



Aus dem Medizinischen Zentrum für Frauenheilkunde  
und Geburtshilfe der Philipps-Universität Marburg  
Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. med. S. Schmidt  
Klinik für Geburtshilfe und Perinatalmedizin  
Direktor: Prof. Dr. med. S. Schmidt

**TELEMETRISCHE TRANSKUTANE  
SAUERSTOFFPARTIALDRUCKMESSUNG (ttcpO<sub>2</sub>)  
- TECHNISCHE NEUENTWICKLUNG ZUR  
SUB PARTUALEN ÜBERWACHUNG -**

INAUGURAL-DISSERTATION  
zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Medizin

dem Fachbereich der Humanmedizin der  
Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Thorsten Braun  
aus Dortmund

Marburg 2003

Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin der Philipps-Universität Marburg  
am 18.02.2004

Gedruckt mit der Genehmigung des Fachbereichs.

Dekan: Prof. Dr. B. Maisch

Referent: Prof. Dr. S. Schmidt

1. Korreferent: PD Dr. Geldner

2. Korreferent: Prof. Dr. Kaufmann (Frankfurt)

## **Meinen Eltern**

## **Ansichten**

### **... Einsichten**

Wenn nicht mehr Zahlen und Figuren  
Sind Schlüssel aller Kreaturen,  
Wenn die, so singen oder küssen,  
Mehr als die Tiefgelehrten wissen,  
Wenn sich die Welt ins freie Leben  
Und in die Welt wird zurückbegeben,  
Wenn dann sich wieder Licht und Schatten  
Zu echter Klarheit werden gatten  
Und man in Märchen und Gedichten  
Erkennt die wahren Weltgeschichten,  
Dann fliegt von Einem geheimen Wort  
Das ganze verkehrte Wesen fort.

Novalis (1772-1801)

# Inhaltsverzeichnis

<b>Vorwort</b> .....	III
<b>Inhaltsverzeichnis</b> .....	V
<b>Abkürzungsverzeichnis</b> .....	X
<b>Symbolverzeichnis</b> .....	XIV

<b>1 EINLEITUNG – GESCHICHTLICHER ABRISS</b> .....	<b>1</b>
1.1 Die Kardiotokographie .....	4
1.2 Die Fetalblutanalyse.....	7
1.3 Transkutane Blutgasmessung .....	11
1.3.1 Transkutane Kohlendioxidpartialdruckmessung .....	11
1.3.2 Transkutane Sauerstoffpartialdruckmessung.....	12
1.4 Weitere Methoden der perinatalen Überwachung/Diagnostik.....	14
1.4.1 Oxykardiotokographie .....	14
1.4.2 NIR-Laserspektroskopie .....	16
1.4.3 NMR-Spektroskopie .....	17
1.4.4 ST-Strecken Evaluation .....	18
<b>2 FRAGESTELLUNG</b> .....	<b>19</b>
<b>3 METHODE</b> .....	<b>22</b>
3.1 Aufbau der Telemetrie-Messeinheit .....	23
3.1.1 Transkutaner Sauerstoff-Sensor .....	24
3.1.1.1 Technischer Aufbau der $\text{tcpO}_2$ -Elektrode.....	25
3.1.1.2 Theoretische Überlegungen zur transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessung.....	26
3.1.1.2.1 Physiologisches Prinzip der Hautatmung.....	28
3.1.1.2.2 Polarographisches Prinzip der transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessung .....	31
3.1.1.3 Eigene Entwicklungsarbeit.....	34
3.1.2 Telemetrie .....	34
3.1.2.1 Technischer Aufbau des Telemetriesenders.....	34
3.1.2.2 Funktionsprinzip des Telemetrie-Empfängers .....	38
3.1.2.3 Handhabung und Umgang im Kreißsaal .....	39
3.1.3 Datenerfassung .....	40
3.1.3.1 Kopplung des CTGs an die Telemetrieinheit .....	40
3.1.3.2 Systembeschreibung.....	41
3.1.3.3 TLMX – Softwarebeschreibung.....	42
3.1.3.3.1 Programmierung und Hintergründe der TLMX-Software .....	43
3.1.3.3.1.1 6-Kanal Telemetriedekoder für den Personal Computer.....	43

3.1.3.3.1.2	Datenformate .....	44
3.1.3.3.1.3	Nellcor N200 Dialogprotokoll .....	45
3.1.3.3.1.4	Beschreibung des Protokolls für das Systeminterface .....	47
3.1.3.4	Programm TLMX 32 starten .....	48
3.1.3.4.1	Parameter - Einstellungen .....	50
3.1.3.4.1.1	Ermittlung der Kalibrierungsfaktoren .....	51
3.1.3.4.2	Dateinamen auswählen und Patientendaten eingeben .....	53
3.1.3.5	Darstellung während laufender Messung .....	55
3.1.3.5.1	Seitenvorschub .....	56
3.1.3.5.2	Eventmarker .....	56
3.1.3.5.3	Zoom .....	57
3.1.3.6	Datenarchivierung und Weiterverarbeitung .....	59
3.1.3.6.1	Archivierung als Textfile.....	59
3.1.3.6.2	Archivierung als Bitmap-Datei .....	60
3.1.3.7	Öffnen einer vorhandenen Archivdatei .....	60
3.1.3.8	Erklärung der Ikonen und Symbolleisten .....	61
<b>3.2</b>	<b>Vorversuche .....</b>	<b>62</b>
3.2.1	Messung des $ttcpO_2$ auf der Haut des Erwachsenen.....	62
3.2.1.1	Versuch 1: Darstellung der 2-Punkte Eichkurve mittels Stickstoff.....	63
3.2.1.1.1	Auswertung .....	64
3.2.1.2	Versuch 2: $ttcpO_2$ -Messung auf dem Unterarm in Ruhebedingungen .....	64
3.2.1.2.1	Auswertung .....	65
3.2.1.3	Versuch 3: $ttcpO_2$ -Messung auf der Wangenhaut unter Ruhebedingungen.....	66
3.2.1.3.1	Auswertung .....	67
3.2.1.4	Versuch 4: $ttcpO_2$ -Messung auf dem Unterarm unter Sauerstoffinhalation .....	68
3.2.1.4.1	Auswertung .....	68
3.2.1.5	Versuch 5: $ttcpO_2$ -Messung auf dem Unterarm unter Kompression .....	69
3.2.1.5.1	Auswertung .....	69
3.2.1.6	Versuch 6: $ttcpO_2$ -Messung auf dem Unterarm unter Kompression mit Sauerstoffinhalation .....	71
3.2.1.6.1	Auswertung .....	71
3.2.1.7	Versuch 7: $ttcpO_2$ -Messung auf dem Unterarm bei Hyperventilation .....	73
3.2.1.7.1	Auswertung .....	74
3.2.1.8	Versuch 8: $ttcpO_2$ -Messung auf dem Unterarm bei körperlicher Anstrengung .....	74
3.2.1.8.1	Auswertung .....	75
3.2.1.9	Versuch 9: $ttcpO_2$ -Messung auf dem Unterarm unter Hypoxie .....	76
3.2.1.9.1	Auswertung .....	76
3.2.2	Zusammenfassung der Vorversuche.....	78
<b>3.3</b>	<b>Durchführung der <math>ttcpO_2</math>-Messung beim Feten.....</b>	<b>83</b>
3.3.1	Sterilisation der verwendeten Messutensilien .....	85
3.3.2	Bespannen des $ttcpO_2$ –Sensors vor der Messung.....	86
3.3.3	Kalibrierung der $ttcpO_2$ -Elektrode .....	87
3.3.4	Applikation der Elektrode auf dem fetalen Kopf .....	89
3.3.5	Die korrekte Fixierung des $ttcpO_2$ Sensors.....	90
3.3.5.1	Beispiele für eine inkorrekte Sensorapplikation/ -funktion.....	91
3.3.6	Ermittlung der Elektrodendrift .....	94
3.3.7	Registrierung der Messgrößen.....	94
3.3.7.1	Protokollbogen .....	95
3.3.8	Referenzmethoden .....	99
3.3.8.1	CTG.....	99
3.3.8.2	MBU.....	99
3.3.8.3	Nabelschnurarterienblut .....	100

<b>3.4 Patientengut.....</b>	<b>100</b>
3.4.1 Aufklärungsbogen.....	100
<b>3.5 Dokumentation und Statistische Auswertung.....</b>	<b>103</b>
3.5.1 Dokumentation des Patientengutes und der Messdaten .....	104
3.5.2 Statistische Auswertung .....	106
<b>3.6 Kritik der Methode .....</b>	<b>108</b>
<b>3.7 Arbeitsplan .....</b>	<b>109</b>
<b>4 ERGEBNISSE .....</b>	<b>110</b>
<b>4.1 Messgenauigkeit der ttcpO<sub>2</sub>-Messung beim Feten in Korrelation zur MBU .....</b>	<b>112</b>
<b>4.2 Analysen und Wertebereiche beim Feten sub partu in Abhängigkeit von der maternalen Geburtsposition.....</b>	<b>113</b>
4.2.1 Einzelanalysen der Rückenlage .....	114
4.2.2 Einzelanalysen der Seitenlage links .....	115
4.2.3 Einzelanalysen der Seitenlage rechts.....	116
4.2.4 Einzelanalysen beim Sitzen .....	116
4.2.5 Einzelanalysen beim Stehen .....	117
4.2.6 Einzelanalysen beim Gehen.....	118
4.2.7 Gesamtdarstellung der Messwerte in Abhängigkeit von der Geburtsposition .....	118
4.2.7.1.1 Gesamtdarstellung der FHR in Abhängigkeit von der Geburtsposition.....	119
4.2.7.1.2 Gesamtdarstellung der Wehentätigkeit in Abhängigkeit von der Geburtsposition .....	120
4.2.7.1.3 Gesamtdarstellung des ttcpO <sub>2</sub> in Abhängigkeit von der Geburtsposition .....	121
4.2.7.1.4 Gesamtdarstellung der Heizleistung in Abhängigkeit von der Geburtsposition .....	122
<b>4.3 Analyse beim Lagewechsel der Patientin.....</b>	<b>123</b>
4.3.1 Lagewechsel: Rückenlage zur Seitenlage links.....	124
4.3.2 Lagewechsel: Rückenlage zur Seitenlage rechts .....	126
4.3.3 Lagewechsel: Seitenlage rechts zu Seitenlage links.....	127
4.3.4 Lagewechsel: Rückenlage zu Stehen.....	129
4.3.5 Lagewechsel: Sitzen zu Stehen.....	131
4.3.6 Lagewechsel: Stehen zu Gehen .....	132
4.3.7 Lagewechsel: Gehen zu Seitenlage links.....	136
<b>5 DISKUSSION DER ERGEBNISSE.....</b>	<b>137</b>
<b>5.1 Diskussion zur Anwendbarkeit und Nutzbarkeit der telemetrischen ttcpO<sub>2</sub>-Überwachung als technische Neuentwicklung .....</b>	<b>137</b>
5.1.1 Diskussion der technischen Voraussetzungen.....	137
5.1.2 Diskussion zur Messgenauigkeit des ttcpO <sub>2</sub> .....	138

5.1.3	Diskussion über die Beeinflussung der Messgenauigkeit und biotemetrischen Datenübertragung durch messtechnische und/oder biologische Parameter.....	139
5.1.4	Diskussion zur Praktikabilität der neuen Messeinheit für Anwender und Patientin .....	140
5.1.5	Diskussion zur Zuverlässigkeit der neuen Messeinheit in Abhängigkeit von den verschiedenen Mobilitätszuständen der Patientin.....	141
5.1.6	Diskussion der Neuentwicklung im Vergleich mit den herkömmlichen Messmethoden .....	141
<b>5.2</b>	<b>Diskussion der ttcpO<sub>2</sub> Messung beim Feten unter der Geburt.....</b>	<b>142</b>
5.2.1	Diskussion zur klinischen Verwertbarkeit der ttcpO <sub>2</sub> -Messeinheit.....	142
5.2.2	Diskussion des ttcpO <sub>2</sub> -Wertes mit den Ergebnissen der MBU .....	143
<b>5.3</b>	<b>Diskussion über Veränderungen der Messwerte in Abhängigkeit vom Mobilitätszustand der Mutter.....</b>	<b>144</b>
5.3.1	Diskussion der tcpO <sub>2</sub> -Veränderungen während der Austreibungsperiode im Bezug auf die maternale Geburtsposition .....	144
5.3.2	Diskussion über Veränderungen der weiteren Messparameter bezogen auf die maternale Geburtsposition .....	145
<b>5.4</b>	<b>Diskussion zu Veränderungen beim Lagewechsel der Patientin.....</b>	<b>148</b>
5.4.1	Diskussion der ttcpO <sub>2</sub> -Veränderungen bei Lagewechsel.....	148
5.4.2	Diskussion der Veränderungen der weiteren Messparameter beim Lagewechsel .....	150
<b>5.5</b>	<b>Diskussion zur Findung einer optimalen maternalen Geburtsposition, bezogen auf den ttcpO<sub>2</sub> .....</b>	<b>152</b>
<b>6</b>	<b>SCHLUSSFOLGERUNGEN.....</b>	<b>153</b>
<b>7</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG.....</b>	<b>154</b>
<b>8</b>	<b>ABBILDUNGSVERZEICHNIS  .....</b>	<b>156</b>
<b>9</b>	<b>TABELLENVERZEICHNIS  .....</b>	<b>161</b>
<b>10</b>	<b>GLEICHUNGSVERZEICHNIS  .....</b>	<b>164</b>
<b>11</b>	<b>SYNOPSIS .....</b>	<b>176</b>

<b>12</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS</b> 	<b>177</b>
<b>13</b>	<b>ANHANG</b>	<b>191</b>
<b>14</b>	<b>FORMALES</b>	<b>CXCVI</b>
<b>15</b>	<b>VERZEICHNIS AKADEMISCHER LEHRER</b>	<b>CXCVII</b>
<b>16</b>	<b>ADRESSENVERZEICHNIS</b> 	<b>CXCVIII</b>
<b>17</b>	<b>DANKSAGUNG</b>	<b>CC</b>
<b>18</b>	<b>EHRENWÖRTLICHE ERKLÄRUNG</b>	<b>CCII</b>

## Abkürzungsverzeichnis

Apgar-Score.....(Virginia Apgar, Anästh., 1909-1974) Punkteschema für die Zustandsdiagnostik des Neugeborenen unmittelbar nach der Geburt; Bezeichnung heute mnemotechnisch als Abkürzung für Atmung, Puls, Grundtonus, Aussehen, Reflexe (s. Tab.); der sog. APGAR-Score wird 1, 5 u. 10 Min. nach der Geburt bestimmt.

AVDO<sub>2</sub>.....arteriovenöse Sauerstoffdifferenz

BGA.....(engl.: blood gas analysis) Blutgasanalyse; Messung der Partialdruckwerte der Atemgase (Sauerstoffpartialdruck, CO<sub>2</sub>-Partialdruck) meist im arteriellen, u.U. auch im kapillären od. venösen Blut nach anaerober Blutentnahme.

BE.....(engl.: base excess) syn. Basenüberschuss; Basenkonzentration des Bluts, angegeben in mmol/l; ermittelt unter Sauerstoffsättigung u. einem CO<sub>2</sub>-Partialdruck von 5,3 kPa (40 mmHg) bei 37°C durch Titration mit starker Säure od. Base bis pH 7,40; Referenzbereich: ± 3 mmol/l; Bestimmung meist mit der Astrup-Methode; Teil des Säure-Basen-Status u. wichtiger Parameter zur Bestimmung metabolischer Faktoren bei Störungen im Säure-Basen-Haushalt.

BE<sub>BGA</sub>.....Base Excess ermittelt aus der BGA

BE<sub>MBU</sub>.....Base Excess ermittelt aus der MBU

BE<sub>NA</sub>.....Base Excess ermittelt bei der BGA im Nabelschnurarterienblut

BE<sub>NV</sub>.....Base Excess ermittelt bei der BGA im Nabelschnurvenenblut

CTG.....(engl.: Cardiotocography) Kardiotokographie; fortlaufende apparative Ableitung u. Aufzeichnung der fetalen Herzfrequenz und der Wehentätigkeit

- FIGO.....(frz.) Fédération Internationale de Gynécologie et d'Obstétrique.
- FHR .....(engl.: Fetal Heart Ratio) fetale Herzfrequenz, angegeben in bps (Schläge pro Sekunde)
- Laktat.....Salz der Milchsäure
- Laktat<sub>BGA</sub> .....Salz der Milchsäure, bestimmt bei der BGA
- Laktat<sub>MBU</sub> .....Salz der Milchsäure, bestimmt bei der MBU
- Laktat<sub>NA</sub>.....Salz der Milchsäure, bestimmt bei der BGA aus Nabelschnurarterienblut
- Laktat<sub>NV</sub>.....Salz der Milchsäure, bestimmt bei der MBU aus Nabelschnurvenenblut
- mbar.....Millibar; physikalisches Maß für die Kraft dividiert durch die Fläche, auf der die Kraft angreift; 1mbar = 10<sup>-3</sup> bar
- MBU.....Mikroblutuntersuchung; Verfahren zur Überwachung des Kindes unter der Geburt (frühzeitige Erfassung einer Präazidose bzw. perinatalen Azidose) durch Entnahme einiger Tropfen Blut aus der Haut des vorangehenden kindlichen Teils und Bestimmung des pH-Wertes.
- mmHg.....Millimeter Quecksilbersäule; außer für Blutdruckmessungen seit Ende 1985 nicht mehr zugelassen: 1 Pa = 1 Newton (N)/m<sup>2</sup> = 10<sup>-5</sup> bar = 7,5 x 10<sup>-3</sup> mmHg.
- mmol/l.....Millimol (lat. moles Masse); molekulare Einheit der Stoffmenge; diejenige Menge eines chemisch einheitlichen Stoffes in Gramm, die seiner rel. Molekularmasse in Gramm entspricht (Grammolekül): 1 mmol/l = 10<sup>-3</sup> mol/l
- mV .....Millivolt; abgeleitete Einheit der elektrischen Spannung: 1mV= 10<sup>-3</sup> Volt

mW .....Milliwatt; abgeleitete SI-Einheit der (elektr. u. mechan.) Leistung:  $1\text{mW} = 10^{-3}\text{ W}$  [ $1\text{W} = 1\text{ Joule (J)/s} = 1\text{ Volt (V)} \times 1\text{ Ampe- re (A)}$ ]

$p\text{O}_2$  .....(lat. partialis teilweise) Sauerstoffpartialdruck; Teildruck, unter dem Sauerstoff physikalisch im Blut gelöst ist

$p_a\text{O}_2$  .....arteriell gemessener Sauerstoffpartialdruck

$p\text{O}_{2\text{BGA}}$  ..... $p\text{O}_2$  ermittelt aus der BGA

$p\text{O}_{2\text{MBU}}$  ..... $p\text{O}_2$  ermittelt aus der MBU

$p\text{O}_{2\text{NA}}$  ..... $p\text{O}_2$  ermittelt bei der BGA aus Nabelschnurarterienblut

$p\text{O}_{2\text{NV}}$  ..... $p\text{O}_2$  ermittelt bei der BGA aus Nabelschnurvenenblut

$p\text{O}_2\text{-UB}$  ..... $p\text{O}_2$  zum Messbeginn

$p\text{O}_2\text{-UF}$  ..... $p\text{O}_2$  zum Messende

$p\text{CO}_2$  .....Kohlendioxidpartialdruck; Druck, den Kohlendioxid entsprechend seines prozentualen Anteils in einem Gasgemisch ausübt

$p_a\text{CO}_2$  .....arteriell gemessener Kohlendioxidpartialdruck

$p\text{CO}_{2\text{BGA}}$  ..... $p\text{CO}_2$  ermittelt aus der BGA

$p\text{CO}_{2\text{MBU}}$  ..... $p\text{CO}_2$  ermittelt aus der MBU

$p\text{CO}_{2\text{NA}}$  ..... $p\text{CO}_2$  ermittelt bei der BGA aus Nabelschnurarterienblut

$p\text{CO}_{2\text{NV}}$  ..... $p\text{CO}_2$  ermittelt bei der BGA aus Nabelschnurvenenblut

pH-Wert .....Potenz und Maß für die Wasserstoffionenkonzentration ( $\text{H}^+$ )

$\text{pH}_{\text{BGA}}$  .....pH-Wert ermittelt in der BGA

$\text{pH}_{\text{MBU}}$  .....pH-Wert ermittelt in der MBU

$\text{pH}_{\text{NA}}$  .....pH-Wert ermittelt bei der BGA aus Nabelschnurarterienblut

$\text{pH}_{\text{NV}}$  .....pH-Wert ermittelt bei der BGA aus Nabelschnurvenenblut

s .....atomphysikalisch definierte SI-Basiseinheit der Zeit.

$\text{SpO}_2$  .....Sauerstoffsättigung; Anteil des Oxyhämoglobins am Gesamthämoglobin; Referenzwert im arteriellen Blut: 95-97%, im venösen Blut 73%.

$SpO_{2BGA}$  .....  $SpO_2$ -Wert ermittelt in der BGA  
 $SpO_{2MBU}$  .....  $SpO_2$ -Wert ermittelt in der MBU  
 $SpO_{2NA}$  .....  $SpO_2$ -Wert ermittelt in der BGA aus Nabelschnurarterienblut  
 $SpO_{2NV}$  .....  $SpO_2$ -Wert ermittelt in der BGA aus Nabelschnurvenenblut

SSW ..... Schwangerschaftswoche

t ..... Zeit (physikalisch) stetige Größe zur Erfassung der Bewegung von Materie; SI-Basisgröße mit der Basiseinheit Sekunde (s).

$t_{AttcpO_2}$  ..... Ansprechzeit des  $ttcpO_2$ -Sensors

$t_{SttcpO_2}$  ..... Zeit, bis eine Stabilisierung des  $ttcpO_2$  eingetreten ist

$tcpO_2$  ..... transkutan gemessener Sauerstoffpartialdruck

$ttcpO_2$  ..... telemetrisch, transkutan gemessener Sauerstoffpartialdruck

$ttcpO_2-N$  .....  $ttcpO_2$  beim Nullabgleich

$ttcpO_2-UB$  .....  $ttcpO_2$  zum Messbeginn

$ttcpO_2-UF$  .....  $ttcpO_2$  zum Messende

## Symbolverzeichnis

- 👁 .....Symbol zur Kennzeichnung einer Abbildung
- 📄 .....Symbol zur Kennzeichnung eines Literaturhinweises
- 📊 .....Symbol zur Kennzeichnung einer Tabelle
- 📖 .....Symbol zur Kennzeichnung einer Synopsis
- ℥ .....Symbol zur Kennzeichnung einer Gleichung
- ✉ .....Symbol zur Kennzeichnung einer Adresse
- ▶ .....Symbol zur Kennzeichnung einer Definition

# 1 Einleitung – Geschichtlicher Abriss

*„Ziel der Überwachung des Feten während der Geburt ist es, Zeichen des Sauerstoffmangels zu einem möglichst frühen Zeitpunkt festzustellen, die Ausbildung einer Azidose und eines fetalen Schockzustandes zu verhindern, um damit das Auftreten von Hirnblutungen zu vermeiden“.*

[ 100, 121]

Obwohl die kindliche Sterblichkeit vor, während und nach der Geburt in den vergangenen Jahren stetig gesunken ist, kann es auch heute noch gefährlich sein, das Licht der Welt zu erblicken. Seit Beginn der Hessischen Perinatalerhebung sank die Mortalitätsrate von 1,08% auf 0,49% im Jahre 2000 [ 133]; „dies bedeutet die Halbierung menschlichen Leids.“ [ 106]. Hierbei wird als Grund für die günstige Entwicklung der subpartualen Mortalität die Intensivierung der subpartualen Überwachung angesehen. Doch nach wie vor sind Jahr für Jahr tausende von Eltern und Kindern betroffen, die Dunkelziffer ist hoch.

Auch aus Sicht des Mediziners ist die Geburt ein Wunder der Natur, dessen Geheimnisse noch längst nicht alle erforscht sind. Noch bevor sie beginnt, sterben viele Feten im Uterus. Eine große Zahl von Kindern lebt noch bei Geburtsbeginn, sie werden aber tot geboren oder kommen mit Zeichen eines Schocks zur Welt [ 54]. Störungen der Geburtsmechanik, Lageanomalien, vorzeitige Plazentalösung, Plazentainsuffizienz und die Asphyxie während der Geburt sind nur einige der allgemein anerkannten Risikofaktoren, die den fetalen Zustand beeinträchtigen können [ 137]. Eine aktuelle Studie konnte eindrucksvoll den Einfluss der Asphyxie auf die spätere gesundheitliche Entwicklung belegen. Kinder mit einem 5-min-Apgar < 7 erreichten weniger häufig die Einschuluntersuchung [ 52].

Mit der vorliegenden Arbeit wurde eine technische Neuentwicklung erreicht, die geeignet scheint, weitere Aspekte der Physiologie und Pathophysiologie zu untersu-

chen, Risikofaktoren noch früher zu erkennen und dem Geburtshelfer wichtige Entscheidungshilfen zu geben.

Lange Zeit war es unmöglich, den Zustand des Kindes bei der Geburt vorherzusagen. Bis zum 17. Jahrhundert galten lediglich das Spüren der fetalen Bewegungen in utero und das direkte Tasten des fetalen Pulses, welches aber nur in seltenen Fällen, z. B. beim Vorfall der Nabelschnur oder einer Extremität, möglich war [115], als Kriterien fetalen Lebens. Die fetale Herzfrequenz wurde sehr wahrscheinlich zuerst von Marsac im Jahre 1650 (zitiert bei [40]) beschrieben. Im Jahre 1766 auskultierte der Göttinger Anatom Wrisberg die durch Bewegungen des Feten hervorgerufenen Geräusche, indem er sein Ohr auf das Abdomen der Schwangeren auflegte. Durch das Hören der Kindsbewegungen war er der erste Arzt, der eine Schwangerschaft von einem hydropischen Tumor unterscheiden konnte. Seither haben sich die Überwachungsmethoden erheblich weiterentwickelt.

Mitte der sechziger Jahre bis Anfang der siebziger Jahre des 20. Jahrhunderts entwickelten die Arbeitsgruppen um Saling [124], Hammacher [46, 48, 49, 51], Hon [56, 57, 58, 59, 60] und Galdiero-Barcia [20] Techniken zur subpartualen Überwachung, wodurch es dem Mediziner ermöglicht wurde, den fetalen Zustand während der Geburt besser beobachten zu können.

Im Laufe der Zeit hat sich auch ein Wandel von der rein geburtsmechanischen Betrachtungsweise der Geburtshelfer hin zur geburtsphysiologischen und psychologischen Beobachtung vollzogen. Retzke [114] untersuchte 1985 mit Hilfe der telemetrischen Kardiotokographie die Wirkung der Bewegungsfreiheit und den Einfluss der verschiedenen Körperstellungen auf metrische und dynamische Geburtsparameter, zudem wurden funktionelle Zusammenhänge und kardiotokographische Befunde ermittelt.

Aufgrund der Perinatalphysiologie ergibt sich unter Umständen eine Verbesserung der fetalen Oxygenierung in unterschiedlicher Position und Belastung der Mutter. In diesem Zusammenhang sind kontinuierliche Blutgasmessungen mit der Erfassung der fetalen Oxygenierung von nachgewiesener Bedeutung. In Arbeiten von Carbonne

et al. [123], Aldrich et al. [15] und in neuerer Zeit von Schmidt [134] wurde darauf hingewiesen, dass sich in Abhängigkeit von der Geburtsposition der Mutter die Sauerstoffsättigung des Feten verändert.

Das Messverfahren der transkutanen, kontinuierlichen Sauerstoffpartialdruckregistrierung des Feten während der Geburt, darin eingeschlossen die Entwicklung des Sensors, geht auf die grundlegenden Arbeiten von Huch [76] und Lübbers [104] zurück. Diese Messungen hatten bisher nur eine eingeschränkte Aussagekraft, da die notwendige Verkabelung der Patientin zur Messung der Blutgase bzw. der Pulsoxymetrie deren Mobilität deutlich einschränkt.

Ziel dieser Arbeit war es daher zunächst, einen Prototyp für die transkutane Sauerstoffpartialdruckmessung auf telemetrischem Wege zu entwickeln. Die Kreißenden sollten die Möglichkeit erhalten, nach freiem Ermessen umherzugehen, eine vertikale Körperhaltung einzunehmen (Sitzen, Stehen, Gehen) oder zwischendurch das Bett aufzusuchen. Gleichwohl werden die Parameter der fetalen Herzfrequenz, der Wehentätigkeit, des transkutanen Sauerstoffpartialdrucks und der Heizleistung des Sensors kontinuierlich gemessen und aufgezeichnet. Diese Aufzeichnungen ermöglichen erstmals eine Auswertung hinsichtlich physiologischer Verbesserungen, die sich durch Änderungen der maternalen Geburtsposition (Bewegung und Lagewechsel) erreichen lassen.

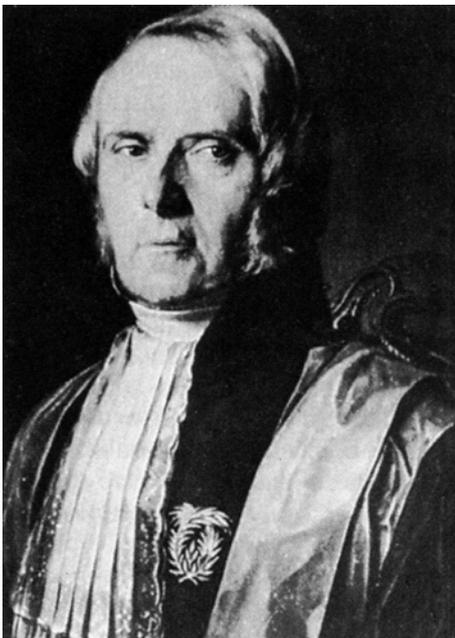


● **Abbildung 1-1:** Telemetrische transkutane Sauerstoffpartialdruckmessung.

## 1.1 Die Kardiotokographie

Die Geburt eines lebensfrischen Kindes ist an der rosigen *Farbe* der Haut, dem guten *Tonus* der Muskulatur, an den aktiven *Bewegungen* und *Reflexen* des Kindes, in der Regel begleitet von kräftigem Schreien, der regelmäßigen *Atmung* und einer *Herzfrequenz* von mehr als 100 Schlägen pro Minute zu erkennen. Bewertet und klassifiziert wird dieser Zustand des Kindes nach der Geburt nach dem heute üblichen Score von Virginia Apgar [17], welcher bei einem Wert  $> 7$  den problemlosen Eintritt eines Kindes in das extrauterine Dasein dokumentiert. Dieser Fall tritt jedoch nicht immer ein.

Die Kardiotokographie, die Kombination der kontinuierlichen Registrierung der fetalen Herztonkurve (Kardiogramm) mit der Kurve der Wehentätigkeit (Tokogramm) hat sich seit ihrer Entwicklung weit verbreitet. Nach der bayrischen Perinatalerhebung zur Qualitätssicherung der Geburtshilfe wurde 1993 bei 97,5% aller Geburten eine CTG-Überwachung des Kindes durchgeführt. Das CTG gilt heute als wichtigstes Verfahren zur Überwachung des Kindes unter der Geburt.



👁 **Abbildung 1-2:** Der französische Arzt J.-A. Le Jume, Vicomte de Kergaradec, gilt als Begründer der kindlichen Herzauskultation [12].

Wohl als Erster beschrieb der Genfer Chirurg Major im Jahre 1815 (zitiert bei [45]) Frequenz und Doppeltoncharakter der fetalen Herztöne. Als eigentlicher Begründer der Auskultation der kindlichen Herztöne gilt der französische Arzt Kergaradec [👁 **Abbildung 1-2**] im Jahre 1821 [92]. Der Ire Kennedy hat im Jahre 1833 [91] wohl als erster die Bedeutung des kindlichen Herztonverhaltens während der Geburt für das Befinden des Kindes in utero entdeckt. Schwartz erkannte im Jahre 1858 [142] Störungen des plazentaren Gasaustausches als Ursache für wehenabhängige

Dezelerationen. Therapeutische Konsequenzen wurden aus dem pathologischen Verhalten der Herzfrequenz zu jener Zeit noch nicht gezogen. Aus Furcht vor den Komplikationen der operativen Entbindung hatte das Leben des Kindes gegenüber dem Leben der Mutter lange Zeit zurückstehen müssen. Mit dem Siegeszug der Asepsis traten die rein mechanischen Betrachtungen des Geburtsvorganges bei geburts-hilflichen Entscheidungen zurück, und physiologische Überlegungen rückten immer mehr in den Vordergrund [100].

In seiner Monographie „Der Scheintod Neugeborener“ hatte bereits im Jahre 1866 der Direktor der Frauenklinik Jena, Schultze [141], dem Physiologen Ludwig in Leipzig seine Beobachtungen über die Bedeutung der Kontraktion des Uterus auf die fetale Herzfrequenz und auf die fetale Sauerstoffversorgung mitgeteilt. Bereits 1889 beschrieb Winkel als Zeichen einer intrauterinen Asphyxie eine fetale Herzfrequenz, die mit mehr als 160 oder mit weniger als 100 Schlägen pro Minute gemessen wird [148]. Bis in heutige Tage gilt diese Feststellung als ein Indikator für die fetale Notsituation während der Geburt [149].

Seit Anfang des 20. Jahrhunderts haben sich immer mehr Forscher mit den Möglichkeiten der Hörbarmachung und räumlichen Übertragung von kindlichen Herztönen beschäftigt. Dank neuer physikalischer Methoden und Techniken konnten Verfahren zur kontinuierlichen Dokumentation der fetalen Herztöne während der Geburt entwickelt werden. Der als Pionier der Phonokardiographie geltende Pestalozza aus Padua hatte als Erster auf dem im August 1890 durchgeführten 10. internationalen Medizinischen Kongress in Berlin mit Hilfe eines Sphymographen eine graphische Abbildung der fetalen Herztöne demonstriert [115]. In den 20er und 30er Jahren widmete man sich zunehmend den Geräuschphänomenen der fetalen Herztöne, und mit der Entwicklung der Vakuumröhre fanden zunehmend Radio-Verstärkertechnik sowie Mikrophone als Schallaufnehmer Einzug in den medizinischen Alltag des Geburtshelfers. Der Grundstein der Phonokardiotokographie war damit gelegt. 1923 demonstrierten Schäffer und Fleischer die fetalen Herztöne bei einer Patientin im achten Schwangerschaftsmonat für alle wahrnehmbar im Hörsaal der Breslauer Universität [115].

Erst in den 60er Jahren war die Technik so weit ausgereift und gegen Störanfälle, besonders während der Wehen, gesichert, dass 1962 Hammacher in Deutschland mit der Phonokardiographie der Durchbruch gelang [150]. Durch simultane Aufzeichnung der fetalen Herzfrequenz mit den Wehenaktionen wurde der Begriff der *Kardiotokographie* geprägt. Mitte der 60er und 70er Jahre wurde diese Aufnahmetechnik durch die wesentlich elegantere Ultraschall-Doppler-Kardiotokographie ersetzt, welche auch heute noch die Grundlage der subpartualen Überwachung darstellt. Als Pioniere dieses Registrierungsverfahrens gelten Bishop [14] und Mosler [108].

Die durch Rüttgers und Auer [118] neu entwickelten Ultraschall-Doppler-Kardiotokographen mit Autokorrelationstechnik stellten eine erhebliche Verbesserung dar, deren Vorteil in der leichteren Ausrichtbarkeit des Transducers und der guten Registrierqualität mit nur wenigen Ausfallstrecken liegt. Baerd [11], Saling [123] und Mitarbeiter konnten unter anderem den Zusammenhang der Kardiotokographie mit dem pH-Wert im Blut des menschlichen Feten aufzeigen. Verschiedene Autoren wie Hammer et al. [47], Fischer [41], Kubli et al. [96] und Rüttgers [119] gaben CTG-Scores zur semiquantitativen Analyse kardiotokographischer Phänomene an.

Als zusätzliche Methoden zur subpartualen Überwachung des Feten wurden bislang neben den intermittierenden Verfahren auch Methoden der kontinuierlichen Überwachung eingesetzt [5 **Tabelle 1-1**].

<b>Intermittierend:</b>	<b>Kontinuierlich:</b>
Auskultation der kindlichen Herztöne	Kinetokardiotokographie
Amnioskopie	Transkutane Sauerstoffpartialdruckmessung
Symphysen-Fundus-Abstand	Transkutane Kohlendioxidpartialdruckmessung
Zählen der Kick-Charts (Kindsbew.)	Oxykardiotokographie
Biophysikalisches Profil (FBP)	NIR-Laserspektroskopie
Mikroblutanalyse (MBU)	NMR-Spektroskopie

5 **Tabelle 1-1:** Methoden zur Überwachung des Feten während der Geburt.

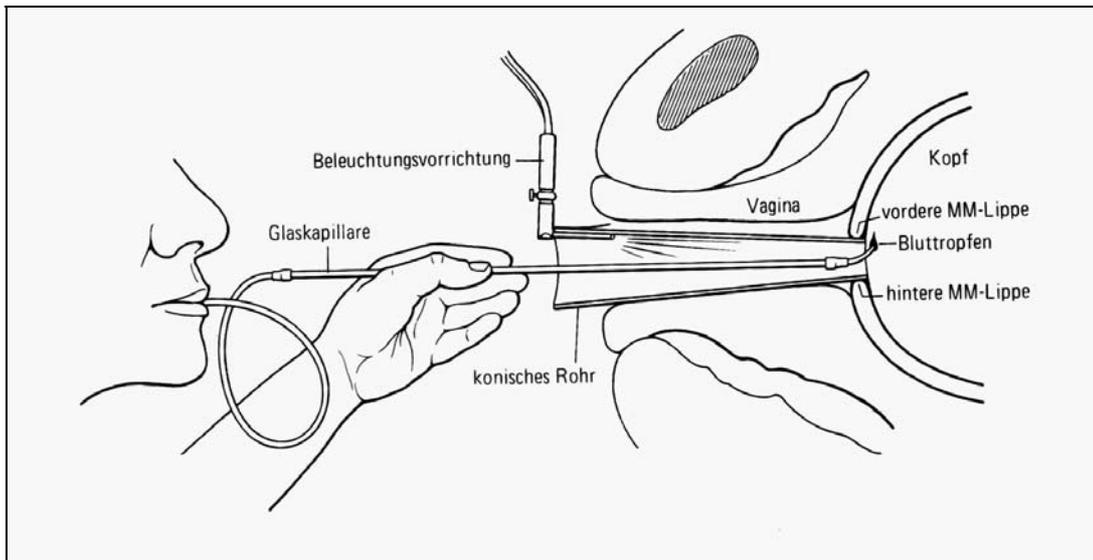
## 1.2 Die Fetalblutanalyse

Hauptaufgabe einer Überwachungsmethode unter der Geburt muss sein, drohende Komplikationen wie zum Beispiel einen fetalen Sauerstoffmangel früh genug und mit Sicherheit zu erkennen, damit noch rechtzeitig entsprechende therapeutische Konsequenzen gezogen werden können [116]. Mit großer Sicherheit kann bei konsequenter Anwendung der Kardiotokographie und Interpretation des Herzfrequenzmusters eine durch Hypoxie verursachte Komplikation unter der Geburt erkannt werden [90]. Ein normales CTG-Muster zeigt an, dass die Versorgung des Feten mit an Sicherheit grenzender Wahrscheinlichkeit ungestört ist; es gibt praktisch keine hypoxische Gefährdung des Kindes, die nicht mit einer Herzfrequenzänderung einhergehen würde.

Auf der anderen Seite kann die alleinige Anwendung der Kardiotokographie aufgrund vieler falsch positiver Befunde –nur ca. 15% der als suspekt oder pathologisch geltenden CTG-Veränderungen werden tatsächlich durch eine Hypoxie verursacht [116]- lediglich als Selektionsmethode verwendet werden, welche nachfolgender zuverlässiger Diagnostik bedarf [122].

Prof. Erich Saling, Erfinder der Fetalblutanalyse im Jahr 1969 in der Frauenklinik Berlin-Neukölln, verglich die Kardiotokographie einst bildhaft, aber sehr treffend, mit den Affen im Dschungel: *„Diese übersehen praktisch niemals eine Gefahr. Sie geben Alarm und schreien laut auf, wenn sich ein Löwe nähert oder wenn sich eine sonstige Gefahrensituation anbaut. Die Affenherde schreit jedoch genau so, wenn nur ein Ast oder ein paar Kokosnüsse vom Baum herunterfallen.“* Das gleiche gilt für das CTG: Auch dieses alarmiert viel zu häufig und lässt dadurch bei der Geburtsüberwachung nicht selten eigentlich unnötige Nervosität aufkommen.

Zur Abklärung eines suspekten CTG-Befundes mit Verdacht auf Hypoxie kommt der Fetalblutanalyse (FBA), auch Mikroblutuntersuchung (MBU) genannt, zur direkten diagnostischen Beweisführung eine besondere Bedeutung zu, da nur wenige Blutropfen benötigt werden.



• **Abbildung 1-3:** Schema der endoskopischen Mikroblooduntersuchung (MBU) nach J. W. Dudenhausen [31].

Zur Durchführung dieses Verfahrens wird die Patientin in Steinschnittlage gebracht und bei eröffneter Fruchtblase der vorangegangene Teil des Kindes mittels Lichtquelle, Amnioskop und Spekula eingestellt. Nach Trocknung und Reinigung der Haut mit einer desinfizierenden Lösung, Hyperämisierung mit einem Chlorethyl-Tupfer und Auftragen eines Paraffinfilmes erfolgt die florettartige Stichinzision. Anschließend werden etwa 3 Blutropfen (= 150 µl) luftblasenfrei mit dem Mund in einer haparinisierten Glaskapillare aufgezogen und anschließend in einem Blutgasanalysegerät (z. B. ABL SYSTEM 625 der Firma Radiometer, Kopenhagen) analysiert.

Parameter:	Messbereich:	Einheit:
$\text{pH}_{\text{BGA}}$	6,300 – 8,000	pH Skala
$\text{pO}_{2\text{BGA}}$	0,0 – 800,0	mmHg
	0,00 – 106,66	kPa
$\text{SpO}_{2\text{BGA}}$	0,0 – 100,0	%
	0,000 – 1,000	Fraktion
$\text{pCO}_{2\text{BGA}}$	5,0 – 250,0	mmHg
	0,67 – 33,33	kPa
Laktat <sub>BGA</sub>	0,0 – 30,0	mmol/L
	0,0 – 30,0	meq/L
	0 – 270	mg/dL

• **Tabelle 1-2:** Normwerte des Analysators ABL SYSTEM 625 der Firma Radiometer, Kopenhagen.

Bönisch und Saling [16] konnten in ihrer Arbeit zeigen, dass eine gute Korrelation zwischen den Blutproben der menschlichen Nabelschnurgefäße und der MBU besteht. Ist der Anlass zur MBU gegeben, kann somit bereits nach wenigen Minuten der aktuelle pH-Wert aus der MBU ( $\text{pH}_{\text{MBU}}$ -Wert) die aktuelle Situation des Säure-Basen-Haushaltes veranschaulichen. Folgende Stadieneinteilung [Tabelle 1-3] nach Saling findet Anwendung bei der Beurteilung des  $\text{pH}_{\text{MBU}}$ -Wertes:

$\geq$ 7,25	Normal
7,24 – 7,20	Präazidose
7,19 – 7,15	leichte Azidose
7,14 – 7,10	mittelgradige Azidose
7,09 – 7,00	fortgeschrittene Azidose
$\leq$ 6,99	schwere Azidose

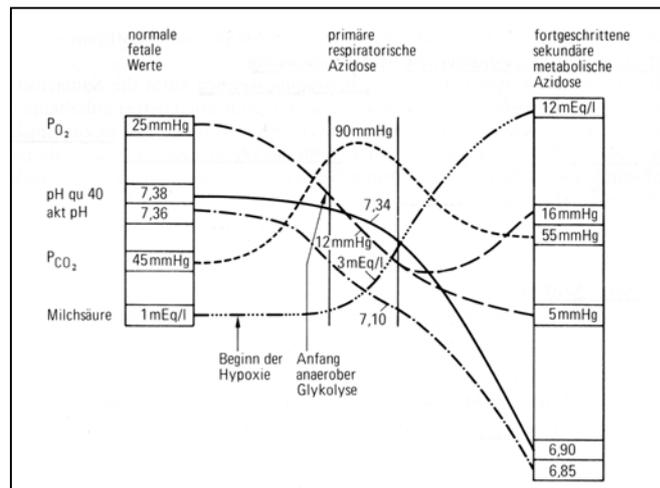
**Tabelle 1-3:** Stadieneinteilung der erhöhten Azidität des fetalen Blutes anhand der aktuellen pH-Werte nach Saling [32].

Fällt somit der  $\text{pH}_{\text{MBU}}$ -Wert sub partu unter einen Wert von 7,25, ist eine Kontrolle des pH-Wertes, der Versuch der intrauterinen Reanimation oder eine operative Entbindung angezeigt. Ein  $\text{pH}_{\text{MBU}}$ -Wert unter 7,20 wird als Azidose bezeichnet und bedarf in jedem Fall einer sofortigen Therapie.

Durch Kombination der intermittierenden MBU mit der kontinuierlichen Registrierung des CTG konnte eine deutliche Senkung der Anzahl der durch Hypoxie gefährdeten Kinder und eine Abnahme der durch alleinige Anwendung des CTG zugezogenen Sektiorate erreicht werden [111].

Die [Synopsis 1-1] zeigt den Verlauf der Blutgase  $\text{pO}_2$  und  $\text{pCO}_2$ , des aktuellen pH-Wertes, des  $\text{pH}_{\text{qu} 40}$  (bei 40 mmHg äquilibrierter pH-Wert) und der Milchsäurekonzentration bei einer kurzzeitigen intrauterinen Störung. Zu Beginn der Störung kommt es zu einer deutlichen Hypoxie, Hyperkapnie und bei fortbestehender hypoxischen Kreislaufsituation des Feten durch zunehmende anaerobe Glykolyse zu

einem Anstieg der Milchsäurekonzentration. Damit wechselt die ursprünglich respiratorische Azidose zu einer metabolischen Azidose mit Abfall des pH-Wertes. Bei fortbestehender sekundär metabolischen Azidose kommt es im Zuge der Sauerstoffsparschaltung zu einem weiteren Abfall des  $p\text{CO}_2$  und einem erneuten Anstieg des  $p\text{O}_2$ .



☞ **Synopsis 1-1:** Sauerstoffsparschaltung nach Saling [33].

Nachteile der intermittierenden MBU und deren klinischer Interpretation bestehen daher, bezogen auf die von Saling beschriebenen Sauerstoffsparschaltung, in der scheinbaren Normalisierung der Blutgaswerte bei fortschreitender Gefährdung des Feten sub partu.

Untersuchungen zeigen, dass rund 81% der subpartualen Störungen des Säure-Basen-Haushaltes langsam, 15% mittelschnell und 4% hoch akut voranschreiten. Die MBU stellt nur eine Momentaufnahme dar und muss bei fortschreitendem pathologischem CTG in einem gewissen Abstand wiederholt werden. Erst der Vergleich zweier Werte kann eine Verbesserungs- oder Verschlechterungstendenz des fetalen Zustandes anzeigen.

Desweiteren kommt es mit steigender Anzahl der MBU zu zunehmenden Traumatisierung der fetalen Haut. Eine weniger invasive Methode zur Erfassung der Messgrößen wäre daher von Vorteil.

## 1.3 Transkutane Blutgasmessung

Die ersten grundlegenden Erkenntnisse in der Geburtsphysiologie wurden von Bancroft 1947 [18], Barron 1952 [19] und Apgar 1953 [17] sowohl in tierexperimentellen Untersuchungen sowie Beobachtungen am Menschen gewonnen. Es konnte ermittelt werden, dass die Reduktion der uteroplazentaren Durchblutung Einfluss auf die fetale Morbidität und Mortalität hat. Weiterhin zeigte sich, dass die Ursache für die fetale Schädigung und den Tod während der Geburt in einer unzureichenden Sauerstoffversorgung des Feten liegt. Erfasst wird bei der transkutanen Blutgasmessung der Partialdruck.

### ► Definition: Partialdruck

(engl.) partial pressure; Teildruck eines Gases in einem Gasgemisch, nach dem Gesetz von Dalton (1803) der Anteil in Prozent vom Gesamtgasdruck, wie es Volumenprozent von der Gesamtgasmenge besitzt; der Partialdruck des Sauerstoffs in der Luft (ein Fünftel der Luft) beträgt etwa 150-160 mmHg = 20,0-21,3 kPa (20% des Gesamtluftdrucks bei 760 mmHg = 101,3 kPa).

#### 1.3.1 Transkutane Kohlendioxidpartialdruckmessung

Abernathy [1] erkannte schon im Jahre 1793, dass im Rahmen der Hautatmung kontinuierlich Kohlendioxid an die Hautoberfläche gelangt. Die transkutane Kohlendioxidpartialdruckmessung beschreibt ein Verfahren, mit welchem sich quantitativ das an die Hautoberfläche diffundierte Kohlendioxid bestimmen lässt. Erste Ansätze zur transkutanen Messung und die Entwicklung einer transkutanen Kohlendioxidpartialdruck-Messsonde gehen auf die Arbeiten Huchs [63] im Jahre 1973 zurück. Heute stehen zur Messung des transkutanen Kohlendioxidgehaltes mehrere Verfahren zur Verfügung, welche sich jedoch unterschiedlich gut zu Messungen beim Feten, speziell sub partu, eignen [135]:

- Infrarot-pCO<sub>2</sub>-Analysatoren
- Massenspektrometer
- Elektrochemische tcpCO<sub>2</sub>-Elektrode.

### 1.3.2 Transkutane Sauerstoffpartialdruckmessung

Bereits im Jahre 1851 untersuchte Gerlach [144], ein Lehrer an der Königlichen Tierärztlichen Schule in Berlin, den Gasaustausch von Sauerstoff und Kohlendioxid zwischen der Haut und der Umgebungsluft an Pferden und Hunden. Genau 100 Jahre später untersuchten Baumberger und Goodfriend [105] den Sauerstoffaustausch über die Haut. Hierbei tauchten sie einen Finger in eine auf 45°C aufgewärmte Phosphatpufferlösung und ermittelten den Sauerstoffpartialdruck polarographisch mittels einer Quecksilber-Elektrode. Im Jahre 1957 fanden Rooth und seine Mitarbeiter ähnliche Ergebnisse bei Verwendung einer Platinelektrode. Evans und Naylor zeigten, dass es bei Raumtemperatur praktisch zu keinem Austausch von Sauerstoff der Haut und der Umgebungsluft kommt. Erst bei Erhöhung der Hauttemperatur durch medikamentöse Hyperämie konnte eine deutliche Steigerung der Sauerstofftransmission nachgewiesen werden.

Die Registrierung des transkutanen Sauerstoffpartialdrucks begann mit der Entdeckung des polarographischen Messprinzips durch Clark am 4. Oktober 1954 [24]. Die erste transkutane Sauerstoffelektrode bestand aus einer mit Cellophan bedeckten Platinkathode und einer separaten Anode, welche nur in einer Leitflüssigkeit funktionierte. 1967 zeigte die Arbeitsgruppe um Huch [64], dass es möglich war, nach medikamentös induzierter Hyperämie an bestimmten Stellen der Haut des Neugeborenen den Sauerstoffpartialdruck zu messen. Untersuchungen zur Physiologie des Sauerstofftransportes über die Haut folgten mit Experimenten, wobei eine Hyperämisierung der Haut zuerst mit Wasser, später elektrisch erfolgte. 1972 entwickelte die Arbeitsgruppe um P. Eberhard [34] einen ähnlichen transkutanen Sauerstoffpartialdrucksensor, mit dessen Publikation die Ära der transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessungen eingeleitet wurde. In den folgenden Jahren beschäftigten sich immer mehr Wissenschaftler mit der Erfassung des Sauerstoffpartialdruckes auf transkutanem Wege, und heute findet sie eine weite Verbreitung und Anwendung in der Medizin [5 Tabelle 1-4].

---

- **Intensivstationen für Neugeborene:**

- Erkennung von Hyperoxie und Hypoxie
- Optimierung von Ventilations- und CPAP-Therapie
- Diagnose angeborener zyanotischer Herzfehler
- Medikamentenüberwachung
- Reduktion der Blutentnahmen (Hämophilie-Patienten)

- **Operationsräume/Anästhesie:**

- Exakte Überwachung der künstlichen Beatmung
- Frühwarnung von Asphyxie und respiratorischer Depression

- **Orthopädische Chirurgie:**

- Festlegung des Amputationsgrades

- **Angiologie/Vaskuläre Chirurgie:**

- Bewertung peripherer Gefäßerkrankungen

- **Plastische Chirurgie:**

- Bewertung der Lebensfähigkeit von Hauttransplantaten

- **Lungenfunktionslabor:**

- Beurteilung von Lungenbelastungstests und Lungenfunktionstests

- **Schlaflabor:**

- Schlafstudien (Feststellung von Atemstillständen im Schlaf)

- **Überdruckkammern:**

- Überwachung der Überdrucktherapie

- **Dialyse:**

- Komplikationsbeurteilung von Hypoxie bei der Hämodialysebehandlung

- **Neurochirurgie:**

- Hyperventilationsüberwachung bei Therapie des zerebralen Stealphänomens zur Reduktion des Schädelinnendruckes

---

☞ **Tabelle 1-4:** Vielzahl von Anwendungsgebieten der tcpO<sub>2</sub>-Messung/ Überwachung.

## 1.4 Weitere Methoden der perinatalen Überwachung/Diagnostik

Wichtigstes Ziel der Überwachung des Feten ist die frühzeitige Erkennung eines Sauerstoffmangels. Im Vordergrund steht hierbei die Sauerstoffversorgung des Gehirns. Leider kann derzeit keines der üblichen Verfahren den intrazellulären Sauerstoffgehalt direkt messen. Somit steht jede Hebamme und jeder Geburtshelfer bei Vorliegen von Hinweisen auf eine fetale Gefährdung immer wieder vor der schwierigen Entscheidung einer unter Umständen zu frühen und unnötigen Beendigung der Geburt durch Entbindung per Sectio cesarea oder andererseits einer zu spät gestellten Indikation zur operativen Geburtsbeendigung. Neben den bisher vorgestellten Methoden werden derzeit verschiedene weitere Verfahren erforscht:

- Oxykardiotokographie
- NIR-Laserspektroskopie
- NMR-Spektroskopie
- ST-Strecken Evaluation

### 1.4.1 Oxykardiotokographie

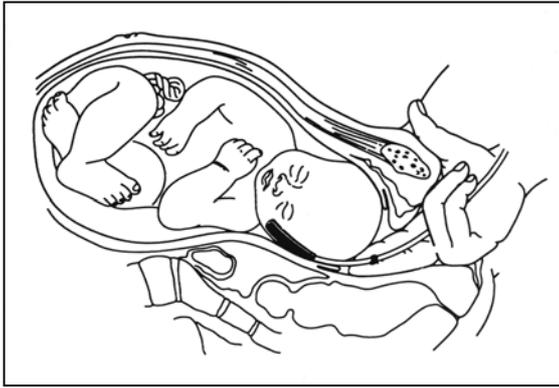
Mit der Pulsoxymetrie ist es möglich, die arterielle Sauerstoffsättigung ( $SpO_2$ ) kontinuierlich zu überwachen. Grundlage hierfür ist die Tatsache, dass das Hämoglobin in Abhängigkeit von seiner Sauerstoffsättigung seine Farbe verändert und somit zu einer unterschiedlichen Lichtabsorption führt. Aus dem veränderten Lichtspektrum und der Spektralverteilung der reflektierten Farben kann man den Anteil des Oxyhämoglobins berechnen. Den Anteil des oxygenierten Hämoglobins am Gesamthämoglobin bezeichnet man als partielle Sauerstoffsättigung. Die von einer Photodiode emittierten Lichtstrahlen erfahren in Abhängigkeit von dem Sättigungsgrad des Hämoglobins mit Sauerstoff eine unterschiedliche Absorption. Das Signal wird von einem Analog-Digital-Wandler an einen Vorverstärker weitergeleitet und von einem Personal Computer verarbeitet. Der Ausdruck der  $SpO_2$  erfolgt in einem zusätzlichen Kanal des CTG-Schreibers.

Besonderheiten bei der fetalen Messung müssen hierbei berücksichtigt werden. So sind die Signale infolge der hohen optischen Dichte und der relativ geringen Perfusion der Kopfhaut des Feten im Vergleich zu der des Erwachsenen relativ schwach. Außerdem ist eine Kalibrierung intrauterin nicht möglich. Bewegungsartefakte erschweren zusätzlich die Übertragung des Prinzips der Oxykardiotokographie auf die Geburtshilfe. Viele Voraussetzungen müssen erfüllt sein, um eine Messung mit gültiger Aussage zu erhalten [☞ **Tabelle 1-5**].

- 
1. Einsatz nur bei auffälligem CTG.
  2. Eine Ausgangs-FBA mit Bestimmung von pH, BE und Laktat sollte vor Einlegen des Sensors durchgeführt werden.
  3. Eine aktuelle vaginale Untersuchung unter Berücksichtigung des Plazentasitzes vor Sensoreinlage ist obligat (bei Unsicherheit Ultraschall).
  4. Das Einlegen des Sensors sollte immer entsprechend der im Beipackzettel angegebenen Indikationen und Kontraindikationen erfolgen.
  5. Bei Unsicherheit bezüglich der Sensorlage nach Einlegen desselben ist eine Ultraschallkontrolle sinnvoll.
  6. Die Mindestregistrierdauer der FSpO<sub>2</sub> sollte  $\geq 80\%$  sein (nur dann: Sensitivität = 100%, Spezifität = 70% für dieses Verfahren).
  7. Bei Abfall des FSpO<sub>2</sub>  $\leq 30\%$  für  $\geq 10$ min (auch summiert) sollte eine Kontroll-FBA gemacht werden; Voraussetzung: Die Ausgangs-FBA war o. B., sonst muss die FBA auch öfter wiederholt werden.
  8. Bei fallender Tendenz der FSpO<sub>2</sub>-Werte oder bei rezidivierend bis auf unter 30% absinkenden Werten ist eine Kontroll-FBA empfehlenswert.
  9. Bei inkompletter oder lückenhafter FSpO<sub>2</sub>-Registrierung muss der Sensor nachjustiert werden.
  10. Der Sensor sollte möglichst bis zum Partus liegen bleiben (um die Austreibungsphase vom FSpO<sub>2</sub> her möglichst komplett zu erfassen!).
  11. Bei Nabelschnurarterien-pH-Werten  $\leq 7,20$  sollte eine mütterliche Blutgasanalyse mit Bestimmung von pH, pO<sub>2</sub>, pCO<sub>2</sub> und BE durchgeführt werden (zum Ausschluss einer mütterlichen Azidose).

---

☞ **Tabelle 1-5:** Anwendungsempfehlungen für die fetale Pulsoxymetrie [☞ 97].



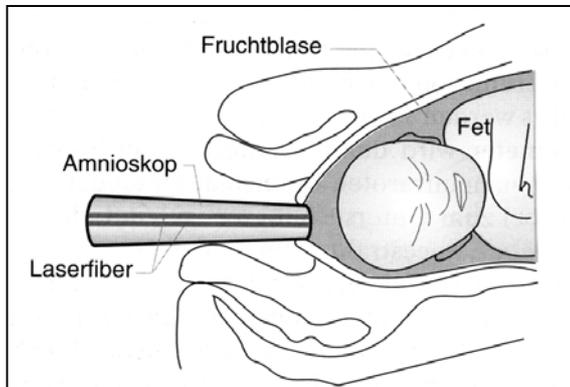
• **Abbildung 1-4:** Von der US-amerikanischen Firma Nellcor entwickelte SpO<sub>2</sub>-Elektrode. Diese wird seitlich des kindlichen Kopfes an die Wange angelegt [6].

Die Oxykardiotokographie kann wahrscheinlich helfen, eine beträchtliche Zahl von Mikroblutuntersuchungen unter der Geburt einzusparen. Allerdings wird es eine Illusion bleiben, mit der Oxykardiotokographie nun alle Probleme der fetalen Überwachung lösen zu können. Auch hierbei wird mit der Erfassung der Sauerstoffsättigung zwar ein wichtiger, jedoch nur ein einzelner, Blutgasparameter erfasst.

#### 1.4.2 NIR-Laserspektroskopie

Die Nahinfrarot-(NIR-) Laserspektroskopie war das erste Verfahren, mit dem man auf nicht-invasive Weise kontinuierlich biochemische Veränderungen registrieren konnte. Bei der NIR-Laserspektroskopie wird im nahinfraroten Bereich durch mehrere Laserdioden Licht mit definierten Wellenlängen gepulst emittiert. Dieses Licht wird über Glasfaserkabel an ein Prisma geleitet, an diesem gebrochen und divergent in das Gewebe eingestrahlt. Im Gewebe wird ein Teil dieses Lichts absorbiert und wieder zurückreflektiert. Über einen in einem bestimmten Winkel zum einfallenden Licht angebrachten Fotosensor wird das Licht wieder über Glasfaserkabel an ein Spektrometer zurückgeleitet. In einem Personal Computer erfolgt ein Vergleich zwischen dem emittierten und empfangenen Lichtspektrum. Das Prinzip ähnelt dem der Pulsoxymetrie. Anhand von Veränderungen der optischen Dichte des Lichtes bestimmter Wellenlängen werden die relativen Änderungen von oxygeniertem und reduziertem Hämoglobin berechnet. Durch Änderungen des isobestischen Punktes kann das pulsierende Blutvolumen bestimmt werden. Durch Analyse des Lichtabsorptionsspektrums mit der Wellenlänge 805 nm kann der Konzentrationsverlauf des oxygenierten Cytochroms aa<sub>3</sub> berechnet werden. Das Cytochrom aa<sub>3</sub> stellt den entscheidenden Cofaktor der Atmungskette dar, über den 99% des Energiestoffwechsels

im Gehirn verlaufen. Das nahinfrarote Licht kann mehrere Zentimeter in das Gewebe eindringen, womit eine direkte Messung der biochemischen Parameter des Blutes im fetalen Skalp vorgenommen werden kann.



• **Abbildung 1-5:** NIR-Laserspektroskopie unter der Geburt.

Messung von reduziertem und oxygeniertem Hämoglobin, Blutvolumen und intrazellulärem Cytochrom aa<sub>3</sub>. Bei nicht gesprungener Fruchtblase kann die Befestigung auch unmittelbar vor dem Muttermund erfolgen [aus [136].

Vorteile liegen in der sehr kurzen Reaktionszeit des optischen Systems und dem Wegfall der Eröffnung der Fruchtblase und den mit Verletzung der Haut verbundenen Gefahren. Absolute Messergebnisse und Konzentrationsangaben können aufgrund einer unbestimmten Wegstrecke nicht bestimmt werden. Erste Untersuchungen über den Einsatz der Laserspektroskopie beim Feten wurden von der Arbeitsgruppe um Schmidt [IV] aus der Bonner Universitätsklinik/ Marburger Universitätsklinik veröffentlicht. Möglicherweise wird sich in Zukunft sogar die transabdominale Ableitung durchführen lassen.

### 1.4.3 NMR-Spektroskopie

Die NMR-Technik (engl.: nuclear magnetic resonance) erlaubt im Tierversuch die nichtinvasive Erfassung biochemischer Parameter auf spektroskopischem Weg. Durch Berechnung von NMR-Spektren gelingen Bestimmungen von pH-Wert und Laktat-Konzentrationen, allerdings handelt es sich hierbei nur um Momentaufnahmen. Eine kontinuierliche Bestimmung der Messgrößen ist nicht möglich. Ein weiterer Nachteil ist der immense finanzielle und technische Aufwand, um ein derartiges System mit großvolumigen supraleitenden Magnetspulen zu installieren. Die biologische Wirkung der relativ hohen Feldstärken von mehr als 2 Tesla wurde bisher ebenfalls noch nicht ausreichend geklärt, weshalb diese Methode bisher klinisch keine Anwendung fand.

