

Aus der Frauenklinik und Poliklinik
der Technischen Universität München
Klinikum rechts der Isar

Vibroakustische fetale Stimulation
Ermittlung der optimalen Stimulationsfrequenz

Kirstin Butt

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. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation:

1. apl. Prof. Dr. J. L. Gnirs (schriftliche Beurteilung)
1. Priv.-Doz. Dr. B. Kuschel (mündliche Beurteilung)
2. Univ.-Prof. Dr. K.-Th. M. Schneider

Die Dissertation wurde am 11.06.2007 bei der Technischen Universität München
eingereicht durch die Fakultät für Medizin am 26.09.2007 angenommen.

Inhaltsverzeichnis:

I. Einleitung	1
1. Historischer Überblick	1
2. Unterschiedliche Methoden der antepartalen Überwachung, ein Überblick	2
2.1. Möglichkeiten der Registrierung der fetalen Herzfrequenz, der Kindsbewegungen und uterine Kontraktionen.....	2
2.1.1. Auskultation der fetalen Herztöne, maternale Registrierung und externe Palpation kindlicher Bewegungen.	2
2.1.2. Externe Kardiotokographie und Kinetokardiotokographie	3
2.1.3. Ultraschalldiagnostik und Dopplersonographie	5
2.2. CTG basierte Untersuchungen.....	6
2.2.1. Non-Stress-Test (NST).....	6
2.2.2. Körperliche Belastungstests.....	7
2.2.3. Steh-Stress-Test (SST)	8
2.2.4. Oxytocin-Belastungstest (OBT).....	8
2.2.5. Fetale Stimulationstests	9
3. Embryologie und Entwicklungsphysiologie.....	9
3.1. Entwicklung des Gehör- und Gleichgewichtorgans und Bedeutung für die Untersuchung.....	9
3.2. Entwicklung des Hautorgans und Bedeutung für die Untersuchung	12
4. Zielsetzung.....	13
II. Material und Methodik	15
1. Patientinnen-Kollektiv.....	15
2. Untersuchungsbedingungen.....	15
3. Stimulationsablauf mit einem Elektrolarynx.....	16
4. Die K-CTG-Untersuchung und ihre Auswertung.....	17
5. Dokumentation	21
6. Statistische Auswertung	26
III. Ergebnisse	27
1. Deskriptive statistische Auswertung des Patientinnenkollektivs	27
2. Schwangerschaftsverlauf	29
3. Geburtsverlauf und Entbindung.....	30
4. Untersuchungsergebnisse.....	33
4.1. Monitorzeiten und Ausfallzeiten	33
4.2. Untersuchungsvariablen	34
4.2.1. FHF-Baseline	34
4.2.2. Bewegung	37
4.2.3. „Baseline“ und Bewegung	42
4.2.4. FHF-Akzeleration	44

4.2.5. Akzeleration und Bewegung	51
4.2.6. FHF-Dezeleration	51
4.2.7. fetale Verhaltenszustände	53
4.2.8. Fetales Herzfrequenzmuster.....	58
4.2.9. FHF-Fluktuation	61
4.2.10. Nulldurchgänge.....	64
4.2.11. Überblick.....	66
IV. Diskussion	71
1. Problematik der CTG-basierten Untersuchungsverfahren und Einsatz von vibroakustischen Stimulationstests	71
2. Fetale Reaktionen nach vibroakustischer Stimulation	72
3. Mögliche Einflußfaktoren auf die fetale Reaktion bei vibroakustischer Stimulation	78
3.1. Einfluss unterschiedlicher Testfrequenzstufen auf die fetale Reaktion.	80
3.2. Reaktionsentwicklung während der Untersuchung.....	82
4. Ausblick	82
V. Zusammenfassung:	84
VI. Literaturverzeichnis	86
1. Buchbeiträge.....	86
2. Zeitschriftenartikel.....	87
VII. Anhang.....	97
1. Abbildungsverzeichnis	97
2. Tabellenverzeichnis	98
VIII. Danksagung	99

Abkürzungsverzeichnis:

Abb.	Abbildung
AIS	Amnioninfektionssyndrom
Akz.	Akzeleration der fetalen Herzfrequenz
Apgar	„Apgar-Schema“ f. Atmung, Puls, Grundtonus, Aussehen, Reflexe
BEL	Beckenendlage
bpm	„beats per minute“ (Schläge pro Minute)
CTG	Kardiotokogramm bzw. Kardiotokographiegerät
Dez.	Dezeleration der fetalen Herzfrequenz
FHF	Fetale Herzfrequenz
FIGO	Fédération Internationale de Gynécologie et d`Obstétrique
Flukt.	Fluktuationen
FM	„Fetal Movements“ (Fetale Körperbewegungen)
FBA	Fetale Blutanalyse
FW	Fruchtwasser
g	Gramm
Hz	Hertz
i. M.	im Mittel
IUGR	„Intrauterine growth retardation“ (Intrauterine Wachstumsretardierung)
KCTG	Kinetokardiotokogramm bzw. Kinetokardiotokographiegerät
Max	Maximum
Min	Minimum
min	Minute
NST	Non-Stress-Test
OBT	Oxytocin-Belastungstest
PG	Prostaglandin
SA	Standardabweichung
SE	Standardfehler
s	Sekunde
SIH	Schwangerschaftsinduzierte Hypertonie
sog.	so genannte
Spm	Schläge pro Minute
SST	Steh-Streß-Test
SSTg	Schwangerschaftstage

SSW	Schwangerschaftswoche
Tab.	Tabelle
US	Ultraschall
VAS	Vibroakustische Stimulation
z.B.	zum Beispiel

I. Einleitung

1. Historischer Überblick

Bereits im Jahre 1818 fanden sich die ersten Berichte über das Vorhandensein intrauteriner kindlicher Herztöne von dem Genfer Chirurgen H. Mayor (71, S.323). Le Jumeau de Kerkaradek erkannte 1822 die Wichtigkeit der fetalen Herztöne für die Beurteilung der intakten Schwangerschaft. 1957 beschrieben Hon und Hess die Ableitung des fetalen elektrischen Herzpotentials mittels EKG-Elektroden über die Bauchdecke der Mutter (10, S.290). Die Grundlage der heutigen Kardiotokographie verdanken wir zum Teil Prof. K. Hammacher, der schon früh die Probleme der nicht kontinuierlichen Kontrolle der fetalen Herztöne durch ein Stethoskop erkannte. 1962 gelang ihm durch die Methode des Zeitvergleiches zwischen den aufeinander folgenden Herztönen die Aufzeichnung der fetalen Herzfrequenz mit Hilfe der Phonokardiographie (76, S.1542). Durch die Einführung der externen Ultraschall-dopplerregistrierung konnte die neue Methode vor und während der Geburt angewandt werden (10, S.603). Parallel zu diesen Entwicklungen berichteten Sonntag und Wallace über erste Versuche mit vibroakustischer Stimulation und Änderungen der fetalen Herzfrequenz. Walker und Grimwade beschrieben Reaktionen der Feten, durch eine steigende Anzahl von Akzelerationen, sowie eine Verlängerung in deren Dauer und eine Zunahme ihrer Stärke, nach externer Anwendung von Tönen und Vibration (145, S.800). Diesen Untersuchungen folgten weitere zum Teil mit externen Stimulationsgeräten wie einem Elektrolarynx. Es konnte gezeigt werden, dass der Einsatz von externen vibroakustischen Stimulationstests zu einer Reduktion falsch positiver CTG-Befunde um 16-64 % führen kann. Ein weiterer Vorteil dieser Methode ist es, dass die Untersuchungszeit verkürzt und die Häufigkeit nicht reaktiver fetaler Herzfrequenzregistrierungen gesenkt werden kann (10, S.636). Die einzelnen Studien über vibroakustische Stimulationstests lassen sich leider schwer vergleichen, da sie sich hinsichtlich der Dauer der Stimulation, sowie deren Stärke und Frequenz unterscheiden. Vielleicht sind es jedoch diese Punkte die zu unterschiedlichen Reaktionen der Feten führen können. Hinzu kommen noch weitere Faktoren, die einen Einfluss auf die Reaktion des Fetus auf einen externen Stimulus haben könnten, wie z. B. das Gestationsalter, die Amnionflüssigkeitsmenge, oder eine Adipositas der

Mutter (144, S.71-72). „Insgesamt ist die Einbindung fetaler Stimulationstests eine Interpretationshilfe, durch die vor allem die Spezifität der CTG-Untersuchung gesteigert werden kann“ (10, S.636). Einige Untersuchungen bezüglich der Wirkung externer Stimulationen erbrachten eine „Zunahme unsynchronisierter Aktivitätszustände“ (10, S.636), nicht nur aus diesem Grund bedürfen solche Untersuchungen einer genauen Indikationsstellung. Sie sollten vorerst in medizinischen Zentren durchgeführt werden.

Bezüglich der antepartalen Überwachung des Kindes gibt es unterschiedliche Methoden, auf die hier kurz näher eingegangen werden soll.

2. Unterschiedliche Methoden der antepartalen Überwachung, ein Überblick

2.1. Möglichkeiten der Registrierung der fetalen Herzfrequenz, der Kindsbewegungen und uterine Kontraktionen

2.1.1. Auskultation der fetalen Herztöne, maternale Registrierung und externe Palpation kindlicher Bewegungen.

Die geschichtliche Entwicklung der Auskultation der Herztöne wurde bereits oben in kurzen Zügen besprochen. Klinisch besitzt diese Methode nicht mehr den Stellenwert wie früher, denn sie erfordert viel Personal (eine Hebamme pro „Patientin“) und ist damit sehr kostenintensiv. Ein weiterer Nachteil dieses Verfahrens liegt darin, dass eine kontinuierliche Überwachung des Fetus nicht möglich ist. Dennoch war es diese Art der Untersuchung, die bis Mitte der 60er Jahre mittels eines Pinard Holzstethoskops am häufigsten angewandt wurde (10, S.290). In den USA wird diese Untersuchungsart bis heute verwendet und als gleichwertig angesehen (ACOG 1995). Die Beurteilung der fetalen Herztöne ist jedoch sehr von der Erfahrung des Untersuchers abhängig. Eine besondere Schwierigkeit liegt darin, die unterschiedlichen Geräusche zu differenzieren (10, S.624).

Die Überwachung fetaler Herztöne dient der Beurteilung des kindlichen Wohlbefindens. Ein weiteres wichtiges Merkmal ist die fetale Bewegungsaktivität. Früher konnte diese nur durch die Mutter – erste Aufzeichnungen finden sich hierzu in der Bibel Genesis 25 Vers 22a – beurteilt werden (161, S.597). Die Überwachung der Bewegungen durch die Mutter wurde

auch früher als nützliche Methode herangezogen (96, S.431). Eine Mutter beschrieb die deutlich wahrgenommene Kindsbewegung nach Applikation eines vibroakustischen Reizes während der Untersuchung mit den Worten: „*They hit me like a bomb*“ (166, S.535). Dennoch wird diese Art der Beurteilung besonders im Vergleich zu einer sonographischen Registrierung als unzureichend beurteilt. Die Wahrnehmung von Bewegungen des Kindes durch die Mutter wird durch mehrere Faktoren beeinflusst. Als Beispiel hierfür ist die Länge der Bewegung, die Körperhaltung der Mutter, der Sozialstatus und das psychosoziale Umfeld zu nennen (10, S.299). Außerdem sind mittels Ultraschall Diagnostik erste Bewegungen des Kindes bereits nach der 6.-7. SSW nachweisbar (67, S.136).

Eine Registrierung fetaler Bewegungen ist auch durch eine externe Palpation möglich, diese wurden bereits im vorigen Jahrhundert durch „Handauflegung“ auf den Bauch Schwangerer beschrieben (106, S.622-624). Doch auch diese Art der Untersuchung ist relativ unsicher.

2.1.2. Externe Kardiotokographie und Kinetokardiotokographie

Die Kardiotokographie ist bezogen auf die Häufigkeit ihrer Anwendung eine der wichtigsten Untersuchungsmethoden in der Perinatalogie, die sowohl antepartal als auch intrapartal zum Einsatz kommt. Diese Art der Untersuchung geht auf K. Hammacher zurück, der so die kontinuierliche, elektronische Herztonüberwachung und die zeitgleiche Aufzeichnung von Uteruskontraktionen ermöglichte (3, S.V-VI). Als physikalisches Prinzip wird bei dieser Untersuchung der Dopplereffekt genutzt (3, S.51). Heute wird die Kardiotokographie als kostengünstiges nichtinvasives Untersuchungsverfahren regelmäßig eingesetzt. Dabei besteht das Ziel in der Erkennung fetaler Gefahrezustände (10, S.603). Diese Untersuchungsmethode kommt etwa ab der 24. SSW zur routinemäßigen Anwendung. Ab diesem Stadium ist mit Hilfe der heutigen Perinatalmedizin der Fetus bereits lebensfähig. Zur Wehenregistrierung kann dieses Verfahren auch früher herangezogen werden (3, S.51). Die Untersuchung sollte in halbsitzender Stellung, in Linkshalbseitenlage oder in der linken Seitenlage erfolgen, um ein Vena-cava-Syndrom zu vermeiden (3, S.50). Zur Beurteilung der CTG-Kurven werden Beurteilungsschemata, wie zum Beispiel der Fischer-Score herangezogen, dessen Beurteilungskriterien sich an das Apgar-Schema anlehnen (3, S.160f.).

Bei den ausgewählten folgenden Befunden wird das CTG als suspekt oder pathologisch bewertet (3, S.64ff.):

- Silente Kurven – Fehlen von Akzelerationen, eine eingeschränkte Oszillationsamplitude, fehlende Herzfrequenzvariabilität (weniger als 5 Nulldurchgänge in einer Minute)
- Bradykardie – Herzfrequenz unter 120 Schlägen pro Minute, länger als 3 Minuten dauernd
- Tachykardie – Herzfrequenz über 160 Schläge pro Minute, länger als 10 Minuten anhaltend
- Auftreten variabler und später Dezelerationen – kurzfristiges Absinken der Herzfrequenz um mindestens 10-15 bpm

Obwohl dieses Verfahren sehr häufig antepartal wie auch intrapartal zur Überwachung eingesetzt wird, gibt es dennoch einige Probleme, die CTG-Analyse betreffend. Der Nutzen dieser Methode wurde in Fachkreisen kontrovers diskutiert (10, S.285ff., 35, 1128ff., 36 S.35ff., 107 S.477ff., 57 S.21ff.). Die Rate an falsch positiven Befunden ist sehr hoch. Das heißt, dass das CTG als suspekt oder pathologisch angesehen wird, obwohl es dem Kind gut geht (70, S.197). Auch ist das antenatale CTG erst ein später Indikator einer fetalen Gefährdung. Die diagnostische Aussagekraft wird durch eine hohe Inter- und Intra-Observer-Variabilität eingeschränkt (66, S.252, 253). Dies sind alle Gründe, warum nach Verfahren gesucht wurde, die CTG-Analyse zu optimieren. Eine Methode, mit der dies erreicht werden sollte, ist die Computeranalyse. Hierdurch kann die Inter- und Intra-Observer-Varianz deutlich herabgesetzt werden (10 S.293, 23 S.22ff., 38 S.181ff., 90 S.688ff.).

Ein weiteres Verfahren stellt das Kinetokardiotokogramm dar. Hierbei ist es möglich, zeitsynchron zur fetalen Herzfrequenz und der Wehentätigkeit, „fetale Bewegungscluster“ (Kombinationen aus Körper und Extremitätenbewegungen) aufzuzeichnen (139, S.437). Durch diese Art der Untersuchung ist es gelungen, die Rate falsch positiver CTG-Muster um ca. die Hälfte zu senken. Anhand einer Verkürzung der Dauer der Bewegungen ist es möglich, fetale Gefährdungen im Mittel 12 Tage vor einer akuten Dekompensation des Fetus zu registrieren. Auch

kann durch einen geübten Untersucher in 80 % der Registrierungen, eine eindeutige Einteilung fetaler Verhaltenszustände, alleine basierend auf der fetalen Herzfrequenz und dem zugehörigen Bewegungsmuster vorgenommen werden (10, S.300).

Als invasives Vorgehen wäre noch die fetale Blutanalyse zu nennen. Hierbei erfolgt eine Blutentnahme aus der Kopfhaut oder dem Steiß des Kindes während der Geburt. Dieses Verfahren wurde 1962 von Saling eingeführt (3, S.V, 250ff.). Dabei wird der momentane fetale Blut-pH-Wert ermittelt und nach Saling beurteilt. Eine fetale Azidose besteht dann, wenn ein pH-Wert unter 7,20 registriert wird (10, S.627). Die Kombination aus Kardiotokographie und fetaler Blutanalyse ermöglicht es, die Sectio-Frequenz zu reduzieren, wenn nötig eine vaginaloperative Entbindung durchzuführen oder sogar noch eine normale vaginale Entbindung anzustreben. Die Rate unnötiger Interventionen kann somit deutlich gesenkt werden (3, S.253, 153, S.262).

2.1.3. Ultraschalldiagnostik und Dopplersonographie

Die Ultraschalldiagnostik zählt zu den nicht-invasiven Untersuchungsverfahren. Um ein Ultraschallbild erzeugen zu können, werden Kristalle durch elektrische Impulse zu mechanischen Schwingungen angeregt. Verwendet werden Frequenzen von 2,0 bis ca. 15,0 MHz, die vom menschlichen Ohr nicht wahrgenommen werden können. In einem Schallkopf befinden sich mehrere solcher Kristalle. Von dort breiten sich die Schallwellen durch das Gewebe aus, werden an Grenzflächen je nach Schallwiderstand gebeugt, reflektiert, gestreut oder durchgelassen. Als „Echo“ werden die Schallwellen zum Schallkopf reflektiert. Durch Verformung der Kristalle, die jetzt als Empfänger funktionieren, kommt es zur Umwandlung in elektrische Impulse, wobei aus diesen Impulsen das Bild errechnet wird (piezoelektrischer Effekt) (4, S.6).

In Deutschland ist die Ultraschalldiagnostik als Screening-Untersuchung Bestandteil der Mutterschaftsvorsorge. Drei sonographische Untersuchungen sollten gemäß der „Mutterschafts-Richtlinien“ durchgeführt werden:

- 1. Untersuchung → zwischen der 9. und 12. SSW
- 2. Untersuchung → zwischen der 19. und 22. SSW
- 3. Untersuchung → zwischen der 29. und 32. SSW.

Dabei ist darauf zu achten, das Gestationsalter so genau wie möglich zu bestimmen, die somatische Entwicklung des Feten zu überwachen und auffällige fetale Merkmale, sowie Fehlbildungen festzustellen. Auch dienen diese Untersuchungen der Überwachung der Fruchtwassermenge, dem Erkennen von Mehrlingsschwangerschaften und der Bestimmung der Plazentalokalisation (<http://www.g-ba.de>, „Mutterschafts-Richtlinien“, 2003).

Die Dopplersonographie ist ebenso ein nicht-invasives Untersuchungsverfahren. Sie dient zur Abschätzung einer chronischen intrauterinen Hypoxie und ist als Untersuchung bei Patientinnen mit einer Risikoschwangerschaft (z.B. schwangerschaftsinduzierter Hypertonus) und anamnestischen Risiken (z.B. intrauteriner Fruchttod) indiziert (10, S.310). Aus Sicherheitsgründen und wg. physiologischer Veränderungen im ersten Trimenon sind Messungen am Fetus erst ab der 20. SSW sinnvoll (10, S.308). Als physikalische Grundlage dient das Dopplerprinzip. Formuliert wurde es 1842 von Chr. Doppler. Es besagt, dass die Frequenz und die Wellenlänge einer Welle sich ändern, wenn der Beobachter und der Wellenerreger sich relativ zueinander bewegen (5, S.240). Medizinisch angewandt sagt es aus, dass die vom Ultraschallkopf ausgesandte Frequenz durch Reflexion am fließenden Blut (Erythrozyten, Leukozyten) verändert wird, die Frequenzverschiebung korreliert dabei mit der Blutflussgeschwindigkeit. Es kommt zur Aufzeichnung von Strömungsprofilen verschiedener Blutgefäße und Ermittlung bestimmter Indizes (11, S.16, S.150ff.).

2.2. CTG basierte Untersuchungen

Es gibt eine Reihe von diagnostischen Tests, deren Grundlage die Kardiotokographie darstellt.

2.2.1. Non-Stress-Test (NST)

Als Methode der ersten Wahl zur fetalen Zustandsbeurteilung ist der Non-Stress-Test zu nennen. Die Vorteile dieser Methode liegen in ihrer Nichtinvasivität, sie ist leicht durchzuführen und kostengünstig (10, S.296). Die Aufzeichnung des fetalen Herzfrequenzmusters erfolgt mittels eines CTG-Gerätes in linker Halbseitenlage der Mutter. Da von einer Mutter nur ca. 38 % aller Kindsbewegungen als solche erkannt werden (3, S.133), Schmidt und Mitarb.1982), empfiehlt es sich zur objektiven Darstellung der Kindsbewegungen ein K-CTG-Gerät zu verwenden. Der Untersuchungszeitraum

sollte 20 Minuten betragen. In dieser Zeit sollten mindestens zwei Akzelerationen (Dauer länger als 15s, Amplitude ≥ 15 bpm) im Zusammenhang mit Kindsbewegungen aufgezeichnet werden. Ist dies der Fall, so ist die Untersuchung als unauffällig bzw. reaktiv zu werten. Werden keine Akzelerationen festgestellt, sollte der Test um mindestens weitere 20 Minuten verlängert werden, um eine fetale Schlafperiode ausschließen zu können. Ist es in dieser Zeit nicht möglich, Akzelerationen aufzuzeichnen, so gilt der Test als pathologisch. Nach den ersten 20 Minuten kann aber auch ein äußerer Weckreiz verabreicht werden z.B. mittels eines Elektrolarynx. Kommt es dann zu Akzelerationen, so ist der Test ebenfalls als unauffällig zu werten. Die Akzelerationshäufigkeit nimmt im Laufe der Schwangerschaft zu. Dies gilt als Zeichen zunehmender Reife des autonomen Nervensystems (10, S.295ff.,3,S.132ff.). Insgesamt eignet sich der NST-Test besser dazu gesunde Kinder zu erkennen, als kranke. Die Spezifität des Testes liegt bei über 90 % (111, S.444). Leider ist die Rate falsch positiver Befunde mit bis zu 90 % ebenfalls sehr hoch. Durch Anwendung vibroakustischer Stimulationen lässt sich die Rate falsch positiver Testergebnisse jedoch senken (31, S.229). Das Gleiche gilt bei Ausdehnung der Testzeit (10, S.313).

2.2.2. Körperliche Belastungstests

Die ersten Tests dieser Art schilderten Hon und Wohlgemuth 1961 durch ihren Exercisetest und 1971 Stempera durch seinen Steptest. Bei diesen Untersuchungen wurde durch eine genau definierte Kreislaufbelastung (hier in Form von Treppensteigen) eine kurzzeitige Minderdurchblutung des Uterus hervorgerufen. Dabei galt als Beweis für eine Verminderung der plazentaren Leistungsfähigkeit am Ende der Untersuchung eine fetale Dezeleration oder eine Bradykardie. Ein weiteres Beispiel für ein solches Testverfahren ist der von Saling 1979 beschriebene Kniebeugebelastungstest (3, S.138). Ein Problem dieser Untersuchungen ist die ungenügende Aufzeichnung der fetalen Herzfrequenz, da sich die Schwangeren während der Untersuchung in Bewegung befinden. Das bedeutet, dass die Registrierung der fetalen Herzfrequenz eigentlich erst nach der Belastung möglich ist (10, S.295). Desweiteren wäre bei untrainierten oder hypotonen Schwangeren noch eine Verfälschung des Tests durch orthostatische Dysregulation zu nennen (3, S.140). Bislang existieren keine Studienergebnisse über den Nutzen dieser Methoden.

2.2.3. Steh-Stress-Test (SST)

Hier wird zuerst im Liegen in linker Seitenlage bei der Schwangeren eine CTG-Untersuchung durchgeführt. Im Anschluss steht die Schwangere auf und stellt sich für ca. 10 Minuten in Ruhe hin. Als eine Voraussetzung für diesen Test ist zu nennen, dass über 60 % der Schwangeren im letzten Schwangerschaftsabschnitt eine Steigerung der Kontraktionsfrequenz im Stehen zeigen, als Ursache wird der Druck des Uterus auf das mütterliche Gefäßsystem beschrieben (10, S.295). Die Beurteilung des Tests erfolgt, wenn keine Wehe oder weniger als drei Wehen zu registrieren sind wie bei dem bereits weiter oben erwähnten NST. Beachtet werden muss jedoch, dass die Registrierzeit bei dem SST im Vergleich zum NST nur die Hälfte beträgt. Ereignen sich drei oder mehr uterine Kontraktionen, wird nach den gleichen Kriterien wie bei dem Oxytocin-Belastungstest beurteilt .

2.2.4. Oxytocin-Belastungstest (OBT)

Im Unterschied zu den bisher erwähnten Untersuchungsmethoden sollte dieser Test nur unter Klinikbedingungen durchgeführt werden. Nur hier besteht die Möglichkeit, bei einer Verschlechterung des fetalen Zustands sofort eingreifen zu können. Auch ist es möglich, im Anschluss an diesen Test durch Ausbildung von regelmäßigen Kontraktionen eine Geburt auszulösen. Diese Untersuchung wurde 1967 von Hammacher beschrieben. Diese Untersuchung sollte bei Querlage des Kindes, sowie einer Plazenta praevia, als auch bei einer drohenden Frühgeburt nicht angewandt werden (3, S.144). Im Gegensatz zu den bisher erwähnten Testverfahren ist zur Durchführung dieser Untersuchung die Gabe eines Medikamentes nötig. Hierzu wird eine standardisierte Infusion mit Oxytocin verabreicht. Der Test wird ebenfalls in Linksseitenlage der Schwangeren durchgeführt. Ebenso ist eine kontinuierliche Aufzeichnung der fetalen Herzfrequenz wie auch eine Tokographie nötig. Die Dokumentation sollte etwa 15 Minuten in Ruhe erfolgen, dann wird mit einer anfänglichen Oxytocindosierung von 0,5 mIE / min begonnen, diese wird alle 10 Minuten gesteigert, bis ein gewisser Grenzwert erreicht ist. Treten in einem Zeitraum von zehn Minuten drei Kontraktionen auf, ist die nötige Belastungsgrenze erreicht. Durchschnittlich ist eine Testzeit von 90 Minuten dazu erforderlich. Die Problematik besteht in der Entstehung von Dauerkontraktionen oder Polysystolien. Der Test fällt negativ aus, wenn während der Untersuchung keine

SpätdeCELERationen zu registrieren sind. Er ist pathologisch, wenn mehr als zwei Kontraktionen mit SpätdeCELERationen aufzuzeichnen sind (10, S.293ff.). Im Vergleich ist die Angabe zur Sensitivität des SST dem NST gleichwertig gegenüberzustellen. In Bezug auf den OBT ist der SST in dieser Hinsicht sogar besser. Anders verhält es sich bei der Spezifität. Hier ist der SST dem OBT wohl gleich zu stellen und dem NST überlegen (10, S.295).

2.2.5. Fetale Stimulationstests

Es ist möglich, den Schlaf-Wach-Rhythmus des Feten durch externe Stimulationsversuche zu verändern.

Durch diese Stimulationen soll der Fetus aus einer Tiefschlafperiode geweckt werden, und so einen anderen Verhaltenszustand aufweisen. Bei der CTG-Analyse ist es nämlich nicht möglich zu unterscheiden, ob die eingeeengte nicht reaktive Herzfrequenzkurve durch eine Tiefschlafperiode zu erklären, oder zum Beispiel auf eine Hypoxie des Feten zurückzuführen ist. Angewandt werden unterschiedliche äußere Stimulationsreize, wie mechanische, rein akustische, vibroakustische und optische Reize (z.B. durch Licht) (10, S.297). In einer Studie konnte gezeigt werden, dass durch eine vibroakustische Stimulation die Häufigkeit falsch positiver Ergebnisse des Non-Stress-Tests gesenkt werden konnte. Auch war es möglich auf Grund der verabreichten Stimulation und der Reaktion der Feten die Testzeit der Untersuchung zu verkürzen (31, S.229, S.231). Zur Erzeugung eines solchen vibroakustischen Reizes dienen zum Beispiel Elektrolarynxgeräte, die sonst eigentlich ihren Einsatz als elektroakustische Sprechhilfe nach einer Laryngektomie finden.

3. Embryologie und Entwicklungsphysiologie

3.1. Entwicklung des Gehör- und Gleichgewichtorgans und Bedeutung für die Untersuchung

Das Ohr entwickelt sich beim Embryo aus drei unterschiedlichen Anteilen:

- Dem äußeren Ohr. Hier erfolgt die Schallaufnahme. Die Entwicklung erfolgt aus der 1. Schlundfurche und den umgebenden Ohrmuschelhöckern.
- Dem Mittelohr, der Verbindungsstelle zwischen äußerem Ohr und Innenohr, wichtig für die Schalleitung. Es entsteht aus der ersten Schlundtasche.

- Dem Innenohr. Hier erfolgt die Umwandlung von Schallwellen in Nervenimpulse und die Wahrnehmung von Gleichgewichtsveränderungen. Es stammt vom ektodermalen Ohrbläschen ab.

Die Entwicklung des Ohres beginnt beim Embryo mit etwa 22 Tagen als Verdickung des Oberflächenektoderms beidseits des Rautenhirns (Ohrplakode). Durch Einstülpung der Ohrplakode bildet sich die Ohrgrube, deren Ränder sich weiter einander annähern, so dass ein Bläschen gebildet wird (Otozyst oder Ohrbläschen). Hieraus wird die Anlage des häutigen Labyrinths. Aus dem Labyrinthbläschen wächst ein Recessus aus, dieser wird durch Verlängerung zum Ductus und Saccus endolymphaticus (~dreißigster Tag).

Es erfolgt die Gliederung des Labyrinthbläschens in zwei Teile, einem dorsalen oder utriculären Teil und einem ventralen oder sacculären Anteil. Aus dem dorsalen Anteil entsteht der Utriculus, der Ductus semicircularis und der Ductus endolymphaticus (~fünfzigster Tag). Am Ende eines jeden Bogenganges bilden sich ampullenförmige Auftreibungen (Ampulla) in deren Wand sich die Rezeptoren für das Gleichgewichtsorgan differenzieren. Im Utriculus und im Sakkulus entsteht je eine Sinnesendstelle für statische Funktionen (Macula utriculi und Macula sacculi). Die Cochlea entsteht aus der Pars inferior des Ohrbläschens durch Auswachsen eines Schlauches (Ductus cochlearis), der sich anschließend aufrollt. Aus Zellen in der Wand des Schneckenganges stammt das Corti-Organ ab. Weiter erfolgen synaptische Verbindungen mit den peripheren Ganglienzellen des 8. Hirnnerven. Im Ganglion spirale behalten die Zellen zeitlebens ihre embryonale bipolare Form.

Die knorpelige Ohrkapsel bildet sich aus dem um das Ohrbläschen liegenden Mesenchym. Durch Vergrößerung des häutigen Labyrinths kommt es zu einer Vakuolisierung angrenzender Knorpelzellen. In dem „frei werdenden Raum“ bildet sich Perilymphe. Im Bereich der Schnecke gliedert sich der Perilymphspalt in zwei Kanäle, die Scala tympani und die Scala vestibuli.

Später kommt es zu einer Verknöcherung der knorpeligen Labyrinthkapsel. Mit etwa der 20. SSW ist die „endgültige Form des Ohres“ erreicht (8, S.478,7, S.356ff.).

Die Paukenhöhle leitet sich vom Entoderm ab. Sie entsteht zum größten Teil aus der ersten Schlundtasche. Diese stellt eine Ausstülpung des Schlunddarmes beim etwa 3 Wochen alten Embryo dar. Der distale Teil der Tasche wird zur

primitiven Paukenhöhle. Der proximale Teil bleibt eng und bildet die Tuba auditiva (eine Verbindung zwischen Paukenhöhle und Epipharynx).

Am Ende der 7. SSW bilden sich im Mesenchym über der primitiven Paukenhöhle Verdichtungen. Hieraus werden knorpelige Vorläufer der Gehörknöchelchen (Hammer, Amboss und Steigbügel). Zusammenfassend treten die Gehörknöchelchen schon in der ersten Hälfte des fetalen Lebens auf. Bis etwa zum 8. Monat bleiben sie jedoch im Mesenchym, das sich später auflöst, eingebettet. Der Malleus stammt aus dem ersten Schlundbogen. Sein zugehöriger Muskel (M. tensor tympani) wird vom Nervus mandibularis innerviert. Dementsprechend wird der M. Stapedius, der am Steigbügel befestigt ist, vom Nerven des 2. Schlundbogens dem N. facialis versorgt.

Kurz vor der Geburt kommt es zur Ausdehnung der Paukenhöhle nach dorsal und dadurch zur Bildung des Antrum mastoideum.

Aus den dorsalen Anteilen der ersten Schlundfurche entwickelt sich der äußere Gehörgang. Etwa ab dem 3. Monat kommt es zur Proliferation der Epithelzellen am Boden des Gehörganges. Es bildet sich die Gehörgangsplatte. Diese löst sich im ca. 7. Monat auf und beteiligt sich an der endgültigen Bildung des Trommelfells. Aus Mesenchymverdichtungen an der dorsalen Spitze des ersten und zweiten Schlundbogens entsteht die Ohrmuschel (7, S.356ff., 8, S.203ff., 476ff.).

Das fetale Gehör ist nach der 24. SSW ausdifferenziert, so dass ab diesem Zeitpunkt von einer Wahrnehmung akustischer Reize ausgegangen werden kann (39, S.357, 67, S.142). Wie bereits oben erwähnt, nimmt die Entwicklung des Innenohres basal ihren Anfang und endet apikal (39, S.355f.). Dies ist der Grund, warum sich die Wahrnehmung des Feten von höheren zu niedrigeren Frequenzen entwickelt. Die größte Empfindlichkeit des Feten liegt zwischen 2000 und 5000 Hertz. Dennoch zeigen neugeborene Kinder bei niederfrequenten Tönen (ähnlich der menschlichen Sprache) stärkere Reaktionen. Erste fetale Reaktionen auf akustische Reize werden bereits nach der 25. SSW in der Literatur beschrieben (67, S.142).

Schallmessungen, die intracavitär im schwangeren Uterus bei transabdomineller Schallanwendung durchgeführt wurden, erbrachten beträchtliche Absorptionswerte für Frequenzen über 1000 Hz. Aus diesem Grund muss davon ausgegangen werden, dass Feten durch niedrigere Schallfrequenzen (< 500 Hz)

und eine hohe Schallintensität (110-120 dB) am besten stimuliert werden können.

Sowohl bei rein akustischen als auch bei vibroakustischen Stimulationstests muss der Geräuschpegel, der unter physiologischen Bedingungen im Uterus herrscht, mit berücksichtigt werden. Er entsteht durch den mütterlichen Herzschlag, Strömungsgeräusche in den Blutgefäßen, die Verdauung, starke Atmung und Nahrungsaufnahme (24, S.1174). Dieser Geräuschpegel wird in der Literatur zwischen 28 und 85 dB und mit einem Frequenzspektrum von 25 bis 500 Hz angegeben. Durch ihn kann es zu einer Maskierung höherfrequenter rein akustischer Schallsignale, auf Grund ihrer starken Abschwächung durch die mütterliche Bauchdecke kommen. Eine fetale Reizantwort würde so stark beeinflusst oder sogar unmöglich gemacht werden (67, S.142).

Ein Punkt der noch erwähnt werden sollte, ist das Fehlen von Luft im fetalen Mittelohr. Das bedeutet, dass die fetale Cochlea über Knochenleitung oder Flüssigkeit stimuliert werden muss (39, S.358), was hier zu einer starken Dämpfung der Schallwahrnehmung führt.

3.2. Entwicklung des Hautorgans und Bedeutung für die Untersuchung

Die Haut entwickelt sich aus zwei verschiedenen Keimblättern. Die Epidermis bildet sich aus dem Oberflächenektoderm, die Dermis und Subcutis leiten sich vom Mesoderm ab.

Die Oberfläche des Embryos besteht am Anfang aus einer einschichtigen Ektodermschicht. Ungefähr mit Beginn des zweiten Monats bildet sich an der Oberfläche eine zweite Schicht des Epithels, das Periderm. Es kommt zu einer Verhornung und Abschilferung der oberflächlichen Zellen und einem kontinuierlichen Ersatz. Diese Zellen sind es, die einen wesentlichen Anteil an der Vernix caseosa bilden. In etwa der 11. Embryonalwoche entsteht eine Zwischenschicht (Stratum spinosum). Bei der Geburt sind bereits alle Schichten der Epidermis, wie beim Erwachsenen, ausgebildet. Es kommt zu einer fortlaufenden Abstoßung der oberflächlichen Peridermzellen bis etwa zur 21. Woche. Danach verschwindet diese Schicht nach und nach.

Bereits in der frühen Fetalperiode wandern Zellen aus der Neuralleiste in die Haut. Diese differenzieren sich zu Melanoblasten. Dann entwickeln sie sich

weiter zu Melanozyten und sind nach der Geburt für die Pigmentierung der Haut verantwortlich.

Etwa ab der 11. Woche beginnen die Mesenchymzellen mit der Bildung von kollagenen und elastischen Fasern. Aus epidermalen Knospen, die in das Mesenchym eindringen, entwickeln sich Haaranlagen. Ungefähr zur gleichen Zeit kommt es zur Entwicklung der Talg- und Schweißdrüsen.

