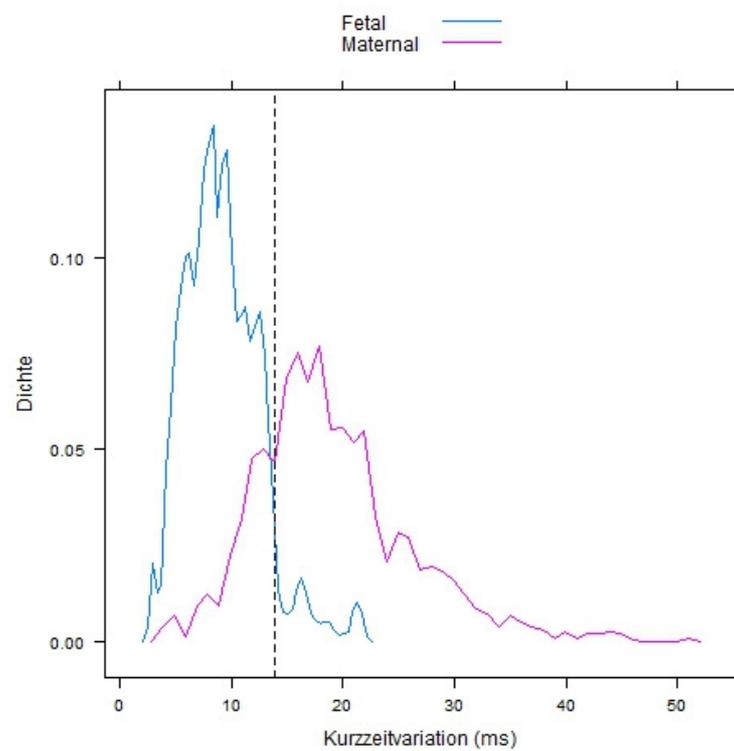


Abb. 11: Dichtekurven für STV (fetale und maternale Messung)

Zur Verdeutlichung der optimalen Grenzwerte in Abhängigkeit von Spezifität und Sensitivität werden Vierfeldertafeln erstellt. Hierbei wird für den jeweiligen Parameter anhand eines Schwellenwertes die Anzahl der richtig fetalen bzw. maternalen Aufzeichnung angegeben (Anzahl der Aufzeichnungen sowie prozentualer Anteil). Als „richtig“ werden die Werte gewertet, die innerhalb des Grenzwertes von der jeweiligen Ableitung registriert werden. Befinden sich Werte außerhalb des Grenzwertes, so werden sie als „falsch“ bezeichnet.

Abbildung 12 zeigt Spezifität sowie Sensitivität des Parameters Baseline an. Dabei werden als Grenzwerte der optimale Trennwert von 113 bpm sowie der laut der DGGG aktuelle bzw. derzeit diskutierte neue untere Grenzwert der Baseline verwendet. Anhand dieser Werte ist eine möglichst hohe Spezifität bei gleichzeitig hoher Sensitivität durch den optimalen Cutpoint von 113 bpm zu erzielen.

In Abbildung 13 werden Spezifität sowie Sensitivität bezüglich des Parameters Kurzzeitvariation angegeben. Hierbei wird der optimale Trennwert von 13,864 msec sowie die gerundeten Werte 13 msec und 14 msec als Grenzwerte verwendet. Bei Betrachtung der Vierfeldertafeln wird auch hier deutlich, dass die Verwendung des optimalen Cutpoints die höchste Spezifität sowie Sensitivität ermöglicht.

		Baseline (bpm)	
		$\geq 110/\text{min}$	$< 110/\text{min}$
CTG-Aufzeichnung	Fetal	richtig ✓ n = 359677 (98,9%)	falsch n = 4011 (1,1%)
	Maternal	falsch n = 30654 (11,0%)	richtig ✓ n = 246818 (89,0%)

Sensitivität: 98,9%, Spezifität: 89,0%

		Baseline (bpm)	
		$\geq 113/\text{min}$	$< 113/\text{min}$
CTG-Aufzeichnung	Fetal	richtig ✓ n = 357234 (98,2%)	falsch n = 6454 (1,8%)
	Maternal	falsch n = 26667 (9,6%)	richtig ✓ n = 250805 (90,4%)

Sensitivität 98,2%, Spezifität: 90,4%

		Baseline (bpm)	
		$\geq 115/\text{min}$	$< 115/\text{min}$
CTG-Aufzeichnung	Fetal	richtig ✓ n = 354502 (97,5%)	falsch n = 9186 (2,5%)
	Maternal	falsch n = 25004 (9,0%)	richtig ✓ n = 252468 (91,0%)

Sensitivität: 97,5%, Spezifität: 91,0%

Abb. 12: Vierfeldertafeln für den Parameter Baseline (110bpm, 113bpm, 115bpm)

		STV (msec)	
		<13	>= 13
CTG-Aufzeichnung	Fetal	richtig ✓ n = 322897 (88,8%)	falsch n = 40791 (11,2%)
	Maternal	falsch n = 49130 (17,7%)	richtig ✓ n = 228342 (82,3%)

Sensitivität: 88,8%, Spezifität: 82,3%

		STV (msec)	
		<13.864	<= 13.864
CTG-Aufzeichnung	Fetal	richtig ✓ n = 341000 (93,8%)	falsch n = 22688 (6,2%)
	Maternal	falsch n = 59788 (21,5%)	richtig ✓ n = 217684 (78,5%)

Sensitivität: 93,8%, Spezifität: 78,5%

		STV (msec)	
		<14	>=14
CTG-Aufzeichnung	Fetal	richtig ✓ n = 341720 (94,0%)	falsch n = 21968 (6,0%)
	Maternal	falsch n = 62720 (22,6%)	richtig ✓ n = 214752 (77,4%)

Sensitivität: 94,0%, Spezifität: 77,4%

Abb. 13: Vierfeldertafeln für den Parameter STV (13msec, 13,864msec, 14msec)

6.4 Kombination der Parameter

Eine zuverlässige Unterscheidung zwischen fetalen und maternalen Pulsmustern ist durch die alleinige Verwendung der Baseline als Beurteilungskriterium nicht in jedem Fall möglich. Im Folgenden wird untersucht, ob sich durch die Hinzunahme eines weiteren Parameters die diagnostische Stärke steigern lässt. Aufgrund der zu geringen Unterschiede im Vergleich der Mittelwerte für Akzelerationen und Dezelerationen und des geringen Vorhersagewertes der Oszillationsamplitude wird die Kombination der Parameter Baseline und Kurzzeitvariation untersucht.

Um einen diagnostischen Test aufgrund zweier Parameter durchführen zu können, wird eine logistische Regression gerechnet mit der Gruppenzugehörigkeit als Zielgröße sowie der STV und Herzfrequenz als Einflussgrößen. Aufgrund dieses Modells kann jeder Messung eine Wahrscheinlichkeit zugewiesen werden. Die ROC-Kurve berechnet sich aufgrund der unterschiedlichen Schwellenwerte für diese Wahrscheinlichkeiten.

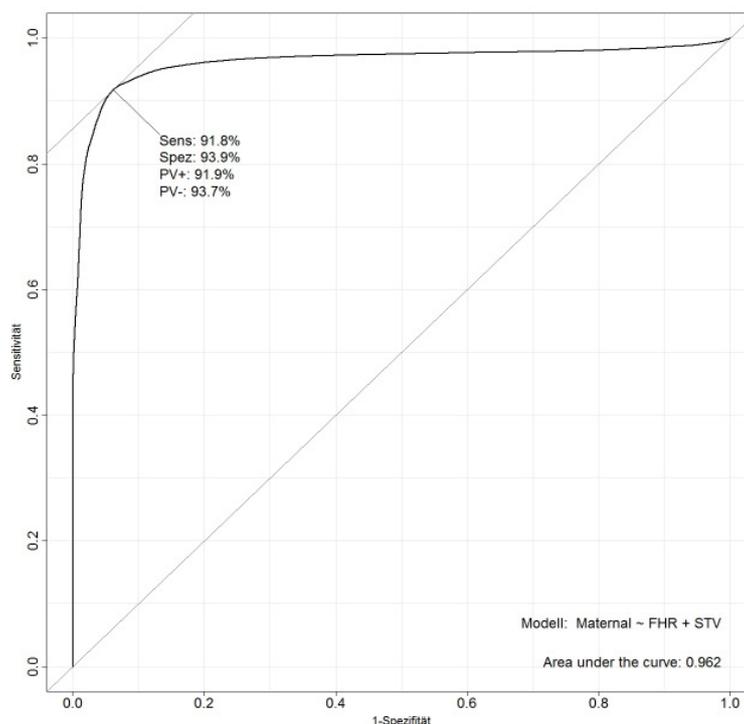


Abb. 14: ROC-Kurve für die Kombination Baseline und STV

In unserer Studie zeigt sich bei separater Betrachtung der Baseline eine Fläche unter der Kurve von 0,918 und für die Kurzzeitvariation (STV) von 0,920 (Abbildung 6 und 8). Durch die Kombination der beiden Variablen wird ein Wert von 0,962 ermittelt (Abbildung 14). Wird die Baseline zusammen mit der STV zur Beurteilung eines CTGs verwendet, ist demnach eine Verbesserung des diagnostischen Tests möglich.

Die Spezifität der Baseline bei einem optimalen Cutpoint von 113 bpm liegt bei 90,4%, während sich durch die Hinzunahme der STV ein Wert von 93,9% ergibt (Abbildung 15). Demzufolge kann die Spezifität der Methode durch die kombinierte Verwendung beider Kriterien um 3,5% gesteigert werden, allerdings nur mit einem gleichzeitigen Verlust der Sensitivität um 6,4% (Sensitivität Baseline 98,2% bpm).

		Kombination Baseline (bpm) und STV (msec)	
		>113 + <13,864	<113 + >13,864 <113 + <13,864 >113 + >13,864
CTG-Aufzeichnung	Fetal	richtig ✓ n = 341000 (93,9%)	falsch n = 21688 (6,1%)
	Maternal	falsch n = 25004 (8,2%)	richtig ✓ n = 252468 (91,8%)

Sensitivität: 91,8%, Spezifität: 93,9%

Abb. 15: Vierfeldertafel für die Kombination Baseline (113 bpm) und STV (13,864 msec)

6.5 Verdopplung der mütterlichen Frequenz

Die Abbildungen 16 und 17 zeigen die empirische Verteilung der Baseline der fetalen sowie der maternalen Herzfrequenz. Das Histogramm der kindlichen Ableitung zeigt einen eingipfligen Verlauf, wohingegen bei der mütterlichen Ableitung deutlich zwei Gipfel zu erkennen sind. Bereits bei Betrachtung der Häufigkeitsverteilung der Baseline in Abbildung 1 wird, entsprechend der Abbildung 16, eine Häufung der aufgezeichneten Werte in höheren Frequenzbereichen deutlich.