#### 1.4.4 ST-Strecken Evaluation

Weitere Bestrebungen kommen aus Schweden, wo Amer-Wahlin und Mitarbeiter [147] in einer groß angelegten Multicenterstudie die Wertigkeit einer Analyse der ST-Strecken-Veränderungen in Kombination mit der klassischen CTG Ableitung untersucht haben. Hierbei wird zusätzlich zur altbekannten externen CTG Ableitung eine interne Kopfschwartenelektrode zur Ableitung des fetalen EKGs zur Überwachung verwendet. Nach speziellen Analysealgorithmen werden hierbei die Veränderungen der ST-Strecke im EKG untersucht und analysiert. Nach festgelegtem Protokoll in einer randomisierten Studie konnte gezeigt werden, dass sich in der CTG + ST- Gruppe eine signifikant niedrigere Rate einer Azidose im Nabelschnurarterienblut (0,7%) zeigte als in der Kontrollgruppe ohne ST-Strecken Analyse (2%).

Die Autoren propagieren, dass die Kombination aus kontinuierlicher CTG-Registrierung mit ST-Strecken Analyse die Fähigkeiten des Geburtshelfers, fetale Hypoxien rechtzeitig zu erkennen und somit eine adäquatere Intervention durchzuführen, verbessern kann.

## 2 Fragestellung

Zur fetalen Überwachung im Kreißsaal haben sich von den oben genannten Verfahren im routinemäßigen Einsatz die Anwendung der Kardiotokographie und die Fetalblutanalysen bewährt. Die Kardiotokographie liefert im Rahmen der kombinierten Überwachung des Feten sub partu eine kontinuierliche, wenn auch indirekte Information der fetalen Zustandsdiagnostik. Hierbei kann bei normalem Befund mit großer Sicherheit eine fetale Gefährdung ausgeschlossen werden [127]. Die Fetalblutanalyse zeigt sich insofern bei auffälligem CTG als unverzichtbar, als dass sie durch direkten Nachweis des Aziditätsgrades eine tatsächliche Gefährdung des Feten sub partu verifiziert [127]. Wie bereits erwähnt, handelt es sich hierbei nur um eine punktuelle Messung, die einen gewissen Grad an Invasivität mit sich bringt. Informationen der Kardiotokographie, mit einem kontinuierlich gemessenen biochemischen Parameter zu verbinden, ist schon vielfach in verschiedensten Kombinationen versucht worden. Besonders in Bezug auf die mütterliche Mobilität sub partu und den neuerdings verwendeten veränderten Geburtsmodi erscheint eine Überprüfung auf biochemisch physiologischer Ebene mit Erfassung des Sauerstoffpartialdruckes sub partu von klinischem Interesse. Da die zur Verfügung stehenden Elektroden zur Messung biochemischer Parameter eine größere Traumatisierung als die Fetalblutanalyse hervorrufen und sich aus methodischen Gründen die transkutane Sauerstoffpartialdruckmessung für die Routine-Überwachung des Feten sub partu nicht durchsetzen konnte, erscheint das neuentwickelte telemetrische transkutane Sauerstoffpartialdrucksystem als Instrument der erweiterten Überwachung des Feten sub partu das Verfahren der Wahl zu sein [18,19].

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit sollen folgende Fragen bearbeitet werden:

### **1. Fragen zur technischen Neuentwicklung:**

- Ist es möglich, ein System zur kontinuierlichen transkutanen Sauerstoffmessung zu entwickeln, mit welchem man auf dem Wege der Telemetrie die Daten der FHR, der Wehentätigkeit, des  $ttcpO_2$  und der Heizleistung aufzeichnen kann?
- Über welche Messgenauigkeit verfügt das System?
- Durch welche messtechnischen und/oder biologischen Parameter wird die Messgenauigkeit und biotelemetrische Datenübertragung beeinflusst?
- Wie praktikabel erweist sich die neue Messeinheit für Anwender und Patientin?
- Wie zuverlässig erweist sich die neue Messeinheit in Abhängigkeit von verschiedenen Mobilitätszuständen der Mutter (Liegen, Sitzen, Stehen, Gehen)?
- Welche Vorteile ergeben sich zu herkömmlichen Messmethoden?

### **2. Fragen zur $ttcpO_2$ -Messung beim Feten während der Geburt:**

- Ist es möglich, beim menschlichen Feten während der Geburt den Sauerstoffpartialdruck mittels einer telemetrischen  $tcpO_2$ -Einheit klinisch verwertbar zu messen?
- Lässt sich ein Zusammenhang zwischen dem  $ttcpO_2$ -Werte und dem  $pO_{2MBU}$  finden?

### **3. Messwertveränderungen in Abhängigkeit von der maternalen Gebärhaltung:**

- Lässt sich eine von dem Mobilitätszustand der Mutter abhängige  $ttcpO_2$ -Änderung nachweisen?
- Stellt der telemetrische  $tcpO_2$  - Sensor ein geeignetes Verfahren zur kontinuierlichen Überwachung dar?

#### **4. Fragen zur Lagewechselanalyse:**

- **Wie verändert sich der  $ttcpO_2$ -Wert beim Lagewechsel, und welche Rückschlüsse in Bezug auf die Geburts-Physiologie können gezogen werden?**
- Ist es möglich, einen in Bezug auf den  $tcpO_2$ -Wert optimalen Mobilitätszustand zu ermitteln? Welche Ratschläge in Bezug auf den  $tcpO_2$  können Kreißenden und Hebammen gegeben werden?

### 3 Methode

Minimal invasive Überwachungsmethoden gewinnen in der heutigen Zeit immer mehr an Bedeutung. Einen festen Platz im klinischen Alltag der Geburtshelfer haben CTG und Pulsoxymetrie. In zahlreichen Studien konnten deren Anwendung, Spezifikationen und Limitation ermittelt und dargestellt werden. Aufgrund der Perinatalphysiologie ergibt sich unter Umständen eine Verbesserung der fetalen Oxygenierung in unterschiedlicher Position und Belastung der Mutter. In diesem Zusammenhang sind kontinuierliche Blutgasmessungen mit der Erfassung der fetalen Oxygenierung von nachgewiesener Bedeutung. In Arbeiten von Carbonne B. et. al. [125] und Aldrich C.J. et. al. [7] wurden Untersuchungen auf Abhängigkeit von der Geburtsposition der Mutter und der fetalen Oxygenierung durchgeführt. Bislang sind diese Messungen hinsichtlich der Aussagekraft eingeschränkt, da die notwendige Verkabelung der Patientin zur Messung der Blutgase bzw. der Pulsoxymetrie nur eine eingeschränkte Mobilität zulässt.

So entstand die Forderung, ein Überwachungssystem zu schaffen, mit welchem man am Feten unter der Geburt den  $\text{tcpO}_2$ -Wert kontinuierlich registrieren kann, gleichzeitig jedoch die Mobilität und Freiheit der Patientin durch zusätzliche störende Verkabelung möglichst nicht einschränkt.

Zur perinatologischen Zustandsdiagnostik werden folgende Bedingungen an den zu kontrollierenden Parameter gestellt:

- der klinische Zustand des Feten soll möglichst umfassend wiedergegeben werden
- mit dem Messparameter soll eine Langzeitüberwachung durchführbar sein
- die Messmethode soll sich durch eine möglichst geringe Invasivität auszeichnen

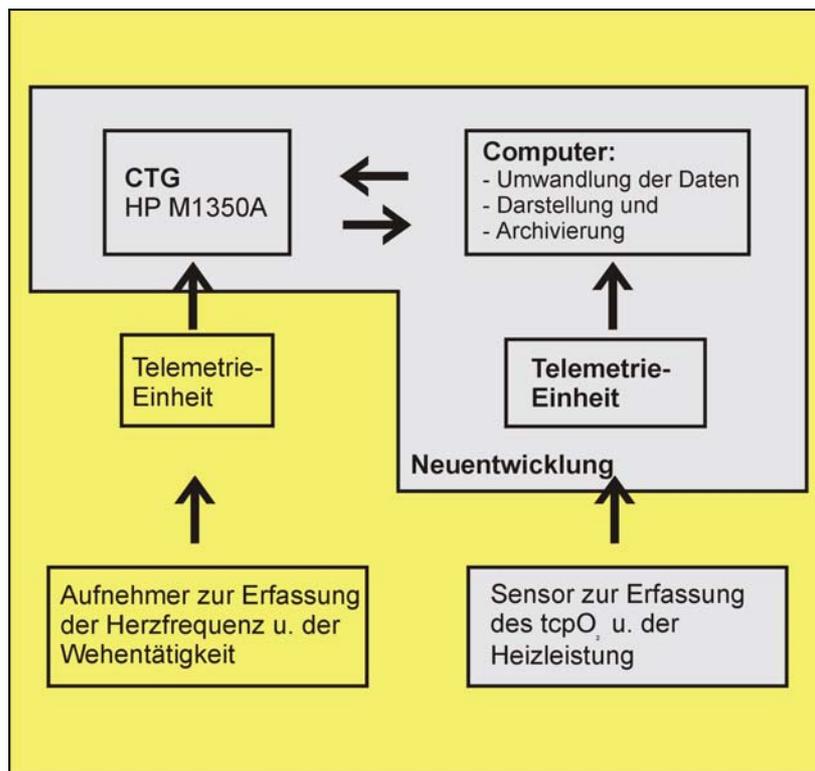
Als Resultierende aus einer Vielzahl vitaler Funktionen ist der Sauerstoffpartialdruck sehr gut geeignet [140]. In der Peripherie des Organismus sind sowohl physiologische als auch pathologische Änderungen des Sauerstoffpartialdruckes frühzeitig zu

erkennen. Damit bietet die Bestimmung des peripheren Sauerstoffwertes den Vorteil, die Entscheidung über therapeutische Maßnahmen rasch und gezielt vornehmen zu können.

Lange Zeit war es nur möglich, stichprobenartig in Mikroblutanalysen den Sauerstoffpartialdruck zu messen. Mit der transkutanen Sauerstoffpartialdruck-Messmethodik ist es möglich, den fetalen Sauerstoffpartialdruck des hyperämisierten Kapillarblutes auf der Kopfhaut kontinuierlich minimal invasiv zu messen. Prinzipiell ergeben sich für die transkutane Sauerstoffpartialdruck-Messung drei Möglichkeiten der Sensorapplikation. Der Sensor kann ähnlich der EKG-Elektroden in die Kopfhaut eingeschraubt, mittels Vakuum fixiert oder durch einen Haftkleber auf der fetalen Kopfhaut angebracht werden. Letzteres Verfahren zeigte die zuverlässigsten Registrierungen [III 68] und wird auch in dieser Studie eingesetzt. Im Vergleich zu kommerziell erhältlichen transkutanen Elektroden, welche in der Pädiatrie weite Verbreitung gefunden haben, besitzt die verwendete Laborversion einen kleineren Durchmesser und ist insgesamt flacher. Das Anschlusskabel ist seitlich angebracht, um so den Wendungen und Drehungen des Kopfes unter der Geburt besser Rechnung zu tragen.

### **3.1 Aufbau der Telemetrie-Messeinheit**

In Zusammenarbeit mit dem Zentralen Entwicklungslabor für Elektronik der Philipps-Universität Marburg [III] konnte ein Prototyp [IV Synopsis 3-1] zur transkutanen Sauerstoffmessung auf telemetrischem Wege entwickelt werden [III 18, III 19]. Das neue Überwachungssystem besteht aus drei Elementen: Der Telemetrieinheit mit dem  $ttcpO_2$ -Sensor zur drahtlosen Übertragung des  $ttcpO_2$ -wertes und der Heizleistung, einem umgebauten CTG M1350A der Firma Hewlett Packard [III VIII] und einem Personal Computer zur graphischen Darstellung, Auswertung und Archivierung der Messdaten.



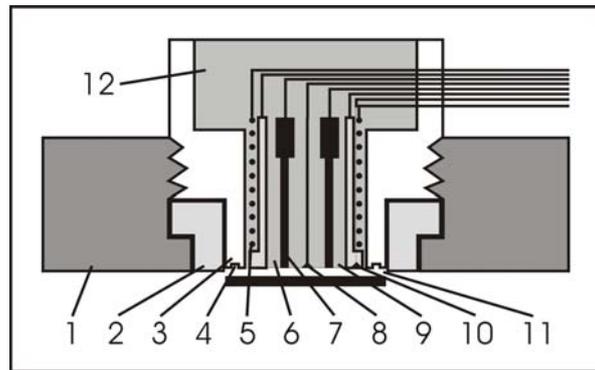
☞ **Synopsis 3-1:** Funktionsdiagramm der tcpO<sub>2</sub> Messung.

### 3.1.1 Transkutaner Sauerstoff-Sensor

Normalerweise sind die kapillaren Blutgefäße unter der Haut soweit geschlossen, dass gerade der Sauerstoffverbrauch der Haut gedeckt wird. Auf der Haut stellt sich daher ein Sauerstoffpartialdruck von Null ein [Kapitel 3.1.1.2.1]. Es gibt jedoch verschiedene Verfahren, dem Regelmechanismus der Kapillaren entgegenzuwirken, so dass der Sauerstoff durch die Haut diffundieren kann. Das hier verwendete Messverfahren erwärmt die Haut auf über 40°C. Dadurch wird ein Regelmechanismus aktiviert, der durch Öffnen der Kapillaren versucht, die Haut mit dem vermehrt einströmenden Blut auf normale Körpertemperatur zu kühlen. Gleichzeitig kann nun der Sauerstoff durch die Haut diffundieren und gemessen werden. Im Temperaturbereich von 41 bis 45°C lässt sich mit geeigneten Sonden der pO<sub>2</sub> messen.

### 3.1.1.1 Technischer Aufbau der tcpO<sub>2</sub>-Elektrode

Das Messverfahren der transkutanen Sauerstoffpartialdruckregistrierung des Feten während der Geburt, darin eingeschlossen die Entwicklung des Sensors, geht auf die grundlegenden Arbeiten von Huch und Lübbers [179] zurück. In der vorliegenden Arbeit wurde der von Huch und Lübbers [176] im Jahre 1973 entwickelte Sauerstoffpartialdrucksensor mit Haftgelfixation verwendet. Ein anderes Verfah-



• **Abbildung 3-1:** Schemazeichnung des telemetrisch transkutanen Sauerstoffpartialdruck-Sensors nach Huch [176].

1: zweiter Fixationsring mit Vertiefungen für den Kleber; 2: erster Fixationsring zur Membranbefestigung; 3: Lucitgehäuse; 4: Teflonmembran; 5: Heizwendel; 6: Glaszylinder; 7: Platin-Kathode; 8: NTC; 9: Silber-Anode; 10: NTC; 11: Elektrolytkammer; 12: Aralditgehäuse.

ren der Sensorfixation, wie die häufig angewandte Vakuumfixation [110], scheidet aus Gründen des technischen Aufwandes aus. Eine tcpO<sub>2</sub>-Messung auf telemetrischem Wege lässt sich hiermit wohl nicht durchführen.

Der tcpO<sub>2</sub>-Sensor besteht aus drei funktionalen Teilen:

- der elektrochemischen Zelle mit Silberanode und Platinkathode
- einer Heizwicklung zum Erwärmen der Haut
- einem Temperaturfühler zur Regelung der Heizleistung

Der tcpO<sub>2</sub>-Sensor hat einen Durchmesser von 14 mm und eine Höhe von 8 mm. In der Mitte des Sensors befindet sich ein Glaszylinder. Dieser Zylinder ist mit drei Platindrähten (Kathode) von je 15 µm Stärke bestückt. Der Glaszylinder wird von einem Silberring (Anode) als gemeinsame Referenzelektrode umgeben, in deren Mitte sich eine Heizspirale befindet. Der Sensor ist mit zwei Miniaturthermistoren zur Temperatursteuerung ausgestattet. Ein Miniaturthermistor befindet sich direkt an dem Silberring und erfasst so die Anodentemperatur. Der zweite Miniaturthermistor befindet sich in mitten des Glaszylinders und erfasst hier die Kathodentemperatur.

Bespannt wird die Elektrode mit einer 25 µm starken Teflonmembran, fixiert mit einem O-Ring. In den Raum zwischen Membran und Glaszylinder wird luftfrei ein Tropfen einer Elektrolytflüssigkeit (Zusammensetzung: 300 ml 0.5 M NaHCO<sub>3</sub>, 10 ml gesättigte KCL und 0.215 g Agarose) gegeben. Ein zweiter O-Ring wird über den ersten geschraubt, welcher die Einkerbungen zur Auftragung des Fixationsgels besitzt. Ausgestattet ist dieser mit acht Vertiefungen, der dann, mit einigen Tropfen Histoacryl<sup>®</sup>-Kleber [

• **Abbildung 3-2/3]** gefüllt, dem Sensor einen guten Halt auf der Haut ermöglicht und nach Abschluss der Messung eine gute Ablösung des

Sensors von der Hautoberfläche gestattet. Eine weitere ringförmige Einfräsung zwischen den Vertiefungen für den Kleber und der Membranoberfläche verhindert bei der Sensorapplikation ein Überlaufen des Klebers auf die Membran. Ein speziell angefertigtes, besonders elastisches Verbindungskabel von 90 cm Länge konnektiert den Sensor mit dem Telemetriesender.



• **Abbildung 3-2:** ttcpO<sub>2</sub> Sensor von oben.

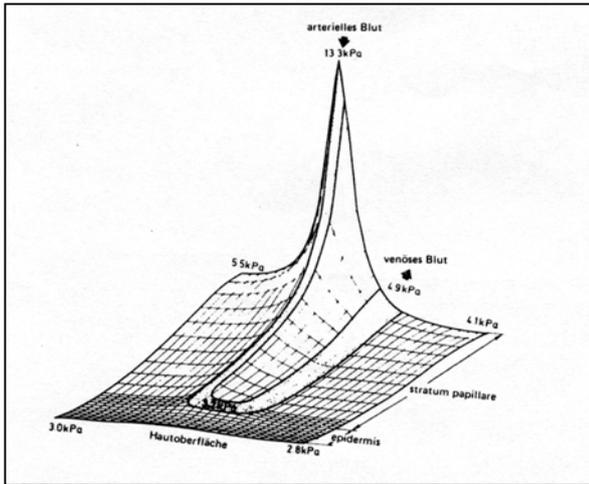


• **Abbildung 3-3:** ttcpO<sub>2</sub> Sensor von unten.

### 3.1.1.2 Theoretische Überlegungen zur transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessung

Das physiologische Prinzip der transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessung beruht auf den Prinzipien der Hautatmung, erstmals untersucht und beschrieben durch Gerlach [44] im Jahre 1851, der eine auf die Haut aufgeklebte Messkammer verwendete und die Beziehung der Kohlendioxidabgabe und Sauerstoffaufnahme untersuchte. Fritzgald ermittelte im Jahre 1957 bei Kontakt der Haut mit der atmosphärischen

Außenluft einen Wert von 8-100 ml / (m<sup>2</sup> · h) für die Sauerstoffaufnahme. Scheuplein und Blank konnten in experimentellen Versuchen im Jahre 1971 zeigen, dass das Prinzip des Sauerstofftransportes über die Haut den Gesetzen der Diffusion unterliegt. Prinzipiell ist der Gastransport über die Haut in beide „Richtungen“ möglich, abhängig von dem jeweiligen Konzentrationsgefälle bewegen sich die Gasmoleküle in der Haut.



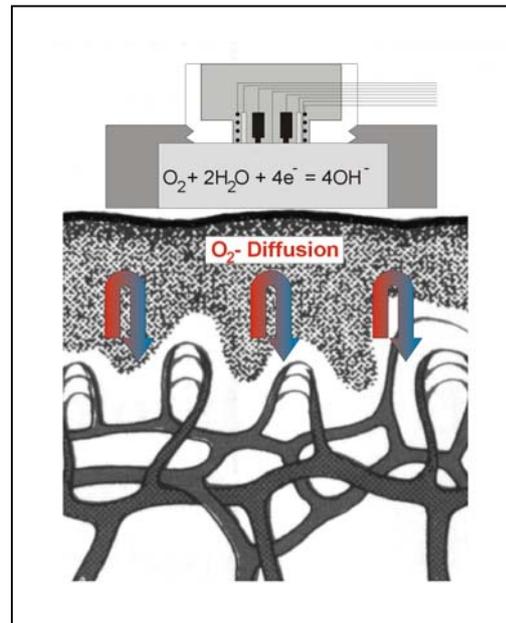
👁 **Abbildung 3-4:** Sauerstoffpartialdruckprofil in den einzelnen Hautschichten nach Lübbers und Grossmann [103].

Lübbers und Grossmann [103] haben anhand eines Modells die Sauerstoffpartialdruckwerte berechnet und konnten dadurch den einzelnen anatomischen Hautschichten den jeweiligen Sauerstoffpartialdruck zuordnen [👁 **Abbildung 3-4**]. Hierbei zeigte sich bei Messungen des  $t_{tc}p_{O_2}$  bei einer Hauttemperatur von 43°C ein um 10-15% höherer  $p_aO_2$  [76].

An die Platinkathode wird eine Spannung von -0,6 – -0,8 V angelegt. Elementarer Sauerstoff wird unter Aufnahme von Elektronen an der Kathode katalytisch gespalten [Gleichung I-I]. Die so reduzierten Sauerstoffionen können nun die Silberanode unter Abgabe von Elektronen oxydieren. Es entsteht ein Fluss von Elektronen von der Kathode zur Anode, der proportional zur verbrauchten Sauerstoffmenge ist. Bei der transkutanen Messung handelt es sich somit um ein Mengemessverfahren.

Der Sauerstoffverbrauch des  $t_{tc}p_{O_2}$ -Sensors muss, da die Haut eine Diffusionsbarriere  $r_{ep}$  darstellt, so klein sein, dass sich oberhalb der Haut ein Sauerstoffdruck einstellt, der etwa dem Blutwert entspricht. Dies wird dadurch sichergestellt, dass die Sonde mit einer weiteren Diffusionsbarriere versehen wird, deren Diffusionswiderstand  $r_{el}$

groß gegenüber dem der Haut ist ( $r_{el} \gg r_{ep}$ ). Hierbei wird eine Teflonmembran in geeigneter Dicke verwendet [10, Gleichung V-II]. Es sind also zwei Diffusionswiderstände hintereinander geschaltet, von denen der Hautwiderstand  $r_{ep}$  nahezu vernachlässigt werden kann. Dieses Vorgehen führt jedoch dazu, dass nur sehr kleine Sauerstoffmengen die eigentliche Messzelle erreichen und die resultierenden Elektronenströme  $I_{O_2}$  sehr klein sind (im Nano-Ampere-Bereich).

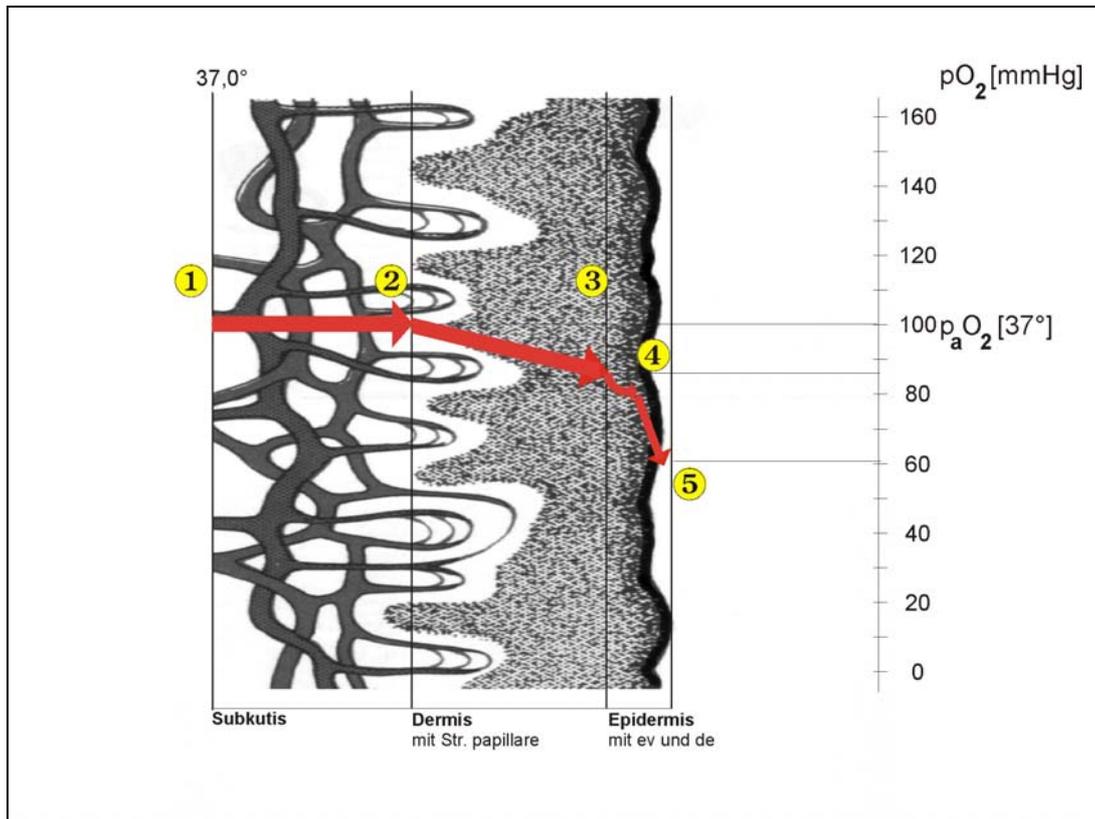


● **Abbildung 3-5:** Schemazeichnung zur transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessung [10].

### 3.1.1.2.1 Physiologisches Prinzip der Hautatmung

Die Haut des Menschen besteht aus drei Schichten, der Epidermis, der Dermis und der Subkutis. Die Epidermis wiederum unterteilt sich in vier Schichten, dem am tiefsten liegenden Stratum germinativum, gefolgt von dem Stratum spinosum, Stratum granulosum und Stratum corneum. Die oberflächlichsten Zellen des Stratum granulosum und die gesamte Schicht des Stratum corneum beinhalten avitale Zellen. Unter Gesichtspunkten der Gasdiffusion unterteilt man daher die Epidermis in einen vitalen (ev) 20 – 70  $\mu\text{m}$  und einen avitalen (ed) 10 – 20  $\mu\text{m}$  dicken Anteil. Die Schichtdicke der Epidermis hängt hierbei sowohl von der Region der Haut als auch vom Alter des Menschen ab. Bei Feten ist die Schichtdicke der Epidermis besonders dünn (ev 30  $\mu\text{m}$ , ed 15  $\mu\text{m}$ ).

Die Gefäße der Haut bilden drei Gefäßplexus aus und formen das Stratum papillare, welches bei Feten besonders dicht ausgeprägt ist (Kapillarschleifenlänge  $\sim 1 \mu\text{m}$ ).



● **Abbildung 3-6:** Sauerstoffpartialdruckprofil entlang der verschiedenen Hautschichten [modifiziert nach Lübbers [104]].

Anhand den von Lübbers [104] ermittelten Formeln lässt sich der Blutgasgradient über der Haut beispielhaft berechnen [K. 10-IV, S.166]:

❶ → ❷

Bei konstanter Bluttemperatur von 37,0°C verändert sich der Sauerstoffpartialdruck nur geringfügig, so dass beim Erreichen des Stratum papillare von einem  $pO_2$  von 100 mmHg (=  $p_aO_2$ ) ausgegangen werden kann.

❷ → ❸

Von der arteriellen Seite der Kapillarschlinge (Basis) bis zur Kapillarspitze (Dome) fällt der Sauerstoffpartialdruck im Stratum papillare um  $DpO_{2(sp)} = 14$  mmHg [↯ Gleichung IV-V, Beispiel IV-V ohne Sensor]. Der Sauerstoffpartialdruck an der Kapillarspitze am Übergang zum vitalen Teil der Epidermis beträgt  $p_dO_2 = 86$  mmHg [↯ Gleichung IV-IV, Beispiel IV-IV ohne Sensor].

③ → ④

Ab der Basalmembran als Grenze zur Epidermis beginnt der Sauerstoff durch die Kapillaren zu diffundieren und verteilt sich im umliegenden, sauerstoffverbrauchenden Gewebe. Hierbei wird die Epidermis ihren unterschiedlichen physiologischen Verhalten nach in zwei Schichten, der vitalen inneren und der avitalen äußeren, Schicht eingeteilt.

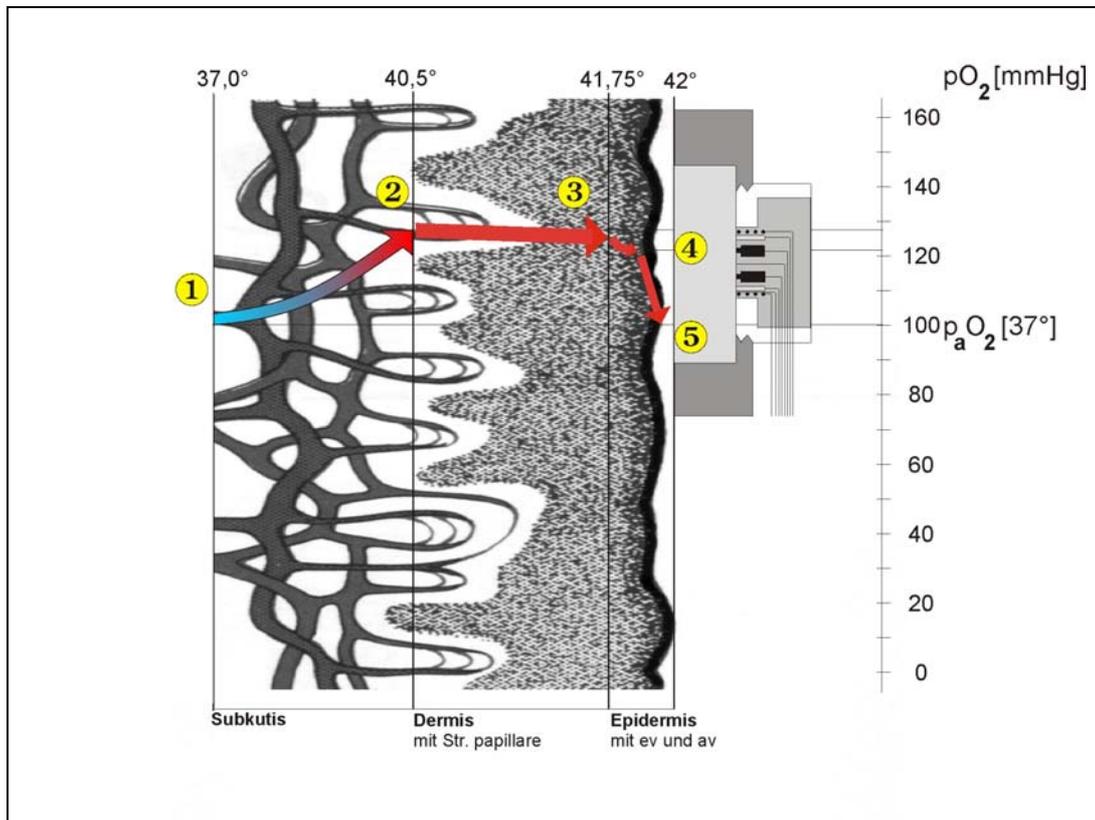
Im vitalen Anteil der Epidermis kommt es aufgrund der Gewebeatmung zu einem parabolischen Abfall des Sauerstoffpartialdrucks von  $\Delta pO_{2(ev)} = 0,95$  mmHg. Der Sauerstoffpartialdruck am Ende der vitalen Epidermis beträgt  $pO_{2(ev)} = 85,05$  mmHg [↻ Gleichung IV-VI, Beispiel IV-VI ohne Sensor].

④ → ⑤

Im avitalen Anteil der Epidermis fällt der Sauerstoffpartialdruck linear um  $\Delta pO_{2(ed)} = 24,5$  mmHg ab. Der an der Hautoberfläche zu erwartende Sauerstoffpartialdruck  $pO_{2ss}$  beträgt  $pO_{2ss} = 60,59$  mmHg [↻ Gleichung IV-VII, Beispiel IV-VII ohne Sensor].

In normothermen Zustand der Haut, ohne jegliche Veränderung der Hautdurchblutung, sinkt der Sauerstoffpartialdruck gegen die Hautoberfläche um etwa 39% ab. Eine valide Messung des transkutanen Sauerstoffpartialdrucks ohne sonstige Maßnahmen ist somit nicht möglich.

### 3.1.1.2.2 Polarographisches Prinzip der transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessung



• **Abbildung 3-7:** Polarographische transkutane Sauerstoffpartialdruckmessung;  $pO_2$ -Profile in den einzelnen Hautschichten in Abhängigkeit von der Temperatur [modifiziert nach [10]].

Die physiologische Methode der transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessung basiert auf den Prinzipien der Hautatmung. Hierbei bewirkt eine Erhöhung der Hauttemperatur mit zunehmender Gefäßdilatation und Absenkung des Strömungswiderstandes eine Erhöhung der Gefäßdurchblutung in dem entsprechenden Hautareal. Das vermehrt einströmende Blut arterialisiert den venösen Schleifenanteil der Kapillarschlingen, erhöht den Sauerstoffpartialdruck im Gewebe und erleichtert die Gewebediffusion für Sauerstoff. Die modernen Methoden der transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessung basieren auf der von Heyrowski [55] eingeführten polarographischen Technik und dem von Clark [25] entwickelten Verfahren der Sauerstoffreduktion an einer Silberanode – Platinkathode, bedeckt von einer sauerstoffpermeablen Membran.

Bei Verwendung eines beheizbaren transkutanen Sauerstoffpartialdrucksensors lässt sich anhand den von Lübbers [104] ermittelten Formeln die transkutane Blutgasmessung entsprechend der **Abbildung 3-7** wie folgt erläutern:

**1 → 2**

Ausgehend von einer Bluttemperatur  $T = 37^{\circ}\text{C}$ , einer Beheizung der Haut mit einer Elektrodenkernheiztemperatur von  $44^{\circ}\text{C}$  (Hautoberfläche =  $42^{\circ}\text{C}$ ) steigt der  $p\text{O}_2$  bei einer Erwärmung des Blutes auf  $40,5^{\circ}\text{C}$  um  $Dp\text{aO}_2 = 28,38 \text{ mmHg}$  auf einen  $p_a\text{O}_2 = 128,38 \text{ mmHg}$  an [Gleichung V-I, Beispiel V-Ia mit Sensor].

**2 → 3**

In der Gewebsschicht des Stratum papillare kommt es weiterhin zu einem Anstieg der Bluttemperatur in den Gefäßen, an der Grenzschicht zur Epidermis (=Basalmembran) bis auf  $41,75^{\circ}\text{C}$ . Der Sauerstoffpartialdruckabfall  $\Delta p\text{O}_{2(\text{sp})} = 14,12 \text{ mmHg}$  [Gleichung IV-V, Beispiel IV-V mit Sensor] im Stratum papillare hebt sich mit dem gleichzeitigen Sauerstoffpartialdruckanstieg  $Dp\text{O}_2(1,25^{\circ}\text{C}) = 11,99 \text{ mmHg}$  nahezu auf [Gleichung V-I, Beispiel V-I mit Sensor]. Somit beträgt der Sauerstoffpartialdruck an der Spitze der Kapillaren  $p_d\text{O}_2 = 126,25 \text{ mmHg}$  [Gleichung IV-IV, Beispiel IV-IV mit Sensor].

**3 → 4**

In der vitalen Schicht kommt es zu einem parabolischen Abfall des Sauerstoffpartialdruckes auf  $p\text{O}_{2(\text{ev})} = 125,3 \text{ mmHg}$  [Gleichung IV-VI, Beispiel IV-VI mit Sensor]. Dies entspricht einem Sauerstoffpartialdruckabfall von  $\Delta p\text{O}_{2(\text{ev})} \sim 1 \text{ mmHg}$ .

**4 → 5**

Das Sauerstoffpartialdruckprofil zeigt in der avitalen Epidermis einen linearen Verlauf. Hier kommt es zu einem  $p\text{O}_2$ -Abfall auf  $p\text{O}_{2(\text{ss})} = 100,9 \text{ mmHg}$  [Gleichung IV-VII, Beispiel IV-VII mit Sensor], dies entspricht einem  $\Delta p\text{O}_{2(\text{ed})}$  von  $24,4 \text{ mmHg}$ .

Zusätzlich zu den sauerstoffverbrauchenden Gewebeschichten der Epidermis verursacht die  $t_{cp}O_2$ -Elektrode selbst einen Sauerstoffverlust aufgrund des  $O_2$ -Gasdiffusionswiderstandes. Bei der verwendeten Teflon-Membran zur Bespannung des Sensors ist der Diffusionswiderstand der Membran im Vergleich zum Diffusionswiderstand der Epidermis um ein Vielfaches höher, so dass der Sauerstoffionenstrom und damit der Diffusionsfehler über der Membran vernachlässigbar klein ist. [19] Gleichung V-II].

Zusammenfassend kann somit gesagt werden, dass durch die Erwärmung der Haut auf  $42^\circ C$  an der Hautoberfläche der  $pO_2$  im Mittel um 26% ansteigt. Im Stratum papillare bleibt der  $pO_2$  aufgrund der weiteren Bluttemperaturerhöhung auf  $41,75^\circ C$  nahezu konstant ( $p_aO_2 \sim p_dO_2$ ). Beim Durchgang der vitalen Epidermis fällt der  $pO_2$  um 0,8%. Beim Durchgang des avitalen Epidermisanteils bis zur Hautoberfläche fällt der  $pO_2$  um weitere 19,5% ab. Somit entspricht der arteriell gemessene Sauerstoffpartialdruck dem transkutan gemessenen Sauerstoffpartialdruck.

In zahlreichen Studien konnte gezeigt werden, dass der  $t_{cp}O_2$  recht gut mit dem  $p_aO_2$  korreliert und die transkutane  $pO_2$ -Messung eine zuverlässige Methode zur Abschätzung des  $p_aO_2$  darstellt [15, 27, 28, 37, 38, 39, 62, 66, 75, 84, 101, 112, 113, 128, 145].

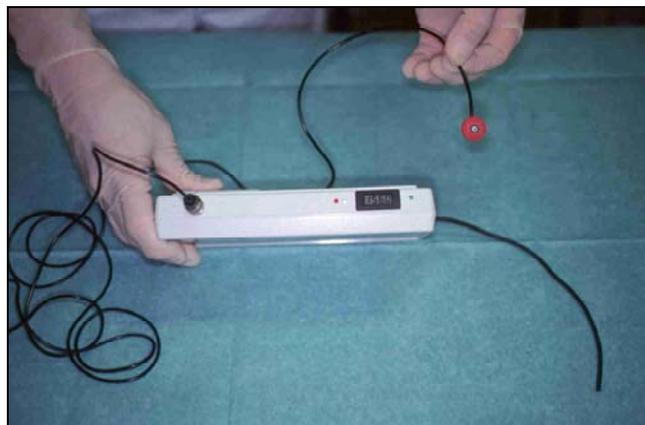
### 3.1.1.3 Eigene Entwicklungsarbeit

Der ttcpO<sub>2</sub> Sensor wurde in seiner ursprünglichen Form belassen. Im Vergleich zu kommerziell erhältlichen transkutanen Elektroden, welche in der Pädiatrie weite Verbreitung gefunden haben, besitzt die verwendete Laborversion jedoch einen kleineren Durchmesser und ist insgesamt flacher. Das Anschlusskabel ist seitlich angebracht, um so den Wendungen und Drehungen des Kopfes unter der Geburt besser Rechnung zu tragen. Der Fixationsring wurde ebenfalls in kleinerer Ausführung verwendet. Ebenfalls wurde ein Spezialkabel in Selbstherstellung mit besonders feinen Drähten und mit besonders weicher Ummantelung ausgestattet, um so den Einfluss der Geburtsmechanik auf den Halt des Sensors zu minimieren. Zur Verbindung des ttcpO<sub>2</sub> Sensors mit der Telemetrieinheit wird ein Subminiatur-Rundsteckerverbinder verwendet.

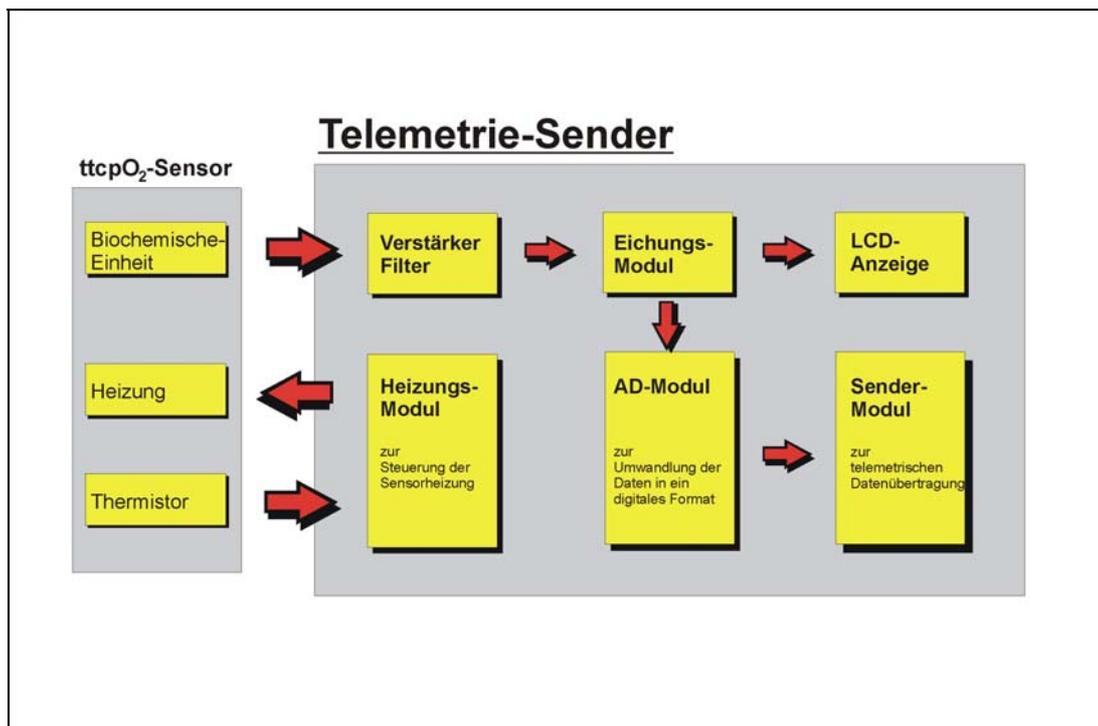
### 3.1.2 Telemetrie

#### 3.1.2.1 Technischer Aufbau des Telemetriesenders

Der Telemetriesender ist in einem 15 x 10 x 3 cm abmessenden, spritzwassergeschützten Gehäuse (~100 g) mit Gürtelschnalle untergebracht. Man kann ihn grob in drei Funktionsabschnitte unterteilen [ **Synopsis 3-2**].



👁 **Abbildung 3-8:** Telemetriesender mit angeschlossenem ttcpO<sub>2</sub> Sensor.

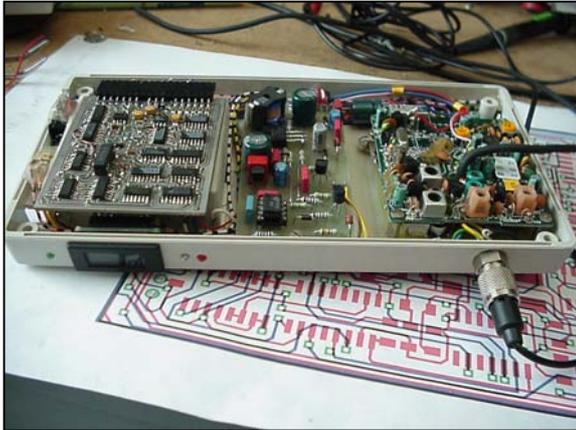


☞ Synopsis 3-2: Blockschaltbild des Telemetrie-Senders zur Erfassung des ttpO<sub>2</sub>.

Der **erste Abschnitt** besteht aus einer Steuerelektronik, die über zwei Miniatur-Thermistoren (NTC) in der Mitte des Sensors, kurz unterhalb der Elektrodenoberfläche, die Heiztemperatur ermittelt und auf eine konstante Sensorkerntemperatur von 44°C einstellt. Der NTC (Negativer Temperatur Coeffizient) des Sensors ist in einem Serienwiderstand soweit linearisiert, dass der Strom durch die Anordnung etwa der Temperatur umgekehrt proportional ist. In einem ersten Operationsverstärker wird eine dem Temperaturfehler proportionale Spannung erzeugt. Diese Fehlerspannung wird einem zweiten Verstärker zugeführt, dessen Verhalten die Regelcharakteristik der Temperatursteuerung als P-I-Regler festlegt. [Das I-Verhalten ist bei großen Fehlern durch eine Zenerdiode beschränkt, um das für die I-Regler charakteristische Überschwingen soweit zu begrenzen, dass keine Verbrennungen auftreten können. Bei großen Abweichungen erhält man ein P-Verhalten – die Endgenauigkeit ist jedoch die eines P-I-Reglers.]

Die Ausgangsspannung dieses Verstärkers dient zur Steuerung eines selbst schwingenden Pulsbreitenmodulators, dessen Ausgangssignal die Heizung tastet. Durch die Pulsbreitensteuerung ergibt sich für das Gerät ein optimaler Wirkungsgrad, da der Hauptverbrauch durch die Heizung bestimmt ist und somit die höchstmögliche batteriekapazitätsbedingte Betriebszeit erreicht wird. Gleichzeitig besteht bei der Puls-

breitensteuerung ein linearer Zusammenhang zwischen Steuerspannung und Heizleistung, was das Regelverhalten erheblich verbessert (eine Steuerung der Heizspannung würde einen quadratischen Zusammenhang bewirken ( $P=U^2/R$ )).



• **Abbildung 3-9:** Telemetrie-Sender: „Innenleben“.

Die maximale Ausgangs-Heizleistung des Sensors wird auf 2 Watt begrenzt. Eine Polarisationsspannung, im Mittel von 1,5 V, ermöglicht die Erfassung des  $ttcpO_2$ -Wertes.

Der **zweite Abschnitt** dient der Erfassung der Sensorinformationen über den  $ttcpO_2$ -Wert und der Heizleistung. Die vom Sensor abgreifbare Polarisationsspannung und die Heizleistung der  $ttcpO_2$ -Sonde werden als Analogwerte ermittelt. Zur Übertragung dieser Werte an den Personal Computer werden diese zunächst digitalisiert. Dazu wird ein im Zentralen Entwicklungslabor für Elektronik entwickelter 6-Kanal 12 Bit Analog-Digital-Wandler verwendet. Dieser sog. Decoder wandelt 6 parallele Spannungen von jeweils 0 bis 2,5 V in ein serielles digitales Format um. Die Genauigkeit bzw. Auflösung beträgt  $2^{11}$  (das 12. Bit wird für die Synchronisation benötigt). Die Sauerstoffmoleküle diffundieren durch die einzelnen Hautschichten und durch die Teflonmembran und werden an der Platinkathode reduziert. Bei einer Polarisationsspannung von 1,5 Volt liefert die Kathode (negative Polarisationsspannung) bei einem atmosphärischen Sauerstoffpartialdruck von etwa 150 mmHg ein Signal von etwa  $1.0 - 2.0 \cdot 10^{-9}$  A ( $pO_2$  an der Pt-Oberfläche = 0). Bei Stickstoffbegasung ( $pO_2 = 0\%$ ) fällt das Signal auf  $0,1 \cdot 10^{-9}$  A ab [71]. Bei der angelegten Polarisationsspannung von 1,5V handelt es sich um den Bereich des Diffusionsgrenzstromes. Eine weitere Erhöhung der Polarisationsspannung würde nicht zu einer Erhöhung des Diffusionsstromes führen. Eine weitere Zunahme wäre nur durch Anstieg des Sauerstoffpartialdruckes zu erreichen.

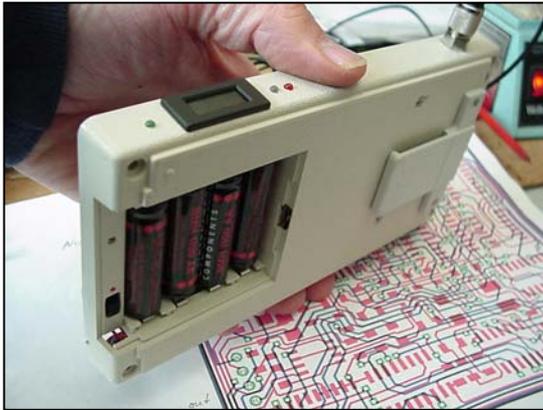
Zur Erfassung dieses sehr kleinen Ionenflusses wird ein hochohmiger integrierter Operationsverstärker eingesetzt, um den Messstrom des  $\text{tcpO}_2$ -Sensors in eine Ausgangsspannung von 2,5 V umzusetzen. Dem Eingang ist die Messzellbetriebsspannung von 2,5 V unterlegt, dass die Anode auf Massepotential liegt. In der Verkabelung der Sonde ist die Zellspannung außerdem auf die Abschirmung gelegt, um Kondensator-Mikrophoneffekte im Kabel zu vermeiden. Der Verstärker hat eine Grenzfrequenz von  $\frac{1}{2}$  Hz. Auf den Vorverstärker folgt ein aktiver Filter, in dem gleichzeitig die dem Eingangsverstärker unterlegte Spannung wieder entfernt wird. Der Filter hat die Aufgabe, Störspannungen (Frequenz der Heizung) zu beseitigen. Nach einer Polarisitätsumkehr in einem weiteren Operationsverstärker wird die Spannung in einer digitalen Anzeigeneinheit als  $\text{tcpO}_2$  angezeigt. Die Spannung, die der Digitaleinheit angeboten wird, ist über das Einstellpotentiometer im Gehäuse justierbar, um die Anzeige in mmHg eichen zu können. Der Sender verfügt somit über ein LCD-Display [👁 **Abbildung 3-10**], auf dem der aktuell gemessene  $\text{tcpO}_2$ -Wert dargestellt wird .



👁 **Abbildung 3-10:** LCD-Display am Telemetrie-Sender.

Der **dritte Abschnitt** besteht aus einem Miniatursender, der diese Bitfolge mit einer Amplitude von etwa 1 Volt und einer Baudrate von 2,4 kHz im Frequenz-Modulationsverfahren überträgt. Die drahtlose Übertragung wird mit einem handelsüblichen Mikrofon-Sender und Empfänger der Firma Img Stage Line, Wireless System 200 Receiver, realisiert. Der Sender sendet mit einer Trägerfrequenz von 175 MHz und 2mW Leistung. Die Information wird bitweise, seriell im Frequenzmodulationsverfahren (FM), bei einem Hub von  $\pm 40$  KHz, übertragen. Da die Information digi-

tal ist, kann der volle Hub ausgefahren werden. Eine Reichweite von über 30 m im Gebäude wurde realisiert.



• **Abbildung 3-11:** Telemetrie-Sender: Batteriefach.

Zur Energieversorgung wurde ein Batteriefach mit abnehmbarem Schiebeverschluss in das Gehäuse integriert [• **Abbildung 3-11**], in dem 4 Nickel-Metallhydrid Akkumulatoren mit einer Gesamtkapazität von vier mal 1000mAh Platz finden. Die Betriebsdauer beträgt etwa 6 Stunden.

Ein Tastregler erzeugt für die Verstärker aus der unstabilierten Batteriespannung als Versorgungsspannung +10 V und -5 V. Nur die Heizung wird direkt aus der Batterie betrieben. Die Batteriespannung wurde so gewählt, dass sie optimal zur Sondeheizspannung passt. LED-Signallampen neben der LCD-Anzeige geben Auskunft über Batterie- und Sensorstatus.

Zur Sicherheit der Patientin und des Feten wurden einige Sicherheitsschaltungen realisiert. Da eine Unterbrechung des NTC zu Verbrennungen führen könnte, ist eine Schaltung vorhanden, die bei einer scheinbaren NTC-Temperatur von weniger als 10°C die Heizung sperrt. Zusätzlich überwacht eine Schaltung die Betriebsspannung und schaltet das Gerät bei Unterschreitung eines Mindestwertes ab, um Fehlmessungen zu verhindern.

### 3.1.2.2 Funktionsprinzip des Telemetrie-Empfängers

Der dazugehörige Empfänger verfügt über eine eigene Stromversorgung mit Netztransformator (9V, 1200 mA). Das Signal wird einem Encoder, der in den Empfänger eingebaut wurde, zugeführt. Dieser splittet das Signal in Bitrate und Digitalwerte der 6 Kanäle auf und stellt diese einem Personal Computer (Cyrix 233 MHz Prozessor, 64 MB RAM) über dessen parallele Druckerschnittstelle zur Weiterverarbeitung

zur Verfügung. Aus dem Empfänger werden die Daten direkt im digitalen Format über den Parallelport an den Personal Computer weitergeleitet.

### 3.1.2.3 Handhabung und Umgang im Kreißsaal

Bei der Konzeptionierung und Planung der neuen Überwachungseinheit war das primäre Ziel, ein System zu schaffen, welches die Mutter im Kreißsaal unter der Geburt möglichst wenig beeinträchtigt und dennoch eine zuverlässige Überwachung des Feten sub partu gewährleistet. Hierbei kam der Einsatz der Telemetrie zu Nutzen. Sowohl das CTG als auch die  $\text{ttcpO}_2$ -Messeinheit verfügen über die Möglichkeit der telemetrischen Datenübertragung. Somit wird der Patientin jegliche Freiheit in der Mobilität gegeben. Die CTGs der Firma Hewlett Packard sind standardmäßig in jedem Kreißsaal der Universitätsfrauenklinik Marburg installiert. Die  $\text{ttcpO}_2$ -Messeinheit wurde auf einem Rolltisch [☞ **Abbildung 3-12**] aufgebaut, der nur zur jeweiligen Messung in den Kreißsaal geschoben wird.



☞ **Abbildung 3-12:**  $\text{ttcpO}_2$ -Messwagen.

Auf diesem Messwagen befinden sich alle zur Messung notwendigen Utensilien. Bei diesem gewählten Aufbau handelt es sich immer noch um einen Prototypen. Langfristig sollte ein derartiges System nur noch aus einem Laptop mit integrierter Empfängereinheit und Telemetrie-sendeinheit bestehen.

Die Vorbereitung des Sensors mit Bespannung und Kalibrierung findet kurz vor dem eigentlichen Messbeginn vor den Türen des Kreißsaals statt [Kapitel 3.3.1]. Zum geeigneten Zeitpunkt wird die gesamte Messeinheit in den Kreißsaal gebracht, mit dem CTG konnektiert und die Messung gestartet. Bei diesem Vorgehen wird die Patientin nur für den Moment der Sensorapplikation gebeten, sich in Steinschnittlage zu begeben. Insgesamt erscheint diese Überwachungsmethode als wenig zeitaufwendig und störend im Geburtsablauf. Probleme treten meist nur im Rahmen der Sensor-

applikation auf, die jedoch auch von ungeübterem Personal leicht zu erlernen ist, zumal die Techniken der Amnioskopie und MBU dem Personal im Kreißsaal geläufig sind.

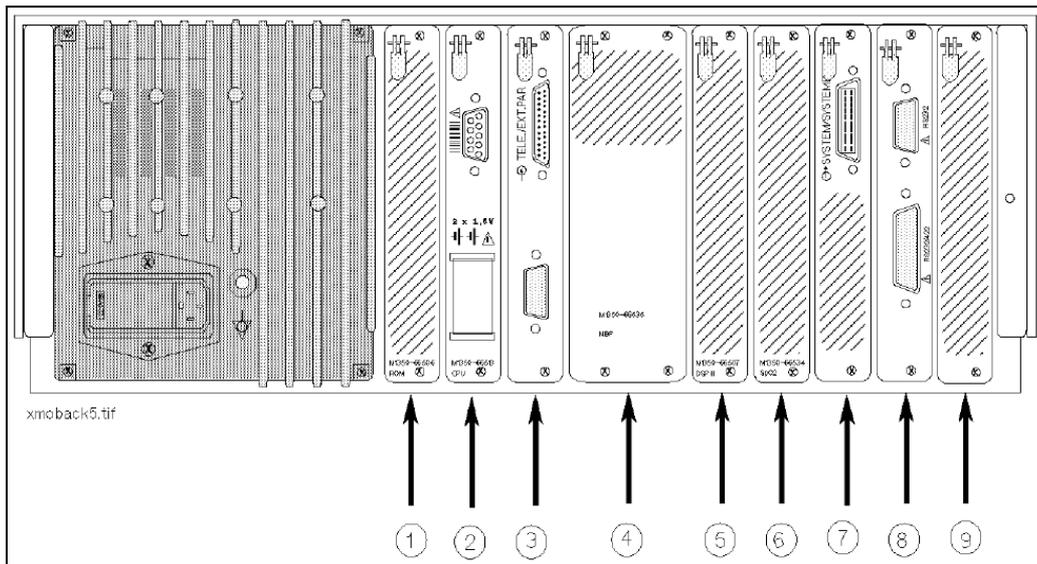
Personal Computerbildschirm	Telemetrieempfänger
Personal Computer	Anschlusskabel zum CTG
Tastatur mit Maus	Sterilisationsset des ttcpO <sub>2</sub>
CD-Brenner zur Datensicherung	Schraubendreher zur Eichung
Messprotokolle	NaCl-Lsg., ttcpO <sub>2</sub> -Elektrolyt
Digital-Barometer GPB 1300	Histoacryl <sup>®</sup> -Kleber

**☞ Tabelle 3-1:** Auf dem Rolltisch befindliches Equipment.

### 3.1.3 Datenerfassung

#### 3.1.3.1 Kopplung des CTGs an die Telemetrieinheit

In der geburtshilflichen Abteilung der Marburger Universitätsklinik werden CTGs der Firma Hewlett-Packard [☒ VIII] eingesetzt. Von dort wurde die technische Unterstützung geleistet, um die ttcpO<sub>2</sub>-Werte des Sensors simultan mit der fetalen Herzfrequenz und Wehentätigkeit auf dem CTG zu registrieren. Der fetal Monitor M1350A wurde hierfür mit zwei zusätzlichen Interfacekarten ausgestattet. Zum einen mit einer Dual-Serial Interfacekarte (DSIF) M1350-66533 in Slot 8, über dessen Schnittstelle der ttcpO<sub>2</sub> eingespeist wird und eine simultane ttcpO<sub>2</sub> Registrierung auf dem Papierstreifen des CTGs ermöglicht. Zum anderen wurde das bisherige Telemetrieinterface Board M1350-66531 durch das neue Telemetrie-Systeminterface Board (TELE-SYSIF) M1350-66536 in Slot 3 ersetzt. An die Systemschnittstelle kann dann direkt der Personal Computer zur Weiterverarbeitung der Daten angeschlossen werden. Damit die neuen Karten richtig erkannt werden, musste der Monitor noch mit der neuesten Software versehen und mit 4 neuen EPROMs aufgerüstet werden.



• **Abbildung 3-13:** CTG M1350 A Rückwand.

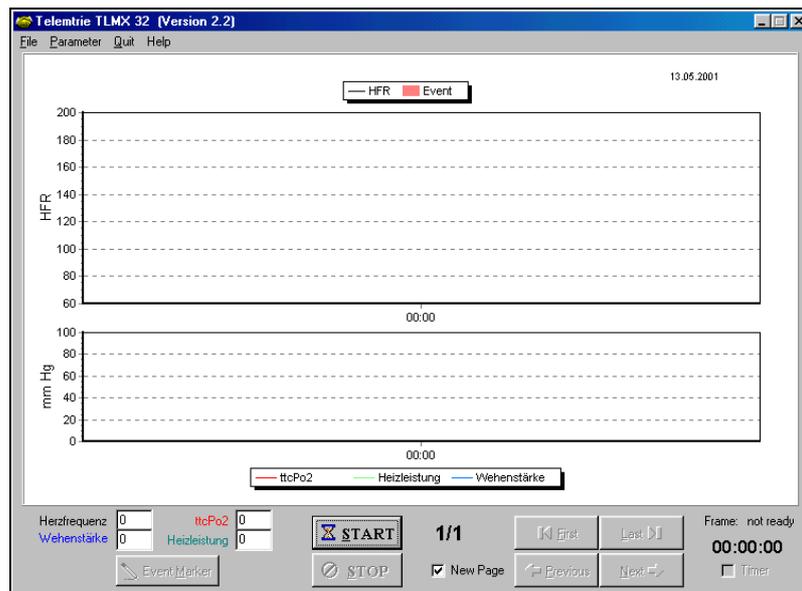
Slot 3: Telemetrieinterface Board (TELE-SYSIF) M1350-66536 zur Erfassung der Daten auf dem Personal Computer; Slot 8: Dual-Serial Interface (DSIF) M1350-66533 zur tcpO<sub>2</sub>-Einspeisung.

### 3.1.3.2 Systembeschreibung

Über die beiden Systemschnittstellen M1350-66533 und M1350-66536 des CTGs wird dieses direkt an die beiden seriellen Ports des Personal Computers angeschlossen. Mit Hilfe der beigelegten Protokollspezifikationen und Datenblätter konnte P. Gülzow [⊠ II] aus dem Zentralen Entwicklungslabor für Elektronik ein Personal Computer-Programm zur Verarbeitung der Messwerte entwickeln. Damit der fetal Monitor über die DSIF Karte mit dem Personal Computer direkt kommunizieren kann, musste die Software auf das Nellcor N200 Dialogprotokoll umgebaut werden. Die von der Telemetrieinheit ermittelten Daten werden im Personal Computer durch die Software TLMX 32 (Version 2.2) eingelesen und die tcpO<sub>2</sub>-Messwerte, den Protokollspezifikationen von Hewlett Packard [⊠ VIII] entsprechend, an die Dual-Serial Interface Karte (DSIF) M1350-66533 weitergeleitet. Auf dem CTG-Papierstreifen werden die tcpO<sub>2</sub>-Werte dann zusammen mit der fetalen Herzfrequenz und der Wehentätigkeit zeitsynchron und maßstabsgetreu registriert. Über das Telemetrie-Systeminterface Board (TELE-SYSIF) M1350-66536 werden die Messwerte der Herzfrequenz und der Wehentätigkeit an den Personal Computer übermittelt, von der Software eingelesen und zeitsynchron mit den Werten des tcpO<sub>2</sub> und der Heizleistung auf dem Personal Computerbildschirm graphisch dargestellt. Über

einen zweiten Parallelport wurde das Funkuhrmodul PC-DCF-77-Uhr-Modul als Dongle angeschlossen, um eine synchronisierte Echtzeitdarstellung mit dem CTG zu ermöglichen.

### 3.1.3.3 TLMX – Softwarebeschreibung



● **Abbildung 3-14:** TLMX 32 Software: Programmoberfläche.

Mit der Software TLMX 32 (Version 2.2) gelingt die zeitsynchrone Darstellung der Heizleistung, des  $ttcO_2$ -Wertes, der fetalen Herzfrequenz und der Wehentätigkeit. Die Software läuft auf einer Windows<sup>®</sup> 98 SE Plattform. An die Hardware des Personal Computers werden keine hohen Anforderungen gestellt, er ist mit einem Cyrix 233 MHz Prozessor, 64 MB RAM und einer Festplatte mit 1,2 GB ausgestattet. Während laufender Messung werden die Messwerte sowohl graphisch in Kurvenform, entsprechend dem CTG-Papierstreifen skaliert, als auch als Absolutwerte dargestellt. Während der Messung können Eventmarker eingefügt werden, die das System automatisch fortlaufend nummeriert. Auch Ausschnittsvergrößerungen sind während laufender Messung möglich. Archiviert werden die Daten in einem vom Programm erstellten Text-File, den man mit einfacher handelsüblicher Software einlesen und auswerten kann. Ebenfalls wurden Möglichkeiten realisiert, die Ergebnisse auszudrucken und Daten aus dem Archiv einlesen zu können.

### 3.1.3.3.1 Programmierung und Hintergründe der TLMX-Software

Der folgende Abschnitt wurde zusammen mit dem Entwickler der Software TLMX 32, P. Gülzow [⊗II], verfasst.