Rezeptoren für Druck und Vibration beginnen sich ca. in der 11. SSW zu entwickeln. Die Ausbildung der Pacinischen Korpuskeln beginnt an den Fingern des Feten. Um den 6. Schwangerschaftsmonat sind diese ganz ausgereift. Ungefähr in der 13. SSW kommt es zur Entwicklung der druckempfindlichen Merkelschen Korpuskel an den Lippen des Fetus. Mit dem Ende des 4. Schwangerschaftsmonats ist die Reifung abgeschlossen. Auch Rezeptoren für Druck und Berührungen (Meissnersche Tastkörperchen) lassen sich ca. nach der 24. SSW feststellen (62, S.1381, 67, S.142). Die Entwicklung aller Nervenendigungen am Finger ist ca. zwischen dem 5. bis 7. Schwangerschaftsmonat abgeschlossen. Anschließend kommt es zu keiner zahlenmäßigen Zunahme der Nervenendigungen mehr. Nur das Verteilungsvolumen wird noch größer (7, S.377ff., 8, S.486ff., 33, S.202-206, 39, S.352ff.).

Vom Feten können pressorische und vibratorische Stimuli früher als akustische Reize wahrgenommen werden. Die gesamte Körperoberfläche des Feten ist schon nach der 14. SSW sensibel innerviert (138, S.295). In der Literatur werden bereits am Ende der 7. SSW erste Reizantworten auf taktile Stimuli an der Unterlippe durch ein feines Haar beschrieben (39, S.362). Untersuchungen von Leader et al. haben gezeigt, dass bereits in der 24. SSW eine Reizantwort im Sinne einer „Startle Bewegung“ nach einem vibratorisch-taktilen Stimulus mit einer Frequenz von 98 Hz zu registrieren war (62, S.1381). Die Reaktionen der Feten durch einen Stimulus mit einem Elektrolarynx sind somit nicht nur durch die Aufnahme durch das auditive System zu erklären. Auch die vibratorische Reizkomponente spielt eine Rolle (67, S.142).

4. Zielsetzung

Das Ziel dieser prospektiven Untersuchung war:

- Prüfung, welche Reaktionen durch eine vibroakustische Stimulation während einer CTG-Untersuchung bei einem Feten auszulösen sind.
- Die Analyse der beobachteten kindlichen Reaktionen bezüglich der Stimulation mit unterschiedlichen Frequenzstufen des Stimulus.
- Das Ermitteln der „geeignetsten Testfrequenzstufe(n)“ des Elektrolarynx, anhand der fetalen Reaktionen.
- Beobachtung der Reaktionen und ihres Verlaufs während eines Versuchsablaufes.

II. Material und Methodik

1. Patientinnen-Kollektiv

Während eines Zeitraumes von eineinhalb Jahren wurden insgesamt 55 Patientinnen in einer prospektiven Longitudinalstudie eingeschlossen. Das durchschnittliche Alter der Frauen lag bei 29 ± 5 Jahren (mit einem Minimum von 17 und einem Maximum von 42 Jahren). Die Untersuchungen fanden zwischen der 23. und der 41. SSW statt. Der Median lag bei 33 SSW.

Die Bestimmung des Gestationsalters erfolgte rechnerisch an Hand der Naegele-Regel. Durch eine Frühultraschalluntersuchung wurde diese entweder korrigiert oder bestätigt. Zur Teilnahme an der Studie berechtigt waren alle Patientinnen, die sich während ihrer Schwangerschaft in der Frauenklinik der TU-München in stationärer Betreuung befanden, oder sich in der Ambulanz im Rahmen der Risikosprechstunde oder vor der Entbindung vorstellten.

In einem gemeinsamen Gespräch mit dem Ambulanz- oder Stationsarzt wurde die Anamnese erhoben und die jeweilige Patientin über die Untersuchungsmethode informiert. Nach mündlicher Zustimmung zur Teilnahme wurde dann die Untersuchung durchgeführt.

2. Untersuchungsbedingungen

Alle Untersuchungen erfolgten mit einem standardisierten Ablauf in einem ruhigen Raum. Dabei lag die Patientin in linker Halb-Seitenlage bzw. Linksseitenlage oder auch auf besonderen Wunsch in Rechtsseitenlage. Durch diese seitliche Position sollte ein Vena-Cava-Kompressionssyndrom vermieden werden. Der Zeitraum, in dem die Untersuchungen durchgeführt wurden, war nach dem Frühstück zwischen 9.00 und 11.30 Uhr und nach dem Mittagessen zwischen 14.00 und 16.30 Uhr.

Um Fehler in der CTG-Interpretation gering zu halten, wurden Lagewechsel der Patientinnen sowie Bewegungen während des Untersuchungsablaufes auf der CTG-Kurve dokumentiert.

3. Stimulationsablauf mit einem Elektrolarynx

Als vibroakustische Stimulationsquelle diente ein Elektrolarynx der Firma Servox AG, Köln. Bei diesem Gerät war eine Schallintensität von 109 dB fest eingestellt. Die Frequenzen ließen sich mittels eines Drehschalters in den Stufen von 0-100 variieren (10er Schrittweite). Die nachfolgende Abbildung zeigt die einstellbaren Stufen mit den dazugehörigen Frequenzen in Hertz.

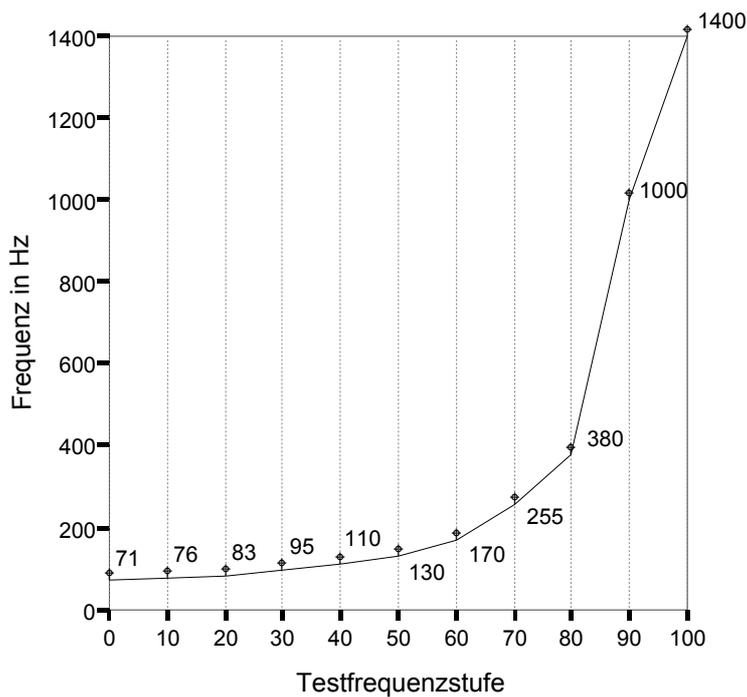


Abb. 1: Testfrequenzstufen und zugehörige Frequenzen in Hz

Zur Stimulation wurde der Elektrolarynx für 3 Sekunden auf dem maternalen Abdomen über dem Fetus aufgesetzt.



Abb. 2: Elektrolarynx der Firma Servox

Es wurden bei jeder Patientin je drei Stimulationsversuche (Stim=1) und drei Kontrollversuche (Sham=0) durchgeführt. Die Abfolge hierfür wurde durch einen balancierten Zufallsfolgenerator berechnet, welcher vom Institut für medizinische Statistik der TU-München zur Verfügung gestellt wurde.

Folgende Zufallsreihen sollen als Beispiel dienen:

Patient 1 0---1---0--0---1---1
 Patient 2 0---0---1--1---1---0
 Patient 3 1---0---1--0---0---1...

Bei den Kontrollversuchen wurde der Elektrolarynx, ohne Auslösen einer bestimmten Frequenz, „stumm“ auf dem Abdomen der Mutter platziert (ebenfalls für 3 Sekunden). Zwischen der Abfolge der einzelnen „Stimulationen“ lagen jeweils fünf Minuten-Intervalle, in denen das K-CTG kontinuierlich registriert wurde. Auf dem CTG-Muster wurden die einzelnen Stimulationen mittels eines Eventmarkers festgehalten. Zur anschließenden Auswertung war es wichtig, die Versuchszeit in eine Vorlaufzeit ohne jegliche Stimulationen (i.d.R. ca. 10 Minuten) und eine Stimulationszeit mit dem Ablauf von Stim- und Sham-Versuchen zu unterteilen.

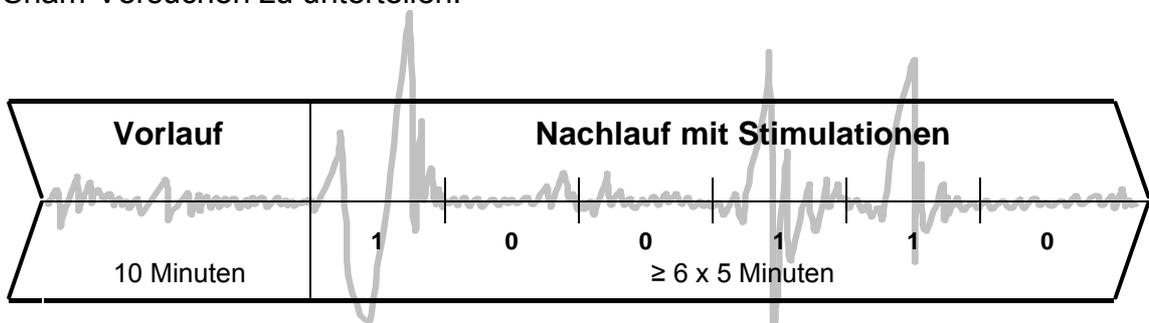


Abb. 3: Schema des Untersuchungsablaufes

Um eine Schreckreaktion der Mutter während der Aufzeichnung zu vermeiden, wurde bei ihr auf einem Handrücken vor Untersuchungsbeginn eine Teststimulation durchgeführt.

4. Die K-CTG-Untersuchung und ihre Auswertung

Mittels der Kineto-Kardiotokographie-Untersuchung (Hewlett Packard M1353A) wurde zeitsynchron die fetale Herzfrequenz, die fetalen Körper- und Extremitätenbewegungen und die Wehentätigkeit registriert. Dies erfolgte durch einen externen speziellen Ultraschall-Doppler-Breitstrahltransducer. Für diese

Untersuchungsreihe wurde speziell das K-CTG gewählt, da mit dieser Methode in den Händen eines erfahrenen Untersuchers alleine durch Kombination der oben erwähnten Messgrößen in 80 % aller Aufzeichnungen eine eindeutige Klassifizierung fetaler Verhaltenszustände (10, S.300) möglich ist.



Abb. 4: Beispiel eines K-CTG-Gerätes der Fa. Hewlett Packard

Störeinflüsse, wie Bewegungen oder Positionsänderungen seitens der Mutter, oder eine Neupositionierung des Herztonabnehmers, wurden auf der CTG-Aufzeichnung notiert und bei der Auswertung mit berücksichtigt.

Bei jeder CTG-Untersuchung wurde die Gesamtmonitorzeit und die Ausfallzeit notiert. Der Testablauf wurde in eine Vorlaufzeit ohne Stimulationen und eine Nachlaufzeit, in der die Stim- und Sham-Abläufe durchgeführt wurden, unterteilt. Die Vorlaufzeit sollte dabei 10 Minuten betragen oder auf diese Zeit berechnet werden. Während beider Zeiten wurde die durchschnittliche Baseline der fetalen Herzfrequenz und die mittlere Oszilationsamplitude ermittelt. Akzelerationen und Dezelerationen wurden bezüglich der ermittelten Anzahl pro 10 Minuten erfasst. Auch der Dezelerationstyps wurde erfasst. Die Akzelerationsamplitude und Dauer wurde durchschnittlich ermittelt. Die polygraphische Aufzeichnung fetaler Bewegungen wurden mit einem Lineal ausgemessen. Unter Berücksichtigung der Papiervorschubgeschwindigkeit von 1 cm / min wurde die Anzahl und Dauer der Bewegungen pro 10 Minuten errechnet. Als CTG-Beurteilungsschemata wurden der Fischer-Score und die FIGO-Richtlinien verwendet.

Parameter	Normal	Suspekt	Pathologisch
FHF-Baseline, bpm	110-150	100-109 151-170	<100 >170 sinusoidal ³
Oszillationsamplitude (Bandbreite, bpm)	≥5	<5 (≥ 40 min) >25	<5 (≥ 90 min)
FHF-Akzelerationen	vorhanden, sporadisch ²	vorhanden, periodisch (mit jeder Wehe)	fehlen > 40 min (Bedeutung noch unklar)
FHF-Dezelerationen	keine ¹	frühe / variable Dez. einzelne verlängerte Dez. bis 3 min	atypische variable Dez. späte Dez. einzelne verlängerte Dez, > 3 min
Punkte	2	1	0

¹ FHF-Dezelerationen: Amplitude ≥ 15 bpm, Dauer ≥ 10 s

² FHF-Akzelerationen: Amplitude ≥ 15 bpm, Dauer ≥ 15 s

³ Sinusoidale FHF: ≥ 10 bpm, Dauer ≥ 20 min

Tab. 1: FIGO-Richtlinien für die CTG-Beurteilung
(<http://www.dggg.de/leitlinien>, 2004, S. 11)

Kategorie	Definition
Normal	alle vier Beurteilungskriterien normal (kein Handlungsbedarf)
Suspekt	mindestens ein Beurteilungskriterien suspekt und alle anderen normal (Handlungsbedarf: konservativ)
Pathologisch	mindestens ein Beurteilungskriterium als pathologisch bzw. 2 oder mehr suspekt (Handlungsbedarf: konservativ und invasiv)

Tab. 2: FHF-Klassifikation nach FIGO
(<http://www.dggg.de/leitlinien>, 2004, S. 11)

		0	1	2
basale FHF	Niveau(bpm)	<100 >180	100-119 161-180	120-160
	Bandbreite (bpm)	<5	5-10 >30	10-30
	Nulldurchgänge	<2	2-6	>6
FHF-Alternationen	Akzelerationen	keine	periodische	sporadische
	Dezelerationen	späte, variable mit prognostisch ungünstigen Zusatzkriterien	variable	keine, sporadisch auftretende Dip 0

Punktzahl von 8-10: Physiologischer fetaler Zustand (2)

Punktzahl von 5-7: Wohlergehen des Kindes prognostisch fraglich (1)

≤ 4 Punkte: bedrohliche Beeinträchtigung des Fetus (0) (3, S.161)

Tab. 3: Fischer-Score (nach Fischer und Mitarbeiter)

Von einem erfahrenen Untersucher wurde das fetale Herzfrequenzmuster und die fetalen Verhaltenszustände zusätzlich auf die geschriebene CTG-Aufzeichnung eingetragen. Als Einteilung diente hier das Beurteilungsschema für die Klassifikation fetaler Verhaltenszustände: 1F Tiefschlaf-Zustand, 2F Aktiv-Schlaf-Zustand (REM Schlaf), 3F Ruhig-Wach-Zustand und 4F Aktiv-Wach-Zustand nach Nijhuis et al. 1982.

Zustand	1F (Tiefschlaf)	2F (Aktiv-Schlaf)	3F (Ruhig-Wach)	4F (Aktiv-Wach)
Körperbewegungen	isolierte „Startles“	periodisch, häufig	nicht vorhanden	heftig, lange andauernd
Augenbewegungen	nicht vorhanden	konstant vorhanden	vorhanden	vorhanden
FHF	stabil, geringe Variabilität	häufige kleine bis mäßige Akzelerationen	stabil, mäßige Variabilität	Instabil, oft tachykard, große und lange Akzelerationen

„NoCo“ (5)

„Nicht klassifizierbar“ (6)

Tab. 4: Beurteilungsschemata für die Klassifikation fetaler Verhaltenszustände nach Nijhuis et al. 1982

Kam es zu keiner Übereinstimmung der Messgrößen mit dem definierten Zustand, so wurde diese Periode mit „no coincidence“ („noco“) beurteilt. Bei fehlender CTG-Aufzeichnung z.B. durch Bewegung der Mutter wurde diese Periode mit „nicht klassifizierbar“ bewertet.

FHF Muster	A	B	C	D
Beschreibung	silent, allenfalls sehr kleine Akzelerationen, Bandbreite <5 oder 5-10 bpm	rezidivierende Akzelerationen, größere Oszillations-Bandbreite	Keine Akzelerationen, Bandbreite 5-15 bpm	Tachykardie oder sehr lange Akzelerationen

Tab. 5: Fetales Herzfrequenz-Muster

Des Weiteren wurde sowohl die Vorlaufzeit, als auch die Nachlaufzeit nach den Kriterien des Non-Stress-Test beurteilt. Für diese Beurteilung musste die Akzelerationsanzahl pro 20 Minuten ermittelt werden. Als Codierung wurde bei keinen Akzelerationen innerhalb von 20 Minuten die Ziffer 0 eingegeben, bei 2-4 Akzelerationen die Ziffer 1 und bei 5 und mehr Akzelerationen die Ziffer 2.

Insgesamt konnten bei drei der 78 Untersuchungen nur ein Kardiotokogramm ohne Aufzeichnungen der Bewegungen registriert werden. Diese

Untersuchungen finden sich einmal bei der Frequenzstufe 0 und zweimal bei der Frequenzstufe 10.

Bei der CTG–Auswertung wurden auch die Reaktionen auf die einzelnen Stim- und Sham-Abläufe berücksichtigt. Dabei wurde von einer Reaktionszeit des Fetus nach „Stimulation“ bis zu 5 Sekunden ausgegangen. Es wurden die Kriterien Akzeleration, Dezeleration, FHF-Änderung, FHF-Änderung plus Bewegung, Änderung des FHF-Musters und des Verhaltenszustandes bewertet. Die einzelne Antwortmöglichkeit bestand nur in den Angaben ja oder nein, diese wurden ebenfalls codiert eingegeben (0=nein, 1=ja).

5. Dokumentation

Für jede Patientin und Untersuchung wurde ein Stammbblatt und spezielle Auswertungsbögen erstellt und bearbeitet. In diese Bögen wurden die Daten zur Mutter, zum Kind und zur Geburt, sowie die Daten der einzelnen Untersuchungen eingetragen.

Nachfolgend sind die einzelnen Blätter eingefügt.

Patienten-Stammdaten

Name	Vorname	Geburtsdatum	Patienten-Nr.
------	---------	--------------	---------------

Größe der Mutter _____ cm Gewicht der Mutter _____ kg

Parität _____ Gravidität _____ berechneter Entbindungstermin _____

<p>Pathologie</p> <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="text-align: left;">1.</th> <th style="text-align: left;">2.</th> <th style="text-align: left;">3.</th> <th style="text-align: left;"><u>Pathologie</u></th> </tr> </thead> <tbody> <tr><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td>unauffällig</td></tr> <tr><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td>IURG</td></tr> <tr><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td>Diabetes</td></tr> <tr><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td>Lageanomalie</td></tr> <tr><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td>EPH Gestose</td></tr> <tr><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td>Fehlbildung</td></tr> <tr><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td>Gemini</td></tr> <tr><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td>Vorzeitige Wehen</td></tr> <tr><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td>Blutung in der Schwangerschaft</td></tr> <tr><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td>Cervixinsuffizienz</td></tr> <tr><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td>Pathologisches CTG</td></tr> <tr><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td>Abort in der 26. SSW</td></tr> <tr><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td>Intrauteriner Fruchttod n. d. 26. SSW</td></tr> <tr><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td>V. a. Plazentainsuffizienz</td></tr> <tr><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td>SIH</td></tr> <tr><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td>Bluttransfusion / Rhesuskompatibilität</td></tr> <tr><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td>Nabelschnurumschlingung</td></tr> <tr><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td>Vorzeitiger Blasensprung</td></tr> <tr><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td>Uterus myomatosus</td></tr> <tr><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td><input type="checkbox"/></td><td>Vorzeitige Plazentalösung</td></tr> </tbody> </table>	1.	2.	3.	<u>Pathologie</u>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	unauffällig	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	IURG	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Diabetes	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Lageanomalie	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	EPH Gestose	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Fehlbildung	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Gemini	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Vorzeitige Wehen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Blutung in der Schwangerschaft	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Cervixinsuffizienz	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Pathologisches CTG	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Abort in der 26. SSW	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Intrauteriner Fruchttod n. d. 26. SSW	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	V. a. Plazentainsuffizienz	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	SIH	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Bluttransfusion / Rhesuskompatibilität	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Nabelschnurumschlingung	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Vorzeitiger Blasensprung	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Uterus myomatosus	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Vorzeitige Plazentalösung	<p>Ultraschalluntersuchung</p> <p><u>Kindslage</u></p> <p>1 <input type="checkbox"/> Schädellage 2 <input type="checkbox"/> Beckenendlage 3 <input type="checkbox"/> Querlage</p> <p><u>Fruchtwassermenge</u></p> <p>0 <input type="checkbox"/> unauffällig 1 <input type="checkbox"/> Oligohydramnion 2 <input type="checkbox"/> Polyhydramnion 3 <input type="checkbox"/> untere Norm (noch normal) 4 <input type="checkbox"/> obere Norm (noch normal)</p> <p><u>Plazentalokalisation</u></p> <p>1 <input type="checkbox"/> Vorderwand 2 <input type="checkbox"/> Hinterwand 3 <input type="checkbox"/> Flanke 4 <input type="checkbox"/> Fundus 5 <input type="checkbox"/> Plazenta praevia</p> <p>Biometrie _____ mm</p>
1.	2.	3.	<u>Pathologie</u>																																																																																		
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	unauffällig																																																																																		
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	IURG																																																																																		
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Diabetes																																																																																		
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Lageanomalie																																																																																		
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	EPH Gestose																																																																																		
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Fehlbildung																																																																																		
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Gemini																																																																																		
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Vorzeitige Wehen																																																																																		
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Blutung in der Schwangerschaft																																																																																		
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Cervixinsuffizienz																																																																																		
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Pathologisches CTG																																																																																		
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Abort in der 26. SSW																																																																																		
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Intrauteriner Fruchttod n. d. 26. SSW																																																																																		
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	V. a. Plazentainsuffizienz																																																																																		
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	SIH																																																																																		
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Bluttransfusion / Rhesuskompatibilität																																																																																		
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Nabelschnurumschlingung																																																																																		
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Vorzeitiger Blasensprung																																																																																		
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Uterus myomatosus																																																																																		
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Vorzeitige Plazentalösung																																																																																		

Untersuchungsdaten – allgemein

Name	Vorname	Geburtsdatum	Patienten- Nr.								
		Untersuchungsdatum	Untersuchungs- Nr.								
SSW / SST bei Untersuchung _____ / _____		Lage der Mutter bei der Untersuchung <input type="checkbox"/> Rückenlage <input type="checkbox"/> Linksseitenlage <input type="checkbox"/> Rechtsseitenlage									
Testfrequenzstufe <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3 <input type="checkbox"/> 4 <input type="checkbox"/> 5 <input type="checkbox"/> 6 <input type="checkbox"/> 7 <input type="checkbox"/> 8 <input type="checkbox"/> 9 <input type="checkbox"/> 10	Stim-Anzahl <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3 <input type="checkbox"/> 4	Sham-Anzahl <input type="checkbox"/> 1 <input type="checkbox"/> 2 <input type="checkbox"/> 3 <input type="checkbox"/> 4									
Stimulationsabfolge (0=Sham, 1=Stim)											
<table border="1"><tr><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td></tr></table>											

Untersuchungsdaten – CTG-Auswertung

Name	Vorname	Geburtsdatum	Patienten-Nr.
		Untersuchungsdatum	Untersuchungs-Nr.

Monitoring <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 50%;"></td> <td style="width: 25%; text-align: center;">Vorlauf</td> <td style="width: 25%; text-align: center;">Nachlauf</td> </tr> <tr> <td>Monitorzeit [min]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> <tr> <td>Ausfallzeit [min]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> </table>		Vorlauf	Nachlauf	Monitorzeit [min]	_____	_____	Ausfallzeit [min]	_____	_____	Verhaltenszustand <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 50%;"></td> <td style="width: 25%; text-align: center;">Vorlauf</td> <td style="width: 25%; text-align: center;">Nachlauf</td> </tr> <tr> <td>1F [min]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> <tr> <td>2F [min]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> <tr> <td>3F [min]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> <tr> <td>4F [min]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> <tr> <td>noco [min]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> </table>		Vorlauf	Nachlauf	1F [min]	_____	_____	2F [min]	_____	_____	3F [min]	_____	_____	4F [min]	_____	_____	noco [min]	_____	_____
	Vorlauf	Nachlauf																										
Monitorzeit [min]	_____	_____																										
Ausfallzeit [min]	_____	_____																										
	Vorlauf	Nachlauf																										
1F [min]	_____	_____																										
2F [min]	_____	_____																										
3F [min]	_____	_____																										
4F [min]	_____	_____																										
noco [min]	_____	_____																										

Baseline <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 50%;"></td> <td style="width: 25%; text-align: center;">Vorlauf</td> <td style="width: 25%; text-align: center;">Nachlauf</td> </tr> <tr> <td>Baseline [bpm]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> <tr> <td><100 bpm [min]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> <tr> <td>100-110 bpm [min]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> <tr> <td>110-150 bpm [min]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> <tr> <td>150-170 bpm [min]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> <tr> <td>>170 bpm [min]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> </table>		Vorlauf	Nachlauf	Baseline [bpm]	_____	_____	<100 bpm [min]	_____	_____	100-110 bpm [min]	_____	_____	110-150 bpm [min]	_____	_____	150-170 bpm [min]	_____	_____	>170 bpm [min]	_____	_____	FHF-Muster <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 50%;"></td> <td style="width: 25%; text-align: center;">Vorlauf</td> <td style="width: 25%; text-align: center;">Nachlauf</td> </tr> <tr> <td>A [min]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> <tr> <td>B [min]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> <tr> <td>C [min]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> <tr> <td>D [min]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> <tr> <td>noco [min]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> </table>		Vorlauf	Nachlauf	A [min]	_____	_____	B [min]	_____	_____	C [min]	_____	_____	D [min]	_____	_____	noco [min]	_____	_____
	Vorlauf	Nachlauf																																						
Baseline [bpm]	_____	_____																																						
<100 bpm [min]	_____	_____																																						
100-110 bpm [min]	_____	_____																																						
110-150 bpm [min]	_____	_____																																						
150-170 bpm [min]	_____	_____																																						
>170 bpm [min]	_____	_____																																						
	Vorlauf	Nachlauf																																						
A [min]	_____	_____																																						
B [min]	_____	_____																																						
C [min]	_____	_____																																						
D [min]	_____	_____																																						
noco [min]	_____	_____																																						

Bewegung <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 50%;"></td> <td style="width: 25%; text-align: center;">Vorlauf</td> <td style="width: 25%; text-align: center;">Nachlauf</td> </tr> <tr> <td>Anzahl [10min⁻¹]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> <tr> <td>Dauer [s/10min]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> </table>		Vorlauf	Nachlauf	Anzahl [10min ⁻¹]	_____	_____	Dauer [s/10min]	_____	_____	Fluktuation <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 50%;"></td> <td style="width: 25%; text-align: center;">Vorlauf</td> <td style="width: 25%; text-align: center;">Nachlauf</td> </tr> <tr> <td><5 bpm [min]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> <tr> <td>5-10 bpm [min]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> <tr> <td>10-30 bpm [min]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> <tr> <td>>30 bpm [min]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> </table>		Vorlauf	Nachlauf	<5 bpm [min]	_____	_____	5-10 bpm [min]	_____	_____	10-30 bpm [min]	_____	_____	>30 bpm [min]	_____	_____
	Vorlauf	Nachlauf																							
Anzahl [10min ⁻¹]	_____	_____																							
Dauer [s/10min]	_____	_____																							
	Vorlauf	Nachlauf																							
<5 bpm [min]	_____	_____																							
5-10 bpm [min]	_____	_____																							
10-30 bpm [min]	_____	_____																							
>30 bpm [min]	_____	_____																							

Akzeleration <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 50%;"></td> <td style="width: 25%; text-align: center;">Vorlauf</td> <td style="width: 25%; text-align: center;">Nachlauf</td> </tr> <tr> <td>Anzahl [10min⁻¹]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> <tr> <td>Dauer [s/10min]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> <tr> <td>Amplitude [bpm]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> </table>		Vorlauf	Nachlauf	Anzahl [10min ⁻¹]	_____	_____	Dauer [s/10min]	_____	_____	Amplitude [bpm]	_____	_____	Nulldurchgänge <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 50%;"></td> <td style="width: 25%; text-align: center;">Vorlauf</td> <td style="width: 25%; text-align: center;">Nachlauf</td> </tr> <tr> <td>Anzahl [min⁻¹]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> <tr> <td><2 min⁻¹ [min]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> <tr> <td>2-6 min⁻¹ [min]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> <tr> <td>>6 min⁻¹ [min]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> </table>		Vorlauf	Nachlauf	Anzahl [min ⁻¹]	_____	_____	<2 min ⁻¹ [min]	_____	_____	2-6 min ⁻¹ [min]	_____	_____	>6 min ⁻¹ [min]	_____	_____
	Vorlauf	Nachlauf																										
Anzahl [10min ⁻¹]	_____	_____																										
Dauer [s/10min]	_____	_____																										
Amplitude [bpm]	_____	_____																										
	Vorlauf	Nachlauf																										
Anzahl [min ⁻¹]	_____	_____																										
<2 min ⁻¹ [min]	_____	_____																										
2-6 min ⁻¹ [min]	_____	_____																										
>6 min ⁻¹ [min]	_____	_____																										

Dezeleration <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 50%;"></td> <td style="width: 25%; text-align: center;">Vorlauf</td> <td style="width: 25%; text-align: center;">Nachlauf</td> </tr> <tr> <td>Anzahl [10min⁻¹]</td> <td>_____</td> <td>_____</td> </tr> <tr> <td>Typ</td> <td> -1 <input type="checkbox"/> keine Dez 0 <input type="checkbox"/> DIP 0 1 <input type="checkbox"/> früh 2 <input type="checkbox"/> spät 3 <input type="checkbox"/> variabel </td> <td> -1 <input type="checkbox"/> keine Dez 0 <input type="checkbox"/> DIP 0 1 <input type="checkbox"/> früh 2 <input type="checkbox"/> spät 3 <input type="checkbox"/> variabel </td> </tr> </table>		Vorlauf	Nachlauf	Anzahl [10min ⁻¹]	_____	_____	Typ	-1 <input type="checkbox"/> keine Dez 0 <input type="checkbox"/> DIP 0 1 <input type="checkbox"/> früh 2 <input type="checkbox"/> spät 3 <input type="checkbox"/> variabel	-1 <input type="checkbox"/> keine Dez 0 <input type="checkbox"/> DIP 0 1 <input type="checkbox"/> früh 2 <input type="checkbox"/> spät 3 <input type="checkbox"/> variabel	FIGO-Richtlinien <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 50%;"></td> <td style="width: 25%; text-align: center;">Vorlauf</td> <td style="width: 25%; text-align: center;">Nachlauf</td> </tr> <tr> <td></td> <td>0 <input type="checkbox"/> pathol</td> <td>0 <input type="checkbox"/> pathol</td> </tr> <tr> <td></td> <td>1 <input type="checkbox"/> suspekt</td> <td>1 <input type="checkbox"/> suspekt</td> </tr> <tr> <td></td> <td>2 <input type="checkbox"/> normal</td> <td>2 <input type="checkbox"/> normal</td> </tr> </table>		Vorlauf	Nachlauf		0 <input type="checkbox"/> pathol	0 <input type="checkbox"/> pathol		1 <input type="checkbox"/> suspekt	1 <input type="checkbox"/> suspekt		2 <input type="checkbox"/> normal	2 <input type="checkbox"/> normal
	Vorlauf	Nachlauf																				
Anzahl [10min ⁻¹]	_____	_____																				
Typ	-1 <input type="checkbox"/> keine Dez 0 <input type="checkbox"/> DIP 0 1 <input type="checkbox"/> früh 2 <input type="checkbox"/> spät 3 <input type="checkbox"/> variabel	-1 <input type="checkbox"/> keine Dez 0 <input type="checkbox"/> DIP 0 1 <input type="checkbox"/> früh 2 <input type="checkbox"/> spät 3 <input type="checkbox"/> variabel																				
	Vorlauf	Nachlauf																				
	0 <input type="checkbox"/> pathol	0 <input type="checkbox"/> pathol																				
	1 <input type="checkbox"/> suspekt	1 <input type="checkbox"/> suspekt																				
	2 <input type="checkbox"/> normal	2 <input type="checkbox"/> normal																				

Fischer-Score <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 50%;"></td> <td style="width: 25%; text-align: center;">Vorlauf</td> <td style="width: 25%; text-align: center;">Nachlauf</td> </tr> <tr> <td>0 <input type="checkbox"/> <5</td> <td>0 <input type="checkbox"/> <5</td> <td></td> </tr> <tr> <td>1 <input type="checkbox"/> 5-7</td> <td>1 <input type="checkbox"/> 5-7</td> <td></td> </tr> <tr> <td>2 <input type="checkbox"/> 8-10</td> <td>2 <input type="checkbox"/> 8-10</td> <td></td> </tr> </table>		Vorlauf	Nachlauf	0 <input type="checkbox"/> <5	0 <input type="checkbox"/> <5		1 <input type="checkbox"/> 5-7	1 <input type="checkbox"/> 5-7		2 <input type="checkbox"/> 8-10	2 <input type="checkbox"/> 8-10		NST <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 50%;"></td> <td style="width: 25%; text-align: center;">Vorlauf</td> <td style="width: 25%; text-align: center;">Nachlauf</td> </tr> <tr> <td>0 <input type="checkbox"/> keine Akz</td> <td>0 <input type="checkbox"/> keine Akz</td> <td></td> </tr> <tr> <td>1 <input type="checkbox"/> 2-4 Akz</td> <td>1 <input type="checkbox"/> 2-4 Akz</td> <td></td> </tr> <tr> <td>2 <input type="checkbox"/> >5 Akz</td> <td>2 <input type="checkbox"/> >5 Akz</td> <td></td> </tr> </table>		Vorlauf	Nachlauf	0 <input type="checkbox"/> keine Akz	0 <input type="checkbox"/> keine Akz		1 <input type="checkbox"/> 2-4 Akz	1 <input type="checkbox"/> 2-4 Akz		2 <input type="checkbox"/> >5 Akz	2 <input type="checkbox"/> >5 Akz	
	Vorlauf	Nachlauf																							
0 <input type="checkbox"/> <5	0 <input type="checkbox"/> <5																								
1 <input type="checkbox"/> 5-7	1 <input type="checkbox"/> 5-7																								
2 <input type="checkbox"/> 8-10	2 <input type="checkbox"/> 8-10																								
	Vorlauf	Nachlauf																							
0 <input type="checkbox"/> keine Akz	0 <input type="checkbox"/> keine Akz																								
1 <input type="checkbox"/> 2-4 Akz	1 <input type="checkbox"/> 2-4 Akz																								
2 <input type="checkbox"/> >5 Akz	2 <input type="checkbox"/> >5 Akz																								

Retrospektiv erhobene Daten zur Geburt

Name _____	Vorname _____	Geburtsdatum _____	Patienten- Nr. _____
------------	---------------	--------------------	-------------------------

Geburtstermin _____	Geschlecht des Kindes <input type="checkbox"/> M <input type="checkbox"/> W
SSW / SST bei Geburt _____ / _____	Gewicht des Kindes bei Geburt _____ g
Länge des Kindes bei Geburt _____ cm	Geschlechtspez. Gewichtsperzentile _____

Besonderheiten bei Geburt 0 <input type="checkbox"/> unauffällig 1 <input type="checkbox"/> drohende intrauterine Asphyxie 2 <input type="checkbox"/> Geburtsstillstand 3 <input type="checkbox"/> Schulterdystokie 4 <input type="checkbox"/> Grünes Fruchtwasser 5 <input type="checkbox"/> Amnioninfektionssyndrom / Fieber 6 <input type="checkbox"/> Blutung sub partu 7 <input type="checkbox"/> Mutter unkooperativ 8 <input type="checkbox"/> Mütterliche Erkrankung 9 <input type="checkbox"/> Zustand nach Gestose / Sectio 10 <input type="checkbox"/> Protrahierte Austreibungsperiode 11 <input type="checkbox"/> Infektion der Mutter 12 <input type="checkbox"/> Adipositas per magna der Mutter 13 <input type="checkbox"/> Zustand nach Spontanabort 14 <input type="checkbox"/> Zustand nach Cerclage	<table style="width: 100%;"> <tr> <td style="width: 50%; padding: 5px;">Prostaglandin-einleitung <input type="checkbox"/> J <input type="checkbox"/> N</td> <td style="width: 50%; padding: 5px;">OP wegen Asphyxie <input type="checkbox"/> J <input type="checkbox"/> N</td> </tr> <tr> <td colspan="2" style="padding: 5px; text-align: center;">Intubation <input type="checkbox"/> J <input type="checkbox"/> N</td> </tr> <tr> <td style="padding: 5px;">Geburt durch PG <input type="checkbox"/> J <input type="checkbox"/> N</td> <td style="padding: 5px;">Neonatologische Intensivstation <input type="checkbox"/> J <input type="checkbox"/> N</td> </tr> </table>	Prostaglandin-einleitung <input type="checkbox"/> J <input type="checkbox"/> N	OP wegen Asphyxie <input type="checkbox"/> J <input type="checkbox"/> N	Intubation <input type="checkbox"/> J <input type="checkbox"/> N		Geburt durch PG <input type="checkbox"/> J <input type="checkbox"/> N	Neonatologische Intensivstation <input type="checkbox"/> J <input type="checkbox"/> N
Prostaglandin-einleitung <input type="checkbox"/> J <input type="checkbox"/> N	OP wegen Asphyxie <input type="checkbox"/> J <input type="checkbox"/> N						
Intubation <input type="checkbox"/> J <input type="checkbox"/> N							
Geburt durch PG <input type="checkbox"/> J <input type="checkbox"/> N	Neonatologische Intensivstation <input type="checkbox"/> J <input type="checkbox"/> N						

Verlegegrund 1 <input type="checkbox"/> Unreife 2 <input type="checkbox"/> Hypoglykämie (Blutzuckerstörung) 3 <input type="checkbox"/> Atemstörung 4 <input type="checkbox"/> Amnioninfektionssyndrom, Sepsis 5 <input type="checkbox"/> Fehlbildung 6 <input type="checkbox"/> Nur zur Überwachung	Geburtsmodus 1 <input type="checkbox"/> spontan 2 <input type="checkbox"/> Sectio caesarea 3 <input type="checkbox"/> Forceps / Vakuum 4 <input type="checkbox"/> Spiegelentbindung 5 <input type="checkbox"/> Einleitung
--	---

APGAR 1 Minute _____ 5 Minuten _____ 10 Minuten _____	Microblutuntersuchung <table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 50%; padding: 5px;">Untersuchung 1</td> <td style="width: 50%; padding: 5px;">Untersuchung 2</td> </tr> <tr> <td style="padding: 5px;">PH _____</td> <td style="padding: 5px;">PH _____</td> </tr> <tr> <td style="padding: 5px;">BE _____</td> <td style="padding: 5px;">BE _____</td> </tr> </table>	Untersuchung 1	Untersuchung 2	PH _____	PH _____	BE _____	BE _____	Nabelschnur PH _____ BE _____
Untersuchung 1	Untersuchung 2							
PH _____	PH _____							
BE _____	BE _____							

6. Statistische Auswertung

Für die deskriptive Statistik wurden Median, Mittelwert, Standardabweichung, Minimal- und Maximal-Werte sowie die Häufigkeitsverteilung verschiedener Parameter errechnet. Kontinuierliche Werte wurden als Mittelwert \pm Standardabweichung angegeben, diskrete Variablen als absolute und relative Häufigkeiten.