Beide Grafiken sprechen für das Phänomen der verdoppelten mütterlichen Herzfrequenz, das durch technische Mängel der CTG-Geräte entstehen kann. Insgesamt konnten 16,1% der mütterlichen Werte im Bereich von 110 und 150 bpm registriert werden. 8% der maternalen Werte werden im Bereich über 150 bpm erfasst.

In der Abbildung 18 wird eine simultane Aufzeichnung der fetalen und maternalen Herzfrequenz gezeigt. Dabei stellt die schwarze Linie die fetale und die blaue Linie die maternale Ableitung dar. Die mütterliche Herzfrequenz zeigt einen zweispurigen Kurvenverlauf, wobei die tatsächliche Herzfrequenz der unteren Spur entspricht. Die Ursache für die Aufzeichnung der oberen Spur mit einer Baseline von 170 bpm ist im Rahmen einer Verdopplung der mütterlichen Frequenz, die bei einer etwa gleichlangen Systole und Diastole entstehen kann, oder anderen Störfaktoren zu erklären.

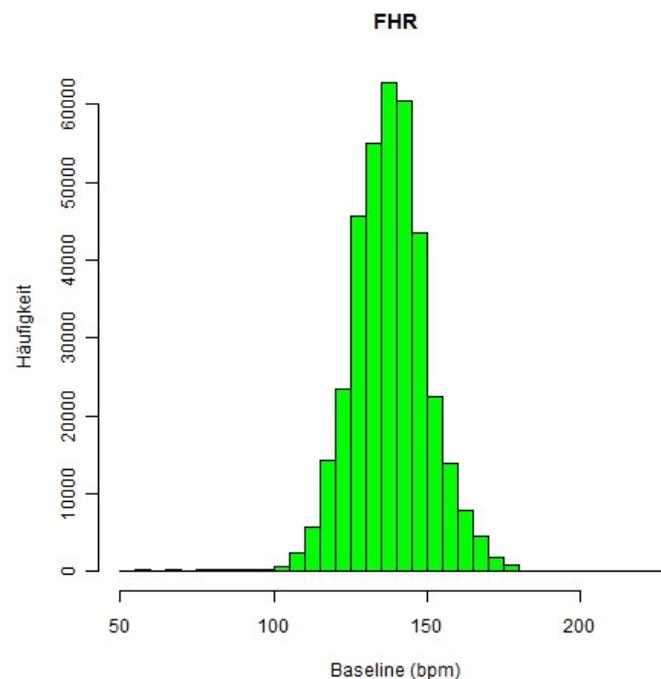


Abb. 16: Verteilung der Baseline der FHF

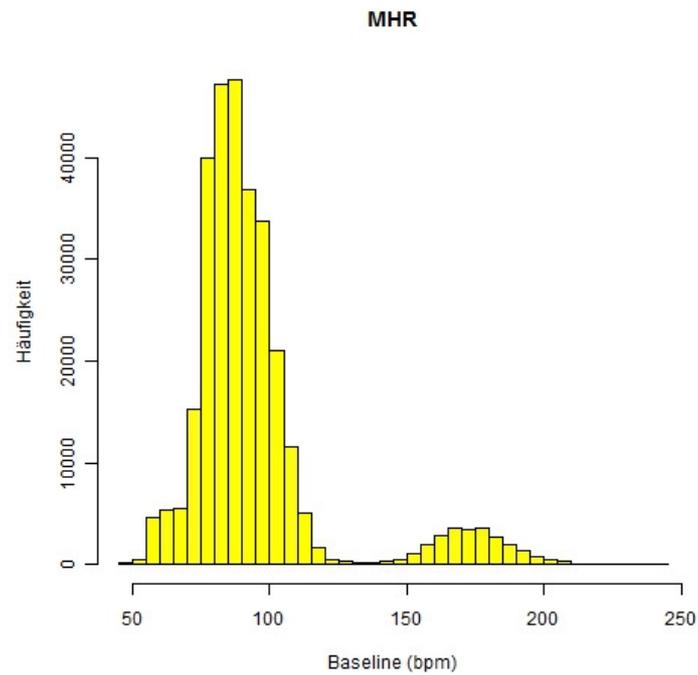


Abb. 17: Verteilung der Baseline der MHF

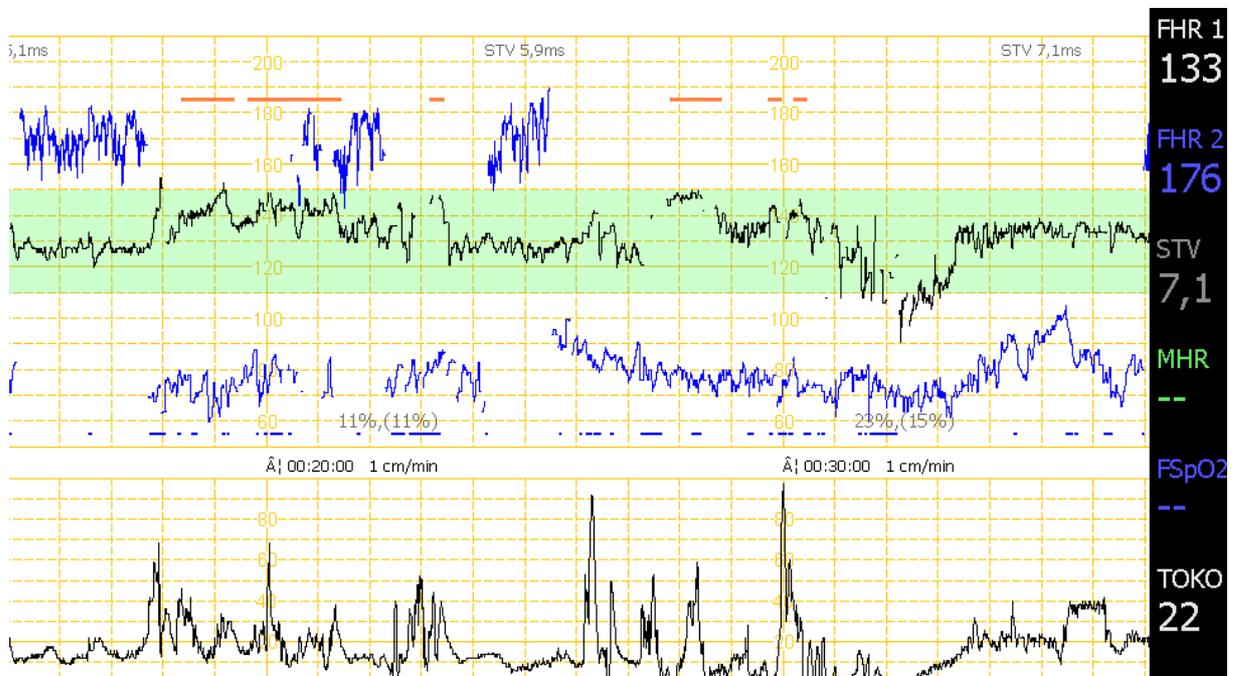


Abb. 18: CTG-Extrakt: Verdopplung des maternalen Signals

6.6 Signalausfallsrate

Zahlreiche Stör- und Einflussgrößen beeinflussen die Aufzeichnungsqualität eines CTGs. Ziel einer verwertbaren CTG-Registrierung ist eine kontinuierliche Aufzeichnung eines möglichst störfreien fetalen Signals. In der Regel ist die abdominale Ableitung der maternalen Herzfrequenz nicht erwünscht. Um die Vergleichbarkeit beider Herzfrequenzkurven zu ermöglichen wird in unserer Studie diese Art der Aufzeichnung durchgeführt. Dabei zeigen sich zwischen der fetalen und maternalen Ableitung deutliche Unterschiede. Bei der FHF wird eine Signalausfallsrate von 3,77% (im Median 1,40%) und bei der MHR von 20,68% (im Median 20,89%) ermittelt. In der Abbildung 19 wird die Verteilung der Signalausfälle der beiden Gruppen deutlich. Abbildung 20 zeigt einen CTG-Ausschnitt mit einer lückenhaften fetalen Aufzeichnung.