#### 3.1.3.3.1.1 6-Kanal Telemetriedekoder für den Personal Computer

Die Erstellung und Programmierung der Software zur Erfassung der telemetrischen Daten vollzog sich in mehreren Schritten. Die erste Version der Software war zunächst nur zum Dekodieren und Speichern der 2400 Bit/s Telemetrie konzipiert; aufgrund der Echtzeitproblematik von Windows<sup>®</sup> konnte sie zunächst nur unter DOS betrieben werden. Durch Verwendung von LabWindows<sup>®</sup> beinhaltete diese Software bereits eine brauchbare graphische Oberfläche sowie die Echtzeit-Visualisierung der aktuellen Messwerte.

Schnell kam aber der Wunsch nach zusätzlichen Funktionen auf, die auch eine erweiterte graphische Darstellung und Analyse beinhalten sollten, sowie eine Kommunikation mit dem CTG-Schreiber für weitere Funktionen. LabWindows<sup>®</sup> unter DOS war hierfür nicht mehr geeignet und entsprach auch nicht mehr den heutigen Anforderungen an eine graphische Benutzeroberfläche. Nachdem verschiedene Möglichkeiten geprüft worden waren, zeigte sich die Verwendung von Borland C++ Builder (BCB) als beste Lösung. Das Echtzeitproblem von Windows<sup>®</sup> ließ sich durch eine Shareware-Bibliothek entschärfen, und so konnte den Wünschen nach Erweiterung der Funktionalität entsprochen werden.

Die jetzige TLMX 32 Software V 2.2 beschränkt sich nun nicht mehr auf die Dekodierung, Darstellung und Auswertung der Telemetriedaten, sondern liefert die Daten jetzt auch an das CTG, indem das sogenannte NELLCOR-Protokoll [⊗VII] simuliert wird. Damit alle verfügbaren Messwerte auch an einer Stelle zur Darstellung kommen und später weiter ausgewertet werden können, werden über den Host-Port auch noch zusätzliche Informationen bereitgestellt, wie z.B. Eventmarker und andere Messwerte vom CTG-Gerät selbst. Neben dem LPT 1-Port für das Telemetrie-Interface werden daher auch die beiden COM 1 und COM 2 Schnittstellen verwendet.

Die benötigte Hardware besteht lediglich aus einem einfachen PSK-Demodulator. Da die Übertragung in einem speziellen synchronen Format erfolgt, wurde eine Software-Lösung erarbeitet, die den Druckerport LPT 1 zum Dekodieren der Telemetrie verwendet und den externen Hardwareaufwand gering und daher preiswert hält.

Das Modem des Telemetriesenders liefert ein bitsynchrones Taktsignal und den Datenstrom selbst. Das Taktsignal löst am Druckerport LPT 1 über die IRQ7-Leitung bei jedem Datenbit einen Interrupt aus, und die Software liest dann über einen Eingang den aktuellen Status des Datenbits ein, also entweder „low“ oder „high“. Der Datenstrom wird dann entsprechend dekodiert und die 6 Kanäle der Telemetrie entsprechend umgewandelt, dargestellt und auf der Festplatte für weitere Auswertungen gespeichert.

### 3.1.3.3.1.2 Datenformate

#### **Telemetrie-Encoder**

Die Daten werden vom Encoder kontinuierlich mit 2400 Bit/s synchron übertragen. Insgesamt werden 6 Analog-Kanäle mit jeweils 11 Bit Auflösung gesendet.

LSB	MSB		
xxxxxxxxxxxx1	Kanal 1	0..11	
xxxxxxxxxxxx0	Kanal 2	12..23	
xxxxxxxxxxxx0	Kanal 3	24..35	
xxxxxxxxxxxx0	Kanal 4	36..47	
xxxxxxxxxxxx0	Kanal 5	48..59	
xxxxxxxxxxxx1	Kanal 6	60..71	
xxxxxxxxxxxx0	Kanal 1	72..83	
xxxxxxxxxxxx1	Kanal 2	84..95	
xxxxxxxxxxxx1	Kanal 3	96..107	
xxxxxxxxxxxx1	Kanal 4	108..119	
xxxxxxxxxxxx1	Kanal 5	120..131	
xxxxxxxxxxxx0	Kanal 6	132..143	
usw. .			

Jedes 12te Bit dient zur Synchronisation beim Empfang und hat das Bitmuster "100001". Nach 6 Kanälen wird das Bitmuster invertiert zu "0111110", usw..

### **Telemetrie-Dekoder**

Der Software-Dekoder arbeitet mit einem 144-Bit langen Schieberegister. Sobald das Bitmuster "100001011110" jeweils zwei aufeinander folgender Frames erkannt wird, werden die 2 \* 6 Kanäle an das Hauptprogramm übergeben. Dort können die Kanäle entsprechend visualisiert und in einer Datei für spätere Auswertung gesichert werden. Durch Verwendung von Ringpuffern wird sichergestellt, dass es bei verzögerter Ausgabe (z.B. wenn Windows® gerade mal meint etwas anderes tun zu müssen) nicht zu Datenverlusten kommt.

### **CTG-Interface**

Der fetal Monitor M1350A (CTG) wurde mit zwei zusätzlichen Interfacekarten ausgerüstet, um eine Kommunikation mit dem Personal Computer und der TLMX 32-Software zu ermöglichen.

An den Nellcor SpO<sub>2</sub> Port (25pin D-Sub Stecker) werden die tcpO<sub>2</sub>-Messwerte übertragen, und über die Host-Systemschnittstelle (9Pin D-Sub) kann dann der Personal Computer zur Weiterverarbeitung der Daten angeschlossen werden.

#### 3.1.3.3.1.3 Nellcor N200 Dialogprotokoll

Zur Übertragung der tcpO<sub>2</sub>-Telemetrie wird das Nellcor N200 Dialogprotokoll verwendet [☒VII]. In dieser Betriebsart verschickt der fetal Monitor (M1350A) sekundlich eine Parameteranforderung, die folgenden Aufbau hat:

"MSPL" (ASCII Zeichen, kein <CR><LF> !)
---

Das tcpO<sub>2</sub>- Gerät muss daraufhin mit folgendem String antworten :

0	1	7	8	14	15	21	22			
<Sx>	M nnn	<CR><LF>	<Sx>	S nnn	<CR><LF>	<Sx>	P nnn	<CR><LF>	<Sx>	L nnn
pos	-1			Pulse Rate		Limits				
Monitor Status		Saturation %		should be 0		should be 0				

<CR> Wagenrücklauf (Hex : 0x0D)  
 <LF> Zeilenvorschub (Hex : 0x0A)  
 <Sx> Start of Text (Hex : 0x02)  
 nnn ASCII-Zeichen dreistellig (zB Puls 125 -> Hex 0x31,0x32,0x35)

Die Annotation der Saturation erfolgt in dem Teil des Recorderpapiers, in dem auch die TOCO aufgezeichnet wird. Der Wertebereich ist 0..100 = 0..100%. Eine Annotation (FSpO<sub>2</sub>) und die Aufzeichnung des tcpO<sub>2</sub>-Traces erfolgt nur dann, wenn der Monitorstatus von:

0 = Sensor nicht angelegt nach
1 = Sensor angelegt wechselt.

Die Ausgabe der tcpO<sub>2</sub>-Werte an der digitalen Systemschnittstelle erfolgt daher auch nur dann, wenn der Monitorstatus auf '1' geschaltet ist. *(Wichtig: der Antwortstring muss komplett gesendet werden, obwohl der fetal Monitor nur den Monitor Status und die Saturation auswertet.)*

Die Kommunikation mit dem fetal Monitor erfolgt über die serielle COM 1 oder COM 2 Schnittstelle und muss auf folgende RS232 Schnittstellenparameter eingestellt sein :

Baud Rate	: 2400
Parity	: no
Data	: 8
Start Bit	: 1

Beispiel:

Auf jede "MSPL" Parameteranforderung vom CTG antwortet TLMX 32 mit:

Pos.	Daten
00	SOT
01	M001
05	CR
06	LF
07	SOT
08	Snnn            ← hier ist der aktuelle ttcpO <sub>2</sub> -Messwert
12	CR
13	LF
14	SOT
15	P000
19	CR
20	LF
21	SOT
22	L000
26	CR
27	LF

SOT = 0x02  
CR = 0x0D  
LF = 0x0A

#### 3.1.3.3.1.4 Beschreibung des Protokolls für das Systeminterface

Über die zweite COM-Schnittstelle stehen dem TLMX 32-Personal Computer folgende digitale Informationen vom CTG zur Verfügung:

- Heart Rate 1
- Heart Rate 2
- Maternal Heart Rate
- Fetal Movement Profile
- TOCO/IUP Value
- Heart Rate Modes
- TOCO/IUP Modes
- Event Marks
- Nursing Notes

Das genaue Format und die Protokollspezifikationen können dem Dokument „Series 50 Fetal Monitors Digital Interface Protocol Specifications“ [⊠VII] entnommen werden. Anhand dieser Unterlagen wurde das Dialogprotokoll in TLMX 32 implementiert.

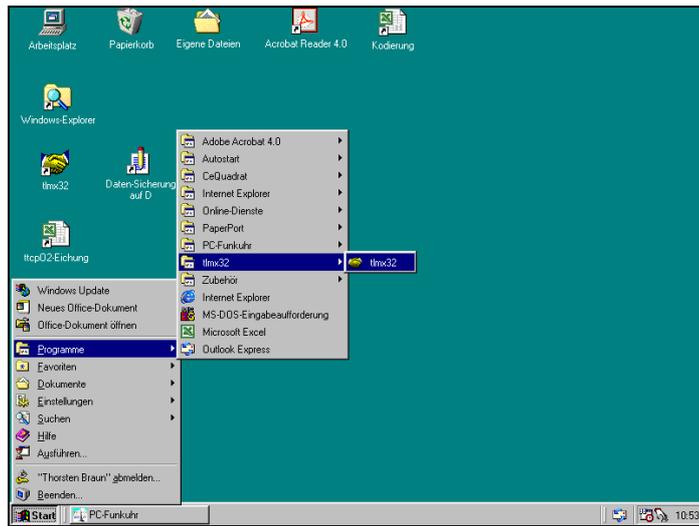
Die Übertragung dieser Daten erfolgt mit 1200 Baud, 1 Startbit, 8 Datenbits, 1 Stopbit und kein Parity. Die Daten werden in Blöcken gesendet, die mittels einer CRC-16 Prüfsumme gegen Übertragungsfehler abgesichert werden. Fehlerhafte Informationen werden daher ignoriert.

Nach dem Einschalten sendet das CTG zunächst keinerlei Daten, daher muss vom Host-Personal Computer zunächst ein „Go“-Befehl (Auto Send Mode Request) gesendet werden. Nun sendet das CTG sekundlich die Datenblöcke, bis entweder ein „Halt“-Befehl vom Personal Computer gesendet wird oder das CTG (kurzzeitig) ausgeschaltet wird.

TLMX 32 überprüft zunächst auf korrekte Prüfsumme, und verschiedene Parameter werden dann entsprechend zusammen mit den dazugehörigen  $\text{tcpO}_2$ -Messdaten vom Telemetriedekoder dargestellt.

#### 3.1.3.4 Programm TLMX 32 starten

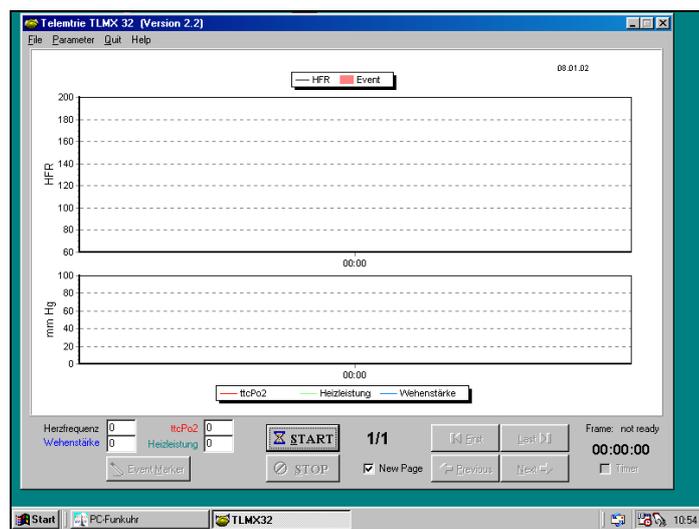
Zur Installation der Software auf dem Personal Computer folgt man einfach den Anweisungen des Installationsprogramms <CDROM-Laufwerksbuchstabe: setup.exe>. Automatisch richtet das Programm in dem Ordner Start – unter dem Ordner Programme einen Unterordner namens tlmx32 ein, von welchem aus das Programm TLMX 32 gestartet werden kann [👁 **Abbildung 3-15 bis 17**].



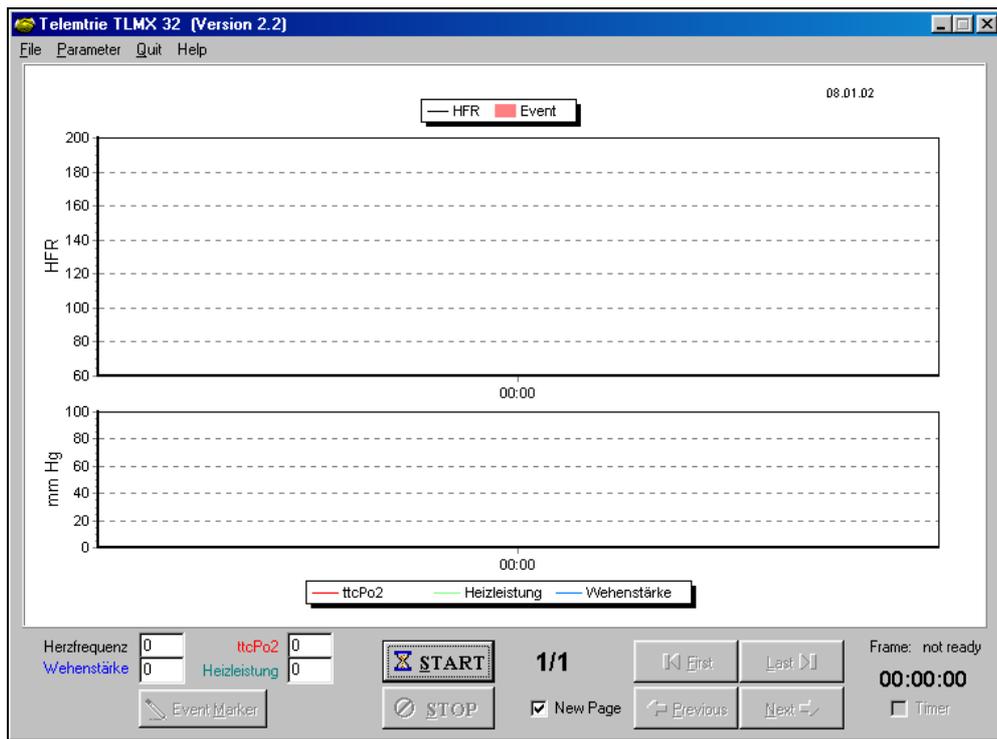
☛ **Abbildung 3-15:** Programm TLMX 32 starten 1/3.



☛ **Abbildung 3-16:** Programm TLMX 32 starten 2/3.

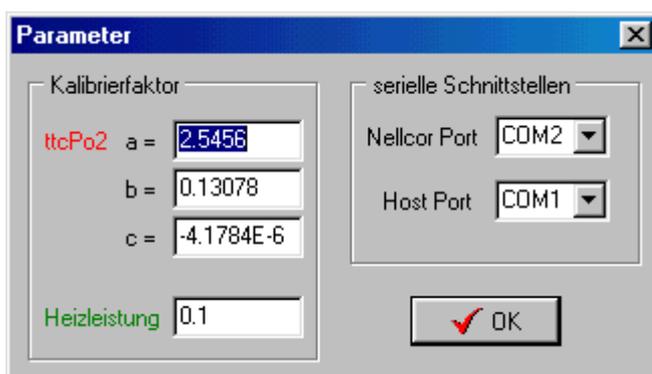


☛ **Abbildung 3-17:** Programm TLMX 32 starten 3/3.



• **Abbildung 3-18:** Startbildschirm der TLMX 32 Software.

### 3.1.3.4.1 Parameter - Einstellungen



• **Abbildung 3-19:** Parametereinstellungen.

Beim ersten Programmstart müssen vor Beginn der Messung einige wenige Parameter-Einstellungen vorgenommen werden, um das Programm an den jeweiligen Personal Computer anzupassen [• **Abbildung 3-19**]. Über die seriellen

Schnittstellen werden die Anschlüsse des Personal Computers ausgewählt, an welchen das CTG (Host Port) angeschlossen wird. In diesem Fall war am seriellen Nullcor Port (COM 2) das Telemetrie-Systeminterface Board (TELE-SYSIF) M1350-

66536 zur Aufzeichnung des  $\text{tcpO}_2$  auf dem CTG-Papierstreifen und am Host Port (COM 1) die Dual-Serial Interface Karte (DSIF) M1350-66533 des CTGs, zur Datenübertragung der FHR und des TOCO an den Personal Computer, angeschlossen. [Über den parallelen Druckerport (LPT 1, IRQ 7) des Personal Computers erfolgt der Anschluss des Telemetrie-Empfängers.].

#### 3.1.3.4.1.1 Ermittlung der Kalibrierungsfaktoren

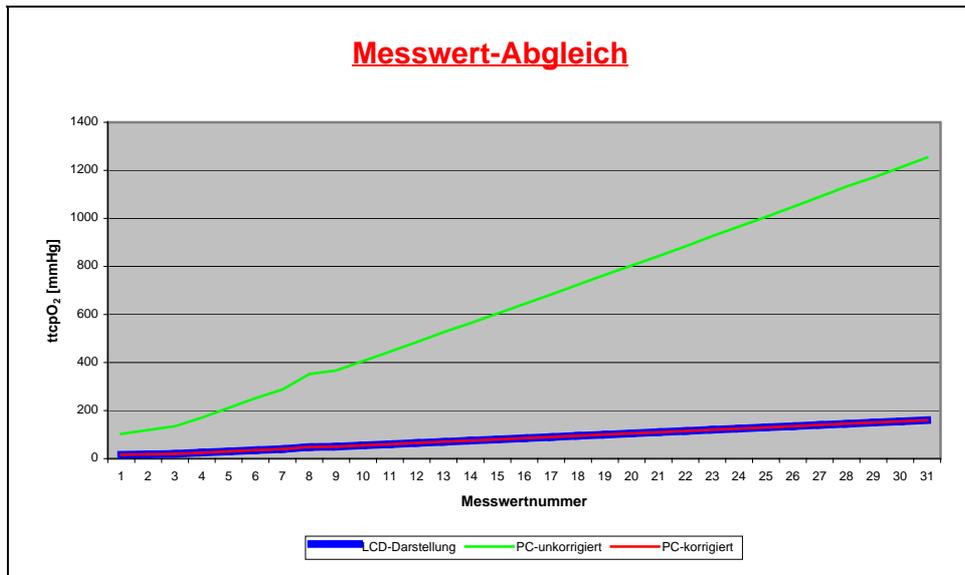
An der LCD Anzeige des Telemetriesenders kann man den  $\text{tcpO}_2$  Wert ablesen. Dieser dargestellte Wert entspricht dem aktuellen Sauerstoffpartialdruck, dargestellt in mmHg. Zur Übertragung an den Personal Computer werden diese Analogwerte in ein digitales Format umgewandelt. Hierbei wird ein 12 Bit Wort verwendet und eine Skalierung von 0 – 1254 vorgewählt, wobei sich Differenzen zwischen dem angezeigten LCD Wert und dem Personal Computer Wert ergeben. Die auf der LCD Anzeige dargestellten absoluten Werte verhalten sich nicht linear, zusätzlich trat ein Nullpunktversatz ( $a = 2,5456$ ) auf. Da eine Korrektur auf Hardware-Seite als zu umständlich erschien, werden die eingegangenen Messdaten durch eine Rechenoperation von der Software korrigiert.

Die Kalibrierungsfaktoren wurden in Vorversuchen ermittelt. Hierbei wurde beim jeweiligen LCD Wert der dargestellte Personal Computer-Rohwert ermittelt und anschließend durch lineare Regression eine Korrekturformel [Gleichung II-1] ermittelt.

LCD-Darstellung:	Personal Computer-	Personal Computer-Darstellung-
160	1254	159,9
155	1212	154,9
150	1170	149,8
145	1133	145,3
140	1090	140,1
135	1048	135,0
130	1006	129,8
125	966	124,9
120	926	120,0
115	884	114,9
110	843	109,8
105	804	105,0
100	765	100,1
95	724	95,0
90	683	89,9
85	644	85,0
80	604	80,0
75	564	74,9
70	526	70,1
65	485	65,0
60	445	59,9
55	406	54,9
50	367	49,9
48	352	48,0
40	288	39,8
35	252	35,2
30	211	29,9
25	171	24,8
20	135	20,1
18	119	18,0
16	103	15,9

☞ **Tabelle 3-2:** Vergleich der Darstellung der  $\text{tcpO}_2$  Messwerte auf der LCD-Anzeige und dem Personal Computer.

Bei dem graphischen Vergleich [☞ **Abbildung 3-20**] zwischen den ermittelten Messwerten und der Quadratischen Korrekturformel [☞ Gleichung II-I] konnte eine Standardabweichung von  $\pm\text{SD} = 0.125$  mit einem Korrelationskoeffizient von  $r = 1,0$  (0,999996) ermittelt werden.

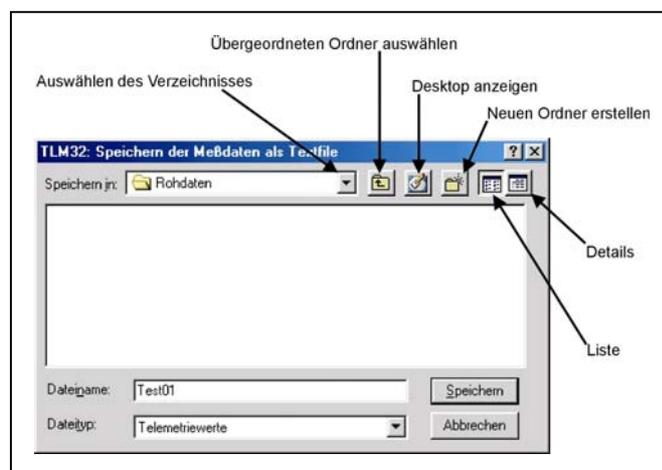


● **Abbildung 3-20:** Graphische Darstellung des Messwertabgleichs. Durch Anwendung der Korrekturformel ergibt sich der dargestellte Kurvenverlauf. Die LCD-Darstellung und die PC-Darstellung sind nahezu identisch;  $\pm 0,125$  SD,  $r = 0,99$ .

Bei dem für die Heizleistung verwendeten Wert von 0,1 handelt es sich lediglich um eine Einheiten-Korrektur, so dass die angezeigte Messkurve eine bessere graphische Darstellung erhält. Der angezeigte Wert multipliziert mit dem Faktor 10 entspricht dann der Einheit mW.

### 3.1.3.4.2 Dateinamen auswählen und Patientendaten eingeben

Nach dem Doppelklick auf das Feld „START“ unten in der Funktionsleiste erscheint das Fenster: „TLM32: Speichern der Messdaten als Textfile“ [● **Abbildung 3-21**]. In dem Feld „Speichern in“ wird das Verzeichnis ausgewählt, unter welchem die Daten abgespeichert werden sollen. Zum Erstel-



● **Abbildung 3-21:** Speichern der Messdaten.

len eines neuen Verzeichnisses wählt man den Pfad aus, in dem das neue Verzeichnis angelegt werden soll, klickt auf die entsprechende Ikone „Neues Verzeichnis erstellen“ und benennt dieses neu. In diesem Beispiel wurde der Dateinamen „Test01“ ausgewählt.



• **Abbildung 3-22:** Patientendaten eingeben.

Nach der Bestätigung durch anklicken des Feldes „Speichern“ erscheint das Feld „Patient“ [• **Abbildung 3-22**]. In diesem können individuelle Daten des Patienten wie zum Beispiel Vorname, Nachname

und das Geburtsdatum eingetragen werden. Diese Daten erscheinen dann in der graphischen Oberflächendarstellung der Messung und werden ebenfalls mit archiviert. Eine Zuordnung zu später ausgedruckten Abbildungen wird somit erleichtert.

Zur Wahrung des Datenschutzes wurde ein Kodierungsschlüssel entwickelt, mit dem die persönlichen Daten nicht, wie in diesem Beispiel, im Klartext, sondern als Zahlen- und Buchstaben-Code eingetragen wurden.

Nach der Bestätigung des Fensters „Patient“ durch Anklicken des Feldes „OK“ startet die Messung automatisch. Bei nicht angeschlossenem CTG muss das Kontrollfeld Timer aktiviert werden. Hierdurch wird der Seitenvorschub durch das Programm generiert [1 Messwert / s], und nicht wie bei der Routinemessung vom CTG aus gesteuert [1 Messwert / 2s].

Bei fehlerhaften Anschlüssen des CTG Gerätes oder der  $ttcpO_2$  Einheit erscheint ein Signalton, und die Anschlüsse und Kabel sollten überprüft werden.

### 3.1.3.5 Darstellung während laufender Messung

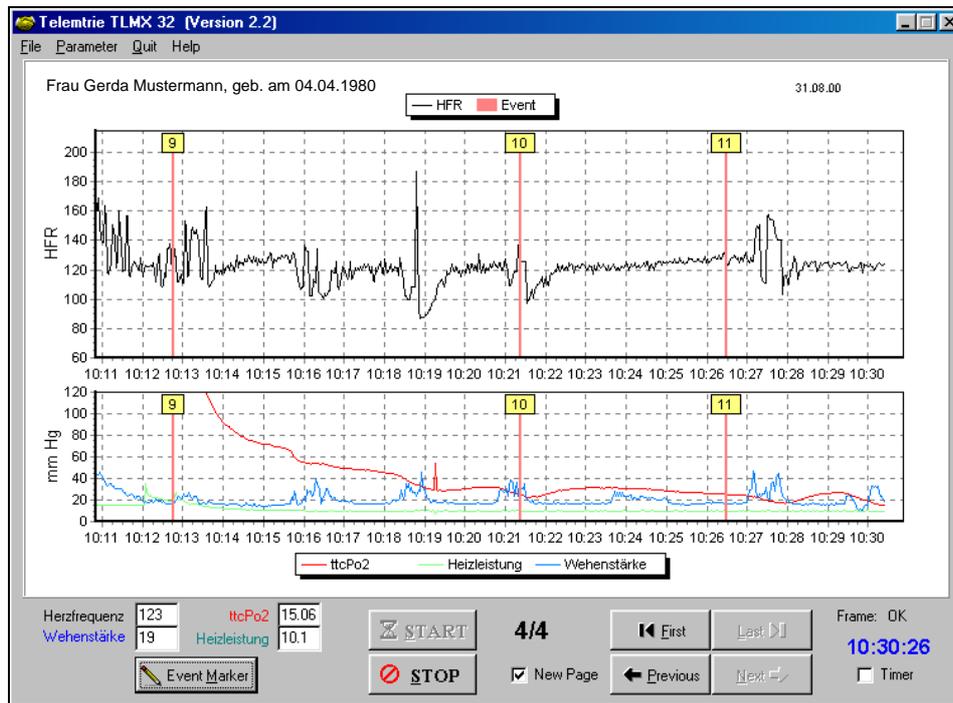


Abbildung 3-23: Programmoberfläche TLMX 32.

Nach dem Start der Messung wird die aktuelle Uhrzeit unten rechts eingeblendet. Sowohl der Personal Computer als auch das CTG werden per Funkuhrmodul gesteuert. Hierbei wurde zusätzlich über den Parallelport LPT 2 (IRQ 5) das PC-DCF-77-Funkuhr-Modul als Dongle angeschlossen, um eine synchronisierte Echtzeitdarstellung mit dem CTG zu ermöglichen. Das CTG steuert den Seitenvorschub, und die graphische Darstellung der Messwerte erfolgt zeitsynchron mit der CTG-Registrierung. Bei richtiger Einstellung und Anschluss des CTGs erscheint hinter Frame: „OK“.

In der oberen linken Ecke der Messbildschirms werden die Daten aus dem „Patient“ Feld dargestellt [Abbildung 3-22], um so auch später eine genaue Patienten-zuordnung zu erleichtern. In der rechten oberen Ecke wird das Messdatum eingeblendet.

Während der laufenden Messung werden die Werte der fetalen Herzfrequenz (FHR), der Wehentätigkeit der Mutter, der ttcPo<sub>2</sub> und der Heizleistung sowohl als Absolut-

werte als auch graphisch in Kurvenform dargestellt. Zu beachten gilt bei der Darstellung der Heizleistung, dass diese Werte in 1/10 mW Schritten skaliert wurden, um eine bessere graphische Abbildung zu erhalten. Im oberen Teil der Graphik erscheint die FHR-Kurve in Schwarz. In dem unteren Teil der Graphik werden die Heizleistung (grün), die Wehentätigkeit (blau) und der  $\text{tcpO}_2$  (rot) dargestellt.

Zum Beenden der Messung klickt man auf das Feld „STOP“.

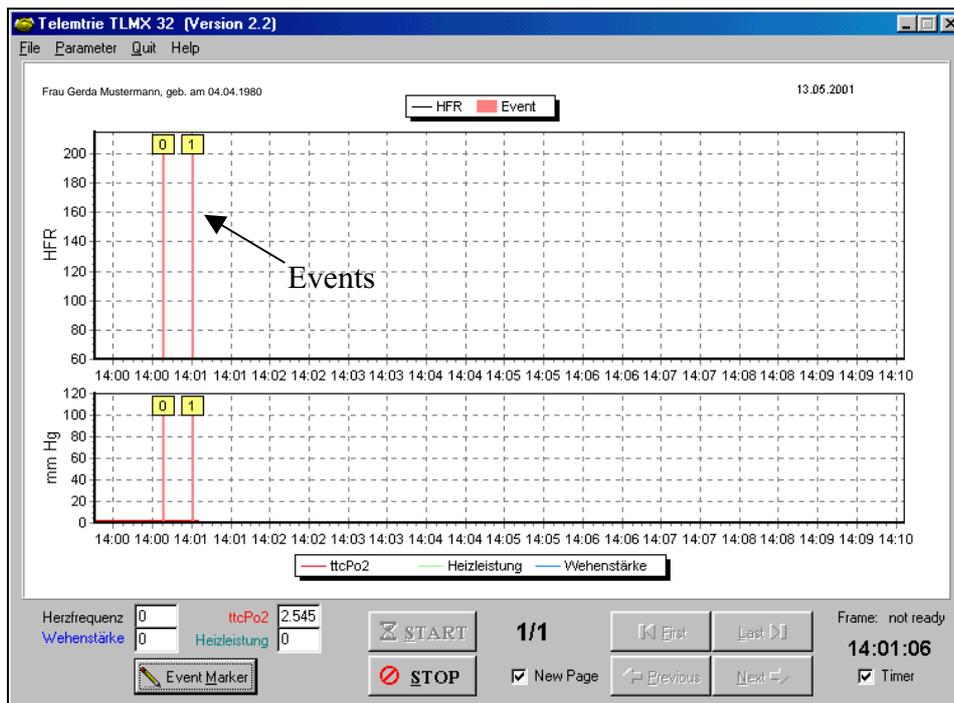
#### 3.1.3.5.1 Seitenvorschub

Bei einer Messdauer länger als 20 Minuten muss das Kontrollkästchen „New Page“ aktiviert werden, will man die Daten der ersten 20 Minuten archivieren und abspeichern. Hierdurch wird nach einer 20minütigen Messung eine neue Seite begonnen, und die vorherigen Daten werden nicht überschrieben.

Nach den ersten 20 Minuten wechselt das Programm seine Ansicht und beginnt mit dem Aufbau der zweiten Seite. Jetzt lassen sich die Felder „First“, „Last“, „Previous“ und „Next“ benutzen, um sich entweder die erste, die letzte, die vorherige oder die nächste Seite anzeigen zu lassen. Diese Funktionen sind auch im Archivmodus verwendbar.

#### 3.1.3.5.2 Eventmarker

Weiterhin besteht die Möglichkeit, während der laufenden Messung Marker, sogenannte Eventmarker, einzufügen. Diese werden automatisch durch das Programm fortlaufend nummeriert, beginnend bei 0 bis praktisch unendlich und im Moment der Aktivierung eingefügt. Eine nachträgliche Markierung ist nicht möglich. Einfügen lassen sich die Eventmarker entweder durch Anklicken des Feldes „Event Marker“ oder durch Betätigung der Leertaste.



• **Abbildung 3-24:** Einfügen von Eventmarkern.

Durch die Benutzung von Eventmarkern wird eine spätere Zuordnung wesentlich erleichtert, und es können Ereignisse, wie zum Beispiel Lagerungswechsel oder Medikamentengaben, zeitgenau auf der Messskala zugeordnet werden.

### 3.1.3.5.3 Zoom

Eine genauere Betrachtung der Graphik ist durch die Verwendung der Zoom-Funktion gegeben [• **Abbildung 3-25/3-26**]. Hierbei werden die obere als auch die untere graphische Kurvendarstellung getrennt linear vergrößert. Sowohl die Werteachse als auch die Zeitachse werden pro Zoomschritt vergrößert.

Um die Zoomfunktion zu aktivieren, klickt man einfach mit der Maus an die genauer zu betrachtende Stelle in der jeweiligen Messkurve und zieht bei gehaltener linker Maustaste ein Rechteck nach rechts unten. Nach dem Loslassen wird abhängig von der Rechteckgröße der eingestellte Ausschnitt vergrößert. Je kleiner das Rechteck vorgewählt wird, desto größer ist der Zoomfaktor. Diesen Vorgang kann man mehrere Male wiederholen und so eine immer höhere Ausschnittsvergrößerung erzielen. Die Messung läuft hierbei ungehindert weiter.

Bei einer Rechteckgröße, die beide Messkurven mit einschließt, werden auch beide Kurven gleichzeitig vergrößert.

Zieht man das Rechteck in entgegengesetzter Richtung, also von rechts unten nach links oben, gelangt man wieder zur Ausgangsstellung, das heißt Zoomfaktor gleich eins, zurück. Die Zoomfunktion lässt sich auch bei schon abgespeicherten Graphiken verwenden.

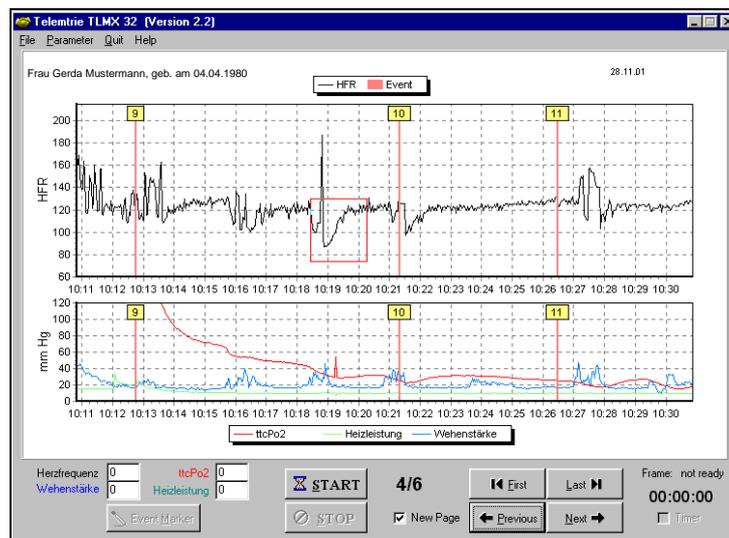


Abbildung 3-25: Verwenden des Einheitszooms 1/2.

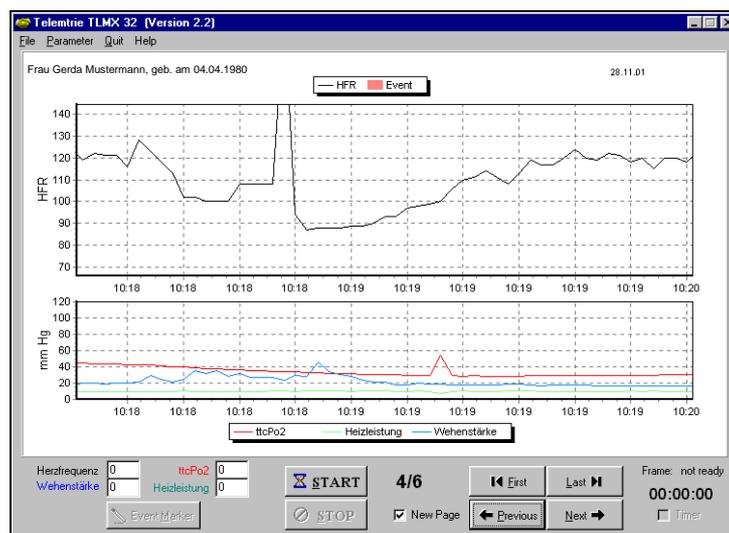


Abbildung 3-26: Verwenden des Einheitszooms 2/2.

### 3.1.3.6 Datenarchivierung und Weiterverarbeitung

Die Messdaten können in einem vom Programm generierten Textfile abgespeichert oder als Bitmap-Graphik archiviert werden. Hierbei werden nach der Beendigung der laufenden Messung die Daten automatisch abgespeichert. Verwendet werden hierbei das Verzeichnis und der Dateiname, der zu Beginn der Messung [Kapitel 3.1.3.4.2] gewählt wurde.

#### 3.1.3.6.1 Archivierung als Textfile

Mit gängiger Software, wie zum Beispiel dem zum Lieferumfang von Windows<sup>®</sup> gehörenden Word Pad oder anderen Text Editoren unter Windows kann die Archivdatei eingelesen werden und zeigt den in der  **Abbildung 3-27** dargestellten Aufbau. Zu beachten ist, dass auch hier die Heizleistung mit 10 multipliziert werden muss, um die Einheit mW zu erhalten.

```
Gerda Mustermann, geb. 04.04.1980
13.05.01

3124 18

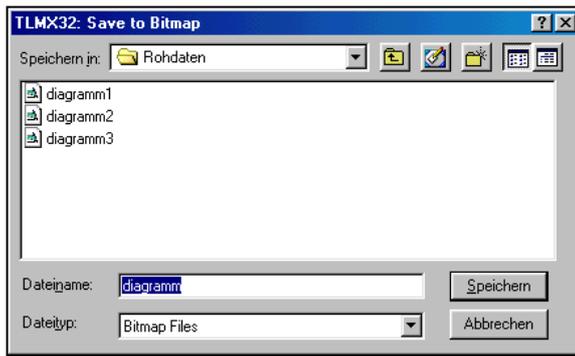
Zeit          HFR      Wehen      ttcPo2      Heizleistung
09:10:52      123      22         160.093     16
09:10:54      122      22         160.334     16.1
09:10:56      122      22         160.214     16.2
09:10:58      120      22         160.214     15.9
09:11:00      114      22         160.214     15.8
09:11:02      116      23         160.454     16
09:11:04      116      22         160.214     15.6
09:11:06      117      23         160.695     15.8
09:11:08      116      23         160.334     15.4
09:11:10      111      24         160.334     15.3
09:11:12      117      25         160.454     15.2
09:11:14      114      26         160.334     15.3
09:11:16      117      26         160.334     15.2
09:11:18      123      29         160.334     15.2
09:11:20      123      35         160.454     15.1
09:11:22      123      39         160.334     15.2
09:11:24      117      43         160.334     15
09:11:26      113      39         160.454     15
09:11:28      113      50         160.575     15.2
09:11:30      109      47         160.695     15.1
...          ...      ...      ...      ...

Events:

09:22:06      0
09:31:15      1
09:37:43      2
09:42:24      3
09:44:25      4
09:52:06      5
...          ...
```

 **Abbildung 3-27:** Textfile, geöffnet mit dem Programm Word Pad.

### 3.1.3.6.2 Archivierung als Bitmap-Datei



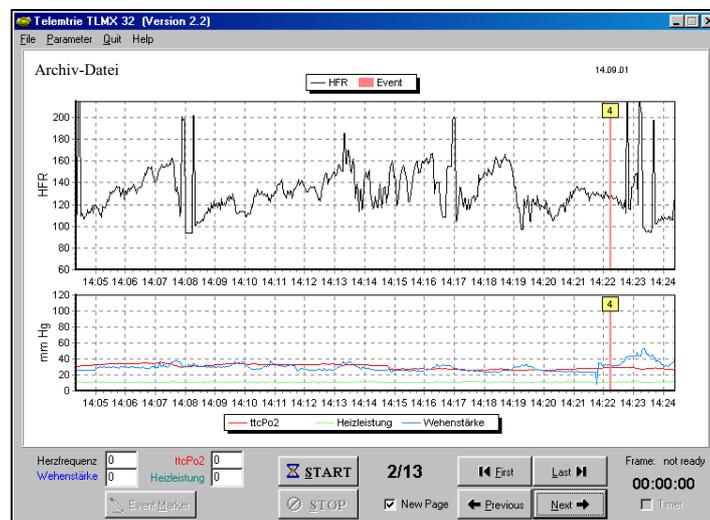
☛ **Abbildung 3-28:** Archivierung als Bitmap-Datei.

anschließend auf das Feld „Save \*.bmp“. Es erscheint das Fenster „TLMX 32: Save to Bitmap“ [☛ **Abbildung 3-28**], in welchem man den Dateinamen eintragen muss. Dieses Fenster besitzt wiederum die gleichen Standard Windows® Funktionen [☛ **Abbildung 3-21**] wie Speicherort auswählen, Neuen Ordner erstellen etc.. Abgespeichert wird immer nur die gerade dargestellte Seite.

Nach dem Beenden der Messung können auch die einzelnen Seiten der Graphik als Bitmap-Datei abgespeichert werden. Hierbei werden jeweils nur die beiden Kurven der Graphik entsprechend der weißen Fläche gespeichert. Hierzu klickt man auf das Feld „File“ und

### 3.1.3.7 Öffnen einer vorhandenen Archivdatei

Es ist ebenfalls möglich, vorhandene Archivdateien mit der TLMX 32 Software zu öffnen und diese auszuwerten [☛ **Abbildung 3-29**]. Hierzu klickt man auf das Feld „File“ und anschließend auf „Open“. In dem sich nun öffnenden Fenster kann man den Messdaten File auswählen und in das Programm einlesen. Mit den Funktionen des Seitenvorschubes lässt sich die gesamte Messung auch im nachhinein lesen.



☛ **Abbildung 3-29:** Öffnen einer Archivdatei.

### 3.1.3.8 Erklärung der Ikonen und Symbolleisten

#### **Symbolleiste:**

##### File

- Open..... Archivdatei öffnen
- Print..... Aktuelle Seite drucken
- Save \*.bmp..... Aktuelle Seite als Bitmap Datei speichern

##### Help

- About..... Adresse des Programmierers

Parameter ..... Einstellungen der Systemkonfiguration

Quit ..... Beenden des Programms

#### **Ikonen:**

- Event Marker ..... Einfügen von Eventmarkierungen
- First ..... Anzeigen der ersten Seite
- Last ..... Anzeigen der letzten Seite
- New Page ..... Seitenvorschub aktiviert
- Next..... Anzeigen der nächsten Seite
- Previous ..... Anzeigen der vorangegangenen Seite
- START..... Starten der Messung
- STOP..... Beenden der Messung
- Timer..... Aktivieren des Seitenvorschubes durch die Software

## 3.2 Vorversuche

Vor der ersten Messung auf der fetalen Kopfhaut wurde eine Reihe von Vorversuchen durchgeführt. Hierbei wurden die Technik und der Sensor in verschiedenen Situationen geprüft. Die Versuchsplanung orientierte sich an den von Huch et al. [161, 171, 185, 183, 113, 131] bereits durchgeführten Versuchen, um eine korrekte Funktion des Sensors im Zusammenspiel mit der neuen Technik zur telemetrischen transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessung aufzuzeigen.

Der Beurteilung der durchgeführten Blutgasanalysen lagen der **Tabelle 3-3** entsprechende Normwerte zu Grunde.

Messwert:	Normbereich:	Einheit:
$pO_{2BGA}$ :	72 – 107	mmHg
$SpO_{2BGA}$ :	94 – 98	%
$pCO_{2BGA}$ :	35 – 46	mmHg
$pH_{BGA}$ :	7,37 – 7,45	
$BE_{BGA}$ :	-2 - +2	

**Tabelle 3-3:** Normwerte der Blutgasanalyse für Männer [153].

### 3.2.1 Messung des $ttcpO_2$ auf der Haut des Erwachsenen

Der Sensor wurde wie in Kapitel 3.3.3 beschrieben geeicht und auf der Unterarmnenseite einer adulten Testperson fixiert. Hierzu wurde die Hautstelle mit einer sterilen Aquadestlösung und einem Tupfer gereinigt, die Haare durch Rasur entfernt und der Sensor mit Hilfe eines doppelseitigen Kleberings auf der Haut befestigt. Gleichzeitig wurde mit dem Pulsoxymeter Ohmeda Biox 3740 die Sauerstoffsättigung  $SpO_2$  und die Herzfrequenz intermittierend ermittelt. Zur Gewinnung der Blutgase wurde nach Einreiben des Ohrläppchens mit Finalgon® kapillarisiertes Blut mittels tiefem Einstich durch eine Lanzette gewonnen. Der erste Blutstropfen wurde hierbei verworfen, anschließend weitere blasenfrei über eine heparinisierte Kapillare aufgeso-

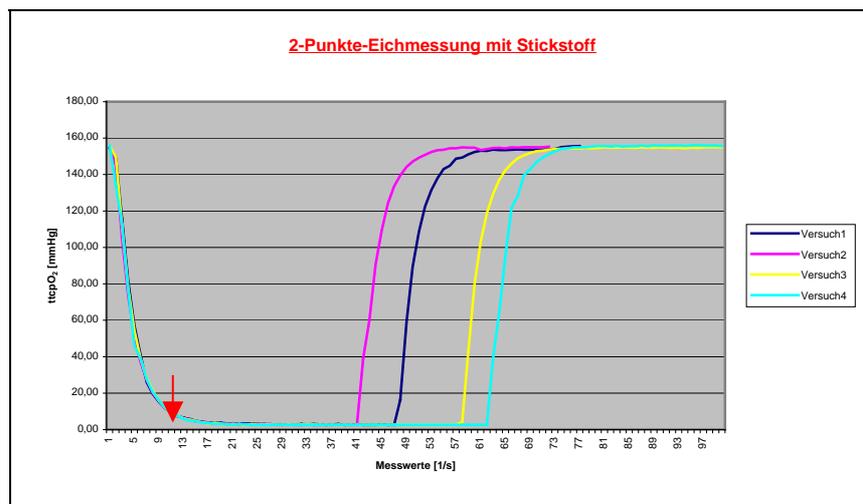
gen. Als Blutgasanalysegerät dient das auch später verwendete ABL System 625 der Firma Radiometer, Kopenhagen.

Die Messungen erfolgten bei einem Umgebungs-Sauerstoffpartialdruck von  $pO_2\text{-UB} = 1003 \text{ mbar} (\pm 11,6 \text{ SD})$ , wobei der Sensor auf  $ttcpO_2\text{-UB} = 157,3 \text{ mmHg} (\pm 1,8 \text{ SD})$  geeicht wurde. Die Raumtemperatur betrug  $\sim 22^\circ\text{C}$ . Bei der Versuchsperson handelte es sich um einen 26 Jahre alten, gesunden Mann.

### 3.2.1.1 Versuch 1: Darstellung der 2-Punkte Eichkurve mittels Stickstoff

Bei der Herstellung der Sensoren im Labor und vor dem Sterilisieren der  $ttcpO_2$ -Sensoren erfolgt eine Sensor-Prüfung mittels 2-Punkt-Eichmessung mit Stickstoffgas.

Der  $ttcpO_2$ -Sensor wird in Abhängigkeit vom Umgebungsluftdruck und damit dem Umgebungs-Sauerstoffpartialdruck auf den aktuellen Sauerstoffpartialdruck geeicht ( $pO_2\text{-Luft} = 100\%$ ). Hierzu wird der aktuelle Umgebungsluftdruck ermittelt und der einzustellende  $ttcpO_2$ -Wert nach  $\gamma_0$  Gleichung III-I berechnet. Anschließend wird der Sensor mit reinem Stickstoff ( $pO_2 = 0\%$ ) begast und der zweite Eichpunkt wird festgehalten. Die **Abbildung 3-30** zeigt beispielhaft einen Eichmessungs- $ttcpO_2$ -Verlauf.



**Abbildung 3-30:** 2-Punkte-Eichmessung mittels Stickstoffbegasung. Der Pfeil markiert den Zeitpunkt der 95%-Einstellzeit.

### 3.2.1.1.1 Auswertung

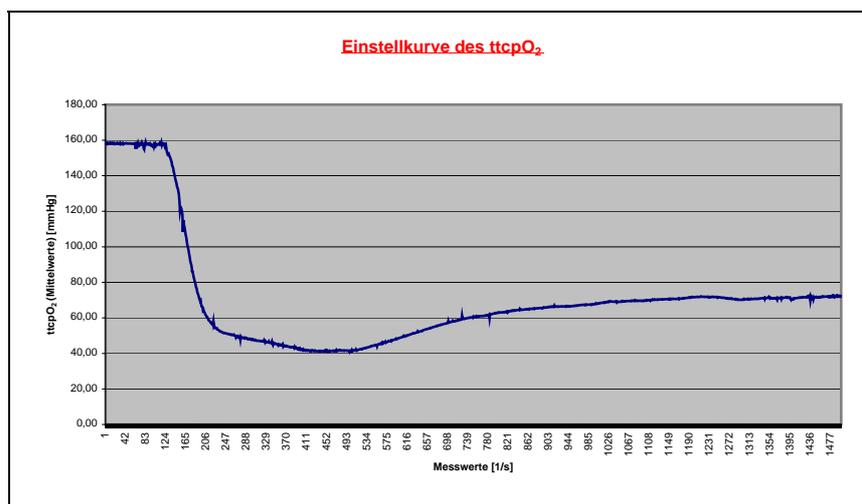
Die Ansprechzeit des  $\text{ttcpO}_2$ -Sensors auf Stickstoffbegasung beträgt  $t_{\text{AttcpO}_2} < 1\text{s}$ , die Zeitdauer bis zum Erreichen des  $\text{ttcpO}_2$ -Minimum beträgt  $t_{\text{MttcpO}_2} \sim 27\text{s}$ . Hierbei wurde bei allen Versuchen das  $\text{ttcpO}_2$ -Minimum von 2,545 mmHg [vgl. Gleichung II-I,  $a = 2,545$ ] erreicht. Die 95%-Einstellzeit beträgt  $t_{\text{EttcpO}_2-95\%} \sim 10\text{s}$ , die 95%-Rückstellzeit beträgt  $t_{\text{RttcpO}_2-95\%} \sim 10\text{s}$ . Die Rückstellzeit nach dem Beenden der Stickstoffbegasung beträgt  $t_{\text{RttcpO}_2} \sim 34\text{s}$  [vgl. **Tabelle 3-4**].

Parameter:	1. Versuch:	2. Versuch:	3. Versuch:	4. Versuch:	Einheit:
$\text{ttcpO}_2$ -UB:	154,55	155,52	155,76	156,12	mmHg
$\text{ttcpO}_2$ -Minimum:	2,55	2,55	2,55	2,55	mmHg
$\text{ttcpO}_2$ -UF:	155,64	155,28	155,03	155,76	mmHg
$t_{\text{AttcpO}_2}$ :	<1	<1	<1	<1	s
$t_{\text{MttcpO}_2}$ :	35	27	24	23	s
$t_{\text{RttcpO}_2}$ :	31	32	38	36	s
$t_{\text{EttcpO}_2-95\%}$ :	10	10	11	9	s
$t_{\text{RttcpO}_2-95\%}$ :	11	10	10	9	s

**Tabelle 3-4:** Versuch 1: 2-Punkte-Eichmessung mittels Stickstoffbegasung.

### 3.2.1.2 Versuch 2: $\text{ttcpO}_2$ -Messung auf dem Unterarm in Ruhebedingungen

Der  $\text{ttcpO}_2$ -Wert und die Heizleistung werden mit dem Programm TLMX 32 unter gleichen Bedingungen wie in der späteren Situation im Kreißaal aufgezeichnet, wobei der Seitenvorschub durch Anklicken des Timers aktiviert wurde. Hierbei werden im Gegensatz zum CTG getriggerten Seitenvorschub anstatt für jede zweite Sekunde, für jede Sekunde ein Messwertepaar ermittelt. In dieser Versuchsreihe wurden die Messparameter der FHR und der Wehentätigkeit entsprechend den Versuchsvorgaben nicht registriert. Die **Abbildung 3-31** zeigt die Einstellkurve als Mittelung der  $\text{ttcpO}_2$ -Werte aus mehreren Versuchen.



➤ **Abbildung 3-31:** Messung des  $\text{tcpO}_2$ -Wertes auf der Erwachsenenhaut – Einstellkurve.

### 3.2.1.2.1 Auswertung

Nach dem Erreichen eines stabilen  $\text{tcpO}_2$ -Niveaus wird bei laufender Messung eine arterielle Blutgasmessung durchgeführt und das Blut in dem Analysegerät der Firma Radiometer, Kopenhagen, analysiert. Zusätzlich werden der  $\text{SpO}_2$  und die Herzfrequenz der Versuchsperson zum Zeitpunkt der BGA festgehalten [☞ **Tabelle 3-5**].

Parameter:	Messwert:	Einheit:
$\text{tcpO}_2\text{-UB:}$	158,4	mmHg
$\text{tcpO}_2\text{-Stabilisiert:}$	70,2	mmHg
$\text{pO}_{2\text{BGA}}:$	86,4	mmHg
$\text{SpO}_{2\text{BGA}}:$	96,0	%
$\text{pCO}_{2\text{BGA}}:$	36,4	mmHg
$\text{pH}_{\text{BGA}}:$	7,45	
$\text{BE}_{\text{BGA}}:$	2,2	
$\text{SpO}_2\text{-Pulsoxymeter:}$	96	%
Herzfrequenz-Pulsox.:	76	bpm

☞ **Tabelle 3-5:** Versuch 2:  $\text{tcpO}_2$ -Beispiel-Messung auf dem Unterarm unter Ruhebedingungen.

Bei einer Ansprechzeit des  $\text{tcpO}_2$ -Sensors von  $t_{\text{AttcpO}_2} \sim 1$  s und einer Stabilisierungszeit von  $t_{\text{SttcpO}_2} \sim 23$  min nivellierte sich der  $\text{tcpO}_2$ -Wert bei einem  $\Delta\text{tcpO}_2 \sim 88$  mmHg auf  $\text{tcpO}_2\text{-UF} \sim 70$  mmHg ein.

Ein Vergleich der arteriell bestimmten  $pO_{2BGA}$  -Werte mit den  $ttcpO_2$ -Werten [Tabelle 3-6] zeigte in mehreren durchgeführten Messungen eine Abweichung im Mittel um ~15%, maximal 19% nach unten.

Messung Nr.:	$ttcpO_2$ [mmHg]:	$pO_{2BGA}$ [mmHg]:	Abweichung [%]:
1	71,91	78,6	8,5
2	75,69	83,3	9,1
3	71,76	88,2	18,6
4	70,24	86,4	18,7
5	76,12	93,9	18,9

Tabelle 3-6: Versuch 2: Bestimmung des arteriell und transkutan gemessenen Sauerstoffpartialdruckes.

### 3.2.1.3 Versuch 3: $ttcpO_2$ -Messung auf der Wangenhaut unter Ruhebedingungen

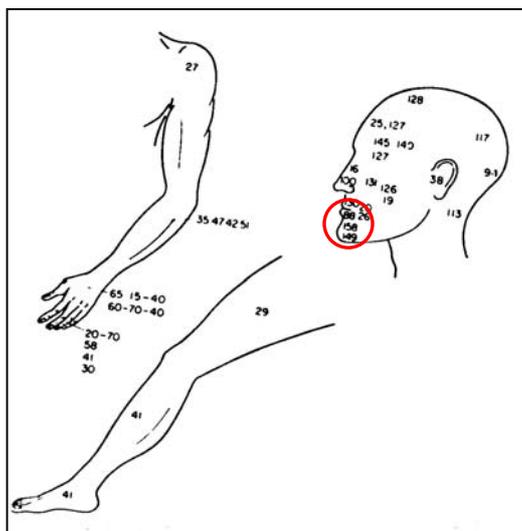
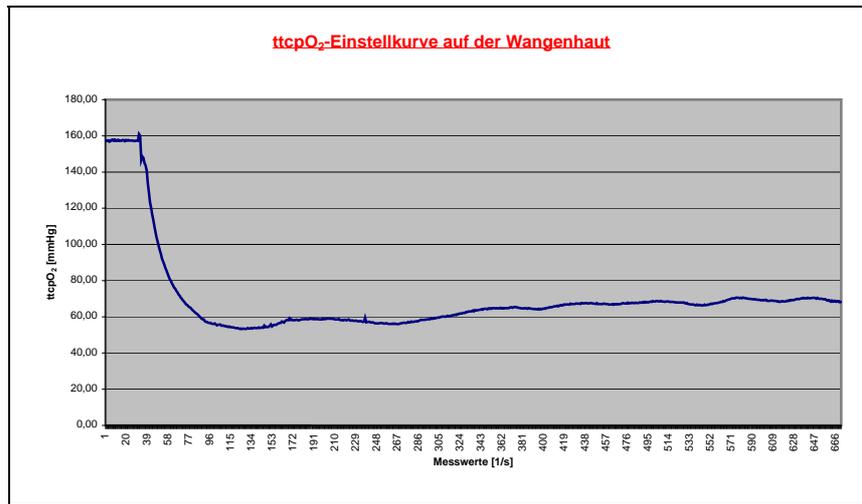


Abbildung 3-32: Geschätzte Kapillardichte (Anzahl der Kapillarschleifen/ $mm^2$ ) auf verschiedenen Regionen der Haut. Zusammengestellt von Rothman [117] und Moretti [107]. Der rote Kreis markiert das Areal der Sensorapplikation.

Bei den durchgeführten Vorversuchen wurde ungeachtet der verschiedenen Hauteigenschaften und der Kapillarschleifendichte, aus Gründen des Versuchsaufbaus (Armkompression) und der Vergleichbarkeit von Messergebnissen der Vorversuche, der Unterarm als Ort der Sensorapplikation ausgesucht. Die Abbildung 3-32 zeigt jedoch eindrücklich die Hautunterschiede bezogen auf die Kapillarschleifendichte. Zur genaueren Untersuchung der Korrelation von  $pO_{2BGA}$  und  $ttcpO_2$  wurde eine zusätzliche

Versuchsreihe durchgeführt, in der  $ttcpO_2$ -Sensor am Kopf, links lateral der Comissura labiorum platziert wurde.



➤ **Abbildung 3-33:** Einstellkurve ttcpO<sub>2</sub> auf der Wangenhaut.

### 3.2.1.3.1 Auswertung

Unter Ruhebedingungen und nach einer Stabilisierungszeit  $t_{\text{SttcpO}_2} \sim 10,6$  min und Stabilisierung bei einem  $D_{\text{ttcpO}_2} \sim 85,6$  mmHg auf ttcpO<sub>2</sub>-Stabilisiert  $\sim 69,3$  mmHg wurden mehrere Blutgasanalysen in Abständen von 10 Minuten durchgeführt [☞ **Tabelle 3-7**].

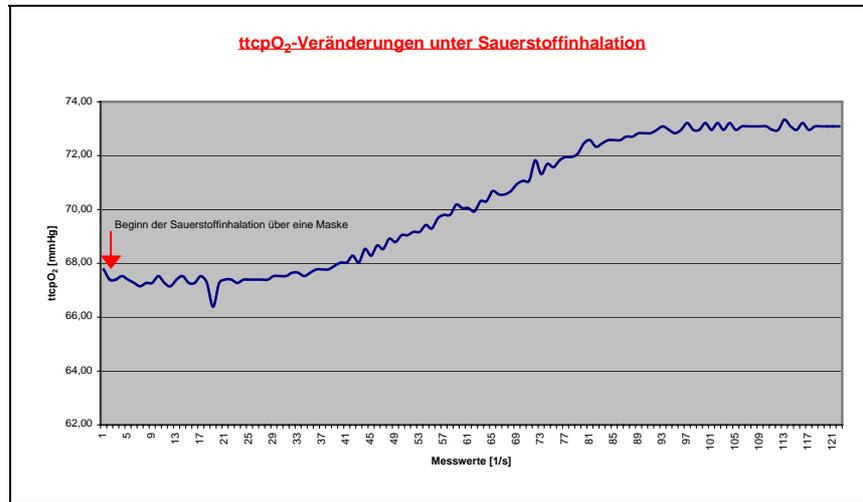
Parameter:	1. Versuch:	2. Versuch:	3. Versuch:	Einheit:
ttcpO <sub>2</sub> -UB:	77,1	72,01	69,28	mmHg
pO <sub>2BGA</sub> :	102,5	93,2	82,9	mmHg
SpO <sub>2BGA</sub> :	97,3	96,5	96,8	%
pCO <sub>2BGA</sub> :	25,7	30,5	21,7	mmHg
pH <sub>BGA</sub> :	7,52	7,47	7,56	
BE <sub>BGA</sub> :	0,1	0,1	1,3	

☞ **Tabelle 3-7:** Versuch 3: ttcpO<sub>2</sub>-Registrierung mit Sensorplatzierung auf der Wangenhaut. Die BGAs wurden in 10 minütigem Abstand unter Ruhebedingungen gewonnen. Die Versuche 1 und 2 fallen aus abnahmetechnischen Störungen aus der Wertung heraus.

Bei der Gewinnung kapillären Blutes aus dem Ohrläppchen konnte abnahmebedingt eine zufriedenstellende BGA erst im Versuch 3 durchgeführt werden. Hier zeigte sich dann eine gute Übereinstimmung zwischen dem ttcpO<sub>2</sub> und dem pO<sub>2BGA</sub>. Die Abweichung betrug 13,6 mmHg nach unten.

### 3.2.1.4 Versuch 4: $\text{ttcpO}_2$ -Messung auf dem Unterarm unter Sauerstoffinhalation

Nach Stabilisierung des Sauerstoffpartialdruckes auf  $\text{ttcpO}_2\text{-MAX} = 67 \text{ mmHg}$  atmet die Versuchsperson über eine Maske mit einem Flow von 5 l/min reinen Sauerstoff ein [👁 **Abbildung 3-34**].



👁 **Abbildung 3-34:** Messung des  $\text{ttcpO}_2$ -Wertes auf der Erwachsenenhaut – Inhalation von reinem Sauerstoff über eine Maske (5 l/min).

#### 3.2.1.4.1 Auswertung

Nach dem Erreichen eines stabilen  $\text{ttcpO}_2$ -Niveaus wird bei laufender Messung eine arterielle Blutgasmessung durchgeführt und das Blut in dem Analysegerät der Firma Radiometer, Kopenhagen, analysiert. Zusätzlich wird der  $\text{SpO}_2$  zum Zeitpunkt der BGA festgehalten [📄 **Tabelle 3-8**].