Die p-Wert-Berechnungen wurden mit dem Kruskal-Wallis-Test, paarweise Vergleiche mit dem Mann-Whitney-U-Test und dem Wilcoxon Rangsummentest berechnet. Als Signifikanzniveau wurde $p < 0,05$ angenommen. Alle Tests wurden zweiseitig durchgeführt.

Relative Häufigkeiten wurden als Balkendiagramme dargestellt. Der graphische Vergleich von kontinuierlichen Merkmalen erfolgte mittels Fehlerbalkendiagrammen. Bei diesen wurde jeweils der Mittelwert $\pm 2 \times$ Standardfehler abgetragen.

Für die computergestützte statistische Auswertung der Daten wurde das Programm SPSS Version 11.0 für Microsoft Windows verwendet.

III. Ergebnisse

1. Deskriptive statistische Auswertung des Patientinnenkollektivs

In dieser Studie wurden insgesamt 78 Untersuchungen an 55 Patientinnen durchgeführt. Von diesen Patientinnen wurden 40 nur einmal, zehn zweimal, drei dreimal und jeweils eine vier- und fünfmal untersucht. Im Durchschnitt lag das Alter der Mutter bei $29,22 \pm 5,0$ Jahren (Median 30,00 Jahre). Dabei war die jüngste Patientin 17 und die älteste Patientin 42 Jahre alt (siehe Abb. 5).

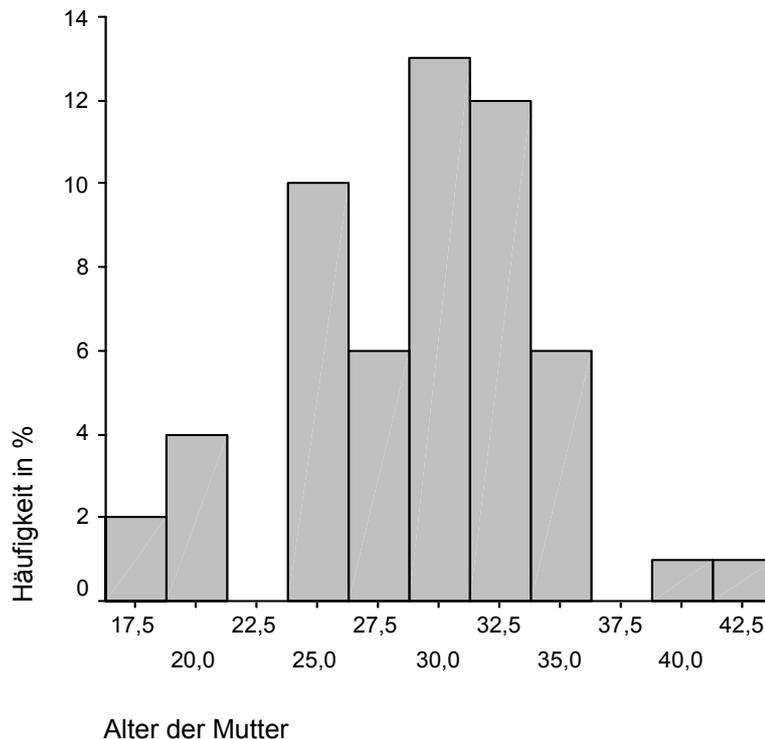


Abb. 5: Altersverteilung des Patientinnenkollektivs

Das mittlere Schwangerschaftsalter bei Durchführung der Tests lag bei $32,79 \pm 4,8$ vollendeten SSW, mit einem Median bei 33,00 SSW. Der früheste Zeitpunkt an dem die Untersuchung durchgeführt wurde, war die vollendete 23. SSW, der späteste die 41. SSW.

Die Untersuchung fand durchschnittlich $35,86 \pm 30,7$ Tage vor der Geburt statt (Median 31,00 Tage, Min/Max 0/120 Tage). Um sicher zu stellen, dass ein direkter Vergleich der einzelnen Frequenztestgruppen (0 bis 100, in 10 Kategorien) bezüglich des Gestationsalters zum Zeitpunkt der Untersuchung möglich ist, wurde ein Kruskal-Wallis-Test durchgeführt. Die einzelnen

Frequenzstufen waren bezüglich des Gestationsalters vergleichbar. Unterschiede konnten nicht nachgewiesen werden ($p=0,602$).

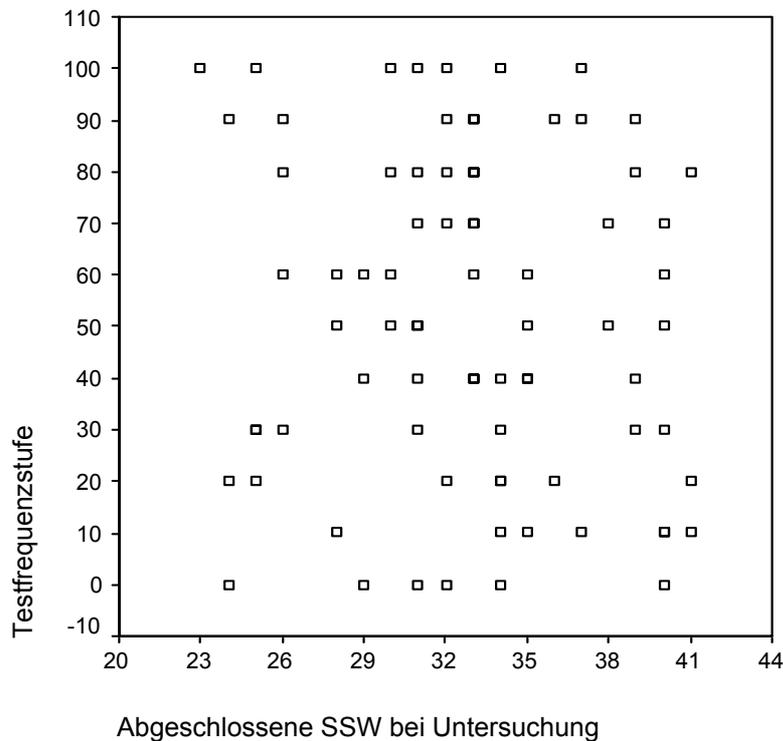


Abb. 6: Verteilung der Testfrequenzstufen bezogen auf die SSW zum Zeitpunkt der Untersuchung

Die Parität der Patientinnen lag im Median bei 1,00. Insgesamt nahmen an dem Test 27 Erstgebärende, 19 Zweitgebärende, 5 Drittgebärende, 2 Viertgebärende und 2 Fünftgebärende teil.

Es errechnete sich eine mittlere Anzahl vorausgegangener Schwangerschaften, Aborte oder Abtreibungen von $2,09 \pm 1,4$ (Median 2,00, Min/Max 1/8). Bei 24 Patientinnen handelte es sich um die erste Gravidität, bei 16 um die zweite, bei 7 um die dritte, bei 5 um die vierte, bei 2 um die fünfte und bei einer um die 8. Schwangerschaft.

Parität	Häufigkeit	Prozent
0	27	49,1
1	19	34,5
2	5	9,1
3	2	3,6
4	2	3,6
Gesamt	55	100,0

Tab. 6: Paritätsverteilung

Gravidität	Häufigkeit	Prozent
1	24	43,6
2	16	29,1
3	7	12,7
4	5	9,1
5	2	3,6
8	1	1,8
Gesamt	55	100,0

Tab. 7: Graviditätsverteilung

Auch bezüglich der Parität und Graviddität ergab sich kein signifikanter Unterschied ($p_{\text{Para}}=0,149$, $p_{\text{Gravida}}=0,207$) in den einzelnen Frequenzgruppen.

2. Schwangerschaftsverlauf

Der Schwangerschaftsverlauf hinsichtlich der Schwangerschaftspathologien gestaltete sich bei 18 Patientinnen völlig unauffällig, das entspricht 32,7 % des untersuchten Kollektivs. In neun Fällen kam es zum Auftreten eines Gestationsdiabetes, bei weiteren neun zu vorzeitigen Wehen. Sieben Fälle wiesen eine Zervixinsuffizienz auf, weitere sieben ein pathologisches CTG. Bei sechs Fällen kam es während der Schwangerschaft zu einer Blutung. Es gab je drei Fälle mit einer Lageanomalie (bei allen Beckenendlage) des Kindes oder Auftreten einer Gestose während der Schwangerschaft oder einem vorzeitigen Blasensprung. Im Patientinnenkollektiv befanden sich 23 Patientinnen mit einer Pathologie, acht mit zwei und sechs mit je drei Pathologien.

Schwangerschaftspathologie	Häufigkeit	Prozent ^a	Prozent ^b
unauffällig	18	24,0	32,7
IUGR	2	2,7	3,6
Diabetes	9	12,0	16,4
Lageanomalie	3	4,0	5,5
Gestose	3	4,0	5,5
vorz. Wehen	9	12,0	16,4
Blutung in der SW	6	8,0	10,9
Zervixinsuffizienz	7	9,3	12,7
path. CTG	7	9,3	12,7
Abort vor SSW 26	1	1,3	1,8
Plazentainsuffizienz	1	1,3	1,8
SIH	1	1,3	1,8
Bluttransfusion/Rhesusink	1	1,3	1,8
Nabelschnurumschlingung	1	1,3	1,8
vorzeitiger Blasensprung	3	4,0	5,5
Uterus myomatosus	2	2,7	3,6
vorzeitige Plazentalösung	1	1,3	1,8
Gesamt	75	100,0	136,40

a. bezogen auf 75 aufgetretene Pathologien

b. bezogen auf 55 untersuchte Patienten

Tab. 8: Verteilung der Schwangerschaftspathologien des Untersuchungskollektivs

Die durch Ultraschalluntersuchung ermittelte Fruchtwassermenge und Plazentalokalisation ließ sich bei 54 Patientinnen beurteilen. Bei einer Patientin lagen diesbezüglich keine Daten vor. Es fand sich bei 39 Patientinnen eine unauffällige Fruchtwassermenge. Bei zehn Patientinnen lag die

Fruchtwassermenge in der unteren, bei zwei in der oberen Norm, aber noch stets im Normbereich. Es zeigte sich bei zwei Patientinnen ein Oligohydramnion (davon eine Patientin mit Z. n. Parvovirus B19 Infektion und eine Patientin mit Gestationsdiabetes), bei einer ein Polyhydramnion (ebenfalls bei Gestationsdiabetes).

Bezüglich der Plazentalokalisation stellte sich bei 28 Patientinnen eine Vorderwandlage, bei 23 eine Hinterwandlage bei zwei eine Flankenlage heraus. Ein Auftreten einer Plazenta praevia totalis war bei nur einer Patientin festgestellt worden. In diesem Fall kam es in der 32. SSW zu einer Blutungskomplikation und folgenden notfallmäßigen Sectio.

3. Geburtsverlauf und Entbindung

In dem Untersuchungskollektiv wurden 27 männliche und 28 weibliche Säuglinge geboren. Das Gestationsalter bei Geburt lag zwischen der 29 und 42 SSW. Die Schwangerschaftsdauer befand sich im Median bei 39 vollendeten SSW (Mittelwert $38,40 \pm 2,83$). Betrachtet man die Gruppe aus den „unauffälligen Schwangerschaften“ und den am häufigsten vorkommenden vier Pathologien, wies die Gruppe an unauffälligen Patientinnen eine längere Schwangerschaftsdauer mit einem Median von 40 SSW bei Geburt auf.

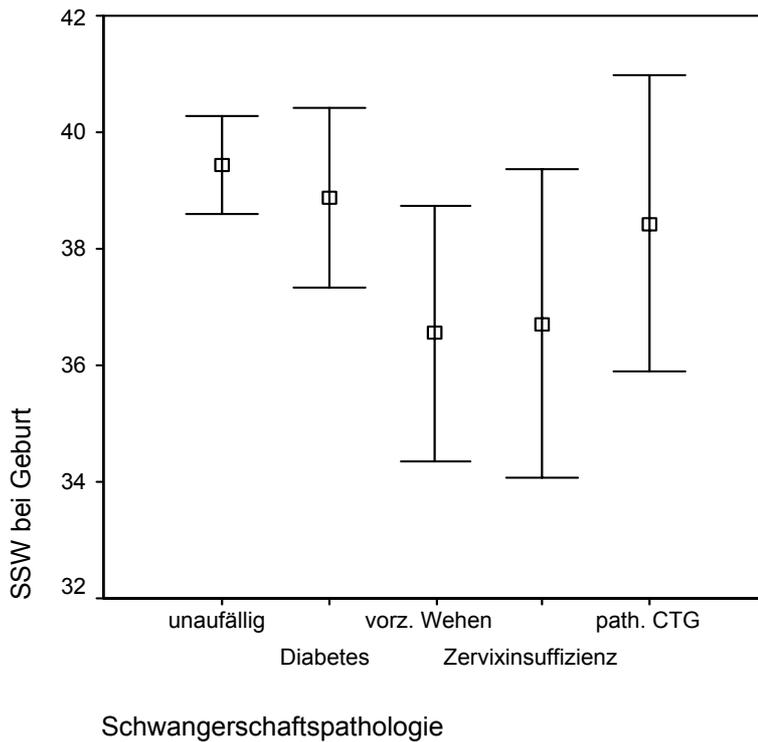


Abb. 7: Vergleich der mittleren SSW bei Geburt \pm 2SE bezogen auf eine Auswahl der 4 häufigsten Pathologien

Die untersuchten Frauen in den einzelnen Frequenzstufen zeigten keine Unterschiede hinsichtlich der Schwangerschaftsdauer ($p=0,964$).

Die Kinder zeigten im Mittel ein Geburtsgewicht von $3218 \text{ g} \pm 686 \text{ g}$ (Median 3370 g) und eine durchschnittliche Länge von $50 \text{ cm} \pm 4 \text{ cm}$ (Median 51 cm). Führt man auch hier die oben bereits erwähnte Auswahl nach den vier am häufigsten vorkommenden Pathologien durch, ergibt sich im Median ein ca. 500 g leichteres Kindsgewicht bei den Fällen einer Pathologie. Nur bei Diabetesfällen wurde annähernd ein Gewicht wie bei den unauffälligen Schwangerschaften erreicht. Hier würde man eigentlich ein Geburtsgewicht über dem der unauffälligen Schwangerschaften erwarten.

Schwangerschaftspathologie	Mittelwert	Standardabweichung	Median	N
unauffällig	3522,22	395,572	3510,00	18
Diabetes	3406,67	582,645	3450,00	9
vorz. Wehen	2777,78	770,256	3080,00	9
Zervixinsuffizienz	2827,14	895,967	2990,00	7
path. CTG	3002,14	696,012	2990,00	7
Insgesamt	3197,30	684,373	3280,00	50

Tab. 9: Verteilung des Kindsgewichtes in g bezogen auf eine Auswahl der 4 häufigsten Pathologien

Alle Geburtsgewichte wurden in Abhängigkeit des Gestationsalters bei Geburt auch in Perzentilenkurven eingetragen. Der Median lag in der 50sten Perzentile (der Mittelwert bei $56,65 \pm 27,52$; Min/Max 3/97).

Bei 27 Patientinnen kam es zu einer Spontangeburt, in 19 Fällen musste eine Sectio caesarea und bei sechs Patientinnen eine Forcepsentbindung oder Vakuumextraktion (5 × wegen eines drohenden Geburtsstillstandes und 1 × wegen path. CTG) vorgenommen werden. Bei drei Patientinnen kam es durch eine Prostaglandineinleitung zur Entbindung.

Die Kaiserschnittentbindungen wurden in vier Fällen wegen bereits z. T. mehrfach vorbestehender Kaiserschnittentbindungen notwendig, in je drei Fällen wegen Beckenendlage und Gestose, zweimal durch IUGR zweimal durch Amnioninfektionssyndrom, je einmal wegen Nabelschnurkomplikationen, einer Plazenta praevia, einer Herzklappenerkrankung der Mutter, einem Geburtsstillstand in der Eröffnungsperiode und ebenfalls einmal nach Nabelschnurpunktion bei fetaler Anämie bei Rhesusinkompatibilität.

Bei sieben Patientinnen wurde der Verdacht einer drohenden kindlichen Asphyxie während der Geburt gestellt.

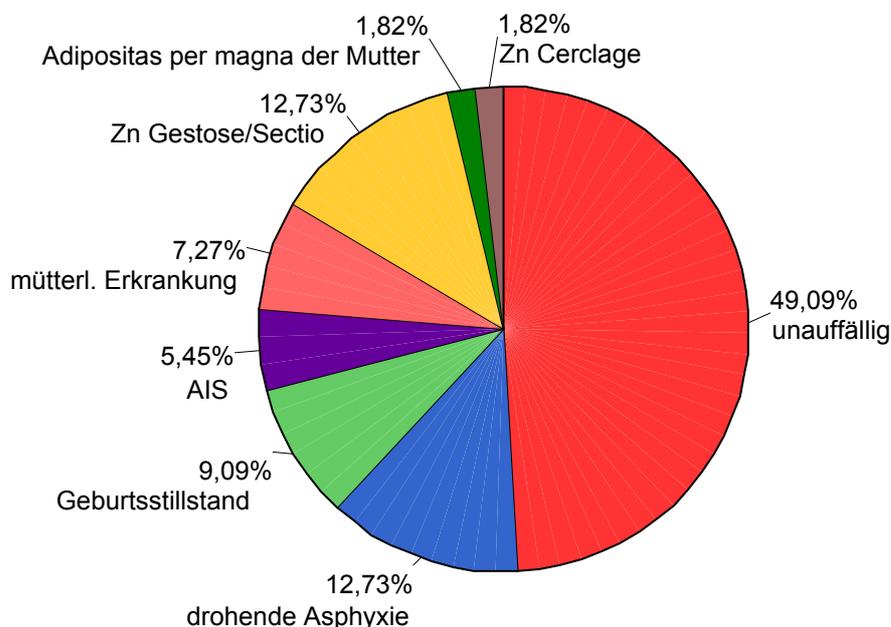


Abb. 8: Verteilung der Besonderheiten bei Geburt auf das Patientinnenkollektiv

Untersuchungsdauer bei $47,89 \pm 8,25$ Minuten (Min 36,4 / Max 75,2 min). Die Gesamtausfallzeit lag bei 296,10 Minuten das entspricht 7,9 % der Gesamtmonitorzeit. Die mittlere Ausfallzeit betrug 3,79 Minuten. Als Ursache für die Ausfälle sind Lagewechsel und Bewegungen der Mutter oder starke Kindsbewegungen zu nennen. Dadurch musste manchmal der Kardio-Transducer neu justiert werden. Die Vorlaufzeit wurde mit einer Gesamtdauer von 902,90 Minuten registriert. Die mittlere Dauer lag bei 11,57 Minuten. Für die Nachlaufzeit ergab sich eine Gesamtdauer von 2550 Minuten und eine mittlere Dauer von 32,69 Minuten.

Testfrequenzstufe	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard-abweichung	Median	N
0	37,50	57,00	49,9167	6,98868	51,0000	6
10	37,00	51,00	44,7143	5,12231	44,0000	7
20	40,00	64,00	49,1857	10,34125	46,0000	7
30	37,00	58,50	48,1286	8,43203	48,0000	7
40	37,00	46,30	41,9250	3,56721	41,1500	8
50	40,00	56,50	44,1143	5,83736	42,0000	7
60	41,30	55,30	46,4286	4,91519	46,4000	7
70	45,20	72,80	54,5833	12,37811	47,5000	6
80	36,40	60,90	49,7875	7,84300	49,1500	8
90	37,80	55,40	46,8500	5,23341	47,7000	8
100	40,50	75,20	53,2143	12,47603	48,2000	7
Insgesamt	36,40	75,20	47,8974	8,25104	46,3500	78

Tab. 12: Monitorzeit in Minuten in den Testfrequenzstufen

4.2. Untersuchungsvariablen

4.2.1. FHF-Baseline

Der Mittelwert der Baseline der fetalen Herzfrequenz lag in der Vorlaufzeit bei $140,25 \pm 9,5$ bpm, in der Nachlaufzeit bei $142,92 \pm 8,1$ bpm über alle Testfrequenzstufen hinweg. Im Mittel kam es somit zu einer geringfügigen aber höchst signifikanten Erhöhung der Herzfrequenz um 2,67 bpm (1,9 %). Mit Hilfe des Wilcoxon-Tests errechnete sich ein p-Wert von $p=2,55 \cdot 10^{-4}$.

Zur weiteren Auswertung wurde bei jeder der 78 Untersuchungen die Differenz zwischen der Baseline der Nachlauf- und Vorlaufzeit (base1-base0) gebildet. Mit einem Kruskal-Wallis-Test wurde dann der p-Wert der Baselinedifferenz (basedi) über alle Frequenzstufen berechnet. Dabei zeigte sich ein signifikanter Unterschied ($p=0,024$).

Um einen genaueren Aufschluss über den Verlauf der Baselinedifferenz bezogen auf die einzelnen Frequenzstufen zu erhalten, wurden nachträglich sog. post-hoc Tests (Mann-Whitney-U) zwischen benachbarten Frequenzstufen durchgeführt. Zwischen den Frequenzstufen 80 und 90 konnten signifikante Unterschiede festgestellt werden ($p=0,023$). Um einen Aufschluß über den Verlauf der Baselineveränderung zu erhalten wurde ein Fehlerbalken-Diagramm erstellt. Hierbei wurde auf der Ordinate der Mittelwert der Baselinedifferenz mit dem 2-fachen Standardfehler und auf der Abszisse die einzelnen Frequenzstufen aufgetragen.

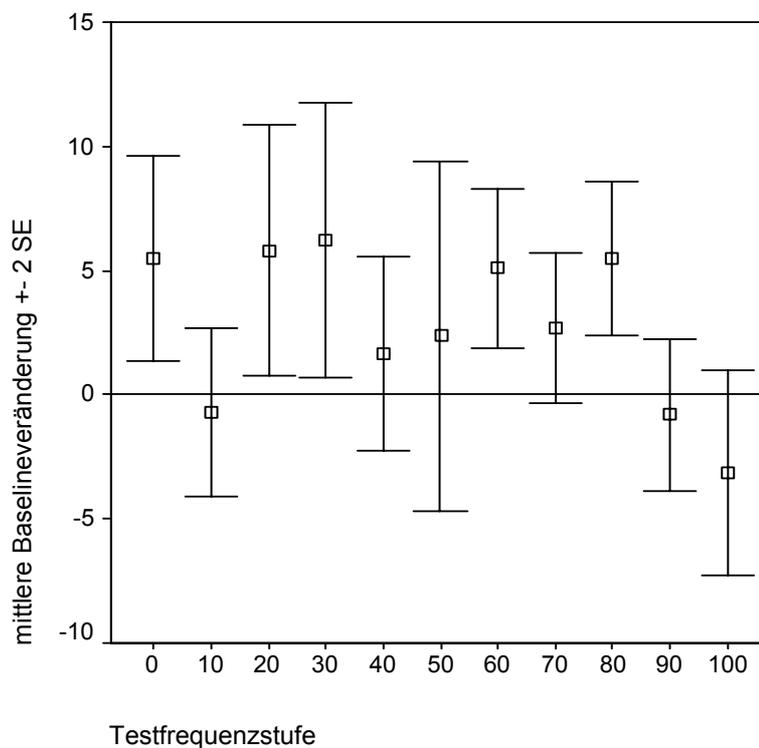


Abb. 9: Baselineveränderung nach Frequenzstufen

Bei den hohen Frequenzstufen kam es im Mittel zu einer Verlangsamung der fetalen Herzfrequenz nach Stimulation. Die Standardfehler reichten jedoch über die 0-Linie, so dass die Veränderung der Herzfrequenz noch im Bereich einer natürlichen Streuung lag. Bei den Frequenzgruppen 0, 20, 30, 60 und 80 ließ sich ein Anstieg der fetalen Herzfrequenz beobachten, wobei die Änderung von 5,08 bpm bei der Stufe 60 und 5,50 bpm bei der Stufe 80 mit 1,60 bzw. 1,55 bpm den geringsten Standardfehler aufwiesen.

Eine gute Verteilung der Testfrequenzen über das Patientenkollektiv wurde mit einem Kruskal-Wallis-Test vorab nachgewiesen ($p=0,393$). Dennoch fiel auf, dass bei einer kindlichen Herzfrequenz in der Vorlaufzeit (base0) unterhalb des

Mittelwertes von 140,25 bpm ein Anstieg der Herzfrequenz nach Stimulation zu verzeichnen war. Umgekehrt kam es bei einer „base0“ über dem Mittelwert zu keinem nennenswerten Anstieg bzw. ab 150 bpm sogar zu einer höchst signifikanten Verlangsamung der Herzfrequenz ($p=1,41 \cdot 10^{-3}$) (siehe Abb. 10).

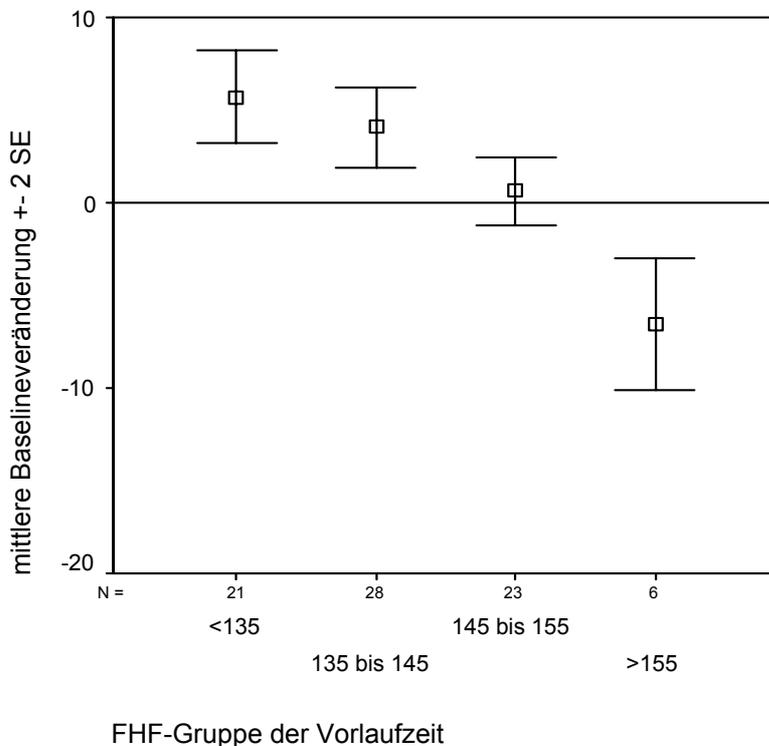


Abb. 10: Baselineveränderung nach FHF-Gruppen

Bei der Beurteilung dieser Untersuchungsvariablen nach Stimulation sollte demnach auch der Ausgangswert der fetalen Herzfrequenz genauer betrachtet werden.

Um eine quantitative Analyse der Baseline nach Stimulation zu ermöglichen wurden nach jeder Reizapplikation (Stim/Sham) eine Beurteilung hinsichtlich der Änderung mit „ja/nein“ erfasst. Hierzu wurde die Definition des Begriffs Baseline erweitert, so dass auch mittelfristige Veränderungen der fetalen Herzfrequenz erfasst werden konnten (vgl. hierzu auch 4.2.3 „Baseline“ und Bewegung, Seite 42).

Bei insgesamt 231 Stimulationen führte dies in 39 Fällen zu einer Veränderung der Baseline unmittelbar nach der Stimulation. Das entspricht einer quantitativen Änderung von 16,9 %. Dabei entfielen 6,9 % auf die erste Stimulation, weitere 6,1 % auf die zweite und 3,9 % auf die dritte. Eine signifikante Veränderung der Reaktionshäufigkeiten bezüglich der Stimulationsreihenfolge konnte auch bei der

dritten Stimulation noch nicht nachgewiesen werden (Exakter Test nach Fisher $p=0,347$). Es ließ sich jedoch eine abnehmende Tendenz der Reizantwort feststellen.

Beim Sham-Kontrollversuch kam es erwartungsgemäß zu keiner überzeugenden Reaktion. Von insgesamt 231 Untersuchungen wurden nur 5 „Sham-Antworten“ registriert. Eine weiterführende Analyse analog zu den Stimulationen ist aufgrund der geringen Fallzahl nicht durchführbar.

Die Beurteilung der reaktionsstärksten Frequenzstufen aller Stimulationen erfolgte mithilfe eines Balkendiagramms. Hierbei sind die Stufen 50 und 60 mit jeweils 52,4 % und die Stufen 0 und 40 mit 27,8 und 22,7 % aufzuzählen. Frequenzstufen über 70 zeigten keine Reaktionsantwort mehr (siehe Abb. 11).

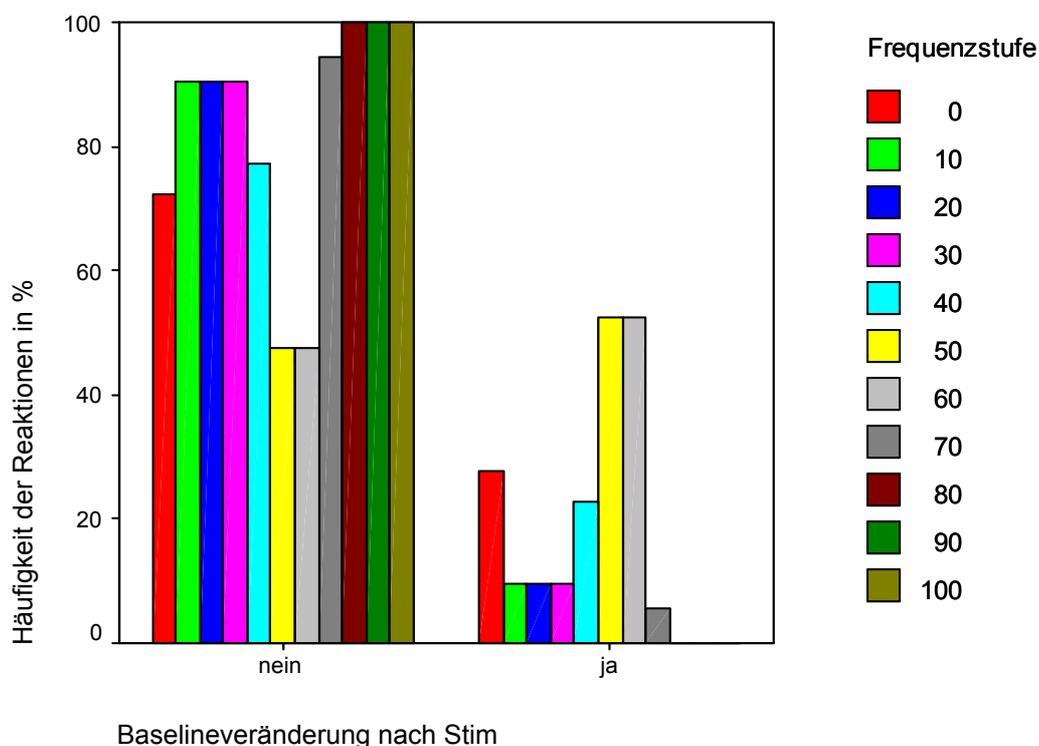


Abb. 11: Häufigkeit der Baselineveränderung nach Stimulation

4.2.2. Bewegung

Die fetale Bewegung wurde über zwei Kriterien, die Anzahl und die Dauer erfasst. Für die Auswertung konnten nur 75 Untersuchungen herangezogen werden. Bei drei CTG-Aufzeichnungen war nur ein Gerät ohne die Funktion der Bewegungsregistrierung verfügbar.

(a) Bewegungsanzahl

Im Mittel lag die Bewegungsanzahl pro 10 Minuten der Vorlaufzeit bei $24,65 \pm 9,2$ Bewegungen des Feten. Während der Nachlaufzeit kam es zu einem signifikanten Anstieg um 2,09 Bewegungen wiederum auf 10 Minuten normiert ($p=0,041$). Dies entspricht einem Zuwachs von 8,5 %. Es ergab sich demnach ein Mittelwert der Nachlaufzeit von $26,75 \pm 8,1$ Bewegungen in 10 Minuten.

Ein Vergleich der Differenz der Anzahl zwischen Nachlauf und Vorlauf ($bewanz1-bewanz0$) nach den einzelnen Frequenzstufen ergab keinen signifikanten Unterschied ($p=0,352$). Auch im nichtparametrischen Vergleich zwischen den benachbarten Frequenzstufen ergab sich kein signifikantes Ergebnis. Es kann daher nur ein Trend aufgezeigt werden.

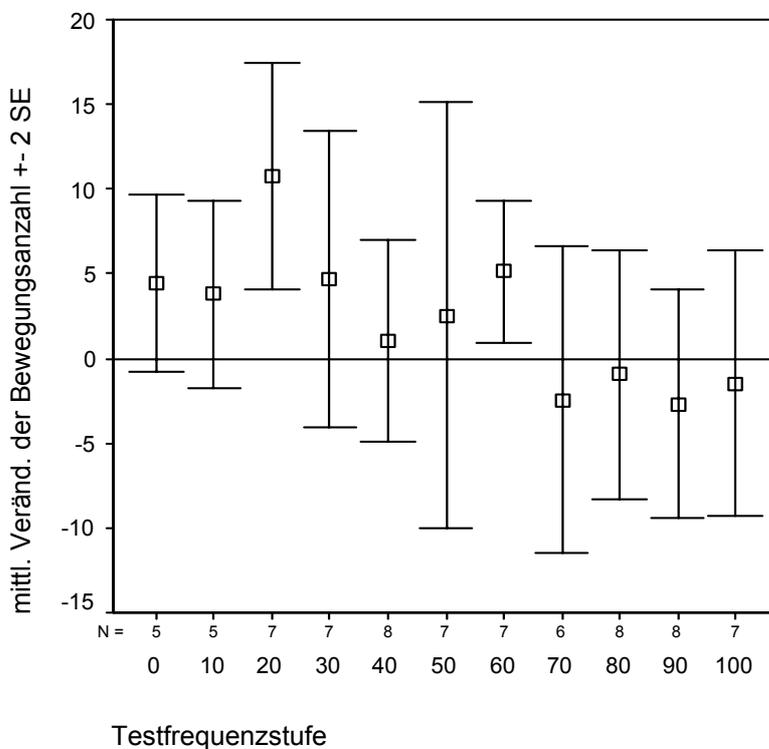


Abb. 12: Veränderung der Bewegungsanzahl in den Frequenzstufen

Unter Zuhilfenahme des Fehlerbalkendiagrammes ließ sich erkennen, dass bei nahezu allen Frequenzstufen die veränderte Bewegungsanzahl noch im Bereich der natürlichen Streuung lag. Nur bei den Frequenzstufen 20 und 60 war nachweislich ein Anstieg festzustellen. Die Stufe 20 wies dabei mit einem Mittelwert von 10,75 Bewegungen in 10 Minuten zwar einen größeren Anstieg als die Stufe 60 mit 5,11 auf, jedoch war der Standardfehler bei der Stufe 60 mit 2,10 Bewegungen geringer als bei der Frequenzstufe 20 mit 3,36.