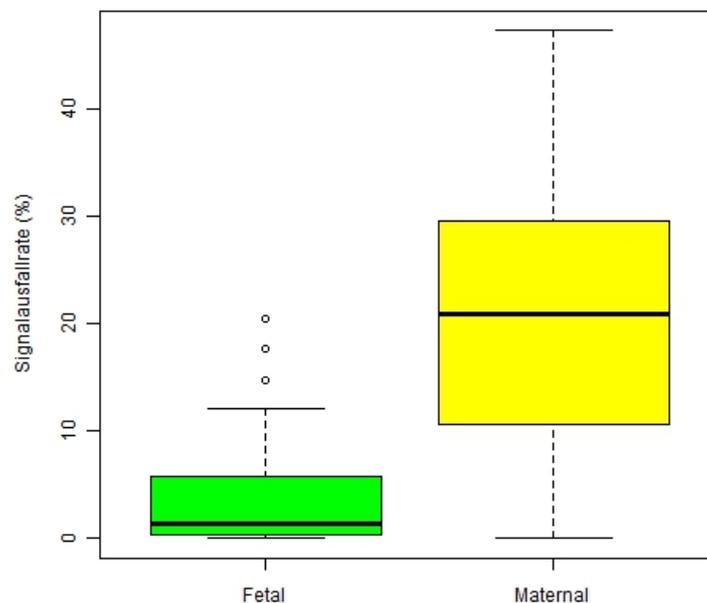


Abb. 19: Verteilung der Signalausfallsrate

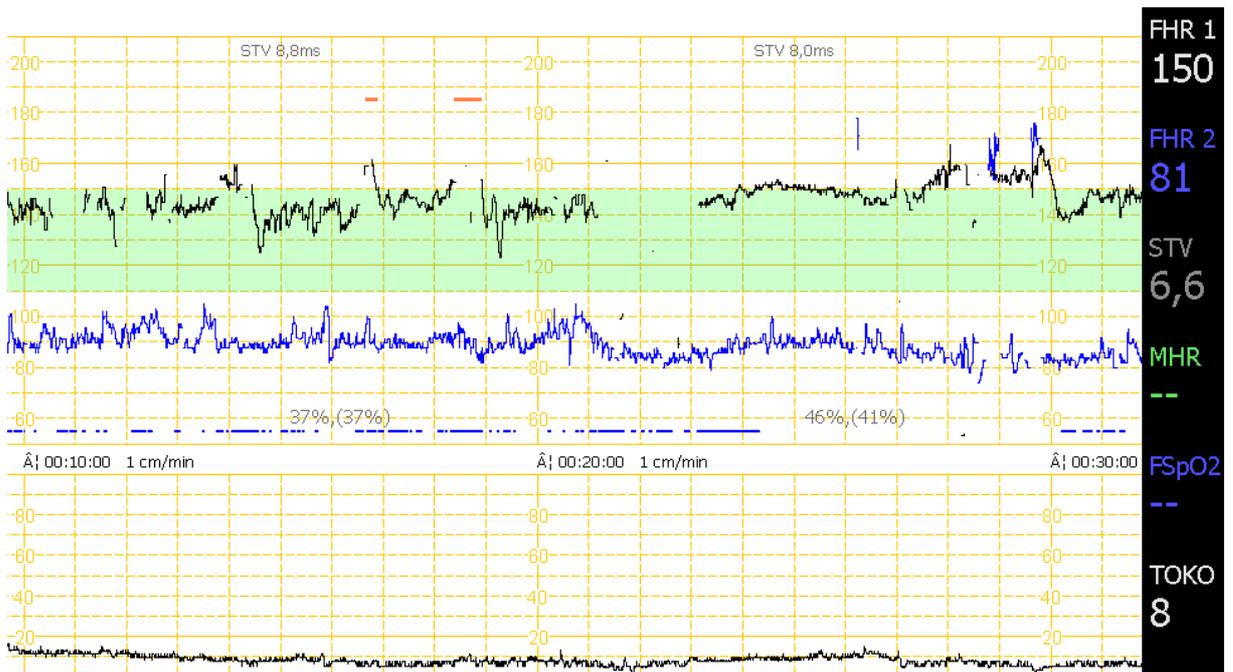


Abb. 20: CTG Extrakt: Signalausfälle

7 Diskussion

7.1 Wertigkeit des CTGs

Die Kardiotokographie zählt derzeit zu den weltweit am häufigsten eingesetzten geburtshilflichen Überwachungsverfahren [16]. Seit der Einführung der kontinuierlichen fetalen Herzfrequenzregistrierung in den 60er Jahren wurde die Methode durch zahlreiche randomisierte kontrollierte klinische Studien überprüft und mit alternativen Überwachungsverfahren verglichen [50].

Die antepartuale Kardiotokographie wird laut den aktuellen Mutterschaftsrichtlinien überwiegend beim Vorliegen einer Risikoschwangerschaft empfohlen. Dennoch konnte in den vier prospektiv randomisierten Studien von Brown 1982, Flynn 1982, Kidd 1985 und Lumley 1983 selbst in Risikokollektiven kein signifikanter Vorteil bezüglich perinataler Mortalität und Morbidität nachgewiesen werden [5, 13, 31, 36]. Die Methode führte sogar in Hochrisikokollektiven zu einer signifikanten Erhöhung der operativen Entbindungsfrequenzen und einer damit iatrogen induzierten erhöhten Frühgeburtenrate [45]. Neben der hohen Inter- und Intraobservervariabilität sind dabei vor allem die hohe Rate an falsch positiven Befunden und somit die geringe Spezifität der Methode von großer Bedeutung [3, 6].

Auch in der subpartualen Kardiotokographie konnte zunächst keine Absenkung der perinatalen Mortalität [38], allerdings immerhin eine Reduktion der Neugeborenenkrämpfe in den ersten 24 Stunden beobachtet werden [57]. Die bislang durchgeführten prospektiv randomisierten Studien werden jedoch aufgrund einiger Kritikpunkte in ihrer Aussagekraft stark beeinträchtigt. Laut Vintzileos et al werden dabei besonders die zu kleinen Stichprobenumfänge („lack of power-analysis“), das Fehlen einheitlicher Beurteilungskriterien und die technisch nicht ausgereiften Geräte kritisiert [59]. Im Rahmen seiner Metaanalyse von 1995 konnten erfreulichere Ergebnisse erzielt werden. Die Auswertung zeigte eine signifikante Reduktion der hypoxiebedingten perinatalen Mortalität von über 50%, allerdings nur unter Inkaufnahme einer 2,5fach höheren Sectiorate. Durch die Verwendung der fetalen Mikroblutuntersuchung konnte die hohe Sectiorate wiederum signifikant gesenkt

werden [50]. Der Einsatz additiver Verfahren kann demnach die Kardiotokographie unterstützend bereichern und wird derzeit von den aktuellen Leitlinien der DGGG empfohlen [10]. Während bei der antepartualen Kardiotokographie die Dopplersonographie in Risikokollektiven sogar eine Reduktion der perinatalen Mortalität um etwa 30% bewirkte [60], konnte die Anwendung der Fetalblutanalyse in subpartualen CTGs zu einer Reduktion der vermeidbaren operativen Interventionen führen [23, 59]. Neben der Anwendung von additiven Verfahren lässt sich durch die Verlängerung der Registrierdauer sowie die Einbeziehung der fetalen Bewegungen die Rate der falsch positiven CTG-Muster reduzieren.

Die apparative Ausstattung, die Möglichkeit der lückenlosen Dokumentation, einheitliche Auswertungskriterien sowie die Überwachung durch ein ausreichend geschultes Personal sind bedeutend für eine sichere Auswertung des Kurvenverlaufs. Die computergestützte Analyse der CTG-Registrierung stellt zudem eine wichtige Entscheidungshilfe dar und ermöglicht eine zuverlässigere Einordnung des Kardiotokogramms. Auch in Hinsicht auf eine sichere Unterscheidung zwischen fetalen und maternalen CTG-Mustern, die rein visuell sehr schwierig erscheint, sollte die Erweiterung eines Alarmsystems durch neue computergestützte Parameter und Beurteilungsvarianten angestrebt werden.

7.2 Unterschiede fetaler und maternaler Signale

Die Fähigkeit, CTG-Muster einer fetalen Herzfrequenz von dem einer mütterlichen Frequenz abzugrenzen, erfordert Kenntnisse über ihre Charakteristika und Aufzeichnungstechnik [42]. Die vorliegende Studie prüfte, ob es signifikante Unterschiede gibt und welche Parameter zur Unterscheidung zwischen Kind und Mutter in der Auswertung eines Kardiotokogramms verwendet werden können.

Das Ergebnis von Sherman et al, die in ihrer Studie erwartungsgemäß eine signifikant tiefere Baseline der mütterlichen verglichen zur fetalen Herzfrequenz beschreiben, kann durch die ermittelten Werte dieser Studie bestätigt werden [53]. Die fetale Baseline beträgt im Median 138 bpm und die maternale Baseline im Median 89 bpm. Der Normwert der FHF befindet sich laut den Leitlinien der DGGG zwischen 110 und 150 bpm, wohingegen der mütterliche Wert zwischen 60

und 100 bpm liegt [4]. In den meisten Fällen kann der Signalursprung einer CTG-Aufzeichnung durch den Geburtshelfer sehr schnell ermittelt und gegebenenfalls korrigiert werden. Obwohl die Aufzeichnung der maternalen Frequenz ein sehr häufiges Problem darstellt, wird bereits durch die alleinige Beurteilung der Baseline diese Fehlerquelle erkannt [43]. Angst, Fieber oder Infektionen der Mutter führen jedoch zu einem deutlichen Anstieg der Herzfrequenz und sind mit Werten von 100 zu 130 bpm assoziiert [61]. Durch eine Tachykardie der Mutter ist es demnach möglich, dass sich die mütterlichen Werte im Normbereich der FHF befinden. Die hierbei aufgezeichnete Frequenz kann durch eine visuelle Beurteilung nicht eindeutig dem Feten oder der Mutter zugeordnet werden. In der Literatur werden Fälle beschrieben, in denen eine mütterliche Frequenz über 120 bpm als fetales Signal fehlinterpretiert wurden [1, 37, 39, 58]. Durch das Phänomen der verdoppelten mütterlichen Herzfrequenz wird die Unterscheidung anhand der Baseline zusätzlich erschwert. Zur sicheren Differenzierung zwischen Mutter und Kind stellt die Baseline demzufolge einen wichtigen Parameter dar, bedarf allerdings zum Ausschluss möglicher Fehlerquellen weitere Kriterien.

Akzelerationen der mütterlichen Ableitung sind in Form und Auftreten nahezu identisch mit uniformen Akzelerationen des Feten und treten insbesondere im Zusammenhang mit Uteruskontraktionen auf [32, 42]. Im weiteren Geburtsverlauf nimmt die Länge der Akzelerationen zu und hält für die Dauer einer gesamten Wehe an [53]. Des Weiteren steigt ihre Anzahl proportional zur Stärke der Wehen [33]. In der Literatur werden Kasuistiken genannt, die Akzelerationen mit bis zu 60 bpm über der Baseline registrieren [24, 61]. In der vorliegenden Studie werden im Mittel 4 Akzelerationen in der fetalen und 3 Akzelerationen in der maternalen Ableitung bei einer Aufzeichnungsdauer von 30 Minuten registriert. Diese treten dabei unabhängig von Uteruskontraktionen auf. Aufgrund der Ähnlichkeit in Form und Anzahl der Akzelerationen dient dieser Parameter nicht zur Unterscheidung zwischen Mutter und Kind. Im Gegensatz zu antepartualen CTGs ist das Auftreten von Akzelerationen in subpartualen CTGs insbesondere während der Austreibungsperiode hinweisgebend für das Aufzeichnen des mütterlichen Signals. Durch die zunehmende intrauterine Druckbelastung und der fetalen Kopfkompensation sind in dieser Geburtsphase Dezelerationen zu erwarten. Treten stattdessen Ak-

zelerationen synchron zur Wehentätigkeit auf, ist die Überprüfung des Signalursprungs empfehlenswert.