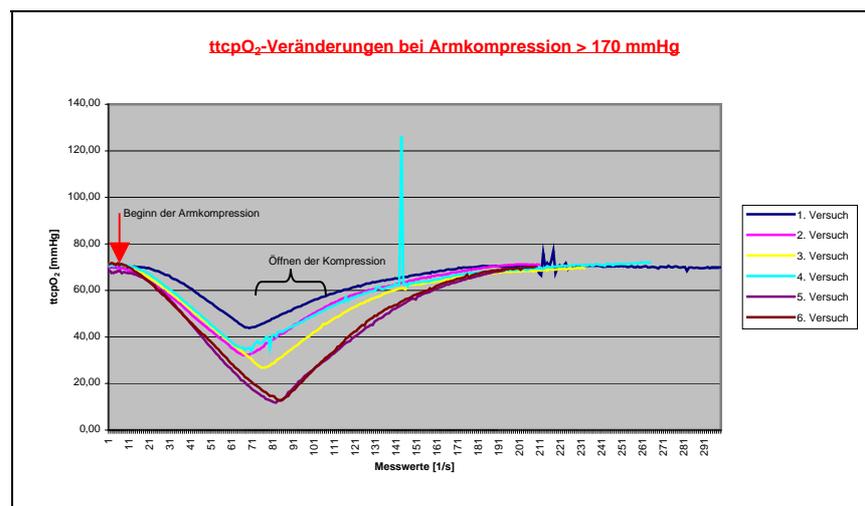
Parameter:	1. Versuch:	2. Versuch:	Einheit:
$\text{ttcpO}_2\text{-UB}$ :	77,03	71,71	mmHg
$\text{ttcpO}_2\text{-Stabilisiert}$ :	94,27	86,34	mmHg
$\text{pO}_{2\text{BGA}}$ :	211,1	196,9	mmHg
$\text{SpO}_{2\text{BGA}}$ :	98,6	98,2	%
$\text{pCO}_{2\text{BGA}}$ :	22,7	34,0	mmHg
$\text{pH}_{\text{BGA}}$ :	7,58	7,44	
$\text{BE}_{\text{BGA}}$ :	1,7	-1,1	
$\text{SpO}_2$ -Pulsoxymeter:	100	100	%
Herzfrequenz-Pulsoxy.:	70	84	bpm

📄 **Tabelle 3-8:** Versuch 4:  $\text{ttcpO}_2$ -Messung auf dem Unterarm unter Sauerstoffinhalation.

Bei einer Ansprechzeit des  $\text{ttcpO}_2$ -Sensors von  $t_{\text{AttcpO}_2} \sim 40 \text{ s}$  und einer Stabilisierungszeit von  $t_{\text{SttcpO}_2} \sim 2 \text{ min}$  stellte sich der  $\text{ttcpO}_2$ -Wert bei einem  $\Delta\text{ttcpO}_2 \sim 17,24/15,94 \text{ mmHg}$  auf  $\text{ttcpO}_2$ -Stabilisiert  $\sim 78/94 \text{ mmHg}$  ein.

### 3.2.1.5 Versuch 5: $\text{ttcpO}_2$ -Messung auf dem Unterarm unter Kompression

Um Veränderungen des  $\text{ttcpO}_2$  bei Änderungen der peripheren Gewebedurchblutung zu untersuchen, wurde an dem Arm der Testperson durch eine Blutdruckmanschette der Blutabfluß unterbunden ( $>170 \text{ mmHg}$  Manschettendruck) und somit ein Abfall des gemessenen transkutanen Sauerstoffpartialdruckes provoziert. Die **Abbildung 3-35** zeigt einige typische Verläufe des  $\text{ttcpO}_2$ -Wertes bei unterschiedlich langer Kompression.



**Abbildung 3-35:**  $\text{ttcpO}_2$ -Verlauf beim Kompressionsversuch.

Anmerkung zur **Abbildung 3-35:** der Peak in Versuch Nr. 4 lässt sich durch einen automatischen Kanalwechsel des Telemetriesenders erklären [3.3.5].

#### 3.2.1.5.1 Auswertung

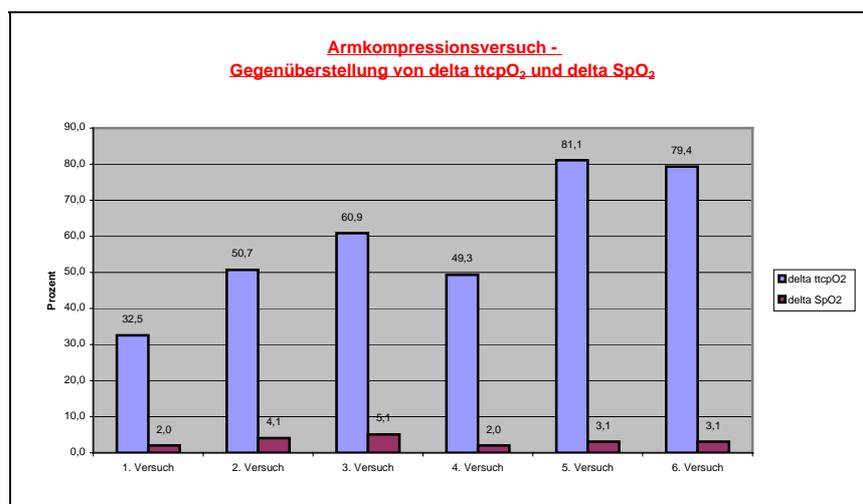
Bei einer Ansprechzeit des  $\text{ttcpO}_2$ -Sensors von  $t_{\text{AttcpO}_2} \sim 6 \text{ s}$  nivellierte sich der  $\text{ttcpO}_2$ -Wert zum Versuchsende bei einem  $\Delta\text{ttcpO}_2 \sim 1 \text{ mmHg}$  auf  $\text{ttcpO}_2$ -UF  $\sim 70 \text{ mmHg}$

ein [  **Tabelle 3-9**]. Die Ansprechzeit nach dem Lösen bis zum erneuten Anstieg des  $\text{ttcpO}_2$  beträgt  $t_{\text{AlttcpO}_2} \sim 6,5\text{s}$ . Die Rückstellzeit bis zum Erreichen einer  $\text{ttcpO}_2$ -Stabilisierung nach Kompressionslösung betrug  $t_{\text{RttcpO}_2} \sim 135\text{s}$ .

Parameter:	Versuche:						Einheit:
	1.	2.	3.	4.	5.	6.	
$\text{ttcpO}_2$ -UB:	69,93	69,93	71,32	70,56	69,40	71,01	mmHg
$\text{ttcpO}_2$ -Tiefpunkt:	47,17	34,46	27,89	35,75	13,11	14,67	mmHg
$\text{ttcpO}_2$ -UF:	69,93	71,06	69,55	71,76	69,40	70,00	mmHg
$\text{SpO}_2$ -UB:	98	98	98	98	97	97	%
$\text{SpO}_2$ -Tiefpunkt:	96	94	93	96	94	94	%
$\text{SpO}_2$ -UF:	98	98	98	98	97	97	%

 **Tabelle 3-9:** Versuch 5:  $\text{ttcpO}_2$ -Messung auf dem Unterarm unter Armkompression.

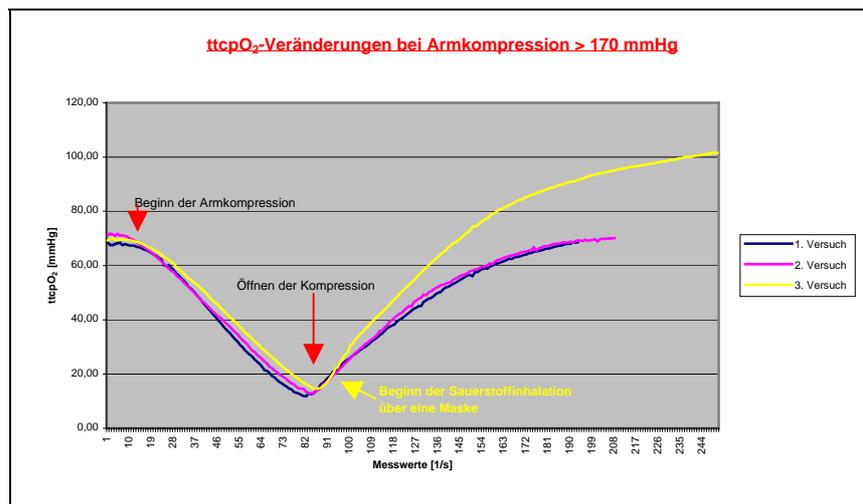
Die  **Abbildung 3-36** zeigt in ihrer Gegenüberstellung anschaulich die  $\text{SpO}_2$ -Veränderungen unter Armkompression und die  $\text{ttcpO}_2$ -Veränderungen. In der Versuchsreihe konnte gezeigt werden, dass der  $\text{ttcpO}_2$ -Wert in erheblich größerem Umfang auf Sauerstoffschwankungen nach Kompression reagiert, als es sich nach der  $\text{SpO}_2$ -Messung ergibt.



 **Abbildung 3-36:** Gegenüberstellung von  $\Delta \text{ttcpO}_2$  und  $\Delta \text{SpO}_2$  beim Armkompressionsversuch.

### 3.2.1.6 Versuch 6: $\text{ttcpO}_2$ -Messung auf dem Unterarm unter Kompression mit Sauerstoffinhalation

Als Zusatzversuch wurde nach der Armkompression über die Nasenmaske entsprechend Kapitel 3.2.1.5 Sauerstoff inhaled.



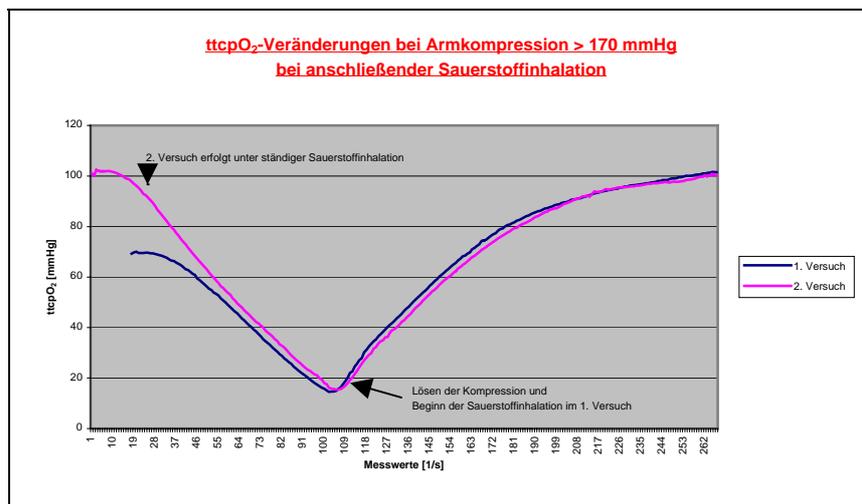
● **Abbildung 3-37:**  $\text{ttcpO}_2$ -Veränderungen bei der Armkompression mit Sauerstoffinhalation nach Kompressionslösung. In dem 3. Versuch wurde bei dem Lösen der Armkompression mit der Sauerstoffinhalation begonnen.

#### 3.2.1.6.1 Auswertung

Bei einer Ansprechzeit des  $\text{ttcpO}_2$ -Sensors von  $t_{\text{AttcpO}_2} \sim 20$  s nivellierte sich der  $\text{ttcpO}_2$ -Wert im 2. Versuch mit maximal einem  $\Delta\text{ttcpO}_2 \sim 80,53$  mmHg auf  $\text{ttcpO}_2\text{-UF} \sim 99$  mmHg ein. Unter Sauerstoffinhalation zeigte sich keine signifikante Verlängerung der Rückstellzeit ( $t_{\text{RtcpO}_2} \sim 152$  s).

Parameter:	Messwert:		Einheit:
	1. Versuch	2. Versuch	
ttcpO <sub>2</sub> -UB:	69,8	100,4	
ttcpO <sub>2</sub> -Tiefpunkt:	14,93	19,87	mmHg
ttcpO <sub>2</sub> -stabilisiertUF:	99,8	99,78	mmHg
SpO <sub>2</sub> -UB:	97	99	%
SpO <sub>2</sub> -Tiefpunkt:	94	98	%
SpO <sub>2</sub> -UF:	100	99	%
Herzfrequenz-Pulsox.:	73	112	bpm

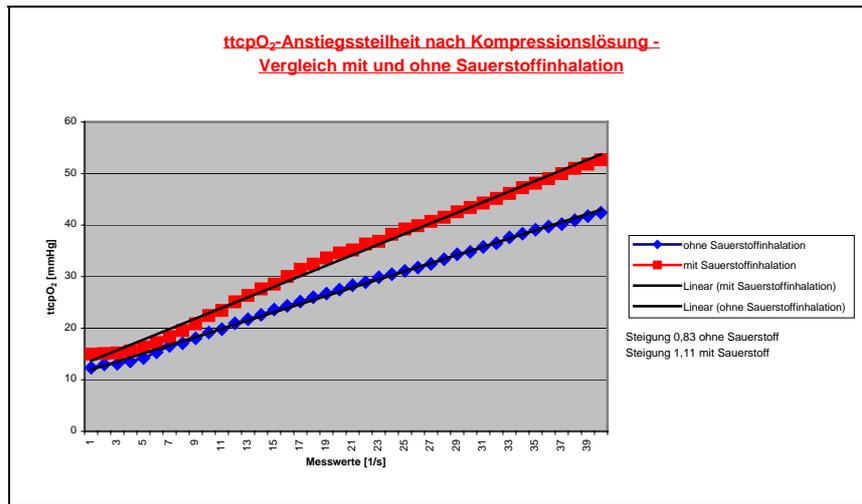
☞ **Tabelle 3-10:** Versuch 6: ttcpO<sub>2</sub>-Messung auf dem Unterarm nach Armkompression und Sauerstoffinhalation.



☞ **Abbildung 3-38:** ttcpO<sub>2</sub>-Verlauf beim Armkompressionsversuch unter Sauerstoffinhalation.

Beim 1. Versuch beginnt die Testperson nach dem Lösen der Kompression mit der Inhalation von Sauerstoff über eine Maske. Der 2. Versuch wird unter fortgesetzter Inhalation durchgeführt.

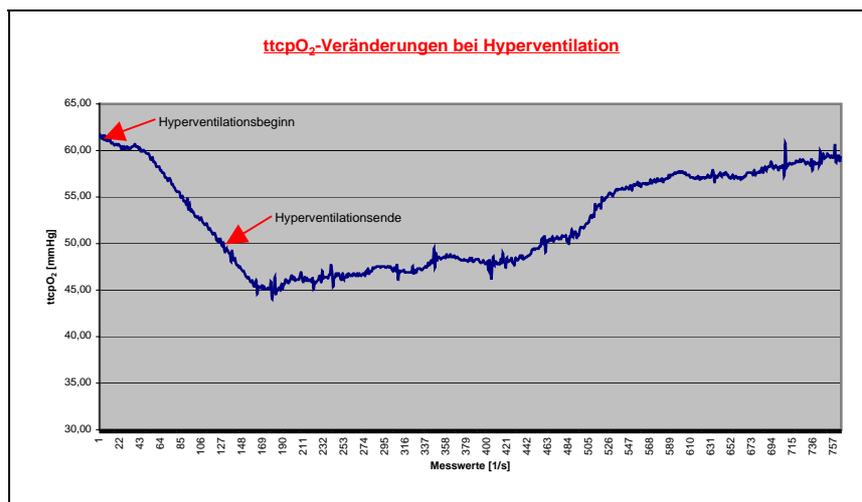
Vergleicht man die Anstiegssteilheit des ttcpO<sub>2</sub>-Wertes nach dem Lösen der Kompression unter Sauerstoffinhalation mit den Kurvenverläufen ohne zusätzliche Sauerstoffinhalation ☞ **Abbildung 3-39**, so konnte eine deutliche Zunahme der Anstiegssteilheit von 0,8 auf 1,1 ermittelt werden.



☞ **Abbildung 3-39:** ttcpO<sub>2</sub>-Anstiegssteilheit nach Kompressionslösung. Dargestellt ist der Vergleich mit und ohne Sauerstoffinhalation. Steigung ohne Sauerstoffinhalation ~ 0,83 und Steigung unter Sauerstoffinhalation ~ 1,11.

### 3.2.1.7 Versuch 7: ttcpO<sub>2</sub>-Messung auf dem Unterarm bei Hyperventilation

Nach Erreichen der ttcpO<sub>2</sub>-Stabilisierung von ~ 61 mmHg beginnt die Versuchsperson durch schnelles, flaches atmen zu hyperventilieren [☞ **Abbildung 3-40**].



☞ **Abbildung 3-40:** ttcpO<sub>2</sub>-Verlauf unter Hyperventilation.

### 3.2.1.7.1 Auswertung

Bei einer Ansprechzeit des  $\text{ttcpO}_2$ -Sensors von  $t_{\text{AttcpO}_2} \sim 50$  s nivellierte sich der  $\text{ttcpO}_2$ -Wert bei einem  $\Delta\text{ttcpO}_2 \sim 16,8$  mmHg auf  $\text{ttcpO}_2\text{-UF} \sim 59$  mmHg ein [☞ **Tabelle 3-11**]. Die Werte der BGA wurden unmittelbar nach Abschluß der Hyperventilation bestimmt.

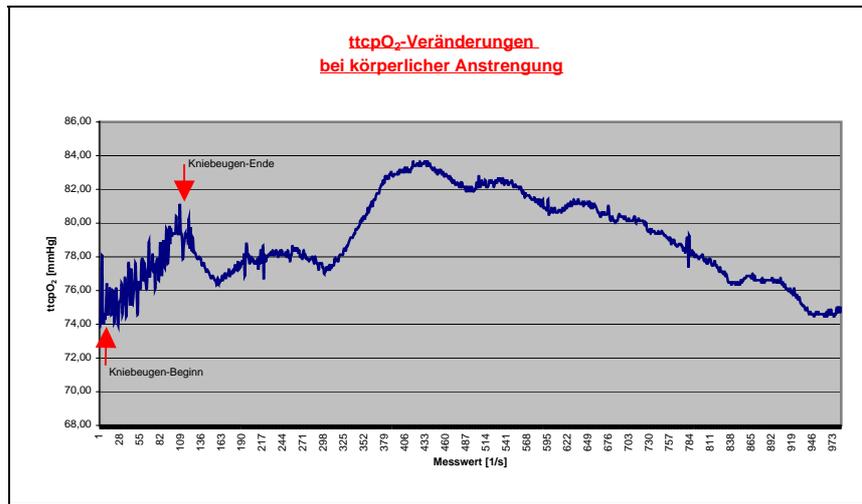
Parameter:	Messwert:	Einheit:
$\text{ttcpO}_2\text{-UB}$ :	61,79	mmHg
$\text{ttcpO}_2\text{-Tiefpunkt}$ :	45,0	mmHg
$\text{ttcpO}_2\text{-UF}$ :	59,02	mmHg
$p\text{O}_{2\text{BGA}}$ :	97,9	mmHg
$\text{SpO}_{2\text{BGA}}$ :	97,6	%
$p\text{CO}_{2\text{BGA}}$ :	16,6	mmHg
$\text{pH}_{\text{BGA}}$ :	7,64	
$\text{BE}_{\text{BGA}}$ :	0,3	
$\text{SpO}_2\text{-Pulsoxymeter}$ :	100	%
Herzfrequenz-Pulsoxy.:	104	bpm

☞ **Tabelle 3-11:** Versuch 7:  $\text{ttcpO}_2$ -Messung auf dem Unterarm unter Hyperventilation.

Es vergehen noch etwa 40 s, in denen der  $\text{ttcpO}_2$  weiter abfällt und schließlich sein Minimum mit  $\text{ttcpO}_2\text{-Tiefpunkt} = 45,0$  mmHg erreicht, bis sich der  $\text{ttcpO}_2$ -Wert wieder stabilisiert und zurück auf seinen Ausgangswert steigt. Insgesamt vergehen mehr als 10 Minuten, bis der  $\text{ttcpO}_2\text{-UB}$  nahezu wieder erreicht wird. Bei der Analyse der BGA zeigt sich eine deutliche respiratorische Alkalose.

### 3.2.1.8 Versuch 8: $\text{ttcpO}_2$ -Messung auf dem Unterarm bei körperlicher Anstrengung

Die Versuchsserie umfasst die Messung des  $\text{ttcpO}_2$ -Wertes unter körperlicher Anstrengung. Hierbei wird nach Stabilisierung des  $\text{ttcpO}_2$ -Wertes  $\text{ttcpO}_2\text{-UB} \sim 75,25$  mmHg unter Ruhebedingungen mit Kniebeugen begonnen [☞ **Abbildung 3-41**]. Insgesamt werden in schneller Abfolge über 2 Minuten Kniebeugen durchgeführt.



➤ **Abbildung 3-41:** ttcpO<sub>2</sub>-Verlauf bei körperlicher Anstrengung.

### 3.2.1.8.1 Auswertung

Bei einer Ansprechzeit des ttcpO<sub>2</sub>-Sensors von  $t_{\text{AttcpO}_2} \sim 10$  s nivellierte sich der ttcpO<sub>2</sub>-Wert bei einem  $\Delta\text{ttcpO}_2 \sim 15$  mmHg auf ttcpO<sub>2</sub>-UF  $\sim 73,5$  mmHg ein.

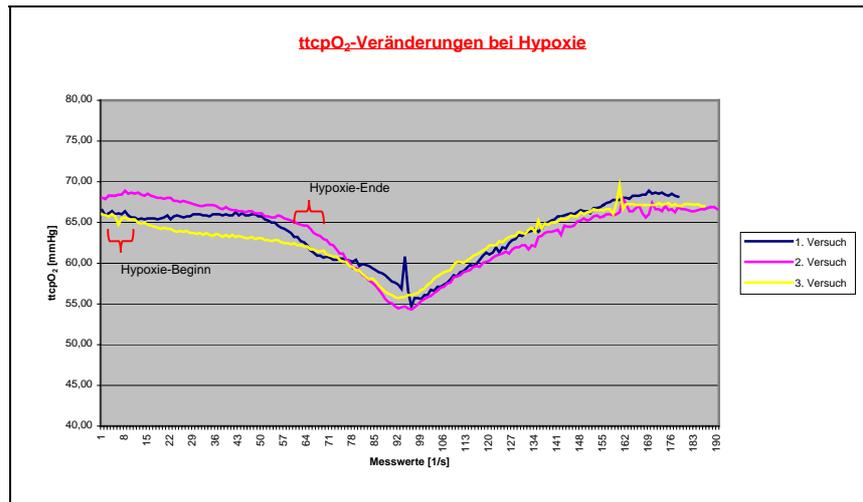
Parameter:	Messwert:	Einheit:
ttcpO <sub>2</sub> -UB:	75,25	mmHg
ttcpO <sub>2</sub> -Kniebeugen-Ende:	80,25	mmHg
ttcpO <sub>2</sub> -UF:	73,45	mmHg
ttcpO <sub>2</sub> -MAX :	83,92	mmHg
pO <sub>2BGA</sub> :	102,4	mmHg
SpO <sub>2BGA</sub> :	96,1	%
pCO <sub>2BGA</sub> :	33,4	mmHg
pH <sub>BGA</sub> :	7,34	
BE <sub>BGA</sub> :	-7,1	
SpO <sub>2</sub> -Pulsoxymeter:	97	%
Herzfrequenz-UB:	75	bpm
Herzfrequenz-Max:	164	bpm
Herzfrequenz-UF:	82	bpm

☞ **Tabelle 3-12:** Versuch 8: ttcpO<sub>2</sub>-Messung auf dem Unterarm bei körperlicher Anstrengung.

Bei deutlich negativem BE = -7,1 und leichter Azidose 7,34pH zeigt sich eine metabolisch kompensierte Azidose. Mit deutlicher Herzfrequenzsteigerung auf über 160 bpm steigt die periphere Gewebsdurchblutung an, was sich in einem deutlichen ttcpO<sub>2</sub>-Anstieg bis ttcpO<sub>2</sub>-MAX  $\sim 84$  mmHg zeigt.

### 3.2.1.9 Versuch 9: $ttcpO_2$ -Messung auf dem Unterarm unter Hypoxie

Die letzte Versuchsreihe umfasst die  $ttcpO_2$ -Messungen auf der Haut des Unterarms unter Hypoxie - Bedingungen. Hierbei stoppt die Versuchsperson nach Stabilisierung des  $ttcpO_2$ -Wertes  $ttcpO_2-UB \sim 66,4$  mmHg die Atmung willentlich über einen individuell tolerierbaren Zeitraum  $t = 63-139$  s. Die **Abbildung 3-42** zeigt den  $ttcpO_2$ -Verlauf während der Versuchsreihe.



**Abbildung 3-42:**  $ttcpO_2$ -Werte unter Hypoxie. Beginn und Ende des willentlichen Luftanhaltens sind dokumentiert.

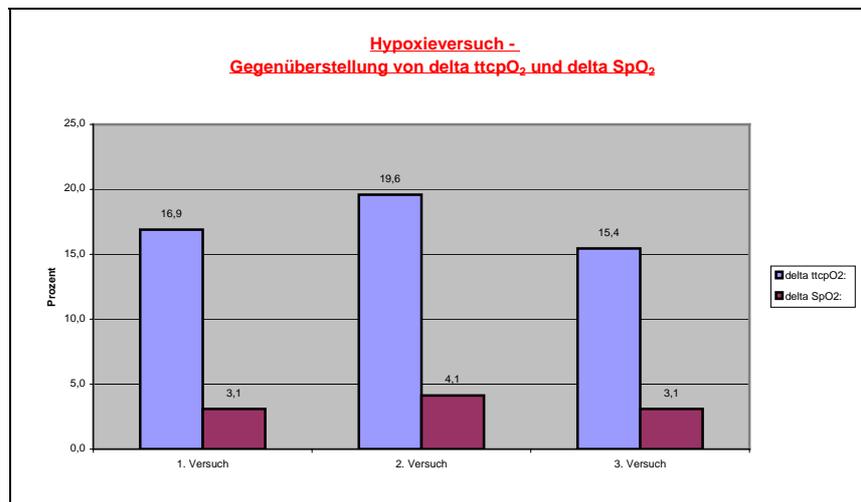
#### 3.2.1.9.1 Auswertung

Bei einer Ansprechzeit des  $ttcpO_2$ -Sensors von  $t_{AttcpO_2} \sim 8$  s nivellierte sich der  $ttcpO_2$ -Wert bei einem  $\Delta ttcpO_2 \sim 11,51$  mmHg auf  $ttcpO_2-UF \sim 65,58$  mmHg ein.

Parameter:	Messwert:			Einheit:
	1. Versuch	2. Versuch	3. Versuch	
$ttcpO_2-UB$ :	65,82	67,56	65,90	mmHg
t-Luftanhalten:	63	139	80	s
$ttcpO_2$ -Tiefpunkt:	54,70	54,32	55,72	mmHg
$ttcpO_2-UF$ :	66,00	68,03	62,71	mmHg
$t_{RttcpO_2}$ :	82	94	94	s
$SpO_2-UB$ :	97	97	97	%
$SpO_2$ -Tiefpunkt:	94	93	94	%
$SpO_2-UF$ :	97	97	97	%

**Tabelle 3-13:** Versuch 9:  $ttcpO_2$ -Messung auf dem Unterarm unter Hypoxie.

Wie bei den Versuchen zur Armkompression [ **Abbildung 3-36** ] zeigten sich auch bei den Versuchen zur Hypoxie - einheitenbedingt - größere Unterschiede bei der  $\text{ttcpO}_2$ -Messung als bei der  $\text{SpO}_2$  Messung. Die **Abbildung 3-43** zeigt diesen Sachverhalt graphisch.



**Abbildung 3-43:** Hypoxieversuch – Gegenüberstellung von  $\Delta\text{ttcpO}_2$ - und  $\Delta\text{SpO}_2$  in Prozent.

### 3.2.2 Zusammenfassung der Vorversuche

Seit der Einführung der transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessung zur kontinuierlichen Überwachung des Feten und Neugeborenen wurde eine ganze Reihe von Arbeiten publiziert, die sich mit dem Normalverhalten des  $pO_2$ , in Abhängigkeit von dem Lebensalter, den physiologischen und klinischen Situationen, beschäftigen [ 36, 70, 74, 69].

Bei den auf der Erwachsenenhaut durchgeführten transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessungen wurden verschiedene Versuchsansätze überprüft. Hierbei wurde versucht, ähnliche, intrauterine und subpartuale Gegebenheiten und Phänomene nachzustellen, die sich während der Geburt zeigen, mit dem Ziel, das Verhalten der  $ttcpO_2$ -Messseinheit zu untersuchen. Hierbei ist immer zu bedenken, dass es sich bei der ausgewählten Versuchsperson um einen Adulten handelt, und dessen Kardiovaskuläres-System, dessen Hautbeschaffenheit und Reaktionsvermögen auf unterschiedliche exogene und endogene Stressoren nur bedingt mit denen des fetalen Organismus vergleichbar sind.

Die Vorversuche umfassten eine Versuchsreihe von 9 Untersuchungen. Im Versuch 1 wird das Verhalten der 2-Punkte-Eichmessung mit Stickstoff demonstriert. Hierbei wurden als Grenzwerte entsprechend den Werten in der Literatur [ 71, 83] für die 95%-Einstellzeit  $t_{MttcpO_2-95\%} = 8-10s$ , für die 95%-Rückstellzeit  $t_{RttcpO_2-95\%} = 8-10s$  und für den  $ttcpO_2$ -Tiefstwert,  $ttcpO_2$ -Minimum = 2,55 mmHg gefunden bzw. definiert. Sensoren, die diesen Kriterien nicht genügten, wurden zur Neukalibrierung bzw. Überprüfung zurück in das Sensorlabor gegeben.

Huch und Mitarbeiter [ 68] stellten fest, dass sich zuverlässige transkutane Sauerstoffpartialdruck-Messungen in einem Zeitraum von 2 Stunden durchführen lassen. Bei längerer Sensorapplikation zeigten sich aufgrund von lokalen Gewebsveränderungen in Form von Exsudationen und Ödementstehungen eine zunehmende Tendenz des  $ttcpO_2$  Abfalls. Ansprechzeiten des Sensors betragen in vitro etwa 12 Sekunden, in vivo etwa 10 Sekunden [ 87] und stimmen gut mit den ermittelten Werten der Vorversuche überein.

In dem Versuch 2 wurde das Verhalten des  $ttcpO_2$  in der Einstellphase und unter Ruhebedingungen untersucht. Die in den Messungen gefundenen Ansprechraten von  $t_{AttcpO_2} \sim 1$  s und Stabilisierungszeiten von etwa  $t_{SttcpO_2} \sim 1300$  s stimmen gut mit denen in der Literatur gefundenen Werten zu Messungen für die Einstellkurven auf der Haut eines Adulten überein [87], sind jedoch im Vergleich zur fetalen Haut deutlich verlängert.

Im Versuch 3 konnte gezeigt werden, wie Hautbeschaffenheit bzw. die jeweiligen Kapillarschleifendichte die Korrelation zwischen  $ttcpO_2$  und denen in der BGA gefundenen  $pO_2$  Werten beeinflusst. Hierbei zeigte sich eine Stabilisierungszeit mit  $ttcpO_2$ -Stabilisiert  $\sim 10,6$  min. Diese lag damit mehr als 50% unter der Stabilisierungszeit  $tttcpO_2$ -Stabilisiert  $\sim 23$  min auf der Unterarmhaut. Das Stabilisierungsniveau auf  $ttcpO_2$ -UB  $\sim 69,21$  mmHg bei einem  $DttcpO_2 \sim 85,7$  mmHg auf der Wangenhaut entspricht den Messungen auf der Unterarmhaut.

Bei der Messung auf der Unterarmhaut liegen die  $ttcpO_2$ -Werte im Mittel 15% unter denen bei der BGA- gewonnenen  $pO_{2BGA}$ -Werten (Korrelation  $k=0,57$  ( $n=8$ )). Bei der Platzierung des Sensors links lateral der Commissura labiorum ergibt sich eine Differenz von 16%. Die Arbeitsgruppe um Huch [71] konnte für die transkutanen Sauerstoffmessungen sowohl auf der Erwachsenenhaut als auch auf der fetalen Haut gute Übereinstimmungen zwischen den  $tcpO_2$ -Werten und den  $p_aO_2$ -Werten nachweisen. Hierzu fanden sich in der Literatur übereinstimmende Werte von  $k = 0,92$  [71] auf der Erwachsenenhaut. Huch ermittelte Abweichungen von 10% auf der Erwachsenenhaut [87].

Der Versuch 4 sollte die  $ttcpO_2$ -Veränderungen in Bezug auf additive Sauerstoffinhalation untersuchen. Hierbei ließen sich deutliche  $ttcpO_2$ -Veränderungen von  $\sim 19\%$  finden. Wie in den Arbeiten von Huch und Schneider [85] beschrieben, zeigten sich auch hier Anstiege des  $ttcpO_2$ , wobei die Inhalationsdauer dort mindestens 10 Minuten betrug.

*Bei der Analyse der übrigen Laborparameter, insbesondere des  $pH_{BGA}$ -Wertes des ersten Versuchs von 7,58pH, fiel eine deutliche respiratorische Alkalose bei metabo-*

lischer Kompensation auf. Dies lässt sich vermutlich auf den Umstand der Hyperventilation mit gleichzeitiger Kohlendioxidabnahme auf  $pCO_{2BGA}$  von 22,7 mmHg zurückführen. Wie in späteren Versuchen zur Hyperventilation gezeigt wird, nimmt der  $ttcpO_2$ -Wert unter Hyperventilation mit Auftreten eines alkalischen pH-Wertes, unter der Vorstellung einer peripheren Vasokonstriktion, ab. Hierdurch lässt sich die doch große Differenz zwischen  $ttcpO_2$ -Wert und dem  $pO_{2BGA}$  Werten erklären.

Eine vollständige Übereinstimmung zwischen dem arteriell gemessenen Sauerstoffpartialdruck und dem  $ttcpO_2$  scheint es jedoch nicht zu geben [81]. Folgende vier, alle mit der Temperatur zusammenhängenden, Gründe wurden von Beran [13] aufgezeichnet:

- Rechtsverschiebung der Sauerstoffbindungskurve mit Zunahme der Blutkapillartemperatur
- Hautwiderstand für Sauerstoffdiffusion (besonders im Stratum corneum)
- metabolischer Sauerstoffverbrauch der Epidermis
- Abhängigkeit von der Hautdurchblutung

Der Versuch 5 mit Kompressionen am Unterarm der Versuchsperson, durch Anlegen einer Blutdruckmanschette, sind in Anlehnung an extrakorporale Kompressionen sub partu beim Feten konzipiert worden. Vergleichbare Untersuchungen finden sich bei Severinhaus et al. [144]. Sehr gut lässt sich die  $ttcpO_2$ -Abnahme bei Kompression der peripheren Durchblutung darstellen. Die in der Messung gefundenen Sensor-Ansprechzeiten von  $t_{AttcpO_2} \sim 6s$ , die Ansprechraten nach Kompressionslösung von  $t_{AlttcpO_2} \sim 6,5s$  stimmen gut mit vergleichbaren Messungen von H. Horio [61] mit  $t_{AttcpO_2} \sim 6,8s$  und  $t_{AlttcpO_2} \sim 4,9s$  überein. Die in der Messung gefundene Rückstellzeit von  $t_{RttcpO_2} \sim 135s$  liegt deutlich über der von H. Horio [61] beschriebenen Rückstellzeit von  $t_{RttcpO_2} \sim 18,3s$ . Dies mag daran liegen, dass hier über einen längeren Zeitraum der Arm komprimiert wurde und sich dabei größere  $DttcpO_2$ -Werte bis zu 80%-Abfall einstellten.

Die Vergleiche mit der zusätzlich begonnenen Sauerstoffinhalation in Versuch 6 und dem Anstieg der  $ttcpO_2$ -Rückstellkurve nach Kompressionslösung geben Hinweise auf die Notwendigkeit und Nützlichkeit für eine zusätzliche Sauerstoffgabe sub partu

[ 77, 86]. Interessanterweise zeigen sich hierbei wesentlich größere prozentuale Veränderungen/Abfälle bei der Sauerstoffpartialdruck-Messung als bei der Sauerstoffsättigungs-Registrierung. Die maximalen Unterschiede belaufen sich bei der  $ttcpO_2$ -Messung auf 81,4%, bei der  $SpO_2$ -Messung auf 5,1%. Das mag zum einen daran liegen, dass die Sauerstoffsättigungs-Registrierung hauptsächlich die Werte des arteriellen Blutes erfasst, und primär bei der Armkompression der venöse Blutabfluß unterbunden wurde, doch lassen sich extrakorporale Kompressionsphänomene mit der  $ttcpO_2$ -Messung scheinbar früher erfassen.

Hyperventilationen treten während der Austreibungsphase und dem Durchschneiden des kindlichen Kopfes vermehrt auf. Hyperventilationen durch die Mutter führen während der Geburt prinzipiell zu folgenden Veränderungen [ 82]:

- Zunahme des Sauerstoffpartialdrucks
- Vasokonstriktion mit Abnahme der Organdurchblutung
- Risiko der konsekutiven Hypoventilation mit nachfolgender Hypoxie

Im Versuch 7 ließ sich der Einfluss der Hyperventilation auf den Säuren-Basen-Haushalt dokumentieren. Der sich zu Beginn der Hyperventilation zeigende Sauerstoffpartialdruckanstieg von  $\sim 2$  mmHg fällt relativ gering aus. Beeindruckender ist der nach Hyperventilation eintretende Sauerstoffpartialdruckabfall um  $\sim 5$  mmHg, der sich durch Hypoventilation bei Wegfall des Atemstimulus  $pCO_2$  erklären lässt. Die hierbei entstehende periphere Vasokonstriktion erklärt den  $ttcpO_2$ -Abfall bei ansteigendem arteriellem  $pO_2$  und  $SpO_2$ . In der Blutgasanalyse zeigen sich unter Hyperventilation Zeichen einer respiratorischen Alkalose und der damit verbundenen peripheren Vasokonstriktion [ 131].

Die Messungen im Versuch 8 unter körperlicher Anstrengung mit dem Auftreten metabolischer Azidosen und Zunahme der peripheren Gefäßdurchblutung spiegeln die gefundenen  $ttcpO_2$ -Anstiege um  $\sim 11\%$  wider. *Der unmittelbar nach Abschluss der Kniebeugen eintretende  $ttcpO_2$ -Abfall über 40 s lässt sich vielleicht durch eine unmittelbare Herzfrequenzsenkung und der damit verbundenen peripheren Gewebeminderperfusion erklären.*

Situationen der Hypoxie, sei es durch Hypoventilation der Mutter sub partu oder durch wehenbedingte Kompression der Nabelschnurgefäße, stellen eine der vielen Risikofaktoren und Komplikationen während der Geburt dar. Diese, als zentrale Sauerstoffveränderung anzusehende, Komplikation wurde in Versuch 9 durch willentlichen Inhalationsstopp der Versuchsperson nachgeahmt. Wie in der späteren Abhandlung noch folgt, konnte sehr gut der  $ttcpO_2$ -Abfall um  $\sim 17,3\%$  dargestellt werden. Die gefundenen Ansprechraten von  $t_{AttcpO_2} \sim 8s$  auf arterielle Sauerstoffänderungen stimmen gut mit den Beobachtungen anderer Untersucher überein. So lagen bei der Arbeitsgruppe um Huch und Lübbers [63] die Sensor-Ansprechraten bei etwa 10s. Ebenfalls zeigten sich hierbei deutliche Erhöhungen der Rückstellzeiten mit einer Verlängerung von  $t_{RttcpO_2} \sim 90s$ , welche auf Trägheit des metabolischen Systems zurückzuführen sind. Entsprechend Versuch 9 zeigten sich auch bei zentraler Sauerstoffabnahme unter Hypoxie-Bedingungen deutliche Unterschiede in der prozentualen Abweichung von  $ttcpO_2$  und  $SpO_2$ . Hierbei betrug der  $ttcpO_2$ -Abfall im Maximum  $19,6\%$ , hingegen der  $SpO_2$ -Abfall nur maximal  $4,1\%$ .

Bei der Analyse der Daten bezogen auf den Sauerstoffpartialdruck lag der  $SpO_2$ -Pulsoxymeter im Mittel nur  $1,6\%$ , im Maximum  $2,4\%$ , niedriger als die in der Blutgasanalyse gewonnenen  $SpO_{2BGA}$ -Werte.

In Bezug auf den Sensor-Drift lag dieser im Mittel bei  $0,73\%$ , mit einer Standardabweichung von  $1,91$  mmHg.

Insgesamt spiegeln die in den Vorversuchen gefundenen  $ttcpO_2$ -Veränderungen unter verschiedenen Versuchsbedingungen die in der Literatur gefundenen Ergebnisse wider. Das System der telemetrisch transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessung erwies sich als äußerst zuverlässig und lieferte hinreichend genaue Ergebnisse, so dass mit den ersten Messungen sub partu begonnen wurde.

### 3.3 Durchführung der $t_{tcp}O_2$ -Messung beim Feten

In dieser klinischen Studie zur  $t_{tcp}O_2$  Messung orientierte man sich bei der Durchführung an vom AARC Clinical Practice Guideline [17] entwickelten Empfehlungen zur transkutanen Blutgasmessung, welche im Folgenden im Original [Abbildung 3-44] abgedruckt sind.

**AARC Clinical Practice Guideline**  
**Transcutaneous Blood Gas Monitoring for Neonatal & Paediatric Patients**

**TCM 1.0 PROCEDURE:**  
Transcutaneous monitoring of oxygen (PtcO<sub>2</sub>) and carbon dioxide (PtcCO<sub>2</sub>) in neonates, infants, and small children—this guideline does not address the application of transcutaneous monitoring in adults and older children.

**TCM 2.0 DESCRIPTION/DEFINITION:**  
Transcutaneous monitoring measures skin-surface PO<sub>2</sub> and PCO<sub>2</sub> to provide estimates of arterial partial pressure of oxygen and carbon dioxide (PaO<sub>2</sub> and PaCO<sub>2</sub>). The devices induce hyperperfusion by local heating of the skin and measure the partial pressure of oxygen and carbon dioxide electrochemically.(1-7)

**TCM 3.0 SETTING:**  
Transcutaneous monitoring may be performed by trained personnel in a variety of settings including (but not limited to) hospitals, extended care facilities, and patient transport.(8)

**TCM 4.0 INDICATIONS:**  
4.1 The need to monitor the adequacy of arterial oxygenation and/or ventilation(9,10)  
4.2 The need to quantitative the response to diagnostic and therapeutic interventions as evidenced by PtcO<sub>2</sub> and/or PtcCO<sub>2</sub> values(9-11)

**TCM 5.0 CONTRAINDICATIONS:**  
In patients with poor skin integrity and/or adhesive allergy, transcutaneous monitoring may be relatively contraindicated.(9)

**TCM 6.0 HAZARDS/COMPLICATIONS:**  
PtcO<sub>2</sub> and/or PtcCO<sub>2</sub> monitoring is considered a safe procedure, but because of device limitations, false-negative and false-positive results may lead to inappropriate treatment of the patient.(10,12,13) In addition, tissue injury may occur at the measuring site (eg, erythema, blisters, burns, skin tears).(1,8,10)

**TCM 7.0 DEVICE LIMITATIONS/VALIDATION OF RESULTS:**  
PtcO<sub>2</sub> is an indirect measurement of PaO<sub>2</sub> and, like PaO<sub>2</sub>, does not reflect oxygen delivery or oxygen content. Complete assessment of oxygen delivery requires knowledge of hemoglobin, saturation, and cardiac output. In a similar way, PtcCO<sub>2</sub> is an indirect measurement of PaCO<sub>2</sub> but knowledge of delivery and content is not necessary to use PtcCO<sub>2</sub> as an indicator of adequacy of ventilation.  
7.1 Factors, agents, or situations that may affect readings, limit precision, or limit the performance or application of a transcutaneous monitor include 7.1.1

**Technical:**  
7.1.1.1 The procedure may be labor intensive, although newer designs make application quicker and simpler.(14)  
7.1.1.2 Prolonged stabilization time is required following electrode placement.(14,15)  
7.1.1.3 Manufacturers state that electrodes must be heated to produce valid results; however, clinical studies suggest that valid results may be obtained with PtcCO<sub>2</sub> electrodes operated at lower than recommended temperatures or with no heat.(16)  
7.1.1.4 The theoretical basis for mandatory heating of the PtcO<sub>2</sub> electrode is established.(2)  
7.1.1.5 Improper calibration is possible and may be difficult to detect.(17)  
7.1.2 **Clinical:** The following factors may increase the discrepancy between arterial and transcutaneous values—  
7.1.2.1 The presence of hyperoxemia (PaO<sub>2</sub> > 100 torr),(12,13)  
7.1.2.2 The presence of a hypoperfused state (shock, acidosis),(8,18,19)  
7.1.2.3 Improper electrode placement or application,(8)  
7.1.2.4 Vasoactive drugs,(19)  
7.1.2.5 The nature of the patient's skin and subcutaneous tissue (skinfold thickness, edema).(8,20)

**7.2 Validation:** Arterial blood gas values should be compared to transcutaneous readings taken at the time of arterial sampling in order to validate the transcutaneous values. This validation should be performed initially and periodically as dictated by the patient's clinical state.(8,17)

**7.2.1** During validation studies in patients with functional shunts, electrode site and arterial sampling site should be on the same side of the shunt.(10,21)

**7.2.2** When disparity exists between trans-cutaneous and arterial values and the clinical presentation of the patient, possible causes should be explored before results are reported. Discrepancies may be reduced by monitoring at alternate sites, recalibration, or appropriate substitution of instruments. If such steps do not remedy the disparity, transcutaneous results should not be reported; instead a statement describing the corrective action should be included in the patient's chart and some other mode of monitoring should be established (eg, pulse oximetry and/or arterial blood analysis). The absolute limits that constitute unacceptable disparity vary with patient condition and specific device. Clinical judgment must be exercised.

**7.3** To help assure consistency of care based on transcutaneous blood gas readings, the operator should verify that

**7.3.1** High- and low-limit alarms are set appropriately;

**7.3.2** Appropriate electrode temperature is set;

**7.3.3** Electrode placement is appropriate and systematic electrode-site change occurs;

**7.3.4** Specific manufacturer's recommendations for maintenance, operation, and safety are complied with.

#### **TCM 8.0 ASSESMENT OF NEED:**

**8.1** When direct measurement of arterial blood is not available or accessible in a timely fashion, PtcO<sub>2</sub> and/or PtcCO<sub>2</sub> measurements may temporarily suffice if the limitations of the data are appreciated.(9)

**8.2** Transcutaneous blood gas monitoring is appropriate for continuous and prolonged monitoring (eg, during mechanical ventilation, CPAP, and supplemental oxygen administration).(9,10)

**8.3** PtcO<sub>2</sub> values can be used for diagnostic purposes as in the assessment of functional shunts (eg, persistent pulmonary hypertension of the newborn, PPHN, or persistent fetal circulation<sup>21-23</sup>) or to determine the response to oxygen challenge in the assessment of congenital heart disease.(<sup>21-23</sup>)

#### **TCM 9.0 ASSESSMENT OF OUTCOME:**

**9.1** Results should reflect the patient's clinical condition (ie, validate the basis for ordering the monitoring).(3,5,7)

**9.2** Documentation of results, therapeutic intervention (or lack of), and/or clinical decisions based on the transcutaneous measurements should be noted in the medical record.

#### **TCM 10.0 RESOURCES:**

**10.1** Equipment: Transcutaneous monitor, electrodes, calibration gases, and associated expendable supplies-the monitor should have been validated by the manufacturer, using appropriate quality control procedures and clinical reliability studies.

**10.2** Personnel: Licensed or credentialed respiratory care practitioners or other credentialed persons with equivalent training and demonstrated ability to exercise the necessary clinical judgment, assess the patient, and perform the essential tasks of calibration and application(8)

#### **TCM 11.0 MONITORING:**

The monitoring schedule of patient and equipment during transcutaneous monitoring should be integrated into patient assessment and vital signs determinations. Results should be documented in the patient's medical record and should detail the conditions under which the readings were obtained: **11.1** The date and time of measurement, transcutaneous reading, patient's position, respiratory rate, and activity level;

**11.2** Inspired oxygen concentration or supplemental oxygen flow, specifying the type of oxygen delivery device;

**11.3** Mode of ventilatory support, ventilator, or CPAP settings;

**11.4** Electrode placement site, electrode temperature, and time of placement;

**11.5** Results of simultaneously obtained PaO<sub>2</sub>, PaCO<sub>2</sub>, and pH when available;

**11.6** Clinical appearance of patient, subjective assessment of perfusion, pallor, and skin temperature.

#### **TCM 12.0 FREQUENCY:**

Transcutaneous blood gas monitoring should be continuous for development of trending data. So-called spot checks are not appropriate.(3,9,10)

#### **TCM 13.0 INFECTION CONTROL:**

No special precautions are necessary, but Universal Precautions (as described by the Centers for Disease Control) are recommended.(24,25)

**13.1** The device probe should be cleaned between patient applications according to manufacturer recommendations.

**13.2** The external portion of the monitor should be cleaned according to manufacturer's recommendations whenever the device remains in a patient's room for prolonged periods, when soiled, or when it has come in contact with potentially transmissible organisms.

#### **Perinatal-Pediatrics Guidelines Committee:**

*Lynne K Bower RRT, Chairman, Boston MA*

*Sherry L Barnhart RRT, Mattoon IL*

*Peter Betit BS RRT, Boston MA*

*Barbara Hendon BA RCP RRT, Wylie TX*

*Joanne Masi-Lynch BS RRT, Salt Lake City UT*

*Barbara G Wilson Med RRT, Durham NC*

👁 **Abbildung 3-44:** AARC Clinical Practice Guideline: Transcutaneous Blood Gas Monitoring for Neonatal & Pediatric Patients; Perinatal-Pediatrics Guidelines. Bower et al. [ 17].

### 3.3.1 Sterilisation der verwendeten Messutensilien

Entsprechend den Hygienevorschriften werden alle zur Messung und Applikation verwendeten Zubehörteile mit dem Verfahren STERAD<sup>®</sup> 100S plasmasterilisiert. Bei der Zusammenstellung wurden die Messutensilien getrennt verpackt [☞ **Abbildung 3-45/3-46**]. Das erste Set beinhaltet die Utensilien zur Messplatzvorbereitung,



☞ **Abbildung 3-45:** Sterilisationssets zur tcpO<sub>2</sub> Messung.

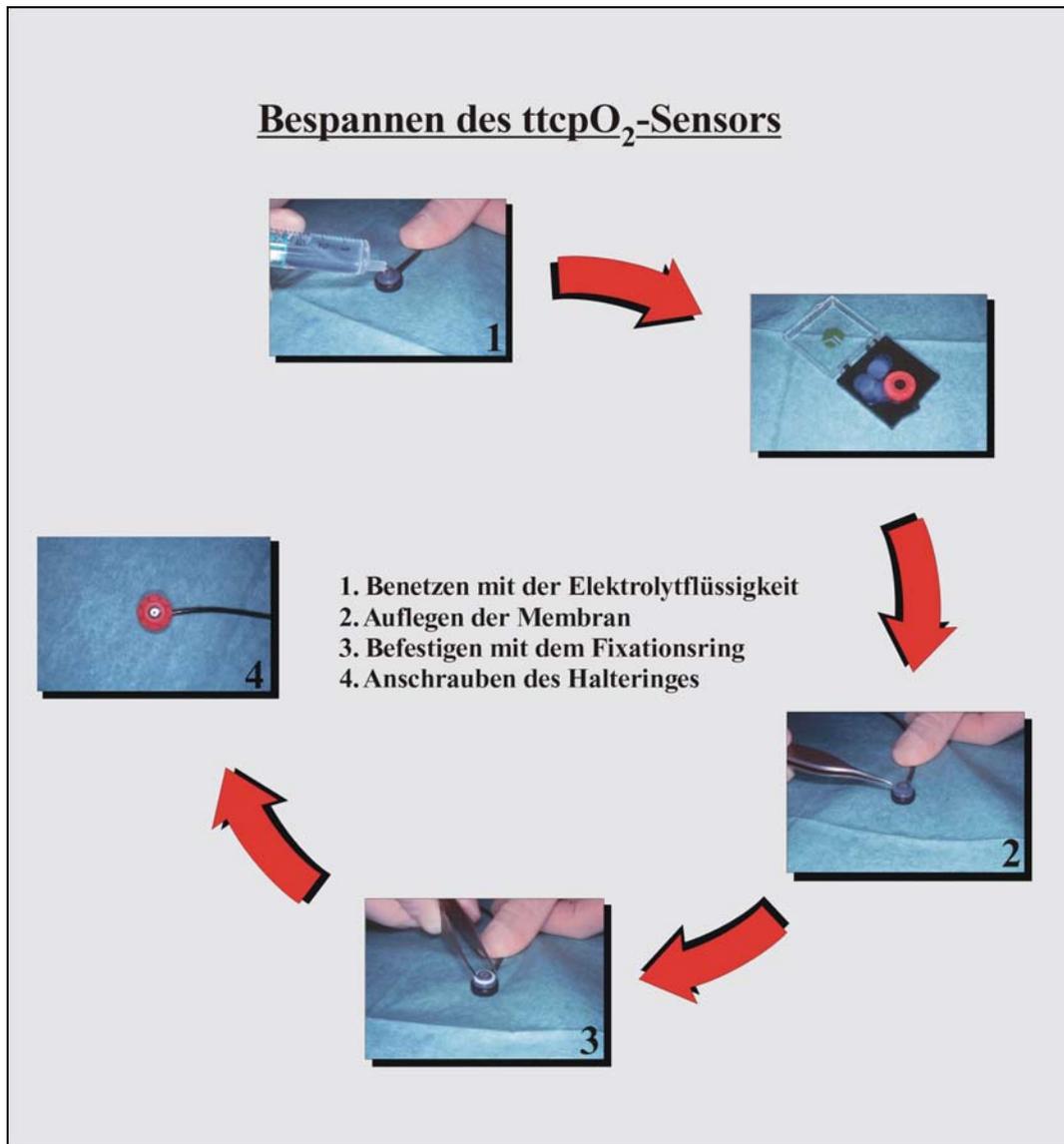
den tcpO<sub>2</sub>-Sensor, eine Pinzette, mehrere Ersatz-Fixationsringe und eine Box mit vorgestanzten Membranen. Das zweite Set beinhaltet eine langstiellige Applikationszange mit spezieller Greifvorrichtung und einen langstielligen Einmal-Rasierer. Im Gegensatz zu früher bestehenden Sets, bei denen der Sensor schon mit einer Membran bespannt sterilisiert worden war, besteht bei dieser Lagerungstechnik keine Gefahr der Elektrolytaustrocknung im Sensor. Somit kann die Lagerungszeit von bisher ~7 Tagen auf mehrere Monate, entsprechend dem Sterilisationsiegel, ausgedehnt werden, ohne dass im wöchentlichen Abstand bei Nichtbenutzung des tcpO<sub>2</sub> –Sensors das Set geöffnet und der Sensor neu bespannt werden muss. Kurz vor der Messung wird der Sensor dann unter sterilen Bedingungen neu bespannt.

den tcpO<sub>2</sub>-Sensor, eine Pinzette, mehrere Ersatz-Fixationsringe und eine Box mit vorgestanzten Membranen. Das zweite Set beinhaltet eine langstiellige Applikationszange mit spezieller Greifvorrichtung und einen langstielligen Einmal-Rasierer. Im Gegensatz zu früher bestehenden Sets, bei denen der Sensor schon mit



☞ **Abbildung 3-46:** Utensil zur tcpO<sub>2</sub> Messung; es beinhaltet zwei getrennt verpackte Sets.

### 3.3.2 Bespannen des $\text{ttcpO}_2$ -Sensors vor der Messung



**Synopsis 3-3:** Bespannen des  $\text{ttcpO}_2$ -Sensors unter sterilen Bedingungen.

Vor der Messung muss der  $\text{ttcpO}_2$ -Sensor noch mit der Teflonmembran bespannt werden. Hierzu wird auf einem sterilen Tuch mit sterilen Handschuhen das Set geöffnet. Eine Hilfsperson gibt einen Tropfen der Elektrolytlösung [Seite 26] auf die Mitte des Sensors, ohne hierbei mit dem Sensor in Berührung zu kommen. Anschließend wird mit einer sterilen Pinzette eine der schon zuvor ausgestanzten Membranen zentriert auf den Sensor gelegt und ein Fixationsring darübergeschraubt. Somit entfällt das Zuschneiden der Membran unter sterilen Bedingungen.

### 3.3.3 Kalibrierung der tcpO<sub>2</sub>-Elektrode

Zu Beginn jeder Messung muss der Sensor kalibriert werden. Nach dem Bespannen des Sensors unter sterilen Bedingungen auf einem vorbereiteten Tisch wird der Telemetriesender mit dem tcpO<sub>2</sub> – Sensor verbunden und das Gerät eingeschaltet. Auf dem Display erscheint der aktuell gemessene tcpO<sub>2</sub> Wert. Zum Abgleich an den



● **Abbildung 3-47:** GBP 1300 Digital-Barometer.

Luftsauerstoffpartialdruck wird das Digital Präzisions-Barometer GBP 1300 [● **Abbildung 3-47**] verwendet. Dieses arbeitet mit einer Gerätegenauigkeit von 1 mbar +/- 1 Digit bei 25°C Nenntemperatur. Bei einer Sensorgenauigkeit von +/- 0,25% FS (Hysterese und Linearität) ergibt sich eine Standardabweichung von 0,7 mmHg.

Da das Digital-Barometer den aktuellen Sauerstoffpartialdruck nur in mbar anzeigt, muss zur Eichung eine Umrechnung vorgenommen werden [∩ Gleichung III-I], wozu eine automatische Berechnung unter Microsoft® Excel geschrieben wurde. Während einer Kalibrierungszeit von ca. 10 Minuten kann man mit Hilfe der Justierungsschraube im Batteriefach [● **Abbildung 3-48**] den tcpO<sub>2</sub> Wert bei einer 95% Ansprechrate innerhalb von 8-12 sec genau einstellen. Diese Zeit wird benötigt, bis eine Stabilisierung und Polarisation des Sensors eingetreten ist [■ 76].

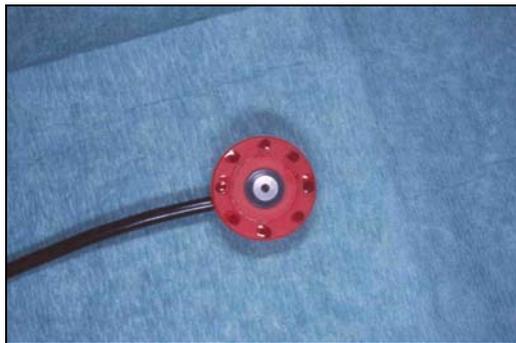


● **Abbildung 3-48:** Batteriefach mit der Möglichkeit der Sensorkalibrierung über ein Drehpotentiometer.

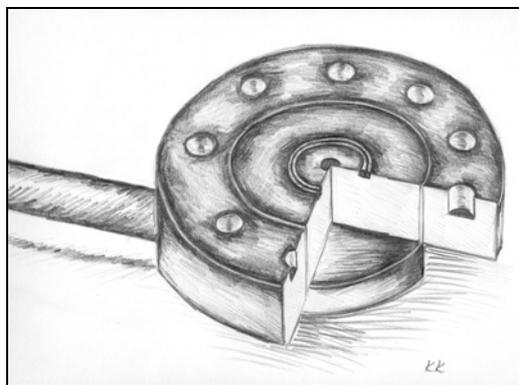
Kurz vor der eigentlichen Sensorapplikation wird ebenfalls unter sterilen Bedingungen die Histoacryl<sup>®</sup>-Ampulle aufgeschnitten und die acht Vertiefungen des Halteringes mit Kleber aufgefüllt [👁 **Abbildung 3-49/3-51**].



👁 **Abbildung 3-49:** Auffüllen der Vertiefungen des ttcpO<sub>2</sub>-Sensors mit Histoacryl<sup>®</sup>.



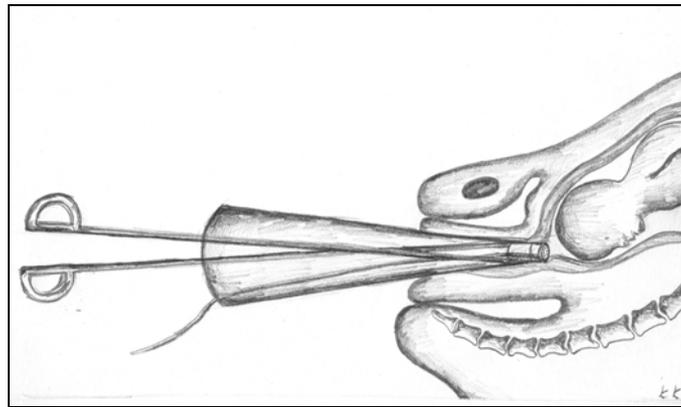
👁 **Abbildung 3-50:** Mit Histoacryl<sup>®</sup> vorbereiteter Sensor.



👁 **Abbildung 3-51:** Schemazeichnung des ttcpO<sub>2</sub>-Sensors.

### 3.3.4 Applikation der Elektrode auf dem fetalen Kopf

Zur zuverlässigen Messung des  $\text{ttcpO}_2$  auf der Kopfhaut des Feten ist eine sorgsame Applikation erforderlich. Hierzu wird zum gegebenen Zeitpunkt mit einem Amnioskop der fetale Schädel dargestellt und die hintere Fontanelle als Leitstelle aufgesucht. Bei den Messungen wurde entsprechend den Erfahrungen der Arbeitsgruppe um Huch und Mitarbeitern [169] der Sensor ab einer Zervixdilatation von 3 cm nach Fruchtblasensprung appliziert.



• **Abbildung 3-52:** Applikation des  $\text{ttcpO}_2$  Sensors auf dem Kopf des Feten sub partu nach K. Kemmer.

Die Haut ist in der Größe der Elektrodenoberfläche von Haaren zu befreien, um eine zuverlässige  $\text{ttcpO}_2$  Messung durchzuführen und einen sicheren Halt des Sensors auf der Kopfhaut zu ermöglichen. Hierzu hat sich das langstielige Rasiermesser mit abschraubbarer Klinge bewährt, welches schon unter Huch [168] in Benutzung war.



• **Abbildung 3-53:** Sensor-Applikationszange nach Huch [168].

Der Rasierer besitzt einen ca. 15 cm langen Stiel, wobei das Messer mit einer Schraube befestigt werden kann und nach einmaliger Benutzung verworfen wird. Auch bei geringer Kopfbehaarung sollte die Kopfhaut sorgfältig rasiert werden, um einen sicheren Halt

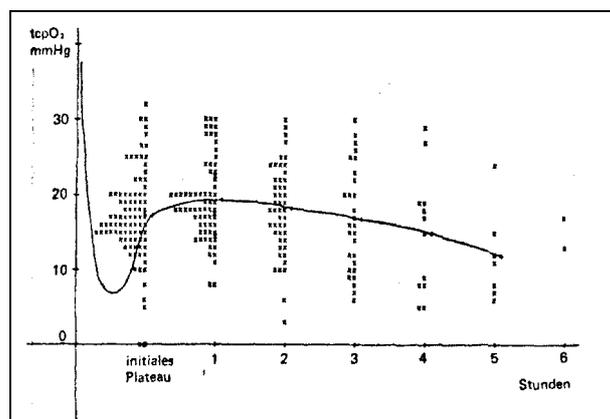
des Sensors zu gewährleisten. Definierte Messbedingungen und Diffusionsstrecke vor der Elektrodenmembran können so eingehalten werden. Nach der Haarentfernung reinigt man die Kopfhaut mit einem sterilen Tupfer von Haaren und Vernix caseosa. Anschließend wird die Kopfhaut mit einem NaCl getränkten Tupfer angefeuchtet. Dies hat sich als besonders wichtig herausgestellt, da es sich bei dem verwendeten Zweikomponenten Kleber Histoacryl<sup>®</sup> bei der 2. Komponente um Feuchtigkeit handelt und somit ein erheblich leichtere und sichere Applikation des Sensors durchführbar ist. Mit der speziellen Applikationszange [☞ **Abbildung 3-53/3-54**] wird anschließend der unter sterilen Bedingungen auf einem Lochtuch vorbereitete Sensor gefasst, in die Vertiefungen wird der Kleber eingefüllt und auf der Kopfhaut des Feten unter leichtem Druck platziert. Innerhalb von wenigen Sekunden hat sich der Kleber verfestigt, und man kann mit der Messung beginnen.



☞ **Abbildung 3-54:** Sensor-Applikationszange nach Huch [68].