(b) Bewegungsdauer

Die Dauer der fetalen Bewegungen wurde pro 10 Minuten betrachtet und lag in der Vorlaufzeit im Durchschnitt bei $175,34 \pm 90,3$ Sekunden. In der Nachlaufzeit fand sich ein Wert von $186,89 \pm 77,5$ Sekunden. Daraus errechnete sich ein Δt von 11,54s oder eine Zunahme der Bewegungsdauer von 6,6 %. Der nichtparametrische Test der beiden abhängigen Variablen (Wilcoxon-Test) ergab einen p-Wert von $p=0,073$. Nach Bildung der Differenz zwischen Nachlauf und Vorlauf ($\text{bewdau1}-\text{bewdau0}$) und anschließender Durchführung eines Kruskal-Wallis-Tests über alle Frequenzstufen ergab sich auch hier keine Signifikanz ($p=0,205$).

Ein Zuwachs der Bewegungsdauer war bei den Frequenzstufen 0, 10, 20 und 60 festzustellen. Auffällig war, ähnlich wie bei der Bewegungsanzahl, dass die Streuung bei der Stufe 60 am geringsten ausfiel. Die Mittelwerte waren hingegen mit 87,80s bei Stufe 0, 60,40s bei Stufe 10 und 49,51s bei Stufe 20 größer als bei der Frequenzstufen 60 (38,90s).

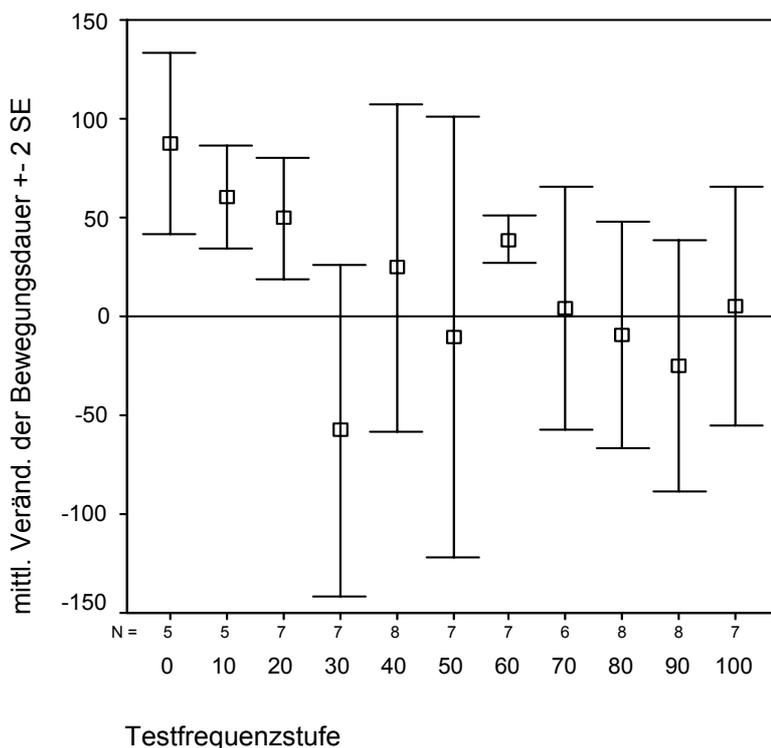


Abb. 13: Veränderung der Bewegungsdauer in den Frequenzstufen

Interessant gestaltete sich die wechselseitige Beziehung zwischen den Differenzen der Bewegungsanzahl und der Bewegungsdauer. Bei deren Untersuchung ergab sich eine mittlere Korrelation nach Spearman mit einem Korrelationskoeffizienten von $r=0,703$ $p=0,010$.

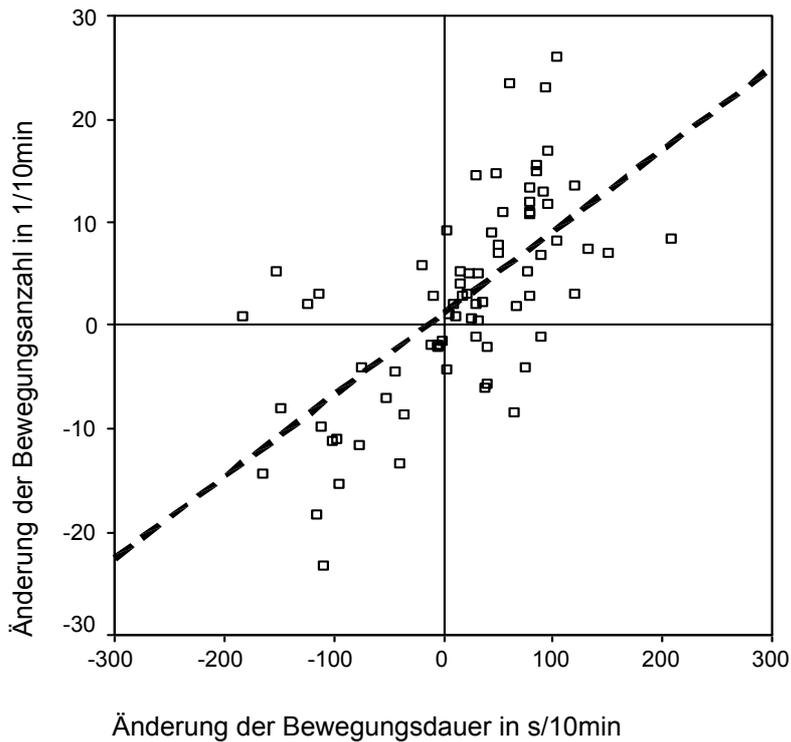


Abb. 14: Zusammenhang zwischen der Bewegungsdauer und -anzahl

Es ließ sich somit ein positiv-linearer Zusammenhang zwischen der Anzahl und der Dauer der Bewegungsänderung bestimmen. Positiv heißt, bei einem Anstieg der Anzahl war auch ein Anstieg der Dauer jeweils pro 10 Minuten festzustellen.

Insgesamt wurden von 222 Stimulationen 164 (73,9 %) Reaktionen mit einer Bewegung beantwortet. Davon entfielen 54 auf die erste, 57 auf die zweite und 53 auf die dritte Stimulation. Eine Tendenz in der Reaktionsantwort bei den fortschreitenden Stimulationen ließ sich nicht feststellen.

Zur quantitativen Beurteilung der reaktionsstärksten Frequenz wurde ein Balkendiagramm mit allen Stimulationen in einzelne Frequenzstufen gruppiert erstellt.

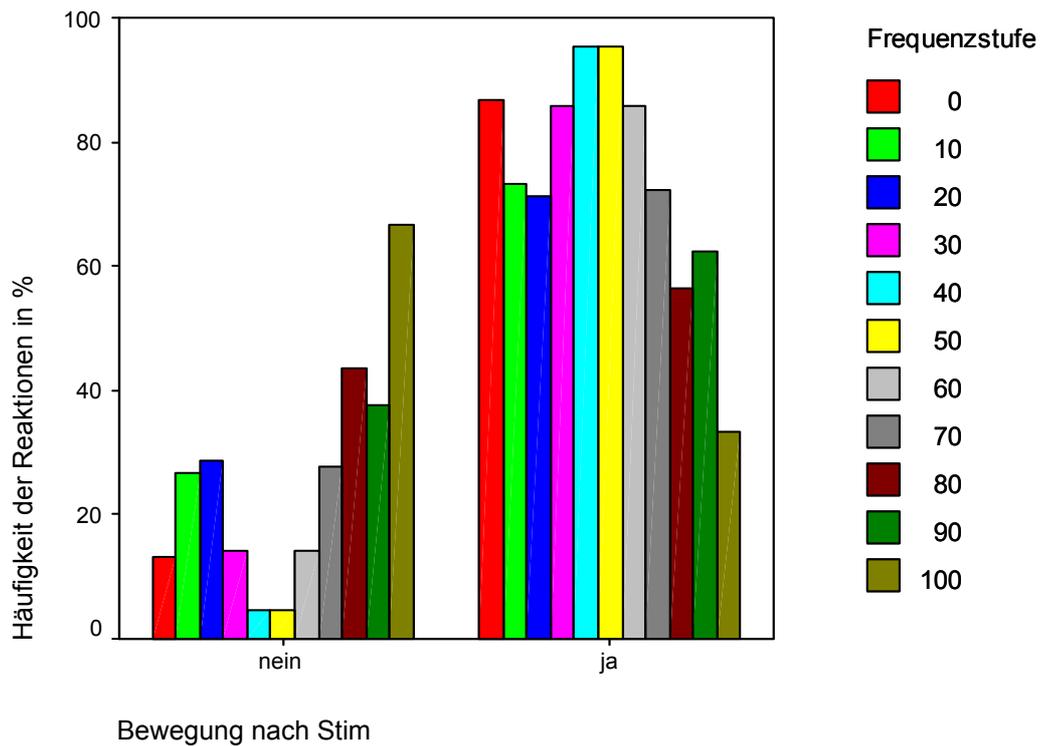


Abb. 15: Häufigkeit der Bewegung nach Stimulation

Die Frequenzstufen 40 und 50 ergaben Bewegungshäufigkeiten von knapp über 95 %. Die Frequenzstufe 0 bildete mit rund 86 % eine Ausnahme und war nahezu genauso reaktionsstark wie die Stufen 30 und 60.

Die vermeintlich ausgeprägten Reaktionen bei Stimulation werden nach Betrachtung der großen Reaktionen auf die Pseudostimulationen jedoch relativiert, da die aufgezeichneten Werte bei Stimulation nicht eindeutig nur dem Aussenden des vibroakustischen Reizes zuzuordnen waren.

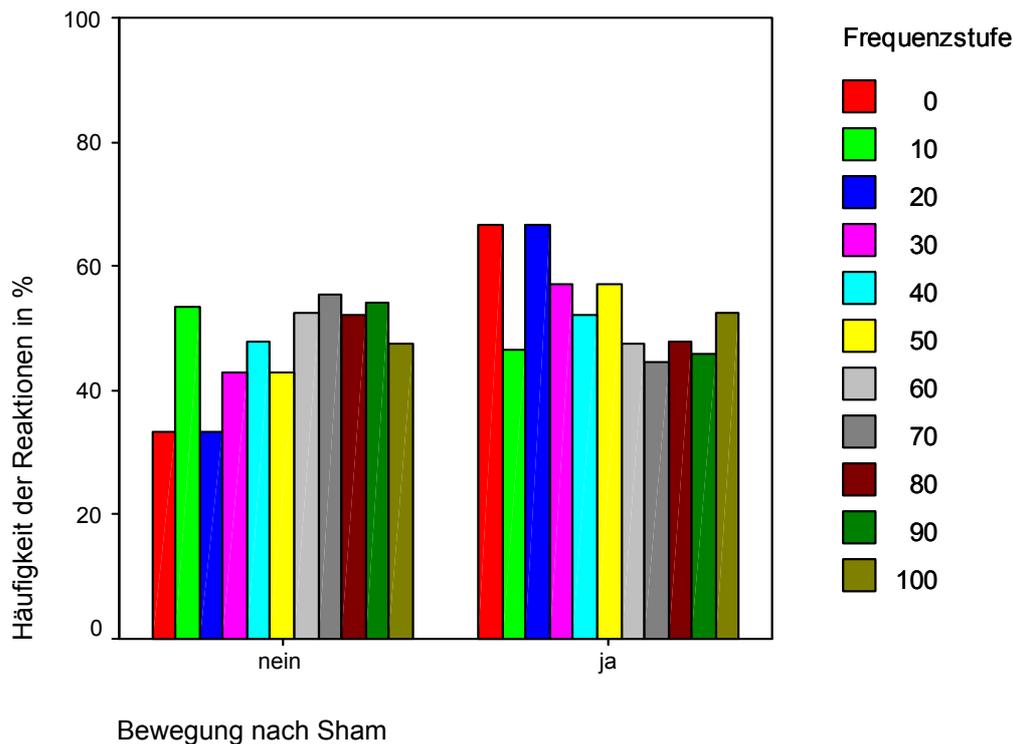


Abb. 16: Häufigkeit der Bewegung nach Sham-Pseudostimulation

Von 223 gültigen Sham-Kontrollversuchen wurden 118 Bewegungsreaktionen, das entspricht 52,9 %, aufgezeichnet. Auch hier konnte keine Reizadaptation bei der Abfolge festgestellt werden ($p > 0,999$).

4.2.3. „Baseline“ und Bewegung

Diese Testvariable wurde erhoben um ein gleichzeitiges Auftreten beider Testdaten, als Reaktion auf eine Stimulation, registrieren zu können. Trafen beide Faktoren gleichzeitig zu wurde das Antwortfeld mit „ja“ belegt. Es war demzufolge ausschließlich eine quantitative Auswertung dieser Daten möglich. Der Begriff ‚Baseline‘ wurde hier um die mittelfristigen FHF-Veränderungen ausgehend von der zugrunde liegenden Basalfrequenz mit Akzelerationen, Dezelerationen und sprunghaften Änderungen der Baseline (Baselineshift) erweitert, da im Zusammenhang mit der eigentlichen Definition des Begriffs Baseline (mittlere Grundfrequenz über einen Beobachtungszeitraum von mindestens 10 Minuten) (10, S.607) eine Auswertung der Daten mit Stimulationsabständen von 5 Minuten nicht sinnvoll gewesen wäre.

Von 222 möglichen Reaktionen kam es bei 75 zum gleichzeitigen Auftreten oben genannter Variablen. Das entspricht einer Änderung von 33,8 %. In der Reihenfolge der Stimulationen entfielen 32 Reaktionen auf die erste, 27 auf die

zweite und 16 auf die dritte Stimulation. Mit dem ‚exakten Test nach Fisher‘ wurde die Unabhängigkeit zwischen der Reaktionsantwort und Stimulationsabfolge untersucht. Das Ergebnis zeigte eine signifikante Abnahme ($p=0,022$) der Reaktionshäufigkeit bezüglich des Ablaufs der drei Stimulationen und somit einen Habituationseffekt.

Bei der Beurteilung der vorherrschenden Frequenzstufe wurden daher die einzelnen Stimulationen gesondert betrachtet.

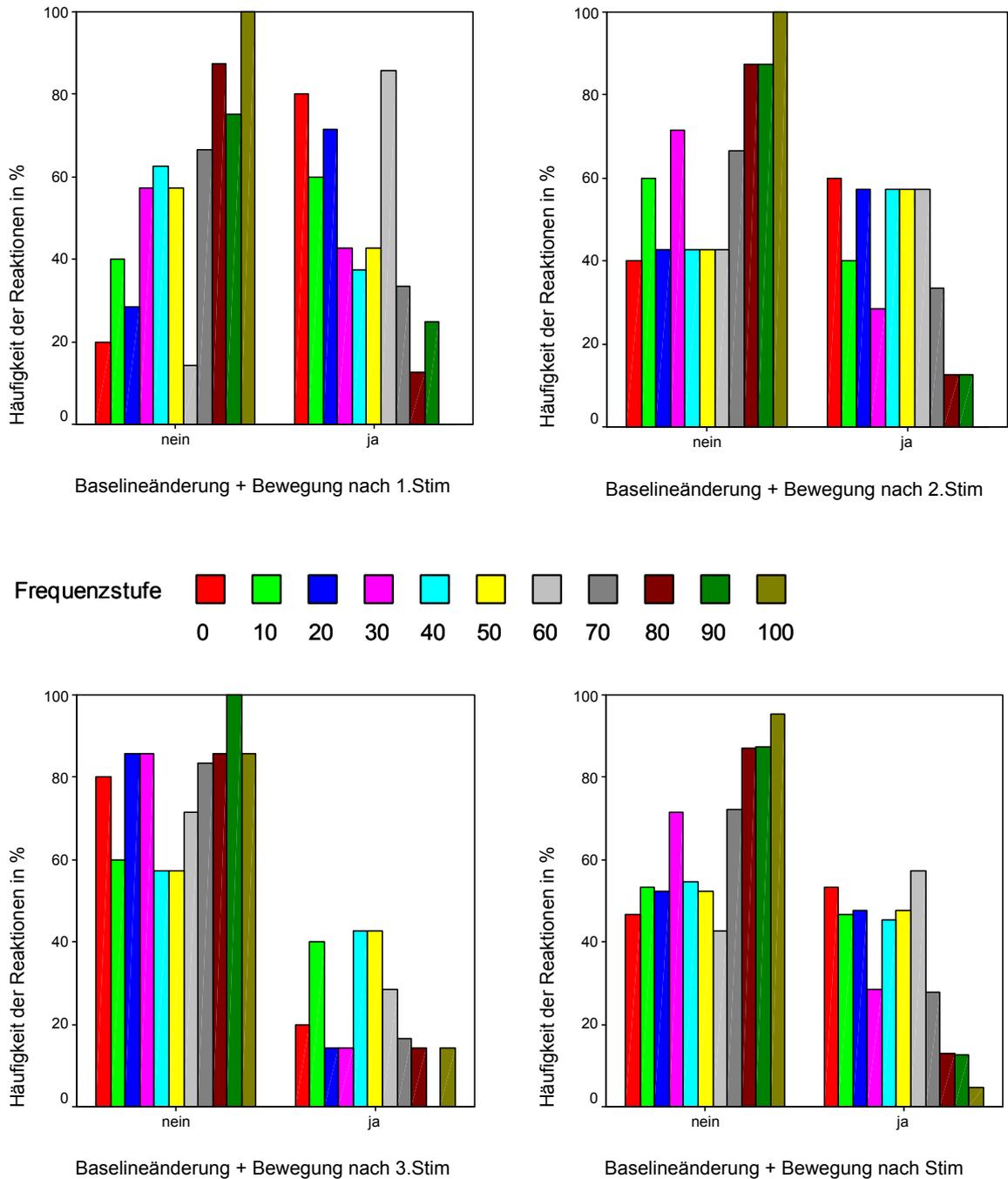


Abb. 17: Häufigkeit der „Baseline“-Änderung + Bewegung nach Stimulationen

Bei allen drei Stimulationen war ab den Frequenzstufen 70 nur eine schwache Reaktion festzustellen. Die Stufe 60 war bei der ersten Stimulation mit 85,7 % am reaktionsstärksten. Ebenfalls häufige Reaktionsantworten zeigten die Stufen 0 und 20. Bei der zweiten Stimulation sanken die 3 häufigsten Frequenzstufen der ersten Stimulation auf knapp unter 60 % ab. Die Frequenzstufen 40 und 50 hingegen verzeichneten einen Zuwachs an Reaktionen auf ungefähr 60 %, so dass hier keine Testfrequenz mehr herauszustellen war. Bei der dritten Stimulation wurden Reaktionshäufigkeiten von immerhin noch 42,9 % bei den Frequenzgruppen 40 und 50 und 40,0 % bei 10 festgestellt. Die Stufen 0 und 20 sanken hier unter 20 % und waren somit annähernd auf dem gleichen Niveau wie die allgemein reaktionsschwachen Frequenzen über 70. Nur die Stufe 60 war mit 28,6 % gut vertreten.

Die Auswertung der Sham-Kontrollversuche ergab bei 92,4 % der 223 Untersuchungen keine Reaktion.

4.2.4. FHF-Akzeleration

Als Akzelerationen wurden fetale Herzfrequenzbeschleunigungen gesehen die größer oder gleich 15 bpm lagen. Die Dauer sollte mindestens 15 Sekunden betragen, durfte 10 Minuten jedoch nicht überschreiten. Es wurden die 3 Untersuchungsvariablen Akzelerationsanzahl, -dauer und -höhe erfasst.

(a) Akzelerationsanzahl

Die Anzahl der Akzelerationen in der Vorlaufzeit lag im Durchschnitt bei $2,11 \pm 1,7$ Akzelerationen pro 10 Minuten. In der Nachlaufzeit kam es zu einem 7,9 %-igen Anstieg der Akzelerationen auf $2,28 \pm 1,6$ während der Zeit von 10 Minuten. Der Wilcoxon-Test ergab einen p-Wert von $p=0,228$.

Es wurde zum weiteren Vorgehen wieder die Differenz der einzelnen Werte gebildet (akzanz1-akzanz0). Verglichen mit allen Frequenzstufen fand sich dann ein p-Wert von 0,085.

Im paarweisen Vergleich benachbarter Frequenzstufen mit dem Mann-Whitney-U-Test zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Frequenzstufen 50 und 60 ($p=0,001$), sowie zwischen 60 und 70 ($p=0,031$).

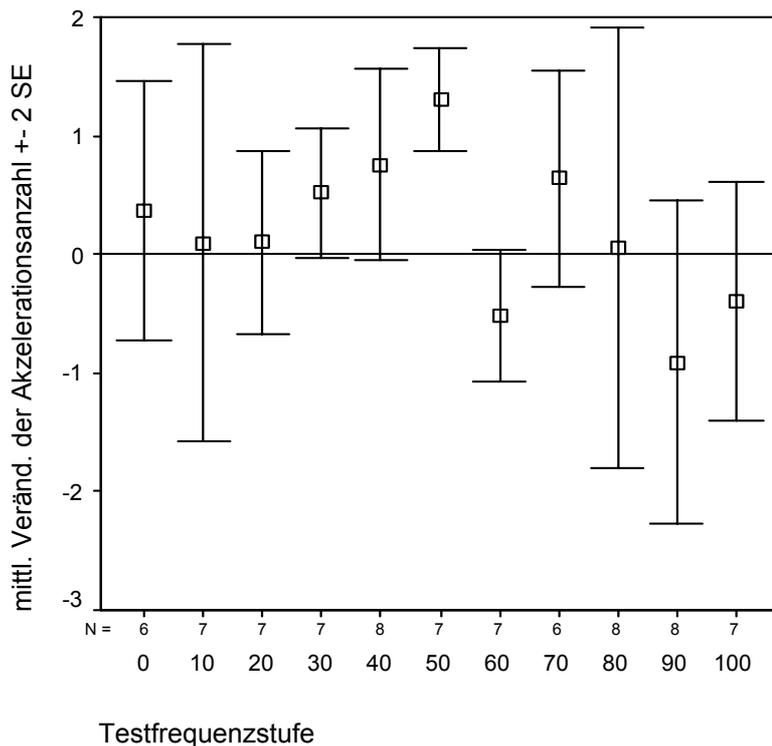


Abb. 18: Veränderung der Akzelerationsanzahl in den Frequenzstufen

Das Fehlerbalkendiagramm war wegen der allgemein schwachen Reaktionsantwort kritisch zu bewerten. Nahezu alle Werte schwankten um die 0-Linie. Die einzige bewertbare Zunahme an Akzelerationen konnte mit 1,31 bei der Frequenzstufe 50 gemessen werden. Hier lag der Standardfehler mit 0,22 von allen Werten auch am geringsten.

(b) Akzelerationsdauer

Eine Akzeleration dauerte während der Vorlaufzeit im Durchschnitt $26,57 \pm 18,0$ Sekunden. In der Nachlaufzeit stieg diese Dauer auf $37,24 \pm 24,9$ Sekunden an. Der Zuwachs der Akzelerationsdauer lag somit bei 10,66 Sekunden (40,1 %). Der gepaarte nichtparametrische Vergleich zwischen Vor- und Nachlaufzeit ergab einen höchst signifikanten Unterschied ($p=3,32 \cdot 10^{-4}$). Die Variabilität der Mittelwerte ist allerdings beträchtlich, wie an den großen Standardabweichungen zu sehen ist.

Eine Gegenüberstellung der Zunahme der Akzelerationsdauer mit den Frequenzstufen ergab einen p-Wert von $p=0,761$ und somit keine Signifikanz der Unterschiede.

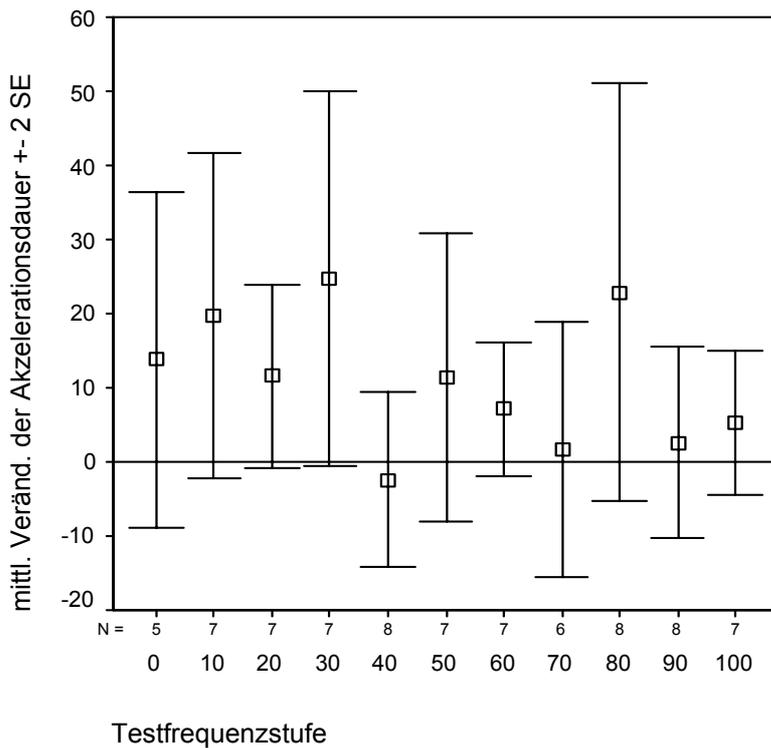


Abb. 19: Veränderung der Akzelerationsdauer in den Frequenzstufen

Die Auswertung des Fehlerbalkendiagramms zeigte zwar bei nahezu allen Frequenzstufen eine mittlere Zunahme der Akzelerationsdauer, jedoch lag sie wegen der großen Variabilität der Einzelwerte noch im Rahmen einer natürlichen Streuung.

(c) Akzelerationshöhe

In der Zeit ohne Stimulationen betrug die Amplitude der einzelnen Akzeleration im Mittel $16,34 \pm 8,7$ bpm. Auch hier kam es zu einem höchst signifikanten Anstieg ($p=0,001$) in Bezug auf die Nachlaufzeit, in der sich der Durchschnitt auf $18,54 \pm 8,5$ bpm belief. Die Differenz lag bei 2,2 bpm oder 13,5 %.

Das Ergebnis des nicht-parametrischen Vergleichs zwischen der Änderung der Amplitude und der Frequenzstufen konnte keine signifikante Abweichung zeigen ($p=0,385$).

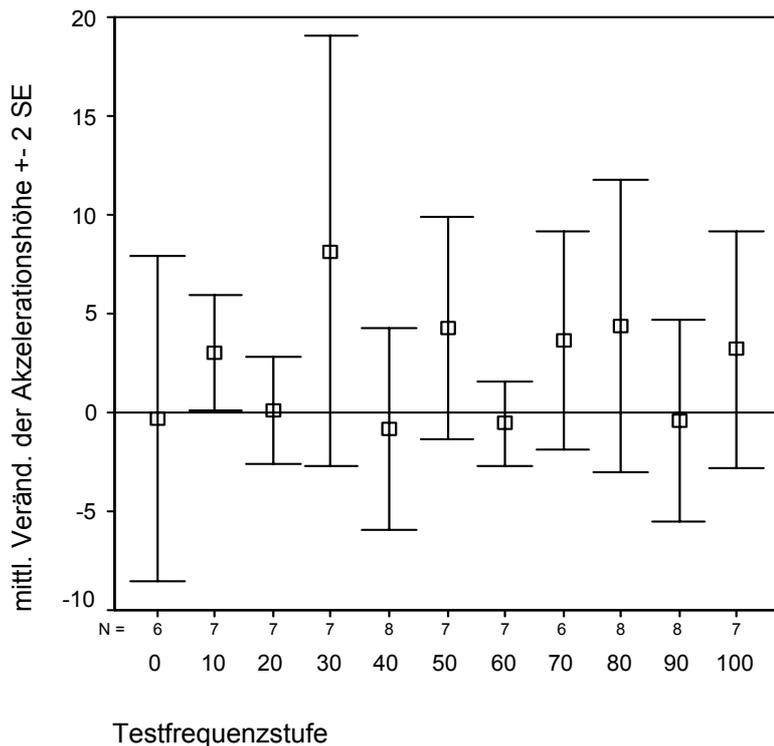


Abb. 20: Veränderung der Akzelerationshöhe in den Frequenzstufen

Das Fehlerbalkendiagramm ähnelte dem der Akzelerationsdauer. Auch hier konnte keine eindeutige Frequenzstufe ermittelt werden, da sich die Werte noch im Bereich einer möglichen zufälligen Schwankung bewegten.

Da alle drei Messgrößen (Anzahl, Dauer und Höhe) die Akzelerationsbeschleunigung beschreiben, wurde zwischen ihnen ein möglicher Zusammenhang untersucht. Berechnet wurde hierzu die Rangkorrelation nach Spearman. Die Ergebnisse sind in folgender Tabelle wiedergegeben:

			Änderung Akz.-Dauer	Änderung Akz.-Höhe
Spearman-Rho	Änderung Akz.-Anzahl	Korrelationskoeffizient	,152	,313
		Sig. (2-seitig)	,186	,005
		N	77	78
Spearman-Rho	Änderung Akz.-Dauer	Korrelationskoeffizient		,477
		Sig. (2-seitig)		1,169E-05
		N		77

Tab. 13: Bivariater Zusammenhang der Messgrößen der Akzelerationsbeschleunigung

Zwischen der Akzelerationsanzahl und der Dauer konnte kein Zusammenhang bestätigt werden ($r=0,152$). Mit Korrelationskoeffizienten von $r=0,313$ und $r=0,477$ konnten geringe, jedoch signifikante Korrelationen zwischen Anzahl und Amplitude, sowie Amplitude und Dauer nachgewiesen werden ($p=0,05$ bzw.

$p < 0,001$). Die zugehörigen graphischen Darstellung zeigt, dass bei allen drei Größen die Zusammenhänge aufgrund hoher Streuung nur schwer interpretierbar sind.

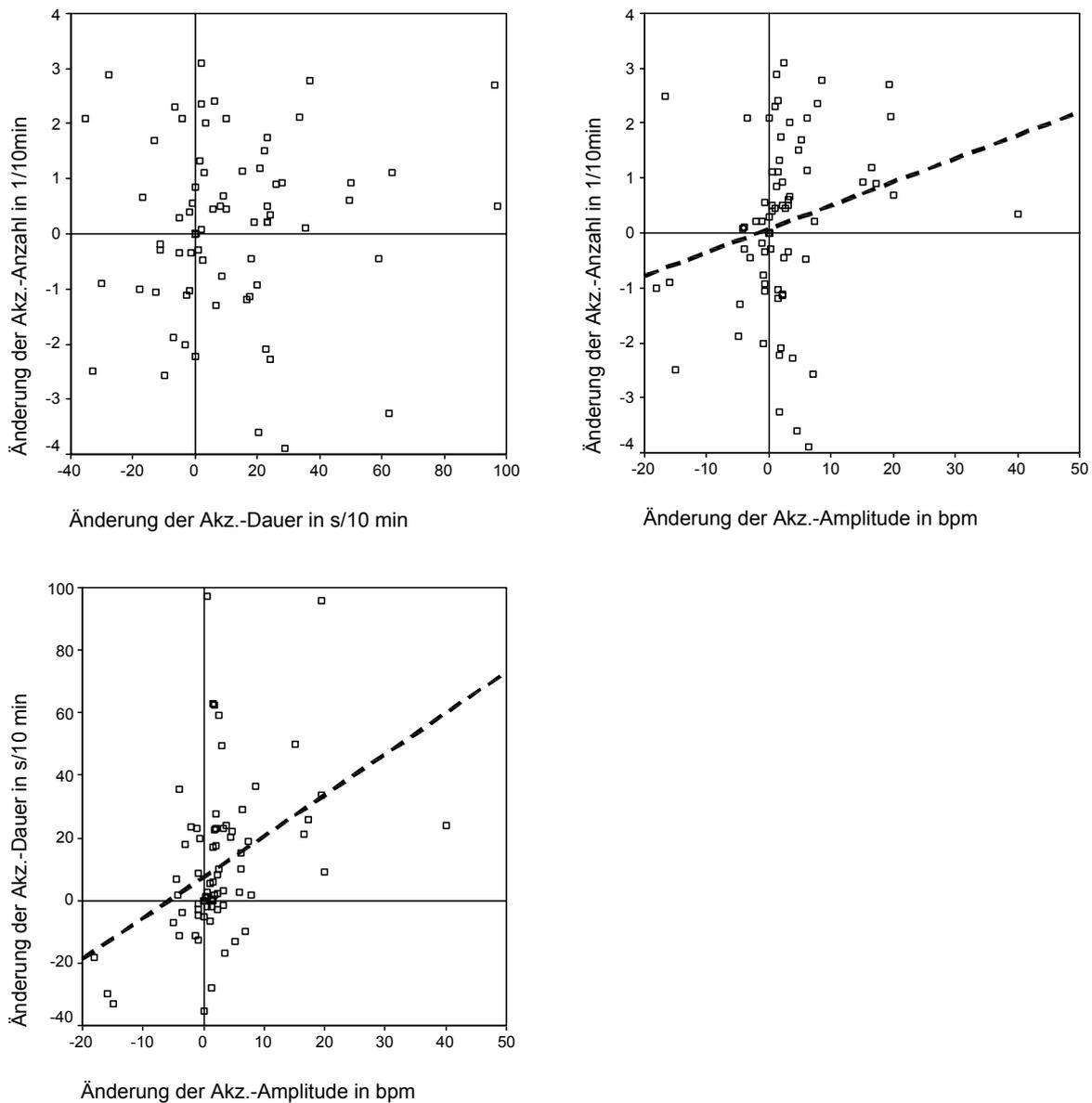


Abb. 21: Zusammenhang zwischen den Messgrößen der Akzeleration

Das Streudiagramm Anzahl/Dauer ließ keinen Zusammenhang beider Variablen erkennen. Die beiden Punktwolken Anzahl/Amplitude und Dauer/Amplitude zeigten jeweils einen positiven Zusammenhang auf („je größer desto größer“).

Eine quantitative Auswertung der Akzeleration nach Stimulation ergab insgesamt 86 positive Reaktionen in Form einer Akzeleration. Das waren 37,2 % von 231 Stimulationen. Im Zuge der Stimulationsabfolge war keine signifikante Reaktionsabnahme zu erkennen ($p=0,808$). Von den 86 Akzelerationen,

ereigneten sich 30 nach der ersten, ebenso 30 nach der zweiten und 26 nach der dritten Stimulation.

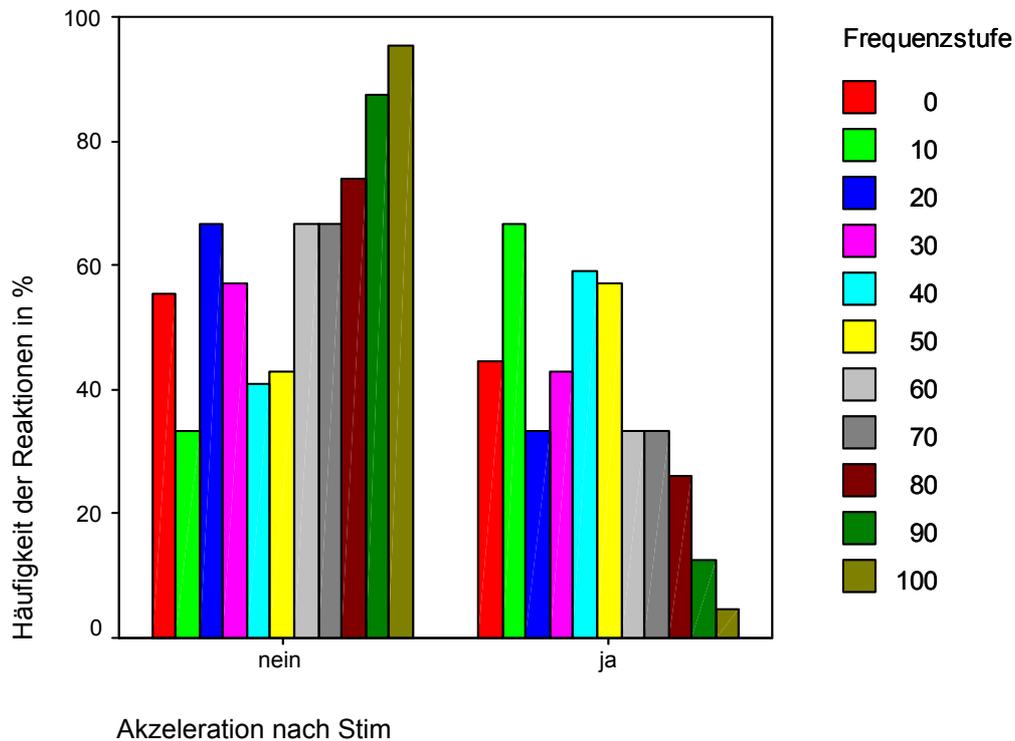


Abb. 22: Häufigkeit der Akzeleration nach Stimulation

Die häufigsten Reaktionen in Form einer Akzeleration fanden sich bei der Frequenzstufe 10. In dieser Gruppe reagierten 66,7 % positiv. Bei den Frequenzstufen 40 und 50 reagierten noch knapp 60 %.

Bemerkenswert war, dass sich zwar insgesamt die Häufigkeit der Reaktionsantwort kaum änderte, jedoch bezogen auf die Stimulationsreihenfolge ein Wechsel zwischen den drei führenden Frequenzstufen stattfand. So war bei der 1. Stimulation die Stufe 10 mit 85,7 % die reaktionsstärkste Frequenzgruppe. Bei der 2. und 3. Stimulation wurde jedoch nur noch ein Wert von 57,1 % erreicht. Die Frequenzstufe 50 hatte die meisten Reaktionen bei der 2. Stimulation mit 71,4 %, erzielte bei der 3. Stimulation jedoch nur noch knapp 43 %. Anders verteilten sich die Häufigkeiten bei der Frequenzstufe 40. Hier stieg die Anzahl an Reaktionen im Laufe der Stimulationsabfolge sogar an. Die 3. Stimulation war somit mit einem Wert von 71,4 % am stärksten.