In Bezug auf den Parameter Dezelerationen finden sich in der Literatur unterschiedliche Ergebnisse. Laut Sherman et al treten in der mütterlichen Ableitung keine Dezelerationen auf [53]. Im Gegensatz dazu zeigt die fetale Herzfrequenz im Rahmen des Geburtsverlaufes durch erhöhten Druck auf die Nabelschnur oder auf den fetalen Kopf häufiger Dezelerationen. Fehlen in diesem Stadium der Geburt diese typischen CTG-Muster sollte der Geburtshelfer aufmerksam werden. Wie in Murrays Kasuistik beschrieben wird, werden statt Dezelerationen uniforme Akzelerationen, die laut Sherman et al typisch für das mütterliche Signal sind, synchron zu den Presswehen aufgezeichnet und retrospektiv der Mutter zugeordnet [42, 53]. Während Sherman et al bei der Mutter keine Dezelerationen ermitteln können, berichten andere Autoren von Dezelerationen während den Uteruskontraktionen aber nicht in den Zeiten dazwischen [58]. Das Aussehen der CTG-Muster kann dabei die Form einer frühen, variablen oder späten fetalen Dezeleration annehmen. Als Voraussetzung werden multifaktorielle Ursachen, wie die kognitive Stimulation, Emotionen oder Muskelkontraktionen diskutiert [42]. Lackritz et al berichten über einen Fall mit einer Aufzeichnung einer Baseline von 120-130 bpm und deutlichen Dezelerationen, dessen kindlicher Ursprung fälschlicherweise nie angezweifelt und durch keine weitere Diagnostik überprüft wurde [34]. Die Aufzeichnung einer Baseline im kindlichen Normbereich zusammen mit Dezelerationen lässt demnach keinen sicheren Rückschluss auf ein fetales Signal zu. Sowohl ein Kurvenverlauf ohne, als auch einer mit Dezelerationen kann mütterlichen Ursprungs sein. Dennoch muss betont werden, dass es sich in diesen Fallberichten im Wesentlichen um subpartale CTGs handelt. In der vorliegenden Studie werden keine Dezelerationen weder bei der Mutter noch bei dem Feten registriert. Allerdings handelt es sich hierbei ausschließlich um antepartuale CTGs ohne Wehentätigkeit.

Bezüglich der Oszillationsbreite, der sogenannten Variabilität der Herzfrequenz, sind ebenfalls keine relevanten Unterschiede feststellbar. Die fetale Herzfrequenz zeigt eine Amplitude von im Median 14 bpm, während bei der maternalen Herzfrequenz ein Wert von 13 bpm ermittelt wird. Sherman et al beschreiben eine höhere

mittlere Variabilität der mütterlichen Herzfrequenz in den ersten beiden Stadien der Geburt, wobei die meisten Werte im Normbereich der fetalen Herzfrequenz von 5-25 bpm liegen. Der Unterschied ist zu gering um den Parameter dem Kind oder der Mutter als charakteristisch zuzuordnen [53].

Die Kurzzeitvariation zeigt hingegen einen relevanten Unterschied zwischen beiden Ableitungen. Während die fetale Ableitung eine STV im Median von 8,87 msec zeigt, ist bei der maternalen Herzfrequenz ein Wert im Median von 18,25 msec feststellbar. Hierzu finden sich in der Literatur bisher keine weiteren Daten.

Zusammenfassend ist unter allen Beurteilungskriterien nur hinsichtlich der Baseline und der Kurzzeitvariation ein sowohl signifikanter als auch relevanter Unterschied zwischen der fetalen und maternalen Herzfrequenz feststellbar. Die optimale Trennung beider Ableitungen ist bei einer Baseline von 113 bpm mit einer Sensitivität von 98,2% und einer Spezifität von 90,4% und einer Kurzzeitvariation von 13,864 msec mit einer Sensitivität von 78,5% und einer Spezifität von 93,8% möglich. In den ermittelten Flächen unter der Kurve von 0,920 (STV) und 0,918 (Baseline) wird deutlich, dass beide Parameter einen hohen diagnostischen Wert besitzen. In den meisten Fällen lässt sich bereits anhand der Baseline das aufgezeichnete CTG der Mutter oder dem Kind korrekt zuordnen. Jedoch ist vor allem in den Fällen mit vermeintlich unauffälliger fetaler Herzfrequenz ein weiteres Kriterium zur Unterscheidung notwendig. Die kombinierte Verwendung von Baseline und STV scheint dies zu ermöglichen. Werden beide Parameter mit den Werten der jeweiligen optimalen Cutpoints kombiniert, so ergibt sich eine Fläche von 0,962. Durch die Verknüpfung beider Kriterien kann demnach eine stärkere diagnostische Aussagekraft als bei alleiniger Betrachtung der STV erzielt werden. Zudem ist eine Erhöhung der Spezifität auf 93,9% und damit, im Vergleich zur Baseline, eine Steigerung um 3,5% möglich. Allerdings führt dies gleichzeitig zu einer Reduzierung der Sensitivität um 6,4% auf 91,8%. Folglich kann zwar die Falschpositiv-Rate gesenkt werden, jedoch nur unter Inkaufnahme einer niedrigeren Richtigpositiv-Rate (PPW Baseline 93,1%, Kombination Baseline und STV 91,9%; NPW Baseline 97,5%, Kombination Baseline und STV 93,7%). Konkret können einerseits Fehlinterpretationen verhindert und damit mehr maternale Signale als maternal richtig

erkannt werden, andererseits werden gleichzeitig mehr Fehlalarme ausgelöst und unauffällige kindliche Signale als pathologisch gewertet.

7.3 Grenzen der Datenanalyse

Die Kardiotokographie unterliegt seit ihrer Einführung in den 60er Jahren großen Wandlungen und Fortschritten. Trotz der stetigen Weiterentwicklung sind einige apparative Einschränkungen zu erwähnen, die zur Limitierung der CTG-Technik führen.

7.3.1 Autokorrelationsmethode

Ein besonderes Augenmerk in Hinsicht auf die Verwechslungsgefahr zwischen kindlicher und mütterlicher Signale in der CTG-Aufzeichnung gilt der Autokorrelationstechnik. Sie ist ein mathematisches Verfahren um Periodizitäten, also gleichartige Komplexe in einer zeitlichen Abfolge aufzudecken und dadurch Rohsignale von zufallsverteilten Störsignalen zu unterscheiden. Dies wird in der Kardiotokographie genutzt, um Ultraschallsignale, die ein Spektrum an periodischen Signalen enthalten, aus Hintergrundgeräuschen herauszufiltern. Die Autokorrelationsfunktion ermittelt Ähnlichkeiten eines eingehenden Signals mit der zeitverzögerten Version ihrer selbst und vergleicht so jeweils eine aktuell aufgezeichnete Herzaktion mit gespeicherten vorangegangenen Herzaktionen [11, 15, 40]. Die Erkennung und Registrierung der Ultraschallsignale stützt sich auf eine gute Signalqualität, die vor allem in den frühen Schwangerschaftswochen durch die hohe Beweglichkeit des Feten eingeschränkt sein kann und damit zu einer Verschlechterung oder Verlust des Quellsignals führt. Infolge der veränderten Lage des Kindes kann der Ultraschallstrahl das fetale Herz nicht mehr als Ziel erfassen, wodurch alternative Quellen wie die mütterliche Herzfrequenz als Signal registriert werden. Durch die Regelmäßigkeit des Mutterpulses, ähnlich der des kindlichen Pulses, wird das Signal gemäß der Autokorrelationsfunktion nicht als störendes Signal erkannt und aufgezeichnet. Das Gerät selbst kann nicht unterscheiden aus welcher Quelle ein periodisches Signal abgegeben wird [15]. Üblicherweise kann die deutlich niedrigere Frequenz der Mutter durch den Geburtshelfer schnell und richtig zugeordnet

werden. Die korrekte Interpretation bereitet jedoch dann Schwierigkeiten, wenn die Herzfrequenzkurve wehensynchron zwischen den beiden Herzfrequenzen wechselt, so dass Dezelerationen vorgetäuscht werden oder wenn eine Tachykardie der Mutter vorliegt [29]. Letzteres kann unter anderem durch Infektionen der Mutter wie einer Chorioamnionitis, einer unzureichend eingestellten Erkrankung mit Auswirkung auf das Herz-Kreislaufsystem oder durch die Einnahme von Medikamenten wie wehenhemmender Tokolytika verursacht sein. Die Verwechslung des kindlichen und mütterlichen Pulses ist nur eine der Gefahren und Probleme, die diese Technik in sich birgt. Die Methode wurde vor einigen Jahrzehnten für die geburtshilfliche Diagnostik entdeckt, um die Qualität der externen CTG-Registrierung mithilfe einer nahezu lückenlosen Aufzeichnung zu verbessern und folglich durch das vermeintlich „saubere“ Bild des Kurvenmaterials eine einfachere Handhabung in der Beurteilung der Muster zu erlangen [29]. Durch die komplexe Signalaufbereitung der Geräte sind sie dadurch nicht mehr in der Lage, den momentanen Wert der FHF bei jedem gemessenen Herzschlag zu berechnen. Einzelne Herzfrequenzveränderungen werden vor allem bei großen Frequenzsprüngen nur gemittelt oder gar nicht angezeigt [40]. Die eigentliche Schlag-zu-Schlag-Frequenz, d.h. die physiologische Variabilität aufeinanderfolgender Herzperioden, kann dadurch nicht exakt erfasst werden. Nicht nur die fehlende Auflösung der fetalen Frequenzänderungen, sondern vor allem das zusätzliche Hinzufügen nicht vorhandener Werte trägt zur unsaubereren Darstellung der tatsächlichen Gegebenheiten bei und kann ein unbegründetes Eingreifen in den Schwangerschaftsverlauf oder unbegründet Sicherheit des Geburtshelfers nach sich ziehen [2, 15, 40]. Zusätzlich werden die FHF-Verläufe bezüglich der spitzen Oszillationsumkehrpunkte verrundet, so dass die Kurven stark geglättet erscheinen [41]. Für eine scheinbar benutzerfreundlichere Darstellung der Herzfrequenzkurve durch ein durchgehendes und geglättetes Signal wird die exakte Wiedergabe der FHF im Sinne einer Schlag-zu-Schlag-Registrierung und damit der Verlust wertvoller Informationen bewusst in Kauf genommen. Aufgrund dieser Gegebenheiten wird die Autokorrelationstechnik von einigen Autoren stark kritisiert [41].