### 3.3.5 Die korrekte Fixierung des tcpO<sub>2</sub> Sensors

Die Besonderheit dieser Messmethode und gleichzeitige Schwierigkeit liegt in der korrekten Applikation des Sensors auf der Kopfhaut des Feten. Wie schon in früheren Arbeiten Huchs [68] beschrieben, kann eine gelungene Fixation des tcpO<sub>2</sub> Sensors und damit die Fortführung der Messung nur an dem Verlauf der tcpO<sub>2</sub>



☞ **Abbildung 3-55:** 92 individuelle fetale tcpO<sub>2</sub>-Werte. Darstellung der initialen Niveaus und nach 1, 2, 3, 4, 5 und 6 Stunden kontinuierlicher, transkutaner Messung. Die Mittelwerte der einzelnen Zeitpunkte wurden zu einer schematischen tcpO<sub>2</sub>-Kurve verbunden [78].

Messkurve beurteilt werden. „Die Messung sollte nur akzeptiert und fortgeführt werden, wenn sie den im folgenden zu schildernden typischen Messbeginn und das typische Verhalten in Relation zu den uterinen Kontraktionen zeigt...“ [ 68].

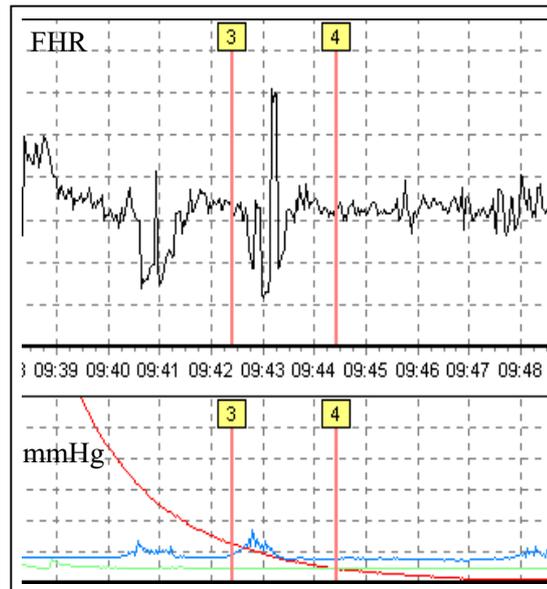
Beginnend beim oberen Eichpunkt von etwa 158 mmHg (bei einem aktuellen Luftdruck von 1013 mbar) fällt die  $ttcpO_2$  Kurve unmittelbar nach Applikation des Sensors auf der Kopfhaut steil ab. Mit zunehmender Hyperämie der Haut steigt die Messkurve wieder an, um sich auf einem Plateau einzupendeln. Initial stellen sich  $ttcpO_2$  Messwerte von etwa 22 mmHg ein. Der Zeitpunkt bis zum Erreichen des Plateaus nach Ausbildung der erwünschten Hyperämie variiert je nach klinischer Situation und beträgt in der vorliegenden Messung etwa 4 Minuten. Huch [ 78] und Mitarbeiter stellten fest, dass die Hyperämiedauer beim Feten länger als beim Neugeborenen dauert und diese sich um so weiter verlängert, je später der Sensor appliziert wurde bzw. je weiter die Geburt vorangeschritten war.

#### 3.3.5.1 Beispiele für eine inkorrekte Sensorapplikation/ -funktion

Im folgenden werden einige Beispiele für eine fehlerhafte Sensorapplikation bzw. eine fehlerhafte Sensorfunktion während laufender Messung gezeigt.

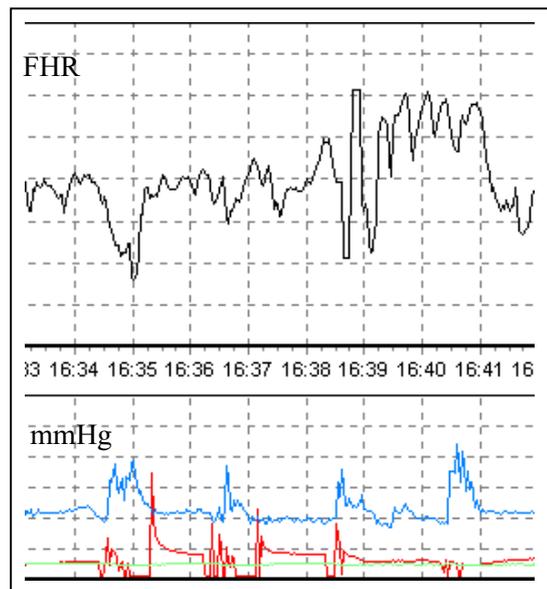
Kriterien, die zu einem Abbruch der Messung bzw. einer notwendigen Neuapplikation führen, werden dargestellt. Die Farbkodierung wird für alle Abbildungen gleich beibehalten. Die fetale Herzfrequenz wird schwarz in der oberen Bildhälfte dargestellt. Der  $ttcpO_2$  wird als rote Kurve, zusammen mit der grünen Kurve als Heizleistung und der blauen Kurve als Wehentätigkeit in der unteren Hälfte der Abbildungen dargestellt.

Die **Abbildung 3-56** zeigt eine fehlerhafte Sensorapplikation zu Beginn einer Messung. Der  $\text{tcpO}_2$ -Kurvenverlauf zeigt keinen korrekten Verlauf entsprechend **Abbildung 3-55**. Die  $\text{tcpO}_2$ -Werte nähern sich immer weiter dem Wert 0 mmHg, ohne dass es wieder zu einem Anstieg des  $\text{tcpO}_2$ -Wertes kommt. Ursache hierfür war das Überlaufen des Histoacryl<sup>®</sup>-Klebers auf die Membran unmittelbar nach Fixierung auf dem fetalen Schädel.



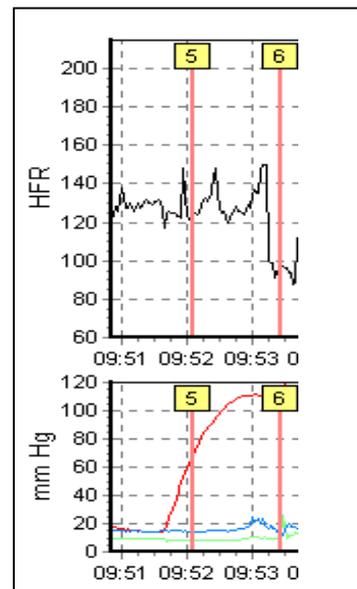
**Abbildung 3-56:** Fehlerhafte Sensorapplikation.

Die **Abbildung 3-57** zeigt ein typisches Bild für eine wehenbedingte Kompression des Sensors auf der Haut des Feten. Mit Wehenbeginn wird der Sensor der Geburtsmechanik folgend auf die Haut des Feten gedrückt und es kommt zu Kompression der Gefäße in dem entsprechenden Hautareal. Dies zeigt sich durch einen drastischen Abfall des  $\text{tcpO}_2$ -Wertes. Zum Wehenende mit Kompressionslösung kommt es zu einem sprunghaften Anstieg des  $\text{tcpO}_2$ -Wertes, wobei sich der  $\text{tcpO}_2$ -Wert wieder auf sein Ausgangsniveau nivelliert. Durch Veränderung der Lage und der Kompression des Sensors sollte dieses Sensorverhalten wieder verschwinden.



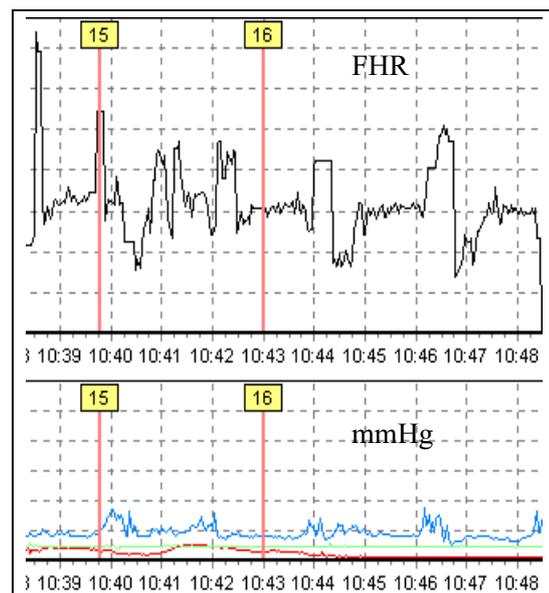
**Abbildung 3-57:** Kurzfristige Kompression des  $\text{tcpO}_2$ -Sensors an die fetale Haut.

Die **Abbildung 3-58** zeigt eine vollständige Lösung des  $\text{tcpO}_2$ -Sensors von der Kopfhaut. Der  $\text{tcpO}_2$ -Wert steigt abrupt auf sehr hohe Werte an. In diesem Fall ist eine Neuapplikation des Sensors erforderlich.



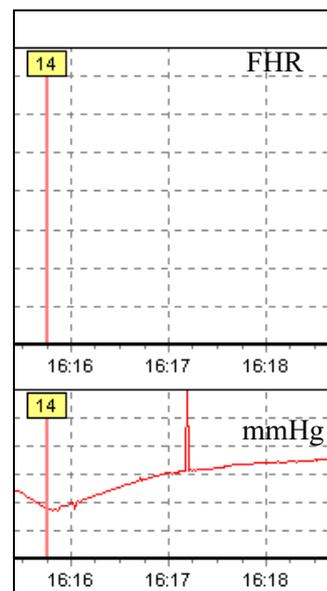
**Abbildung 3-58:** Ablösen des  $\text{tcpO}_2$ -Sensors mit Beendigung der Messung kurz vor dem Event Nr. 5.

In der **Abbildung 3-59** wird ein typischer  $\text{tcpO}_2$ -Messverlauf bei zunehmender Kompression des Sensors auf der Haut des Feten dargestellt. Eine Annäherung des  $\text{tcpO}_2$ -Wertes sub partu an 0 mmHg erweist sich hierbei als physiologisch, da durch zunehmende Kompression des Sensors auf der Haut die Durchblutung des unter dem Sensor befindlichen Hautareals abnimmt. Durch Lagewechsel der Patientin kommt es meist zu einer Veränderung der auf den Sensor im Geburtskanal einwirkenden Kompressionskräfte, und die  $\text{tcpO}_2$ -Messung kann fortgesetzt werden.



**Abbildung 3-59:** Darstellung einer zunehmenden Sensorkompression auf der fetalen Haut.

Die **Abbildung 3-60** zeigt in der Registrierung des  $\text{ttcpO}_2$  einen plötzlichen steilen Anstieg/Peak. Dieser ist technisch bedingt und entsteht teilweise bei automatischem Sendekanalwechsel durch den Telemetriesender.



**Abbildung 3-60:**  $\text{ttcpO}_2$ -Registrierung mit automatischem Umschalten auf den zweiten Sendekanal.

### 3.3.6 Ermittlung der Elektrodendrift

Im Rahmen der Vorbereitungen zur  $\text{ttcpO}_2$ -Messung wurde jeweils zu Beginn der Messung der  $\text{ttcpO}_2$ -Sensor in Abhängigkeit vom Umgebungsluftdruck entsprechend Kapitel 3.3.3 auf den aktuellen Umgebungssauerstoffpartialdruck geeicht. Sowohl der Umgebungssauerstoffpartialdruck zu Beginn der Messung ( $\text{ttcpO}_2\text{-UB}$ ) als auch nach der Messung ( $\text{ttcpO}_2\text{-UE}$ ) wurden notiert. Während die maximale Drift einen Wert von 0,9% hatte, wurde in der Regel eine Drift von unter 0,7% gefunden.

### 3.3.7 Registrierung der Messgrößen

Als Messgrößen werden in dieser Studie [☞ **Tabelle 3-17/3-18**] kontinuierlich der  $\text{ttcpO}_2$ , die fetale Herzfrequenz (FHR), die Wehentätigkeit und die Heizleistung registriert. Während der Messung werden mindestens einmal mittels MBU die Parameter der Blutgasanalyse wie  $\text{pH}_{\text{MBU}}$ ,  $\text{pO}_{2\text{MBU}}$ ,  $\text{pCO}_{2\text{MBU}}$ ,  $\text{BE}_{\text{MBU}}$ ,  $\text{SpO}_{2\text{MBU}}$  bestimmt. Postpartal wird im Nabelschnurarterienblut ebenfalls die Blutgasanalyse durchgeführt. Während laufender Messung werden die Patientendaten in einem neuangefertigten Protokollbogen [☞ **Synopsis 3-4**] anonymisiert eingetragen. Hierbei wurde ein speziell entwickelter Verschlüsselungscode zur Anonymisierung des Vornamens, des Nachnamens sowie des Geburtstages der Mutter verwendet.

### 3.3.7.1 Protokollbogen

Der Protokollbogen [ **Synopsis 3-4**] ist in 10 Abschnitte eingeteilt, die sowohl vor als auch während und nach der Messung bzw. Geburt bearbeitet werden.

Abschnitt  enthält allgemeine Informationen über die Patientin. Hier wird der Dateiname eingetragen, unter der in der TLMX 32 Software die Messung abgespeichert wird [S. 53]. Name und Vorname werden ohne Leerzeichen entsprechend dem Verschlüsselungscode eingetragen. Die Fallnummer entspricht der entsprechenden Zahl der Messung. Das Geburtsdatum wird ebenfalls verschlüsselt eingetragen. Parität/Gravidität, Schwangerschaftsalter in Schwangerschaftswochen als auch Geburtslage und Stellung entsprechen den zum Zeitpunkt der Messung geltenden Daten.

Aus den im Abschnitt  festgehaltenen Daten kann man Informationen über die Messgenauigkeit der verwendeten Elektrode gewinnen. Hier wird der mit dem GBP 1300 Digital-Barometer [S. 87] aktuell gemessene Luftdruckwert  $p_{O_2-UB}$  in mbar eingetragen. Der aktuell zu Beginn der Messung eingestellte  $ttcp_{O_2-UB}$  wird durch Umrechnung [S. 165 ] in mmHg festgehalten. Die Zeit  $t_N$  bis zum Nullabgleich ist für jede Elektrode spezifisch und wurde bei der Herstellung überprüft und festgehalten. Sie gibt Auskunft über die Trägheit der Elektrodeneinstellung und wird von dem aktuell gemessenen Umgebungs-Sauerstoffpartialdruckwert ermittelt. Hierzu wird die Elektrode mit 100% igem Stickstoffgas bedampft, um so einen  $tcp_{O_2}$ -Wert von 0 mmHg zu simulieren [Kapitel 3.2.1.1]. Die Einstellzeit, bis die Messeinheit idealerweise einen Wert von 0 mmHg anzeigt entspricht der  $t_N$  und sollte einen Grenzwert von 10 Sekunden nicht überschreiten. Der  $ttcp_{O_2-N}$  Wert entspricht dann einem Sauerstoffpartialdruck von idealerweise 0 mmHg unter 100%iger Stickstoffbegasung. Der  $ttcp_{O_2-F}$  Wert wird nach Beendigung der Messung festgehalten und entspricht idealerweise dem aktuell gemessenen Umgebungssauerstoffpartialdruck  $p_{O_2-UF}$  zum Ende der Messung.

In dem Abschnitt  werden Informationen über den transkutanen Sauerstoffpartialdrucksensor sowie dessen Applikationsbedingungen festgehalten. Die Applikationszeit  $t_z$  hält den Zeitpunkt fest, an dem der Sensor auf der Kopfhaut des Feten appliziert wird. Zum Ende der Messung wird die Gesamtmessdauer  $t_D$  ebenfalls notiert.

Der Bishop Score zu Beginn der Messung wird festgehalten. Aus den während der Messung gewonnenen Daten lassen sich die durchschnittliche Heizleistung  $\bar{P}_H$  und der  $\bar{t}cpO_2$  Wert errechnen. Sollte die Messung über die Geburt hinausgehen, wird dem Apgar Schema ähnlich der  $tcpO_2$  Wert nach 1, 5 und 10 Minuten festgehalten, um einen Eindruck über die postpartale Sauerstoffversorgung zu erhalten.

Der zur CTG-Beurteilung verwendete FIGO Score wird im Abschnitt ④ festgehalten.

Während der Messung wird als eine Referenzmethode [S. 99] die MBU durchgeführt. Hierbei werden im Abschnitt ⑤ die Nummer der MBU, die Blutabnahmezeit  $t_{MBU}$ , sowie die Blutgaswerte der BGA wie der pH-Wert  $pH_{MBU}$ , der Sauerstoffpartialdruck  $pO_{2MBU}$ , der Kohlendioxidpartialdruck  $pCO_{2MBU}$ , das Laktat  $Laktat_{MBU}$  sowie der Base Excess  $BE_{MBU}$  bestimmt und festgehalten. Der Protokollbogen umfasst bei weiterem Bedarf ein Zusatzblatt, auf dem sich dem Abschnitt ④ identische Tabellen als Erweiterung befinden.

Im Abschnitt ⑥ wird die Geburtszeit eingetragen.

Postpartal wird aus den Nabelschnurgefäßen Blut entnommen und eine BGA zur Zustandsdiagnostik des Feten und Abschätzung des partalen Distress durchgeführt. Hierbei wird im Abschnitt ⑦ sowohl im Nabelschnurarterienblut, als auch dem Nabelschnurvenenblut der  $pH_{BGA}$ , der  $pO_{2BGA}$ , der  $pCO_{2BGA}$ , das Laktat  $Laktat_{BGA}$  und der  $BE_{BGA}$  bestimmt.

Im Abschnitt ⑧ werden allgemeine Daten des Neugeborenen wie Geschlecht, Geburtsgewicht, der Apgar Wert bestimmt nach 1, 5 und 10 Minuten, die Körperlänge und der Kopfumfang festgehalten.

Der Abschnitt ⑨ steht zur Protokollierung von Besonderheiten jeglicher Art zur Verfügung.

Der Abschnitt ⑩ umfasst ebenfalls mehrere Seiten, auf denen der Geburtsverlauf während der Messung protokolliert wird. In der TLMX 32 Software besteht die Möglichkeit, während laufender Messung Eventmarker [S. 56] zu setzen, die automatisch fortlaufend nummeriert werden. Diese Nummerierung wird unter der Spalte Events eingetragen. Dieser entsprechend wird die Lage der Patientin zum Zeitpunkt der Eventmarkierung festgehalten. Hierbei wird ein Abkürzungsschlüssel [☞ **Tabelle 3-14**] verwendet.

<b>Abkürzung:</b>	<b>Mütterliche Geburtspositionen:</b>
Auf	Aufstehen
G	Gehen
H	Hocken
RO	Romarad
S	Stehen
Si	Sitzen
Sl	Seitenlage links
Sr	Seitenlage rechts
St	Steinschnittlage
V	Vierfüßlerstand
W	Wassergeburt

☞ **Tabelle 3-14:** Abkürzungstabelle zur Beschreibung der maternalen Geburtsposition.

## Protokoll

### zur Telemetrischen Transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessung beim Feten während der Geburt

Datum: 01.08.2001

1

Allgemein:		Einheit:
Dateiname:	9ae-28	*.txt
Name/Vorname:	ppp+ttt+uuu+^+vvv+www	Kodierung
Fallnummer:	Pat. 23	
Geburtsdatum:	)~yja/	Kodierung
Para/Gravida:	1/2	
SS-Alter:	30+1	SSW
Lage/Stellung:	3CSG/8	

2

pO <sub>2</sub> -UB:	1018	mbar
ttcpO <sub>2</sub> -UB:	158,8	mmHg zu Beginn der Messung
t <sub>N</sub> :	8s	Zeit bis zum Nullabgleich
ttcpO <sub>2</sub> -N:	2,25	mmHg bei Nullabgleich
pO <sub>2</sub> -UF:	1012	mbar
ttcpO <sub>2</sub> -UF:	156	mmHg am Ende der Messung

3

Sensorinformationen:		
t <sub>Z</sub> :	16:00	Applikationszeit in hh:mm
t <sub>D</sub> :	1:00	hh:mm a.p.
Bishop-Score:	7	zur Zeit der Applikation
Ø P <sub>H</sub> :	110	Durchschn. Heizleistung in mW
Ø ttcpO <sub>2</sub> :	119,8	Durchschn. ttcpO <sub>2</sub> in mmHg
ttcpO <sub>2</sub> -1:	80	mmHg p.p. nach 1 min
ttcpO <sub>2</sub> -5:	80	mmHg p.p. nach 5 min
ttcpO <sub>2</sub> -10:	80	mmHg p.p. nach 10 min

4

CTG-Informationen:		
FIGO-Score:		

5

MBU:		
Nummer:	01	
t <sub>MBU</sub> :	1:18	hh:mm a.p.
pH <sub>MBU</sub> :	7,44	
pO <sub>2</sub> MBU:	82,80	mmHg
pCO <sub>2</sub> MBU:	35,87	mmHg
Laktat <sub>MBU</sub> :	1,2	mmol/l
BE <sub>MBU</sub> :	+2,2	

6

Geburtszeit:	18:20
--------------	-------

7

Blutgasmessung:				
	NA	NV	Mutter	
pH <sub>BGA</sub> :	7,42	7,38	7,44	
pO <sub>2</sub> BGA:	90	80	96	mmHg
pCO <sub>2</sub> BGA:	40	35	34	mmHg
Laktat <sub>BGA</sub> :	1,2	1,3	1,0	mmol/l
BE <sub>BGA</sub> :	+2,2	+2,3	+2,2	

8

Geschlecht:	♂	
Geburtsgewicht:	3896	in Gramm p.p.
Apgar:	9	nach 1 min
	10	nach 5 min
	10	nach 10 min
Körperlänge:	53	in cm
Kopfumfang:	36	in cm

9

Besonderheiten:	keine
-----------------	-------

10

Events:	Lage:	Besonderheiten, Medikation:
00	S	Wachheit von der Rücken-S
04	9	Patientin geht für ca. 15 min

R = Rückenlage; Sl = Seitenlage li.; Sr = Seitenlage re.; St = Sitzen; Auf = Aufstehen; S = Stehen; G = Gehen; H = Hocken; W = Wassergeburt; RO = Romarad, V = Vierfüßlerstand, St = Steinschnittlage

☞ Synopsis 3-4: Protokollbogen zur telemetrischen transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessung [☒I].

### 3.3.8 Referenzmethoden

Als Referenzmethoden werden in dieser Studie während der laufenden Registrierung des  $\text{ttcpO}_2$  und der Heizleistung die Kardiotokographie und die MBU verwendet. Nach der Geburt wird die BGA sowohl des Nabelschnurarterien- als auch des –venenblutes durchgeführt.

#### 3.3.8.1 CTG

Als Referenzmethoden werden in dieser Studie die Kardiotokographie als fortlaufende apparative Ableitung und Aufzeichnung der fetalen Herzschlagfrequenz und gleichzeitig der Wehentätigkeit in der Spätschwangerschaft (antepartale K.) u. während der Geburt (intrapartale K.) zur Überwachung des Feten u. frühzeitigen Erkennung einer intrauterinen Hypoxie durchgeführt. Verwendet wird ein Standard CTG HP M1350A der Firma Hewlett Packard [⊠VIII], welches speziell für die  $\text{ttcpO}_2$  Messung modifiziert wurde [S. 40].

#### 3.3.8.2 MBU

Als weitere Referenzmethode während der laufenden  $\text{ttcpO}_2$  Registrierung wird mindestens einmal die MBU durchgeführt. Hierbei wird bei Belassen des  $\text{ttcpO}_2$  Sensors auf der Kopfhaut des Feten entsprechend der Vorgehensweise zur MBU-Entnahme [S. 7] der  $\text{pH}_{\text{MBU}}$ , der  $\text{pO}_{2\text{MBU}}$ , der  $\text{pCO}_{2\text{MBU}}$ , das Laktat<sub>MBU</sub>, die  $\text{SpO}_{2\text{MBU}}$  und der  $\text{BE}_{\text{MBU}}$  bestimmt. Analysiert werden die Messwerte in dem Blutgasanalysegerät der Firma Radiometer, Kopenhagen. Normwerte siehe ⊠ **Tabelle 3-15**.

Biologische Größe:	Referenzbereich:	Einheit:	SI-Einheit:
$\text{pH}_{\text{MBU}}\text{-EP}$	7,20 – 7,44		
$\text{pH}_{\text{MBU}}\text{-AP}$	7,21 – 7,41		
$\text{pO}_{2\text{MBU}}\text{-EP}$	15 – 23	mmHg	kPa
$\text{pO}_{2\text{MBU}}\text{-AP}$	15 – 23	mmHg	
$\text{pCO}_{2\text{MBU}}\text{-EP}$	26 – 64	mmHg	kPa
$\text{pCO}_{2\text{MBU}}\text{-AP}$	35 – 68	mmHg	
Laktat <sub>MBU}\text{-EP}</sub>	0,6-2,4	mmol/l	
$\text{BE}_{\text{MBU}}\text{-EP}$	-10,0 – 0	mmol/l	
$\text{BE}_{\text{MBU}}\text{-AP}$	-10,5 – -0,5	mmol/l	

⊠ **Tabelle 3-15:** Normalwerte der MBU in der Eröffnungsphase (EP) und der Austreibungsphase (AP) [⊠ 115].

### 3.3.8.3 Nabelschnurarterienblut

Post partum wird in dem Nabelschnurarterien- und Nabelschnurvenenblut ebenfalls eine Blutgasanalyse durchgeführt. Hierbei werden der  $\text{pH}_{\text{NA/NV}}$ , der  $\text{pO}_{2\text{NA}/\text{NV}}$ , das Laktat $_{\text{NA/NV}}$  und der  $\text{BE}_{\text{NA/NV}}$  bestimmt [☞ **Tabelle 3-16**].

Biologische Größe:	Referenzbereich:	Einheit:	SI-Einheit:
$\text{pH}_{\text{NA}}$ $\text{pH}_{\text{NV}}$	7,15 – 7,35 7,22 – 7,42		
$\text{pO}_{2\text{NA}}$ $\text{pO}_{2\text{NV}}$	4 - 27 10 - 35	mmHg mmHg	kPa
$\text{pCO}_{2\text{NA}}$ $\text{pCO}_{2\text{NV}}$	34 – 71 30 – 45	mmHg mmHg	kPa
$\text{BE}_{\text{NA}}$ $\text{BE}_{\text{NV}}$	-16 – 0 -12 – 0	mmol/l mmol/l	

☞ **Tabelle 3-16:** Normwerte der postpartalen BGA im Nabelschnurarterien- und -venenblut [☞ 115].

## 3.4 Patientengut

Die vorliegende Arbeit umfasste zwei Erstgebärende im Alter von 27/31 Jahren und eine Mehrgebärende im Alter von 25 Jahren. Allen gemeinsam war ein unauffälliger Schwangerschaftsverlauf.

### 3.4.1 Aufklärungsbogen

Nach einem intensiven Aufklärungsgespräch gaben alle Patientinnen schriftlich eine Einwilligungserklärung ab. Die Studie wurde in Abstimmung mit der Ethikkommission der Philipps-Universität Marburg durchgeführt.

# KLINIK DER PHILIPPS-UNIVERSITÄT MARBURG

## Abteilung für Geburtshilfe und Perinatalmedizin

Direktor: Prof. Dr. med. S. Schmidt  
Telefon: 06421-28-66213

Klinikstempel

### Transkutane Sauerstoffpartialdruckmessung

Studie zur nicht-invasiven, kontinuierlichen  
Überwachung des Sauerstoffpartialdruckes beim Feten  
während der Geburt

Patientenaufkleber:

Die Entbindung  
wurde für den \_\_\_\_\_ geplant.  
Datum

### ➤ Liebe Patientin,

bei Ihrem Kind soll die telemetrische, transkutane Sauerstoffpartialdruckmessung angewandt werden, um es, zusammen mit den anderen Untersuchungsmöglichkeiten (Partogramm, manuelle/innere Untersuchung und CTG), optimal zu überwachen und eine eventuelle Gefahr für Sie und Ihr Kind frühzeitig zu erkennen.

Die Ärztin/der Arzt wird mit Ihnen über die Notwendigkeit, Art und Durchführung der neuen Untersuchungstechnik sprechen. Sie müssen naheliegende, typische Risiken und Folgen der geplanten Maßnahme kennen, damit Sie sich entscheiden können. Diese Aufklärungsblatt soll Ihnen helfen, sich auf das Gespräch vorzubereiten.

### ➤ Was bedeutet was?

● *Telemetrisch* bezeichnet die Art und Weise, wie die Meßdaten von dem Meßort, dem Sensor auf dem Kopf des Kindes, zur Auswertungsstelle, dem Computer, gelangen. Bei älteren Meßgeräten wurden die Daten durch ein Kabel, welches den Sensor mit dem Computer verband, übertragen. Heute jedoch wird diese Übermittlung per Funk vorgenommen, so daß Ihnen jede Möglichkeit zur freien Bewegung erhalten bleibt.

● *Transkutan* bedeutet, daß die Messung der Blutgase am Kopf des Kindes durch Kontakt mit der Haut vorgenommen wird (nicht-invasiv); sie muß also nicht, z. B. mit einer Nadel, verletzt werden.

● *Sauerstoffpartialdruck* bezeichnet den Anteil des Sauerstoffs im Blut des Menschen, der nicht an den roten Blutfarbstoff gebunden ist, sondern der frei in der Blutflüssigkeit transportiert wird. Dieser Meßwert gibt schon zu einem sehr frühen Zeitpunkt Auskunft über drohende Gefahren für das Kind.

### ➤ Wann ist diese Meßmethode notwendig?

Die telemetrische, transkutane Sauerstoffpartialdruckmessung ist aus ärztlicher Sicht sinnvoll oder stellt eine wichtige diagnostische Meßmethode dar, für den Fall, daß

- ein Geburtsstillstand eintritt;
- Veränderungen der kindlichen Herztonableitung (CTG - Veränderungen) während einer Spontangeburt registriert werden, die für eine Gefährdung des Kindes sprechen;
- nicht eindeutig interpretierbare CTG- Muster auftreten;
- die Gefahr der Sauerstoffmangelversorgung für das Kind während des Geburtsvorganges besteht.

**Diese Komplikationen sind nicht immer eindeutig vorhersehbar. Da die Meßmethode nicht-invasiv vorgenommen wird, sollte sie grundsätzlich als Standardüberwachung eingesetzt werden.**

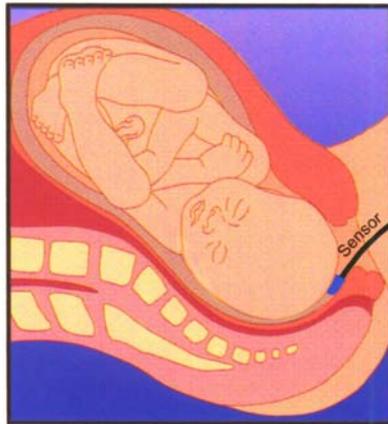
①

➤ **Abbildung 3-61:** Aufklärungsbogen, Seite 1[☒I].

### Wie wird die Messung vorgenommen?

Die Sie betreuende Hebamme oder eine Ärztin / ein Arzt wird bei Ihnen in regelmäßigen Abständen den Geburtsfortschritt beobachten und dokumentieren. Nach dem Zerplatzen der Fruchtblase schiebt sich das Köpfchen Ihres Kindes immer weiter dem Muttermund entgegen. Ab einer Muttermundgröße von 3 cm kann der Sensor angebracht werden.

Hierzu entfernt der Arzt vorsichtig unter Sicht (mit einer Leuchtquelle), mit einem speziell angefertigten Miniaturrasierer, auf einer der Größe eines 10 Pfennig Stückes entsprechenden Fläche, Haare von der Kopfhaut. Anschließend wird der mit einem Haftgel versehene Sensor sanft hinten auf dem Kopf des Kindes, in Höhe der kleinen Fontanelle, plziert. Die Sendeeinheit kann mit einem elastischen Band auf Ihrem Bauch befestigt werden. Schon lange in der Routine verwendete Verfahren, wie die der Kardiotokographie, werden zusätzlich angewandt. Dank der Telemetrie können Sie sich völlig frei bewegen und sind in Ihrem Bewegungsradius nicht durch etwaige Kabel weiter beeinträchtigt.



### Mit welchen Komplikationen ist zu rechnen?

**Kein ärztlicher Eingriff ist völlig frei von Risiken.** Trotz größter Sorgfalt können in Einzelfällen bei der Sensorplatzierung Komplikationen auftreten, die meist sofort erkannt und behandelt werden. Zu nennen sind:

- äußerst selten kann es zu Infektionen kommen;

- Verletzungen am Eingang der Scheide, an den nach innen liegenden Wandschichten des Muttermundes, können entstehen.

### Bestehen Gefahren für das Kind?

Im Vergleich zur Spontangeburt ohne telemetrische, transkutane Sauerstoffpartialdruckmessung bestehen in der Regel keine zusätzlichen Risiken für das Kind.

- Selten kann es zu einer geringfügigen Schnittverletzung der Haut bei der Haarentfernung kommen, die in den meisten Fällen von selbst abheilt;
- Durch den auf etwa 44 °C angewärmten Sensor kann es zu leichten Hautrötungen auf dem Kopf des Kindes kommen, die jedoch nach wenigen Stunden verblasen.

### Fragen zum Aufklärungsgespräch?

Im Aufklärungsgespräch sollten Sie nach allem fragen, was Ihnen wichtig oder noch unklar erscheint, so zum Beispiel:

*Bestehen persönliche Risiken, die im Aufklärungsbogen nicht erwähnt sind?*

### Einwilligungserklärung

Über die geplante Sauerstoffpartialdruckmessung wurde ich in einem Aufklärungsgespräch mit

Frau/Herrn Dr. \_\_\_\_\_  
Ort, Datum, Stempel und Unterschrift des Arztes

**ausführlich informiert.** Dabei konnte ich alle mir wichtig erscheinenden Fragen über Art und Bedeutung des Eingriffes, über Risiken und mögliche Komplikationen, stellen.

Ich habe keine weiteren Fragen, fühle mich **ausreichend aufgeklärt** und **willige** hiermit nach ausreichender Bedenkzeit in die geplante Messung ein.

Ich weiß, daß ich jederzeit und ohne Angaben von Gründen meine Einwilligung zur Teilnahme an dieser Studie widerrufen kann, ohne daß mir daraus Nachteile erwachsen.

*Eine Kopie des Aufklärungsbogens habe ich erhalten.*

\_\_\_\_\_  
Ort, Datum und Unterschrift der Patientin

2

• **Abbildung 3-62:** Aufklärungsbogen, Seite 2 [☒I].

### 3.5 Dokumentation und Statistische Auswertung

In dieser Arbeit wurden unterschiedliche Parameter und Messwerte untersucht, und wie in den vorangegangenen Kapiteln detailliert beschrieben, erfasst und archiviert. Insgesamt wurden [☞ **Tabelle 3-17/3-18**] die Parameter der Telemetrie mit der fetalen Herzfrequenz, der Wehentätigkeit, der Heizleistung und des  $ttcpO_2$  erfasst. Zusätzlich wurden Fetalblutanalysen und damit die Erfassung von Momentwerten mit den Parametern des pH-Wertes, der Laktats, des Base Excess, des  $pCO_2$ , des  $pO_2$  durchgeführt. Postpartal wurden der Apgar nach 1, 5 und 10 Minuten bestimmt, so wie eine Blutgasanalyse aus Nabelschnurarterien/-venenblut mit der Erfassung des pH, Laktats, Base Excess,  $pO_2$ ,  $pCO_2$ ,  $SpO_2$  durchgeführt. Das Geburtsgewicht sowie die Kindsmaße, Körperlänge und Kopfumfang wurden notiert.

Sub partual erfasste Daten:	
<b>Telemetrie:</b>	
FHR	[bps]
Tocographie	[mmHg]
$ttcpO_2$	[mmHg]
Heizleistung	[mW]
<b>FIGO-Score:</b>	
<b>MBU:</b>	
$ph_{MBU}$	
$pO_{2MBU}$	[mmHg]
$pCO_{2MBU}$	[mmHg]
Laktat <sub>MBU</sub>	[mmHg]
Base Excess <sub>MBU</sub>	[mmol/l]
$SpO_{2MBU}$	%

☞ **Tabelle 3-17:** In der Studie zur telemetrisch transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessung sub partu ermittelte Daten.

Postpartal erfasste Daten:	
<b>Nabelschnurarterienblut:</b>	
pH <sub>NA</sub>	
pO <sub>2NA</sub>	[mmHg]
pCO <sub>2NA</sub>	[mmHg]
Laktat <sub>NA</sub>	[mmHg]
Base Excess <sub>NA</sub>	[mmol/l]
SpO <sub>2NA</sub>	%
<b>Apgar:</b>	1, 5, 10 Minuten
<b>Nabelschnurvenenblut:</b>	
pH <sub>NV</sub>	
pO <sub>2NV</sub>	[mmHg]
pCO <sub>2NV</sub>	[mmHg]
Laktat <sub>NV</sub>	[mmHg]
Base Excess <sub>NV</sub>	[mmol/l]
SpO <sub>2NV</sub>	%
<b>Neugeborenenmaße:</b>	
Geschlecht	
Gewicht	[Gramm]
Körperlänge	[cm]
Kopfumfang	[cm]

☞ **Tabelle 3-18:** In der Studie zur telemetrisch transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessung post partal ermittelte Daten.

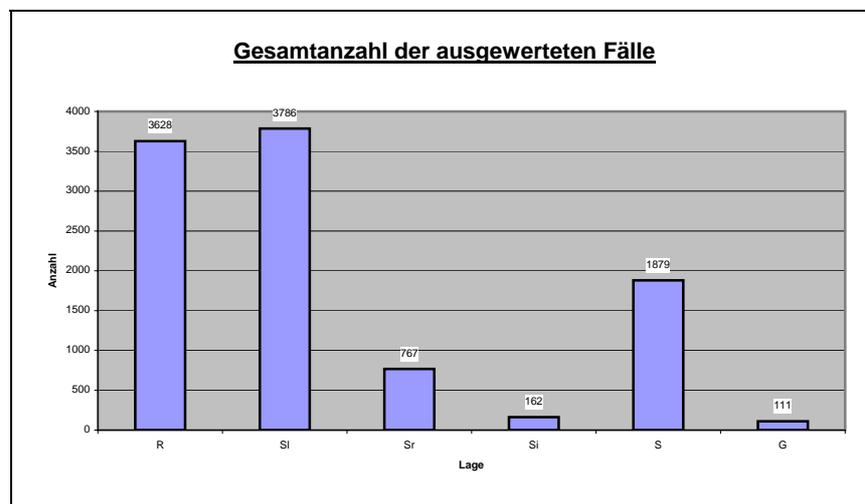
### 3.5.1 Dokumentation des Patientengutes und der Messdaten

Das Patientenkollektiv umfasste 3 Schwangere, 2 Erstgebärende und 1 Mehrgebärende mit Wehentätigkeit in der 40-41. SSW. Das Verfahren wurde mit dem Ziel einer Evaluierung der subpartualen Oxygenierung bei jeweils unauffälligem Herzfrequenzmuster (FIGO  $\geq 7$ ) durchgeführt. Bei der Auswahl der Patientinnen wurde sich strikt an die zuvor festgelegten Einschlusskriterien [☞ **Tabelle 3-19**] gehalten.

Schwangerschaftsalter:	37. SSW + 0 bis 40. SSW + 0
Gravida/Para:	I./I. oder II./II.
Geburtsgewicht:	Schätzwert zwischen der 5. und 90. Perzentile
Lage/Stellung/Haltung/Einstellung:	VoHHL
Messbeginn:	Portio > 3 cm, Höhenstand I ≤ 0

☞ **Tabelle 3-19:** Einschlusskriterien für die Studie zur ttpO<sub>2</sub>-Messung sub partu.

Hierbei wurden entsprechend der Intra- und Postakmenanalytik bei einer Gesamtauswertung von 41.330 Messwerten in der Gruppe der Rückenlage 3628 Fälle, der Seitenlage links 3768 Fälle, Seitenlage rechts 767 Fälle, Sitzen 162 Fälle, Stehen 1879 Fälle und Gehen 111 Fälle analysiert [☞ **Abbildung 3-63**]. Ein Messfall beinhaltet die jeweiligen Informationen des CTGs mit FHR und der Wehentätigkeit sowie den Daten der transkutanen Sauerstoffmessung mit dem ttpO<sub>2</sub> und der Heizleistung.

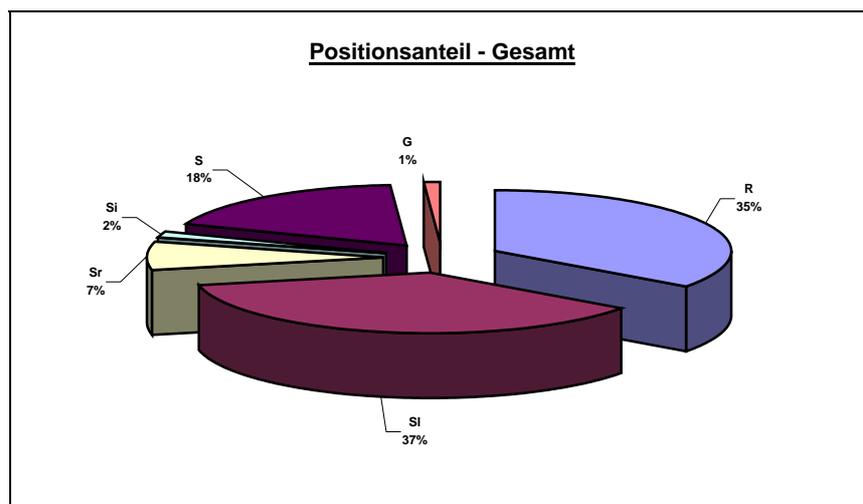


☞ **Abbildung 3-63:** Übersicht über die Geburtsposition mit Anzahl der einzelnen ausgewerteten Fälle.

### 3.5.2 Statistische Auswertung

Bei der statistischen Analyse wurden die Daten sowohl patientenunabhängig als auch patientenabhängig untersucht und in Gruppen zusammengefasst. Drei Untersuchungsansätze/Gruppen wurden hierbei gebildet. Die Untersuchungen beziehen sich auf die Geburtsposition, auf den Lagewechsel und auf einen Vergleich mit den Referenzdaten.

Bei der Analyse der Geburtsposition wurden die Datensätze auf die von der Patientin jeweils eingenommene Geburtsposition hin untersucht und in die Gruppen Rückenlage, Seitenlage-links, Seitenlage-rechts, Sitzen, Stehen und Gehen aufgeteilt. Eine weitere Unterteilung erfolgte in den jeweiligen Subgruppen entsprechend der Intra- und Postakmenanalytik.



● **Abbildung 3-64:** Anteil der eingenommenen Geburtspositionen in Bezug auf die Gesamtmessdauer für das gesamte Patientenkollektiv [G = Gehen, R = Rückenlage, SL = Seitenlage links, Sr = Seitenlage rechts, Si = Sitzen, S = Stehen].

Weiterhin wurde das Messkollektiv auf die Lagewechsel der Patientinnen während der Messungen untersucht und, soweit möglich, in die Gruppen eingeteilt. Hierbei wurden die Gruppen Seitenlage-links zu Rückenlage, Seitenlage-rechts zu Rückenlage, Rückenlage zu Seitenlage links/rechts, Rückenlage zu Sitzen, Rückenlage zu Stehen, Stehen zu Gehen und Gehen zu Stehen gebildet. Die Daten wurden 1 Minute

vor Lagewechsel und 1 Minute danach, also insgesamt über einen Zeitraum von 2 Minuten, analysiert. Auf eine Untersuchung im Sinne der Intra- und Postakmenanalytik wurde hierbei verzichtet.

In den einzelnen Gruppen der Geburtspositionen erfolgte die statistische Auswertung durch Analyse der Wehenreaktion i.S. der Intra- und Postakmenanalytik. Für jede Subpopulation von Gebärhaltungen wurden der Mittelwert, die Standardabweichung und zusätzlich das 95%-Konfidenzintervall kalkuliert.

Darüber hinaus wird für die Änderung der  $\text{ttcpO}_2$ -Messungen bei Lagerungswechsel der Wilcoxon Tests für gepaarte Stichproben durchgeführt. Ebenfalls erfolgte eine Trendanalyse für die Lagewechsel.

Hinsichtlich der Verifizierung der Messdaten erfolgt die lineare Korrelationsanalyse durch Vergleich von Referenzdaten bezüglich der aus der polarographischen  $\text{ttcpO}_2$ -Messung gewonnenen Daten. Als Referenzdaten dienen die während der laufenden Messung durchgeführten Fetalblutanalysen. Hierbei wurde die Korrelation zwischen den in der Fetalblutanalyse gewonnenen  $\text{pO}_{2\text{MBU}}$  und dem  $\text{ttcpO}_2$  zum Zeitpunkt der Blutentnahme bestimmt. Neben dem Korrelationskoeffizienten wird auch die Wahrscheinlichkeit (P) bestimmt.

### 3.6 Kritik der Methode

Die transkutane Sauerstoffpartialdruckmessung beim Feten unter der Geburt wurde in zahlreichen Studien [38, 37, 113, 27, 15, 66, 28, 39, 62, 84, 75, 112, 128, 101, 145] als zuverlässige Methode anerkannt. In der Praxis wurde sie selten angewandt, weil die Applikation des Sensors und die notwendige Verkabelung der Patientin als zu kompliziert und aufwändig angesehen wurden.

Mit der Entwicklung einer funktionierenden Telemetrieinheit ergeben sich weitere Möglichkeiten zum Studium der fetalen Zustandsdiagnostik unter der Geburt. Hinsichtlich der Zuverlässigkeit der Voraussage einer fetalen Hypoxie muss bei Verwendung der gewählten Methode beachtet werden, dass mit diesem Verfahren nur einer der Faktoren gemessen wird, der die Komplexität des Gasstatus des fetalen Blutes bedingt. Eine direkte Interpretation des Säure-Basen-Status entfällt. Der Vollständigkeit halber ist auch zu erwähnen, dass die  $ttcpO_2$ -Messung eine Eröffnung der Fruchtblase voraussetzt.

In der vorliegenden Studie galt, bei Erstentwicklung eines Prototypen, das Vorhandensein eines unauffälligen CTG-Musters als Einschlusskriterium. Es ist zu wünschen, dass die neue Messmethode zur weiteren Evaluierung eines neuen Verfahrens der fetalen Überwachung in folgenden Arbeiten auch in einem Kollektiv mit pathologischem CTG-Muster eingesetzt wird.

### **3.7 Arbeitsplan**

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit soll durch Auswertung von  $\text{ttcpO}_2$ -Messungen mit einer zur statistischen Aufarbeitung hinreichend großen Messfallzahl eine Aussage zur Geburtsphysiologie getroffen werden. Hierbei sollen die einzelnen Geburtspositionen hinsichtlich des Verhaltens des  $\text{ttcpO}_2$ -Wertes untersucht und eine Korrelation zu den übrigen verwendeten Messparametern gefunden werden. Die einzelnen Lagewechsel werden bezüglich der Messparameter untersucht.

## 4 Ergebnisse

Bei dem 3 Patientinnen umfassenden Kollektiv musste in einem Fall eine vaginale Entbindung mittels Vakuumentzug bei Geburtsstillstand durchgeführt werden [☞ **Tabelle 4-1**]. Der kindliche Zustand unmittelbar nach der Geburt wurde mit klinischen und biochemischen Parametern im Nabelschnurarterien/-venenblut erfasst. In keinem Fall war der kindliche Zustand anhaltend beeinträchtigt.

---

### Geburtsmodus:

Spontan vaginal	2	67%
Vaginal operativ	1	33%
Sectio cesarea	0	0 %

### Geschlecht:

Männlich:	1
Weiblich:	2

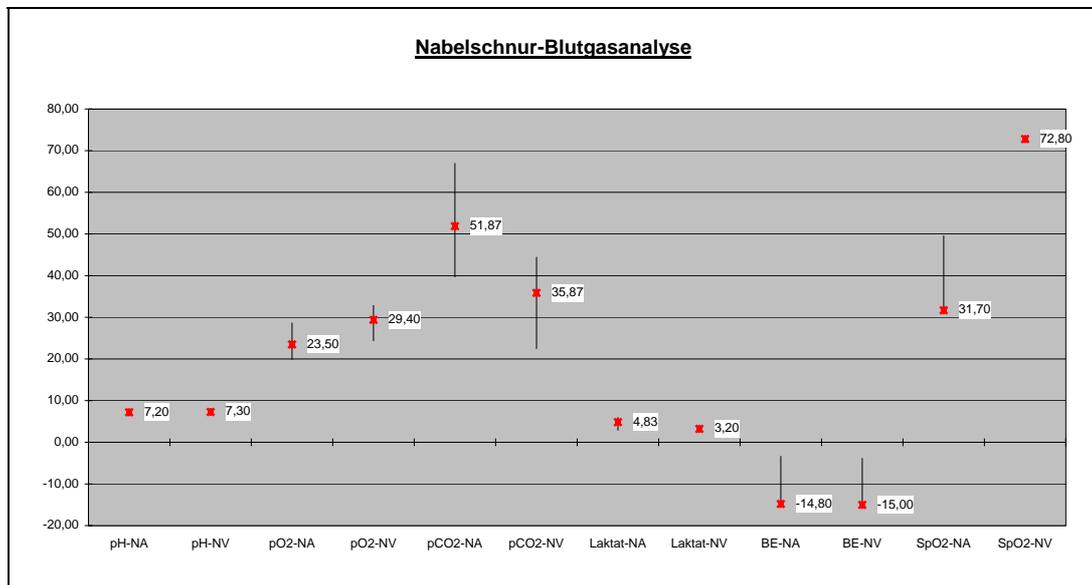
	Mittelwert:	Max:	Min:
<b>Geburtsgewicht:</b>	3655	4110	3200
<b>Körperlänge:</b>	52,5	54	51
<b>Kopfumfang:</b>	35,2	36,5	34

---

☞ **Tabelle 4-1:** Entbindungsmodus und Zusammenstellung der Kindsdaten.

Postpartal erwies der 1-Min.-Apgar einen Durchschnittswert von 9, der 5- und 10-Min.-Apgar einen Wert von 10.

Die ebenfalls durchgeführte Analyse der postpartal gewonnenen Nabelschnurblut-Untersuchungsergebnisse zeigt sich in **Abbildung 4-1**.



**Abbildung 4-1:** Postpartale Zustandsdiagnostik des Feten mittels der in dem Nabelschnurblut gewonnenen Blutgasparameter (Mittelwerte  $\pm$  1 SD).

#### 4.1 Messgenauigkeit der $\text{ttcpO}_2$ -Messung beim Feten in Korrelation zur MBU

Bei den durchgeführten Messungen wurden insgesamt 4 Fetalblutanalysen zu verschiedenen Zeitpunkten während der Geburt durchgeführt. 2 MBUs wurden fehlerhaft abgenommen bzw. konnten nicht einwandfrei mit dem Blutgasanalysegerät bestimmt werden. Die  **Tabelle 4-2** zeigt eine Zusammenstellung der bei den korrekt gewonnen MBUs ermittelten Blutgasparameter [siehe auch  **Abbildung 5-2**, S. 143].

Parameter:	1. MBU	2. MBU	Einheit
$\text{ph}_{\text{MBU}}$	7,42	7,24	[mmHg]
$\text{pO}_{2\text{MBU}}$	25,0	20,5	[mmHg]
$\text{pCO}_{2\text{MBU}}$	29,4	33,7	[mmHg]
$\text{Laktat}_{\text{MBU}}$	-	-	[mmol/l]
$\text{Base Excess}_{\text{MBU}}$	-3,5	-12,6	
$\text{SpO}_{2\text{MBU}}$	46,2	43,5	%

 **Tabelle 4-2:** Zusammenstellung der durchgeführten MBUs.

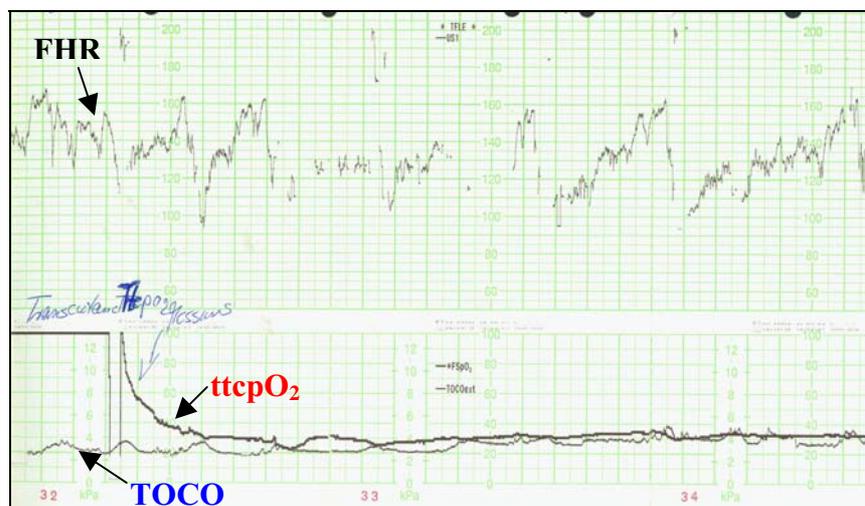
Bei der Analyse des  $\text{ttcpO}_2$  und der in der MBU ermittelten  $\text{pO}_{2\text{-MBU}}$ -Werten wurden zum Zeitpunkt der MBU 10  $\text{ttcpO}_2$ -Werte vor und nach dem Zeitpunkt der MBU-Entnahme ermittelt, gemittelt und mit dem  $\text{pO}_{2\text{-MBU}}$  verglichen.

Hierbei zeigte sich eine negative Abweichung des  $\text{ttcpO}_2$  von dem  $\text{pO}_{2\text{-MBU}}$  im Mittel von 8% ( $\text{DpO}_2 = -1,63 \text{ mmHg}, \pm 0,86 \text{ SD}$ ).

## 4.2 Analysen und Wertebereiche beim Feten sub partu in Abhängigkeit von der maternalen Geburtsposition

Bei der Analyse der Geburtspositionen wurden die Messungen hinsichtlich der einzelnen Lagen diversifiziert und entsprechend der Intra- und Postakmenanalytik untersucht. Im folgenden werden die einzelnen Geburtspositionen getrennt dargestellt. Erfasst wurden die Parameter der FHR, der Wehentätigkeit, des  $ttcpO_2$  und der Heizleistung. Ermittelt wurden bei der Einzelanalyse der Mittelwert mit einfacher Standardabweichung. Zusätzlich wurde das 95%-Konfidenzintervall berechnet.

In der abschließenden Gesamtdarstellung werden die Einzelanalysen zusammengefasst und die jeweils berechneten Mittelwerte und Standardabweichungen den einzelnen Geburtspositionen vergleichend gegenüber gestellt.



☞ **Abbildung 4-2:** Original telemetrische CTG-Papierstreifen-Registrierung. Dargestellt ist der  $ttcpO_2$  nach Sensorapplikation.

#### 4.2.1 Einzelanalysen der Rückenlage

Bei der Analyse der Rückenlage wurden zur Darstellung der FHR n=20, bei der Wehentätigkeit n=20, der ttcpO<sub>2</sub> n=19 und der Heizleistung n=20 Wehenzyklen untersucht. Insgesamt umfasst die Datenmenge 1190 untersuchte Messfälle. Die **☞ Tabelle 4-4** zeigt eine Zusammenfassung der Ergebnisse.

n:	ØFHR:	±SD:	95%-CI:	ØTOCO:	±SD:	95%-CI:	ØttcpO <sub>2</sub> :	±SD:	95%-CI:	ØHeizl.:	±SD:	95%-CI:
1	119,65	5,91	1,00	19,79	5,16	0,87	29,15	2,88	0,49	99,12	1,32	0,22
2	124,83	2,04	0,51	19,12	2,80	0,71	28,61	1,59	0,40	98,98	1,07	0,27
3	127,77	10,93	2,26	20,97	7,64	1,58	22,49	3,08	0,64	99,61	1,27	0,26
4	127,74	3,86	0,56	18,96	3,82	0,55	20,34	2,58	0,37	99,65	2,64	0,38
5	126,62	23,59	5,83	19,08	3,27	0,81	8,50	1,54	0,38	94,52	4,30	1,06
6	126,16	17,04	3,41	20,52	4,77	0,95	7,20	2,27	0,45	95,09	4,24	0,85
7	140,29	13,63	3,31	20,65	2,08	0,51	29,88	0,96	0,23	109,35	2,13	0,52
8	121,44	15,98	4,52	63,13	17,00	4,81	11,47	2,42	0,69	113,65	2,94	0,83
9	114,75	6,78	2,71	45,33	17,08	6,84	11,63	1,98	0,79	116,71	8,33	3,33
10	121,83	13,98	5,00	28,87	7,99	2,86	33,41	10,50	3,76	98,20	4,88	1,75
11	131,79	20,40	6,49	27,24	4,72	1,50	35,13	5,95	1,89	98,87	8,12	2,58
12	132,89	3,38	1,25	48,96	11,47	4,25	16,34	5,61	2,08	94,75	2,34	0,86
13	122,50	16,83	6,02	19,63	5,51	1,97	59,75	7,11	2,55	93,87	1,14	0,41
14	114,52	6,29	2,69	26,67	5,29	2,26	26,40	8,51	3,64	92,24	1,48	0,63
15	130,67	13,87	4,35	20,46	5,04	1,58	12,45	3,09	0,97	94,31	1,42	0,44
16	125,38	10,20	2,75	30,60	15,22	4,10	11,04	2,64	0,67	97,58	1,66	0,45
17	128,20	15,86	4,05	30,49	12,42	3,17	10,50	3,01	0,75	97,47	1,72	0,44
18	132,87	17,74	4,45	26,31	13,22	3,32	11,16	3,47	0,94	99,97	1,88	0,47
19	124,87	14,39	3,87	27,77	14,93	4,02	9,43	1,47	0,36	101,85	1,32	0,36
20	111,05	12,53	3,05	36,74	14,03	3,41	-	-	-	103,71	4,11	1,00

☞ **Tabelle 4-3:** Einzeldarstellung der Geburtsposition Rückenlage, n=20/19.

#### 4.2.2 Einzelanalysen der Seitenlage links

Bei der Analyse der Seitenlage links wurden zur Darstellung der FHR n=31, bei der Wehentätigkeit n=31, der ttcpO<sub>2</sub> n=31 und der Heizleistung n=31 Wehenzyklen untersucht. Insgesamt umfasst die Datenmenge 2584 untersuchte Messfälle.

n:	ØFHR:	±SD:	95%-CI:	ØTOCO:	±SD:	95%-CI:	ØttcpO <sub>2</sub> :	±SD:	95%-CI:	ØHeiz.:	±SD:	95%-CI:
1	133,92	22,58	5,08	19,30	5,59	1,26	11,34	4,12	0,93	98,08	3,90	0,88
2	131,57	19,25	1,33	27,11	3,94	0,27	30,21	2,85	0,20	109,45	2,49	0,17
3	129,82	38,49	10,08	39,95	6,28	1,64	28,73	0,76	0,20	111,73	1,20	0,31
4	103,93	11,85	3,50	41,27	8,04	2,37	26,10	0,54	0,16	111,48	1,64	0,48
5	110,52	5,85	2,13	42,79	4,02	1,46	24,14	0,27	0,10	112,41	1,27	0,46
6	104,59	9,92	3,04	40,93	5,36	1,64	23,85	1,28	0,39	111,66	1,76	0,54
7	107,50	21,70	8,68	50,29	9,93	3,97	12,38	4,13	1,65	105,71	3,78	1,51
8	87,93	42,41	9,66	41,50	3,74	0,85	11,07	2,37	0,54	103,89	3,87	0,88
9	143,60	5,81	1,47	46,33	3,80	0,96	12,12	3,14	0,79	103,55	4,42	1,12
10	138,79	12,09	3,03	52,51	6,58	1,65	11,09	1,76	0,44	103,64	3,38	0,85
11	130,64	9,72	2,19	54,28	7,26	1,63	10,56	2,36	0,53	104,70	3,69	0,83
12	114,87	31,89	7,58	47,12	3,82	0,91	12,91	1,25	0,30	104,76	5,52	1,31
13	129,40	9,72	1,22	40,60	3,69	0,46	7,94	2,23	0,28	104,20	3,71	0,47
14	138,54	4,76	1,76	50,25	2,52	0,93	8,99	0,68	0,25	101,68	2,09	0,77
15	132,13	6,06	1,75	43,24	5,16	1,49	11,28	0,95	0,27	103,50	3,15	0,91
16	133,10	9,51	2,88	38,33	2,27	0,69	9,72	0,74	0,22	104,38	2,56	0,77
17	136,08	4,84	1,54	44,42	1,85	0,59	11,11	0,52	0,16	105,87	1,65	0,52
18	138,24	8,49	2,85	39,06	1,23	0,41	17,81	2,35	0,79	102,26	2,06	0,69
19	158,39	22,84	6,99	41,44	4,02	1,23	12,05	0,43	0,13	100,49	1,98	0,60
20	133,84	17,52	3,96	44,39	6,47	1,47	13,39	2,16	0,49	101,39	4,31	0,97
21	134,75	13,55	2,53	43,08	3,30	0,62	15,68	2,08	0,39	102,71	1,97	0,37
22	130,19	8,81	1,88	32,70	4,96	1,06	12,30	2,31	0,49	105,18	14,69	3,14
23	126,84	11,27	5,07	38,42	5,57	2,50	15,54	0,29	0,13	100,05	3,03	1,36
24	113,18	13,00	4,43	35,48	8,26	2,82	9,69	1,85	0,63	98,85	2,36	0,81
25	125,89	24,83	6,69	51,02	8,98	2,42	21,08	1,98	0,53	95,45	5,45	1,47
26	142,47	8,78	2,51	56,21	5,17	1,48	20,64	1,72	0,49	96,15	1,97	0,56
27	125,42	18,16	4,72	60,28	6,79	1,76	23,56	1,67	0,43	93,84	2,11	0,55
28	125,45	10,40	2,59	51,18	5,90	1,47	28,80	3,23	0,80	94,18	1,86	0,46
29	126,05	16,05	4,74	49,98	8,83	2,61	22,43	2,19	0,65	93,11	2,68	0,79
30	145,80	2,29	0,67	42,56	0,99	0,29	22,06	0,47	0,14	94,44	1,41	0,41
31	145,99	16,78	2,79	47,27	6,17	1,03	19,86	3,88	0,65	94,68	3,11	0,52

☒ **Tabelle 4-4:** Einzeldarstellung der Geburtsposition Seitenlage links, n=31.