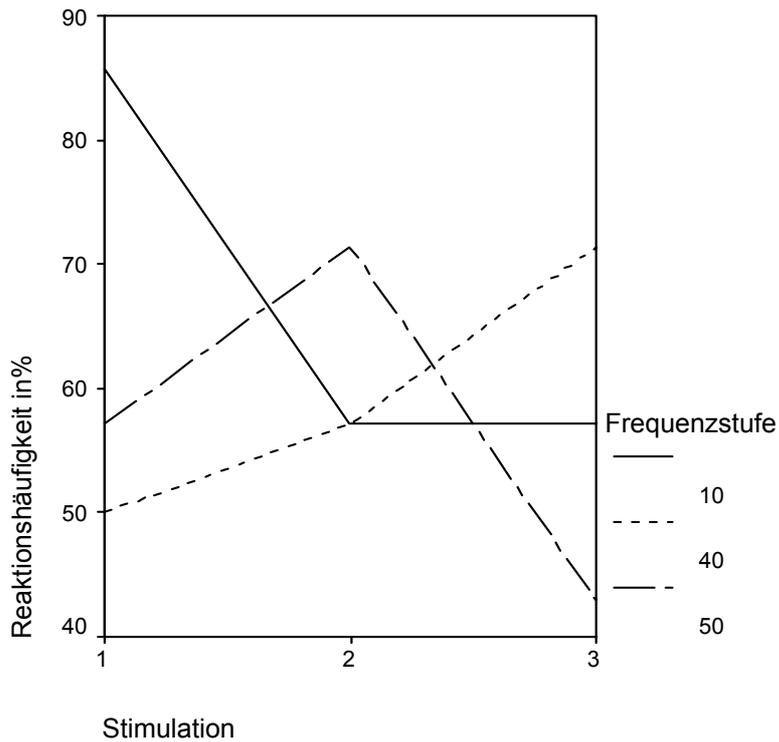


Abb. 23: Verlauf der Häufigkeiten der Akzeleration bei den Stimulationen

Die Auswertung der Pseudostimulationen ergab bei 84,0 % von 231 Untersuchungen keine Reaktionsantwort.

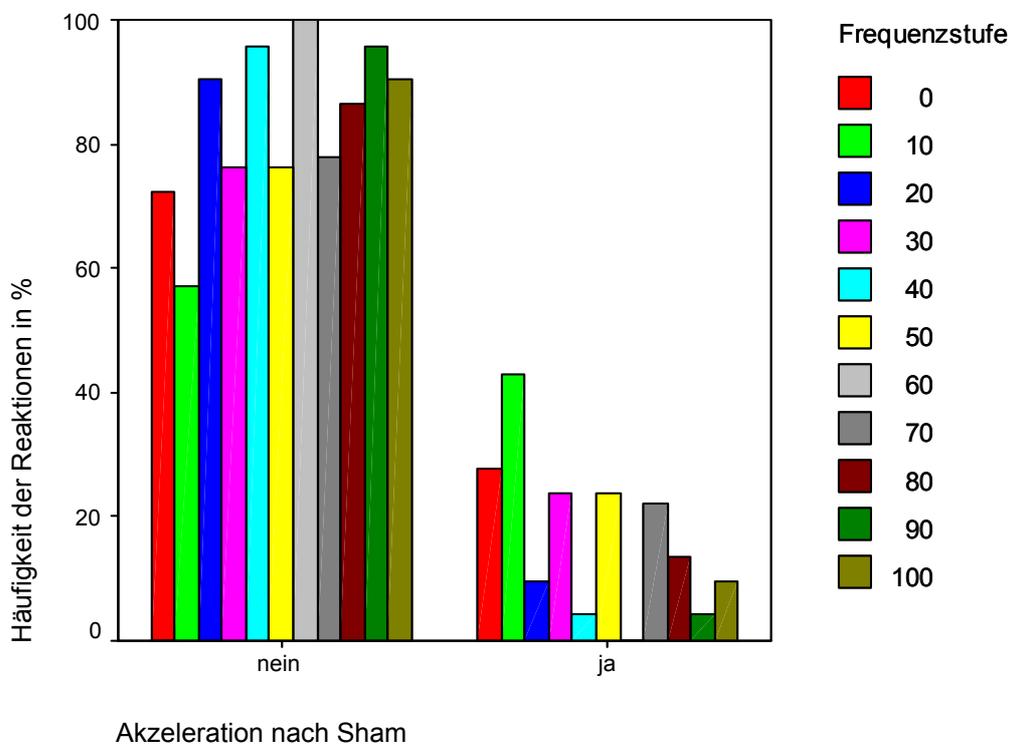


Abb. 24: Häufigkeit der Akzeleration nach Sham-Pseudostimulation

4.2.5. Akzeleration und Bewegung

Bei der Auswertung in Bezug auf das gleichzeitige Auftreten von Akzeleration und Bewegung kam es zu einer Abnahme nach Stimulation. Da jedoch die Akzelerationen und die Bewegungen einzeln betrachtet jeweils Zunahmen verzeichneten, musste von zeitlich versetzten Reaktionen ausgegangen werden. Bei erneuter genauere Betrachtung der CTG-Untersuchungen fiel auf, dass der überwiegende Teil der Bewegungsaktivität leicht zeitversetzt direkt vor und nach einer Akzeleration erfolgte. In der Auswertung für Akzeleration und Bewegung wurden jedoch nur diejenigen Fälle erfasst, bei welchen ein exakt gleichzeitiges Auftreten beider Reaktionen zu registrieren war. Da nicht mehr alle Patientenunterlagen zur Verfügung standen um die Daten dementsprechend anders zu aggregieren, wird auf die Auswertung der Kombination von Akzeleration und Bewegung in dieser Arbeit nicht näher eingegangen.

4.2.6. FHF-Dezeleration

Als Dezeleration galt eine Herzfrequenzverlangsamung um mindestens 15 bpm, die zwischen 10 Sekunden und 3 Minuten zu registrieren war. Die Eingabe des Dezelerationstyps in die Datenbank erfolgte kategorisiert. Es wurde zum einen die Beziehung der Dezeleration zu einer Wehe berücksichtigt (frühe, späte und variable Dezeleration), zum anderen kurze und steile Abfälle der kindlichen Herzfrequenz, die als DIP0 bezeichnet wurden.

Im Mittel ergab sich ein nicht signifikanter Anstieg ($p=0,243$) der Anzahl der Dezelerationen im Vergleich der Vorlaufzeit (0,80 Dezelerationen pro 10 Minuten) zur Nachlaufzeit (0,90 Dezelerationen pro 10 Minuten). Die durchschnittliche Differenz betrug 0,10 Dezelerationen. Insgesamt entspricht dies einer Zunahme von 13,6 %. Dabei war auffällig, dass die Anzahl der DIP0 von 38 entsprechend 50,7 % in der Vorlaufzeit, auf 56 entsprechend 74,7 % anstiegen. Die Anzahl der späten Dezelerationen blieb gleich. Die variablen und frühen Dezelerationen nahmen um ein Ereignis herum zu.

	ohne Stim		mit Stim	
	Anzahl	Prozent	Anzahl	Prozent
keine Dez	34	45,3%	14	18,7%
DIP 0	38	50,7%	56	74,7%
früh	1	1,3%	2	2,7%
spät	1	1,3%	1	1,3%
variabel	1	1,3%	2	2,7%
Gesamt	75	100,0%	75	100,0%

Tab. 14: Verteilung der Dezelerationstypen im Vor- und Nachlauf

Zu erklären ist der starke Anstieg der DIP0-Werte durch die deutliche Zunahme an Kindsbewegungen und die dadurch verursachten kurzen Nabelschnurkompressionen. Somit ist dieser Anstieg nicht als pathologisch oder in seiner Auswirkung als negativ für das Kind zu werten (10, S.608).

Die berechnete Differenz der Dezelerationsanzahl zwischen Nachlauf und Vorlauf wurde mit allen Frequenzstufen unter Zuhilfenahme des Kruskal-Wallis-Tests verglichen. Das Ergebnis lieferte einen p-Wert von $p=0,702$. Es ließ sich somit keine signifikante Testfrequenz nachweisen.

Die Betrachtung des Fehlerbalkendiagramms untermauerte diese Erkenntnis.

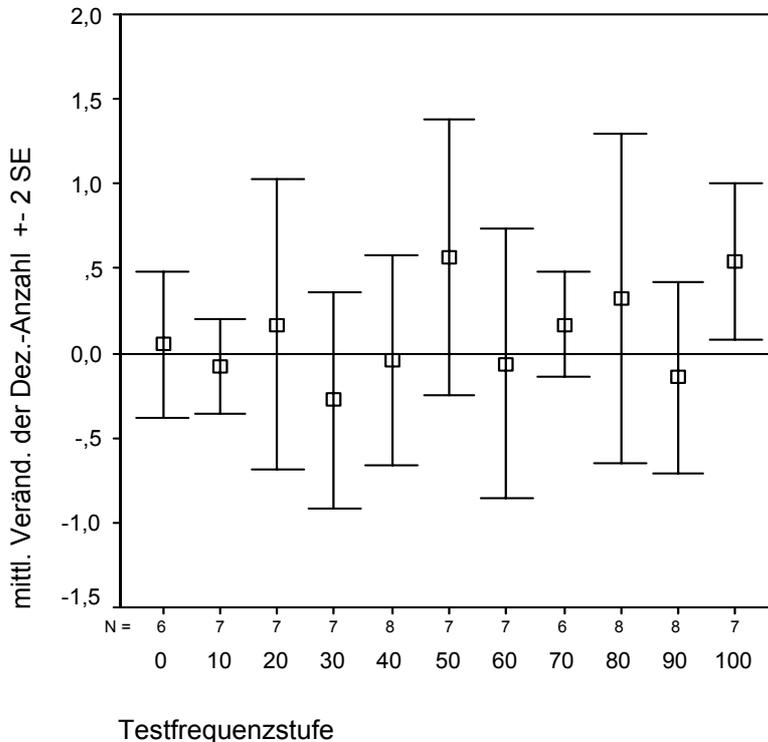


Abb. 25: Veränderung der Dezelerationsanzahl in den Frequenzstufen

Die Werte verteilen sich zufällig und streuten breit um die 0-Linie. Obwohl in der Frequenzstufe 100 eine Zunahme der Dezelerationsanzahl zu messen war,

wurde dies wegen des großen Standardfehlers von 0,23 und der allgemein verhaltenen Reaktionsantwort als nicht bedeutsam gewertet.

Deutlicher wurde die geringe Reaktionshäufigkeit noch bei der quantitativen Auswertung. Insgesamt 17 Stimulationen (7,4 %) wurden mit einer Dezeleration beantwortet. Diese verteilten sich über der Stimulationsreihenfolge nahezu gleichmäßig.

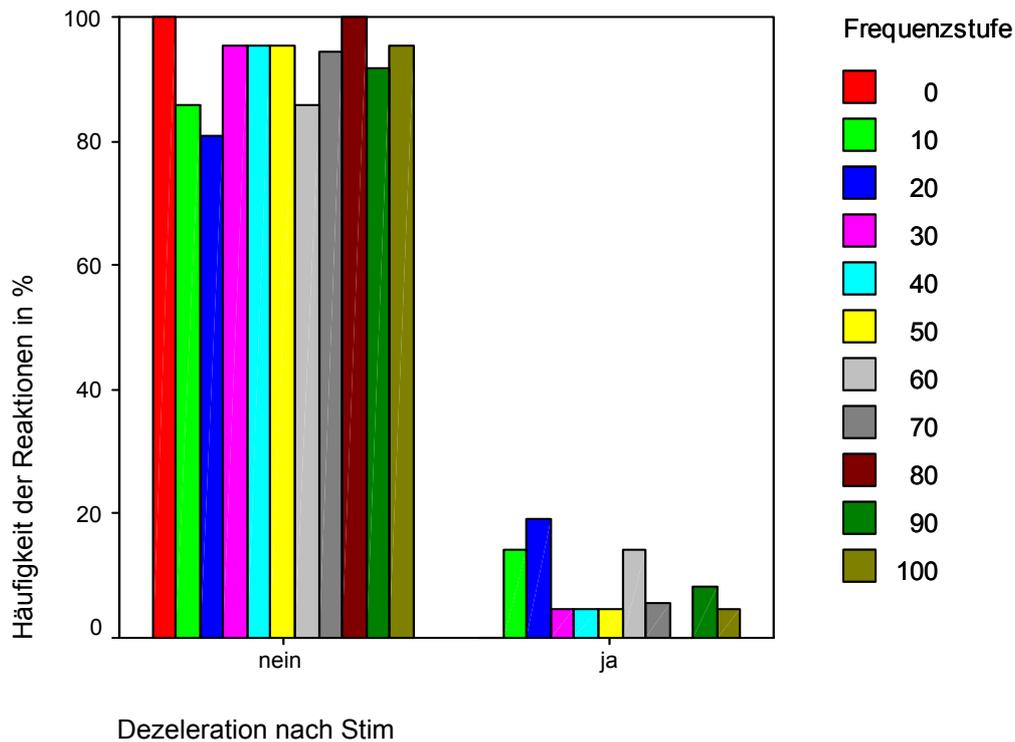


Abb. 26: Häufigkeit der Dezeleration nach Stimulation

Selbst die reaktionsstärksten Frequenzstufen 20, 10 und 60 wiesen mit 19,0 % und jeweils 14,3 % nur geringe Reaktionen auf. Aus diesem Grund ist eine sinnvolle Aussage über eine herausragende Frequenzstufe kaum möglich.

Die Pseudostimulationen wiesen sehr niedrige Reaktionsantworten auf. Nur 2,2 % der 231 Sham-Kontrollversuche zeigten positive Reaktionsantworten.

4.2.7. fetale Verhaltenszustände

Die Daten wurden codiert nach dem Beurteilungsschema für die Klassifikation fetaler Verhaltenszustände (1F-4F) erfasst (vgl. Tab. 4) und dabei die Dauer (in Minuten) des jeweiligen Zustandes beurteilt. Konnte der Verhaltenszustand nicht eingeordnet werden und erschien das Aktivitätsmuster unkoordiniert, so wurde er mit „no coincidence“ bezeichnet. War keine Klassifikation möglich z. B. wegen der Ausfallzeiten, so wurden die Daten mit „nicht-klassifizierbar“ bewertet.

Die Dauer jedes Zustandes wurde in einen prozentualen Anteil der Vor- bzw. Nachlaufzeit normiert. Dabei gab es 75 gültige Beobachtungen. (Wie auf Seite 37 bereits erwähnt, konnten 3 Untersuchungen wegen der fehlenden Gerätefunktion zum Aufzeichnen der fetalen Bewegungen nicht berücksichtigt werden.) Nach Berechnung der prozentualen Änderung der Dauer der jeweiligen Verhaltenszustände wurde diese mit einem Kruskal-Wallis-Test auf signifikante Unterschiede in den einzelnen Verhaltenszuständen hin untersucht. Mit einem p-Wert von $p=3,94 \cdot 10^{-5}$ erwies sich das Ergebnis als äußerst signifikant.

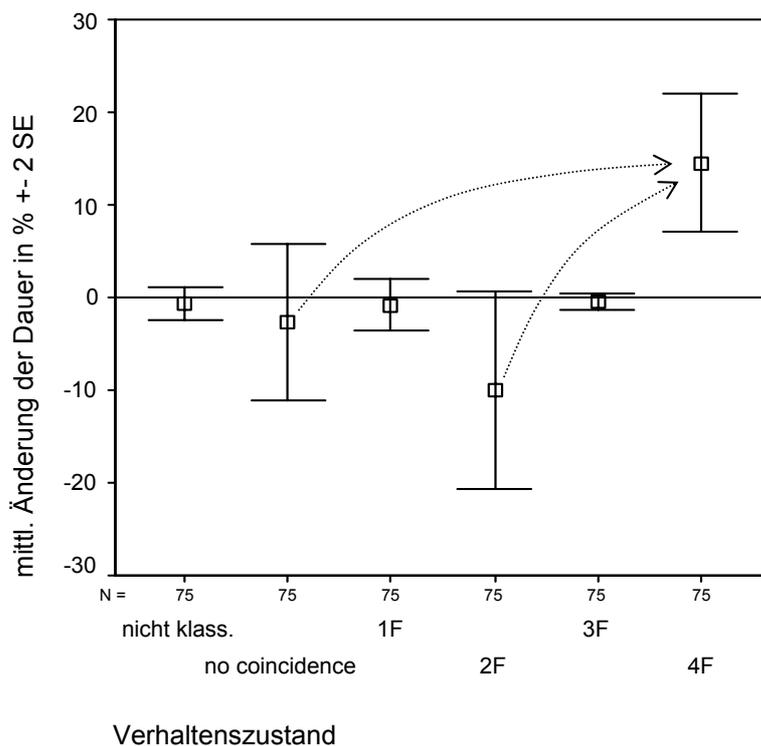


Abb. 27: Änderung der Dauer des Verhaltenszustandes nach Stimulation

In einem Fehlerbalkendiagramm lässt sich dieses Ergebnis sehr gut darstellen. Auf der Abszisse finden sich hier die einzelnen Verhaltenszustände, die Ordinate stellt die Änderung der Dauer des Verhaltenszustandes im Mittel dar. Auffallend zeigte sich eine tendenzielle Abnahme des „no coincidence“-Zustandes und des Verhaltenszustandes 2F zugunsten einer starken Zunahme des Verhaltenszustandes 4F. Ebenfalls war eine leichte Abnahme der übrigen Parameter zu verzeichnen. Der Aktiv-Wach-Zustand in der Nachlaufzeit unter Stimulation des Feten hat demnach deutlich zugenommen. Dieses Ergebnis deckt sich mit den bereits ausgewerteten Reaktionen (z. B. Zunahme der Bewegungsaktivität der Akzelerationen, Zunahme der fetalen Herzfrequenz, usw.).

Zur Ermittlung der geeignetsten Testfrequenzstufe wurde für jede Testfrequenz ein solches Fehlerbalkendiagramm erstellt. Da einige Diagramme in ihren Aussagen ähnlich waren, wurde auf den kompletten Abdruck aller Frequenzstufen verzichtet. Stattdessen wurde versucht, anhand einer Auswahl von 4 Graphiken die Ergebnisse zu erläutern.

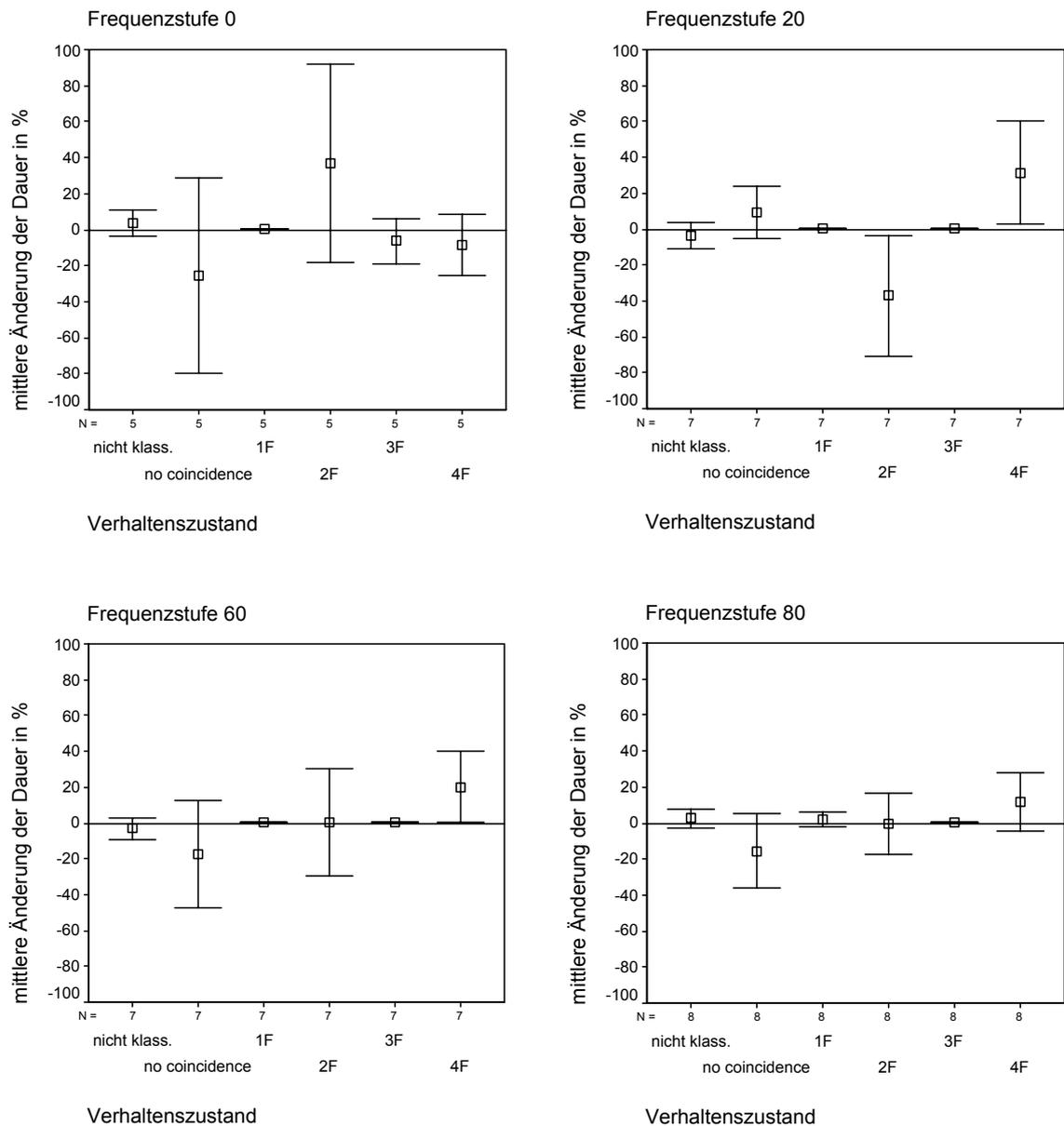


Abb. 28: Änderung der Dauer des Verhaltenszustandes für verschiedene Testfrequenzstufen

Bei der Frequenzstufe 0 ließ sich die Tendenz einer Abnahme vom Zustand „no coincidence“ zugunsten von 2F aufzeigen. Eine explizite Veränderung der Verhaltenszustände war wegen der großen Standardfehler jedoch nicht nachweisbar. Die Testfrequenzstufen 10, 20 und 30 wiesen eine Abnahme des Zustandes 2F zugunsten von 4F auf. Zugleich konnte die Tendenz einer

Zunahme des Verhaltenszustandes „no coincidence“ festgestellt werden. Als Vertreter dieser Gruppe wurde die Frequenzstufe 20 oben dargestellt. Zu einer Zunahme des Verhaltenszustandes 4F kam es auch bei den Frequenzstufen 40, 50 und 60. Wobei hier der „no coincidence“-Zustand, sowie der Zustand 2F nur tendenziell abnahmen. Ab der Testfrequenzstufe 70 konnte keine eindeutige Änderung des Verhaltenszustandes mehr festgestellt werden. Bei der Frequenzstufe 100 stieg sogar der Zustand 2F zugunsten von 4F an.

Zusammenfassend wurde ein Balkendiagramm mit den drei bereits oben herausgestellten wesentlichen Verhaltenszuständen „no coincidence“, 2F und 4F auf der Kategorienachse und die Änderung der Dauer als Mittelwert in Prozent je Frequenzstufe auf der Skalenachse erstellt.

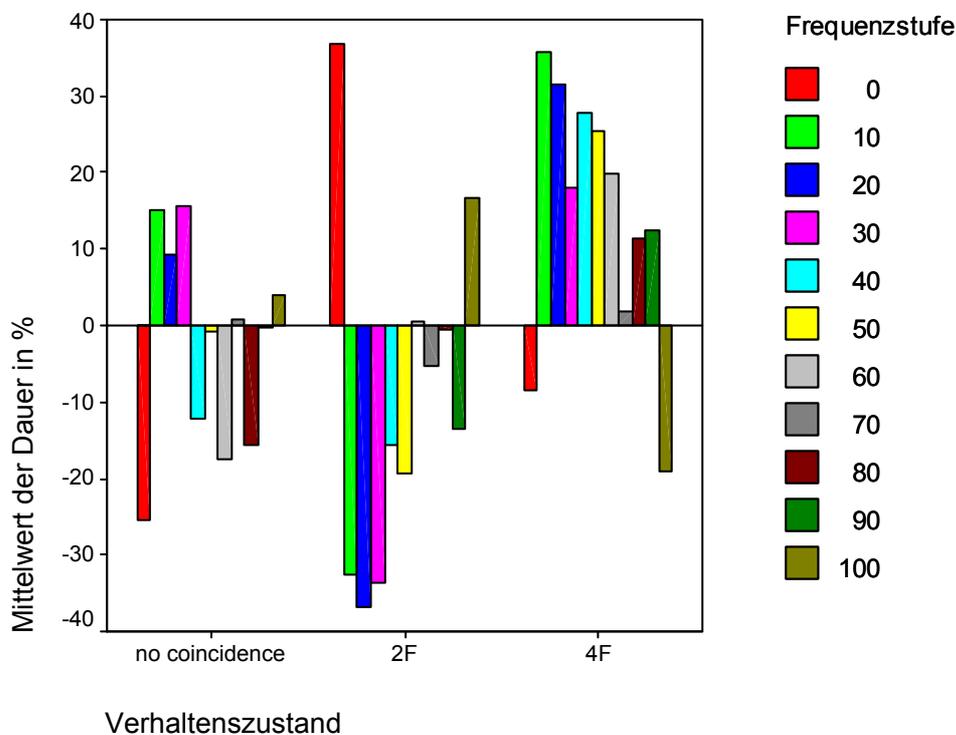


Abb. 29: Änderung der Dauer des Verhaltenszustandes aller Testfrequenzstufen

Die günstigste Entwicklung des Verhaltenszustandes lag bei den Frequenzstufen 40 bis 60. Hier nahm der Zustand 4F zu, während der „no coincidence“ und 2F Zustand tendenziell abnahm. Das bedeutet, dass unkoordinierte Aktivitätsmuster größtenteils in einen definierten Verhaltenszustand wechselten und Verhaltenszustände von einem aktiv Schlaf- in einen aktiv Wachzustand übergingen. Bei der Frequenzstufe 60 war von den drei genannten Frequenzstufen hierbei die geringsten Standardfehler zu vermerken.

Die quantitative Auswertung der Änderung des Verhaltenszustands geschah durch gesonderter Eingabe der Reaktion mit ja oder nein nach jeder einzelnen Stimulation. Hier kam es über alle Stimulationen (n=222), zu 33 Änderungen des Verhaltenszustandes, das entspricht 14,9 %. Eine Änderung konnte dabei sowohl eine Verbesserung als auch eine Verschlechterung des Wachzustandes, sowie einen Wechsel in ein nicht zuordenbares bzw. in ein unkoordiniertes Aktivitätsmuster bedeuten.

Wie auch bei der Beurteilung der Bewegung im Zusammenhang mit der Akzeleration spielte die zeitversetzte Reaktion hier eine Rolle. Erfasst wurden in dieser Arbeit jedoch nur die Änderung des Verhaltenszustandes unmittelbar (max 2 s) nach der Stimulation.

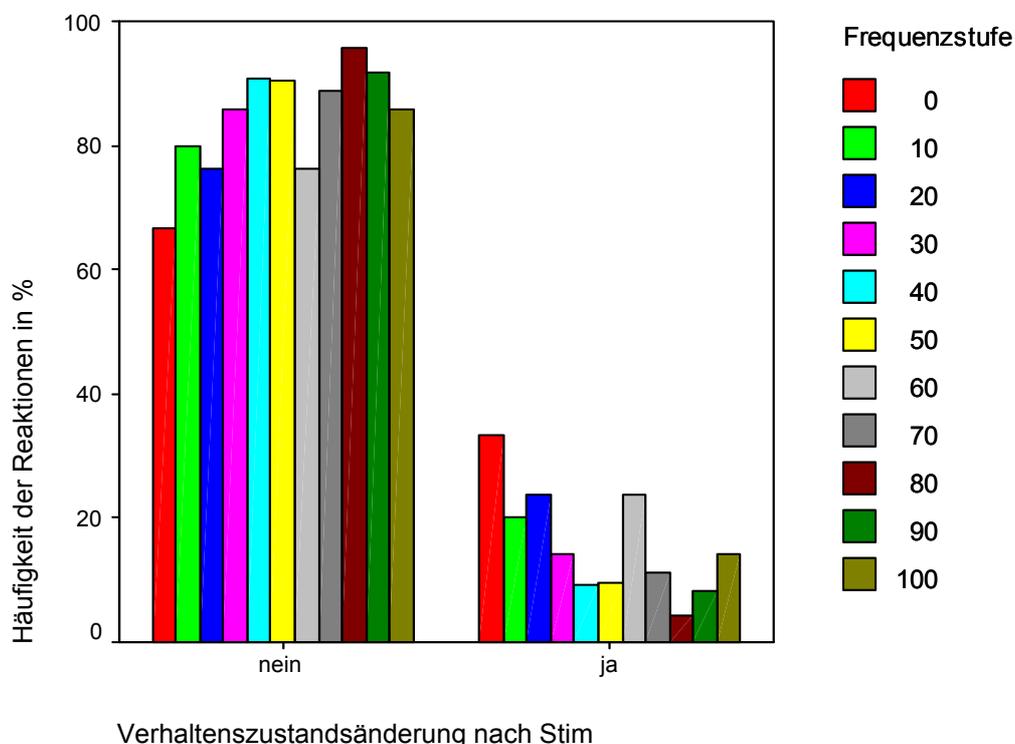


Abb. 30: Häufigkeit des Wechsels des Verhaltenszustandes nach Stimulation

Unter Berücksichtigung der Aufeinanderfolge der einzelnen Stimulationen, kam es bei der ersten Stimulation zu 13 Reaktionen, bei der zweiten zu 12 und bei der dritten nur noch zu 8. Mit einem errechneten p-Wert von $p=0,544$ ließ sich jedoch erneut nur eine Tendenz der Reaktionsabnahme bei der Stimulationsabfolge erkennen. Obgleich die Frequenzstufe 0 mit 33,3 % die meisten Reaktionen aufwies, zeigten die vorhergehenden Untersuchungen nur eine Zunahme vom Verhaltenszustand 2F, während die aktiveren Zustände 3F und 4F sogar abnahmen. Bei der Frequenzstufe 20 waren 23,8 % Änderungen

des Verhaltenszustandes zu registrieren. Vornehmlich nahm hier der aktiv Schlafzustand zugunsten des aktiv Wachzustandes ab. Lediglich eine Zunahme des Zustandes „no coincidence“ beeinträchtigte das Ergebnis. Anders war dies bei der Frequenzstufe 60. Mit ebenfalls 23,8 % Änderungen des Verhaltenszustandes war zwar auch hier eine Zunahme des aktiv Wachzustandes zu verzeichnen, jedoch nahmen die Fälle des „no coincidence“ Zustandes dabei ab. Der aktiv Schlafzustand blieb nahezu unverändert.

Mit einer großen negativen Reaktionsantwort von 96,4 % der 223 Beobachtungen bestätigte der Sham-Kontrollversuch die nur geringen Irritationen der Feten bei der Versuchsanordnung.

4.2.8. Fetales Herzfrequenzmuster

Nachdem die fetale Herzfrequenz auch ein Beurteilungskriterium für die Einteilung des fetalen Verhaltenszustandes darstellt, wunderte es nicht, dass die Auswertung des fetalen Herzfrequenzmusters ähnlich der des Verhaltenszustandes ausfiel. Auch hier wurden die Daten codiert (Stadium A bis D und „no coincidence“) nach einem Beurteilungsschema eingegeben. Es erfolgte erneut eine Normierung durch Umrechnung der erfassten Dauer des jeweiligen Stadiums in prozentuale Anteile der Vor- und Nachlaufzeit. Die Untersuchung der Zustandsänderungen in den jeweiligen Stadien ergab einen p-Wert von $p=1,34 \cdot 10^{-5}$.

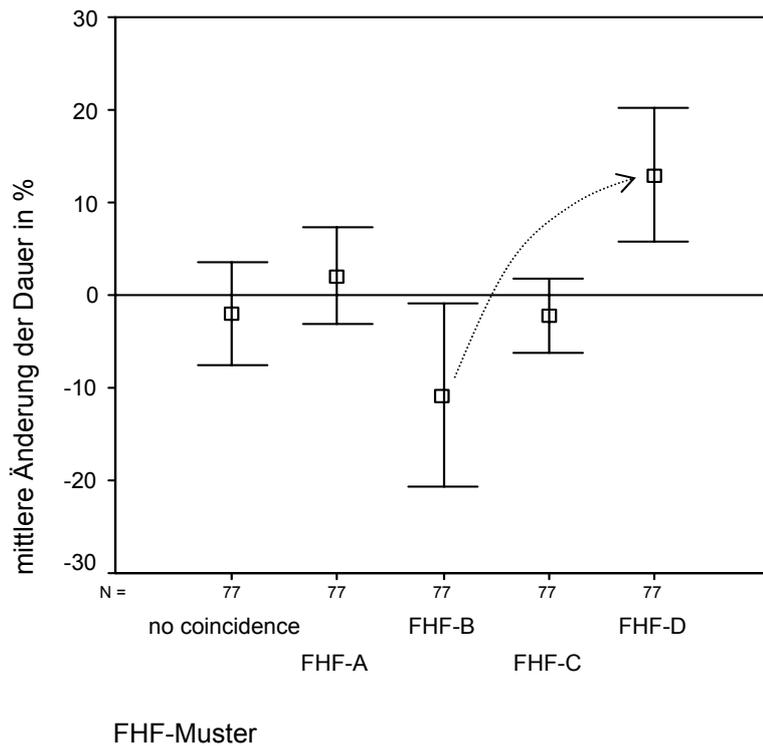


Abb. 31: Änderung der Dauer des FHF-Musters

Das Fehlerbalkendiagramm zeigt einen deutlichen Anstieg des FHF-Musters D, in der Nachlaufzeit. Dafür kam es zu einer Abnahme des FHF-Musters B, sowie tendenziell auch der Muster C und „no coincidence“. Insgesamt bedeutete dies, dass die fetale Herzfrequenz während bzw. nach der Stimulation in einen instabilen, tachykarden Herzrhythmus mit großen und langen Akzelerationen gewechselt hat. Dies spiegelt die Zunahme fetaler Aktiv-Wach-Zustände wider, denn diese zeigen häufig suspekta FHF-Muster. Zurückzuführen ist dies auf eine starke und lang andauernde Bewegungsaktivität des Kindes (10, S.302) und gilt somit eher als Zeichen fetalen Wohlbefindens.

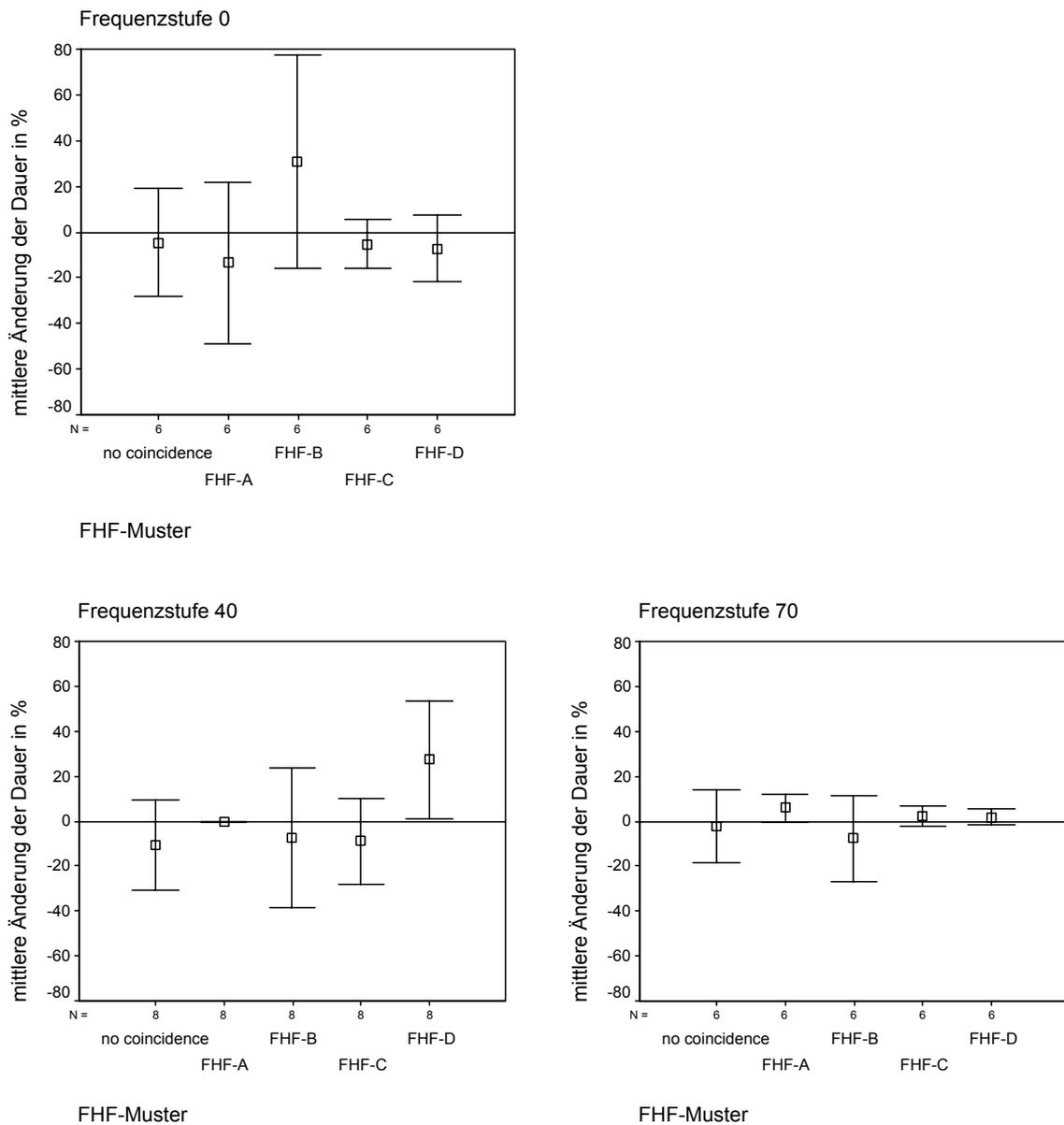


Abb. 32: Änderung der Dauer des FHF-Musters für verschiedene Testfrequenzstufen

Nach Auftragen der Fehlerbalkendiagramme für jede Frequenzstufe und anschließendem Vergleich, lies sich feststellen, dass bei den Frequenzstufen 0 und 60 bis 100 Wechsel des FHF-Musters im Bereich natürlicher Streuung lagen. Beispielhaft wurden hier die Graphiken für die Testfrequenzstufe 0 und 70 dargestellt. Anders verhielt es sich bei den Frequenzstufen 10 bis 50. Hier konnte ein Anstieg des FHF-Musters D verzeichnet werden. Überwiegend konnte die Tendenz einer Abnahme des Musters B festgestellt werden. Als Vertreter dieser Frequenzstufen wurde die Testfrequenzstufe 40 abgebildet.