7.3.2 Verdopplung der mütterlichen Frequenz

Zur externen Ableitung der fetalen Herzfrequenz wird mittels Ultrasonokardiographie unter Ausnutzung des Dopplereffektes die Bewegungen des kindlichen Herzens, vor allem der Schluss der AV-Klappen während der Systole, registriert [27]. Dabei entsendet der Ultraschall-Transducer Schallsignale in den Körper, die durch bewegtes Gewebe reflektiert und zurückgesendet werden. Allerdings sind sämtliche sich dem Transducer nähernde oder sich von ihm entfernende Strukturen in der Lage diesen Dopplereffekt zu generieren. Durch das Verrutschen des Transducers oder durch kindliche Bewegungen kann anstelle der fetalen Herzaktivität die Pulsation der mütterlichen abdominalen Arterien als Quellsignal erfasst werden. Ist in diesem Moment die Dauer der Systole und der Diastole nahezu identisch, kann der Ultraschall-Transducer keinen Unterschied mehr zwischen beiden Signalen, die durch Bewegungen der Aortenwand hervorgerufen werden, erkennen. Folglich wird ein Herzschlag nicht als einer erkannt, sondern doppelt gezählt. Das CTG-Gerät zeichnet eine verdoppelte mütterliche Frequenz auf, die sich nun im Normbereich der fetalen Herzfrequenz befinden kann [42]. Aufgrund des ähnlichen Kurvenverlaufs kann dies zu einer fatalen Fehlinterpretation führen. Murray beschreibt einen Fall, in dem die gedoppelte Frequenz der Mutter fälschlicherweise als fetales Signal interpretiert wurde und nach der CTG-Aufzeichnung kein Lebenszeichen des Kindes mehr festgestellt werden konnte [42]. Obwohl in diesem Fallbeispiel das fetale Leben vor der Aufzeichnung nicht bestätigt wurde, zeigt es dennoch deutlich die Gefahr der Problematik. Die mütterliche Herzfrequenz wird als Rückversicherung für das kindliche Wohlergehen fehlgedeutet und führt im schlimmsten Fall zu einer Unterlassung eines notwendigen Eingriffs in die Schwangerschaft. Selbst unter den Geräteherstellern ist dieses Phänomen bekannt. Phillips beispielsweise weist deutlich daraufhin, dass die Überwachungstechnologie ihrer Geräte nicht in der Lage ist, in allen Situationen die FHF von der MHF zu unterscheiden und empfiehlt den Nutzern sich vor der Aufzeichnung zu vergewissern, dass der Fetus lebt. [47].

In dieser Studie konnte in den meisten CTG- Aufzeichnungen eine Doppelung der mütterlichen Frequenz nachgewiesen werden. In einigen Fällen finden sich nur vereinzelt gedoppelte Werte, während andere Aufzeichnungen durch ein perma-

quentes Hin-und-Herspringen der Werte geprägt sind (Abbildung 18). Die Abbildungen 1 und 16 weisen bereits aufgrund der Datenhäufung in höheren Frequenzbereichen auf dieses Phänomen hin. Allerdings kann nicht nachgewiesen werden, ob es sich tatsächlich um Doppelungen der maternalen Frequenz, um eine Tachykardie der Mutter oder um Werte, die durch Störimpulse registriert wurden, handelt. Des Weiteren bleibt es unklar, in wieweit diese Werte maternalen und nicht fetalen Ursprungs waren. Handelt es sich tatsächlich um die mütterliche Frequenz, so ist die Verwechslungsgefahr aufgrund eines scheinbar unauffälligen Kurvenverlaufs sehr groß.

7.3.3 Signalqualität

Die Aufzeichnung der extern abgeleiteten Messwerte ist mit allen Fehlermöglichkeiten behaftet, die im Rahmen einer Ultraschalluntersuchung auftreten können. Dazu zählen neben der unsauberen Platzierung und dem Verrutschen des Schallkopfes die Bewegung der Mutter und des Feten. Hierbei kann unter Umständen ein hoher Signalverlust entstehen [7]. Aufgrund der Nähe des fetalen Herzens und der möglichen Ableitungspunkte der mütterlichen Frequenz ist zudem die vorübergehende Aufzeichnung der Mutter oder das „Hin- und Herspringen“ zwischen beiden Signalen als Störfaktor möglich. Durch die fehlenden Messwerte in der fetalen Ableitung wird ein unterbrochener Kurvenverlauf aufgezeichnet, der die Auswertung des CTGs stark erschwert. Entsprechend der Leitlinie der DGGG gilt ein CTG auch nur dann als auswertbar, wenn die Signalausfallrate unter 15% liegt [10]. Die Schwierigkeit besteht in der richtigen Einschätzung eines durch Lücken und Sprünge durchsetzten CTGs und damit der rechtzeitigen Erkennung einer potentiellen Gefahrensituation. Andererseits beschreiben Neilson et al einige Fallberichte mit nahtlosen Übergängen von fetalen zu maternalen Signalen mit nur geringem oder fehlendem Datenverlust [43]. Demzufolge wird der Geburtshelfer nicht immer vor einer irreführenden Aufzeichnung durch einen lückenhaften Kurvenverlauf gewarnt.

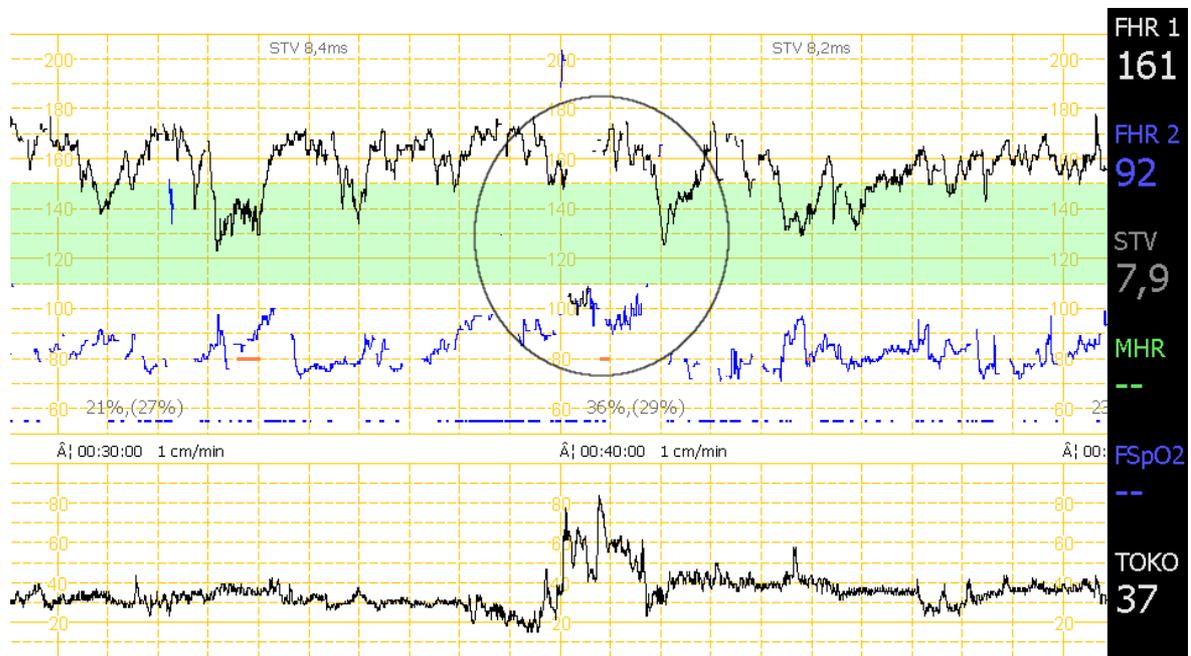
In der vorliegenden Studie konnten deutliche Unterschiede im Signalverlust zwischen Mutter und Kind festgestellt werden. Bereits während der visuellen Auswer-

tung der Aufzeichnung zeigten sich bei der Mutter häufiger und für einen längeren Abschnitt fehlende Signale. Eine mögliche Ursache für den deutlich höheren Signalverlust der maternalen Ableitung kann das Verschwinden des mütterlichen Quellsignals, bedingt durch eine schwierige Ableitung hinter vielen anatomischen Strukturen sowie die veränderten anatomischen Verhältnisse während der Schwangerschaft, sein. In der Regel wird die abdominale Ableitung der mütterlichen Bauchgefäße nicht gewünscht. Daher erscheint die schwierige Aufzeichnung der Mutter für den klinischen Gebrauch sinnvoll und von den Geräteherstellern beabsichtigt. Wird zur Differenzierung der fetalen und maternalen Frequenz eine simultane Aufzeichnung der Mutter gefordert, gibt es bereits in neueren Geräten die Möglichkeit der digitalen Pulsoxymetrie [43]. Im Gegensatz zur bislang angewandten Palpation des Mutterpulses ermöglicht diese Methode die kontinuierliche Ableitung der mütterlichen Signale und vereinfacht durch die Aufzeichnung beider Frequenzkurven auf einem Papierstreifen den direkten Vergleich.

Des Weiteren kommt es durch das Wechseln der Frequenzbereiche, wie bei „Sprüngen“ von einer einfach registrierten zur gedoppelten mütterlichen Herzfrequenz, häufiger zu einer lückenhaften Aufzeichnung. Diese Tatsache wird besonders beim Wechsel zwischen fetalen und maternalen Signalen deutlich. Durch einen „Sprung“ im Kurvenverlauf ist eine eindeutige Zuordnung zur Mutter oder zum Kind nicht immer möglich. Im Folgenden wird dies anhand eines CTG-Beispiels verdeutlicht. Kommt es bei der Aufzeichnung der fetalen Herzfrequenz zu einer kurzfristigen Ableitung des maternalen Signals, ist die Einschätzung ob es sich um eine fetale Dezeleration oder um die maternale Herzfrequenz handelt durch eine rein visuelle Beurteilung erschwert.

Abbildung 21 zeigt einen CTG-Abschnitt mit einer fetalen Baseline von 161 bpm und einer maternalen Baseline von 92 bpm. Nach 40 Minuten Aufzeichnung (siehe Kreis) kommt es im fetalen Kurvenverlauf zu einem Sprung in mütterliche Frequenzbereiche. Aufgrund der diskontinuierlichen Registrierung ist eine eindeutige Interpretation nicht möglich. Die lückenlose Aufzeichnung der fetalen Herzfrequenz ist abhängig von der Platzierung des Transducers und der Lage des ungeborenen Kindes.