#### 4.2.3 Einzelanalysen der Seitenlage rechts

Bei der Analyse der Seitenlage rechts wurden zur Darstellung der FHR n=9, bei der Wehentätigkeit n=9, der ttcpO<sub>2</sub> n=9 und der Heizleistung n=9 Wehenzyklen untersucht. Insgesamt umfasst die Datenmenge 426 untersuchte Messfälle. Die **☒ Tabelle 4-6** zeigt eine Zusammenfassung der Ergebnisse.

n:	ØFHR:	±SD:	95%-CI:	ØTOCO:	±SD:	95%-CI:	ØttcpO <sub>2</sub> :	±SD:	95%-CI:	ØHeizl.:	±SD:	95%-CI:
1	121,56	22,19	5,48	40,63	4,26	1,05	23,75	0,64	0,16	113,11	4,41	1,09
2	107,23	16,67	3,50	49,56	11,27	2,37	18,59	4,16	0,87	111,60	2,71	0,57
3	148,33	12,33	5,27	47,38	5,74	2,45	15,92	1,87	0,80	97,43	2,60	1,11
4	140,92	10,93	6,19	45,58	4,01	2,27	12,50	0,83	0,47	99,83	3,07	1,74
5	153,39	20,99	7,39	49,13	2,73	0,96	21,48	2,62	0,92	100,42	2,26	0,80
6	144,04	14,30	2,79	46,21	4,28	0,84	15,05	0,77	0,15	97,31	2,53	0,49
7	130,39	9,17	3,40	38,68	1,96	0,73	15,54	1,53	0,57	98,32	1,83	0,68
8	128,18	7,70	2,03	36,29	2,74	0,72	16,87	1,92	0,51	99,33	1,72	0,46
9	131,29	8,18	3,03	33,21	0,99	0,37	17,66	1,07	0,40	97,43	1,97	0,73

**☒ Tabelle 4-5:** Einzeldarstellung der Geburtsposition Seitenlage rechts, n=9.

#### 4.2.4 Einzelanalysen beim Sitzen

Bei der Analyse der Geburtsposition Sitzen wurden zur Darstellung der FHR n=4, bei der Wehentätigkeit n=4, der ttcpO<sub>2</sub> n=4 und der Heizleistung n=4 Wehenzyklen untersucht. Insgesamt umfasst die Datenmenge 190 untersuchte Messfälle. Die **☒ Tabelle 4-7** zeigt eine Zusammenfassung der Ergebnisse.

n:	ØFHR:	±SD:	95%-CI:	ØTOCO:	±SD:	95%-CI:	ØttcpO <sub>2</sub> :	±SD:	95%-CI:	ØHeizl.:	±SD:	95%-CI:
1	115,60	22,49	6,72	21,77	5,66	1,69	23,57	0,69	0,21	107,60	2,01	0,60
2	99,00	9,36	4,32	6,00	2,85	1,32	24,69	0,97	0,45	106,17	0,86	0,40
3	108,21	23,96	5,50	39,47	3,61	0,83	17,96	3,59	0,82	104,22	2,97	0,68
4	91,96	7,93	2,08	33,91	2,69	0,70	16,02	2,06	0,54	104,93	1,76	0,46

**☒ Tabelle 4-6:** Einzeldarstellung der Geburtsposition Sitzen, n=4.

#### 4.2.5 Einzelanalysen beim Stehen

Bei der Analyse der Geburtsposition Stehen wurden zur Darstellung der FHR n=29, bei der Wehentätigkeit n=29, der  $\text{ttcpO}_2$  n=29 und der Heizleistung n=29 Wehenzyklen untersucht. Insgesamt umfasst die Datenmenge 1737 untersuchte Messfälle. Die  **Tabelle 4-8** zeigt eine Zusammenfassung der Ergebnisse.

n:	FHR:	±SD:	95%-CI:	TOCO:	±SD:	95%-CI:	ttcpO <sub>2</sub> :	±SD:	95%-CI:	Heizl.:	±SD:	95%-CI:
1	113,77	10,94	3,23	54,80	8,78	2,60	9,82	0,94	0,28	110,70	1,96	0,58
2	130,07	19,70	4,19	25,47	18,98	4,03	13,62	2,31	0,49	108,07	1,55	0,33
3	117,74	15,07	3,88	21,24	7,25	1,87	20,79	0,66	0,17	109,52	1,80	0,46
4	128,24	8,72	3,73	20,29	13,71	5,86	19,05	1,53	0,66	108,29	1,71	0,73
5	119,22	13,40	5,47	11,48	4,45	1,82	24,90	0,84	0,34	106,48	1,27	0,52
6	88,33	22,70	9,71	21,43	12,37	5,29	21,94	1,65	0,71	106,14	1,46	0,62
7	108,81	23,92	8,42	14,39	6,45	2,27	23,41	0,91	0,32	105,00	1,21	0,43
8	103,75	11,61	5,09	31,85	5,70	2,50	23,76	1,78	0,78	103,55	2,26	0,99
9	121,88	14,89	5,72	21,27	7,82	3,01	23,94	1,71	0,66	105,65	1,96	0,75
10	132,00	0,00	-	14,27	3,95	2,00	19,86	2,30	1,16	103,20	2,70	1,37
11	133,23	7,44	2,10	14,50	6,60	1,87	18,92	4,39	1,24	103,15	4,62	1,31
12	131,50	4,83	2,02	16,91	4,91	2,05	21,12	0,96	0,40	103,45	2,91	1,21
13	135,60	17,06	5,16	6,10	5,35	1,62	21,79	2,88	0,87	102,40	1,84	0,56
14	123,11	27,88	6,48	22,03	3,80	0,88	24,29	0,82	0,19	99,44	1,75	0,41
15	136,18	29,62	7,76	14,59	4,00	1,05	25,12	1,83	0,48	102,38	1,93	0,51
16	134,90	5,79	1,75	31,38	4,79	1,45	22,90	1,05	0,32	103,19	3,79	1,15
17	125,51	13,89	3,38	44,85	9,03	2,20	23,20	4,29	1,04	103,58	3,53	0,86
18	127,55	14,88	3,77	35,37	5,93	1,50	23,57	6,65	1,68	103,65	2,60	0,66
19	134,54	13,73	3,17	34,25	6,74	1,56	17,99	6,00	1,39	102,72	3,23	0,75
20	120,28	7,74	1,99	37,83	4,03	1,04	24,27	13,20	3,40	100,29	5,08	1,31
21	138,68	8,39	3,77	38,16	3,30	1,49	25,79	5,47	2,46	104,79	2,99	1,35
22	128,51	12,95	3,31	36,97	6,20	1,58	24,32	8,38	2,14	105,07	4,31	1,10
23	126,81	18,28	2,16	26,18	5,80	0,69	23,13	20,47	2,42	103,39	4,79	0,57
24	113,85	18,32	2,61	11,04	6,67	0,95	14,05	4,08	0,58	103,53	4,65	0,66
25	138,73	6,74	1,83	45,10	6,51	1,77	15,21	2,15	0,58	102,98	2,67	0,73
26	135,21	10,59	2,77	45,41	9,00	2,36	14,12	3,38	0,89	101,91	5,03	1,32
27	135,03	18,66	4,80	60,52	6,09	1,57	14,21	2,34	0,60	102,43	3,40	0,88
28	119,15	14,67	3,05	45,34	8,85	1,84	10,52	3,01	0,63	100,88	4,97	1,03
29	128,41	10,37	2,60	42,44	7,03	1,76	11,18	3,27	0,82	103,33	5,61	1,41

 **Tabelle 4-7:** Einzeldarstellung der Geburtsposition Stehen, n=29.

#### 4.2.6 Einzelanalysen beim Gehen

Bei der Analyse der Geburtsposition Gehen wurden zur Darstellung der FHR n=7, bei der Wehentätigkeit n=7, der  $\text{ttcpO}_2$  n=7 und der Heizleistung n=7 Wehenzyklen untersucht. Insgesamt umfasst die Datenmenge 117 untersuchte Messfälle. Die **☞ Tabelle 4-9** zeigt eine Zusammenfassung der Ergebnisse.

n:	ØFHR:	±SD:	95%-CI:	ØTOCO:	±SD:	95%-CI:	ØttcpO <sub>2</sub> :	±SD:	95%-CI:	ØHeizl.:	±SD:	95%-CI:
1	132,88	4,71	1,58	23,50	4,31	1,45	24,63	1,47	0,50	105,09	3,45	1,16
2	105,07	21,73	8,05	22,64	5,06	1,88	23,48	1,11	0,41	103,82	4,78	1,77
3	102,85	10,26	5,58	21,08	1,26	0,68	25,67	1,05	0,57	106,46	3,18	1,73
4	123,63	24,46	11,99	40,38	6,52	3,19	24,72	0,33	0,16	107,38	2,22	1,09
5	135,00	0,00	-	42,10	1,60	0,99	21,91	2,17	1,34	105,40	4,48	2,77
6	105,50	0,71	0,44	39,80	3,97	2,46	17,66	1,01	0,63	101,00	2,45	1,52
7	136,33	9,18	7,35	55,67	2,16	1,73	16,43	0,89	0,71	108,50	2,35	1,88

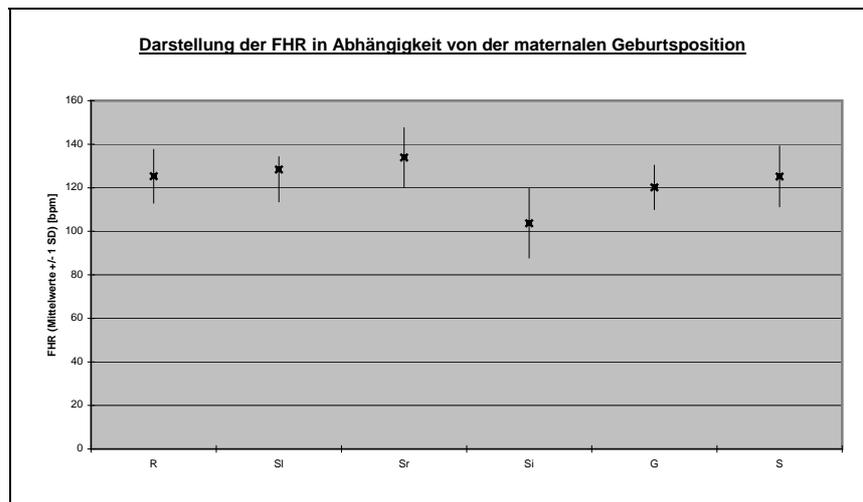
**☞ Tabelle 4-8:** Einzeldarstellung der Geburtsposition Gehen, n=7.

#### 4.2.7 Gesamtdarstellung der Messwerte in Abhängigkeit von der Geburtsposition

Im Folgenden werden die gemessenen Parameter der FHR, der Wehentätigkeit, des  $\text{ttcpO}_2$  und der Heizleistung vergleichend bei der jeweiligen Geburtsposition gegenübergestellt. Hierbei wurden aus den bei der Einzelanalyse gewonnenen Daten Mittelwerte mit den jeweiligen Standardabweichungen gebildet und dargestellt.

#### 4.2.7.1.1 Gesamtdarstellung der FHR in Abhängigkeit von der Geburtsposition

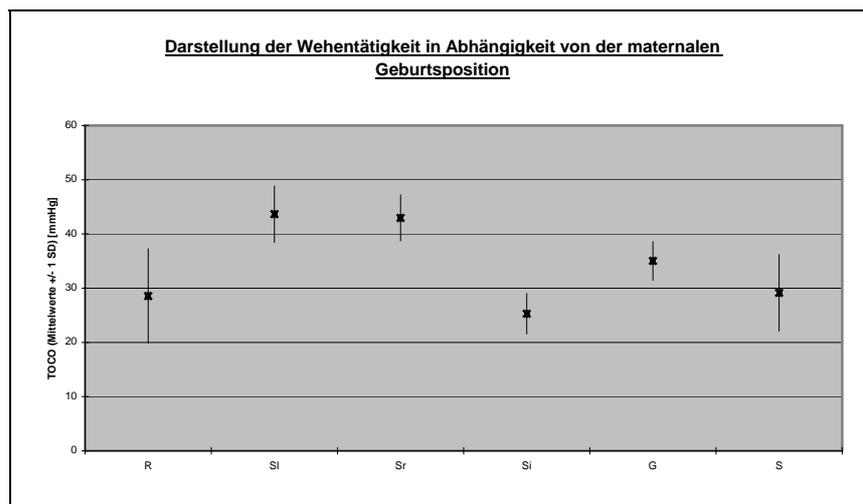
Die **Abbildung 4-3** zeigt die aus den Einzelmessungen gewonnene Gesamtdarstellung der FHR im Vergleich zu den einzelnen Geburtspositionen. Hierbei wurden für die Positionen der Rückenlage (R) ein FHR = 125,29 bpm ( $\pm 12,26$ SD, 95%-CI=0,7), für die Seitenlage links (Sl) ein FHR = 128,37 bpm ( $\pm 14,82$  SD, 95%-CI=0,57), für die Seitenlage rechts (Sr) ein FHR = 133,92 bpm ( $\pm 13,6$ SD, 95%-CI=1,29), für das Sitzen (Si) eine FHR = 103,69 bpm ( $\pm 15,93$  SD, 95%-CI=2,27), für das Gehen (G) eine FHR = 120,18 bpm ( $\pm 10,15$  SD, 95%-CI=1,84) und für das Stehen (S) eine FHR = 125,19 bpm ( $\pm 13,89$  SD, 95%-CI=0,65) gefunden.



**Abbildung 4-3:** Zusammenfassende Darstellung der FHR [bpm] (Mittelwert,  $\pm 1$  SD) in Abhängigkeit der verschiedenen Geburtspositionen.

#### 4.2.7.1.2 Gesamtdarstellung der Wehentätigkeit in Abhängigkeit von der Geburtsposition

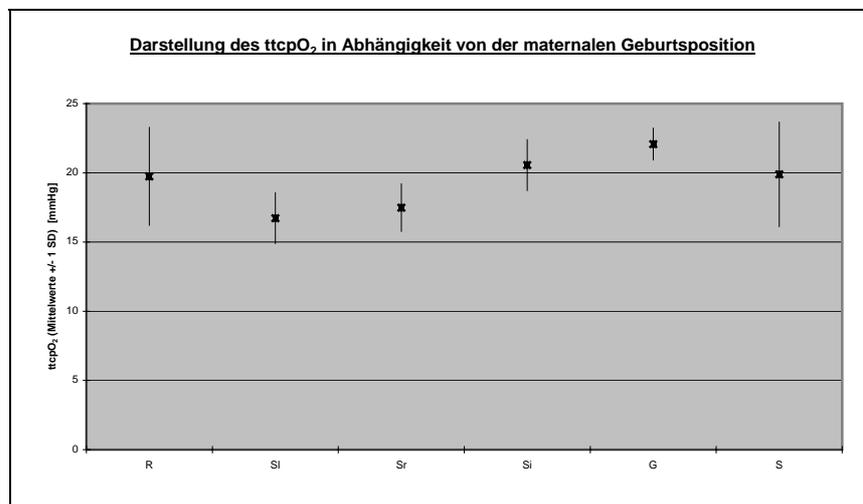
Die **Abbildung 4-4** zeigt die aus den Einzelmessungen gewonnene Gesamtdarstellung der Wehentätigkeit im Vergleich zu den einzelnen Geburtspositionen. Hierbei wurden für die Positionen der R eine TOCO = 28,56 mmHg ( $\pm 8,76$  SD, 95%-CI=0,49), für die SI eine TOCO = 43,65 mmHg ( $\pm 5,17$  SD, 95%-CI=0,20), für die Sr eine TOCO = 42,96 mmHg ( $\pm 4,22$  SD, 95%-CI=0,40), für das Si eine TOCO = 25,29 mmHg ( $\pm 3,71$  SD, 95%-CI=0,53), für das G eine TOCO = 35,02 mmHg ( $\pm 3,55$  SD, 95%-CI=0,64) und für das S eine TOCO = 29,15 mmHg ( $\pm 7,04$  SD, 95%-CI=0,33) gefunden.



**Abbildung 4-4:** Zusammenfassende Darstellung der Wehentätigkeit TOCO [mmHg] (Mittelwert,  $\pm 1$  SD) in Abhängigkeit der verschiedenen Geburtspositionen.

#### 4.2.7.1.3 Gesamtdarstellung des $\text{tcpO}_2$ in Abhängigkeit von der Geburtsposition

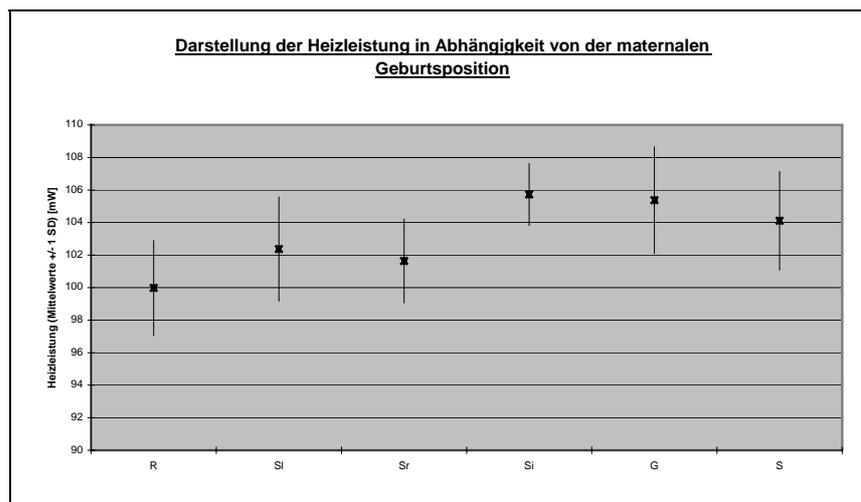
Die **Abbildung 4-5** zeigt die aus den Einzelmessungen gewonnene Gesamtdarstellung des  $\text{tcpO}_2$  im Vergleich zu den einzelnen Geburtspositionen. Hierbei wurden für die Positionen der R ein  $\text{tcpO}_2 = 19,74 \text{ mmHg}$  ( $\pm 3,35\text{SD}$ ,  $95\text{-CI}=0,2$ ), für die Sl ein  $\text{tcpO}_2 = 16,72 \text{ mmHg}$  ( $\pm 1,82 \text{ SD}$ ,  $95\text{-CI}=0,07$ ), für die Sr ein  $\text{tcpO}_2 = 17,48 \text{ mmHg}$  ( $\pm 1,71\text{SD}$ ,  $95\text{-CI}=0,16$ ), für das Si ein  $\text{tcpO}_2 = 20,56 \text{ mmHg}$  ( $\pm 1,83 \text{ SD}$ ,  $95\text{-CI}=0,26$ ), für das G ein  $\text{tcpO}_2 = 22,07 \text{ mmHg}$  ( $\pm 1,14 \text{ SD}$ ,  $95\text{-CI}=0,21$ ) und für das S ein  $\text{tcpO}_2 = 19,89 \text{ mmHg}$  ( $\pm 3,77 \text{ SD}$ ,  $95\text{-CI}=0,18$ ) gefunden.



**Abbildung 4-5:** Zusammenfassende Darstellung des  $\text{tcpO}_2$  [mmHg] (Mittelwert,  $\pm 1 \text{ SD}$ ) in Abhängigkeit der verschiedenen Geburtspositionen.

#### 4.2.7.1.4 Gesamtdarstellung der Heizleistung in Abhängigkeit von der Geburtsposition

Die **Abbildung 4-6** zeigt die aus den Einzelmessungen gewonnene Gesamtdarstellung der Heizleistung im Vergleich zu den einzelnen Geburtspositionen. Hierbei wurden für die Positionen der R eine Heizleistung = 99,98 mW ( $\pm 2,92$  SD, 95%-CI=0,17), für die Sl eine Heizleistung = 102,37 mW ( $\pm 3,19$  SD, 95%-CI=0,12), für die Sr eine Heizleistung = 101,64 mW ( $\pm 2,57$  SD, 95%-CI=0,24), für das Si eine Heizleistung = 105,73 mW ( $\pm 1,9$  SD, 95%-CI=0,27), für das G eine Heizleistung = 105,38 mW ( $\pm 3,27$  SD, 95%-CI=0,59) und für das S eine Heizleistung = 104,11 mW ( $\pm 3,02$  SD, 95%-CI=0,14) gefunden.



**Abbildung 4-6:** Zusammenfassende Darstellung der Heizleistung [mW] (Mittelwert,  $\pm 1$  SD) in Abhängigkeit der verschiedenen Geburtspositionen.

### 4.3 Analyse beim Lagewechsel der Patientin

Bei der Analyse des Lagewechsels wurden entsprechend der  **Tabelle 4-10** die Lagewechsel bezüglich der Veränderungen von der FHR, der Wehentätigkeit und des  $\text{ttcpO}_2$  untersucht.

---

#### **Analysierte Lagewechsel:**

Rückenlage zu Seitenlage links

Rückenlage zu Seitenlage rechts

Rückenlage zu Stehen

Seitenlage rechts zu Seitenlage links

Sitzen zu Stehen

Stehen zu Gehen

Gehen zu Seitenlage links

---

 **Tabelle 4-9:** Die in der Studie untersuchten Lagewechsel mit  $n=7$ .

Zur Beurteilung des Einflusses des Lagewechsels auf den  $\text{ttcpO}_2$ -Wert wurden die registrierten Messstrecken über einen Zeitraum von jeweils 30 Messwerten (30/2s) vor und 30 Messwerten nach der jeweiligen Umlagerung integriert. Insgesamt beträgt der beobachtete Zeitraum somit 120 sec. Für jede Subpopulation von Gebährlungen wurden die Mittelwerte, die Standardabweichung sowie zusätzlich das 95%-Konfidenzintervall berechnet. Bei den vorgenommenen Lagewechseln wurde für die Änderungen der parameterfreie Wilcoxon-Test für gepaarte Stichproben durchgeführt. Eine hinreichend genaue statistische Signifikanz wurde für  $p < 0,05$  angenommen. Die statistischen Analysen wurden mit dem Programmpaket SPSS<sup>®</sup> und Microsoft<sup>®</sup> Excel durchgeführt.

#### 4.3.1 Lagewechsel: Rückenlage zur Seitenlage links

Die  **Tabelle 4-12** zeigt eine Analyse von n=7 beobachteten Lagewechseln von der Rückenlage in die Seitenlage links. Die in blau markierten Messwerte zeigten im Wilcoxon-Test keine statistische Signifikanz ( $p > 0,05$ ), so dass diese Werte bei der weiteren Betrachtung außer Acht gelassen wurden. Für alle anderen Messwerte konnte eine statistische Signifikanz ( $p < 0,05$ ) ermittelt werden.

n:		Rückenlage				Seitenlage links			
		FHR:	TOCO:	ttepO <sub>2</sub> :	Heizl.:	FHR:	TOCO:	ttepO <sub>2</sub> :	Heizl.:
1	<b>Max:</b>	131,35	21,44	20,66	103,62	142,54	29,78	18,08	102,18
	<b>Min:</b>	125,38	15,43	19,70	98,58	123,26	15,95	11,65	94,89
	<b>Mittel:</b>	128,37	18,43	20,18	101,10	132,90	22,87	14,86	98,53
	<b>SD:</b>	2,99	3,00	0,48	2,52	9,64	6,92	3,21	3,65
2	<b>Max:</b>	<i>157,86</i>	24,69	<i>10,74</i>	100,73	<i>130,04</i>	20,53	<i>11,39</i>	102,97
	<b>Min:</b>	<i>93,14</i>	16,85	<i>6,63</i>	91,07	<i>115,69</i>	15,00	<i>6,76</i>	93,70
	<b>Mittel:</b>	<i>125,50</i>	20,77	<i>8,69</i>	95,90	<i>122,87</i>	17,77	<i>9,07</i>	98,33
	<b>SD:</b>	<i>32,36</i>	3,92	<i>2,06</i>	4,83	<i>7,18</i>	2,76	<i>2,31</i>	4,63
3	<b>Max:</b>	161,05	21,78	30,01	<i>109,93</i>	135,50	24,43	26,47	<i>109,80</i>
	<b>Min:</b>	137,15	18,22	28,23	<i>106,54</i>	109,30	21,70	23,70	<i>107,13</i>
	<b>Mittel:</b>	149,10	20,00	29,12	<i>108,23</i>	122,40	23,07	25,08	<i>108,47</i>
	<b>SD:</b>	11,95	1,78	0,89	<i>1,70</i>	13,10	1,36	1,38	<i>1,33</i>
4	<b>Max:</b>	147,44	74,68	<i>16,59</i>	98,12	134,85	56,20	<i>17,93</i>	102,42
	<b>Min:</b>	115,32	45,80	<i>9,52</i>	94,23	110,67	32,97	<i>11,64</i>	96,48
	<b>Mittel:</b>	131,38	60,24	<i>13,05</i>	96,17	122,76	44,59	<i>14,79</i>	99,45
	<b>SD:</b>	16,06	14,44	<i>3,54</i>	1,95	12,09	11,61	<i>3,14</i>	2,97
5	<b>Max:</b>	157,12	62,51	<i>12,17</i>	<i>100,23</i>	123,92	41,37	<i>11,31</i>	<i>100,98</i>
	<b>Min:</b>	125,08	35,29	<i>6,42</i>	<i>95,44</i>	99,08	26,89	<i>7,70</i>	<i>96,42</i>
	<b>Mittel:</b>	141,10	48,90	<i>9,29</i>	<i>97,83</i>	111,50	34,13	<i>9,50</i>	<i>98,70</i>
	<b>SD:</b>	16,02	13,61	<i>2,87</i>	<i>2,39</i>	12,42	7,24	<i>1,81</i>	<i>2,28</i>
6	<b>Max:</b>	102,63	<i>57,91</i>	22,37	<i>97,71</i>	138,62	<i>55,72</i>	23,16	<i>101,92</i>
	<b>Min:</b>	85,50	<i>34,89</i>	20,79	<i>94,43</i>	92,12	<i>44,15</i>	19,76	<i>89,95</i>
	<b>Mittel:</b>	94,07	<i>46,40</i>	21,58	<i>96,07</i>	115,37	<i>49,93</i>	21,46	<i>95,93</i>
	<b>SD:</b>	8,57	<i>11,51</i>	0,79	<i>1,64</i>	23,25	<i>5,78</i>	1,70	<i>5,98</i>
7	<b>Max:</b>	154,05	42,70	50,96	107,52	160,11	51,12	21,72	97,88
	<b>Min:</b>	114,29	29,90	10,96	77,15	126,03	38,15	11,06	84,65
	<b>Mittel:</b>	134,17	36,30	30,96	92,33	143,07	44,63	16,39	91,27
	<b>SD:</b>	19,88	6,40	20,00	15,19	17,04	6,48	5,33	6,61

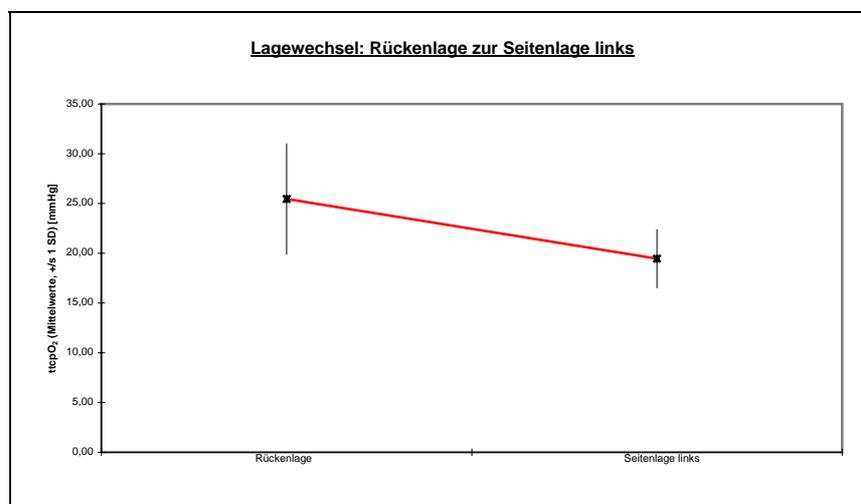
 **Tabelle 4-10:** Einzelanalysen des Lagewechsels: Rückenlage zu Seitenlage links mit n=7.

Die  **Tabelle 4-13** zeigt die Gesamtauswertung des Lagewechsels: Rückenlage zur Seitenlage links.

	Rückenlage				Seitenlage links			
	FHR:	TOCO:	ttcpO <sub>2</sub> :	Heizl.:	FHR:	TOCO:	ttcpO <sub>2</sub> :	Heizl.:
<b>Max:</b>	142,27	41,30	31,00	102,50	139,25	37,24	22,36	101,36
<b>Min:</b>	117,12	26,91	19,92	90,25	110,08	25,11	16,54	92,43
<b>Mittel:</b>	129,70	34,11	25,46	96,38	124,67	31,18	19,45	96,90
<b>SD:</b>	12,58	7,19	5,54	6,12	14,59	6,06	2,91	4,47

 **Tabelle 4-11:** Gesamtauswertung des Lagewechsels: Rückenlage zur Seitenlage links.

Die Datenanalyse zeigt eine Abnahme der FHR im Mittel um -5,03 bpm (-3,8%), die Wehentätigkeit fällt im Mittel um -2,93 mmHg (-8,5%), der ttcpO<sub>2</sub> fällt im Mittel um -6,01 mmHg (-23,6%), und die Heizleistung bleibt nahezu konstant (Heizleistungsanstieg um 0,52 mW = +0,53%).



 **Abbildung 4-7:** ttcpO<sub>2</sub>- Veränderungen beim Lagewechsel von der Rückenlage zur Seitenlage links.

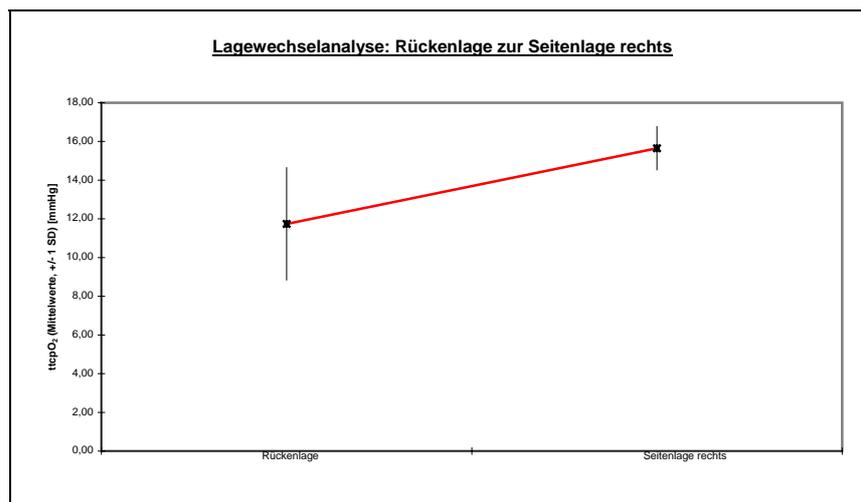
### 4.3.2 Lagewechsel: Rückenlage zur Seitenlage rechts

Die **Tabelle 4-14** zeigt eine Analyse von n=1 beobachteten Lagewechseln von der Rückenlage in die Seitenlage rechts. Die in blau markierten Messwerte zeigten im Wilcoxon-Test keine statistische Signifikanz ( $p > 0,05$ ), so dass diese Werte bei der weiteren Betrachtung außer Acht gelassen wurden. Für alle anderen Messwerte konnte eine statistische Signifikanz ( $p < 0,05$ ) ermittelt werden.

		Rückenlage				Seitenlage rechts			
n:		FHR:	TOCO:	ttcpO <sub>2</sub> :	Heizl.:	FHR:	TOCO:	ttcpO <sub>2</sub> :	Heizl.:
1	Max:	130,79	87,03	14,65	115,63	126,07	72,00	16,77	114,34
	Min:	98,81	58,37	8,84	111,50	93,86	49,33	14,53	106,79
	Mittel:	114,80	72,70	11,74	113,57	109,97	60,67	15,65	110,57
	SD:	15,99	14,33	2,90	2,06	16,10	11,34	1,12	3,78

**Tabelle 4-12:** Gesamtauswertung des Lagewechsels: Rückenlage zu Seitenlage rechts.

Die Datenanalyse zeigt eine Abnahme der Wehentätigkeit im Mittel um  $-12,03$  mmHg ( $-16,5\%$ ), der ttcpO<sub>2</sub> steigt im Mittel um  $+3,91$  mmHg ( $+33,3\%$ ), und die Heizleistung fällt um  $-3,0$ mW ( $-2,6\%$ ).



**Abbildung 4-8:** ttcpO<sub>2</sub>- Veränderungen beim Lagewechsel von der Rückenlage zur Seitenlage rechts.

### 4.3.3 Lagewechsel: Seitenlage rechts zu Seitenlage links

Die  **Tabelle 4-15** zeigt eine Analyse von n=5 beobachteten Lagewechseln von der Seitenlage rechts in die Seitenlage links. Die in blau markierten Messwerte zeigten im Wilcoxon-Test keine statistische Signifikanz ( $p > 0,05$ ), so dass diese Werte bei der weiteren Betrachtung außer Acht gelassen wurden. Für alle anderen Messwerte konnte eine statistische Signifikanz ( $p < 0,05$ ) ermittelt werden.

n:		Seitenlage rechts				Seitenlage links			
		FHR:	TOCO:	ttcpO <sub>2</sub> :	Heizl.:	FHR:	TOCO:	ttcpO <sub>2</sub> :	Heizl.:
1	Max:	146,54	45,51	24,75	119,07	111,43	44,69	25,25	112,77
	Min:	85,93	37,02	23,30	106,79	92,24	34,71	22,28	109,50
	Mittel:	116,23	41,27	24,03	112,93	101,83	39,70	23,76	111,13
	SD:	30,30	4,24	0,72	6,14	9,59	4,99	1,48	1,63
2	Max:	163,33	51,46	18,13	99,42	172,11	59,49	20,25	99,48
	Min:	139,47	38,67	8,84	94,51	109,29	44,51	3,50	95,59
	Mittel:	151,40	45,07	13,48	96,97	140,70	52,00	11,87	97,53
	SD:	11,93	6,39	4,64	2,46	31,41	7,49	8,38	1,94
3	Max:	173,04	61,38	29,04	101,29	120,38	61,54	18,23	101,10
	Min:	116,42	44,28	7,77	92,91	103,29	33,32	3,54	94,90
	Mittel:	144,73	52,83	18,41	97,10	111,83	47,43	10,89	98,00
	SD:	28,31	8,55	10,63	4,19	8,55	14,11	7,34	3,10
4	Max:	151,82	60,77	20,91	98,44	128,34	47,57	12,39	101,69
	Min:	126,05	35,70	6,88	94,23	99,86	27,17	7,82	97,57
	Mittel:	138,93	48,23	13,89	96,33	114,10	37,37	10,11	99,63
	SD:	12,88	12,53	7,02	2,11	14,24	10,20	2,28	2,06
5	Max:	122,06	53,82	43,77	97,41	138,35	60,70	32,23	97,61
	Min:	102,14	33,18	7,73	94,19	130,45	33,63	2,83	93,59
	Mittel:	112,10	43,50	25,75	95,80	134,40	47,17	17,53	95,60
	SD:	9,96	10,32	18,02	1,61	3,95	13,54	14,70	2,01

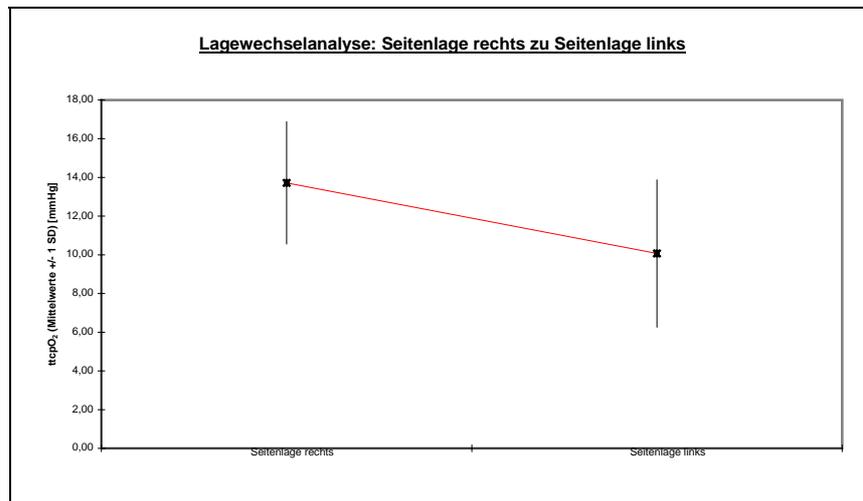
 **Tabelle 4-13:** Einzelanalysen des Lagewechsels: Seitenlage rechts zu Seitenlage links mit n=5.

Die  **Tabelle 4-16** zeigt die Gesamtauswertung des Lagewechsels: Seitenlage rechts zur Seitenlage links.

	Seitenlage rechts				Seitenlage links			
	FHR:	TOCO:	ttcpO <sub>2</sub> :	Heizl.:	FHR:	TOCO:	ttcpO <sub>2</sub> :	Heizl.:
<b>Max:</b>	148,97	57,87	16,87	108,76	129,03	56,20	13,87	107,23
<b>Min:</b>	114,87	39,55	10,57	100,51	111,20	35,00	6,27	103,54
<b>Mittel:</b>	131,92	48,71	13,72	104,63	120,11	45,60	10,07	105,38
<b>SD:</b>	17,05	9,16	3,15	4,12	8,91	10,60	3,80	1,85

☞ **Tabelle 4-14:** Gesamtauswertung des Lagewechsels: Seitenlage rechts zu Seitenlage links.

Die Datenanalyse zeigt eine Abnahme der FHR im Mittel um  $-11,81$  bpm ( $-8,9\%$ ), die Wehentätigkeit fällt im Mittel um  $-3,11$  mmHg ( $-6,4\%$ ), der ttcpO<sub>2</sub> fällt im Mittel um  $-3,65$  mmHg ( $-26,6\%$ ), und die Heizleistung steigt geringfügig um  $+0,75$  mW ( $+0,7\%$ ).



☞ **Abbildung 4-9:** ttcpO<sub>2</sub>- Veränderungen beim Lagewechsel von der Seitenlage rechts zur Seitenlage links.

#### 4.3.4 Lagewechsel: Rückenlage zu Stehen

Die  **Tabelle 4-17** zeigt eine Analyse von n=3 beobachteten Lagewechseln von der Rückenlage zum Stehen. Die in blau markierten Messwerte zeigten im Wilcoxon-Test keine statistische Signifikanz ( $p > 0,05$ ), so dass diese Werte bei der weiteren Betrachtung außer Acht gelassen wurden. Für alle anderen Messwerte konnte eine statistische Signifikanz ( $p < 0,05$ ) ermittelt werden.

		Rückenlage				Stehen			
n:		FHR:	TOCO:	ttcpO <sub>2</sub> :	Heizl.:	FHR:	TOCO:	ttcpO <sub>2</sub> :	Heizl.:
<b>1</b>	<b>Max:</b>	123,31	61,22	13,44	124,27	122,13	22,58	17,69	108,83
	<b>Min:</b>	109,49	30,18	9,63	108,26	92,54	3,29	14,04	105,57
	<b>Mittel:</b>	116,40	45,70	11,53	116,27	107,33	12,93	15,87	107,20
	<b>SD:</b>	6,91	15,52	1,91	8,00	14,79	9,65	1,82	1,63
<b>2</b>	<b>Max:</b>	136,80	41,02	64,26	104,57	116,79	26,87	96,30	101,90
	<b>Min:</b>	116,87	25,71	34,51	98,50	95,48	20,40	42,96	97,76
	<b>Mittel:</b>	126,83	33,37	49,38	101,53	106,13	23,63	69,63	99,83
	<b>SD:</b>	9,97	7,65	14,87	3,04	10,66	3,23	26,67	2,07
<b>3</b>	<b>Max:</b>	<i>121,64</i>	50,82	8,71	<i>107,30</i>	<i>144,73</i>	29,30	16,98	<i>112,06</i>
	<b>Min:</b>	<i>92,63</i>	27,64	7,52	<i>99,10</i>	<i>82,94</i>	14,17	11,48	<i>96,60</i>
	<b>Mittel:</b>	<i>107,13</i>	39,23	8,11	<i>103,20</i>	<i>113,83</i>	21,73	14,23	<i>104,33</i>
	<b>SD:</b>	<i>14,50</i>	11,59	0,59	<i>4,10</i>	<i>30,90</i>	7,57	2,75	<i>7,73</i>

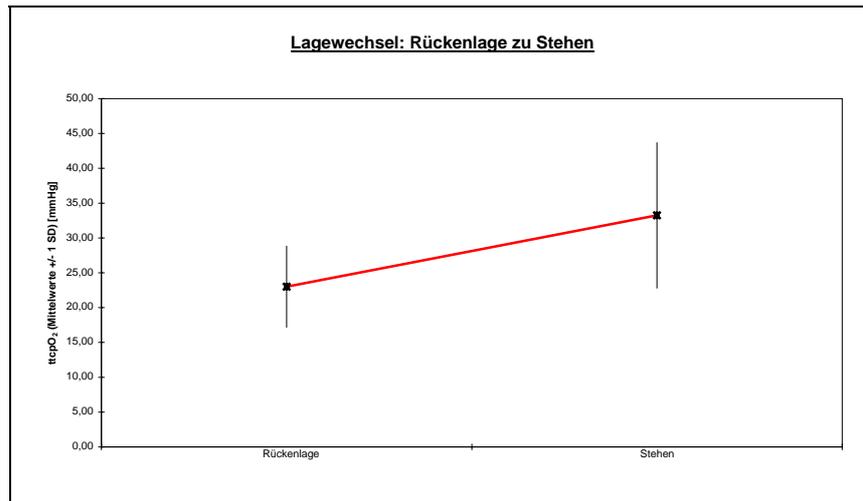
 **Tabelle 4-15:** Einzelanalysen des Lagewechsels: Rückenlage zu Stehen mit n=3.

Die  **Tabelle 4-18** zeigt die Gesamtauswertung des Lagewechsels: Rückenlage zu Stehen.

		Rückenlage				Stehen			
n:		FHR:	TOCO:	ttcpO <sub>2</sub> :	Heizl.:	FHR:	TOCO:	ttcpO <sub>2</sub> :	Heizl.:
<b>1</b>	<b>Max:</b>	130,05	51,02	28,80	105,93	119,46	26,25	43,66	105,36
	<b>Min:</b>	113,18	27,85	17,22	98,80	94,01	12,62	22,83	101,67
	<b>Mittel:</b>	121,62	39,43	23,01	102,37	106,73	19,43	33,24	103,52
	<b>SD:</b>	8,44	11,59	5,79	3,57	12,73	6,81	10,41	1,85

 **Tabelle 4-16:** Gesamtauswertung des Lagewechsels: Rückenlage zu Stehen.

Die Datenanalyse zeigt eine Abnahme der FHR im Mittel um -14,89 bpm (-12,2%), die Wehentätigkeit fällt im Mittel um -20,0 mmHg (-50,72%), der  $ttcpO_2$  steigt im Mittel um +10,23 mmHg (+30,8%), und die Heizleistung steigt um +1,15 mW (+1,1%).



➤ **Abbildung 4-10:**  $ttcpO_2$ - Veränderungen beim Lagewechsel von der Rückenlage zum Stehen.

#### 4.3.5 Lagewechsel: Sitzen zu Stehen

Die  **Tabelle 4-19** zeigt eine Analyse von n=4 beobachteten Lagewechseln vom Sitzen zum Stehen. Die in blau markierten Messwerte zeigten im Wilcoxon-Test keine statistische Signifikanz ( $p > 0,05$ ), so dass diese Werte bei der weiteren Betrachtung außer Acht gelassen wurden. Für alle anderen Messwerte konnte eine statistische Signifikanz ( $p < 0,05$ ) ermittelt werden.

n:		Sitzen				Stehen			
		FHR:	TOCO:	ttcpO <sub>2</sub> :	Heizl.:	FHR:	TOCO:	ttcpO <sub>2</sub> :	Heizl.:
1	Max:	119,35	25,17	25,81	108,03	111,16	36,43	24,92	105,91
	Min:	95,85	6,23	23,41	104,51	89,04	12,97	21,78	101,89
	Mittel:	107,60	15,70	24,61	106,27	100,10	24,70	23,35	103,90
	SD:	11,75	9,47	1,20	1,76	11,06	11,73	1,57	2,01
2	Max:	138,34	20,76	25,30	108,79	137,50	28,30	25,77	107,36
	Min:	84,33	2,91	23,05	105,08	108,97	11,64	20,49	103,58
	Mittel:	111,33	11,83	24,17	106,93	123,23	19,97	23,13	105,47
	SD:	27,01	8,93	1,12	1,86	14,26	8,33	2,64	1,89
3	Max:	140,19	42,94	22,71	105,48	104,03	9,09	21,76	107,38
	Min:	88,94	3,79	9,89	98,78	87,97	0,45	13,23	103,09
	Mittel:	114,57	23,37	16,30	102,13	96,00	4,77	17,50	105,23
	SD:	25,63	19,57	6,41	3,35	8,03	4,32	4,27	2,14
4	Max:	103,87	41,30	9,92	106,24	149,36	49,07	17,62	104,91
	Min:	84,67	32,90	3,66	102,10	117,11	37,07	10,42	98,03
	Mittel:	94,27	37,10	6,79	104,17	133,23	43,07	14,02	101,47
	SD:	9,60	4,20	3,13	2,07	16,12	6,00	3,60	3,44

 **Tabelle 4-17:** Einzelanalysen des Lagewechsels: Sitzen zu Stehen mit n=4.

Die  **Tabelle 4-20** zeigt die Gesamtauswertung des Lagewechsels: Sitzen zum Stehen.

	Sitzen				Stehen			
	FHR:	TOCO:	ttcpO <sub>2</sub> :	Heizl.:	FHR:	TOCO:	ttcpO <sub>2</sub> :	Heizl.:
Max:	125,44	32,54	17,87	107,13	125,51	30,72	21,27	105,41
Min:	88,45	11,46	13,53	102,62	100,77	15,53	16,10	99,96
Mittel:	106,94	22,00	15,70	104,88	113,14	23,13	18,68	102,68
SD:	18,49	10,54	2,17	2,26	12,37	7,60	2,59	2,72

 **Tabelle 4-18:** Gesamtauswertung des Lagewechsels: Sitzen zu Stehen.

Die Datenanalyse zeigt eine Zunahme der FHR im Mittel um +6,2 bpm (+5,5%), die Wehentätigkeit steigt im Mittel um +1,13 mmHg (+4,9%), der ttcpO<sub>2</sub> steigt im Mittel um +2,98 mmHg (+15,9%), die Heizleistung fällt um -2,2 mW (-2,1%).

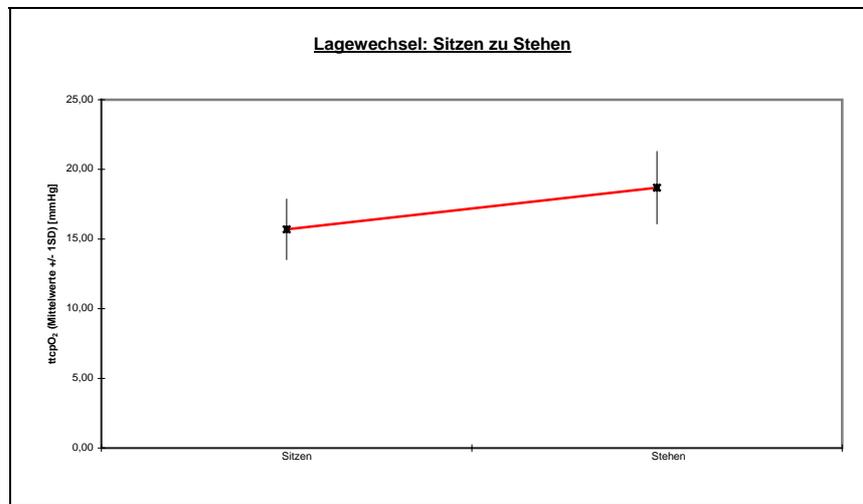


Abbildung 4-11: ttcpO<sub>2</sub>-Veränderungen beim Lagewechsel aus dem Sitzen zum Stehen.

#### 4.3.6 Lagewechsel: Stehen zu Gehen

Die **Tabelle 4-21** zeigt eine Analyse von n=11 beobachteten Lagewechseln vom Stehen zum Gehen. Die in blau markierten Messwerte zeigten im Wilcoxon-Test keine statistische Signifikanz ( $p > 0,05$ ), so dass diese Werte bei der weiteren Betrachtung außer Acht gelassen wurden. Für alle anderen Messwerte konnte eine statistische Signifikanz ( $p < 0,05$ ) ermittelt werden.

		Stehen				Gehen			
n:		FHR:	TOCO:	ttcpO <sub>2</sub> :	Heizl.:	FHR:	TOCO:	ttcpO <sub>2</sub> :	Heizl.:
1	Max:	134,69	25,73	23,84	106,45	138,03	27,90	26,10	108,56
	Min:	124,11	10,94	18,79	101,95	128,17	18,77	23,01	102,10
	Mittel:	129,40	18,33	21,32	104,20	133,10	23,33	24,56	105,33
	SD:	5,29	7,40	2,53	2,25	4,93	4,57	1,55	3,23
2	Max:	141,27	23,72	24,77	109,38	138,01	26,78	25,95	108,95
	Min:	124,47	7,61	14,43	98,15	127,99	23,02	22,99	101,99
	Mittel:	132,87	15,67	19,60	103,77	133,00	24,90	24,47	105,47
	SD:	8,40	8,06	5,17	5,61	5,01	1,88	1,48	3,48

Tabelle 4-19: Einzelanalysen des Lagewechsels: Stehen zu Gehen mit n=11, 1/2.

n:		Stehen				Gehen			
		FHR:	TOCO:	ttepO <sub>2</sub> :	Heizl.:	FHR:	TOCO:	ttepO <sub>2</sub> :	Heizl.:
3	Max:	141,27	23,72	24,77	109,38	127,69	27,77	24,60	108,43
	Min:	124,47	7,61	14,43	98,15	84,10	17,75	22,16	98,88
	Mittel:	132,87	15,67	19,60	103,77	105,90	22,76	23,38	103,66
	SD:	8,40	8,06	5,17	5,61	21,79	5,01	1,22	4,78
4	Max:	153,76	12,28	23,86	103,43	128,49	27,83	24,74	108,27
	Min:	115,04	0,12	17,98	100,17	84,84	17,91	21,66	98,79
	Mittel:	134,40	6,20	20,92	101,80	106,67	22,87	23,20	103,53
	SD:	19,36	6,08	2,94	1,63	21,83	4,96	1,54	4,74
5	Max:	133,10	16,82	27,16	103,61	136,13	42,63	26,02	109,64
	Min:	98,03	12,44	23,09	100,25	92,49	20,82	24,28	104,29
	Mittel:	115,57	14,63	25,12	101,93	114,31	31,72	25,15	106,97
	SD:	17,53	2,19	2,03	1,68	21,82	10,90	0,87	2,68
6	Max:	136,13	42,63	26,02	109,64	141,90	35,97	23,90	106,18
	Min:	92,49	20,82	24,28	104,29	129,03	25,29	21,78	101,22
	Mittel:	114,31	31,72	25,15	106,97	135,47	30,63	22,84	103,70
	SD:	21,82	10,90	0,87	2,68	6,44	5,34	1,06	2,48
7	Max:	141,72	35,11	23,61	106,00	135,00	43,70	24,08	109,88
	Min:	129,02	28,43	21,71	98,40	135,00	40,50	19,74	100,92
	Mittel:	135,37	31,77	22,66	102,20	135,00	42,10	21,91	105,40
	SD:	6,35	3,34	0,95	3,80	0,00	1,60	2,17	4,48
8	Max:	144,29	59,25	27,65	109,60	135,00	43,70	24,08	109,88
	Min:	123,31	40,88	24,26	102,00	135,00	40,50	19,74	100,92
	Mittel:	133,80	50,07	25,95	105,80	135,00	42,10	21,91	105,40
	SD:	10,49	9,19	1,70	3,80	0,00	1,60	2,17	4,48
9	Max:	142,44	33,71	18,29	103,16	106,21	43,77	18,67	103,45
	Min:	108,16	27,89	9,41	97,64	104,79	35,83	16,65	98,55
	Mittel:	125,30	30,80	13,85	100,40	105,50	39,80	17,66	101,00
	SD:	17,14	2,91	4,44	2,76	0,71	3,97	1,01	2,45
10	Max:	129,80	40,68	17,44	102,05	106,21	43,77	18,67	103,45
	Min:	108,53	33,12	8,28	93,29	104,79	35,83	16,65	98,55
	Mittel:	119,17	36,90	12,86	97,67	105,50	39,80	17,66	101,00
	SD:	10,64	3,78	4,58	4,38	0,71	3,97	1,01	2,45
11	Max:	136,61	47,32	12,60	107,71	149,95	57,55	17,63	110,50
	Min:	122,86	34,55	6,78	100,02	128,05	52,73	15,65	106,07
	Mittel:	129,73	40,93	9,69	103,87	139,00	55,14	16,64	108,29
	SD:	6,87	6,38	2,91	3,85	10,95	2,41	0,99	2,21

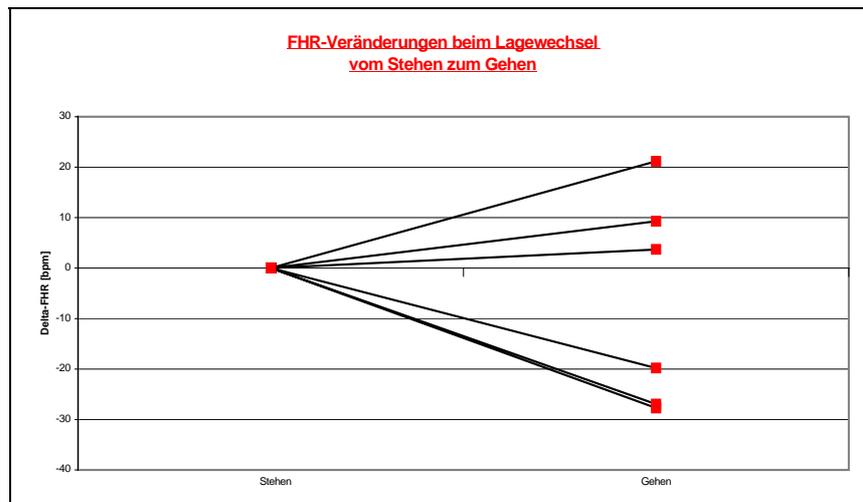
☒ **Tabelle 4-19:** Einzelanalysen des Lagewechsels: Stehen zu Gehen mit n=11, 2/2.

Die  **Tabelle 4-22** zeigt die Gesamtauswertung des Lagewechsels: Stehen zu Gehen.

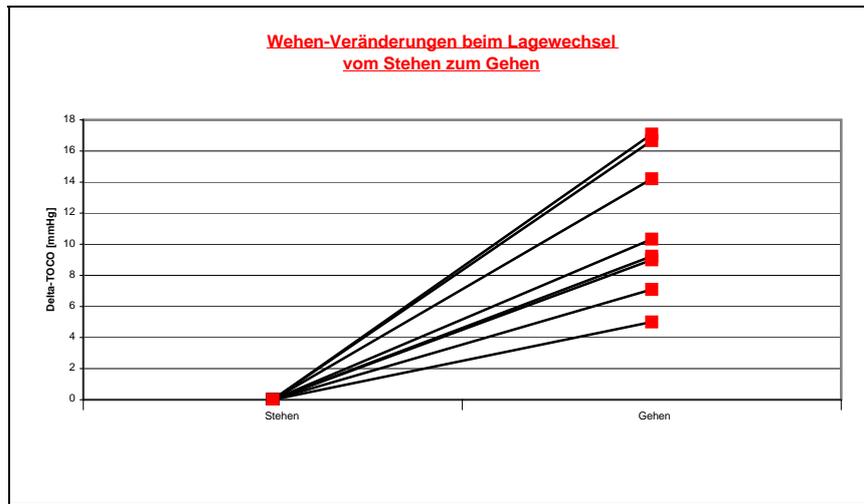
	Stehen				Gehen:			
	FHR:	TOCO:	ttcpO <sub>2</sub> :	Heizl.:	FHR:	TOCO:	ttcpO <sub>2</sub> :	Heizl.:
<b>Max:</b>	140,82	27,30	22,14	106,10	132,05	37,24	22,70	108,65
<b>Min:</b>	114,52	16,20	15,40	101,18	109,83	28,42	20,03	102,59
<b>Mittel:</b>	127,67	21,75	18,77	103,64	120,94	32,83	21,37	105,62
<b>SD:</b>	13,15	5,55	3,37	2,46	11,11	4,41	1,34	3,03

 **Tabelle 4-20:** Gesamtauswertung des Lagewechsels: Stehen zu Gehen.

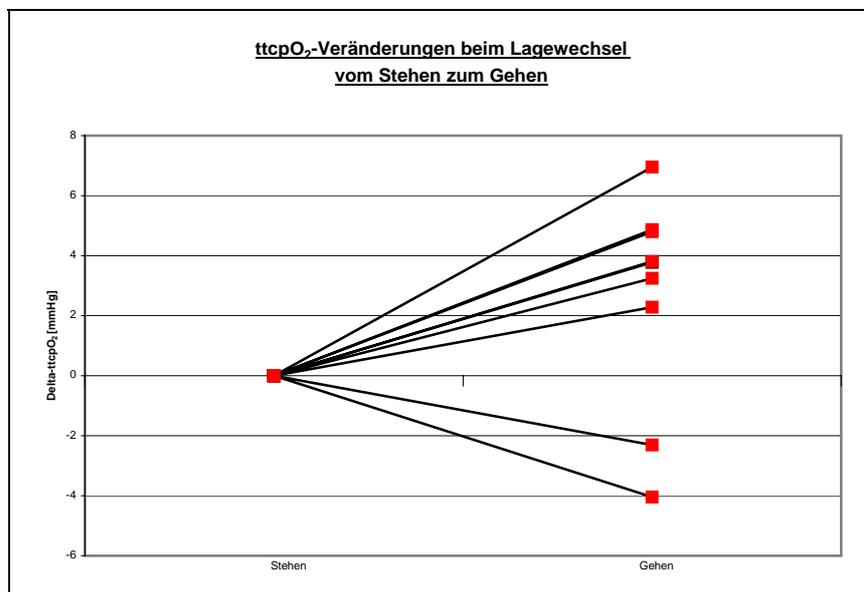
Die Datenanalyse zeigt eine Abnahme der FHR im Mittel um  $-6,73$  bpm ( $-5,3\%$ ), die Wehentätigkeit steigt im Mittel um  $+11,08$  mmHg ( $+33,7\%$ ), der ttcpO<sub>2</sub> steigt im Mittel um  $+2,6$  mmHg ( $+12,2\%$ ), die Heizleistung steigt um  $+1,95$  mW ( $+1,8\%$ ).



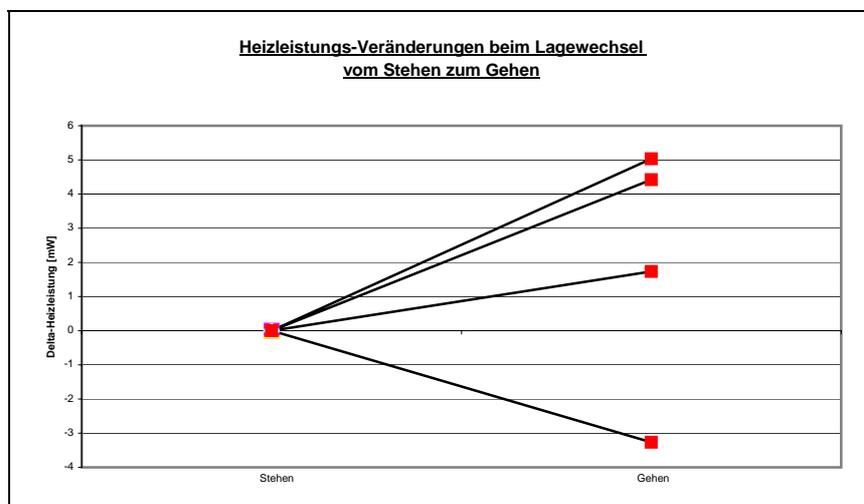
 **Abbildung 4-12:** FHR-Veränderungen beim Lagewechsel vom Stehen zum Gehen.



➤ **Abbildung 4-13:** Wehen-Veränderungen beim Lagewechsel vom Stehen zum Gehen.



➤ **Abbildung 4-14:** ttcpO<sub>2</sub>-Veränderungen beim Lagewechsel vom Stehen zum Gehen.



➤ **Abbildung 4-15:** Heizleistungs-Veränderungen beim Lagewechsel vom Stehen zum Gehen.

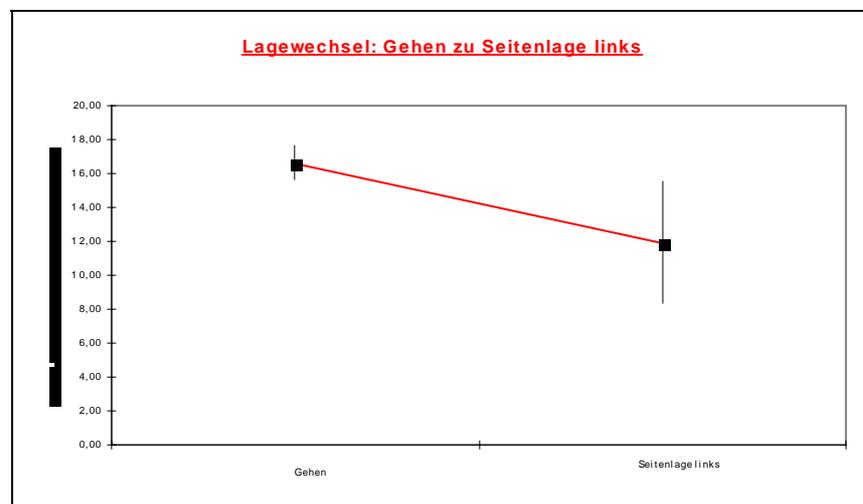
### 4.3.7 Lagewechsel: Gehen zu Seitenlage links

Die **Tabelle 4-23** zeigt eine Analyse von n=1 beobachteten Lagewechseln von Gehen in die Seitenlage links. Die mit blau markierten Messwerte zeigten im Wilcoxon-Test keine statistische Signifikanz ( $p > 0,05$ ), so dass diese Werte bei der weiteren Betrachtung außer Acht gelassen wurden. Für alle anderen Messwerte konnte eine statistische Signifikanz ( $p < 0,05$ ) ermittelt werden.

		Gehen				Seitenlage links			
n:		FHR:	TOCO:	ttcpO <sub>2</sub> :	Heizl.:	FHR:	TOCO:	ttcpO <sub>2</sub> :	Heizl.:
1	Max:	149,95	57,55	17,63	110,50	130,68	57,72	15,49	108,79
	Min:	128,05	52,73	15,65	106,07	85,25	37,75	8,38	101,95
	Mittel:	139,00	55,14	16,64	108,29	107,97	47,73	11,93	105,37
	SD:	10,95	2,41	0,99	2,21	22,71	9,98	3,56	3,42

**Tabelle 4-21:** Gesamtauswertung des Lagewechsels: Gehen zur Seitenlage links.

Die Datenanalyse zeigt eine Abnahme der Wehentätigkeit im Mittel um  $-7,41$  mmHg ( $-13,4\%$ ), der ttcpO<sub>2</sub> fällt im Mittel um  $-4,71$  mmHg ( $-28,3\%$ ).



**Abbildung 4-16:** ttcpO<sub>2</sub>-Veränderungen beim Lagewechsel vom Gehen zur Seitenlage links.

## 5 Diskussion der Ergebnisse

Im Rahmen der Diskussion sollen zunächst die Ergebnisse dieser Arbeit aus der Sicht des Kenntnisstandes der Literatur besprochen werden. Anschließend wird auf die zu Beginn dieser Arbeit gestellten Fragen eingegangen und die  $\text{ttcpO}_2$ -Messung als zusätzliche Überwachungsmethode beim Feten sub partu kritisch betrachtet.

### 5.1 Diskussion zur Anwendbarkeit und Nutzbarkeit der telemetrischen $\text{ttcpO}_2$ -Überwachung als technische Neuentwicklung

#### 5.1.1 Diskussion der technischen Voraussetzungen

Die im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Technik ermöglicht es, minimal-invasiv kontinuierlich den transkutanen Sauerstoffpartialdruck des Feten unter der Geburt zu messen. Das Messergebnis wird integriert mit der Registrierung der FHR, der Wehentätigkeit und der Heizleistung dargestellt, und zwar sowohl auf dem klassischen CTG-Papierstreifen als auch auf einem Personal Computer.

Bei der Entwicklung stand zunächst die technische Präzision und einwandfreie Funktion im Vordergrund. Ebenso sollte jedoch möglichst auf weit verbreitete, gängige Technik zurückgegriffen werden. So kann die Telemetrieinheit [ausführlich beschrieben in Kapitel 3.1.2] an (meist) vorhandenen, neueren CTG-Geräten (ab der Version M1350) mit wenigen Handgriffen [Kapitel 3.1.3.1] angekoppelt werden.

Bei der Weiterentwicklung der Software ist es durch Verwendung besonderer Programmalgorithmen [Kapitel 3.1.3.3.1] gelungen, diese auf die weit verbreitete Microsoft® Windows Plattform (hier verwandte Version: Windows®98 SE) aufzusetzen, ohne dass an das Rechnersystem bzw. dessen Ausstattung hohe Anforderungen gestellt werden müssen. Der hier aufgebaute Referenzrechner verfügt über einen 233 Mhz-Prozessor, 64 MB RAM und eine 1,2 GB Festplatte, nur ein zweiter Druckeranschluß (LPT-Port) musste zusätzlich (im Vergleich zu handelsüblichen Systemen)

installiert werden. Mit dieser Konfiguration ist bereits eine hinreichend genaue Erfassung der Messparameter (in 1/2s-Intervallen) möglich.