Ähnlich der Darstellung beim Verhaltenszustand wurde ein Balkendiagramm mit den maßgeblichen FHF-Mustern B, D und „no coincidence“ und den prozentualen Änderungen des FHF-Musters je Frequenzstufen erstellt.

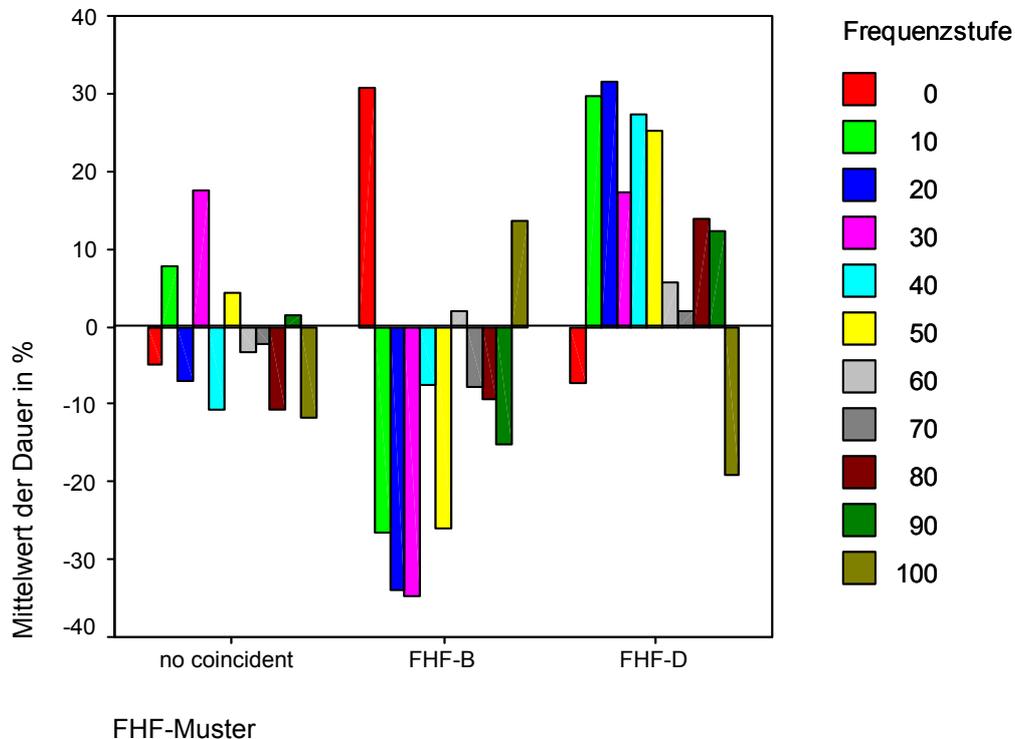


Abb. 33: Änderung der Dauer des FHF-Musters aller Testfrequenzstufen

Der vermeintlich hohe Anstieg der Dauer des FHF-Musters B bei der Frequenzstufe 0 liegt aufgrund des hohen Standardfehlers noch im natürlich gestreuten Bereich. Die Testfrequenzstufen 10 bis 50 wiesen allgemein starke Zunahmen bei dem Muster D auf. Das Herausstellen einer günstigen Frequenzstufe dieser Gruppe war kaum möglich, da nur tendenzielle Änderungen zu verzeichnen waren. Die günstigste Entwicklung mit Neigung zur Abnahme des „no coincidence“ Zustandes zeigten die Frequenzstufen 20 und 40.

Eine quantitative Beurteilung war wegen der Ähnlichkeit zum Verhaltenszustand in dieser Arbeit nicht vorgesehen.

4.2.9. FHF-Fluktuation

Die Fluktuation oder auch Oszillation, beschreibt die Schwingungen der fetalen Herzfrequenz um die Baseline. Für die Auswertung wurde die Amplitude der Fluktuation in 4 Typen eingeteilt. Eine Gruppe bildete die saltatorische Bandbreite >30 bpm, die undulatorische Bandbreite 10 bis 30 bpm, die

eingengt undulatorische Bandbreite 5 bis 10 bpm und die silente Bandbreite <5 bpm. Aufgezeichnet wurde die Dauer in der jeweiligen Gruppe in Minuten und die durchschnittliche Bandbreite mit und ohne Stimulation.

Als Ergebnis lag das Mittel der Bandbreite der Fluktuation in der Vorlaufzeit bei $12,80 \pm 4,05$ bpm. Während der Nachlaufzeit kam es zu einem Anstieg der Oszillationsamplitude auf durchschnittlich $13,62 \pm 4,88$ bpm. Die Differenz dieser beiden Werte ergab einen signifikanten Anstieg ($p=0,043$) um 0,82 bpm, das entspricht einer Änderung von 6,4 %.

Für alle 78 Untersuchungen wurde zwischen der Vor- und der Nachlaufzeit die Differenz der jeweiligen durchschnittlichen Fluktuation gebildet (flukt1-flukt0). Diese neu berechneten „Reaktionswerte“ wurden durch einen Kruskal-Wallis-Test mit den Frequenzstufen verglichen. Dabei fand sich ein sehr signifikanter p-Wert von $p=0,005$.

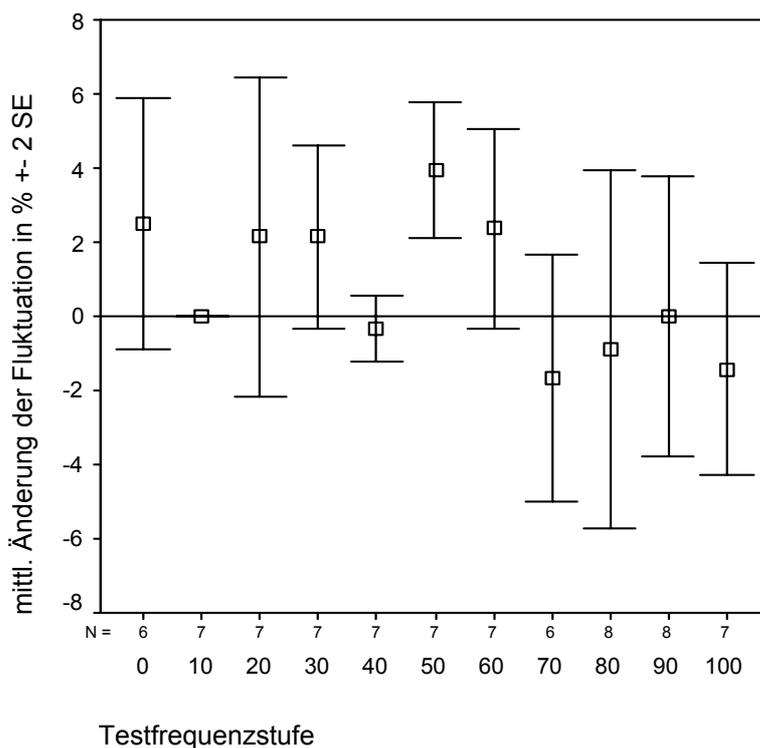


Abb. 34: Veränderung der Fluktuationsbandbreite in den Frequenzstufen

Es wird deutlich, dass bei der Frequenzstufe 50 eine eindeutige Erhöhung der mittleren Bandbreite vorlag, während die übrigen Frequenzstufen mit dem errechneten 2-fachen Standardfehler nur um die Ausgangswerte streuten.

Auch ein paarweiser Vergleich der einzelnen Frequenzstufen mit Hilfe eines Mann-Whitney-U-Test brachte als Ergebnis signifikante Werte zwischen den

Stufen 40 und 50 ($p=0,001$) aber auch zwischen den benachbarten Stufen 60 und 70 ($p=0,051$).

Um einen Vergleich der einzelnen Oszillationsbandbreiten anzustellen wurde zunächst die ermittelte Zeitangabe in einen prozentualen Anteil der Vor- bzw. Nachlaufzeit umgerechnet und anschließend in einem Fehlerbalkendiagramm dargestellt.

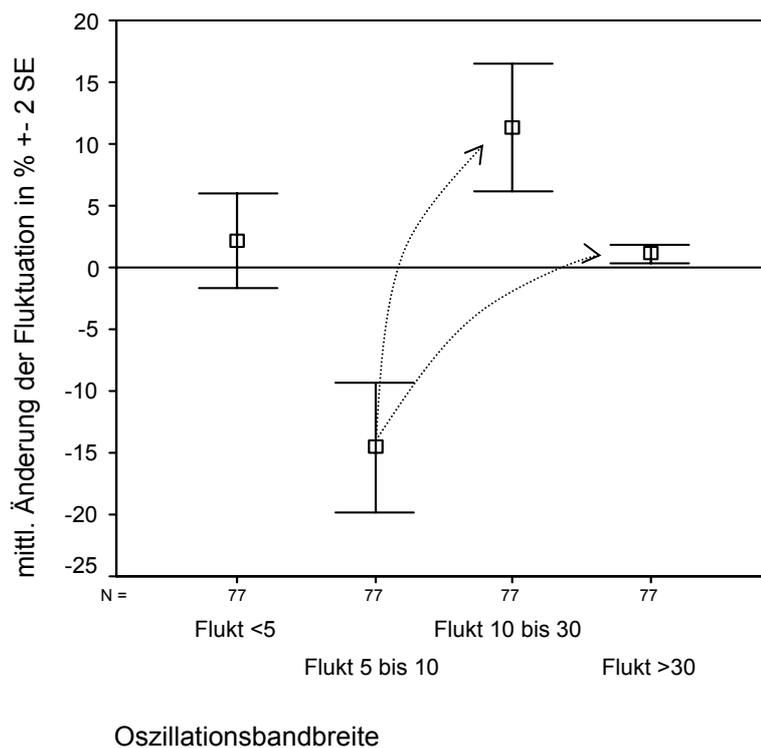


Abb. 35: Änderung der Dauer in den Oszillationsbandbreiten

In diesem fällt deutlich auf, dass die eingengt-undulatorische Bandbreite zugunsten der undulatorischen und saltatorischen Bandbreite abgenommen hat. Dieses Ergebnis stimmte mit den anderen bereits ausgewerteten Reaktionen überein, da die Feten durch die Stimulationen offensichtlich einen „wacheren“ Zustand aufwiesen. Um einen genaueren Aufschluss zu erhalten, welche Frequenzstufe hierfür die günstigsten Ergebnisse erzielte wurde das gleiche Diagramm für jede einzelne Frequenzstufe erstellt und ausgewertet. Exemplarisch sind hier nur die Stufen 50 und 60 dargestellt, da bei Ihnen die Zunahme des undulatorischen Fluktuationsbereiches am eindeutigsten war.

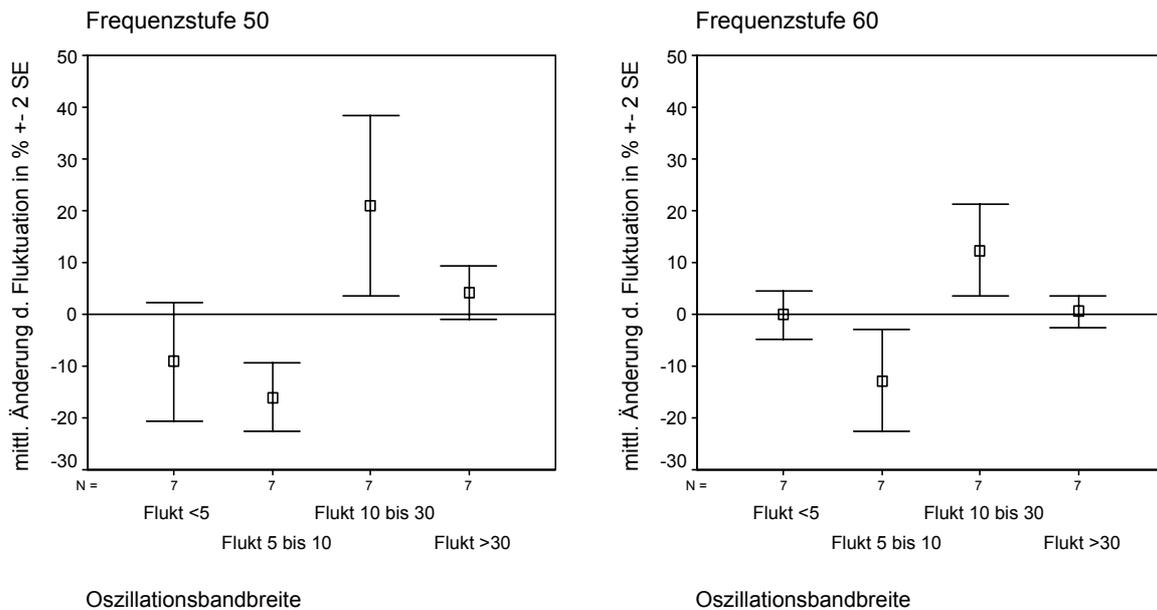


Abb. 36: Änderung der Dauer in den Oszillationsbandbreiten für verschiedene Testfrequenzstufen

Während bei der Testfrequenzstufe 50 die Änderung der Dauer in den einzelnen Gruppen ausgeprägter war, zeichnete sich die Stufe 60 durch geringere Standardfehler aus.

4.2.10. Nulldurchgänge

Bestimmt wurde die Anzahl der Nulldurchgänge um die Floatingline pro Minute. Ähnlich wie bei der Fluktuation wurden auch hier zusätzlich Gruppen gebildet (<2 / min, 2 bis 6 / min und >6 Nulldurchgänge / min) und die Dauer in der jeweiligen Gruppe in Minuten getrennt nach Vor- und Nachlaufzeit bestimmt.

Die mittlere Anzahl der Nulldurchgänge der Vorlaufzeit lag bei $6,96 \pm 1,7$ / min. Während der Nachlaufzeit kam es zu einer geringen, aber signifikanten Abnahme ($p=0,008$) dieses Wertes von $0,31$ / min (4,5 %). Der Durchschnitt sank somit auf $6,65 \pm 1,6$ / min.

Aufgrund der bereits festgestellten Zunahme der Anzahl, Dauer und Amplitude der Akzelerationen sowie dem Anstieg der Oszillationsamplitude verwundert eine leichte Abnahme der Anzahl der Nulldurchgänge jedoch nicht.

Mit einem Kruskal-Wallis-Test wurden bei 78 Untersuchungen die Änderungen der Nulldurchgänge mit allen Frequenzstufen verglichen. Dabei konnte kein signifikanter p-Wert ($p=0,520$) festgestellt werden.

Nachweislich waren Abnahmen der Nulldurchgänge nur bei der Frequenzstufe 60 festzustellen. Alle übrigen Frequenzstufen zeigten allgemein hohe Standardfehler.

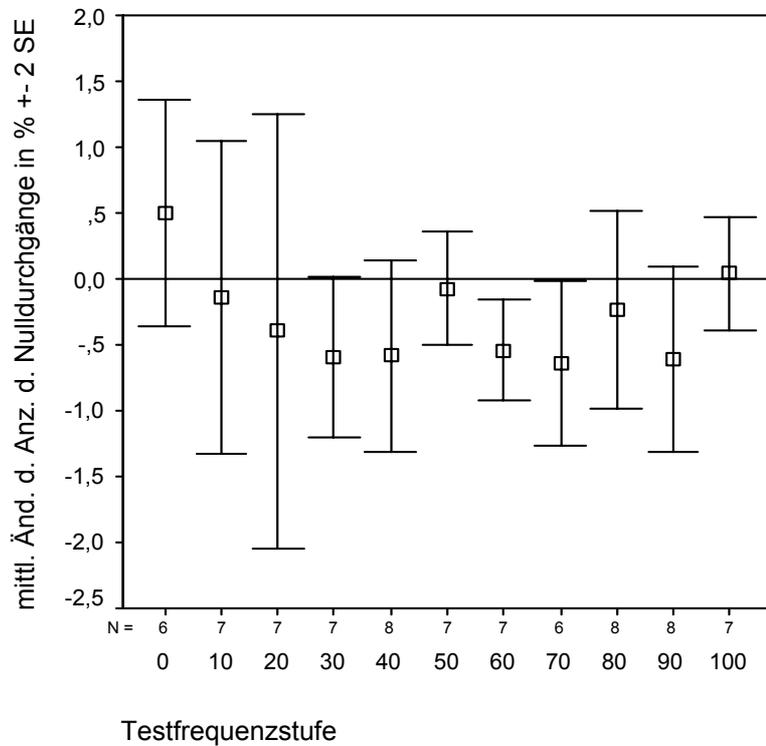


Abb. 37: Veränderung der Anzahl der Nulldurchgänge in den Frequenzstufen

Um eine qualitative Aussage über die Abnahme bei den Nulldurchgängen zu erhalten, wurde die Veränderung der Dauer der gebildeten Gruppen untersucht. Über alle Frequenzstufen zeigte sich eine Reduktion bei der Gruppe >6 Nulldurchgänge / min zugunsten der Gruppe mit 2 bis 6 Nulldurchgängen / min.

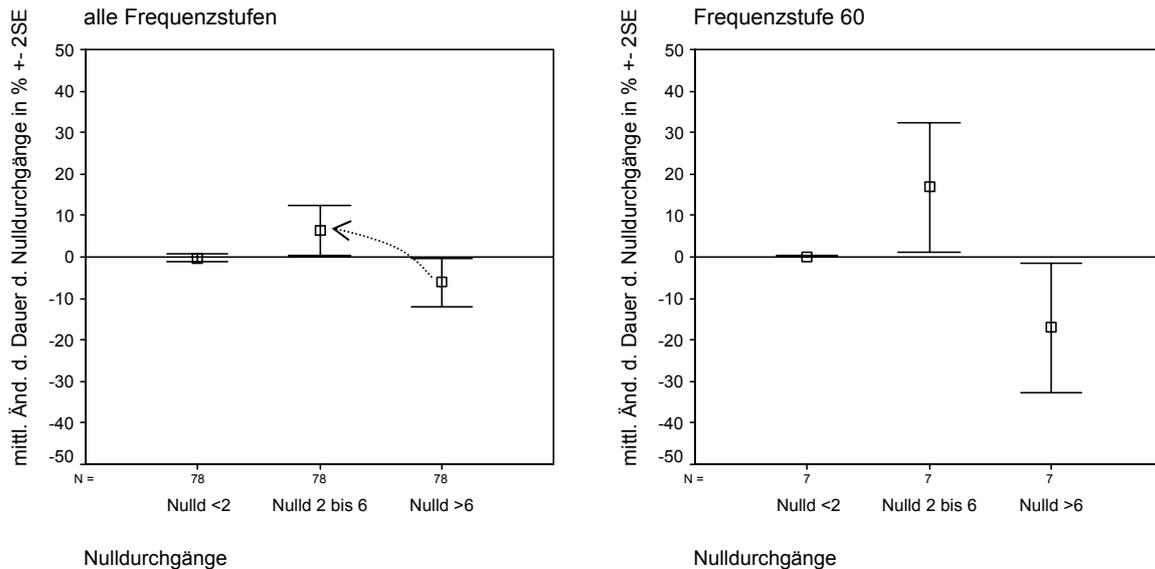


Abb. 38: Änderung der Dauer der Nulldurchgangsgruppen für verschiedene Testfrequenzstufen

Die gleiche Betrachtung gesondert für jede Frequenzstufe, ergab zwar nahezu bei jeder einzelnen Stufe ein tendenziell ähnliches Bild, jedoch war dies nur bei der Testfrequenzstufe 60 eindeutig nachweisbar.

4.2.11. Überblick

(a) Reaktion durch vibroakustischen Reiz

Bei nahezu allen Untersuchungsvariablen konnte bei den Feten eine Reaktion auf eine vibroakustische Stimulation durch einen Elektrolarynx festgestellt werden. Die Ausprägung der Reaktionsantwort zeigte sich dabei je nach Variable unterschiedlich groß.

Bei der Betrachtung der Baseline fiel die Reaktion abhängig vom Ausgangswert verschieden aus. Bei fetalen Herzfrequenzen unterhalb eines Scheitelwertes von ca. 150 bpm während der Vorlaufzeit ohne Stimulation, zeigte sich nach der Stimulation ein Anstieg. Umgekehrt dazu war bei darüber liegenden Herzfrequenzen sogar eine höchst signifikante Abnahme nach Stimulation zu verzeichnen ($p=1,41 \cdot 10^{-3}$).

Dennoch ließ sich eine signifikante Veränderung der mittleren fetalen Herzfrequenz durch die Stimulation nachweisen ($p=2,55 \cdot 10^{-4}$). Eine unmittelbare Reaktion auf die Stimulation ließ sich bei 16,9 % der Untersuchungen aufzeigen.

Auch bei der Bewegungsanzahl kam es zu einer signifikanten Änderung durch Stimulation ($p=0,041$), während sich bei der Bewegungsdauer trotz einer

positiven Korrelation ($r=0,703$; $p=0,010$) mit der Bewegungsanzahl nur eine Tendenz ($p=0,073$) nachweisen ließ. Der zunächst große Prozentsatz an stimulationsbedingten fetalen Reaktionen von 73,9 % wurde durch eine ebenfalls große Anzahl an Pseudostimulationsantworten von 52,9 % relativiert. Der Effekt des vibroakustischen Reizes ließ sich mit dieser Versuchsanordnung nicht exakt ermitteln, da ein großer Anteil an Störeinflüssen wie zufällige Kindsbewegungen oder Kindsbewegungen nach Pseudostimulation den akustischen Reiz überlagerten.

Die quantitative Untersuchung der Kombination von „Baseline“ und Bewegung zeigte mit 33,8 % zwar deutlich geringere Reaktionen auf die Stimulation als bei der isolierten Betrachtung der Bewegung, jedoch fiel auch der Effekt auf die Pseudostimulation deutlich schwächer aus (7,6 %).

Die Kenngrößen der Akzeleration zeigten unterschiedlich starke Ausprägungen. Während die Akzelerationsanzahl einen geringen Anstieg (7,9 %; $p=0,228$) der Werte durch Stimulation aufwies, konnte bei der Akzelerationsamplitude ein höchst signifikanter (13,5 %; $p=0,001$), bei der Akzelerationsdauer ein großer und höchst signifikanter Anstieg (40,1 %; $p=3,32 \cdot 10^{-4}$) der Werte nachgewiesen werden.

Insgesamt wurden 37,2 % der Stimulationen mit einer Akzeleration erwidert. Die Häufigkeit der Sham-Reaktionen wurden mit 16,0 % ermittelt.

Bei der Dezeleration war der nicht signifikante Zuwachs von 13,6 % ($p=0,243$) im wesentlichen auf eine Zunahme der DIP0 zurückzuführen. Die Anzahl der DIP0-Fälle stieg hierbei um 24,0 % während die Fälle ohne Dezeleration um 26,6 % abnahmen.

Die Untersuchung der Änderung der Verhaltenszustände lieferte ein äußerst signifikantes Ergebnis ($p=3,94 \cdot 10^{-5}$). Es konnte eine starke Zunahme des Verhaltenszustandes 4F festgestellt werden, während gleichzeitig ein Trend zur Abnahme bei den Verhaltenszuständen 2F und „no coincidence“ registriert wurde. Es fand somit ein Wechsel von einem unkoordinierten Aktivitätsmuster in einen definierten Zustand und von einem Aktiv-Schlaf- in einen Aktiv-Wachzustand statt.

Analog den Verhaltenszuständen unterschieden sich auch die FHF-Muster hoch signifikant ($p=1,34 \cdot 10^{-5}$). Der starke Anstieg des FHF-Musters D und die

Reduktion bzw. tendenzielle Reduktion der FHF-Muster B bzw. C und „no coincidence“ zeigte auch hier deutlich die Zunahme fetaler Aktivität bei Stimulation.

Die mittlerer Bandbreite der Fluktuation stieg signifikant um 6,6 % ($p=0,043$). In der Oszillationsgruppe von 5 bis 10 bpm (eingeengt-undulatorisch) nahm die mittlere Dauer zu Gunsten höherer Werte in der Gruppe von 10 bis 30 bpm (undulatorische und saltatorische Oszillationen) ab.

In Bezug auf die Nulldurchgänge konnte eine leichte, aber signifikante Abnahme um 4,5 %; ($p=0,008$) der mittleren Anzahl der Nulldurchgänge ermittelt werden. Während in der Gruppe der Nulldurchgänge von weniger als 2 min^{-1} nahezu keine Veränderung aufgezeigt werden konnte, wurde bei der Gruppe zwischen 2 und 6 min^{-1} ein Zuwachs und in der Gruppe $>6 \text{ min}^{-1}$ eine Abnahme festgestellt. Dieses Resultat stand im Einklang mit dem bereits mehrfach festgestellten Aktivitätszuwachs des Feten bei Stimulation.

(b) Einfluß der Testfrequenzen

Die Untersuchung des Einflusses unterschiedlicher Testfrequenzstufen auf die fetalen Reaktionen ergab partiell divergente Resultate.

Bei der Berechnung der Baselineänderung über alle Frequenzstufen errechnete sich ein signifikanter Unterschied ($p=0,024$). Die paarweise Betrachtung der benachbarten Frequenzstufen zeigte eine signifikante Abnahme ($p=0,023$) der Baseline zwischen den Stufen 80 (380 Hz) und 90 (1000 Hz). Die graphische Auswertung des Fehlerbalkendiagramms (vgl. Abb. 9) ließ ein tendenzielles Absinken der Baseline bei Testfrequenzen größer als 80 (380 Hz) erkennen. Bei den übrigen Frequenzen war jedoch kein eindeutiges Muster zu beobachten. Unter Einbeziehung auch mittelfristiger fetaler Herzfrequenzänderungen konnten bei der quantitativen Beurteilung die Testfrequenzstufen 50 (130 Hz) und 60 (170 Hz) mit einer Reaktionshäufigkeit von jeweils 52,4 % herausgestellt werden. Sowohl bei der Bewegungsanzahl, als auch bei der Bewegungsdauer gelang es nicht, signifikante Veränderungen ($p_{\text{Anz}}=0,352$; $p_{\text{Dau}}=0,205$) zwischen den Testfrequenzstufen nachzuweisen. Die quantitative Auswertung der Bewegung bei Stimulation erbrachte mit knapp über 95 % bei den mittleren Frequenzstufen 40 (110 Hz) und 50 (130 Hz) eine hohe Bewegungshäufigkeit. Wie bereits oben erwähnt, ist diese Prozentangabe wegen des hohen Grads an Bewegungen

auch ohne Aussendung eines vibroakustischen Reizsignales differenziert zu betrachten.

Die Analyse der Kombination von Baseline und Bewegung ließ erkennen, dass wie bei der Einzelbetrachtung, mit Frequenzstufen von mindestens 70 (255 Hz) deutlich weniger Reaktionen ausgelöst wurden (4,9 %). Bei den Testfrequenzstufen bis höchstens 70 (255 Hz) verteilten sich die Reaktionen (28,9 %) nahezu gleichmäßig.

Auch bei der quantitativen Untersuchung der Akzeleration zeigten sich bei den höheren Testfrequenzen geringere Reaktionen. Hohe Reaktionshäufigkeiten wurden hier bei den Frequenzstufen 40 (110 Hz) und 50 (130 Hz) (59,1 % bzw. 57,1 %) erzielt. Die ebenfalls große Häufigkeit bei der Stufe 10 (76 Hz) muß mit den Pseudostimulationen dieser Frequenzstufe jedoch in Relation gestellt werden. Ein tendenziell ähnliches Bild ergab sich zwar auch bei der qualitativen Auswertung der Akzelerationsanzahl, jedoch streuten hier bis auf die Frequenzstufe 50 (130 Hz) alle übrigen Frequenzen noch natürlich. Bei der Akzelerationsamplitude und –dauer ließen sich trotz des signifikanten Anstiegs zwischen Vor- und Nachlauf keine markanten Testfrequenzstufen hervorheben.

Die Bestimmung der reaktionsstärksten Testfrequenz lieferte bei der Auswertung der Dezeleration, aufgrund nur geringer Reaktionsantworten, keine verwertbare Aussage.

Die Beurteilung des Verhaltenszustandes ergab, dass - wie auch schon bei anderen Variablen bereits beobachtet - ab der Testfrequenzstufe 70 (255 Hz) die Reaktionsänderungen abnahmen. Günstige Entwicklungen in einen höheren Wachzustand bei gleichzeitiger tendenzieller Abnahme des Zustandes „no coincidence“ ließen sich zwischen den Frequenzstufen 40 (110 Hz) bis 60 (170 Hz) dekurvieren. Zwar war auch bei niedrigeren Frequenzstufen (10 (76 Hz) bis 30 (95 Hz)) ein Wechsel des Zustands 2F nach 4F festzustellen, jedoch nahm hier der Zustand „no coincidence“ tendenziell zu.

Entsprechende Ergebnisse fanden sich auch bei der Auswertung des FHF-Musters, jedoch konnten hier nur Tendenzen aufgezeigt werden, da die Werte große Standardfehler aufwiesen. Günstige Verläufe gab es bei den Frequenzstufen 20 (83 Hz) und 40 (110 Hz). Hier kam es zu einer Erhöhung des Mittelwertes beim FHF-Muster D und gleichzeitig einer tendenziellen Abnahme bei den Mustern B und „no coincidence“.

Signifikante Unterschiede zwischen den Oszillationsamplituden der einzelnen Frequenzstufen waren sowohl beim Kruskal-Wallis-Test ($p=0,005$), als auch beim paarweisen Vergleich der benachbarten Frequenzstufen 40 (110 Hz) und 50 (130 Hz) ($p=0,001$) bzw. 60 (170 Hz) und 70 (255 Hz) ($p=0,051$) zu verzeichnen. Auch hier kam es bei Frequenzstufen ≥ 70 (255 Hz) zu schwächeren Reaktionen. Bei den Stufe 50 (130 Hz) und 60 (170 Hz) zeigten sich markante Wechsel der Bandbreite 5 bis 10 bpm in die Gruppe 10 bis 30 bpm, wobei die Frequenzstufe 60 (170 Hz) geringere Standardfehler aufwies.

Die Reduktion der Nulldurchgänge brachte beim Vergleich der einzelnen Testfrequenzen keinen signifikanten Unterschied ($p=0,520$). Die Analyse des Fehlerbalkendiagramms (vgl. Abb. 37) ließ erkennen, dass sich die Mittelwerte der jeweiligen Frequenzstufen im Rahmen einer natürlichen Streuung bewegten. Einzige Ausnahmen hiervon bildeten die Frequenzstufen 60 (170 Hz) und 70 (255 Hz), wobei die Stufe 60 (170 Hz) wiederum durch geringere Standardfehler hervortrat.

Subsumiert betrachtet zeigten Testfrequenzstufen von mindestens 70 (255 Hz) überwiegend geringere Reaktionsantworten auf vibroakustische Reizsignale. Insgesamt wurden die regelmäßigsten Reizerwiderungen im mittleren Bereich der untersuchten Frequenzen (Stufe 40 bis 60 (110 bis 170 Hz)) erzielt.

(c) Entwicklung der Reaktion während der Untersuchung

Im Verlauf der ersten, zweiten und dritten Stimulation nahm bei der Untersuchungsgröße Baseline + Bewegung die Reaktionshäufigkeit signifikant ($p=0,022$) ab. Tendenzen einer schwächer werdenden Reizantwort konnten bei den Untersuchungsvariablen Baseline und Verhaltenszustand ermittelt werden. Zwar war bei den übrigen Variablen zwischen der ersten und zweiten Stimulation kein eindeutiger Trend zu erkennen, jedoch nahm bei allen Testgrößen die Reaktionshäufigkeit bei der dritten Stimulation ab (Habituation).

IV. Diskussion

1. Problematik der CTG-basierten Untersuchungsverfahren und Einsatz von vibroakustischen Stimulationstests

Das derzeit weltweit am häufigsten angewandte Überwachungsverfahren, sowohl vor als auch während der Geburt, stellt die Kardiotokographie dar (69, S.6). Dennoch konnte bisher durch die CTG Untersuchung die perinatale Morbidität und Mortalität auch im Einsatz bei Risikoschwangerschaften nicht signifikant reduziert werden (10, S.285). Es ist bekannt, dass das CTG Verfahren eine hohe Rate an falsch positiven Befunden aufweist (70, S.197, 68, S.28, 144, S.68). Eine Erklärung hierfür liegt zum Teil in den physiologischen Verhaltenszuständen des Fetus (69, S.8). Eine Inter- und Intra-Observer Variabilität von bis zu 83 % darf ebenfalls nicht vernachlässigt werden (69, S.7, 69, S.252).

Durch eine Erweiterung des Verfahrens mit einer zusätzlichen Bewegungsaufzeichnung des Kindes konnte eine Verbesserung der Interpretation des fetalen Herzfrequenzmusters erreicht werden (10, S.284, 66, S.252). Die Sensitivität für dieses „neue Untersuchungsverfahren“ liegt dabei für die Bewegungsregistrierung bei 81 %, die Spezifität bei 98 % (10, S. 300).

Sowohl durch die CTG, als auch die KCTG-Untersuchung ist es möglich, den momentanen Zustand eines Fetus zu beurteilen. Dabei stellen diese Verfahren einen „Akutmarker“ dar (69, S.7). Vorteile dieser Untersuchungsmethoden liegen auch in ihrer Nichtinvasivität.

Bei unklaren Befundkonstellationen stellen fetale Stimmulationsverfahren eine sinnvolle Ausweitung der Untersuchungsmethoden dar. Durch den Einsatz von vibroakustischen Stimulationen mittels eines Elektrolarynx, lassen sich dabei unnötige Eingriffe in Folge von Fehleinschätzungen potentiell pathologischer Herzfrequenzmuster, die z.B. durch fetale Tiefschlafperioden (immerhin 25-35 % eines gesamten Tages (10, S.301)) reduzieren. Es kommt so zu einer Herabsetzung falsch positiver CTG-Befunde um 16-64 % (69, S.8, 68, S.36). In einem solchen Fall ist es möglich die Untersuchungszeit bei diskontinuierlicher CTG-Registrierung mittels vibroakustischer Stimulation signifikant zu verkürzen (68, S.36, 145, S.803ff., 144, S.68ff., 104, S.513ff.).

Bei der vibroakustischen Stimulation ist das Aufsetzen des Gerätes auf die mütterliche Bauchdecke günstig, da so im Uterus höhere Schalldruckpegel erzielt werden können, als vergleichsweise mit rein akustischer Stimulation (69, S.9). Eine gesundheitsschädigende Wirkung, wie z.B. akustische Schalltraumata, wurde in Kontrolluntersuchungen bislang ausgeschlossen (26, S.283ff., 118, S.803-804, 119, S.685ff.). In einer publizierten Stellungnahme der deutschen Gesellschaft für Gynäkologie und Geburtshilfe e.V. wird jedoch empfohlen, zunächst nur maximal ein bis zwei kurze Stimulationsimpulse von ca. 1 s zu verabreichen, um fetale Gefährdungen so gering wie möglich zu halten bis weitergehende Untersuchungen genauere Aufschlüsse liefern (<http://www.dggg.de/leitlinien>, 2004, S.14).

Durch den Einsatz vibroakustischer Stimulationen während der Geburt können teilweise fetale Blutanalysen vermieden werden (145, S.803ff). Wobei die Blutanalyse von der deutschen Gesellschaft für perinatale Medizin, Standardkommission Kardiotokographie, zur Abklärung pathologischer Herzfrequenzmuster empfohlen wird (10, S.626). In diesem Zusammenhang dürfen auch die möglichen Komplikationen einer Blutanalyse wie z.B. Blutungen des Kindes, sowie Hämatombildung und Infektionen, auch wenn diese sehr selten vorkommen, nicht außer Acht gelassen werden (10, S.626). Einige Autoren sehen die vibroakustischen Stimulationstests im Vergleich zu Blutanalysen eher skeptisch, da Feten trotz azidotischer Blutuntersuchungen positiv auf vibroakustische Reize reagieren können (84, S.646, 154, S.465ff.).