Abb. 21: CTG-Extrakt: Fetale Dezeleration oder maternale Herzfrequenz



7.4 Ausblick

Obwohl das antepartuale CTG im Rahmen der vorgeburtlichen Überwachung nach wie vor seinen Stellenwert hat, ist es nicht unumstritten. Ein großer Kritikpunkt betrifft die Interpretation von CTG-Befunden. Um eine standardisierte Interpretationsgrundlage zu schaffen, wurden zahlreiche Parameter und Scores ermittelt, die eine Einschätzung der fetalen Gefährdung erleichtern. Neben dem Einsatz von einheitlichen Auswertungskriterien ist, um weitere Fehlerquellen zu minimieren, eine ausreichende Schulung des Personals unumgänglich [50]. Die Anwendung der Überwachungsmethode sollte unter der Beachtung von Einflussgrößen und dem gezielten Einsatz additiver diagnostischer Mittel in einer sinnvollen Sequenz erfolgen. Die Verlängerung der Registrierdauer und der Gebrauch von vibroakustischen Stimulationen zum Ausschluss fetaler Ruhephasen, die Einbeziehung der Kindsbewegungen (Kineto-Kardiotokographie) und vor allem die Verwendung der Dopplersonographie helfen, die Rate der falsch pathologischen Muster zu reduzieren [50]. Dennoch ist die heutige Technologie nicht in der Lage, die

fetale Herzfrequenz vom mütterlichen Signal konsequent zu unterscheiden. Während eine Herzfrequenzkurve im maternalen Frequenzbereich schneller die Aufmerksamkeit der Geburtshelfer erregt, ist vor allem die Erkennung eines der fetalen Herzfrequenzkurve ähnelnden Mutterpulses sehr schwierig. Im Rahmen der Geburt sind laut einiger Autoren das Auftreten von wiederholten Akzelerationen synchron zu den Wehen, das Fehlen von Dezelerationen und eine plötzliche Veränderung der Struktur des Kurvenverlaufs hinweisend auf eine Aufzeichnung der mütterlichen Herzfrequenz und sollten Anlass dafür geben, den Ursprung des Signals zu überprüfen [42, 43, 53]. Dagegen finden sich in der Literatur kaum Anhaltspunkte, die auf eine Verwechslung zwischen Kind und Mutter während der Schwangerschaft ohne Wehentätigkeit hinweisen. Darum ist man bis heute bestrebt, die bisher vorhandenen apparativen Möglichkeiten und Überwachungssysteme so zu verbessern, dass sie diesen Ansprüchen gerecht werden und damit den Informationsgewinn optimieren.

Um das Risiko einer Verwechslung zu senken, gibt es die Möglichkeit den Puls der Mutter palpatorisch oder durch eine digitale Pulsoxymetrie zu messen [43, 55]. Durch den direkten Vergleich der beiden Frequenzen lässt sich in den meisten Fällen die aufgezeichnete CTG-Kurve richtig zuordnen. Allerdings ist durch den erhöhten Zeitaufwand die Palpation nur stichprobenartig einsetzbar und die Aufzeichnung mittels Pulsoxymeter durch bestimmte Faktoren beeinflussbar. Dadurch bleiben diese Methoden in ihrer Zuverlässigkeit begrenzt. Eine genauere Methode stellt die Aufzeichnung des mütterlichen Elektrokardiogramms (ECG) dar, dessen Elektroden laut Neilson et al idealerweise direkt auf dem Ultraschall-Transducer befestigt wird und somit eine simultane Aufzeichnung zulässt. Bisher ist diese Art der kombinierten Aufzeichnung nicht überall verfügbar [43].

Die Entwicklung der letzten Jahre in Richtung einer computergestützten CTG-Kurvenauswertung, die eine objektivere Situationsbewertung unabhängig von der persönlichen Auswertungsfähigkeit erlaubt, ist ein weiterer möglicher Schritt in die richtige Richtung [30, 56]. Ein computergestütztes System macht es möglich, aufgezeichnete Werte mit festgelegten Grenzwerten zu vergleichen und zeitnah auszuwerten. Durch die objektivere elektronische Quantifizierung von FHF-Mustern ist eine Reduktion der hohen Inter- und Intraobservervariabilität der visuellen Inter-

pretation möglich [8]. Grundlage der Entwicklung der computergestützten Analyseysteme war zu Beginn die Einführung elektronischer Dokumentationssysteme zur elektronischen Archivierung in großen Datenbanken, anhand derer bestimmte Algorithmen entwickelt werden konnten. Diese Datenbanken können stetig aktualisiert und erweitert werden und ermöglichen die Entwicklung neuer Algorithmen. Des Weiteren ist die Kombination mit anderen elektronisch registrierbaren Daten und die quantitative Auswertung visuell nicht sichtbarer Parameter wie der Kurzzeitvariabilität möglich.

Um die potentielle Verwechslungsgefahr zwischen Mutter und Kind zu reduzieren und damit die diagnostische Aussagekraft eines CTGs erheblich zu steigern, erscheint ein computergestütztes Analyseprogramm notwendig. Es wird ein Alarmalgorithmus für CTG Onlinesysteme angestrebt, der eine objektive Differenzierung von kindlichen und mütterlichen Signalen ermöglicht. Durch die Verwendung einer Alarmfunktion werden potentielle Gefahrensituationen aufgezeigt und die Geburtshelfer zur Überprüfung des Signalursprungs aufgefordert. Um dies zu erreichen, erscheint die kombinierte Verwendung von Baseline und STV sinnvoll. Dennoch sollte die Reduktion der Sensitivität und die damit verbundene Fehlalarmrate nicht außer Acht gelassen werden. Um einen Alarmalgorithmus zur Differenzierung der FHF und der MHR zu entwickeln, sollten die in dieser Studie ermittelten Werte in weiteren Studien validiert, in Abhängigkeit vom Gestationsalter untersucht und mit subpartalen CTGs verglichen werden.

8 Zusammenfassung

Die niedrige Spezifität der Kardiotokographie stellt ein bedeutendes Problem der fetalen Überwachungsmethode dar und wird in zahlreichen Studien umfassend diskutiert. Neben Einflussgrößen wie kreislaufwirksamen Medikamenten, infekti-
onsbedingten Temperaturerhöhungen und fetalen Verhaltenszuständen können apparative Ursachen oder die Interpretation durch ein unzureichend geschultes Personal zu einer falschen Beurteilung des CTGs führen. Besonders die Ableitung der maternalen Herzfrequenz, deren Kurvenverlauf in manchen Situationen von dem einer fetalen Herzfrequenz visuell kaum zu unterscheiden ist, kann hypoxie-
verdächtige Muster vortäuschen und trägt zur hohen Rate der falsch pathologi-
schen Befunde bei.

Um die Verwechslungsgefahr zwischen Kind und Mutter zu minimieren, prüft diese Studie, ob signifikante Unterschiede zwischen fetalen und maternalen Signalen in der CTG Aufzeichnung vorhanden sind und welche dieser Parameter zur Verbes-
serung der Spezifität bei bekannt hoher Sensitivität der Methode verwendet wer-
den können. Das Kollektiv besteht aus 53 schwangeren Patientinnen zwischen 37+0 und 42+0 SSW, die im Zeitraum vom Mai 2008 bis März 2009 in der Frauen-
klinik des Klinikums rechts der Isar im Rahmen einer Schwangerschaftsvorsorge-
untersuchung ein CTG erhielten. Für die Dauer von mindestens 30 Minuten wur-
den simultan zur Ableitung der FHF die mütterlichen Signale über einen zusätzli-
chen externen Ultraschall-Transducer registriert, über das im Kreißaal installierte
Analyseprogramm „Trium CTG Online“ aufgezeichnet und hinsichtlich der FIGO
Kriterien Baseline, Akzeleration, Dezeleration, Oszillationsbreite sowie des Para-
meters der Kurzzeitvariation (STV) analysiert.

Signifikante Unterschiede können hinsichtlich der Baseline und der Kurzzeitvaria-
tion festgestellt werden, während die restlichen Kriterien keine relevante Unter-
scheidung zwischen Kind und Mutter zulassen. Die optimale Trennung beider Ab-
leitungen ist bei einer Baseline von 113 bpm mit einer Sensitivität von 98,2% und
einer Spezifität von 90,4% und einer Kurzzeitvariation von 13,864 msec mit einer
Sensitivität von 78,5% und einer Spezifität von 93,8% möglich. Kombiniert man

beide Parameter mit den Werten der jeweiligen optimalen Cutpoints, so ergeben sich eine Sensitivität von 91,8% und eine Spezifität von 93,9%. Durch die Kombination beider Parameter ist im Vergleich zur alleinigen Betrachtung der Baseline oder der Kurzzeitvariation eine Erhöhung der Spezifität um 3,5% möglich, allerdings nur unter Inkaufnahme einer Reduzierung der Sensitivität um 6,4%.

Um eine konsequente Differenzierung von kindlichen und mütterlichen Signalen zu ermöglichen, wird die Entwicklung eines Algorithmus angestrebt, der durch die Verwendung in computergestützten Analyseprogrammen eine wichtige Entscheidungshilfe darstellt. Mithilfe einer Alarmfunktion kann auf potentielle Gefahrensituationen hingewiesen und zur Überprüfung des Signalursprungs aufgefordert werden. Um dies zu erreichen und die Rate der falsch pathologischen Befunde somit zu reduzieren, erscheint die kombinierte Auswertung von Baseline und STV zwar sinnvoll, dennoch sollte die Reduzierung der Sensitivität und die damit verbundene erhöhte Fehlalarmrate nicht unterschätzt und außer Acht gelassen werden. Um einen geeigneten Algorithmus zu entwickeln, sollten zunächst die hier ermittelten Werte unabhängig validiert sowie mit CTGs in Abhängigkeit von Gestationsalter und Geburtsstadium verglichen werden. Wie die Entwicklung der letzten Jahre zeigt, werden computergestützten Analyseverfahren zur objektiveren Situationsbewertung immer mehr gefordert und derzeit auch durch die aktuellen Richtlinien der Deutschen Gesellschaft für Gynäkologie und Geburtshilfe e.V. empfohlen. Deshalb scheint die Erweiterung der Programme durch neue Beurteilungsvarianten sehr wichtig und sinnvoll.

9 Literaturverzeichnis

1. Achiron R, Zakut H. Misinterpretation of fetal heart rate monitoring in case of intrauterine death. *Clin Exp Obstet Gynecol.* 11(4) (1984) 126-9
2. Amato JC. Fetal heart rate monitoring. *Am J Obstet Gynecol.* 147(8) (1983) 967-9
3. Bernardes J, Costa-Pereira A, Ayres-de-Campos D, van Geijn HP, Pereira-Leite L. Evaluation of interobserver agreement of cardiotocograms. *Int J Gynaecol Obstet.* 57(1) (1997) 33-7
4. Bhuinneain M, McKenna P, O'Herlihy C, Sugrue D. The domain analysis of maternal heart rate variability in normal pregnancy - A longitudinal study. *Am J Obstet Gynecol.* 182(1) (2000) 200
5. Brown VA, Sawers RS, Parsons RJ, Duncan SL, Cooke ID. The value of antenatal cardiotocography in the management of high-risk pregnancy: a randomized controlled trial. *Br J Obstet Gynaecol.* 89(9) (1982) 716-22
6. Cibils LA. On intrapartum fetal monitoring. *Am J Obstet Gynecol.* 174(4) (1996) 1382-9
7. Dawes GS, Houghton CR, Redman CW. Baseline in human fetal heart-rate records. *Br J Obstet Gynaecol.* 89(4) (1982) 270-5
8. Dawes GS, Lobb M, Moulden M, Redman CW, Wheeler T. Antenatal cardiotocogram quality and interpretation using computers. *Br J Obstet Gynaecol.* 99(10) (1992) 791-7