Die TLMX-Software setzt aber nicht nur technisch auf MS Windows<sup>®</sup> auf, sondern auch auf der jeden Windows<sup>®</sup>-Anwender vertrauten Oberfläche und den bekannten Befehlsmenüs. Eine Einarbeitung ist insoweit kaum erforderlich.

Ein CD-Brenner erwies sich als nützlich zur externen Sicherung/Archivierung und evtl. Weiterverarbeitung der gewonnenen Daten, ist jedoch für die eigentliche Funktion optional.

Die Daten liegen im \*.txt-Format vor, welches schon von einfachsten Texteditoren gelesen werden und andererseits gleichwohl auch von Datenbankanwendungen übernommen werden kann.

Besonderer Wert wurde auch auf die graphische Darstellung der Messparameter gelegt. Hierbei wurden Skalierung und Einteilung aus dem standardisierten CTG übernommen. Möglichkeiten der Eventmarkierung, des Einheitenzooms und der Erstellung von Archivfiles, die von vielen Programmen einlesbar sind, stellen weitere Vorteile dar.

### 5.1.2 Diskussion zur Messgenauigkeit des $ttcpO_2$

In zahlreichen Studien wurde die Anwendbarkeit und Aussagekraft der transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessung, der guten Korrelation des  $ttcpO_2$  mit dem  $p_aO_2$  und der Zuverlässigkeit der Methode zur Abschätzung des  $p_aO_2$  untersucht und dargestellt [15, 27, 28, 37, 38, 39, 62, 66, 75, 84, 101, 112, 113, 128, 145].

Zur hinreichend genauen Untersuchung der Messgenauigkeit des  $ttcpO_2$ -Systems wurde auf Seiten der Technik [Kapitel 3.1.3.2] eine Erfassungsrate der Messwerte gewählt, die dem des CTGs gleicht.

Wie im Kapitel 3.2.2 bereits ausführlich dargestellt, konnte bei den auf der Erwachsenenhaut durchgeführten Vorversuchen hinsichtlich der Sensoransprechraten, der

Sensoreinstellzeiten, der Korrelation zur BGA und dem Sensorverhalten unter verschiedenen Versuchsbedingungen eine gute Übereinstimmung mit den in der Literatur durchgeführten tcpO<sub>2</sub>-Messungen gefunden werden.

### 5.1.3 Diskussion über die Beeinflussung der Messgenauigkeit und biotelemetrischen Datenübertragung durch messtechnische und/oder biologische Parameter

Prinzipiell finden sich als Einflussgrößen und Störfaktoren bei der ttcpO<sub>2</sub>-Messung die gleichen Faktoren wie bei der klassischen transkutanen Blutgasmessung.

Wenn Beeinträchtigungen der Messgenauigkeit bzw. der biotelemetrischen Datenübertragung auftreten, dann resultieren sie hauptsächlich aus der Sensorapplikation. Ausführlich wurde in Kapitel 3.3.4 die korrekte Sensorfixierung auf der fetalen Kopfhaut erläutert. Beispiel für eine inkorrekte Applikation bzw. eine Lösung des Sensors von der Kopfhaut des Feten wurden in Kapitel 3.3.5.1 dargestellt.

Die von anderen Arbeitsgruppen [110] verwandte Vakuumfixation des Sensorschied, im Vergleich zu der hier angewandten Haftgelfixation, schon von vornherein aus, weil dazu größere, stationäre Apparate benötigt werden, die nicht nur einen psychologisch negativen Effekt auf die Patientin haben, sondern vor allem die durch die Telemetrie gewonnene Bewegungsfreiheit wieder einschränken.

In der Literatur ist bekannt, dass die Messdauer einen Einfluss auf die Messgenauigkeit der transkutanen Blutgasmessung beim Feten sub partu haben kann [138]. Hierbei wird die Abnahme des tcpO<sub>2</sub>-Wertes bei einer Messdauer von mehr als zwei Stunden als Alteration des Hautgewebes im Messareal beschrieben [72].

Die Ausbildung eines Caput succedaneum stellt auch bei der telemetrischen transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessung einen der wichtigsten Störparameter mit Beeinflussung der Messgenauigkeit und biotelemetrischen Datenübertragung dar. Methodisch bedingt führt die Zunahme der Diffusionsstrecke (Entfernung des Str. papillare zur Hautoberfläche und damit zur Messkammer) zu einer Veränderung der transku-

tan gemessenen Sauerstoffpartialdruckwerte [102]. Unter sonst günstigen Bedingungen bei guter Korrelation des  $ttcpO_2$ -Wertes und den mittels der MBU gewonnen  $pO_{2MBU}$ -Werte kommt es beim Auftreten des Kopfgeschwulstes zur Beeinträchtigung der Messgenauigkeit [109]. Neben der Ausbildung eines Caput succedaneums haben auch geburtsmechanische Faktoren einen Einfluss auf die Messgenauigkeit der  $ttcpO_2$ -Messung [69]. Da der hier verwandte  $ttcpO_2$ -Sensor jedoch besonders flach und mit geringem Durchmesser konstruiert werden konnte, ließ sich der Einfluss mechanischer Störungen reduzieren.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass hinsichtlich der Beeinflussung der telemetrischen transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessung die gleichen Störfaktoren wie bei der traditionellen transkutanen Blutgasmessung eine Rolle spielen. Durch Verwendung der Haftgelfixation und besondere Aufmerksamkeit bei der Sensorapplikation lassen sich diese jedoch reduzieren.

#### 5.1.4 Diskussion zur Praktikabilität der neuen Messeinheit für Anwender und Patientin

Wie in den vorangegangenen Abschnitten ausführlich dargestellt, ist die Technik auf Bedienerfreundlichkeit ausgelegt. Dem Anwender eröffnet sich die Möglichkeit, sämtliche relevanten Daten gleichzeitig auf einem Personal Computer-Bildschirm beobachten zu können und zwar ebenso in Echtzeit als auch –bei weiterlaufender Messung- mit Rückgriff auf die Historie. Auch der Aufstellort des aufzeichnenden Personal Computers ist innerhalb der Reichweite des Telemetriesenders je nach den aktuellen Gegebenheiten und Bedürfnissen des Klinikbetriebes frei wählbar.

Die Patientin wird durch die Telemetrieinheit kaum beeinträchtigt. Das Gerät ist leicht und wird mittels einer Schnalle an den Befestigungsgurten der CTG-Aufnehmer mit befestigt. Wahlweise kann die Patientin das Gerät zum Beispiel auch einfach in die Bademanteltasche legen.

### 5.1.5 Diskussion zur Zuverlässigkeit der neuen Messeinheit in Abhängigkeit von den verschiedenen Mobilitätszuständen der Patientin

Bei den drei Patientinnen, bei denen das Gerät im Rahmen dieser Arbeit zum Einsatz kam, wurden keinerlei Unregelmäßigkeiten oder Störungen der Messung beobachtet, unabhängig von der Lage oder dem Bewegungszustand der Patientinnen.

### 5.1.6 Diskussion der Neuentwicklung im Vergleich mit den herkömmlichen Messmethoden

Durch den Einsatz der telemetrischen Kardiotokographie in der geburtshilflichen Überwachung hat bereits 1985 in einer retrospektiven Studie Retzke [114] die Methode der Telemetrischen Datenübertragung untersucht und die Vorteile dieser Methode der Geburtsleitung aufgezeigt. Die freie Entscheidung bezüglich der Gebärhaltung unter der Geburt mit einer Verbesserung der subjektiven Verarbeitung, geringerer Schmerzhaftigkeit der Wehen, einer günstigeren Geburtsmechanik, effektiverer Wehentätigkeit mit kürzerer Geburtsdauer und günstigeren Herzfrequenzmustern konnten als Vorzüge nachgewiesen werden.

Eine Übersicht über vorhandene Mess- und Überwachungsmethoden und deren Anwendbarkeit und Aussagekraft gibt die nachfolgende **Tabelle 5-1:**

Überwachungsmethode:	Anwendungs-Voraussetzungen :	Ansprechzeit:	Invasivität:	Sensitivität:	Spezifität:
CTG	Gut (niedrig)	Gut	niedrig	gut	schlecht
Transkutane pCO <sub>2</sub> - Messung	Mittel (Verkabelung notwendig)	noch gut	hoch	gut	mittel
Transkutane pO <sub>2</sub> - Messung	Mittel (Verkabelung notwendig)	Gut	niedrig	gut	gut
Telemetrische transkutane pO <sub>2</sub> - Messung	Gut (niedrig)	Gut	niedrig	gut	gut
Pulsoxymetrie	Mittel (Verkabelung notwendig)	Gut	mittel	mittel	mittel
NIR-Laserspektroskopie	Schlecht/hoch (Technik nicht praktikabel/serienreif)	Gut	mittel	sehr gut	gut

**Tabelle 5-1:** Mess- und Überwachungsmethoden in der Geburtshilfe und deren Vergleich.

Die telemetrische transkutane Sauerstoffpartialdruckmessung stellt somit den wahrscheinlich besten Kompromiss zwischen der Praktikabilität und dem Wert der Messergebnisse für die Klinik und auch die Forschung dar. Ergänzend ist darauf hinzuweisen, dass sich die Prognose für den Zustand des Kindes post partum nach den Ergebnissen dieser Studie [Kapitel 6] durch eingeschränkte Mobilität der werdenden Mutter verschlechtert, was für alle Überwachungsmethoden, die eine Verkabelung der Patientin voraussetzen, zusätzliche Nachteile bedeuten würde.

## 5.2 Diskussion der $\text{ttcpO}_2$ Messung beim Feten unter der Geburt

### 5.2.1 Diskussion zur klinischen Verwertbarkeit der $\text{ttcpO}_2$ -Messeinheit

Die Anwendung der transkutanen Blutgasmessung, darin eingeschlossen die Problematik der Sensorapplikation und der im Kapitel 5.1.3 schon erwähnten Störgrößen der transkutanen Messungen, geht auf eine lange Tradition zurück [Kapitel 1.3]. Durch Verwendung des bekannten Messprinzips liefert die Neuentwicklung gleich zwei Vorteile. Zum einen bietet die Messung des Sauerstoffpartialdruckes auf telemetrischem Weg der Patientin die Möglichkeit, sich uneingeschränkt (Aktionsradius über 30 m) und frei zu bewegen. Dennoch können die Fetalparameter der Herzfrequenz, der Wehentätigkeit und des Sauerstoffpartialdruckwertes kontinuierlich aufgezeichnet und überwacht werden. Eine störende Verkabelung mit Anbindung an das Bett bzw. an die zu überwachenden Geräte findet bei Verwendung des Prototyps nicht mehr statt.

Die in dieser Studie durchgeführten fetalen transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessungen auf dem Wege der Telemetrie lieferten bei voll funktionsfähiger Technik und sehr guter graphischer Darstellung eine gute klinische Verwertbarkeit. Die **Abbildung 5-1** zeigt beispielhaft die Registrierung der Messwerte auf dem CTG-Papierstreifen.



### **5.3 Diskussion über Veränderungen der Messwerte in Abhängigkeit vom Mobilitätszustand der Mutter**

Der Einfluss der Geburtsposition auf die Oxygenierung des Feten ist seit Beginn der perinatalmedizinischen Untersuchungen mit dem Ziel der Optimierung für Mutter und Kind evaluiert worden [ 23, 26, 69, 98, 125, 126]. Das Wissen um die Physiologie der Geburt wurde im Laufe der Jahre mittels transkutanen Blutgasmessungen ( $tcpO_2$ ,  $tcpCO_2$ ) und neuerlich auch der fetalen Pulsoxymetrie ( $SpO_2$ ) stetig erweitert [ 23, 69, 126, 132, 134, 139, 143].

In der vorliegenden Arbeit wurden die Geburtspositionen Rückenlage (R), Seitenlage rechts (Sr), Seitenlage links (Sl), Sitzen (Si), Stehen (S) und Gehen (G) hinsichtlich der Parameter der FHR, der Wehentätigkeit, des  $tcpO_2$  und der Heizleistung untersucht.

#### **5.3.1 Diskussion der $tcpO_2$ -Veränderungen während der Austreibungsperiode im Bezug auf die maternale Geburtsposition**

In der Literatur werden Untersuchungen beschrieben, die die zu erwartende Verbesserung der Oxygenierung [ 134] aufgrund der physiologischen Vorteile der vertikalen Geburtsposition zu verifizieren suchen.

Die Sauerstoffpartialdruckwerte in Abhängigkeit von den einzelnen Geburtspositionen, die in früheren Untersuchungen ermittelt werden konnten, zeigen übereinstimmende Niveaus mit den in dieser Studie gewonnenen Werten. Im Rahmen von perinatal-physiologischen Studien der Züricher Arbeitsgruppe konnten in diesem Zusammenhang in Abhängigkeit von der eingenommenen Geburtsposition der Mutter eine Verbesserung des transkutan gemessenen Sauerstoffpartialdruckwertes beim Feten ermittelt werden [ 69]. Hierbei stimmen die gefundenen Niveauunterschiede mit den bisher aufgestellten physiologischen Vorstellungen überein.

Die Untersuchungen beschränkten sich bisher auf statische Positionen wie den Seitenlagen, der Rückenlage und dem Sitzen. Interessanterweise fand sich bei den in dieser Studie erstmals gemessenen  $\text{ttcpO}_2$ -Werten eine zunehmende Verbesserung des  $\text{ttcpO}_2$ -Niveaus bei zunehmender Vertikalisierung und Mobilität der Patientin [👁 **Abbildung 4-5**, S. 121]. Die höchsten  $\text{ttcpO}_2$ -Werte wurden beim Gehen mit  $\text{ttcpO}_2 = 22,07 \text{ mmHg} (\pm 1,14 \text{ SD})$  gemessen, doch auch die Werte für Stehen  $\text{ttcpO}_2 = 19,89 \text{ mmHg} (\pm 3,77 \text{ SD})$  und Sitzen  $\text{ttcpO}_2 = 20,56 \text{ mmHg} (\pm 1,83 \text{ SD})$  lagen deutlich über den in den klassischen Geburtspositionen gemessenen  $\text{ttcpO}_2$ -Werten.

Ein Vergleich mit den in der Literatur erst kürzlich vorgestellten pulsoxymetrischen Untersuchungen zur Geburtsposition durch Schmidt [📖 134] zeigt eine gute Übereinstimmung in den Geburtspositionen Seitenlage links, Seitenlage rechts, Sitzen und Stehen. Die Geburtsposition Gehen wurde bisher noch nicht untersucht.

### 5.3.2 Diskussion über Veränderungen der weiteren Messparameter bezogen auf die maternale Geburtsposition

Bei den in dieser Studie beobachteten FHR-Niveaus [👁 **Abbildung 4-3**, S. 119] zeigten sich bei den vertikalen Geburtspositionen tendenziell niedrigere Werte. Tiefstwerte fanden sich in der Geburtsposition Sitzen mit  $\text{FHR} = 103,69 \text{ bpm} (\pm 15,93 \text{ SD})$ .

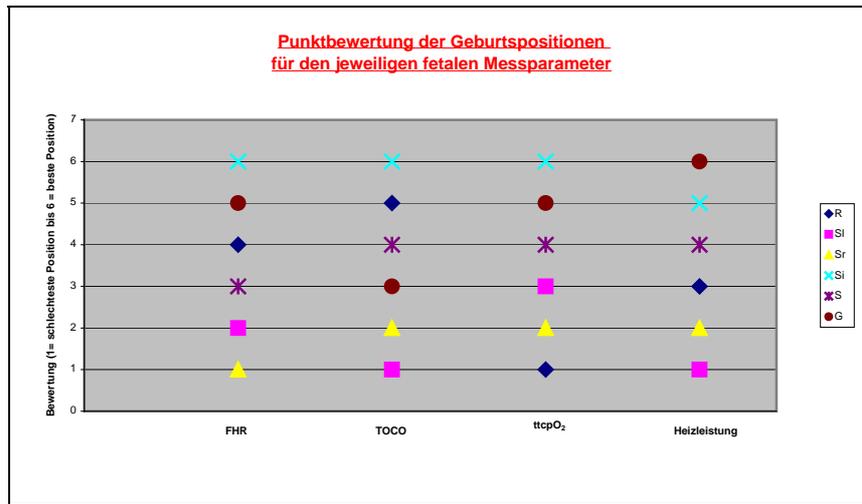
Ein ähnliches Bild zeigte sich bei der Analyse der Wehentätigkeit [👁 **Abbildung 4-4**, S. 120]. Hierbei lagen die Wehen-Niveaus der vertikalen Geburtspositionen zumindest im Vergleich zu den Seitenlagen deutlich niedriger. Auch hier zeigte sich für die Geburtsposition Sitzen die niedrigste Wehentätigkeit mit  $\text{TOCO} = 25,29 \text{ mmHg} (\pm 3,71 \text{ SD})$ . Die Werte beim Stehen mit  $\text{TOCO} = 29,15 \text{ mmHg} (\pm 7,04 \text{ SD})$  lagen geringfügig höher als in der Rückenlage mit  $\text{TOCO} = 28,56 \text{ mmHg} (\pm 8,76 \text{ SD})$ .

Die in der Studie zusätzlich erfasste Heizleistung kann indirekt Hinweise auf die lokale Gewebperfusion in dem Hautareal unter der Messkammer geben. Zeichen der

Minderperfusion im Rahmen von Hautkompressionen bzw. der schon zuvor erwähnten Sauerstoffsparschaltung nach Saling [☞ **Synopsis 1-1, S. 10**] im fetalen Schock mit Zentralisierung des fetalen Kreislaufs reduzieren den Wärmeabtransport unter der Messkammer. Die im Pulsverfahren arbeitende Steuerelektronik zur Konstanthaltung der Messtemperatur verändert das P/I-Verhalten, und es zeigt sich eine Reduzierung der Heizleistung. Umgekehrt führt eine Zunahme der Gewebsperfusion in dem zu messenden Hautareal zu einem verstärkten Wärmeabtransport mit zwangsläufiger Erhöhung der Heizleistung.

Bei den in der Studie untersuchten Geburtspositionen liegen die Werte für die Heizleistung bei den vertikalen Geburtspositionen deutlich höher als bei den liegenden Gebärhaltungen [☞ **Abbildung 4-6, S. 122**]. Höchstwerte finden sich für die Geburtsposition Sitzen mit Heizleistung = 105,73 mW ( $\pm 1,9$  SD). Die niedrigsten Werte ließen sich in der Rückenlage mit Heizleistung = 99,89 mW ( $\pm 2,92$  SD) nachweisen.

In der ☞ **Abbildung 5-3** sind die einzelnen erfassten Messparameter im Hinblick auf die jeweils optimale Geburtsposition hin untersucht worden. Ein Bewertungssystem wurde mit Punkten von 1 bis 6 ausgewählt, wobei sich bei dem Punktwert = 1 für die jeweilige Geburtsposition die schlechtesten Werte des Fetalparameters zeigten, der Punktwert = 6 sich als Geburtsposition mit den besten Werten für den jeweiligen Fetalparameter erwies. Hierbei wurde ein Anstieg der fetalen Herzfrequenz, eine Abnahme der Wehentätigkeit, ein Abfall des Sauerstoffpartialdruckwertes und eine Erhöhung der Heizleistung als negativ bewertet.



➤ **Abbildung 5-3:** Punktbewertung der einzelnen Geburtspositionen für die jeweiligen sub partu erhobenen Fetalparameter. Hierbei wurde der jeweils beobachteten Geburtsposition für den Fetalparameter ein Punktwert zugeordnet. Die Bewertung umfasst den Punktebereich 1 = schlechteste einzunehmende Position bis 6 = beste einzunehmende Position.

Deutlich überwiegen bei den jeweiligen Fetalparametern die vertikalen Geburtspositionen als Gebärhaltungen mit besseren Messwerten.

## 5.4 Diskussion zu Veränderungen beim Lagewechsel der Patientin

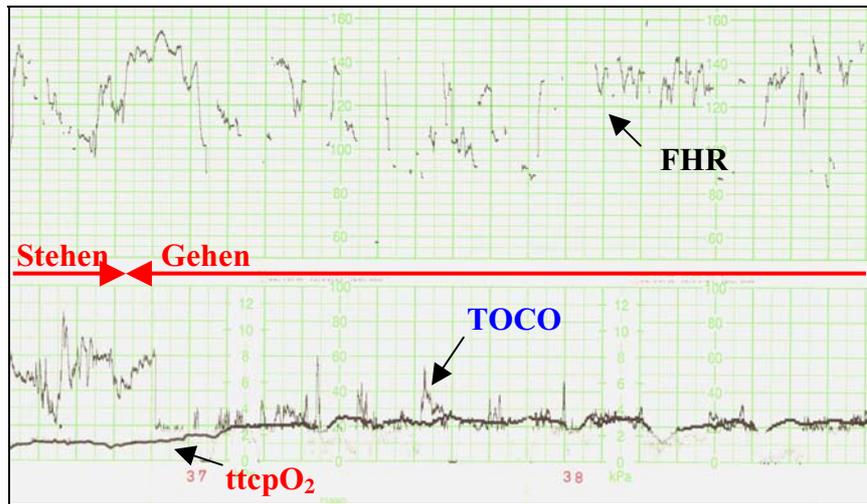
### 5.4.1 Diskussion der $\text{ttcpO}_2$ -Veränderungen bei Lagewechsel

Bei den in der Studie untersuchten Lagewechseln ließ sich statistisch signifikant eine Veränderung des  $\text{ttcpO}_2$ -Wertes durch Umlagerung der Patientin zeigen [Kapitel 4.3]. Hierbei zeigt sich besonders bei Lagewechseln aus den klassischen horizontalen in die vertikalen Geburtspositionen ein deutlicher Anstieg des  $\text{ttcpO}_2$ -Wertes (R zu S:  $\text{ttcpO}_2$ -Anstieg um +30,8%). Gleichzeitig fiel der  $\text{ttcpO}_2$ -Wert bei Umlagerung der Patientin aus der vertikalen in die horizontale Gebärhaltung (G zu Sl:  $\text{ttcpO}_2$ -Abfall um -28,3%). In der vorliegenden Arbeit konnte gezeigt werden, dass die Rückenlagerung insgesamt negative Effekte hervorruft.

Auch in der Literatur konnte durch perinatalphysiologische Untersuchungen belegt werden, dass in statistisch signifikanter Form eine Verbesserung der Oxygenierung des Kindes bzw. eine Verbesserung des Gastransfers über die Plazenta durch eine Vermeidung der Rückenlagerung erreicht werden kann [§ 21, § 22, § 26, § 69, § 94, § 132].

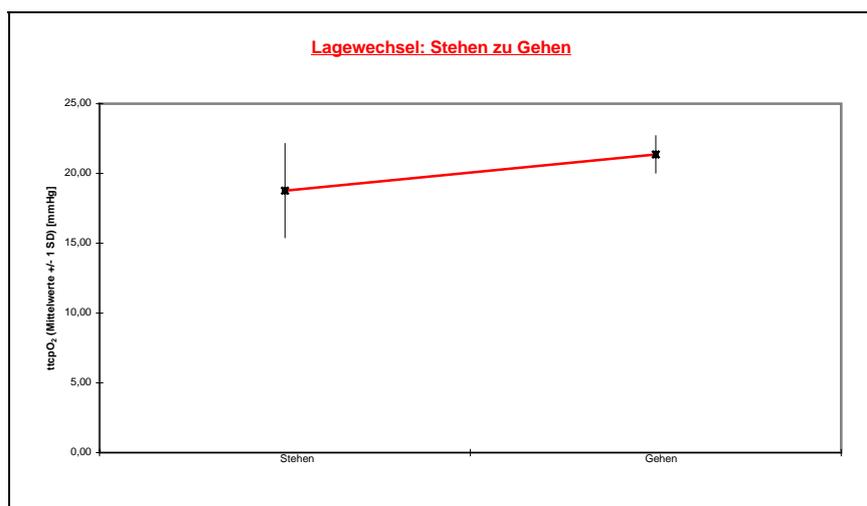
Bei Umlagerung in die Rückenlage reagierte etwa ein Drittel der Frauen sowohl subjektiv als auch objektiv mit einer Verschlechterung der hämodynamischen Situation für Mutter und Kind [§ 26].

Die in dieser Studie festgestellte Verbesserung der fetalen Oxygenierung bei Umlagerung aus der Rückenlage in die Seitenlage rechts (R zu Sr:  $\text{ttcpO}_2$ -Anstieg um +33,3%) konnte durch Direktmessung zerebraler Oxygenierung mittels der Laserspektroskopie bestätigt werden [§ 5]. Allerdings führte die Umlagerung der Patientin in die linke Seitenlage, sowohl aus der Rückenlage (R zu Sl:  $\text{ttcpO}_2$ -Abfall von -23,6%) als auch aus der Seitenlage rechts (Sr zu Sl:  $\text{ttcpO}_2$ -Abfall von -26,6%) zu einer signifikanten Verschlechterung der fetalen Oxygenierung.



☛ **Abbildung 5-4:** CTG-Beispielregistrierung mit Darstellung der ttcpO<sub>2</sub>-Veränderung beim Lagewechsel vom Stehen zum Gehen.

Durch den Einsatz der Telemetrie konnten Untersuchungen erstmals auch auf die vertikalen Geburtspositionen des Gehens ausgedehnt werden. Immerhin konnte statistisch signifikant eine Verbesserung der fetalen Oxygenierung beim Übergang vom Sitzen zum Stehen (Si zu S: ttcpO<sub>2</sub>-Anstieg um +15,9%) und vom Stehen zum Gehen (S zu G: ttcpO<sub>2</sub>-Anstieg von +12,2%) ermittelt werden. Bemerkenswert war der Abfall des ttcpO<sub>2</sub>-Werte bei Rückverlagerung vom Gehen in die horizontale Gebärhaltung (G zu Sl: ttcpO<sub>2</sub>-Abfall um –28,3%).



☛ **Abbildung 5-5:** ttcpO<sub>2</sub>-Veränderungen beim Lagewechsel vom Stehen zum Gehen.

#### 5.4.2 Diskussion der Veränderungen der weiteren Messparameter beim Lagewechsel

Im Rahmen der Schwangerschaft kann es mit zunehmender Entwicklung der Frucht, die bei Rückenlage über der Vena cava liegt, durch Besonderheiten der funktionellen Anatomie zu Veränderungen der Hämodynamik bei Einnahme der Rückenlage kommen [14]. Durch Kompression der Vena cava kommt es zu einem Abfall des zum Herzen zurückfließenden Blutes (Preload) [26] mit einer Beschleunigung der maternalen Herzfrequenz und Abfall des systolischen Blutdrucks um mindestens 30 mmHg, oft verbunden mit Nausea [2, 26, 93, 98].

Durch gleichzeitigen Anstieg des Blutdruckwertes im venösen Schenkel kommt es zum Abfall der Druckdifferenz, die den Blutfluss im Bereich der Plazenta reguliert [88]. Die Minderperfusion der Plazenta zeigt sich unter anderem im Rahmen der verursachten Hypoxie durch fetale Bradykardie [88, 93].

Entsprechend der  **Tabelle 5-2** mit Darstellung der Trendveränderungen der Fetaltalparameter in Abhängigkeit von dem Lagewechsel zeigte sich eine Abnahme der FHR beim Lagewechsel in die Seitenlage links (R zu Sl: FHR-Abnahme um  $-3,8\%$ ; Sr zu Sl: FHR-Abnahme um  $-8,9\%$ ).

In großangelegten randomisierten Studien konnte gezeigt werden, dass die Rückenlage hinsichtlich der Geburt bei vermehrtem Auftreten kindlicher Azidosen und verminderter Apgar-Score-Werte eine offensichtlich ungünstige Position darstellt [42, 43, 88].

Bei dem Wechsel aus der horizontalen in die vertikale Geburtsposition zeigte sich ein statistisch signifikanter, geringer Abfall der Herzfrequenz (R zu S: FHR-Abnahme um  $-12,2\%$ ; S zu G: FHR-Abnahme um  $-5,3\%$ ). Unter der Vorstellung der Entlastung der großen Gefäße bei gleichzeitiger Entlastung des Zwerchfells kommt es zu einer Erhöhung der Residualkapazität seitens der Atmung [94, 139, 143]. Dies scheint sich auch günstig auf die fetale Oxygenierung auszuwirken, wodurch sich die positiv zu wertende geringe Abnahme der FHR erklären lässt.

Die Wehentätigkeit nimmt beim Wechsel der Gebärhaltung in eine vertikale Position hingegen zu (Si zu S: TOCO-Zunahme um +4,9 %; S zu G: TOCO-Zunahme um +33,7 %). Retzke beschrieb schon 1985 eine Verbesserung der Effektivität mit Frequenzzunahme der Wehentätigkeit und Verkürzung der Geburtsdauer durch Lagewechsel in die Vertikalposition [114].

Bei der Heizleistung zeigen sich insgesamt nur geringfügige Veränderungen. Der Anstieg der Heizleistung beim Übergang in die vertikale Geburtsposition (R zu S: Heizleistungszunahme um +1,1%; S zu G: Heizleistungszunahme um +1,8%) könnte die mit der vertikalen Gebärhaltung einhergehende Steigerung der Gewebperfusion unter der Messkammer erklären. Weshalb sich bei dem Übergang vom Sitzen zum Stehen allerdings eine Heizleistungsabnahme von -2,1% zeigte, bleibt ungeklärt.

	R zu Sl:	R zu Sr:	Sr zu Sl:	R zu S:	Si zu S:	S zu G:	G zu Sl:
<b>FHR:</b>	↘ (-3,8%)	-	↘ (-8,9%)	↓ (-12,2%)	↗ (+5,5%)	↘ (-5,3%)	-
<b>TOCO:</b>	↘ (-8,5%)	↓ (-16,5%)	↘ (-6,4%)	↓↓↓ (-50,72%)	↗ (+4,9%)	↑↑ (+33,7%)	↓ (-13,4%)
<b>ttcpO<sub>2</sub>:</b>	↓↓ (-23,6%)	↑↑ (+33,3%)	↓↓ (-26,6%)	↑↑ (+30,8%)	↑ (+15,9)	↑ (+12,2%)	↓↓ (-28,3%)
<b>Heizl.:</b>	→ (+0,5%)	↘ (-2,6%)	→ (+0,7%)	↗ (+1,1%)	↘ (-2,1%)	↗ (+1,8%)	-

☞ **Tabelle 5-2:** Trendanalyse beim Lagewechsel. (R = Rückenlage, Sr = Seitenlage rechts, Sl = Seitenlage links, Si = Sitzen, S = Stehen, G = Gehen).

## **5.5 Diskussion zur Findung einer optimalen maternalen Geburtsposition, bezogen auf den $ttcpO_2$**

Als grundsätzliches Ergebnis der hier durchgeführten perinatalphysiologischen Studie zeigt sich die Möglichkeit der Beeinflussung der FHR, der Wehentätigkeit, des  $ttcpO_2$ -Werts und der Heizleistung durch Umlagerung der Patientin.

Man könnte davon ausgehen, dass die vertikalen Geburtspositionen besonders günstig sind, da es sowohl zu einer Entlastung der großen maternalen Gefäße als auch zu einer Entlastung des maternalen Zwerchfells mit Erhöhung der Residualkapazität kommt [ 94, 134, 139, 143]. Erwähnt werden sollte hierbei die Veränderung der Atemphysiologie in Abhängigkeit von der Gebärhaltung der Mutter. Auf der einen Seite kommt es in Folge des erhöhten Sauerstoffbedarfs zu einer Zunahme der maternalen Atemfrequenz, auf der anderen Seite führt die Raumnahme der Frucht zu einer Verminderung insbesondere der Residualkapazität [ 139].

## 6 Schlussfolgerungen

Die telemetrische transkutane Sauerstoffpartialdruckmessung beim Feten unter der Geburt ist -das Vorhandensein der hier als Prototyp entwickelten Telemetrieinheit vorausgesetzt- mit relativ geringem Aufwand durchführbar.

Nach korrekter Applikation des Sensors ist das weitere Mess- und Auswertungsverfahren hinreichend zuverlässig und unkompliziert.

Die durch die Telemetrie gewonnene Bewegungsfreiheit der Kreißenden eröffnet die Möglichkeit zu ermitteln, inwieweit körperliche Aktivität und Positionswechsel der Mutter den Geburtsvorgang und den post partualen Zustand des Kindes positiv beeinflussen. Bereits bei den hier untersuchten Fällen ergaben sich statistisch signifikante Daten, wonach die Einnahme von einer vertikalen Geburtsposition mit Stehen oder Gehen eine deutliche Verbesserung der fetalen Oxygenierung zeigt.

## 7 Zusammenfassung

Ergebnisse aus der Perinatalphysiologie lassen vermuten, dass sich in Abhängigkeit von der orthostatischen Position und körperlichen Belastung der Mutter unter Umständen eine Verbesserung der fetalen Oxygenierung ergibt. Voraussetzung zur Untersuchung dieser Phänomene wäre eine kontinuierliche Messung und Aufzeichnung des Sauerstoffpartialdrucks. Obwohl minimal invasive sub-partuale Überwachungsmethoden immer mehr an Bedeutung gewonnen haben, gab es aber bisher kein Verfahren, welches die fetale Oxygenierung kontinuierlich erfasste, ohne –wegen der notwendigen Verkabelung- die Mobilität der Patientin erheblich einzuschränken.

In dieser Arbeit wird zur Erfassung der fetalen Oxygenierung zunächst ein Prototyp einer Telemetrieinheit vorgelegt und in Vorversuchen auf der Haut eines Adulten dessen korrekte Funktion nachgewiesen. Zur Aufzeichnung der Daten wird die hier ebenfalls neu entwickelte Software TLMX 32 verwendet, mit der die  $ttcpO_2$ -Werte kontinuierlich zusammen mit der Heizleistung telemetrisch auf einem Personal Computer registriert werden. Zeitgleich erfolgte die Erfassung der telemetrischen externen Kardiotokographie (CTG). Intermittierend wird die Blutgasanalytik aus kapillärem (präpartal) und arteriellem (postpartal) Fetalblut vorgenommen. Hinsichtlich der Verifizierung der Messdaten erfolgte die lineare Korrelationsanalyse durch Vergleich von  $MBU-pO_2$  bezüglich der aus der polarographischen  $ttcpO_2$ -Messung gewonnenen Daten.

In der folgenden klinischen Anwendung wurden drei schwangere Frauen mit unauffälligem Schwangerschaftsverlauf über das neue Verfahren aufgeklärt; alle erteilten ihre Zustimmung zur Anwendung des Verfahrens. In diesen Fällen traten keine besonderen Schwierigkeiten oder Komplikationen während der Messungen auf. Lediglich ein Applikationsversuch musste wegen unmittelbarer Sensorlösung wiederholt werden.

Somit konnte mittels der neuentwickelten telemetrischen transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessung die Veränderung der fetalen Oxygenierung bei stehender und gehender Patientin mit mäßiger körperlicher Belastung sub partu untersucht werden.

Die statistische Auswertung erfolgte durch Analyse der Wehenreaktion im Sinne der Intra- und Postakmenanalytik. Neben dem Mittelwert, der Standardabweichung und dem 95%-Konfidenzintervall wurde bei der Lagewechselanalyse auch die Wahrscheinlichkeit (P) mit Hilfe des üblichen Wilcoxon-Tests zum nichtparameterfreien Vergleich zweier abhängiger Stichproben bestimmt.

Die Messungen zeigten deutlich den Einfluss der Gebärhaltungen auf die Messparameter der FHR, der Wehentätigkeit, des  $ttcpO_2$ -Wertes und der Heizleistung. Durch Positionswechsel von den klassischen liegenden Positionen der Rücken- bzw. Seitenlage in die erstmals untersuchten vertikalen Positionen des Stehens und Gehens ließ sich signifikant eine Verbesserung der fetalen Oxygenierung erreichen.

Wegen der mit kleiner Fallzahl begonnenen Studie und der Variabilität des Reaktionsmusters lässt sich der zu erwartende Nutzen erst tendenziell vorhersagen. Doch diese neue Technik schafft die Basis für weitere Forschungsarbeiten mit höheren Fallzahlen und erweiterten Einschlusskriterien.

Insgesamt eröffnet die telemetrische transkutane Sauerstoffpartialdruckmessung beim Feten während der Geburt neue Möglichkeiten der Betreuung der Kreißenden und der Überwachung des Feten mit Optimierung der fetalen Oxygenierung. So könnte durch die Messung und Erfassung von relativen Veränderungen des  $ttcpO_2$ -Wertes im Einzelfall die günstigste Gebärhaltung aus Sicht der fetalen Oxygenierung gefunden werden.

## 8 Abbildungsverzeichnis

• <b>Abbildung 1-1:</b> Telemetrische transkutane Sauerstoffpartialdruckmessung. ....	3
• <b>Abbildung 1-2:</b> Der französische Arzt J.-A. Le Jume, Vicomte de Kergaradec, gilt als Begründer der kindlichen Herz- auskultation [  12]. ....	4
• <b>Abbildung 1-3:</b> Schema der endoskopischen Mikroblutuntersuchung (MBU) nach J. W. Dudenhausen [  31]. ....	8
• <b>Abbildung 1-4:</b> Von der US-amerikanischen Firma Nellcor ent- wickelte SpO <sub>2</sub> -Elektrode. ....	16
• <b>Abbildung 1-5:</b> NIR-Laserspektroskopie unter der Geburt. ....	17
• <b>Abbildung 3-1:</b> Schemazeichnung des telemetrisch transkutanen Sauerstoffpartialdruck-Sensors nach Huch [  76]. ....	25
• <b>Abbildung 3-2:</b> ttcpO <sub>2</sub> Sensor von oben. ....	26
• <b>Abbildung 3-3:</b> ttcpO <sub>2</sub> Sensor von unten. ....	26
• <b>Abbildung 3-4:</b> Sauerstoffpartialdruckprofil in den einzelnen Haut- schichten nach Lübbers und Grossmann [  104]. ....	27
• <b>Abbildung 3-5:</b> Schemazeichnung zur transkutanen Sauerstoff- partialdruckmessung [  I]. ....	28
• <b>Abbildung 3-6:</b> Sauerstoffpartialdruckprofil entlang der verschiede- nen Hautschichten [modifiziert nach Lübbers  105]. ....	29
• <b>Abbildung 3-7:</b> Polarographische transkutane Sauerstoffpartialdruck- messung; pO <sub>2</sub> -Profile in den einzelnen Hautschichten in Abhängigkeit von der Temperatur [modifiziert nach  10]. ....	31
• <b>Abbildung 3-8:</b> Telemetriesender mit angeschlossenem ttcpO <sub>2</sub> Sen- sor. ....	34
• <b>Abbildung 3-9:</b> Telemetrie-Sender: „Innenleben“. ....	36
• <b>Abbildung 3-10:</b> LCD-Display am Telemetrie-Sender. ....	37
• <b>Abbildung 3-11:</b> Telemetrie-Sender: Batteriefach. ....	38
• <b>Abbildung 3-12:</b> ttcpO <sub>2</sub> -Messwagen. ....	39
• <b>Abbildung 3-13:</b> CTG M1350 A Rückwand. ....	41
• <b>Abbildung 3-14:</b> TLMX 32 Software: Programmoberfläche. ....	42
• <b>Abbildung 3-15:</b> Programm TLMX 32 starten 1/3. ....	49
• <b>Abbildung 3-16:</b> Programm TLMX 32 starten 2/3. ....	49

• <b>Abbildung 3-17:</b> Programm TLMX 32 starten 3/3. ....	49
• <b>Abbildung 3-18:</b> Startbildschirm der TLMX 32 Software. ....	50
• <b>Abbildung 3-19:</b> Parametereinstellungen. ....	50
• <b>Abbildung 3-20:</b> Graphische Darstellung des Messwertabgleichs. ....	53
• <b>Abbildung 3-21:</b> Speichern der Messdaten. ....	53
• <b>Abbildung 3-22:</b> Patientendaten eingeben. ....	54
• <b>Abbildung 3-23:</b> Programmoberfläche TLMX 32. ....	55
• <b>Abbildung 3-24:</b> Einfügen von Eventmarkern. ....	57
• <b>Abbildung 3-25:</b> Verwenden des Einheitenzooms 1/2. ....	58
• <b>Abbildung 3-26:</b> Verwenden des Einheitenzooms 2/2. ....	58
• <b>Abbildung 3-27:</b> Textfile, geöffnet mit dem Programm Word Pad. ....	59
• <b>Abbildung 3-28:</b> Archivierung als Bitmap-Datei. ....	60
• <b>Abbildung 3-29:</b> Öffnen einer Archivdatei. ....	60
• <b>Abbildung 3-30:</b> 2-Punkte-Eichmessung mittels Stickstoffbegasung. ....	63
• <b>Abbildung 3-31:</b> Messung des $ttcpO_2$ -Wertes auf der Erwachsenenhaut – Einstellkurve. ....	65
• <b>Abbildung 3-32:</b> Geschätzte Kapillardichte (Anzahl der Kapillar- schleifen/ $mm^2$ ) auf verschiedenen Regionen der Haut. ....	66
• <b>Abbildung 3-33:</b> Einstellkurve $ttcpO_2$ auf der Wangenhaut. ....	67
• <b>Abbildung 3-34:</b> Messung des $ttcpO_2$ -Wertes auf der Erwachsenen- haut – Inhalation von reinem Sauerstoff über eine Maske (5 l/min). ....	68
• <b>Abbildung 3-35:</b> $ttcpO_2$ -Verlauf beim Kompressionsversuch. ....	69
• <b>Abbildung 3-36:</b> Gegenüberstellung von $DttcpO_2$ und $DSpO_2$ beim Armkompressionsversuch. ....	70
• <b>Abbildung 3-37:</b> $ttcpO_2$ -Veränderungen bei der Armkompression mit Sauerstoffinhalation nach Kompressionslösung. ....	71
• <b>Abbildung 3-38:</b> $ttcpO_2$ -Verlauf beim Armkompressionsversuch unter Sauerstoffinhalation. ....	72
• <b>Abbildung 3-39:</b> $ttcpO_2$ -Anstiegssteilheit nach Kompressionslösung. ....	73
• <b>Abbildung 3-40:</b> $ttcpO_2$ -Verlauf unter Hyperventilation. ....	73
• <b>Abbildung 3-41:</b> $ttcpO_2$ -Verlauf bei körperlicher Anstrengung. ....	75
• <b>Abbildung 3-42:</b> $ttcpO_2$ -Werte unter Hypoxie. ....	76
• <b>Abbildung 3-43:</b> Hypoxieversuch – Gegenüberstellung von $DttcpO_2$ - und $DSpO_2$ in Prozent. ....	77



• <b>Abbildung 4-2:</b> Original telemetrische CTG-Papierstreifen-Registrierung. Dargestellt ist der $ttcpO_2$ nach Sensorapplikation. ....	113
• <b>Abbildung 4-3:</b> Zusammenfassende Darstellung der FHR [bpm] (Mittelwert, $\pm 1$ SD) in Abhängigkeit der verschiedenen Geburtspositionen. ....	119
• <b>Abbildung 4-4:</b> Zusammenfassende Darstellung der Wehentätigkeit TOCO [mmHg] (Mittelwert, $\pm 1$ SD) in Abhängigkeit der verschiedenen Geburtspositionen. ....	120
• <b>Abbildung 4-5:</b> Zusammenfassende Darstellung des $ttcpO_2$ [mmHg] (Mittelwert, $\pm 1$ SD) in Abhängigkeit der verschiedenen Geburtspositionen. ....	121
• <b>Abbildung 4-6:</b> Zusammenfassende Darstellung der Heizleistung [mW] (Mittelwert, $\pm 1$ SD) in Abhängigkeit der verschiedenen Geburtspositionen. ....	122
• <b>Abbildung 4-7:</b> $ttcpO_2$ -Veränderungen beim Lagewechsel von der Rückenlage zur Seitenlage links. ....	125
• <b>Abbildung 4-8:</b> $ttcpO_2$ -Veränderungen beim Lagewechsel von der Rückenlage zur Seitenlage rechts. ....	126
• <b>Abbildung 4-9:</b> $ttcpO_2$ -Veränderungen beim Lagewechsel von der Seitenlage rechts zur Seitenlage links. ....	128
• <b>Abbildung 4-10:</b> $ttcpO_2$ -Veränderungen beim Lagewechsel von der Rückenlage zum Stehen. ....	130
• <b>Abbildung 4-11:</b> $ttcpO_2$ -Veränderungen beim Lagewechsel aus dem Sitzen zum Stehen. ....	132
• <b>Abbildung 4-12:</b> FHR-Veränderungen beim Lagewechsel vom Stehen zum Gehen. ....	134
• <b>Abbildung 4-13:</b> Wehen-Veränderungen beim Lagewechsel vom Stehen zum Gehen. ....	135
• <b>Abbildung 4-14:</b> $ttcpO_2$ -Veränderungen beim Lagewechsel vom Stehen zum Gehen. ....	135
• <b>Abbildung 4-15:</b> Heizleistungs-Veränderungen beim Lagewechsel vom Stehen zum Gehen. ....	135
• <b>Abbildung 4-16:</b> $ttcpO_2$ -Veränderungen beim Lagewechsel vom Gehen zur Seitenlage links. ....	136
• <b>Abbildung 5-1:</b> CTG-Originalregistrierung mit telemetrisch erfasster transkutaner Sauerstoffpartialdruckregistrierung. ....	143
• <b>Abbildung 5-2:</b> CTG-Beispielregistrierung des $ttcpO_2$ zum Zeitpunkt einer MBU ( $pO_{2-MBU} = 20,5$ mmHg; $ttcpO_2 = 20$ mmHg). ....	143



## 9 Tabellenverzeichnis

☞ Tabelle 1-1:	Methoden zur Überwachung des Feten während der Geburt.....	6
☞ Tabelle 1-2:	Normwerte des Analysators ABL SYSTEM 625 der Firma Radiometer, Kopenhagen.....	8
☞ Tabelle 1-3:	Stadieneinteilung der erhöhten Azidität des fetalen Blutes anhand der aktuellen pH-Werte nach Saling [☞ 32].....	9
☞ Tabelle 1-4:	Vielzahl von Anwendungsgebieten der tcpO <sub>2</sub> -Messung/Überwachung.....	13
☞ Tabelle 1-5:	Anwendungsempfehlungen für die fetale Pulsoxymetrie [☞ 98].....	15
☞ Tabelle 3-1:	Auf dem Rolltisch befindliches Equipment.....	40
☞ Tabelle 3-2:	Vergleich der Darstellung der tcpO <sub>2</sub> Messwerte auf der LCD-Anzeige und dem Personal Computer.....	52
☞ Tabelle 3-3:	Normwerte der Blutgasanalyse für Männer [☞ 53].....	62
☞ Tabelle 3-4:	Versuch 1: 2-Punkte-Eichmessung mittels Stickstoffbegasung.....	64
☞ Tabelle 3-5:	Versuch 2: tcpO <sub>2</sub> -Beispiel-Messung auf dem Unterarm unter Ruhebedingungen.....	65
☞ Tabelle 3-6:	Versuch 2: Bestimmung des arteriell und transkutan gemessenen Sauerstoffpartialdruckes.....	66
☞ Tabelle 3-7:	Versuch 3: tcpO <sub>2</sub> -Registrierung mit Sensorplatzierung auf der Wangenhaut.....	67
☞ Tabelle 3-8:	Versuch 4: tcpO <sub>2</sub> -Messung auf dem Unterarm unter Sauerstoffinhalation.....	68
☞ Tabelle 3-9:	Versuch 5: tcpO <sub>2</sub> -Messung auf dem Unterarm unter Armkompression.....	70
☞ Tabelle 3-10:	Versuch 6: tcpO <sub>2</sub> -Messung auf dem Unterarm nach Armkompression und Sauerstoffinhalation.....	72
☞ Tabelle 3-11:	Versuch 7: tcpO <sub>2</sub> -Messung auf dem Unterarm unter Hyperventilation.....	74
☞ Tabelle 3-12:	Versuch 8: tcpO <sub>2</sub> -Messung auf dem Unterarm bei körperlicher Anstrengung.....	75
☞ Tabelle 3-13:	Versuch 9: tcpO <sub>2</sub> -Messung auf dem Unterarm unter Hypoxie.....	76
☞ Tabelle 3-14:	Abkürzungstabelle zur Beschreibung der maternalen Geburtsposition.....	97

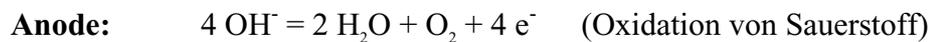
☞ <b>Tabelle 3-15:</b> Normalwerte der MBU in der Eröffnungsphase (EP) und der Austreibungsphase (AP) [ 116].....	99
☞ <b>Tabelle 3-16:</b> Normwerte der postpartalen BGA im Nabelschnurarterien- und -venenblut [ 116]. .....	100
☞ <b>Tabelle 3-17:</b> In der Studie zur telemetrisch transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessung sub partu ermittelte Daten.....	103
☞ <b>Tabelle 3-18:</b> In der Studie zur telemetrisch transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessung post partal ermittelte Daten. ....	104
☞ <b>Tabelle 3-19:</b> Einschlusskriterien für die Studie zur ttcpO <sub>2</sub> -Messung sub partu. ....	105
☞ <b>Tabelle 4-1:</b> Entbindungsmodus und Zusammenstellung der Kindsdaten. ....	110
☞ <b>Tabelle 4-2:</b> Zusammenstellung der durchgeführten MBUs. ....	112
☞ <b>Tabelle 4-3:</b> Einzeldarstellung der Geburtsposition Rückenlage, n=20/19.....	114
☞ <b>Tabelle 4-4:</b> Einzeldarstellung der Geburtsposition Seitenlage links, n=31. ....	115
☞ <b>Tabelle 4-5:</b> Einzeldarstellung der Geburtsposition Seitenlage rechts, n=9. ....	116
☞ <b>Tabelle 4-6:</b> Einzeldarstellung der Geburtsposition Sitzen, n=4.....	116
☞ <b>Tabelle 4-7:</b> Einzeldarstellung der Geburtsposition Stehen, n=29.....	117
☞ <b>Tabelle 4-8:</b> Einzeldarstellung der Geburtsposition Gehen, n=7.....	118
☞ <b>Tabelle 4-9:</b> Die in der Studie untersuchten Lagewechsel mit n=7.....	123
☞ <b>Tabelle 4-10:</b> Einzelanalysen des Lagewechsels: Rückenlage zu Seitenlage links mit n=7.....	124
☞ <b>Tabelle 4-11:</b> Gesamtauswertung des Lagewechsels: Rückenlage zu Seitenlage links. ....	125
☞ <b>Tabelle 4-12:</b> Gesamtauswertung des Lagewechsels: Rückenlage zu Seitenlage rechts. ....	126
☞ <b>Tabelle 4-13:</b> Einzelanalysen des Lagewechsels: Seitenlage rechts zu Seitenlage links mit n=5.....	127
☞ <b>Tabelle 4-14:</b> Gesamtauswertung des Lagewechsels: Seitenlage rechts zu Seitenlage links. ....	128
☞ <b>Tabelle 4-15:</b> Einzelanalysen des Lagewechsels: Rückenlage zu Stehen mit n=3. ....	129
☞ <b>Tabelle 4-16:</b> Gesamtauswertung des Lagewechsels: Rückenlage zu Stehen.....	129
☞ <b>Tabelle 4-17:</b> Einzelanalysen des Lagewechsels: Sitzen zu Stehen mit n=4.....	131
☞ <b>Tabelle 4-18:</b> Gesamtauswertung des Lagewechsels: Sitzen zu Stehen.....	131
☞ <b>Tabelle 4-19:</b> Einzelanalysen des Lagewechsels: Stehen zu Gehen mit n=11 (Teil 1 S. 132), Teil 2.....	133

☞ <b>Tabelle 4-20:</b> Gesamtauswertung des Lagewechsels: Stehen zu Gehen .....	134
☞ <b>Tabelle 4-21:</b> Gesamtauswertung des Lagewechsels: Gehen zur Seitenlage links.....	136
☞ <b>Tabelle 5-1:</b> Mess- und Überwachungsmethoden in der Geburtshilfe und deren Vergleich. ....	141
☞ <b>Tabelle 5-2:</b> Trendanalyse beim Lagewechsel. (R = Rückenlage, Sr = Seitenlage rechts, Sl = Seitenlage links, Si = Sitzen, S = Stehen, G = Gehen).....	151

## 10 Gleichungsverzeichnis $\Psi$

### I. Biochemische Reaktion an der Platinkathode, Silberanode

$\Psi$ Gleichung I-I: Sauerstoffreduktion an der Platinkathode des ttpO<sub>2</sub>-Sensors



### II. Korrektur der Darstellungsdifferenz zwischen dem LCD-Display und der Personal Computer-Anzeige

$\Psi$ Gleichung II-I: Quadratische Korrekturformel zum Ausgleich der Differenz zwischen LCD - Darstellung und der Personal Computer Darstellung

$$\text{Quadratische Formel } f(x) = a + bx + cx^2$$

$$\text{Computer-Wert (LCD-Wert)} = 2,5455646 + 0,13077732 \cdot x + (-4,1784362 \cdot 10^{-6}) \cdot x^2$$

$$\text{Mit } a = 2,5455646$$

$$b = 0,13077732$$

$$c = -4,1784632 \cdot 10^{-6}$$

### III. Berechnung des Sauerstoffpartialdruckwertes in der Umgebungsluft

☞ Gleichung III-I: Umrechnung des  $pO_2$  von mbar in mmHg

$$\begin{aligned} pO_{2(Luft)} &= \frac{(\text{Luftdruck [in mbar]} \cdot pO_{2Volumenanteil} [\text{in \%}])}{100 [\text{in mbar}]} \div 1000 [\text{in bar}] \cdot \frac{1,000 \cdot 10^5 [\text{Pa}]}{133,3 [\text{Pa}]} \\ &= \frac{(\text{Luftdruck [in mbar]} \cdot 20,9)}{133,3} \quad [\text{Torr} = \text{mmHg}] \\ &= \frac{(\text{Luftdruck [in mbar]})}{\approx 6,4776} \quad [\text{mmHg}] \end{aligned}$$

Mit :  $pO_{2Volumenanteil} = 20,9 \%$

$1 \text{ bar} = 1,000 \cdot 10^5 \text{ Pa}$

$1 \text{ Torr} = 1 \text{ mmHg} = 133,3 \text{ Pa}$

Beispiel III-Ia:

$$\begin{aligned} pO_{2(Luft)} &= \frac{(1010 \cdot 20,9)}{100} \div 1000 \cdot \frac{1,000 \cdot 10^5}{133,3} \\ &= \frac{(1010 \cdot 20,9)}{133,3} \quad [\text{Torr} = \text{mmHg}] \\ &= \frac{(1010)}{\approx 6,4776} \quad [\text{mmHg}] \\ &= \underline{\underline{158,36}} \quad [\text{mmHg}] \end{aligned}$$

$$pO_{2(Luft)} = 1010 \text{ mbar}$$

#### IV. Zusammenstellung von Gleichungen zur Berechnung der pO<sub>2</sub>-Profile der Haut

Die im Folgenden (siehe auch Kapitel V des Gleichungsverzeichnisses) angeführten Gleichungen und Formeln stellen eine Zusammenfassung grundlegender Arbeiten Lübbers [104] zur transkutanen Blutgasmessung dar und sollen zum besseren Verständnis von Entstehung und Herleitung der in der Abhandlung [3.1.1.24] verwendeten Gleichungen und Ergebnisse dienen.