2. Fetale Reaktionen nach vibroakustischer Stimulation

In der vorliegenden Arbeit konnte eine geringe, aber höchst signifikante Erhöhung der mittleren Herzfrequenz um 2,67 bpm ($p=2,55 \cdot 10^{-4}$) nach vibroakustischer Stimulation festgestellt werden. Dieses Ergebnis deckt sich mit mehreren bereits veröffentlichten Studien z.B. Bartnicki et al. (28, S.73f.), Gagnon et al. (61, S.75ff.) sowie Gagnon et al. (62, S.1375ff.). In diesen Vergleichsstudien fiel jedoch der Anstieg der fetalen Herzfrequenz im Mittel höher aus. Eine Ursache hierfür stellt wohl die längere Stimulationszeit von 5 Sekunden Dauer im Gegensatz zu der hier verwendeten Stimulationszeit von 3 Sekunden dar. Die untersuchten Feten wiesen ungleiche SSW auf. Für die Arbeiten wurden unterschiedliche Elektrolarynx-Geräte mit unterschiedlichen Frequenz- und

Intensitätsstufen verwendet, die eine exakte Gegenüberstellung der einzelnen Studien somit nicht direkt zulassen. Barton et al. (31, S.229ff.) verwendete eine Stimulationszeit von 3 Sekunden Dauer und konnte ebenso einen Anstieg der mittleren Herzfrequenz nach Stimulation nachweisen. Bei der detaillierten statistischen Auswertung der fetalen Herzfrequenz ließ sich eine Abhängigkeit zwischen der Änderung der Baseline und der ursprünglichen mittleren Herzfrequenz nachweisen. Lag die Frequenz vor Stimulation unter ca. 150 bpm, fand sich nach Stimulation ein Anstieg der Herzfrequenz. Lag der Ausgangswert jedoch über 150 bpm, ergab sich nach Stimulation ein Abnahme. Dies mag ein weiterer Grund für einen nicht ganz so ausgeprägten Anstieg der mittleren Herzfrequenz in dieser Arbeit sein.

Denkbar wäre ebenso ein Einfluss des Gestationsalters und somit des fetalen Entwicklungsstands. Dies wird in der Literatur bereits diskutiert (144, S.72, 145, S.802). Sorokin et al. (150 S.952ff., 151 S.243ff.) beschrieb bereits einen Abfall der fetalen Herzfrequenz mit zunehmenden Gestationsalter. Er führte dies auf eine Zunahme des Einflusses des parasymphatischen Nervensystems zurück.

Eine direkt nach Stimulation anhaltende Tachykardie konnte in eigenen Analysen nicht festgestellt werden. Dagegen verzeichneten Thomas et al. (157 S.141ff.) mehrmals anhaltende Tachykardien nach Stimulation. Diese Unterschiede sind unter anderem auf die geringere Schallintensität des Gerätes in dieser Arbeit zurückzuführen.

Als weitere Reaktion auf eine vibroakustische Stimulation konnten fetale Bewegungen nachgewiesen werden. Untersucht wurde dabei die Bewegungsanzahl pro 10 Minuten vor und nach Stimulation und die durchschnittliche Bewegungsdauer mittels eines KCTG-Gerätes. Es ließ sich bei der Bewegungsanzahl eine signifikante Zunahme nach Stimulation aufzeigen, während die Bewegungsdauer nach Reizapplikation, trotz positiver Korrelation mit der Bewegungsanzahl, nur tendenziell zunahm. In der Literatur wird eine Verstärkung fetaler Körperbewegungen nach Stimulation beschrieben, während fetale Atembewegungen abnehmen (60, S.1227ff.). Bereits nach der 25. SSW können fetale Reaktionen in Form zunehmender Bewegungen nach externer Stimulation nachgewiesen werden (67, S.137). Auch Hopp et al. (82, S.98-101) beschrieben 1994 eine signifikante Zunahme fetaler Bewegungen, diese wurden ebenfalls mittels eines KCTG-Gerätes registriert.

Kisilevsky et al. konnten 1992 aufzeigen, dass sich die Reaktionsantwort abhängig vom Schwangerschaftsalter zeigte. Ab der 26. SSW reagierten die Feten mit nachweisbaren Körperbewegungen, ab der 29. SSW mit Akzelerationen als Reaktionsantwort (91, S.1503). Kisilevsky et al. wiesen jedoch die Bewegungen nicht mittels eines KCTG-Gerätes sondern mit einem Ultraschallgerät nach. Des weiteren war die Stimulationsdauer um 0,5 s kürzer als in dieser Arbeit.

Bei mehreren Studien galt eine fetale Reaktion nach Stimulation in Form einer Bewegung und / oder Akzeleration als ein Zeichen fetalen Wohlbefindens (171, S.208, 42, S.176, 145, S.803). Häufig sind fetale Bewegungen mit Akzelerationen der fetalen Herzfrequenz assoziiert (67, S.136ff., 65, S.209ff.). Bei gesunden Feten werden Akzelerationen in 90-95 % der Fälle durch Bewegungen des Kindes hervorgerufen (10, S.613). Dabei korrespondieren Akzelerationen der fetalen Herzfrequenz mit Kindsbewegungen ab etwa der 24. SSW (68, S.28ff., 10, S.613).

Untersucht wurde in meiner Arbeit die Höhe, Dauer und Anzahl der Akzelerationen vor und nach Stimulation. Es fand sich eine deutliche Zunahme der Akzelerationsamplitude und -dauer. Dabei lag die Höhe der Akzeleration vor Reizapplikation im Mittel bei 16,3 bpm und danach bei 18,5 bpm. Die Akzelerationsdauer betrug im Mittel vor Stimulation 26,5 Sekunden, danach kam es zu einer Verlängerung auf 37,2 Sekunden. Bei der Akzelerationsanzahl ließ sich nur eine tendenzielle Steigerung aufzeigen. Gagnon et al. (1988) veröffentlichten in ihrer Studie ähnliche Ergebnisse, wobei die Stimulationsdauer durch einen Elektrolarynx dort bei 5 Sekunden lag. Die Akzelerationsdauer lag in der Kontrollgruppe bei 40,5 Sekunden und in der Testgruppe bei 48,2 Sekunden. Somit kam es gleichfalls zu einer Verlängerung der Akzelerationsdauer durch eine Reizapplikation. Eine deutliche Zunahme der Akzelerationsanzahl durch Stimulation konnte Gagnon et al. nicht festgestellt werden. Im Gegensatz zu meiner Arbeit fand sich eine gleichbleibende Amplitude der Akzeleration in der Stimulationsgruppe. Der Effekt einer Stimulation hielt in dieser Studie bis eine Stunde nach dem Erfassen des Testereignisses an. Das Alter der untersuchten Feten lag jedoch nur zwischen 36 und 40 SSW. Im Vergleich dazu lag in der hier vorliegenden Arbeit der Median des Schwangerschaftsalters deutlich niedriger (33 SSW). Bereits 1987

beschrieb Gagnon et al. in seiner Arbeit einen Zusammenhang zwischen der Höhe der fetalen Herzfrequenz und der Akzeleration, jedoch ohne einen Stimulationsversuch. Es konnte dabei herausgestellt werden, dass je höher die Herzfrequenz der Feten zwischen der 30. und 40. SSW innerhalb einer Stunde lag, desto geringer die Akzelerationsamplitude war. Dieser Zusammenhang konnte allerdings nicht für Feten zwischen der 26. und 28. SSW nachgewiesen werden (63, S.743ff.). Zimmer, William et al. beschrieben 1993 bei lautem Schallreiz ebenfalls eine Akzeleration als Reizantwort, hier jedoch nach Sprachstimulationen. Gedämpftere Stimulationen lösten eher eine Dezeleration als Reizantwort aus. Groome et al. verzeichneten 1994 als Abfolge der Reizantwort nach einer vibroakustischen Stimulation auch eine Akzeleration gefolgt von einer Dezeleration.

Dezelerationen stellen eine weitere mögliche Reizantwort nach Stimulation dar (10, S.297ff., 30, S.3, 29, S.173, 28, S.76, 91, S.1497, 22, S.964, 80, S.307, 43, S.209, 130, S.657-659). In der vorliegenden Studie fand sich ein nicht signifikanter Zuwachs der Dezelerationen. Dieser war im wesentlichen auf eine Erhöhung der DIP 0 (kurzfristiges wegtauchen der fetalen Herzfrequenz bis zu 30 Sekunden Dauer (3, S.89)) zurückzuführen. Zu erklären ist der starke Anstieg der DIP 0 durch die deutliche Zunahme an Kindsbewegungen und die dadurch ausgelösten kurzen Kompressionen der Nabelschnur (3, S.89).

Ruach et al. fand in seiner Untersuchung 1997 als häufigste Reaktionen auf vibroakustische Reize ebenfalls Tachykardien und Akzelerationen. Jedoch wurde bei zwei Fällen eine Bradykardie von 4 bis 5 Minuten Dauer als Antwort auf die Stimulation festgestellt. Bei diesen beiden Schwangerschaften kam es dennoch zu einer normalen Geburt unter kontinuierlicher CTG-Überwachung. Als wahrscheinliches Erklärungsmodell für diese Art der Reaktion galt dabei dito eine kraftvolle und energische Bewegung des Fetus mit einer kurzzeitige Nabelschnurkompression.

Groome et al. registrierten in ihrer 1997 veröffentlichten Studie, bei 30 Sekunden lang anhaltender Stimulation mittels einer digital aufgezeichneten weiblichen Stimme mit 80 dB, eine Dezelerationsantwort, während Stimulationen mit 90 dB mit eine Akzeleration auslösten. Es wurde dort die Dezeleration als Orientierungsreflex des Feten gedeutet. Diese Ergebnisse können jedoch nicht

ohne weiteres mit Testergebnissen nach vibroakustischen Stimulationen verglichen werden, zeigen jedoch eine Reaktionsmöglichkeit auf.

Eine weitere Weise des Feten auf eine vibroakustische Stimulation zu reagieren, stellt die Änderung des Verhaltenszustandes dar. Eine hohe Rate an falsch positiven CTG-Befunden werden durch physiologische Verhaltenszustände hervorgerufen. Fetale Tiefschlafperioden stehen im Zusammenhang mit einem FHF-Muster, welches auch bei einer fetalen Gefährdung z.B. durch eine Hypoxämie oder eine Asphyxie ausgelöst werden kann (69, S.8, 67, S.138). In dieser Arbeit konnte ein sehr signifikantes Ergebnis ($p=3,94 \cdot 10^{-5}$) in Bezug auf einen Wechsel des Verhaltenszustandes nach Reizapplikation erzielt werden. Es kam zu einer deutlichen Abnahme der Zustände no-coincidence und des Aktiv-Schlaf-Zustandes, zugunsten einer Zunahme des Aktiv-Wach-Zustandes. 3F Perioden blieben nach Stimulation annähernd gleich, sind aber insgesamt sehr selten (1,5-3 % der gesamten Zeit).

Ein entsprechendes Ergebnis zeigte sich auch für das FHF-Muster. Hier lag der p-Wert bei $p=1,34 \cdot 10^{-5}$. Es konnte eine Abnahme der FHF-Muster B und C sowie des no-coincidence Zustandes ausgelöst werden. Dabei kam es zu einer Zunahme des FHF-Musters D. Beide Ergebnisse zeigen eine deutliche Steigerung fetaler Aktivität nach Stimulation auf. 1993 beschrieben Visser et al. ein ähnliches Resultat. Nach vibroakustischer Stimulation kam es dort zu einem Wechsel der Verhaltenszustände 1F und 2F, zu dem Aktiv-Wach-Zustand 4F. der Wechsel in den Zustand 4F wurde eher als beunruhigend gewertet. Es bestand die Vermutung, dass eine plötzlich auftretende tachykarde fetale Herzfrequenz mit einem Anstieg der Katecholamine im fetalen Blut und des fetalen Blutdruckes vergesellschaftet sein könnte. Durch mütterliche Emotionen oder durch Uteruskontraktionen während der Geburt oder auch Braxton Hicks Kontraktionen ist es jedoch nicht möglich den Verhaltenszustand 1F des Feten zu verändern. Im Gegensatz hierzu gelingt dies aber durch vibroakustische Stimulationen (166, S.536). Auch Schmidt und Gnirs beschrieben 1990 in ihrer Studie eine deutliche Zunahme der Gesamtaktivität des Feten nach vibroakustischer Stimulation. Das Schwangerschaftsalter lag bei 35-42 SSW, untersucht wurden 387 Patientinnen. Akustische Stimulationen lösten ebenfalls einen nachweisbaren Effekt aus. Die Rate positiver fetaler Reaktionen lag nach vibroakustischer Stimulation (mittels eines Elektrolarynx 80-100 Hz,

Frequenzspektrum 25-5000 Hz, 120 dB, 5 s Stimulationsdauer) jedoch deutlich höher und war weniger vom aktuellen Verhaltenszustand des Feten abhängig. Es wurde bei wachstumsretardierten Feten im Vergleich zu unauffälligen Schwangerschaften nur temporär eine definitive Zustandsänderung verzeichnet. Die Bewegungsregistrierung erfolgte mittels Ultraschallregistrierung. Ähnlich anderer Studien fand sich auch dort eine Reduktion des Verhaltenszustandes 2F um 60 % nach Stimulation und es kam zu einer Zunahme von Aktiv-Wach-Zuständen der Feten nach vibroakustischem Reiz. In der Literatur wird auch eine Zunahme unsynchronisierter Aktivitätszustände nach Stimulation beschrieben (68, S.36). Dies wird auf eine zeitlich begrenzte Desorientierung der zentralnervösen Koordination der Feten zurückgeführt. Gnirs und Schneider berichten 1994 dass im Vergleich zu anderen externen Stimulationsverfahren die VAS-Stimulation unabhängig vom vorbestehende Verhaltenszustand eine hohe Rate positiver Reaktionen (in Form von fetalen Bewegungen und Akzelerationen) auslösen kann.

Analog dem fetalen Verhaltenszustand und FHF-Muster wird in Veröffentlichungen auch nach Stimulation eine Änderung der Oszillation, also der Schwingungen der FHF-Kurve um die Baseline beschrieben (166, S.531ff.). Durch einen Weckreiz ist es möglich eine Amplitudenverbreiterung, meist kombiniert mit Akzelerationen auszulösen (3, S.99). Kurzfristige fetale Herzfrequenzveränderungen sind wichtig um den fetalen Oxygenierungszustand abzuschätzen (10, S.609). Die Oszillationsamplitude der fetalen Herzfrequenz nimmt im Verlauf der Schwangerschaft zu, dabei liegt ihr Maximum am Geburtstermin (10, S.613). Bartnicki et al. beschrieben 1992 nach einem 5 s Stimulus mittels VAS bei Feten während der 32-35. SSW einen Anstieg der Akzelerationen und der Herzfrequenzvariation. Ein ähnliches Ergebnis stellten Bartnicki und Dudenhausen 1995 fest, auch hier wurde nach einer vibroakustischen 5 s Stimulation eine Zunahme von langfristigen und kurzfristigen fetalen Herzfrequenzveränderungen aufgezeigt. Obwohl die Stimulationszeit der hier vorliegenden Studie mit 3 s deutlich kürzer als bei den gerade rezierten Studien war, stieg die mittlere Bandbreite der FHF-Fluktuation signifikant um 6,6 %. Die eingeeengt undulatorische Bandbreite nahm dabei zugunsten der undulatorischen und saltatorischen Bandbreite ab. Auch Barton et al. erwähnten 1997 nach einer vibroakustischen Stimulation mit einer Dauer von

3 s einen Anstieg kurzfristiger fetaler Herzfrequenzveränderungen. 1998 untermauerten Bartnicki et al. dieses Ergebnis mithilfe einer objektiven rechnergestützten Methode. Die reaktive fetale Herzfrequenz wurde in 3 Zeitsegmente eingeteilt (0-10 Minuten, 11-20 Minuten und 21-30 Minuten). Danach ließ sich eine eindeutige Zunahme der kurzfristigen Herzfrequenzveränderungen im Zeitraum zwischen 11 und 20 Minuten nach Stimulation nachweisen. Die Stimulationszeit mittels VAS betrug dort wieder 5 s. Hier liegt ein Unterschied zur eigenen Arbeit vor, denn es wurden nur die in einem Zeitraum von 0 bis 2 s nach Stimulation auftretenden Reaktionen der Feten gewertet.

3. Mögliche Einflußfaktoren auf die fetale Reaktion bei vibroakustischer Stimulation

Bei dem Vergleich von Studienresultaten, die die vibroakustische Stimulation bei Feten mit einem Elektrolarynx behandeln, gibt es einige Unterschiede, die beachtet werden müssen und auch auf die fetale Reaktion einen potentiellen Einfluss haben.

Die fetale Antwort auf drei unterschiedliche Intensitätsstufen wurde von Yao et al. (168 S.206ff.) an 275 Schwangeren untersucht. Dabei wurden Intensitäten zwischen 90 und 103 dB verabreicht. Es konnte gezeigt werden, dass bei stärkeren Intensitäten auch eine ausgeprägtere Reaktionen ausgelöst wird. Durch den Batteriebetrieb des Elektrolarynx war eine kontinuierliche Intensität jedoch nicht sicher zu gewährleisten (145, S.801). In der hier vorliegenden Studie wurde deshalb ein Elektrolarynx mit Akkumulatoren verwendet, welche regelmäßig nach zwei bis drei Untersuchungen wieder aufgeladen wurden, um gleichbleibende Ausgangssituationen für alle Untersuchungen zu erreichen. Die fest eingestellte Schallintensität lag bei 109 dB.

Auch die Dauer des Stimulus beeinflusst die fetalen Reaktionen. Pietrantonio et al. untersuchten diesen Zusammenhang. Die Stimuli dauerten 0 s (Sham), 1 s, 3 s und 5 s. Es konnte für die Stimulationsdauer zwischen 3 s und 5 s ein Anstieg der fetalen Herzfrequenz aufgezeigt werden (145, S.801). Die in der vorliegenden Arbeit gewählte Stimulationsdauer betrug 3 s. Bereits diese Stimulationszeit war ausreichend um fetale Reaktionen wie Akzelerationen sowie eine Veränderung des fetalen Verhaltenszustands auszulösen. In den Leitlinien

der Deutschen Gesellschaft für Gynäkologie und Geburtshilfe e.V. aus dem Jahr 09/2004 wird eine Impulsdauer von 1 s gefordert. Auswirkungen auf das fetale Gehör wurden hiernach bislang noch nicht ausreichend untersucht.

Ein weiterer nicht zu vernachlässigender Einflussfaktor auf die fetale Herzfrequenz/Reizantwort stellt das Gestationsalter dar. Feten, die vor der 26. SSW eine vibroakustische Stimulation erhielten, zeigten in einem geringeren Prozentsatz einen reaktiven NST als nach der 26. SSW (144, S.72, 145, S.802, 91, S.1497). Das mittlere Schwangerschaftsalter lag in der vorliegenden Studie bei $32,8 \pm 5$ SSW. Der früheste Zeitpunkt der Untersuchung war die vollendete 23. SSW, der späteste die 41. SSW. Die Aufteilung des Schwangerschaftsalters in die einzelnen Testfrequenzgruppen erfolgte dabei zufällig, signifikante Unterschiede konnten ausgeschlossen werden.

Einen weiteren Aspekt bietet das Schwangerschaftsalter in Bezug auf die Entwicklung des Gehörs und der Sinnesorgane. In Studien wird beschrieben, dass die Entwicklung des fetalen Gehörs bereits nach der 24. SSW abgeschlossen ist und dann schon die Möglichkeit besteht, damit akustische Signale wahrzunehmen. In der Literatur werden fetale Reaktionen auf akustische Stimulationen erst ab der 25. SSW erwähnt (67, S.142, 39, S.355f). Jedoch spielte in dieser Arbeit auch die Vibration als Stimulus eine Rolle und somit die Entwicklung der Mechanorezeptoren für Druck und Vibration. Die fetale Entwicklung hierfür beginnt bereits ab der 10. SSW. Vom Fetus können pressorische und vibratorische Stimuli früher als akustische Reize wahrgenommen werden. Die gesamte Körperoberfläche des Fetus ist nach der 14. SSW bereits sensibel versorgt (138, S.295).

Ein weiterer möglicher Einflussfaktor bei Stimulation stellt der intrauterine Geräuschpegel dar. Gnirs, Boos, Hoth, Auer und Schmidt (64, S.758ff.) untersuchten Patientinnen nach prostaglandin-induziertem Abort im Anschluss an die Abortkürettage. Dabei erreichten die uterinen Geräusche einen gemessenen Schalldruckpegel von 60 dB. Zu den Geräuschen zählten z.B. maternale Darmgeräusche, der Herzschlag der Mutter sowie Turbulenzen der Blutgefäße. Bei der Austestung lagen bei Frequenzen über 500 Hz für die gemessenen intrauterinen Schalldruckpegel unter dem Empfindlichkeitsminimum des Meßsystems. Niedrige Schallfrequenzen (< 500 Hz) sowie hohe Schallintensitäten (110-120 dB) lösten sichere Stimulationen des Fetus aus

(67, S.142). Vibroakustische Signale unterlagen kaum einer Dämpfung durch Gewebestrukturen der Mutter insbesondere bei direkter Auflage auf das maternale Abdomen. J. Bench veröffentlichte bereits 1968, dass der Einfluß der Reizfrequenz bei höheren Frequenzen wegen der Überlagerung intrauteriner Störgeräusche abnimmt. Dabei ging er von einem vorherrschenden intrauterinen Geräuschpegel von 72 dB aus. Eine vibratorische Reizkomponente wurde jedoch nicht berücksichtigt. Armitage, Baldwin und Vince gaben den intrauterinen Geräuschpegel in ihrer Arbeit mit 68 bis 95 dB an, jedoch wurden die Untersuchungen an Schafen durchgeführt (24, S.1173-1174)

3.1. Einfluss unterschiedlicher Testfrequenzstufen auf die fetale Reaktion.

In der hier vorliegenden Arbeit wurde die Beeinflussung der fetalen Reaktion durch unterschiedliche Testfrequenzstufen untersucht. Es ergaben sich teilweise unterschiedliche Resultate. Die untersuchten Frequenzstufen lagen zwischen 71 Hz (Stufe 0) und 1400 Hz (Stufe 100).

Bei der quantitativen Untersuchung der Baselineänderung konnte gezeigt werden, dass Frequenzstufen über 70 (also >255 Hz) keine Reaktionsantwort bei den Feten auslösten. Jeweils 52,4 % der Reaktionen entfielen auf die Stufen 50 und 60 (130 und 170 Hz).

Bei der Bewegungshäufigkeit nach Stimulation zeigte sich ein annähernd normalverteiltes Bild um die Frequenzstufen 40 und 50 (110 und 130 Hz). Dabei lagen die Bewegungshäufigkeiten bei knapp 95 %. Diese ausgeprägten Reaktionen relativierten sich jedoch nach Betrachtung der Pseudostimulationen. Demnach waren die aufgezeichneten Werte bei Stimulation nicht nur dem Aussenden des vibroakustischen Reizes zuzuordnen.

Die Analyse der Kombination von Baseline und Bewegungsänderung konnte aufzeigen, dass durch Frequenzstufen ≥ 70 (255 Hz) deutlich weniger Reaktionen ausgelöst wurden. Bei den Testfrequenzstufen unter 70 verteilten sich die Reaktionen nahezu gleichmäßig.

Auch bei der quantitativen Untersuchung der Akzeleration zeigten sich bei den höheren Testfrequenzen geringere Reaktionen. Hohe Reaktionshäufigkeiten konnten hier den Frequenzstufen 40 und 50 (110 und 130 Hz) mit jeweils 59 % und 57 % zugeordnet werden.

Aufgrund nur geringer Reaktionsantworten, erbrachte die Auswertung der Dezeleration keine verwertbaren Testergebnisse.

Die Beurteilung des Verhaltenszustandes ergab eine Abnahme der Reaktionsänderung ab der Frequenzstufe 70 (255 Hz). Zustandsänderungen in einen Wachzustand, bei gleichzeitig tendenzieller Abnahme des Zustandes „no coincidence“, ließen sich bei den Frequenzstufen 40 bis 60 (110 bis 170 Hz) aufzeigen. Entsprechende Ergebnisse ergaben sich ebenfalls bei der Auswertung des FHF-Musters, jedoch konnten hier wegen großer Standardfehler nur Tendenzen aufgezeigt werden. Günstige Verläufe ergaben sich bei den Frequenzstufen 20 und 40 (83 und 110 Hz).

Dito kam es bei der Beobachtung der Oszillationsamplitude bei Frequenzstufen >70 zu schwächeren Reaktionen. Bei den Frequenzstufen 50 und 60 zeigten sich markante Wechsel der eingeengt-undulatorischen Herzfrequenz in die undulatorische Herzfrequenz. Es fanden sich jedoch bei der Stufe 60 geringere Standardfehler.

Zusammenfassend zeigten Testfrequenzstufen ≥ 70 (255 Hz) überwiegend geringere Reaktionsantworten auf vibroakustische Reizsignale. Dabei gelang es nicht, eine besonders geeignete Testfrequenzstufe herauszustellen. Es wurden jedoch zufriedenstellende Reizerwiderungen im mittleren Bereich der untersuchten Frequenzstufen d.h. zwischen 110 und 170 Hz erzielt.

Richards et al. veröffentlichten bereits 1991 eine steigende Reaktionsantwort bei Tönen niedriger Frequenz. Begründet wurde dies mittels besserer Schalleitung durch die mütterliche Bauchwand und die somit „in utero“ erzielten höheren Schalldruckpegel (144, S.73). In der Literatur werden für Frequenzen von mehr als 1 kHz bei intrakavitären Schallmessungen mit transabdominaler Schallapplikation erhebliche Absorptionswerte beschrieben. Effektive Stimulationen des Feten werden bei Frequenzen unter 500 Hz angegeben (67, S.142). In der hier vorliegenden Studie lagen die geeigneten Testfrequenzstufen sogar ≤ 255 Hz.

In diesem Zusammenhang soll hier noch der physiologische Geräuschpegel im Uterus erwähnt werden, dieser liegt zwischen 28 und 85 dB und erreicht ein Frequenzspektrum von 25-500 Hz (67, S.142).

3.2. Reaktionsentwicklung während der Untersuchung

In Veröffentlichungen wird eine Reizadaptation des Fetus in Zusammenhang mit Stimulationstests beschrieben (145, S.797ff., 144, S.68ff., 94, S.441ff.). Gesunde Feten weisen, im Gegensatz zu beeinträchtigten Kindern, anfangs eine ausgeprägtere Reizantwort sowie eine raschere Abschwächung der Reaktion im Verlauf der Untersuchung auf. Eine Rolle spielt dabei die Stärke des verabreichten Reizes sowie die Wiederholungsrate des Stimulus (10, S.297). Die Reaktionsabnahme gleicht einem Lernprozess bei normaler Ausreifung und Funktion des ZNS. Mit zunehmendem Gestationsalter nimmt die Geschwindigkeit der Reizadaptation zu (73, S.46-49, 161, S.597-600). Im Vergleich zu anderen externen Stimulationsverfahren, bei denen eine Abhängigkeit in Bezug auf den Verhaltenszustand des Feten angenommen wird, trifft dies bei vibroakustischer Stimulation nicht zu. Bei wiederholten Stimulationen wird eine Gewöhnung an den Reiz angenommen (68, S.36, 67, S.142, 95, S.596, 161, S.598).

Auch in der hier vorliegenden Studie nahm bei der Untersuchungsgröße „Baseline und Bewegung“ die Reaktionshäufigkeit während des Stimulationsablaufes signifikant ($p=0,022$) ab. Tendenzen einer schwächer werdenden Reizantwort konnten bei den Variablen „Baseline“ sowie „Verhaltenszustand“ aufgezeigt werden. Bei den übrigen Untersuchungsgrößen war zwischen der ersten und zweiten Stimulation kein eindeutiger Trend zu ermitteln. Bei allen Testgrößen nahm jedoch die Reaktionshäufigkeit bei der dritten Stimulation ab.

Das Gestationsalter (Median bei 33 SSW) fand hier keine gesonderte Berücksichtigung.

4. Ausblick

Es sind die physiologischen fetalen Verhaltenszustände, die zum größten Teil für die hohe Rate falschpositiver CTG-Befunde verantwortlich gemacht werden können. Dabei sind reife Feten nur während eines Zehntels des Tages wirklich wach. Fetale Tiefschlafperioden zeichnen sich durch ein CTG-Muster aus, das auch einen potentiellen Hinweis auf eine fetale Gefährdung geben kann, wie im Beispiel einer Hypoxämie oder Asphyxie (69, S.8). Die eingeeengten bzw. nicht reaktiven FHF-Muster können durch fetale Stimulationstests als Interpretationshilfe weiter untersucht werden (10, S.636). Die dabei meist

angewandte Methode - in den USA bereits Standard (ACOG 1995) - stellt die vibroakustische Stimulationen mittels eines Elektrolarynx dar (10, S.634ff., 68, S.28ff.). Vorteile dieser Methode sind die einfache Handhabung, ein preiswertes Untersuchungsgerät und die schnelle Verfügbarkeit. Die Deutsche Gesellschaft für Gynäkologie und Geburtshilfe empfiehlt in ihren Leitlinien von 2004 eine Stimulationsdauer von 1 s, da die Auswirkungen auf das fetale Gehör bislang noch unzureichend untersucht seien. Auch sollten die optimale Frequenz und Lautstärke weiter in größeren Studien (mit hohen Fallzahlen) ermittelt werden, um eine standardisierte Geräteeinstellung zu ermitteln, die zusammen mit einem aufskizzierten Regel-Untersuchungsablauf eine Basis für den direkten Vergleich weiterführender Studien schafft. Bei gesunden Kindern werden stärkere Reaktionen sowie eine schnellere Habituation nach VAS beschrieben. Hiervon weichen z.B. hypoxämische Feten ab (68, S.34ff.). Dies könnte für die Erstellung von Normwertkurven zu Nutze gemacht werden, um Reaktionen gesunder und beeinträchtigter Feten bezogen auf die jeweilige SSW vergleichen zu können und so eventuell eine Risikoabschätzung über die Gefährdung des Feten vorzunehmen. Hopp et al. beschrieben 1994 bei wachstumsretardierten Feten eine Einschränkung der fetalen Bewegungsaktivität sowie eine reduzierte Reaktivität nach VAS. Diese ging in vielen Fällen den pathologischen Herzfrequenzveränderungen um Tage voraus. Eine normale fetale Basisaktivität und eine positive Reaktion auf VAS könnte somit als Ausdruck „kompensatorischer Reserven“ des Feten gesehen werden.

V. Zusammenfassung:

In der hier vorliegenden prospektiven Longitudinalstudie wurden während eines Zeitraumes von 1 ½ Jahren in der Frauenklinik des Klinikums Rechts der Isar, bei 55 Patientinnen 78 Untersuchungen durchgeführt. Dabei lag das durchschnittliche Alter der Frauen bei 29 Jahren und das mittlere Schwangerschaftsalter bei 33 SSW. Die mittlere Untersuchungsdauer betrug 48 Minuten. Zielsetzung der Untersuchung war die Beschreibung der fetalen Reaktionen nach vibroakustischer Stimulation mittels eines modifizierten Elektrolarynx der Firma Servox AG, Köln (Frequenzen in 10 Stufen variierbar zwischen 71 und 1400 Hz, Intensität von 109 dB Festeinstellung).

Es sollten unterschiedliche Frequenzeinstellungen des Elektrolarynxgerätes und die durch sie ausgelösten Reaktionen geprüft und eine „geeignete“ Testfrequenzstufe ermittelt werden. Die Stimulation erfolgte für 3 Sekunden auf dem maternalen Abdomen über dem fetalen Kopf. Bei jeder Patientin wurden 3 Stimulationsversuche sowie 3 Pseudostimulationen als Kontrollversuche durchgeführt, wobei die durchgehende Registrierung der fetalen Herzfrequenz mittels eines K-CTG Gerätes erfolgte. Die Untersuchung an sich wurde in eine Vorlaufzeit (10 Minuten) ohne jegliche Stimulation und eine Nachlaufzeit mit Stimulation und Pseudostimulation unterteilt.

Im Rahmen der vorliegenden Studie konnten fetale Reaktionen wie Baselineänderung, Anstieg der Bewegungsanzahl, ein höchstsignifikanter Anstieg der Akzelerationsamplitude ($p=0,001$) und Akzelerationsdauer ($p=3,32 \cdot 10^{-4}$) registriert werden. Ferner wurde eine Veränderung des zugrunde liegenden Verhaltenszustandes ($p=3,94 \cdot 10^{-5}$) zugunsten des Zustandes 4F bzw. analog beim FHF-Muster ($p=1,34 \cdot 10^{-5}$) des FHF-Musters D festgestellt.

Die Untersuchung des Einflusses der unterschiedlichen Testfrequenzstufen auf die fetalen Reaktionen ergab partiell divergente Resultate. Jedoch zeigte sich als abschließendes Ergebnis eine geringere Reagibilität der Feten bei Frequenzen > 255 Hz. Im mittleren Bereich der untersuchten Frequenzen (Stufe 40 bis 60 (110 bis 170 Hz)) wurden regelmäßige fetale Reaktionen erzielt.

Mit abnehmender Reaktionshäufigkeit war bei der Untersuchungsgröße „Baseline und Bewegung“ eine Reizadaptation festzustellen ($p=0,022$). Bei den Variablen „Baseline“ und „Verhaltenszustand“ ließ sich eine Tendenz der

Reaktionsabschwächung registrieren. Kein klarer Trend trat zwischen den ersten beiden Stimulationen der übrigen Untersuchungsvariablen auf. Bei allen Testgrößen kam es allerdings zu einer Abnahme der Reaktionshäufigkeit bei der dritten Stimulation.

Subsummiert sollte bei Untersuchungen mit vibroakustischen Stimulation Elektrolarynxgeräten mit Stimulationsfrequenzen ≤ 255 Hz der Vorzug gegeben werden.