9. Dawes GS, Moulden M, Redman CW. Improvements in computerized fetal heart rate analysis antepartum. *J Perinat Med.* 24(1) (1996) 25-36
10. DGGG. Anwendung des CTG während Schwangerschaft und Geburt. Leitlinienverzeichnis AWMF 015/036 (S1). *Frauenarzt.* 45 (2004) 576-607
11. Divon MY, Torres FP, Yeh SY, Paul RH. Autocorrelation techniques in fetal monitoring. *Am J Obstet Gynecol.* 151(1) (1985) 2-6
12. Farmakides G, Weiner Z. Computerized analysis of the fetal heart rate. *Clin Obstet Gynecol.* 38(1) (1995) 112-20
13. Flynn AM, Kelly J, Mansfield H, Needham P, O'Connor M, Viegas O. A randomized controlled trial of non-stress antepartum cardiotocography. *Br J Obstet Gynaecol.* 89(6) (1982) 427-33
14. Frohnmayer F, Pildner von Steinburg S, Daumer M, Scholz M, Schneider KTM. Fall-Kontroll-Studie zur Validität computergestützten Monitorings der fetalen Herzfrequenz. *Arch Gynecol Obstet.* 270(1) Sup (2004) 119
15. Fukushima T, Flores CA, Hon EH, Davidson EC, Jr. Limitations of autocorrelation in fetal heart rate monitoring. *Am J Obstet Gynecol.* 153(6) (1985) 685-92
16. Gnirs J. Wertigkeit der antepartualen CTGs. *Speculum.* 19 (2001) 6-12
17. Gnirs J, Schneider K. Diagnostik der fetalen Bewegungsaktivität, fetaler Stimulationstest und der Komplexitätsanalyse des fetalen EKGs als Ergänzung der intrapartalen CTG-Überwachung. *Gynäkologe.* 29 (1996) 28-44
18. Goeschen K. Derzeitiger Stand der intrapartalen Überwachung des Kindes. *Gynäkologe.* 30 (1997) 525-33

19. Goeschen K. Kardiotokographie-Praxis. Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York, 2003
20. Goeschen K, Gruner T, Saling E. Stellenwert des Hammacher-Scores und der Fetalblutanalyse bei der subpartualen Überwachung des Kindes. *Z Geburtshilfe Perinatol.* 188(1) (1984) 12-20
21. Goodlin RC. History of fetal monitoring. *Am J Obstet Gynecol.* 133(3) (1979) 323-52
22. Gültekin-Zootzmann B. The history of monitoring the human fetus. *J Perinat Med.* 3 (1975) 135-144
23. Haverkamp AD, Orleans M, Langendoerfer S, McFee J, Murphy J, Thompson HE. A controlled trial of the differential effects of intrapartum fetal monitoring. *Am J Obstet Gynecol.* 134(4) (1979) 399-412
24. Herbert WN, Stuart NN, Butler LS. Electronic fetal heart rate monitoring with intrauterine fetal demise. *J Obstet Gynecol Neonatal Nurs.* 16(4) (1987) 249-52
25. Herman A, Ron-El R, Arieli S, Schreyer P, Caspi E. Maternal ECG recorded by internal monitoring closely mimicking fetal heart rate in a recent fetal death. *Int J Gynaecol Obstet.* 33(3) (1990) 269-71
26. Holzgreve W, Geipel A, Ludwig M, Schneider KTM, Schultze-Mosgau A. Normale Schwangerschaft und Geburt. In: "Gynäkologie und Geburtshilfe", Diedrich K, Holzgreve W, Jonat W, Schultze-Mosgau A, Schneider KTM, Weiss J (Hrsg.), Springer Verlag, Heidelberg, 2007, 402
27. Hutson JM, Petrie RH. Possible limitations of fetal monitoring. *Clin Obstet Gynecol.* 29(1) (1986) 104-113

28. Jenkins HM. Thirty years of electronic intrapartum fetal heart rate monitoring: discussion paper. *J R Soc Med.* 82(4) (1989) 210-4
29. Junge HD. Verbesserung der antepartalen kardiokographischen Diagnostik durch Signalverarbeitung mit der Autokorrelationsmethode. *Geburtsh Frauenheilk.* 43(7) (1983) 426-30
30. Keith RD, Beckley S, Garibaldi JM, Westgate JA, Ifeachor EC, Greene KR. A multicentre comparative study of 17 experts and an intelligent computer system for managing labour using the cardiotocogram. *Br J Obstet Gynaecol.* 102(9) (1995) 688-700
31. Kidd LC, Patel NB, Smith R. Non-stress antenatal cardiotocography--a prospective randomized clinical trial. *Br J Obstet Gynaecol.* 92(11) (1985) 1156-9
32. Klapholz H, Schifrin BS, Myrick R. Role of maternal artifact in fetal heart rate pattern interpretation. *Obstet Gynecol.* 44(3) (1974) 373-8
33. Koh KS, Monfared AM, Masdrakis GB, Allen JW, Koyal SN, Jilek J, Hon EH, Lau F. R--pulse wave timing: a technique for continuous cardiovascular monitoring in obstetrics--preliminary report. *Am J Obstet Gynecol.* 135(3) (1979) 352-9
34. Lackritz R, Schiff I, Gibson M, Safon L. Decelerations on fetal electrocardiography with fetal demise. *Obstet Gynecol.* 51(3) (1978) 367-8
35. Lotgering FK, Wallenburg HC, Schouten HJ. Interobserver and intraobserver variation in the assessment of antepartum cardiotocograms. *Am J Obstet Gynecol.* 144(6) (1982) 701-5

-
36. Lumley J, Lester A, Anderson I, Renou P, Wood C. A randomized trial of weekly cardiotocography in high-risk obstetric patients. *Br J Obstet Gynaecol.* 90(11) (1983) 1018-26
 37. Maeder HP, Lippert TH. Misinterpretation of heart rate recordings in fetal death. *Europ J Obstet Gynecol.* 6 (1972) 167-70
 38. Mahomed K, Nyoni R, Mulambo T, Kasule J, Jacobus E. Randomised controlled trial of intrapartum fetal heart rate monitoring. *Br Med J.* 308(6927) (1994) 497-500
 39. McWhinney NA, Knowles S, Green HL, Gordon H. Transmission of the maternal electrocardiograph via a fetal scalp electrode in the presence of intrauterine death. Case report. *Br J Obstet Gynaecol.* 91(10) (1984) 1046-8
 40. Morgenstern J, Abels T, Hollbrügge P, Somville T, Weis G, Wolf P. CTG-Geräte Test '93. (1994) 1-167
 41. Morgenstern J, Abels T, Somville T, Weis G, Wolf P. Genauigkeit der fetalen Herzfrequenzregistrierung. *Gynäkologe.* 27(3) (1994) 123-9
 42. Murray ML. Maternal or fetal heart rate? Avoiding intrapartum misidentification. *J Obstet Gynecol Neonatal Nurs.* 33(1) (2004) 93-104
 43. Neilson DR, Jr., Freeman RK, Mangan S. Signal ambiguity resulting in unexpected outcome with external fetal heart rate monitoring. *Am J Obstet Gynecol.* 198(6) (2008) 717-24
 44. Nelson K, JM D, Ting T, Grether J. Uncertain value of electronic fetal monitoring in predicting cerebral palsy. *N Eng J Med.* 334 (1996) 613-18

45. Pattison N, McCowan L. Cardiotocography for antepartum fetal assessment (Review). The Cochrane Library. 1 (2009) 1-20
46. Philips. Important device safety alert. (2009) www.healthcare.philips.com
47. Phillips. Addendum. (2009) 1-17
48. Rooth G. FIGO-News: Guidelines for the use of fetal monitoring. *Int J Gynecol Obstet.* 25 (1987) 159-67
49. Schiermeier S, Hatzmann H, Reinhard J. Die Wertigkeit der computergestützten CTG-Analyse in den letzten 70 Minuten vor der Entbindung. *Z Geburtsh Neonatol.* 212 (2008) 1-5
50. Schneider K. CTG-Quo vadis? *Geburtsh Frauenheilk.* 64 (2004) 1021-3
51. Schneider KTM, Gnirs J. Antepartale Überwachung. In: "Die Geburtshilfe", Schneider H, Husslein P, Schneider KTM (Hrsg.), Springer Verlag, Berlin, 2010, 1297
52. Schneiderman CI, Waxman B, Goodman CJ, Jr. Maternal-fetal electrocardiogram conduction with intrapartum fetal death. *Am J Obstet Gynecol.* 113(8) (1972) 1130-3
53. Sherman DJ, Frenkel E, Kurzweil Y, Padua A, Arieli S, Bahar M. Characteristics of maternal heart rate patterns during labor and delivery. *Obstet Gynecol.* 99(4) (2002) 542-7
54. Spencer JA, Badawi N, Burton P, Keogh J, Pemberton P, Stanley F. The intrapartum CTG prior to neonatal encephalopathy at term: a case-control study. *Br J Obstet Gynaecol.* 104(1) (1997) 25-8
55. Swayze SC. Electronic fetal monitoring. Are you monitoring mother or fetus? *Nursing.* 28(1) (1998) 20

-
56. Taylor GM, Mires GJ, Abel EW, Tsantis S, Farrell T, Chien PF, Liu Y. The development and validation of an algorithm for real-time computerised fetal heart rate monitoring in labour. *Br J Obstet Gynaecol.* 107(9) (2000) 1130-7
 57. Thacker SB, Stroup D, Chang M. WITHDRAWN: Continuous electronic heart rate monitoring for fetal assessment during labor. *Cochrane Database Syst Rev.* (3) (2007)
 58. Timor-Tritsch I, Gergely Z, Abramovici H, Brandes JM. Misleading information from fetal monitoring in a case of intrapartum fetal death. *Obstet Gynecol.* 43(5) (1974) 713-7
 59. Vintzileos AM, Nochimson DJ, Guzman ER, Knuppel RA, Lake M, Schifrin BS. Intrapartum electronic fetal heart rate monitoring versus intermittent auscultation: a meta-analysis. *Obstet Gynecol.* 85(1) (1995) 149-55
 60. Westergaard HB, Langhoff-Roos J, Lingman G, Marsal K, Kreiner S. A critical appraisal of the use of umbilical artery Doppler ultrasound in high-risk pregnancies: use of meta-analyses in evidence-based obstetrics. *Ultrasound Obstet Gynecol.* 17(6) (2001) 466-76
 61. Yamashiro V, Scales P, Ng H. Fetal heart rate monitoring casebook: heart rate monitoring in a case of antepartum stillbirth. *J Perinatol.* 8(3) (1988) 276-81