☞ Gleichung IV-I: Sauerstoffverbrauch  $\dot{V}_{O_2}$  des Gewebes bei 37°C

$$\begin{aligned} \dot{V}_{O_2} &= \dot{B} \cdot (C_{a_{O_2}} - C_{v_{O_2}}) \left[ \frac{ml O_2}{100g \cdot min} \cdot \frac{ml O_2}{ml} \right] \\ &= \dot{B} \cdot C(a-v)_{O_2} \left[ \frac{ml O_2}{100g \cdot min} \right] \end{aligned}$$

$\dot{V}_{O_2}$  = O<sub>2</sub>-Verbrauch des Gewebes

$\dot{B}$  = Gewebsdurchblutung

$C_{a_{O_2}}$  = arterielle O<sub>2</sub>-Konzentration (~ 1/5 des p<sub>a</sub>O<sub>2</sub>)

$C_{v_{O_2}}$  = venöse O<sub>2</sub>-Konzentration

$C(a-v)_{O_2} = AVDO_2$

Beispiel IV-Ia:

$$\begin{aligned} \dot{V}_{O_2} &= 5 \left[ \frac{ml O_2}{100g \cdot min} \right] \cdot 0,06 \left[ \frac{ml O_2}{ml} \right] \\ &= \underline{\underline{0,3}} \left[ \frac{ml O_2}{100g \cdot min} \right] \end{aligned}$$

$\dot{B}$  ~ 5 ml/(100g • min)

$C_{a_{O_2}}$  ~ 21 ml O<sub>2</sub>/dl

$C_{v_{O_2}}$  ~ 15 ml O<sub>2</sub>/dl

$C(a-v)_{O_2}$  ~ (21 – 15) ml O<sub>2</sub>/dl

~ 6 ml O<sub>2</sub>/dl

~ 0,06 ml O<sub>2</sub>/ml

☞ Gleichung IV-II: Perfusionsfaktor  $f_s$  für den Punkt s auf der Kapillarschleife

$$f_s = 1 - \left( \frac{s \cdot \dot{V}_{O_2}}{Ca_{O_2} \cdot \dot{B}} \right) \left[ \frac{\frac{mlO_2}{100g \cdot min}}{\frac{mlO_2}{100ml} \cdot \frac{mlO_2}{100g \cdot min}} \right]$$

$\dot{V}_{O_2}$  = O<sub>2</sub>-Verbrauch des Gewebes

$\dot{B}$  = Gewebsdurchblutung

Ca<sub>O<sub>2</sub></sub> = arterielle O<sub>2</sub>-Konzentration

s = Punkt an der Kapillarspitze (~ 1/2 der Schleifenlänge)

Beispiel IV-II ohne Sensor:

$$f_{0,5} = 1 - \left( \frac{0,5 \cdot 0,3}{21,6 \cdot 5} \cdot 100 \right) = \underline{\underline{0,86}}$$

$\dot{V}_{O_2}$  = 0,3 ml O<sub>2</sub>/100 g • min

$\dot{B}$  = 100 ml O<sub>2</sub>/100g • min

Ca<sub>O<sub>2</sub></sub> ~ 1/5 des pO<sub>2</sub>

= 21,6 ml O<sub>2</sub>/dl bei 37°C

= 21,6 mlO<sub>2</sub> / 100 ml

s = 0,5

Beispiel IV-II mit Sensor:

$$f_{0,5} = 1 - \left( \frac{0,5 \cdot 0,3}{28,1 \cdot 5} \cdot 100 \right) = \underline{\underline{0,89}}$$

$\dot{V}_{O_2}$  = 0,3 ml O<sub>2</sub>/100 g • min

$\dot{B}$  = 100 ml O<sub>2</sub>/100g • min

Ca<sub>O<sub>2</sub></sub> ~ 1/5 des pO<sub>2</sub>

= 28,1 ml O<sub>2</sub>/ dl bei 41,75°C

= 28,1 mlO<sub>2</sub> / 100 ml

s = 0,5

**¶ Gleichung IV-III: Perfusionsfaktor  $f_d$  an der Kapillarschleifenspitze**

$$f_d = \left( \frac{\alpha_a}{\alpha_d} \right) \cdot f_s$$

$\alpha_d$  = Löslichkeitskoeffizient an der Kapillarspitze

$\alpha_a$  = arterieller Löslichkeitskoeffizient

Beispiel IV-III ohne Sensor:

$$f_d = \left( \frac{\alpha_a}{\alpha_d} \right) \cdot f_s$$

$$f_d \approx f_s$$

$$f_d = 0,86$$

$$\alpha_a \approx \alpha_d$$

$$f_{s0,5} \approx f_d$$

Beispiel IV-III mit Sensor:

$$f_d = \left( \frac{\alpha_a}{\alpha_d} \right) \cdot f_s$$

$$f_d \approx f_s$$

$$f_d = 0,89$$

$$\alpha_a \approx \alpha_d$$

$$f_{s0,5} \approx f_d$$

**¶ Gleichung IV-IV: Durchschnittlicher  $pO_2$ -Wert an der Kapillarschleifenspitze ( $p_dO_2$ )**

$$p_dO_2 = \left[ p_aO_2 \cdot \left( \frac{\alpha_a}{\alpha_d} \right) \right] - \left[ s \cdot \left( \frac{\dot{V}O_2}{\alpha_d \cdot \dot{B}} \right) \right] \quad [mmHg]$$

$$= p_aO_2 \cdot f_d$$

$p_aO_2$  = arterieller  $pO_2$

$f_d$  = Perfusionsfaktor an der Kapillarspitze (Dome)

Beispiel IV-IV ohne Sensor:

$$\begin{aligned}
 p_d O_2 &= p_a O_2 \cdot f_d \quad [mmHg] \\
 p_d O_2 &= 100 \cdot 0,86 \\
 &= \underline{\underline{86}} \quad [mmHg]
 \end{aligned}$$

$$f_d = f_s = 0,86$$

$$p_a O_2 = 100 \text{ mmHg}$$

Beispiel IV-IV mit Sensor:

$$\begin{aligned}
 p_d O_2 &= p_a O_2 \cdot f_d \quad [mmHg] \\
 p_d O_2 &= 128,38 \cdot 0,89 \\
 &= \underline{\underline{114,26}} \quad [mmHg]
 \end{aligned}$$

$$f_d = f_s = 0,89$$

$$p_a O_2 = 128,38 \text{ mmHg}$$

Beispiel IV-IV mit Sensor bei weiterer Temperaturerhöhung:

$$\begin{aligned}
 p_d O_2 &= p O_2(42,74^\circ C) - \Delta p O_{2(sp)} \quad [mmHg] \\
 p_d O_2 &= 140,37 - 14,12 \\
 &= \underline{\underline{126,25}} \quad [mmHg]
 \end{aligned}$$

$$p O_2(41,75^\circ C) = 140,37 \text{ mmHg} \quad [\text{↪ Gleichung V-I, Beispiel V-I mit Sensor}]$$

$$\Delta p O_{2(sp)} = 14,12 \text{ mmHg} \quad [\text{↪ Gleichung IV-V, Beispiel IV-V mit Sensor}]$$

**↪ Gleichung IV-V:**  $p O_2$ -Abnahme im Stratum papillare ( $\Delta p O_{2(sp)}$ )

$$\Delta p O_{2(sp)} = p_a O_2 - p_d O_2 \quad [mmHg]$$

$\Delta p O_{2(sp)}$  =  $p O_2$ -Abnahme im Str. papillare

Beispiel IV-V ohne Sensor:

$$\begin{aligned}
 \Delta p O_{2(sp)} &= p_a O_2 - p_d O_2 \quad [mmHg] \\
 &= 100 - 86 \\
 &= \underline{\underline{14}} \quad [mmHg]
 \end{aligned}$$

$$p_a O_2 = 100 \text{ mmHg}$$

$$p_d O_2 = 86 \text{ mmHg}$$

Beispiel IV-V mit Sensor:

$$\begin{aligned} \Delta pO_{2(sp)} &= p_a O_2 - p_d O_2 \quad [mmHg] \\ &= 128,38 - 114,26 \\ &= \underline{\underline{14,12}} \quad [mmHg] \end{aligned}$$

$$p_a O_2 = 128,38 \text{ mmHg}$$

$$p_d O_2 = 114,26 \text{ mmHg}$$

☞ **Gleichung IV-VI:** Parabolischer Verlauf des  $pO_2$ -Wertes in dem vitalen Epidermisanteil ( $pO_{2(ev)}$ )

$$pO_{2(ev)}(x) = p_d O_2 - x^2 \cdot \frac{\dot{V}_{O_2}}{2 \cdot K_{ev}} \left[ mmHg - cm^2 \cdot \frac{\frac{ml O_2}{100g \cdot min}}{2 \cdot \frac{ml O_2}{760 \cdot cm \cdot min \cdot mmHg}} = mmHg \right]$$

$pO_{2(ev)}(x)$  = Sauerstoffpartialdruck in der vitalen Epidermisschicht an der Stelle x

$p_d O_2$  =  $pO_2$ -Wert an der impermeablen Schicht ( $x = d_{ed} + d_{ev}$ )  $\sim p_d O_2$

$K_{ev}$  = Sauerstoffleitfähigkeit in dem vitalen Epidermisanteil

$\dot{V}_{O_2}$  = Sauerstoffverbrauch des Gewebes

$d_{ev}$  = Schichtdicke des vitalen Epidermisanteils

Beispiel IV-VI ohne Sensor:

$$\begin{aligned} pO_{2(ev)}(30 \cdot 10^{-4}) &= 100 - (30 \cdot 10^{-4})^2 \cdot \frac{0,3}{2 \cdot 1,4 \cdot 10^{-8}} \quad [mmHg] \\ &= 86 - 0,95 \\ &= \underline{\underline{85,05}} \quad [mmHg] \end{aligned}$$

$$p_d O_2 = 86 \text{ mmHg}$$

$$\begin{aligned} K_{ev} &= 10,8 \cdot 10^{-6} \text{ ml } O_2 / (\text{cm} \cdot \text{min} \cdot \text{atm}) \\ &= 1,4 \cdot 10^{-8} \text{ ml } O_2 / (\text{cm} \cdot \text{min} \cdot \text{mmHg}) \end{aligned}$$

$$\dot{V}_{O_2} = 0,3 \text{ ml } O_2 / (100g \cdot \text{min})$$

$$d_{ev} = 30 \text{ } \mu\text{m} = 30 \cdot 10^{-4} \text{ cm}$$

Beispiel IV-VI mit Sensor:

$$\begin{aligned}
 pO_{2(ev)}(30 \cdot 10^{-4}) &= 126,25 - (30 \cdot 10^{-4})^2 \cdot \frac{0,3}{2 \cdot 1,4 \cdot 10^{-8}} \quad [mmHg] \\
 &= 126,25 - 0,95 \\
 &= \underline{\underline{125,3}} \quad [mmHg]
 \end{aligned}$$

$$p_d O_2 = 126,25 \text{ mmHg}$$

$$\begin{aligned}
 K_{ev} &= 10,8 \cdot 10^{-6} \text{ ml O}_2 / (\text{cm} \cdot \text{min} \cdot \text{atm}) \\
 &= 1,4 \cdot 10^{-8} \text{ ml O}_2 / (\text{cm} \cdot \text{min} \cdot \text{mmHg})
 \end{aligned}$$

$$\dot{V}_{o_2} = 0,3 \text{ ml O}_2 / (100\text{g} \cdot \text{min})$$

$$\begin{aligned}
 d_{ev} &= 30 \text{ } \mu\text{m} \\
 &= 30 \cdot 10^{-4} \text{ cm}
 \end{aligned}$$

☞ **Gleichung IV-VII:** Linearer Verlauf des  $pO_2$ -Wertes in dem avitalen Epidermisanteil ( $Io_2$  ist an jeder Stelle der avitalen Epidermis gleich groß)

$$pO_{2ss} = pO_{2ev} - \frac{\dot{V}_{o_2}}{K_{ed}} \cdot d_{ev} \cdot d_{ed} \quad \left[ \text{mmHg} - \frac{\frac{\text{mlO}_2}{100\text{g} \cdot \text{min}}}{\frac{\text{mlO}_2}{\text{cm} \cdot \text{min} \cdot \text{mmHg}}} \cdot \text{cm}^2 = \text{mmHg} \right]$$

$pO_{2ss}$  =  $pO_2$  an der Hautoberfläche

$pO_{2ev}$  =  $pO_2$  am Übergang zur avitalen Epidermisschicht

$\dot{V}_{o_2}$  =  $O_2$ -Verbrauch des Gewebes

$d_{ed}$  = avitale Schichtdicke

$d_{ev}$  = vitale Schichtdicke

$K_{ed}$  = avitale Leitfähigkeit

Beispiel IV-VII ohne Sensor:

$$pO_{2,ss} = 85,05 - \frac{0,3 : 100}{5,52 \cdot 10^{-10}} \cdot (15 \cdot 10^{-4}) \cdot (30 \cdot 10^{-4}) \quad [mmHg]$$

$$pO_{2,ss} = \underline{\underline{60,59}} \quad [mmHg]$$

$$x = d_{ed} = 15 \mu m$$

$$= 15 \cdot 10^{-4} \text{ cm}$$

$$pO_{2,ev} = 85,05 \text{ mmHg}$$

$$\dot{V}_{O_2} = 0,3 \text{ ml O}_2 / (100g \cdot \text{min})$$

$$K_{ed} = 0,42 \cdot 10^{-6} \text{ ml O}_2 / (\text{cm} \cdot \text{min} \cdot \text{atm})$$

$$= 5,52 \cdot 10^{-10} \text{ ml O}_2 / (\text{cm} \cdot \text{min} \cdot \text{mmHg})$$

Beispiel IV-VII mit Sensor:

$$pO_{2,ss} = 125,3 - \frac{0,3 : 100}{5,52 \cdot 10^{-10}} \cdot (15 \cdot 10^{-4}) \cdot (30 \cdot 10^{-4}) \quad [mmHg]$$

$$pO_{2,ss} = \underline{\underline{100,9}} \quad [mmHg]$$

$$x = d_{ed} = 15 \mu m$$

$$= 15 \cdot 10^{-4} \text{ cm}$$

$$pO_{2,ev} = 125,3 \text{ mmHg}$$

$$\dot{V}_{O_2} = 0,3 \text{ ml O}_2 / (100g \cdot \text{min})$$

$$K_{ed} = 0,42 \cdot 10^{-6} \text{ ml O}_2 / (\text{cm} \cdot \text{min} \cdot \text{atm})$$

$$= 5,52 \cdot 10^{-10} \text{ ml O}_2 / (\text{cm} \cdot \text{min} \cdot \text{mmHg})$$

**V. Zusammenstellung von Gleichungen zur Berechnung der  $pO_2$ -Profile bei der  $ttcpO_2$ -Messung**

↳ **Gleichung V-I:** Fraktionelle  $pO_2$ -Änderung pro °C-Temperaturänderung

$$pO_2(T + \Delta T) = p_a O_2(T) \cdot (1 + \alpha_T)^{\Delta T} \quad [mmHg]$$

$\alpha_T \sim$  Temperaturkoeffizient

Beispiel V-Ia mit Sensor:

$$pO_2(37^\circ + 3,5^\circ) = p_a O_2(37^\circ) \cdot (1 + \alpha_{37^\circ})^{3,5^\circ} \quad [mmHg]$$

$$pO_2(40,5^\circ) = 100 \cdot (1 + 0,074)^{3,5}$$

$$= \underline{\underline{128,38}} \quad [mmHg]$$

$p_a O_2(37,0^\circ C) \sim 100 \text{ mmHg}$   
 $\alpha_T = 7,4 \% \text{ pro } 1^\circ C$   
 $D_T = 40,5^\circ C - 37,0^\circ C$   
 $= 3,5^\circ C$

Beispiel V-Ib mit Sensor:

$$pO_2(40,5^\circ + 1,25^\circ) = p_a O_2(40,5^\circ) \cdot (1 + \alpha_{37^\circ})^{1,25^\circ} \quad [mmHg]$$

$$pO_2(41,75^\circ) = 128,38 \cdot (1 + 0,074)^{1,25}$$

$$= \underline{\underline{140,37}} \quad [mmHg]$$

$$\Delta pO_2(1,25^\circ C) = pO_2(41,75^\circ C) - pO_2(40,5^\circ C)$$

$$= 140,37 - 128,38$$

$$= \underline{\underline{11,99}} \quad [mmHg]$$

$p_a O_2(40,5^\circ C) = 128,38$   
 $\alpha_T = 7,4 \% \text{ pro } 1^\circ C$   
 $D_T = 41,75^\circ C - 40,5^\circ C$   
 $= 1,25^\circ C$

**☞ Gleichung V-II:** Berechnung des Diffusionswiderstandes/Diffusionsfehlers über der Elektrodenmembran

$$I_{O_2} = \left[ \frac{1}{r_{el} + r_{ep}} \right] \cdot \Delta p_{O_2}$$

$I_{O_2}$  = Sauerstoffionenstrom über der Elektrodenmembran

$r_{ep}$  = Diffusionswiderstand der Epidermis

$r_{el}$  = Diffusionswiderstand der Elektrodenmembran

$\Delta p_{O_2}$  = Sauerstoffpartialdruckabfall über der Elektrodenmembran

Beispiel V-IIa:

Der Ionenstrom  $I_{O_2}$  über der Elektrodenmembran nimmt mit zunehmendem Diffusionswiderstand der Elektrodenmembran ab, wenn  $r_{el} \gg r_{ep}$  gilt:

$$I_{O_2} = \left[ \frac{1}{r_{el}} \right] \cdot \Delta p_{O_2} \quad , \text{ wenn } r_{ep} \sim 0$$

$$I_{O_2} \sim 0 \quad , \text{ wenn } r_{el} \gg r_{ep}$$

## Gleichungsverzeichnis:

Υ Gleichung I-I:	Sauerstoffreduktion an der Silberkathode des ttcpO <sub>2</sub> -Sensors .....	164
Υ Gleichung II-I:	Quadratische Korrekturformel zum Ausgleich der Differenz zwischen LCD - Darstellung und der Personal Computer Darstellung .....	164
Υ Gleichung III-I:	Umrechnung des pO <sub>2</sub> von mbar in mmHg .....	165
Υ Gleichung IV-I:	Sauerstoffverbrauch $\dot{V}_{O_2}$ des Gewebes bei 37°C .....	166
Υ Gleichung IV-II:	Perfusionsfaktor f <sub>s</sub> für den Punkt s auf der Kapillarschleife .....	167
Υ Gleichung IV-III:	Perfusionsfaktor f <sub>d</sub> an der Kapillarschleifenspitze .....	168
Υ Gleichung IV-IV:	Durchschnittlicher pO <sub>2</sub> -Wert an der Kapillarschleifenspitze (p <sub>d</sub> O <sub>2</sub> ) .....	168
Υ Gleichung IV-V:	pO <sub>2</sub> -Abnahme im Stratum papillare (DpO <sub>2(sp)</sub> ) .....	169
Υ Gleichung IV-VI:	Parabolischer Verlauf des pO <sub>2</sub> -Wertes in dem vitalen Epidermisanteil (pO <sub>2(ev)</sub> ) .....	170
Υ Gleichung IV-VII:	Linearer Verlauf des pO <sub>2</sub> -Wertes in dem avitalen Epidermisanteil (I <sub>o2</sub> ist an jeder Stelle der avitalen Epidermis gleich groß) .....	171
Υ Gleichung V-I:	Fraktionelle pO <sub>2</sub> -Änderung pro °C-Temperaturänderung .....	173
Υ Gleichung V-II:	Berechnung des Diffusionswiderstandes/Diffusionsfehlers über der Elektrodenmembran .....	174

## 11 Synopsis ☞

☞ Synopsis 1-1: Sauerstoffsparschaltung nach Saling [☒33]. .....	10
☞ Synopsis 3-1: Funktionsdiagramm der tcpO <sub>2</sub> Messung.....	24
☞ Synopsis 3-2: Blockschaltbild des Telemetrie-Senders zur Erfassung des tcpO <sub>2</sub> .....	35
☞ Synopsis 3-3: Bespannen des tcpO <sub>2</sub> –Sensors unter sterilen Bedin- gungen. ....	86
☞ Synopsis 3-4: Protokollbogen zur telemetrischen transkutanen Sauer- stoffpartialdruckmessung [☒I].....	98

## 12 Literaturverzeichnis

1. **Abernathy, J.:**  
*Surgical and physiological essays. Part II.*  
London 1793, zitiert in  135
2. **Abitol, M. M.:**  
*Suppine position in labor and the associated fetal heart rate changes.*  
Obstet. Gynecol., 65 (1985): 481-486
3. **Adamsons, K.:**  
*Diagnosis and Treatment of Fetal Disorders.*  
Springer, New York (1968): 205
4. **Aldrich, C. J., Spencer J. A., Dántona D., Wyatt J. S., Peebles D. M., Delpy D. T., Reynolds E. O. R.:**  
*The effect of maternal posture on fetal cerebral oxygenation during labour.*  
Br. J. Obstet. Gynecol., 102 (1995): 14-19
5. **Aldrich, C. J.; Antona D., Spencer J. A., Wyatt J. S., Peebles D. M., Delph D. T., Reynolds E. O.:**  
*The effect of maternal posture on fetal cerebral oxygenation during labour.*  
British Journal of Obstetrics and Gynaecology, 102(1), 1995: 14-1
6. **Amano, K. et al.:**  
*Potential benefits of fetal pulse oximetry in the management of fetal arrhythmia.*  
In:  95
7. **Apgar, V.:**  
*A proposal for a new method of evaluation of the newborn infant.*  
Anaesthesiology Anol. Curv. Reserch, 32 (1953): 200
8. **Bacroft, J.:**  
*Researches on Prenatal Life.*  
Thomas, Springfield 1947
9. **Barron, D. H.:**  
*The exchange of the respiratory gases in the placenta.*  
Neonatal Study, 1 (1952): 3
10. **Baumbach, P.:**  
*TC100: Verständnis transkutaner pO<sub>2</sub>- und pCO<sub>2</sub>- Messungen.*  
Radiometer Copenhagen, 1988

11. **Beard, R. W., Filshie G. M., Knight C. A., Roberts G. M.:**  
*The significance of the changes in the continuous fetal heart rate in the first stage of labour.*  
 Journal of Obstetrics and Gynaecology, Brit. Cwlth. 78 (1971): 865
  
12. **Beck, L.:**  
*Zur Geschichte der Gynäkologie und Geburtshilfe.*  
 Springer-Verlag, Heidelberg, 1986
  
13. **Beran, A. v., Tolle C. D., Huxtable R. F.:**  
*Cutaneous blood flow and its relationship to transcutaneous O<sub>2</sub>/ CO<sub>2</sub> measurements.*  
 Critical Care Medicine, 9(10), 1981: 736-740
  
14. **Bishop, F. H.:**  
*Ultrasonic fetal monitoring.*  
 Clinical Obstetrics and Gynecology, 11(1978): 1154
  
15. **Bödefeld, E. et al.:**  
*Continuous tcpO<sub>2</sub> Monitoring in Healthy and Sick Newborn Infants during and after feeding.*  
 In: ☐ 66
  
16. **Boenisch, H., Saling E.:**  
*The reliability of pH-values in fetal blood samples. – A study of the second stage.*  
 Journal of Perinatal Medicine, 4 (1976): 45
  
17. **Bower, L. K., Barnhardt S. L., Betit P., Hendon B.:**  
*AARC Clinical Practice Guideline: Transcutaneous Blood Gas Monitoring for Neonatal & Pediatric Patients Perinatal-Pediatrics Guidelines Committee.*  
 Reprinted from Respiratory Care, 39(12), 1994: 1176-1179
  
18. **Braun, T., Sierra F., Seiler D., Mainzer K., Verroen R., Schmidt S.:**  
*Technische Entwicklung eines telemetrisch-transkutanen Sauerstoffpartialdrucksystems (tcpO<sub>2</sub>) zur fetalen Überwachung.*  
 Vortrag, Abstraktband, 173. Tagung der Mittelrheinischen Gesellschaft für Geburtshilfe und Gynäkologie, 23. – 25. März 2001 in Marburg
  
19. **Braun, T., Sierra F., Seiler D., Mainzer K., Verroen R., Schmidt S.:**  
*Technische Entwicklung eines telemetrisch-transkutanen Sauerstoffpartialdrucksystems (tcpO<sub>2</sub>) zur fetalen Überwachung.*  
 Poster, 199. Tagung der Niederrheinisch-Westfälischen Gesellschaft für Gynäkologie und Geburtshilfe, 15. – 16. September 2000 in Düsseldorf
  
20. **Caldeyro-Barcia, R. C., Casacuberta C., Bustos R. et al.:**  
*Corellation of intrapartum changes in fetal heart rate with fetal blood oxygen and acid-base balance.*  
 In: ☐ 3

21. **Caldeyro-Barcia, R., Noriega-Guerra L. et al.:**  
*Effect of position changes on the intensity and frequency of uterine contractions during labor.*  
Am. J. Obstet. Gynecol., 80 (1960): 284
22. **Caldeyro-Barcia, R.:**  
*Physiological and psychological bases for the modern and humanized management of normal labor.*  
Centro Latinoamericano de Perinatología y Desarrollo Humano, Scientif. Publ, 858 (1997)
23. **Carbonne, B., Benachi A., Leveque M. L., Cabrol D., Papiernik E.:**  
*Maternal position during labor: effects on fetal oxygen saturation measured by pulse oximetry.*  
Obstetrics and Gynecology, 88(5) 1996 Nov: 797-800
24. **Clark, L. C.:**  
*Measurements of oxygen tension: A historical perspective*  
Critical Care Medicine, October 1981
25. **Clark, L. Jr.:**  
*Monitor and control of blood and tissue oxygen tension.*  
Trans. Amer. Soc. Artif. Intern. Org., 2 (1965): 4
26. **Clark, S.L., Cotton D.B., Pivarnik J. M. et al.:**  
*Position change and central haemodynamic profile during normal third trimester pregnancy and postpartum.*  
Am. J. Obstet. Gynecol., 164 (1993): 883-887
27. **DUC, G. et al.:**  
*Reliability of continuous transcutaneous blood gas monitoring (Hellige) in respiratory distress syndrome of the newborn.*  
In: 15
28. **Dudenhause, J. W. et al.:**  
*Transcutane Messung des Po<sub>2</sub> der Kreißenden, demonstriert an Fällen mit Periduralanästhesie.*  
Gesellschaft für Geburtshilfe und Gynäkologie, Berlin 20.09.1974
29. **Dudenhause, J. W., E. Saling:**  
*Deutscher Kongreß für perinatale Medizin.*  
Perinatale Medizin Bd. X. 11. Thieme, Stuttgart (1984)
30. **Dudenhause, J. W., Saling E.:**  
*Perinatale Medizin. Bd. X*  
11. Deutscher Kongreß für Perinatale Medizin, Berlin 1983, Thieme, Stuttgart 1984
31. **Dudenhause, J. W.:**  
*Praktische Geburtshilfe mit geburtshilflichen Operationen.*  
Pschyrembel, 18. Auflage: 231

32. **Dudenhausen, J. W.:**  
*Praktische Geburtshilfe mit geburtshilflichen Operationen, Pschyrembel.*  
De Gruyter, 18. Auflage: 223
33. **Dudenhausen, J. W.:**  
*Praktische Geburtshilfe mit geburtshilflichen Operationen, Pschyrembel.*  
De Gruyter, 18. Auflage: 284
34. **Eberhard, P., Severinghaus J. W.:**  
*Measurements of heated skin O<sub>2</sub> diffusion conductance and Po<sub>2</sub> sensor induced O<sub>2</sub> gradient.*  
Acta anaesth. scand., 68 (1987): 1-3
35. **Elert, R, Hüter K. A.:**  
*Die Prophylaxe frühkindlicher Hirnschäden.*  
Thieme, Stuttgart-New-York, (1966): 116
36. **Emmrich, P. et al.:**  
*Anwendungsmöglichkeiten der transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessung in der pädiatrischen Intensivmedizin.*  
Dtsch. med. Wschr., 100 (1975): 1892-1901
37. **Emmrich, P., Stechele U., Huch R., Huch A.:**  
*Anwendungsmöglichkeiten der transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessung in der pädiatrischen Intensivmedizin.*  
Dtsch. med. Wschr., 100 (1975): 1892
38. **Fall, O., Johnsson M., Nilsson B. A., Rooth G.:**  
*A study of the correlation between the oxygen tension of the fetal scalp blood and the continuous, transcutaneous oxygen tension in human fetuses during labour.*  
In  65
39. **Fenner, A., Müller R., Busse H. G.:**  
*Transcutaneous determination of arterial oxygen tension.*  
Pediatrics, 55 (1975): 224-231
40. **Fenton, A. N., C. M. Steer:**  
*Fetal distress.*  
American Journal of Obstetrics and Gynecology, 83 (1962): 159-167
41. **Fischer, W. M.:**  
*Kardiotokographie.*  
Thieme, Stuttgart 1981
42. **Gardosi, J., Sylvester S., B-Lynch C.:**  
*Alternative position in the second stage of labour: a randomised controlled trail.*  
Br. J. Obstet. Gynecol., 96 (1989): 1290-1296

43. **Gardosi, J.:**  
*The physiology of squatting during labour.*  
Am. J. Obstet. Gynecol., 166 (1992): 341
44. **Gerlach:**  
*Über das Hautatmen.*  
Archiv der anatomischen Physiologie, 1851
45. **Goodlin, R. C.:**  
*History of fetal monitoring.*  
American Journal of Obstetrics and Gynecology, 1 (1973): 323
46. **Hammacher, K., Hüter K. A., Bokelmann J., Werners P. H.:**  
*Foetal heart frequency and perinatal condition of foetus and newborn.*  
Gynaecologia, 166 (1984): 43-48
47. **Hammacher, K., Gaudenz R., Grandi P. DE:**  
*Kardiotokographischer Nachweis einer fetalen Gefährdung mit einem CTG-Score.*  
Gynäkologische Rundschau, 14 (1974): 61
48. **Hammacher, K.:**  
*Die kontinuierliche elektronische Überwachung der fetalen Herztätigkeit vor und während der Geburt.*  
In:  89
49. **Hammacher, K.:**  
*Früherkennung intrauteriner Gefahrenzustände durch Elektrophonokardiographie und Tokographie.*  
In:  35
50. **Hammacher, K.:**  
*Neue Methode zur selektiven Registrierung der fetalen Herzschlagfrequenz.*  
Geburtshilfe und Frauenheilkunde, 22 (1962): 1542
51. **Hammacher, K.:**  
*Neue Methoden zur selektiven Registrierung der fetalen Herzfrequenz.*  
Geburtshilfe und Frauenheilkunde, 22 (1962): 1542
52. **Heller, G., Schnell R., Schmidt S.:**  
*Welchen Einfluss hat die subpartuale Asphyxie auf die spätere gesundheitliche Entwicklung. Oder: Neue Antworten mit alten Daten.*  
Gynäkologe, 34 (2001): 126-129
53. **Herold, G.:**  
*Innere Medizin. Eine vorlesungsorientierte Darstellung.*  
Verlag: Arzt + Information. 2002
54. **Hessische Perinatalstudie 1987:**  
*Kassenärztliche Vereinigung Hessen.*

55. **Heyrowski, Ch.:**  
*Researches with dropping mercury cathode.*  
Rec. trav. Chim. (Holland), 44 (1923-24): 496
56. **Hohn, E. H., Quilligan E. J.:**  
*The classification of fetal heart rate.*  
Connatal Medicine, 31 (1967): 779
57. **Hohn, E. H., Wohlgenut R.:**  
*The electronic evaluation of fetal heart rate.*  
American Journal of Obstetrics and Gynecology, 81 (1961): 361
58. **Hohn, E. H.:**  
*An Atlas of Fetal Heart Rate Patter.*  
Harty Press, New Haven 1968
59. **Hohn, E. H.:**  
*The diagnosis of fetal distress.*  
Clinical Obstetrics and Gynecology, 3 (1960): 860
60. **Hohn, E. H.:**  
*The electronic evaluation of the fetal heart rate.*  
American Journal of Obstetrics and Gynecology, 75 (1958): 1215
61. **Horio, H., Ohminato S., Hasegawa T.:**  
*Analysis of the tcPO<sub>2</sub> response to blood interruption in infants and adults.*  
J. Perinat. Med., 20 (1992): 371-377
62. **Huch, A. et al.:**  
*Maternal hypoxaemia after pethidine.*  
Journal of Obstetrics and Gynaecology, Br. Commonw., 81 (1974): 608-614
63. **Huch, A., Huch R., Buchholz R., Lübbers D. W.:**  
*Erste Erfahrungen mit kontinuierlicher transkutaner pO<sub>2</sub>-Registrierung bei Mutter und Kind sub partu.*  
Geburtshilfe und Frauenheilkunde, 33 (1973): 856
64. **Huch, A., Huch R., Lübbers D. W.:**  
*Quantitative polarographische Sauerstoffdruckmessung auf der Kopfhaut des Neugeborenen.*  
Archiv der Gynäkologie, 207 (1969): 443-451
65. **Huch, A., Huch R., Lucey J. F.:**  
*Continuous transcutaneous blood gas monitoring. Original articles Series-Birth Defects.*  
The National Foundation March of Dimes, A. R. Liss, New York 15 (1979): 223

66. **Huch, A., Huch R., Lucey J. F.:**  
*Continuous transcutaneous blood gas monitoring.*  
 Original Articles Series - Birth Defects- The National Foundation March of Dimes, Bd. 15,4 Liss. Inc., New York 1979
67. **Huch, A., Huch R., Lucey J. F.:**  
*Original Article Series-Birth Defects.*  
 The National Foundation March of Dimes. Liss. New York, 15 (1979): 235
68. **Huch, A., Huch R., Rooth G.:**  
*Transkutane pO<sub>2</sub>-Messung (tcpO<sub>2</sub>-Messung) beim Feten.*  
 Fischer Kardiotokographie, Thieme 1981
69. **Huch, A., Huch R., Schneider H., Rooth G.:**  
*Continuous transcutaneous monitoring of fetal oxygen tension during labour.*  
 British Journal of Obstetrics and Gynaecology, 84(1), 1977: 1-40
70. **Huch, A., Huch R.:**  
*Insights derived from Perinatal Monitoring.*  
 In: 146
71. **Huch, A., Huch R.:**  
*Klinische und physiologische Aspekte der transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessung in der Perinatalmedizin.*  
 Zentralblatt für Geburtshilfe und Perinatalmedizin, 179 (1975): 235-249
72. **Huch, A., Huch R.:**  
*Physiological insights based on fetal tcPCO<sub>2</sub> monitoring.*  
 J. Perinat. Med., 9 (1981): 184
73. **Huch, A.:**  
*Die Überbewertung kardiotokographischer Befunde.*  
 In 30
74. **Huch, R. et al.:**  
 Beziehung zwischen Oxygenierung und Herzfrequenzverhalten in sauerstoff-cardio-respirographischen Aufzeichnungen bei kranken Früh- und Neugeborenen.  
 In: 129
75. **Huch, R. et al.:**  
*Transcutaneous Po<sub>2</sub> Monitoring in Routine Management of Infants and Children with Cardiorespiratory Problems.*  
 Pediatrics, 57 (1976): 681-690
76. **Huch, R., Huch A., Lübbers D. W.:**  
*Transcutaneous measurement of blood Po<sub>2</sub> (tcPo<sub>2</sub>) – Method and application in perinatal medicine.*  
 Journal of Perinatal Medicine, 1 (1973): 183

77. **Huch, R., Huch A., Rooth G.:**  
*Use of transcutaneous oxygen measurements in perinatal period – measurements in the fetus.*  
 In: 120
78. **Huch, R., Huch A., Roth G.:**  
*Laboratory Investigations of Fetal Disease.*  
 Bristol 1981
79. **Huch, R., Huch A.:**  
*Continuous transcutaneous blood gas monitoring.*  
 Marcel Dekker, New York, 1983
80. **Huch, R., Huch A.:**  
*Continuous transcutaneous blood gas monitoring.*  
 M. Dekker, Inc. New York-Basel, 1983
81. **Huch, R., Huch A.:**  
*Die Variabilität des Po<sub>2</sub> in der Perinatalmedizin.*  
 Gynäkol. Prax., 5(1981): 649-661
82. **Huch, R., Huch A.:**  
*Fetal and maternal P<sub>tc</sub>O<sub>2</sub> monitoring.*  
 Critical Care Medicine, 9(10), 1981: 694-697
83. **Huch, R., Huch A.:**  
*Transkutane pO<sub>2</sub>-Messung (tcpO<sub>2</sub>-Messung) beim Neugeborenen.*  
 In Fischer: Kardiotokographie, Thieme Verlag, 1981: 580-591
84. **Huch, R., Lübbers D. W., Huch A.:**  
*Reliability of transcutaneous monitoring of arterial Po<sub>2</sub> in newborn infants.*  
 Archives of Diseases in Childhood, 49 (1974): 213-218
85. **Huch, R., Schneider H., Huch A.:**  
*Einfluss der mütterlichen O<sub>2</sub>-Atmung auf Herzfrequenz und tcpPo<sub>2</sub> bei Mutter und Fet.*  
 In: 129
86. **Huch, R., Schneider H., Huch A.:**  
*Einfluss der mütterlichen Sauerstoffatmung auf Herzfrequenz und tcpO<sub>2</sub> bei Mutter und Fet.*  
 In: 130
87. **Huch, R.:**  
*Quantitative, kontinuierliche Sauerstoffpartialdruckmessung (pO<sub>2</sub>-Messung) auf der hyperämisierten Erwachsenenhaut.*  
 Inaugural-Dissertation, Marburg 1971
88. **Humphrey, M., Hounslow D., Morgan S.:**  
*The influence of maternal posture at birth on the fetus.*  
 Br. J. Obstet. Gynecol., 80 (1980): 1075-1080

89. **Käser, O., Friedberg V., Ober K. G., Thomsen K., Zander J.:**  
*Gynäkologie und Geburtshilfe.*  
Thieme, Stuttgart, 1(II), (1967): 793
90. **Kastendick, E.:**  
*Diagnose und Therapie der fetalen Hypoxie sub partu.*  
Gynäkologische Rundschau, 23 (1983): 91
91. **Kennedy, E.:**  
*Observations on obstetric auscultation with an analysis of the evidences of pregnancy and an inquiry into proofs of the life and death of the foetus in utero.*  
Dublin, 1833
92. **Kergaradec, M. J. A. L. de:**  
*Memoires sur l'auscultation appliquée à l'étude de la grossesse on recherches sur deux nouveaux signes proprés a faire reconnaître plusierus circonstances d'létat de gestation.*  
lu a l'Academie royale de medicine, dansmsa séance générale du 26 decembre 1821 In : 138
93. **Kerr, M. G., Scott D. B., Samuel E.:**  
*Studies of the inferior vena cava in late pregnancy.*  
Br. J. Med., 1 (1964): 532-533
94. **Kirchhoff, H.:**  
*Die Gebärhaltung der Frau: horizontal oder vertikal?*  
Frauenarzt, 3 (1982): 136-139
95. **Knitza, R.:**  
*Hypoxische Gefährdung des Feten sub partu.*  
Steinkopff, Darmstadt (1994): 83-85
96. **Kübli, F., Rüttgers H.:**  
*Kontinuierliche Registrierung der fetalen Herzfrequenz bei gleichzeitiger Wehenschreibung. Nomenklatur, Interpretation u. klin. Anwendung.*  
Gynäkologe, 2 (1969): 73
97. **Kühnert, M. et al.:**  
*Kritische Evaluierung...*  
Geburtshilfe und Frauenheilkunde, 61 (2001): 290-296
98. **Kuntner, L.:**  
*Über die Gebärhaltung der Frau.*  
Gynäkol. Rundsch., 20 (1980): 162-170
99. **Künzel, W. et al.:**  
*Fetal heart rate monitoring.*  
Clinical Practice and Pathophysiology, Springer, Berlin-Heidelberg-New York-Tokyo, 1985: 3

100. **Künzel, W., Wulf K. H.:**  
*Physiologie und Pathologie der Geburt.*  
 Klinik der Frauenheilkunde und Geburtshilfe, Urban Schwarzenberg, Bd. 7/1:  
 93
101. **Lemburg, P.:**  
*Pädiatrische Intensivmedizin 4.*  
 Thieme Verlag, Stuttgart, 1981
102. **Löfgren, O.:**  
*Continuous transcutaneous oxygen monitoring in fetal surveillance during labour.*  
 Am J. Gynec., 141 (1981): 729
103. **Lübbers, D. W., Grossmann U.:**  
*Gas exchange through the human epidermis as a basis of tcpO<sub>2</sub> and tcpCO<sub>2</sub> measurements.*  
 In: 80
104. **Lübbers, D. W.:**  
*Theoretical basis of the transcutaneous blood gas measurements.*  
 Critical Care Medicine, 9(10), 1981: 721-736
105. **Lübbers, D. W.:**  
*History of transcutaneous Po<sub>2</sub> measurements.*  
 Critical Care Medicine, 9(10), 1981: 693
106. **Möller, K. P.:**  
*Grußwort zur Tagung der Qualitätssicherung in Hessen.*  
 Gynäkologe, (Feb. 2001): 34-79
107. **Moretti, G.:**  
*Abbildung: Geschätzte Kapillardichte (Anzahl der Kapillarschleifen/mm<sup>2</sup>) auf verschiedenen Regionen der Haut.*  
 In: Handbuch der Haut- und Geschlechtskrankheiten. Vol I/1.  
 München, Bergmann, 1968: 491-623
108. **Mosler, K. H., Teichert P., Scheuer H., Mitschka F.:**  
*Ultraschallüberwachung in der Präventivgeburtshilfe.*  
 Medizinische Klinik, 65(26), 1970: 1250-1254
109. **O'Connor, M. C., Hytten F. E.:**  
*Measurements of fetal transcutaneous oxygen tension: problems and potentials.*  
 Brit. J. Obst. Gynec., 86 (1979): 948-953
110. **Okane, M., Shigemitsu S., Inaba J., Koresawa M., Kubo T., Iwasaki H.:**  
*Non-invasive continuous fetal transcutaneous pO<sub>2</sub> and pCO<sub>2</sub> monitoring during labour.*  
 J. Perinat. Med., 17 (1989): 399-410

111. **Parer, J.:**  
*Benefits and detriments of fetal heart rate monitoring.*  
Sem. Perinat., 2 (1978): 113
112. **Peabody, J. L. et al.:**  
*Transcutaneous Oxygen Tension in sick infants.*  
Am. Rev. resp. Dis., 118 (1978): 83-87
113. **Peabody, J. L., Willis M. M., Gregory G. A., Tooley W. H., Lucey J. F.:**  
*Clinical limitations and advantages of transcutaneous oxygen electrodes.*  
Acta anaesth. scand., 68 (1978): 76-82
114. **Retzke, F., Seidenschnur G., Köpcke E.:**  
*Telemetrische Überwachung. Klinische Aspekte, kardiokographische Befunde und Akzeptanz der freien Mobilisation unter der Geburt.*  
Geburtshilfe und Frauenheilkunde, 45 (1985): 641-645
115. **Retzke, U., Graf H.:**  
*Überwachung des Kindes vor und während der Geburt.*  
Bücherei der Hebamme, Enke Verlag, Bd. 4: 1
116. **Retzke, U., Graf H.:**  
*Überwachung des Kindes vor und während der Geburt.*  
Bücherei der Hebamme, Enke Verlag, Bd. 4, (1996)
117. **Rothmann, S.:**  
*Physiology and Biochemistry of the Skin.*  
Chicago, University of Chicago Press, 1954: 685
118. **Rüttgers, H., Auer L.:**  
*Ergebnisse und Erfahrungen mit einem autokorrelierenden Ultraschall-Kardiokographen.*  
Zentralblatt für Geburtshilfe und Perinatalmedizin, 187 (1983): 69
119. **Rüttgers, H., Kübli F., Haller U., Bachmann M., Grunder E.:**  
*Die antepartuale Herzfrequenz. I. Verhalten von Grundfrequenz, Fluktuation und Dezeleration in der ungestörten Schwangerschaft.*  
Zentralblatt für Geburtshilfe und Perinatalmedizin, 176 (1972): 294
120. **Sakamoto, S., Tojo S., Nakayama T.:**  
*Proceedings of the IX World Congress of Gynecology and Obstetrics. Tokyo, October 25-31.*  
Excerpta Medica, 1979: 1132-1136
121. **Saling, E., Dudenhausen J. W.:**  
*The present situation of clinical monitoring of the fetus during labour.*  
Journal of Perinatal Medicine, 1(2), 1973: 75

122. **Saling, E.:**  
*Aussagekraft des subpartualen Kardiotokogramms in Bezug auf klinisch relevante hypoxische Komplikationen.*  
 In: 29
123. **Saling, E.:**  
*Elektronische und biochemische Überwachung des Feten unter der Geburt.*  
 Bulletin of Social Royal, Belge Gynec. Obstet., 38 (1968): 289
124. **Saling, E.:**  
*Neues Vorgehen zur Untersuchung des Kindes unter der Geburt.*  
 Archiv der Gynäkologie, 197 (1961): 108
125. **Saling, E.:**  
*Das Kind im Bereich der Geburtshilfe.*  
 Georg Thieme Verlag Stuttgart, 1966
126. **Saling, E.:**  
*Die Blutgasverhältnisse und der Säure-Basen-Haushalt des Feten bei ungestörtem Geburtsverlauf.*  
 Z. Geburtsh. Gynäkol., 161 (1964): 262
127. **Saling, E.:**  
*Fetal scalp blood analysis.*  
 Journal of Perinatal Medicine, 9 (1981): 165
128. **Schachinger, H., Huch R., Huch A.:**  
*Der Hypoxietest im Rahmen des Sauerstoff-Cardiorespirogramms beim Neugeborenen.*  
 In: 101
129. **Schmidt, E., Dudenhausen J. W., Saling E.:**  
*Perinatale Medizin VII.*  
 Georg Thieme, Stuttgart 1979
130. **Schmidt, E., Dudenhausen J.W., Saling E.:**  
*Perinatale Medizin VII*  
 Georg Thieme Verlag, 1978: 211
131. **Schmidt, R. F., Thews G.:**  
*Physiologie des Menschen.*  
 Springer Verlag, 26 (1995): 526
132. **Schmidt, S., Lankger K., Dudenhausen J. W., Saling E.:**  
*Measurement of transcutaneous pCo<sub>2</sub> and pO<sub>2</sub> in the fetus during labor.*  
 J. Perinat. Med., 236 (1985): 145-151
133. **Schmidt, S., Misselwitz B., Heller G.:**  
*Qualitätssicherung und Senkung der antepartualen Mortalität.*  
 Gynäkologe, 34 (2001): 102-109

134. **Schmidt, S., Sierra F., Hess Ch., Neubauer S., Kühnert M., Heller G.:**  
*Der Einfluss einer modifizierten Gebärhaltung auf die Oxygenierung des Feten – Eine pulsoxymetrische Untersuchung*  
 Z. Geburtsh. Neonatol., 205 (2001): 49-53
135. **Schmidt, S.:**  
*Die Transkutane Messung des Kohlendioxidpartialdruckes bei Feten während der Geburt.*  
 Original Habilitationsschrift, 15.11.1985
136. **Schmidt, S.:**  
*Die Hebamme.*  
 Enke Verlag, Stuttgart, 2 (1990): 66-71
137. **Schmidt-Matthiesen H., Hepp H.:**  
*Gynäkologie und Geburtshilfe.*  
 Lehrbuch für Studium und Praxis, Schattauer Verlag, 9. Aufl.: 223
138. **Schneider, H., Huch R., Schachinger H.:**  
*Correlation between scalp tcPo<sub>2</sub> and microblood samples.*  
 In: 67
139. **Schneider, K. M. T., Staisch K., Spätling L., Fallenstein F., Huch R., Huch A.:**  
*Der Einfluß der Körperhaltung auf die Lungenfunktion in der Spätschwangerschaft.*  
 Atemwegs-Lungenerkr., 9 (1983): 205-208
140. **Schönjahn, V., Bellee H., Schwarzer R.:**  
*Transkutan und intrakutan gemessener Sauerstoffpartialdruck.*  
 Deutsches Gesundheitswesen, 31 (1976): 43
141. **Schultze, B. S.:**  
*Der Scheintod Neugeborener.*  
 Jenaer Zeitschrift für Medizin und Naturwissenschaft, 2 (1866): 451-465
142. **Schwartz, H.:**  
*Die vorzeitigen Atembewegungen.*  
 Breitkopf und Härtel, Leipzig 1858
143. **Seelbach-Göbel, B., Butterwegge B. M., Kühnert M., Heupel M.:**  
*Fetale Reflexionspulsoxymetrie sub partu.*  
 Z. Geburtsh. Perinatol., 198 (1994): 67-71
144. **Severinghaus, J. W., Stafford M. J., Thunstrom A. M.:**  
*Estimation of skin metabolism and blood flow with tcPO<sub>2</sub> and tcPCO<sub>2</sub> electrodes by cuff occlusion of the circulation.*  
 Acta Anaesth. Scand., 68 (1978): 9-15

145. **Swanström, S. et al.:**  
*Transcutaneous Po<sub>2</sub> Measurements in Seriously Ill Newborn infants.*  
Arch. Dis. Childhood, 50 (1975): 913-919
146. **Thalhammer, O.:**  
*Perinatale Medizin VII.*  
Thieme, Stuttgart, 1979
147. **Wahlin, A., Hellsten A., Noren H., Hagberg H., Herbst A., Kjellmer I. et al.:**  
*Cardiotocographie only versus cardiotocographie plus ST analysis of fetal electrocardiogram for intrapartum fetal monitoring: a Swedish randomised controlled trial*  
The Lancet, 385 (Aug. 18,2001): 534-538
148. **Winkel, F. von:**  
*Lehrbuch der Geburtshilfe. 1889*  
In: 115
149. **Wulf, K. H.:**  
*History of fetal heart rate monitoring.*  
In 99



## Technische Entwicklung eines telemetrisch transkutanen Sauerstoffpartialdrucksystems (ttcpO<sub>2</sub>) zur fetalen Überwachung

T. Braun, F. Sierra, D. Seiler, P. Gülzow\*, K. Mainzer\*, S. Schmidt  
Klinik für Geburtshilfe und Perinatalmedizin, Direktor Prof. Dr. S. Schmidt  
\*Zentrales Entwicklungslabor für Elektronik  
Philipps-Universität Marburg



**Einleitung:**

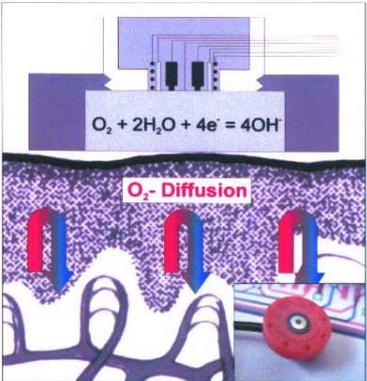
Minimal invasive Überwachungsmethoden gewinnen immer mehr an Bedeutung. Aufgrund der Perinatalphysiologie ergibt sich unter Umständen eine Verbesserung der fetalen Oxygenierung in unterschiedlicher Position und Belastung der Mutter. In diesem Zusammenhang ist eine kontinuierliche Erfassung der fetalen Oxygenierung von Bedeutung.

**Fragestellung:**

Verbesserung der fetalen Oxygenierung durch telemetrische Überwachungsmethode (telemetrischer transkutaner Sauerstoffpartialdruck (ttcpO<sub>2</sub>)) in unterschiedlicher Position und Belastung der Mutter.

**Methode:**

Das Messprinzip der transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessung basiert auf den Prinzipien der Hautatmung. Durch eine Erhöhung der Hauttemperatur (44°C) mit zunehmender Gefäßdilataion und Absenkung des Strömungswiderstandes kommt es zu einer Erhöhung der Gefäßdurchblutung in dem entsprechenden Hautareal. Das vermehrt einströmende Blut arterialisiert den venösen Schleifenanteil der Kapillarschlingen, erhöht den Sauerstoffpartialdruck im Gewebe und erleichtert die Gewebediffusion für Sauerstoff (**Abb. 1**). An der Silberanode-Platinkathode kommt es zur Sauerstoffreduktion und eine Polarisationsspannung kann abgegriffen werden.



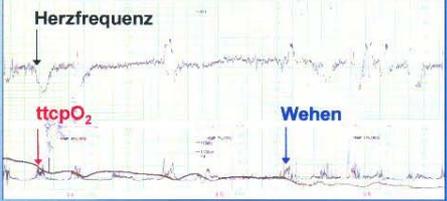
**Abb. 1:** Messprinzip des ttcpO<sub>2</sub>-Sensors



**Abb. 2:** Telemetrie-Sender "Innenleben"

**Technische Entwicklung:**

Die Sauerstoffpartialdruckregistrierung und die Heizleistung der ttcpO<sub>2</sub>-Sonde sollen als Analogwert auf dem Computer aufgezeichnet werden. Zur hinreichend genauen Übertragung werden die Werte als erstes digitalisiert. Ein Analog-Digitalwandler, ein sogenannter Decoder, wandelt 6 parallele Spannungen in ein serielles digitales Format um. Diese Bitfolge steuert einen Minisender, der das Signal im Frequenz-Modulationsverfahren überträgt. Dieser Sender mit 2 mW Ausgangsleistung und einer Trägerfrequenz von 179 MHz hat eine Reichweite von ca. 30m (**Abb. 2**). Ein Encoder im Empfänger demoduliert das Signal, splittet es in Bitrate und Digitalwerte auf 6 Kanäle auf und führt sie der parallelen Druckerschnittstelle eines Computers zu. Zusätzlich wird das CTG von HP M1350A in das System integriert und der ttcpO<sub>2</sub>-Wert wird auf dem CTG registriert (**Abb. 3**). Mit Hilfe des Telemetrie-Programms TLMX-32 lassen sich dann die Meßwerte des ttcpO<sub>2</sub>, der Heizleistung, der fetalen Herzfrequenz und der Wehentätigkeit zeitsynchron auf dem Computer darstellen und speichern.



**Abb. 3:** Telemetrische CTG-Registrierung mit ttcpO<sub>2</sub>

**Schlußfolgerung:**

Die Entwicklung der telemetrischen transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessung (ttcpO<sub>2</sub>) ermöglicht die kontinuierliche Registrierung des Sauerstoffpartialdrucks, der fetalen Herzfrequenz und der Wehentätigkeit während der Geburt, unabhängig von der mütterlichen Mobilität und Lagerung.

• **Abbildung 13-1:** Poster, 199. Tagung der Niederrheinisch-Westfälischen Gesellschaft für Gynäkologie und Geburtshilfe, 15. – 16. September 2000 in Düsseldorf [19].



Niederrheinisch-  
Westfälische  
Gesellschaft für Gynäkologie  
und Geburtshilfe

---

199. Tagung  
15. und 16. September 2000, Düsseldorf

# Urkunde

Für den Beitrag

Technische Entwicklung eines telemetrisch-  
transkutanen Sauerstoffpartialdrucksystems  
(ttcp02) zur fetalen Überwachung

---

wird

Herrn Th. Braun

---

der  
Wissenschaftspreis 2000  
der

Niederrheinisch-Westfälischen Gesellschaft  
für Gynäkologie und Geburtshilfe  
zuerkannt

---

Prof. Dr. med. G. Freundl  
1. Vorsitzender

Prof. Dr. med. F. Wolff  
1. Schriftführer

Prof. Dr. med. H. J. Künzig  
Schatzmeister

● **Abbildung 13-2:** Urkunde über den Wissenschaftspreis 2000 der Niederrheinisch-Westfälischen Gesellschaft für Gynäkologie und Geburtshilfe.

V17

TECHNISCHE ENTWICKLUNG EINES TELEMETRISCH-TRANSKUTANEN SAUERSTOFFPARTIALDRUCKSYSTEMS (ttcpO<sub>2</sub>) ZUR FETALEN ÜBERWACHUNG  
*Braun T., Sierra F., Seiler D., Mainzer<sup>1</sup> K., Guelzow<sup>1</sup> P., Verroen<sup>1</sup> R., Schmidt S.*

<sup>1</sup>Zentrales Entwicklungslabor für Elektronik

Klinik für Geburtshilfe und Perinatalmedizin Philipps-Universität Marburg

Fragestellung:

Die Verbesserung der fetalen Oxygenierung durch telemetrische Überwachungsmethode (telemetrischer transkutane Sauerstoffpartialdruck (ttcpO<sub>2</sub>)) in unterschiedlicher Position und Belastung der Mutter.

Methode:

Das Messprinzip der transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessung basiert auf den Prinzipien der Hautatmung. Hierbei bewirkt eine Erhöhung der Hauttemperatur mit zunehmender Gefäßdilatation und Absenkung des Strömungswiderstandes eine Erhöhung der Gefäßdurchblutung. An einer Silberanode-Platinkathode kommt es zur Sauerstoffreduktion und eine Polarisationsspannung kann abgegriffen werden.

Technische Entwicklung:

In Zusammenarbeit mit dem Zentralen Entwicklungslabor für Elektronik der Philipps-Universität Marburg konnte ein Prototyp zur transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessung auf telemetrischem Wege entwickelt werden. Der transkutane Sauerstoffpartialdruckwert und die Heizleistung des ttcpO<sub>2</sub>-Sensors werden als Analogwerte ermittelt. Ein neuentwickelter Analog-Digitalwandler, ein sogenannter Decoder, wandelt die parallelen Spannungen in ein serielles digitales Format um. Diese Bitfolge steuert einen Minisender, der das Signal im Frequenz-Modulationsverfahren überträgt. Dieser Sender mit 2 mW Ausgangsleistung verfügt über eine Reichweite von ca. 30m. Zusätzlich wird das CTG von HP M1350A in das System integriert und der ttcpO<sub>2</sub>-Wert wird simultan mit der Herzfrequenz und der Wehentätigkeit auf dem CTG registriert.

Schlußfolgerung:

Die Entwicklung der transkutanen Sauerstoffpartialdruckmessung auf telemetrischem Wege ermöglicht die kontinuierliche Registrierung des transkutanen Sauerstoffpartialdrucks, der Heizleistung, der fetalen Herzfrequenz und der Wehentätigkeit während der Geburt, unabhängig von der mütterliche Mobilität und Lagerung.

• **Abbildung 13-3:** Vortrag, Abstraktband, 173. Tagung der Mittelrheinischen Gesellschaft für Geburtshilfe und Gynäkologie, 23. – 25. März 2001 in Marburg [18].

## **Histoacryl® Gewebekleber**

### **Beschreibung**

Der Gewebekleber **Histoacryl®** besteht aus Enbucrilat. Zur besseren Erkennung der aufgetragenen Schichtdicke ist **Histoacryl®** mit dem Farbstoff D & C violet No. 2 blau gefärbt, ist aber auch ungefärbt als farblose Variante erhältlich.

### **Zusammensetzung:**

Enbucrilat ( 1 Ampulle a 0,5 ml enthält 0,5 g) ( 1 Ampulle a 0,2 ml enthält 0,2 g)

### **Anwendungsgebiete:**

Klebung glatter und frischer Hautwunden

### **Wirkungsweise:**

In Gegenwart von Gewebefeuchtigkeit polymerisiert Histoacryl® umgehend zu einem festen Stoff, wobei eine stabile Verbindung mit dem Gewebe gebildet wird.

### **Gegenanzeigen:**

Histoacryl® darf nicht zur Klebung von Wundflächen an inneren Organen sowie auf der Hirnoberfläche und am zentralen oder peripheren Nervensystem angewendet werden, da eine Gewebeschädigung mit Narbenbildung und nachfolgender Störung die Folge sein kann. Die Applikationen der Intima und der Media von Blutgefäßen ist ebenfalls zu vermeiden, da hier die Gefahr der Thrombosierung und der Wandschädigung besteht.

### **Warnhinweis:**

Histoacryl® ist zur einmaligen Anwendung bestimmt und soll direkt nach Öffnen der Ampulle verwendet werden. Offene nicht benutzte Ampullen sind zu verwerfen.

Histoacryl® ist unter + 5° C aufzubewahren. Die Klebstofftube darf erst unmittelbar vor der Anwendung aus dem Röhrchen entnommen werden.

Histoacryl® darf nicht in die Wunde eingebracht werden, da dadurch die Wundheilung gestört wird.

### **Hinweise / Vorsichtsmaßnahmen**

Nach dem Öffnen des zylindrischen Verpackungsröhrchens aus Kunststoff kann die Klebstofftube steril entnommen werden. Sie wird durch Abschneiden der dünn ausgezogenen Spitze geöffnet. Es ist empfehlenswert, den dünn ausgezogenen Teil der Kunststoffampulle zwischen zwei Fingerspitzen zu fassen und senkrecht nach oben zu halten, während man die Spitze abschneidet.

Austritt von Histoacryl® während des Abschneidens kann dadurch am ehesten vermieden werden. Vor Applikation von Histoacryl® ist auf eine exakte Adaption der Wundränder zu achten. Die zu verklebenden Gewebeteile lassen sich direkt bestreichen, indem man vorsichtig die Wand der Plastikampulle zusammendrückt.

● **Abbildung 13-4:** Produktinformation zum verwendeten Histoacryl® Gewebekleber (Internet, S. 1/2)

Eine besonders dosierte Kompression wird dadurch erreicht, daß man die Kunststoffampulle in das Maul einer stumpfen Klemme nimmt.

Die zu verklebenden Flächen sollten möglichst trocken sein. Nach Applikation von Histoacryl® sind die Hautteile noch 1 Minute aneinanderzudrücken. Nach Ausgärtung des Klebstoffes sind spätere Korrekturen nicht mehr möglich. Unter Spannung stehende Wunden sollten zusätzlich mit Situationsnähten, Wunden von mehr als 3 cm Länge ergänzend durch Nähte gesichert werden. Nur flüssiger Kleber darf zur Anwendung kommen. Der Zustand des Klebstoffes kann bei ungeöffneter Kunststoffampulle beurteilt werden.

Der Anwender muß beim Einsatz des Histoacryl-Gewebeklebers mit den Besonderheiten eines flüssigen Gewebeklebers vertraut sein.

**Nebenwirkungen:**

Die Anwendung dieses Produktes führt zu einer exothermen Reaktion. Bei unsachgemäß übermäßig dick aufgetragenem Kleber können durch die Polymerisation thermische Gewebeschädigungen auftreten. Eine großflächig, zu dick aufgebrachte Kleberschicht verhindert die bindegewebige Heilung der Wunde.

**Dosierung und Anwendung:**

Soweit nicht anders verordnet, sollte zur Klebung nur eine möglichst geringe Menge des Gewebeklebers Histoacryl® zur Anwendung kommen, die bereits dann ausreicht, wenn der aufgebrachte Film eine schwache Färbung zeigt. Sparsames, dünnschichtiges oder punktuell auftragen ist Voraussetzung für eine ungestörte Wundheilung. Versehentlich zu reichlich aufgetragener Klebstoff kann in den ersten Sekunden mit einem trockenen Tupfer entfernt werden.

Gelangt Histoacryl® versehentlich ins Auge, so können Verklebungen durch rechtzeitiges Spülen mit Wasser verhindert werden. Kommt es beim Einsatz von Histoacryl® dennoch zu unerwünschten Verklebungen sowie Substanzauflagerungen, insbesondere am Auge, so lösen sich diese nach ein paar Tagen von selbst. Gegebenenfalls können Verklebungen in weniger empfindlichen Hautregionen vorsichtig mit Aceton gelöst werden.

Es ist darauf zu achten, daß Instrumente, Tücher, Tupfer oder Handschuhe mit aufgetragenem Klebstoff nicht in Verbindung kommen, da sie sonst mit dem Gewebe verkleben können. Mit Histoacryl® verunreinigte Instrumente lassen sich mit Dimethylformamid oder Aceton reinigen.

**Sterilisation:**

Die Sterilisation ist durch Membranfiltration des Histoacryl® und aseptische Abfüllung gewährleistet.

● **Abbildung 13-5:** Produktinformation zum verwendeten Histoacryl® Gewebekleber (Internet, S. 2/2)

## 14 Formales

Zur Erstellung der vorliegenden Arbeit wurden verschiedene Personal-Computer-Programme zu Hilfe genommen.

Der Dissertationstext wurde entsprechend der Formatvorlage durch die Promotionsordnung der Philipps-Universität Marburg mit dem Programm Microsoft® Winword aus der Microsoft® Office 2000 Gruppe erstellt.

Die Abbildungen/Synopsen entstanden, so weit selbst erstellt, mit den Programmen CorelDraw® 8.0, Corel Photo-Paint® 8.0 sowie Aldus Photostyler®.

Tabellen und Graphiken, soweit nicht selbst in erstellt, wurden mit dem Programm Microsoft® Excel aus der Microsoft® Office 2000 Gruppe angefertigt.

Zur Analyse und statistischen Auswertung der Daten diente die Statistiksoftware SPSS® 10.0.

Die Verwaltung und Archivierung der Literaturquellen wurde mit den Programmen Visioneer® Paper Port und Microsoft® Access 2000 durchgeführt.

Auch wenn nicht ausdrücklich darauf hingewiesen wird, sind alle aufgeführten Namen, Logos, Marken und Warenzeichen Eigentum der jeweiligen Inhaber.

## 15 Verzeichnis akademischer Lehrer

Meine akademischen Lehrer an der Martin-Luther Universität in Halle an der Saale waren die Damen und Herren Professor(-inn)en und Dozent(-inn)en:

Blume, Christ, Cobet, Fischer, Galitelli, Glanz, Isenberg, Jahreis, Jenderka, Klemens, Klönisch, Lasch, Laube, Markwardt, Marzotko, Meinel, Neumann, Peschke, Pohl, Rothe, Schultka, Slesina, Willhardt, Wußling.

Meine akademischen Lehrer an der Phillips-Universität in Marburg waren die Damen und Herren Professor(-inn)en und Dozent(-inn)en:

Arnold, Aumüller, Bertalanffy, Bien, Behr, Berger, Christiansen, Daume, Doss, Effenfy, Engenhardt-Cabillic, Gemsa, Gotzen, Griss, Gröne, Grzeschik, Habermehl, Happle, Heeg, Hellinger, Hesse, Hofmann, Kern, Klenk, Klose, Kuhn, Krause, Kretschmer, Krieg, Kroll, Lange, Lennartz, Lorenz, Maisch, Mennel, Moll, Moosdorf, Neubauer, Oertel, Prinz, Rehder, Rhode, Remschmidt, Renz, Rothmund, Schäfer, Schmidt, Schulz, Schüffel, Seyberth, Slenzka, Stinner, Sturm, Vogelmeier, Vohland, Wagner, Werner, Wichert, Wulf.

## 16 Adressenverzeichnis ☒

**I. Cand. med. T. Braun**

Bebelstraße 3

D-40627 Düsseldorf

Email: braun-thorsten@web.de

**II. Dipl.-Ing. P. Gülzow**

Allensteiner Str. 5

D-30880 Laatzen

Email: db2os@amsat.org

**III. Prof. Dr. rer. nat. K. Mainzer**

Leiter des Zentralen Entwicklungslabors für Elektronik der Philipps-Universität Marburg

Ernst-Giller-Str. 20

D-35032 Marburg

Internet: [www.uni-marburg.de/zell/#tel](http://www.uni-marburg.de/zell/#tel)

Email: zelnau@mail.uni-marburg.de (Sekretariat)

**IV. Prof. Dr. med. S. Schmidt**

Direktor der Klinik für Geburtshilfe und Perinatalmedizin der Klinik für Frauenheilkunde und Geburtshilfe der Philipps-Universität Marburg

Pilgrimstein 3

D-35037 Marburg

Internet: [www.uni-marburg.de/ufk-marb/](http://www.uni-marburg.de/ufk-marb/)

Email: schmidts@post.med.uni-marburg.de

**V. D. Seiler**

Feinmechaniker und Techniker in der Klinik für Frauenheilkunde und  
Geburtshilfe der Philipps-Universität Marburg

Pilgrimstein 3

D-35037 Marburg

**VI. Dr. F. Sierra**

Bioingenieur in der Klinik für Frauenheilkunde und Geburtshilfe der Phi-  
lipps-Universität Marburg

Pilgrimstein 3

D-35037 Marburg

Email: [sierra@post.med-uni-marburg.de](mailto:sierra@post.med-uni-marburg.de)

**VII. Dipl.-Ing. R. Verrohen**

Elektroniker im Zentralen Entwicklungslabor für Elektronik der Philipps-  
Universität Marburg

Ernst-Giller-Str. 20

D-35032 Marburg

Email: [verroen@mail.uni-marburg.de](mailto:verroen@mail.uni-marburg.de)

**VIII. M. Wohlschlager**

Agilent Technologies Deutschland GmbH

(früher Hewlett Packard)

Patient Monitoring Division

Herrenberger Str. 130

D-71034 Boeblingen

Email: [marcus\\_wohlschlager@agilent.com](mailto:marcus_wohlschlager@agilent.com)

## 17 Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. S. Schmidt, Direktor der Klinik für Geburtshilfe und Frauenheilkunde der Philipps-Universität in Marburg, danke ich für die Möglichkeit zur Durchführung dieser wissenschaftlichen Arbeit und besonders für die Überlassung des Themas.

Herrn Dr. F. Sierra danke ich für sein ständiges Interesse, die stetige Beratung, für die kritischen Diskussionen sowie für die Unterstützung bei der Durchführung der Arbeit.

Mein Dank gilt weiterhin Herrn Dr. Heller - Institut für Medizinisch-biologische Statistik und Dokumentation der Philipps-Universität Marburg- für die konstruktive Beratung und Hilfestellung bei der statistischen Auswertung der Arbeit.

Den Mitarbeitern der Abteilung für Geburtshilfe und Perinatalmedizin, der Oberärztin Frau Dr. med. M. Kühnert, den Hebammen und Hebammenschülerinnen und besonders Herrn D. Seiler, Feinmechaniker und Techniker im MZ für Frauenheilkunde und Geburtshilfe der Philipps-Universität Marburg, danke ich für die Zusammenarbeit bei der praktischen Durchführung meiner Arbeit.

Herrn Prof. Dr. rer. nat. K. Mainzer, Leiter des Zentralen Entwicklungslabors für Elektronik der Philipps-Universität Marburg, Herrn Verrohen, Herrn Wagner, Herrn P. Gülzow, Herrn M. Wohlschlager, Technischer Leiter der Entwicklungsabteilung für medizinische Geräte der Firma Agilent Technologies [✉ VIII], gilt mein besonderer Dank für die Entwicklung und Fertigstellung der technischen Einheit, ohne diese es keine Möglichkeit der Durchführung der Arbeit gegeben hätte.

Herrn U. Wittenbrinck danke ich für die Beratung und Unterstützung beim Layout der Arbeit, sowie kritischer Durchsicht des Textes.

Mein besonderer Dank gilt allen Schwangeren und ihren Kindern, die sich für die Untersuchungen zur Verfügung gestellt haben.

Weiterhin gilt mein Dank meinen Eltern und all meinen Freunden, und meiner Freundin K. Kemmer, die mich in dieser Zeit unterstützt haben.

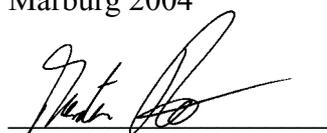
## 18 Ehrenwörtliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Humanmedizin Marburg zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel „Telemetrische transkutane Sauerstoffpartialdruckmessung (ttcpO<sub>2</sub>) - Technische Neuentwicklung zur sub partu-alen Überwachung -“ in der Klinik für Frauenheilkunde und Geburtshilfe unter der Leitung von Prof. Dr. med. S. Schmidt mit Unterstützung durch Dr. F. Sierra ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt habe und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe. Ich habe bisher an keinem in- und ausländischen medizinischen Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht, noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Die Ergebnisse dieser Arbeit werden international publiziert als:

„Continuous telemetric monitoring of fetal oxygen partial pressure during labour“  
T. Braun<sup>1</sup>, F. Sierra<sup>1</sup>, D. Seiler<sup>1</sup>, K. Mainzer<sup>3</sup>, M. Wohlschlager<sup>4</sup>, B. Tutschek<sup>2</sup>, S. Schmidt<sup>1</sup>, <sup>1</sup> Department of Obstetrics and Gynecology, University of Marburg, Pilgrimstein 3, 35037 Marburg, Germany<sup>2</sup>, Department of Obstetrics and Gynecology, Düsseldorf University, Moorenstr. 5, 40225 Düsseldorf, Germany, <sup>3</sup> Zentrales Entwicklungslabor für Elektronik, University of Marburg, Ernst-Giller-Straße 20, 35032 Marburg, Germany, <sup>4</sup> Hewlett Packard Deutschland GmbH, Patient Monitoring Division, Herrenberger Str. 130, 71034 Böblingen, Germany; in Archives of Gynecology and Obstetrics, Springer Verlag (in Press 2004)

Marburg 2004



(Unterschrift)