VI. Literaturverzeichnis

1. Buchbeiträge

1. Bühl A., Zöfel P.
In: „SPSS Version 10“
Addison-Wesley, München, 2000, 7. Auflage, 103-130, 225-399
2. Busch R., Hennig M., Hollweck R., Klauss C.
In: „SPSS Statistik-Software-Kurs für Mediziner Kursmanual“
TU München, Institut für Medizinische Statistik, München, 2002, 6. Auflage, 65-82
3. Goeschen K.
In: „Kardiotokographie-Praxis“
Thieme Verlag, Stuttgart, 1997, 5. Auflage, II-VII, 1-269
4. Hofer M.
In: „Sono Grundkurs“
Thieme Verlag, Stuttgart, 1999, 3. Auflage, 5-10
5. Höfling O.
In: „Physik Band II, Teil 1“
Dümmler Verlag, Bonn, 1992, 15. Auflage, 194-242
6. Hüsler J., Zimmermann H.
In: „Statistische Prinzipien für medizinische Projekte“
Hans Huber Verlag, Bern, 1996, 2. Auflage, 71-124
7. Langman J.
In: „Medizinische Embryologie“
Thieme Verlag, Stuttgart, 1989, 8. Auflage, 356-365, 377386
8. Moore K.L.
In: „Embryologie, Lehrbuch und Atlas der Entwicklungsgeschichte des Menschen“
Schattauer Verlag, Stuttgart, 1993, 3. Auflage, 199-215, 476-494
9. Schmidt-Matthiesen H., Hepp H.
In: „Gynäkologie und Geburtshilfe“
Schattauer Verlag, Stuttgart, 1998, 9. Auflage, 286-288
10. Schneider H., Husslein P., Schneider K.T.M.
In: „Geburtshilfe“
Springer Verlag, Heidelberg, 1999, 1. Auflage, 285-318, 602-637
11. Sohn C., Krapfl-Gast A.S., Schiesser M.
In: „Sonographie in Gynäkologie und Geburtshilfe Checkliste“
Thieme Verlag, Stuttgart, 1998, 1. Auflage, 16-21, 150-156
12. Von der Lippe P.
In: „Deskriptive Statistik, Formel- und Aufgabensammlung“
Westarp Wissenschaften, Magdeburg, 1992, 2. Auflage, 3/1-4/5
13. Zwerenz K.
In: „Statistik, Datenanalyse mit SPSS und Excel“
Oldenbourg Verlag, München, 2000, 1. Auflage, 47-74

2. Zeitschriftenartikel

20. Abrams RM., Gerhardt KJ.
The acoustic environment and physiological response of the fetus
Journal of Perinatology, 20 (2000) 31-36
21. Abrams RM., Peters AJ, Gerhardt KJ.
Effect of abdominal vibroacoustic stimulation on sound and acceleration levels at the head of the fetal sheep
Obstet-Gynecol, 90 (1997) 947-952
22. Anyaegbunam A.M., Ditchik A., Stoessel R., Mikhail M.S.
Vibroacoustic stimulation of fetus entering the second stage of labor
Obstetrics and Gynaecology, 83 (1994) 963-966
23. Arduini D., Rizzo G., Romanini C.
Computerized analysis of fetal heart rate
Journal of Perinatal Medicine, 22 (1994) 22-27
24. Armitage S.E., Baldwin B.A.
Fetal sound environment of sheep
Science, 208 (1980) 1173-1174
25. Arulkumaran S., Anandakumar C., Wong J.C., Ratnam SS.
Evaluation of maternal perception of sound provoked fetal movement as a test of antenatal health
Obstetrics and Gynaecology, 73(1989) 182
26. Arulkumaran S., Skurr B., Tong H., Kek LP., Yeoh KH., Ratnam SS.
No evidence of hearing loss due to fetal acoustic stimulation test
Obstetrics and Gynaecology, 283 (1991) 283-285
27. Bartnicki J., Saling E.
Influence of Maternal Oxygen Administration on the Computer-Analysed Fetal Heart Rate Patterns in Small-for-Gestational-Age Fetuses
Gynaecologic and Obstetric Investigation, 37 (1994) 172-175
28. Bartnicki J., Dimer J.A., Hertwig K., Dudenhausen J.W.
Computerized cardiotocography following vibroacoustic stimulation of premature fetuses
Gynaecologic and Obstetric Investigation, 45 (1998) 73-76
29. Bartnicki J., Dudenhausen J.W.
Antepartum vibroacoustic stimulation in patients with low fetal heart rate variability
International Journal of Gynaecology and Obstetrics, 48 (1995) 173-177
30. Bartnicki J., Ratanasiri T., Meyenburg M., Saling E.
Effect of the vibratory acoustic stimulation on fetal heart rate patterns of premature
International Journal of Gynaecology and Obstetrics, 37 (1992) 3-6
31. Barton JR., Hiatt AK.
The effect of vibroacoustic stimulation on fetal heart rate parameters utilizing computer analysis
American Journal of Perinatology, 14 (1997) 229-232
32. Bauer R., Schwab M., Abrams RM., Stein J., Gerhardt KJ.
Electrocortical and heart rate response during vibroacoustic stimulation in fetal sheep
American Journal of Obstetrics and Gynaecology, 177 (1997) 66-71
33. Beckett EB., Bourne GH., Montagna W.
Histology and cytochemistry of human skin. The distribution of cholinesterase in the finger of the embryo and the adult
Journal of Physiology, 134 (1956) 202-206
34. Bench J.
Sound transmission to the human foetus through the maternal abdominal wall
The Journal of Genetic Psychology, 113 (1968) 85-87

35. Bernardes J.
How often should we preform nonstress tests in normal third-trimester pregnancies
American Journal of Obstetrics and Gynaecology, 173 (1995) 1128-1131
36. Bernardes J., Costa-Pereira A., Ayres-de-Campos D., Van Geijn HP., Pereira-Leite L.
Evaluation of interobserver agreement of cardiotocograms
International Journal of Gynaecology and Obstetrics, 57 (1997) 33-37
37. Birnholz JC., Benacerraf BR.
The development of human fetal hearing
Science, 222 (1983) 516-518
38. Bracero L., Roshanfekar D., Byrne DW.
Analysis of Antepartum Fetal Heart Rate Tracing by Physician and Computer
The Journal of Maternal-Fetal Medicine, 9 (2000) 181-185
39. Bradley R.M., Mistretta C.M.
Fetal sensory receptors
Physiological Reviews, 55 (1975) 352-378
40. Brandt-Niebelschütz S., Saling E.
Indications for operative termination of labor on cardiotocography and fetal blood analysis: the reliability of these methods
Journal of Perinatal Medicine, 22 (1994) 19-27
41. Bredberg G.
The human cochlea during development and ageing
J Laryngol Otol, 81 (1967) 739-758
42. Brezinka C., Lechner T., Stephan K., Pfeiffer K.
Vibroacoustic Stimulation of the Fetus Using a Conventional Mechanical Alarm Clock
Journal of Maternal-Fetal Investigation, 8 (1998) 172-177
43. Chauhan SP., Hendrix N.W., Devoe LD., Scardo JA.
Fetal Acoustic Stimulation in Early Labor and Pathologic Fetal Acidemia: A Preliminary Report
Journal of Maternal-Fetal Medicine, 8 (1999) 208-212
44. Chittacharoen A., Chaitum A., Suthutvoravut S., Herabutya Y.
Fetal acoustic stimulation for early intrapartum assessment of fetal well-being
International Journal of Gynaecology and Obstetrics, 69 (2000) 275-277
45. Chua S., Arulkumaran S., Kurup A., Anandakumar C., Selamat N. Ratnam S.S.
Search for the most predictive tests of fetal well-being in early labor
Journal of Perinatal Medicine, 24 (1996) 199-206
46. Davidson SR., Rankin JHG, Martin CB., Reid DL.
Fetal heart rate variability and behavioral state: Analysis by power spectrum
American Journal of Obstetrics and Gynaecology, 167 (1992) 717-722
47. Dawes GS., Houghton CRS., Redman CW., Visser GHA.
Pattern of normal human fetal heart rate
British Journal of Obstetrics and Gynaecology, 89 (1982) 276-284
48. Dawes GS., Lobb M., Moulden M., Redman WG., Wheeler T.
Antenatal cardiotocogram quality and interpretation using computers
British Journal of Obstetrics and Gynaecology, 99 (1992) 791-797
49. Dellinger EH., Boehm F., Crane MM.
Electronic fetal heart rate monitoring: Early neonatal outcomes associated with normal rate, fetal stress, and fetal distress
American Journal of Obstetrics and Gynaecology, 182 (2000) 214-220
50. Devoe L., Boehm F., Paul R., Frogoletto F., Penso C., Goldenberg R., Raybrun W. Smith C.
Clinical experience with the Hewlett-Packard M-1350A fetal monitor: Correlation of Doppler-detected fetal body movements with fetal heart rate parameters and perinatal outcome
American Journal of Obstetrics and Gynaecology, 170 (1994) 650-655

51. Devoe L., Murray C., Faircloth D. Ramos E.
Vibroacoustic stimulation and fetal behavioral state in normal term human pregnancy
American Journal of Obstetrics and Gynaecology 163 (1990) 1156-1161
52. Devoe LD., Searle NA., Ruedrich DA., Castillo RA., Metheny WP.
The effects of vibroacoustic stimulation on baseline heart rate, breathing activity, and body movements of normal term fetuses
American Journal of Obstetrics and Gynaecology, 161 (1989) 524-529
53. Di Pietro J., Costigan KA., Pressman EK., Doussard-Roosevelt JA.
Antenatal Origins of Individual Differences in Heart Rate
Inc. Dev Psychobiol, 37 (2000) 221-228
54. Diemer HP., Beck L.
Überwachung des Kindes während der Schwangerschaft und Geburt. Rückschlüsse zur Kausalität frühkindlicher Hirnschäden
Gynäkologe, Springer Verlag, 25 (1992) 187-190
55. Di Renzo GC., Montani M., Fioriti V., Clerici G., Branconi F., Pardini A., Indraccolo R., Cosmi EV.
Fractal analysis: a new method for evaluating fetal heart rate variability
Journal of Perinatal Medicine, 24 (1996) 261-269
56. Divon MY., Zimmer EZ., Platt LD.
Human fetal breathing: Associated changes in heart rate and beat-to-beat variability
American Journal of Obstetrics and Gynaecology, 1 (1985) 403-406
57. Donker DK., Van Geijn HP., Hasman A.
Interobserver variation in the assessment of fetal heart rate recordings
European Journal of Obstetrics and Gynaecology, 52 (1993) 21ff.
58. Dunston-Boone G., Kuhlman K., Kaufmann M.
Correlation of fetal heart rate decelerations following acoustic stimulation with perinatal outcome
American Journal of Perinatology, 12 (1995) 342-346
59. Eskes TKAB.
Uterine contractions and their possible influence on fetal oxygenation
Gynäkologe, Springer Verlag, 26 (1993) 39-45
60. Gagnon R., Hunse C. Carmichael L. Fellows F., Patrick J.
Effects of vibratory acoustic stimulation on human fetal breathing and gross fetal body movements near term
American Journal of Obstetrics and Gynaecology, 155 (1986) 1227-1230
61. Gagnon R., Hunse C., Carmichael L., Fellows F., Patrick J.
Fetal Heart rate and fetal activity patterns after vibratory acoustic stimulation at thirty to thirty-two weeks gestational age
American Journal of Obstetrics and Gynaecology, 158 (1988) 75-79
62. Gagnon R., Hunse C., Carmichael L., Fellows F., Patrick J.
Human fetal responses to vibratory acoustic stimulation from twenty-six weeks to term
American Journal of Obstetrics and Gynaecology, 157 (1887) 1375-1381
63. Gagnon R., Cambell K., Hunse C., Patrick J.
Patterns of human fetal heart rate acceleration from 26 weeks to term
American Journal of Obstetrics and Gynaecology, 157 (1987) 743-748
64. Gnirs J., Boos R., Hoth H., Auer L., Schmidt W.
Intracavitäre Schall- Und Lichtmessungen im schwangeren Uterus
Arch Gynecol Obstet, 242 (1987) 758-762
65. Gnirs J., Schraag M.,
Kineto-Kardiotocographie
Medizintechnik, 112 (1992) 209-226

66. Gnirs J., Schneider KTM., Möhring D., Wilhelm O., Graeff H.
Dopplersonographie, Kineto-Kardiotokographie und fetale Stimulationstests bei Risikoschwangerschaften
Gynäkol Geburtshilfliche Rundsch., 33 (1993) 252-253, 309-310
67. Gnirs J., Schneider KTM.
Fetale Verhaltenszustände und Bewegungsaktivität
Gynäkologe, Springer Verlag, 27 (1994) 136-145
68. Gnirs J., Schneider KTM.
Diagnostik der fetalen Bewegungsaktivität, fetaler Stimulationstests und der Komplexitätsanalyse des fetalen EKGs als Ergänzung der intrapartalen CTG-Überwachung
Gynäkologe, Springer Verlag, 29 (1996) 28-44
69. Gnirs J.
Wertigkeit des antepartualen CTGs
Speculum, 19 (3/2001) 6-12
70. Goeschen K.
Überwachung der Schwangerschaft aus forensischer Sicht, antepartuale Kardiotokographie
Gynäkologe, Springer Verlag, 27 (1994) 197-207
71. Goodlin RC.
History of fetal monitoring
American Journal of Obstetrics and Gynaecology, 133 (1979) 323-348
72. Groome LJ, Bentz LS., Mooney DM, Collins HB.
Early heart rate response of normal human term fetuses to vibroacoustic stimulation
American Journal of Perinatology, 11 (1994) 273-278
73. Groome L.J., Gotlieb S.J., Neely C.L., Waters M.D.
Developmental trends in fetal habituation to vibroacoustic stimulation
American Journal of Perinatology, 10 (1993) 46-49
74. Groome LJ., Mooney DM., Holland SB., Bentz LS., Atterbury JL., Dykman RA.
The heart rate deceleratory response in low risk human foetuses: effect of stimulus intensity on response topography
Developmental Psychobiology, 30 (1997) 103-113
75. Groome LJ., Mooney DM., Holland S.B., Smith LA., Atterbury JL., Dykmann RA.
Behavioral state affects heart rate response to low-intensity sound in human fetuses
Early Human Development, 54 (1999) 39-54
76. Hammacher K.
Neue Methoden der selektiven Registrierung der fetalen Herzschlagfrequenz
Geburtsheilkunde und Frauenheilkunde, 22 (1962) 1542ff.
77. Hans DE.
Computer als wachsender Geburtshelfer
Fortschr. Med., 111 (1993) 49-50
78. Harrington K., Thompson O., Jordan L., Page J., Carpenter R., Campbell S.
Obstetric outcome in Women who present with a reduction in fetal movements in the third trimester of pregnancy
Journal of Perinatal Medicine, 26 (1998) 77-82
79. Hartmann M., Van Leeuwen P., Gronemeyer D.
Fetale Herzfrequenzvariabilität im Verlauf der Schwangerschaft. Spektralanalyse auf der Basis der Magnetokardiographie
Biomed-Tech-Berl., 42 (1997) 61-62
80. Heteren van CF., Boekkooi PF., Jongsma HW., Nijhuis JG.
Responses to vibroacoustic stimulation in a fetus with an encephalocele compares to responses of normal fetuses
Journal of Perinatal Medicine, 28 (2000) 306-308
81. Hofmeyr GJ., Lawrie TA, de Jager M., da Ponte A.
Fetal vibro-acoustic stimulation with a can-a clinical study
Obstetrics and Gynaecology, 22 (1998) 199-203

82. Hopp H., Vollert W., Entezami M, Weitzel H.
Kinetokardiographische und dopplersonographische Befunde vor Terminierung von Risikoschwangerschaften
Geburtsh und Frauenheilk., 54 (1994) 98-101
83. Hutt S.J., Hutt C., Lenard H.G., Bernuth H.v., Muntjeweff WJ.
Auditory responsivity in the human neonate
Nature, 218 (1968) 888-890
84. Irion O., Stucklberger P., Moutquin JM., Morabia A., Extermann P., Beguin F.
Is intrapartum vibratory acoustic stimulation a valid alternative to fetal scalp ph determination?
British Journal of Obstetrics and Gynaecology, 103 (1996) 642-647
85. Jibodu O., Arulkumaran S.
Intrapartum fetal surveillance
Obstetrics and Gynaecology, 12 (2000) 123-127
86. Johansson B., Wedenberg E., Westin B.
Measurement of tone response by the human foetus
Acta Oto Laryngol, 57 (1964) 188-193
87. Jörn H., Fendel H., Funk A.
Die Wertigkeit von Doppler-Ultraschalluntersuchungen im Rahmen des geburtshilflichen Managements bei unerwarteten Befunden im Kardiotokogramm
Geburtsh. U. Frauenheilk., 53 (1993) 49-55
88. Karin J., Hirsch M., Akselrod S.
An Estimate of Fetal Autonomic State by Spectral Analysis of Fetal Heart Rate
Pediatric Research, 34 (1993) 134-138
89. Karlsson B., Foulquiere K., Kaluzynski K., Tranquart F., Fignon A., Pourcelot D., Pourcelot L., Berson M.
The DopFet System: A New Ultrasonic Doppler System For Monitoring And Characterization Of Fetal Movement
Ultrasound in Medicine and Biology, 26 (2000) 1117-1124
90. Keith R.D.F., Beckley S., Garibaldi J.M., Westgate J.A., IleaChor E.C., Green K.R.
A multicentre comparative Study of 17 experts and an intelligent computer system for managing labour using the cardiotocogram
British Journal of Obstetrics and Gynaecology, 102 (1995) 688-700
91. Kilsilevsky BS., Muir DW., Low JA.
Maturation of human fetal responses to vibroacoustic stimulation
Child Development, 63 (1992) 1497-1508
92. Kisilevsky BS., Hains SMJ., Low JA.
Maturation of body and breathing movements in 24-33-week-old fetuses threatening to deliver prematurely
Early Human Development, 55 (1999) 25-38
93. Kisilevsky BS., LiHui Pang, Hains SMJ.
Maturation of human fetal responses to airborne sound in low and high-risk fetuses
Early Human Development, 58 (2000) 179-195
94. Leader LR, Baillie P., Martin B., Vermeulen E.
Fetal habituation in high risk pregnancies
British Journal of Obstetrics and Gynaecology, 89 (1982) 441-446
95. Leader LR.
Studies in fetal behaviour
British Journal of Obstetrics and Gynaecology, 102 (1995) 595-597
96. Leader LR., Baillie P., Van Schalkwyk DJ.
Fetal Movements and Fetal Outcome: A Prospective Study
Obstetrics and Gynaecology, 4 (1981) 431-436

97. Lecanuet JP., Garnier C., Busuel MC.
Fetal cardiac and motor responses to octave-band noises as a function of central frequency, intensity and heart rate variability
Early Human Development 18 (1988) 81-93
98. Li Z., Wu M., Du B.
The effects of Vibratory acoustic stimulation on fetal heart rate and body movement of normal fetuses at different gestation ages
Chung-Hua-Fu-Chan-Ko-Tsa-Chih, 32 (1997) 131-133
99. Loy G. L., Chin-Chu Lin, Chien E.K., Kim J. H., Li-Mong Chiang
Cerebral and Umbilical Vascular Resistance Response to Vibroacoustic Stimulation in Growth-Restricted Fetuses
Obstetrics and Gynaecology, 90 (1997) 947-952
100. Macphail A., Davies A.L., Victory R., Wolfe L.A.
Maximal Exercise Testing in Late Gestation: Fetal Responses
Obstetrics and Gynaecology, 96 (2000) 565-570
101. Makoto Kiuchi, Naoki Nagata, Shinji Ikeno, Naóki Terakawa
The Relationship between the response to external light stimulation and behavioral states in human fetus: how it differs from vibroacoustic stimulation
Early Human Development, 58 (2000) 153-165
102. Manassiev N.
What is the normal heart rate of a term fetus?
British Journal of Obstetrics and Gynaecology, 103 (1996) 1272-1273
103. Manning FA.
Fetal Biophysical Profile
Obstetrics and Gynaecology, 26 (1999) 557-577
104. Marks F., Zimmer EZ. Chao CR., Monteagudo A.
Vibratory acoustic stimulation and fetal gasping
The Journal of Reproductive Medicine, 40 (1995) 513-515
105. Mc. Cartney G., Hepper P.
Development of lateralized behaviour in the human fetus from 12 to 27 weeks gestation
Development Medicine and Child Neurology, 41 (1999) 83-86
106. Mermann A.
Über eigentümliche rhythmische Föetalbewegungen
Zent bl Gynäkol, 39 (1887) 622-624
107. Mohide P., Keirse MJNC.
Biophysikal assessment of fetal well-being
Oxford University Press, (1998) 477ff.
108. Montan S., Arulkumaran S., Ratnam SS.
Evaluation of a simple method to assess fetal well-being in antenatal clinic.
Journal of Perinatal Medicine, 22 (1994) 175-180
109. Morgenstern J.
Bedeutung des technischen Fortschritts für die CTG Überwachung in naher Zukunft
Gynäkologe, Springer Verlag, 26 (1993) 76-80
110. Morikawa S., Ishikawa J., Matsubara H., Nagata F., Nomura Y., Kamatsuki H., Shinzato Y., Yamaguchi Y., Niwa K., Kanakura Y.
Evaluation of the effects of vibroacoustic stimulation test on the fetus during labour under epidural analgesia and evidence of its safety by way of auditory brainstem response
Nippon Sanka Fujinka Gakkai Zasshi 46 (1994) 247-252
111. Myrick T., Harper D.M.
Principles of Nonstress Testing in Pregnancy
The Journal of Family Practice, 43 (1996) 443-448

112. Myung-Kul Yum, Eun-Young Park, Chang-Ryul Kim, Jung-Hye Hwang
Alterations in irregular and fractal heart rate behaviour in growth restricted fetuses
European Journal of Obstetrics and Gynaecology and Reproductive Biology, 94 (2001) 51-58
113. Natale R., Nasello C., Turliuk R.
The relationship between movements and accelerations in fetal heart rate at twenty to thirty-two weeks gestation
American Journal of Obstetrics and Gynaecology, 148 (1984) 591-595
114. Nathan EB., Haberman S., Burgess T., Minkoff H.
The relationship of maternal position to the results of brief nonstress tests: A randomized clinical trial
American Journal of Obstetrics and Gynaecology, 182 (2000) 1070-1072
115. Navot D., Haim Yaffe, Sadovsky E.
The ratio of fetal heart rate accelerations to fetal movements according to gestation age
American Journal of Obstetrics and Gynaecology, 149 (1984) 92-94
116. Nijhuis J., Hof J.
Development of heart rate and behavior: indirect measures to assess the fetal nervous system
European Journal of Obstetrics and Gynaecology, 87 (1999) 1-2
117. Nijhuis J., Prechtl HF., Martin CB., Bots RS.
Are there behavioral states in the human fetus
Early Human Development, 6 (1982) 177-195
118. Nyman M., Arulkumaran S., Hsu TS., Ratnam SS., Till O., Westgren M.
Vibroacoustic stimulation and intrauterine sound pressure levels
Obstetrics and Gynecology, 78 (1991) 803-804
119. Nyman M., Barr M., Westgren M
A four year follow-up of hearing and development in children exposed in utero to vibroacoustic stimulation
British Journal of Obstetrics and Gynaecology, 99 (1992) 685-688
120. Ohel G., Horowitz E., Lindner N., Sohmer H.
Neonatal auditory acuity following in utero vibratory acoustic stimulation
American Journal of Obstetrics and Gynaecology, 157 (1987) 440-441
121. Ohel G., Samueloff A., Navot D., Sadovsky E.
Fetal heart rate accelerations and fetal movements in twin pregnancies
American Journal of Obstetrics and Gynaecology, 152 (1985) 686-687
122. Ohel G., Simon A., Beythy Y., Sadovscy E.
Intrapartum vibroacoustic stimulation in cases of normal and abnormal fetal heart rate patterns
Gynecol. Obstet. Invest., 21 (1986) 1-5
123. Okai T., Kozuma S., Shinozuka N., Kuwabara Y., Mizuno M.
A study on the development of the sleepwakefulness cycle in the human fetus
Early Human Development, 29 (1992) 391-396
124. Panayotopoulos N., Salamalekis E., Kassanos D., Vitoratos N., Loghis C., Batalias L.
Intrapartum vibratory acoustic stimulation after maternal meperidine administration
Clin Exp Obstet Gynaecol, 25 (1998) 139-140
125. Parer J.T., Livingston E.G.
What is fetal distress
American Journal of Obstetrics and Gynaecology, 162 (1990) 1421-1427
126. Parer W.J., Parer J.T., Holbrook R.h., Block B.S.B.
Validity of mathematical methods of quantitating fetal heart rate variability
American Journal of Obstetrics and Gynaecology, 153 (1985) 402-409
127. Paul R.H., Miller D.A.
Nonstress Test
Clinical Obstetrics and Gynecology, 38 (1995) 3-10

128. Petrovic O., Frkovic A, Matejic N.
Fetal biophysical profile and vibratory acoustic stimulation in high-risk pregnancies
International Journal of Gynaecology and Obstetrics, 50 (1995) 11-15
129. Pietrantonio M, Angel JL, Parsons MT, McClain L, Arango HA, Spellacy WN
Human fetal response to vibroacoustic stimulation as a function of stimulus duration
Obstetrics and Gynecology 78 (1991) 807-810
130. Porter T.F., Clark S.L.
Vibroacoustic and Scalp Stimulation
Obstetrics and Gynecology, 26 (1999) 657-669
131. Reubinoff B.E., Weinstein D., Langer O., Samueloff A.
Antenatal Bleeding and Fetal Heart Rate
Gynaecologic and Obstetric Investigation, 39 (1995) 19-23
132. Richards DS., Abrams RM., Gerhardt KJ., McCann ME.
Effects of vibration frequency and tissue thickness on intrauterine sound levels in sheep
American Journal of Obstetrics and Gynaecology 165 (1991) 438-442
133. Roberts D., Nwosu E., Walkinshaw S.T.
The fetal outcome in pregnancies with isolated red amniotic fluid volume in the third trimester
Journal of Perinatal Medicine, 26 (1998) 390-395
134. Ruach M., Ohel G., Jacobi N.
Fetal bradycardia following vibratory acoustic stimulation: a sign of distress?
Fetal Diagnosis and Therapy, 12 (1997) 167-169
135. Rühle W., von Ballestrem C.L., Ertan A.K., Schmidt W.
Auswertung des antepartalen CTG-Verlaufs in Fällen mit hochpathologischen Doppler-Flow-Befunden
Ultraschall in Med., 14 (1993) 79-84
136. Samueloff A., Langer O., Berkus M., Field N, Xenakis E., Ridgway L.
Is fetal heart rate variability a good predictor of fetal outcome?
Acta Obstet Gynecol Scand, 73 (1994) 39-44
137. Sarno AP.
The significance of amniotic fluid volume during intrapartum fetal acoustic stimulation
American Journal of Obstetrics and Gynaecology, 164 (1991) 1100-1101
138. Schmidt W., Gnirs J.
Fetale Bewegungsaktivität und akustische Stimulation
Gynäkologe, Springer Verlag, 23 (1990) 289-297
139. Schmidt W., Gnirs J.
Das KCTG-erste klinische Erfahrungen beim Einsatz des Kinetokardiotokogramms
Geburtshilfe und Frauenheilkunde, 51 (1991) 437-442
140. Sherer DM.
Blunted fetal response to vibroacoustic stimulation associated with maternal intravenous magnesium sulfate therapy
American Journal of Perinatology, 11 (1994) 401-403
141. Sherer DM., Abranowicz JS., Hearn Stebbins B., Woods J.
Sonographic verification of a nuchal cord following a vibratory acoustic stimulation induced severe variable heart rate deceleration with expedient abdominal delivery
American Journal of Perinatology, 8 (1991) 345-346
142. Sherer DM., Menashe M., Sadovsky E.
Fetal bradycardia caused by external vibratory acoustic stimulation
American Journal of Obstetrics and Gynaecology, 159 (1988) 334-335
143. Sival DA, Visser GH., Prechtel HF.
Does reduction of amniotic fluid affect fetal movements
Early Human Development, 23 (1990) 233-246

144. Smith CV.
Vibroacoustic Stimulation
Clinical Obstetrics and Gynaecology, 38 (1995) 68-77
145. Smith CV.
Vibroacoustic stimulation for risk assessment
Clinics in Perinatology, 21 (1994) 797-808
146. Smith CV., Phelan JP., Paul RH., Broussard P.
Fetal acoustic stimulation testing: A retrospective analysis of the fetal acoustic stimulation test
American Journal of Obstetrics and Gynaecology 153 (1985) 567
147. Smith CV., Phelan JP., Platt LD., Broussard P., Paul RH.
Fetal acoustic stimulation testing II: A randomised comparison with the non stress test
American Journal of Obstetrics and Gynaecology 155 (1986) 131-134
148. Smith CV., Satt B., Phelan JP., Paul RH.
Intrauterine sound levels: Intrapartum assessment within intrauterine environment
American journal of Perinatology, 7 (1990) 312-315
149. Soothill PW., Ajayi RA., Cambell S., Nicolaidis KH.
Prediction of morbidity in small and normally grown fetuses by fetal heart rate variability, biophysical profile score and umbilical artery Doppler studies
British Journal of Obstetrics and Gynaecology, 100 (1993) 742-745
150. Sorokin Y., Bottoms S., Dierker L., Rosen MG.
The clustering of fetal heart rate changes and fetal movements in pregnancies between 20 and 30 weeks of gestation
American Journal of Obstetrics and Gynaecology, 143 (1982) 952-957
151. Sorokin Y., Dierker LJ., Pillay S.K., Zadorl E, Schreiner ML., Rosen MG.
The association between fetal heart rate patterns and fetal movements in Pregnancies between 20 and 30 weeks gestation
American Journal of Obstetrics and Gynaecology, 143 (1982) 243-249
152. Spencer JAD.
Clinical overview of cardiotocoraphy
British Journal of Obstetrics and Gynaecology, 9 (1993) 4-7
153. Spitzer D., Heiß O., Staudach A., Steiner H.
Sectio aus reiner CTG Indikation
Gynäkol Geburtshilfliche Rundsch, 33 (1993) 262-263
154. Strong TH., Masaki DI, Sarno AP., Paul RH.
Fetal death from sepsis following a reassuring intrapartum fetal acoustic stimulation test
Obstet Gynecol, 74 (1989) 465-468
155. Takashi Ito, Kazuo Maeda, Hiroyuki Takahashi, Nagata Naoki, Kazuhiko Nakajima, Naoki Terakawa
Differentiation between physiologic and pathologic sinusoidal FHR pattern by fetal actocardiogramm
Journal of Perinatal Medicine, 22 (1994) 39-43
156. Thacker SB., Stroup DF., Peterson HB.
Intrapartum Electronic Fetal Monitoring: Data for Clinical Decisions
Clinical Obstetrics and Gynaecology, 41 (1998) 362-368
157. Thomas RL., Johnson TR., Besinger RE., Raffin D., Treanor C., Strobino D.
Preterm and term fetal cardiac and movement responses to vibratory acoustic stimulation
American Journal of Obstetrics and Gynaecology, 161 (1989) 141-145
158. Tiomor-Tritsch IE.
The effect of external stimuli on fetal behaviour
European Journal of Gynaecology and Reproductive Biology, 21 (1986) 321-329

159. Valentin L., Ekman G., Isberg PE., Polberger S., Marsa Kl.
Clinical evaluation of the fetus and neonate, Relation between intra-partum
cardiotocography, Apgar score, cord blood acid-base status and neonatal morbidity
Archives of Gynaecology and Obstetrics, 253 (1993) 103-115
160. Vince MA., Billing AE., Baldwin BA., Toner JN., Weller C.
Maternal vocalisations and other sounds in the fetal lamb`s sound environment
Early Human Development, 11 (1985) 179-190
161. Vindla S., James D.
Fetal behaviour as a test of fetal wellbeing
British Journal of Obstetrics and Gynaecology, 102 (1995) 597-600
162. Vindla S., James D., Sahota D.
Comparison of unstimulated and stimulated behaviour in human foetuses with congenital
abnormalities
Fetal Diagnosis and Therapy, 14 (1999) 156-165
163. Vindla S., James D., Sahota D.
Computerised analysis of unstimulated and stimulated behaviour in fetuses with intrauterine
growth restriction
European Journal of Obstetrics and Gynaecology and Reproductive Biology, 83 (1999) 37-
45
164. Vindla S., Sahota DS, Coppens M., James DK.
Computerised Analysis of Fetal Behaviour
Fetal Diagnosis and Therapy, 12 (1997) 319-327
165. Visser GH
Antenatal cardiotocography in the evaluation of fetal well-being
Australian New Zealand Journal of Obstetrics and Gynaecology, 24 (1984) 80-85
166. Visser GH., Mulder EJ.
The effect of vibro-acoustic stimulation on fetal behavioural state organization
American Journal of Industrial Medicine, 23 (1993) 531-539
167. Woerden van EE., Geijn van HP., Caron FJM., Mantel R., Swartjes JM.
Fetal hiccups; characteristics and relation to fetal heart rate
European Journal of Obstetrics and Gynaecology and Reproductive Biology, 30 (1989) 209-
216
168. Yao QW., Jakobsson J., Nyman M., Rabaeus H., Till O., Westgren M.
Fetal responses to different intensity levels of vibroacoustic stimulation
Obstetrics and Gynaecology 75 (1990) 206-209
169. Yoshitaka Kimura, Kunihiro Okamura, Akira Yajima
Spectral Analysis of Beat-to-Beat Intervals of the Fetal Heart Obtained by Doppler
Ultrasound
Gynecologic and Obstetric Investigation, 41 (1996) 5-9
170. Zimmer EZ., Divon MY.
Fetal vibroacoustic stimulation
Obstetrics and Gynaecology, 81 (1993) 451-455
171. Zimmer E.Z., Fifer W.P., Kim Y.I., Rey H.R., Chao C.R., Myers M.M.
Response of the Premature fetus to Stimulation by speech sounds
Early Human Development, 33 (1993) 207-215

VII. Anhang

1. **Abbildungsverzeichnis**

Abb. 1: Testfrequenzstufen und zugehörige Frequenzen in Hz	16
Abb. 2: Elektrolarynx der Firma Servox	16
Abb. 3: Schema des Untersuchungsablaufes.....	17
Abb. 4: Beispiel eines K-CTG-Gerätes der Fa. Hewlett Packard	18
Abb. 5: Altersverteilung des Patientinnenkollektivs	27
Abb. 6: Verteilung der Testfrequenzstufen bezogen auf die SSW zum Zeitpunkt der Untersuchung.....	28
Abb. 7: Vergleich der mittleren SSW bei Geburt \pm 2SE bezogen auf eine Auswahl der 4 häufigsten Pathologien.....	31
Abb. 8: Verteilung der Besonderheiten bei Geburt auf das Patientinnenkollektiv	32
Abb. 9: Baselineveränderung nach Frequenzstufen.....	35
Abb. 10: Baselineveränderung nach FHF-Gruppen	36
Abb. 11: Häufigkeit der Baselineveränderung nach Stimulation.....	37
Abb. 12: Veränderung der Bewegungsanzahl in den Frequenzstufen	38
Abb. 13: Veränderung der Bewegungsdauer in den Frequenzstufen.....	39
Abb. 14: Zusammenhang zwischen der Bewegungsdauer und -anzahl.....	40
Abb. 15: Häufigkeit der Bewegung nach Stimulation.....	41
Abb. 16: Häufigkeit der Bewegung nach Sham-Pseudostimulation	42
Abb. 17: Häufigkeit der „Baseline“-Änderung + Bewegung nach Stimulationen	43
Abb. 18: Veränderung der Akzelerationsanzahl in den Frequenzstufen	45
Abb. 19: Veränderung der Akzelerationsdauer in den Frequenzstufen.....	46
Abb. 20: Veränderung der Akzelerationshöhe in den Frequenzstufen	47
Abb. 21: Zusammenhang zwischen den Messgrößen der Akzeleration.....	48
Abb. 22: Häufigkeit der Akzeleration nach Stimulation.....	49
Abb. 23: Verlauf der Häufigkeiten der Akzeleration bei den Stimulationen	50
Abb. 24: Häufigkeit der Akzeleration nach Sham-Pseudostimulation.....	50
Abb. 25: Veränderung der Dezelerationsanzahl in den Frequenzstufen	52
Abb. 26: Häufigkeit der Dezeleration nach Stimulation	53
Abb. 27: Änderung der Dauer des Verhaltenszustandes nach Stimulation.....	54
Abb. 28: Änderung der Dauer des Verhaltenszustandes für verschiedene Testfrequenzstufen.....	55
Abb. 29: Änderung der Dauer des Verhaltenszustandes aller Testfrequenzstufen.....	56
Abb. 30: Häufigkeit des Wechsels des Verhaltenszustandes nach Stimulation	57
Abb. 31: Änderung der Dauer des FHF-Musters	59
Abb. 32: Änderung der Dauer des FHF-Musters für verschiedene Testfrequenzstufen.....	60
Abb. 33: Änderung der Dauer des FHF-Musters aller Testfrequenzstufen	61
Abb. 34: Veränderung der Fluktuationsbandbreite in den Frequenzstufen	62
Abb. 35: Änderung der Dauer in den Oszillationsbandbreiten.....	63
Abb. 36: Änderung der Dauer in den Oszillationsbandbreiten für verschiedene Testfrequenzstufen.....	64
Abb. 37: Veränderung der Anzahl der Nulldurchgänge in den Frequenzstufen	65
Abb. 38: Änderung der Dauer der Nulldurchgangsgruppen für verschiedene Testfrequenzstufen.....	66

2. Tabellenverzeichnis

Tab. 1: FIGO-Richtlinien für die CTG-Beurteilung	19
Tab. 2: FHF-Klassifikation nach FIGO	19
Tab. 3: Fischer-Score (nach Fischer und Mitarbeiter)	19
Tab. 4: Beurteilungsschemata für die Klassifikation fetaler Verhaltenszustände nach Nijhuis et al. 1982	20
Tab. 5: Fetales Herzfrequenz-Muster	20
Tab. 6: Paritätsverteilung	28
Tab. 7: Graviditätsverteilung	28
Tab. 8: Verteilung der Schwangerschaftspathologien des Untersuchungskollektivs.....	29
Tab. 9: Verteilung des Kindsgewichtes in g bezogen auf eine Auswahl der 4 häufigsten Pathologien	31
Tab. 10: Häufigkeitsverteilung der APGAR-Werte	33
Tab. 11: Apgar-Schema	33
Tab. 12: Monitorzeit in Minuten in den Testfrequenzstufen	34
Tab. 13: Bivariater Zusammenhang der Messgrößen der Akzeleration.....	47
Tab. 14: Verteilung der Dezelerationstypen im Vor- und Nachlauf.....	52

VIII. Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. Dr. med. habil. Joachim Gnirs für die Vergabe des Themas, die intensive Betreuung und die Unterstützung bei der Arbeit, sowie auch seiner Frau für ihre Zusprache, Hilfe und Geduld.

Des Weiteren gilt mein Dank dem ehemaligen Leiter der Frauenklinik der TU München Prof. Dr. med. H. Graeff ebenso wie seiner Nachfolgerin Frau Prof. Dr. med. Marion Kiechle, für die Möglichkeit die Arbeit an dieser Klinik durchzuführen.

Den Ärzten und Schwestern der Ambulanz der Frauenklinik sowie den Kreissaalärzten und Hebammen (besonders Frau A. Graef), sowie Herrn Prof. Dr. med. K.T.M. Schneider gilt ebenso mein Dank, für die immer freundliche Unterstützung und Bereitstellung der erforderlichen Geräte und Räumlichkeiten.

Insbesondere möchte ich mich bei allen Patientinnen und deren „Kindern“ bedanken, die an dieser Studie teilgenommen haben.

Ein weiterer Dank gilt meinem Mann J. Butt, der mir immer bei Computerfragen ebenso bei Problemen mit den Programmen SPSS, Word und Excel mit Rat und Tat zur Seite stand und ohne den so manche grafische Darstellung in dieser Arbeit nicht möglich gewesen wäre.

Hier erwähnt werden sollen auch alle meine Freunde und Verwandte, die diese Arbeit Korrektur gelesen haben, auch ihnen meinen herzlichsten Dank.

Für ihre Geduld und Hilfestellung, sowie ihr ständig offenes Ohr für statistische Fragen gilt mein Dank Frau Regina Hollweck vom Institut für medizinische Statistik der Technischen Universität München.

Erwähnt werden soll hier auch die Servox AG, die mir einen umgebauten Elektrolarynx mit unterschiedlichen Frequenzstufen zur Verfügung gestellt hat und mir die Erlaubnis das Foto des Gerätes in dieser Arbeit zu veröffentlichen gab.

Ebenfalls gilt mein Dank dem Medical Response Team der Firma Philips, das mir umfangreiches Bildmaterial für die Veröffentlichung in dieser Arbeit zur Verfügung stellte.

Ihnen allen sei noch einmal herzlichst gedankt!