10 Anhang

Statistische Maßzahlen

	Krank (K+)	Gesund (K-)
Test positiv (T+)	a	b
Test negativ (T-)	c	d

Sensitivität Anteil der als richtig positiv gemessenen Testergebnisse unter den Kranken (Gesamtheit der in Wirklichkeit positiven Testergebnisse)

$$\text{Sensitivität} = \frac{a}{a+c}$$

Spezifität Anteil der als richtig negativ gemessenen Testergebnisse unter den Gesunden (Gesamtheit der in Wirklichkeit negativen Testergebnisse)

$$\text{Spezifität} = \frac{d}{b+d}$$

PPW (positiv prädiktiver Wert) Verhältnis zwischen der Anzahl richtig positiver Testergebnisse und der Gesamtzahl positiver Testergebnisse (richtig positive + falsch positive)

$$\text{PPW} = \frac{a}{a+b}$$

NPW (negativ prädiktiver Wert) Verhältnis zwischen der Anzahl richtig negativer Testergebnisse und der Gesamtzahl negativer Testergebnisse (richtig negative + falsch negative)

$$\text{NPW} = \frac{d}{c+d}$$

Patientenaufklärung

Informationsblatt und Einwilligungserklärung für die Teilnehmerinnen

Unterschiede von kindlichen und mütterlichen Herztönen in der CTG-Aufzeichnung

Sehr geehrte Teilnehmerin,

heute findet im Rahmen einer Kontrolluntersuchung für Sie und Ihr Baby eine CTG-Aufzeichnung statt. Wir möchten Sie bitten, dabei an einer klinischen Untersuchung teilzunehmen, die dazu dient, die Unterscheidung von kindlichen und mütterlichen Herztönen bei CTG-Aufzeichnungen zu verbessern.

Ihre Einwilligung bedeutet, dass Sie mit der Teilnahme an dieser Studie einverstanden sind. Bitte nehmen Sie sich die Zeit, die folgenden Informationen sorgfältig zu lesen.

Worum geht es in dieser klinischen Untersuchung?

Bei der Aufzeichnung von kindlichen Herztönen durch ein CTG kann es geschehen, dass nicht die Herztöne des Kindes, sondern die der Mutter erfasst werden. Meistens wird das durch die Hebamme oder den Arzt sofort bemerkt, da die Herztöne des Kindes wesentlich schneller (120 – 160 Schläge pro Minute) als die der Mutter sind (60 – 100 Schläge pro Minute). Doch gelegentlich ist die Herzfrequenz des Kindes langsam oder die der Mutter schnell, so dass die Unterscheidung schwierig ist.

In unserer Untersuchung wollen wir weitere Kriterien außer der Herzfrequenz überprüfen, die eine Unterscheidung von kindlichen und mütterlichen Herztönen ermöglichen könnten, und damit vielleicht die Überwachung der Kinder erleichtern.

Wie sieht die Studienteilnahme konkret aus?

Wenn Sie an der Studie teilnehmen, wird bei einer CTG-Aufzeichnung in unserer Klinik zusätzlich zur Aufzeichnung der Herztöne Ihres Kindes, eine Aufzeichnung **Ihrer** Herztöne über dasselbe CTG-Gerät erfolgen. Diese Untersuchung dauert wie gewohnt 30 min und bedeutet für Sie keinen weiteren Zeitaufwand. Beide Aufzeichnungen werden später durch ein Computer-System hinsichtlich verschiedener Kriterien analysiert.

Ein Einfluss auf die weitere Betreuung oder Konsequenzen für die Behandlung ergeben sich aus der zusätzlichen Aufzeichnung Ihrer Herztöne nicht.

Welche Vorteile ergeben sich aus der Teilnahme an der klinischen Prüfung?

Ihre Schwangerschaft wird nach den besten derzeit üblichen Untersuchungsmethoden überwacht, die durch Experten festgelegt wurden. Zusätzlich werden nun die Herztonaufzeichnungen Ihres Kindes, sowie Ihre eigenen elektronisch ausgewertet. Dies kann und soll allerdings nicht ersetzen, dass Sie sich bei Fragen oder Unsicherheit an Arzt oder Hebamme wenden.

Welche Risiken ergeben sich aus der Untersuchung?

Durch die CTG-Schreibung selbst gibt es keine unerwünschten Begleiteffekte. Die Betreuung in der Klinik ist durch die Studienteilnahme nicht verändert.

Falls Sie sich entschließen sollten, aus Gründen, die Sie uns **nicht** mitteilen müssen, von der Teilnahme an dieser Untersuchung zurückzutreten, werden Ihnen keine Nachteile in der weiteren Betreuung in unserer Klinik entstehen.

Gab es eine ethische Überprüfung dieser Studie?

Das Studienprotokoll wurde von einer unabhängigen Ethikkommission (Ethikkommission der Technischen Universität München) geprüft und im Rahmen der berufsrechtlichen Beratung wurden keine Einwände erhoben.

Wie wird der Datenschutz, die Vertraulichkeit bei der Überprüfung der Originaldokumente gewährleistet?

Ihr schriftlich dokumentiertes Einverständnis erlaubt es uns, dass Ihre persönlichen Daten registriert werden. Nur die Prüfer, sowie autorisierte Personen in- und ausländischer Gesundheitsbehörden haben im Rahmen der entsprechenden gesetzlichen Vorschriften Zugang zu den vertraulichen Daten, in denen Sie namentlich genannt werden. Diese Personen unterliegen der Schweigepflicht und sind zur Beachtung des Datenschutzes verpflichtet. Die Weitergabe der Daten im In- und Ausland erfolgt ausschließlich zu statistischen und wissenschaftlichen Zwecken und Sie werden ausnahmslos darin nicht namentlich genannt. Auch in etwaigen Veröffentlichungen der Daten dieser klinischen Prüfung werden Sie nicht namentlich genannt. Selbstverständlich können Sie jederzeit ohne Nennung von Gründen Ihr schriftliches Einverständnis zurückziehen.

Haben Sie noch Fragen?

Sie haben das Recht, sich jederzeit über diese Studie zu informieren. Falls Sie irgendwelche Fragen zu dieser Studie haben, so wenden Sie sich bitte an Ihren Prüfarzt:

Dr. Stephanie Pildner von Steinburg
Tel.: 089 - 4140 - 5417

Ist die Teilnahme an dieser Studie freiwillig

Die Teilnahme an dieser Studie ist freiwillig und Sie dürfen jederzeit ohne Begründung die Teilnahme beenden. Dies wird Ihnen keinerlei Nachteile bringen. Ihr Prüfarzt kann Sie jederzeit aus der Studie nehmen. Er wird Ihnen dazu die Gründe mitteilen.

Rahmenbedingungen

Die Studie wird gemäß den Grundsätzen der Deklaration von Helsinki des Weltärztebundes sowie den Vorschriften des deutschen Arzneimittelgesetzes und der Leitlinie zur Guten Klinischen Praxis durchgeführt. Diese Dokumente können jeweils bei Ihrem Prüfarzt eingesehen werden.

Fragebogen**Fragebogen für Teilnehmerinnen****Unterschiede von kindlichen und mütterlichen Herztönen
in der CTG-Aufzeichnung**

Falls Sie an der Untersuchung teilnehmen wollen, beantworten Sie bitte folgende Fragen:

Angaben zu Ihrer Person:

Name: _____ Aktuelle Schwangerschaftswoche: _____

Vorname: _____ Errechneter Entbindungstermin: _____

Geburtsdatum: _____

Treffen folgende Aussagen auf Sie zu? Bitte ankreuzen:

Ja Nein Gab es Komplikationen während dieser Schwangerschaft
wenn ja, welche: _____

Ja Nein Rauchen Sie?
wenn ja, wie viele Zigaretten am Tag: _____ seit wann: _____

Ja Nein Nehmen Sie Medikamente ein?
wenn ja, welche: _____

Ja Nein Haben Sie eine Schilddrüsenerkrankung?
wenn ja, welche: _____
wie wird diese therapiert: _____

Ja Nein Haben Sie einen erhöhten Blutdruck?
wenn ja, ist dieser während der Schwangerschaft aufgetreten: _____
wie wird dieser therapiert: _____

Ja Nein Haben Sie Probleme mit erhöhtem Blutzucker?
wenn ja, seit wann: _____
wie wird dieser therapiert: _____

Ja Nein Ist bei Ihrem Kind eine Herzerkrankung bekannt?
wenn ja, welche: _____

Einverständniserklärung

Unterschiede von kindlichen und mütterlichen Herztönen
in der CTG-Aufzeichnung

Schriftliche Einwilligung und datenschutzrechtliche Erklärung

Ich,(Name der Patientin – in Druckbuchstaben)

wurde von(Name der/-s aufklärenden Ärztin/Arztes
- in Druckbuchstaben)

über Wesen, Bedeutung und Tragweite der Studie eingehend aufgeklärt.

Ich wurde darüber informiert und bin damit einverstanden, dass meine erhobenen Daten aufgezeichnet werden. Es ist mir bewusst, dass der Zugang zu meinen persönlichen Daten nur Personen gestattet ist, die der Schweigepflicht und der Begutachtung des Datenschutzes verpflichtet sind. Die Weitergabe der Daten im In- und Ausland erfolgt ausschließlich zu statistischen und wissenschaftlichen Zwecken.

Ich wurde darauf hingewiesen, dass ich meine Einwilligung jederzeit ohne Angabe von Gründen widerrufen kann, ohne dass mir dadurch Nachteile für meine weitere medizinische Versorgung entstehen.

Hiermit erkläre ich mich freiwillig bereit, an der Studie teilzunehmen.

München, den

München, den.....

.....
Unterschrift d. Patientin

.....
Unterschrift der/-s aufklärenden Ärztin/Arztes

Danksagung

Ich danke meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. med. KTM Schneider für die Überlassung des interessanten Themas und die konstruktive und schnelle Prüfung der Doktorarbeit.

Mein besonderer Dank gilt Frau Dr. med. S. Pildner von Steinburg für ihre pausenlose Ansprechbarkeit, die intensive Betreuung und die wertvolle Überarbeitung der Doktorarbeit.

Bedanken möchte ich mich darüber hinaus bei Herrn M. Daumer und R. Strobl für die engagierte Betreuung des statistischen Teils der Arbeit und ihre ständige Hilfsbereitschaft.

Auch bei allen Ärzten, Hebammen und Schwestern der Geburtshilfe möchte ich mich ganz herzlich für die stets freundliche Unterstützung bei der Organisation der notwendigen Räume und Geräte bedanken.

Vor allem aber möchte ich meiner Familie und meinem Freund danken, die mir während der Promotion eine große Stütze waren und diese Arbeit überhaupt erst ermöglicht haben.