

**Minimalsensorisches Konzept zur multimodalen  
Fahrerzustandsüberwachung auf Basis physiologischer Daten  
- Validierung einer neuen Methode**

Zur Erlangung des akademischen Grades

**DOKTORINGENIEUR (Dr.-Ing.)**

der Fakultät für Elektrotechnik, Informatik und Mathematik  
der Universität Paderborn  
genehmigte Dissertation  
von

**Dipl.-Ing. Cord Volker Bauch  
Blomberg**

**Referent:**

**Prof. Dr.-Ing. habil. D. Barschdorff**

**Korreferent:**

**PD Dr.-Ing. habil. U. Büker**

**Tag der mündlichen Prüfung: 21.07.2010**

**Paderborn, den 21.12.2010**

**Diss. EIM-E/268**



## **Vorwort**

Die vorliegende Arbeit entstand während meiner Tätigkeit zunächst als wissenschaftlicher Mitarbeiter und später als Stipendiat des Heinz-Nixdorf-Institutes in der Fachgruppe Mechatronik und Dynamik der Fakultät für Maschinenbau und im L-Lab, dem in Public Private Partnership zwischen der Hella KGaA Hueck & Co. und der Universität Paderborn betriebenen Kompetenzzentrum Licht.

Besonders bedanken möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr.-Ing. D. Barschdorff für seine Bereitschaft, die Arbeit zu betreuen, für seine wissenschaftlichen Anregungen und Ratschläge sowie für die mir entgegen gebrachte Geduld und die kritische Durchsicht der Arbeit. Er war der Initiator und Ideengeber für dieses Thema, das er stets mit großem Interesse verfolgt und gefördert hat.

Weiter danke ich Herrn Dr.-Ing. U. Büker für die Übernahme des Korreferates sowie den weiteren Mitgliedern der Prüfungskommission Herrn Prof. Dr.-Ing. R. Häb-Umbach, Herrn Prof. Dr.-Ing. B. Henning und Herrn Prof. Dr.-Ing. A. Thiede.

Ebenso gilt mein Dank allen Mitarbeitern und Studenten des L-Lab und der Fachgruppe Mechatronik & Dynamik, die durch ihre Hilfsbereitschaft, Diskussionsbereitschaft und tatkräftige Unterstützung zum Gelingen der Arbeit beigetragen haben. Es hat viel Spaß gemacht, mit euch zusammen zu arbeiten.

Außerdem bedanke ich mich bei allen Personen, die sich zur Teilnahme an den durchgeführten Untersuchungen bereiterklärt und dabei viel Geduld und Motivation gezeigt haben.

Schließlich möchte ich meinen Eltern und Freunden für die private Unterstützung herzlich danken.

Paderborn, im Dezember 2010

Cord Volker Bauch



# Inhaltsverzeichnis

<b>Abbildungsverzeichnis .....</b>	<b>VIII</b>
<b>Tabellenverzeichnis.....</b>	<b>XI</b>
<b>Kurzfassung .....</b>	<b>XII</b>
<b>Abstract.....</b>	<b>XIII</b>
<b>1 Einleitung .....</b>	<b>1</b>
<b>2 Theoretische Grundlagen und Begriffsdefinitionen.....</b>	<b>5</b>
2.1 Fahrerzustand und Beanspruchung .....	5
2.1.1 Definition des Begriffs „Beanspruchung“ .....	6
2.1.2 Beanspruchung beim Fahren eines Kraftfahrzeugs.....	9
2.1.3 Zusammenhang von Beanspruchung und Fahrverhalten .....	11
2.2 Fahrerassistenzsysteme .....	12
2.2.1 Definition des Begriffs „Fahrerassistenzsystem“ .....	13
2.2.2 Entwicklung und Stand der Technik .....	13
2.2.3 Beanspruchung bei der Nutzung von Fahrerassistenzsystemen.....	15
2.2.4 Nutzungsstrategien und Verhaltensadaptation .....	15
2.3 Zusammenfassung.....	16
<b>3 Methoden zur Erhebung von Beanspruchung und Fahrerzustand.....</b>	<b>19</b>
3.1 Erfassung von Beanspruchung .....	19
3.1.1 Physiologische, leistungsbezogene und subjektive Beanspruchungsindikatoren .....	19
3.1.2 Gütekriterien für Beanspruchungsindikatoren .....	25
3.2 Verwendung physiologischer Maße zur Zustandscharakterisierung von Personen .....	27
3.2.1 Medizinische und telemedizinische Anwendung .....	27
3.2.2 Müdigkeitserkennung im Kraftfahrzeug .....	29
3.3 Ausgewählte Indikatoren der Fahrerbeanspruchung.....	29
3.3.1 Indikator Herzaktivität .....	30
3.3.2 Indikator Blutdruck .....	33
3.3.3 Indikator Elektrodermale Aktivität .....	34
3.3.4 Beanspruchungsskala „NASA-Task Load Index“ .....	37
3.3.5 Beanspruchungsskala “Rating Scale of Mental Effort” .....	38
3.3.6 Kurzfragebogen zur aktuellen Beanspruchung .....	39
3.3.7 Indikator Fahrgeschwindigkeit.....	39
3.4 Zusammenfassung.....	40
<b>4 Kontinuierliche Blutdruckerfassung als Methode der Beanspruchungsmessung ....</b>	<b>43</b>
4.1 Kreislaufsystem.....	43
4.1.1 Das Herz.....	44

4.1.2	Erregungsphysiologie des Herzens .....	45
4.1.3	Gefäßsystem und Kreislaufregulation.....	46
4.1.4	Pulswellen .....	48
4.2	Methoden der Blutdruckmessung .....	49
4.2.1	Riva-Rocci Verfahren .....	50
4.2.2	Oszillometrisches Verfahren.....	51
4.2.3	Invasive Blutdruckmessung .....	54
4.2.4	Nicht-invasive Verfahren zur kontinuierlichen Blutdruckmessung.....	56
4.2.5	Zusammenfassung.....	58
4.3	Modellansatz für den systolischen Blutdruck .....	59
4.3.1	Formaler Zusammenhang von Pulstransitzeit und systolischem Blutdruck.....	59
4.3.2	Modellbildung .....	63
4.3.3	Bestimmung der Modellkoeffizienten aus Stützwerten der Be- und Entlastungsphase .....	64
4.3.4	Bestimmung der Modellkoeffizienten allein aus Stützwerten der Entlastungsphase .....	68
4.3.5	Modellansatz für praktische Anwendungen.....	71
4.3.6	Modellanwendung .....	74
4.3.7	Abschätzung des systolischen Blutdrucks aus der Pulswellensteigung .....	76
4.4	Modellansatz für den diastolischen Blutdruck .....	76
4.4.1	Formaler Zusammenhang von Pulsvolumen und diastolischem Blutdruck.....	77
4.4.2	Modellbildung .....	79
4.5	Ergebnisse .....	80
4.6	Zusammenfassung der bisherigen Ergebnisse .....	88
4.7	Vorauswurfs- und Pulstransitzeit .....	90
4.8	Sensorik und Datenverarbeitung .....	91
4.8.1	Sensorik zur kontinuierlichen Blutdruckmessung.....	91
4.8.2	Hardware .....	92
4.8.3	Signalverarbeitung .....	96
4.8.4	Datenerfassung und –auswertung mit MatLab.....	100
4.8.5	Klassifikation mit Neuronalem Netz und Beanspruchungsindex .....	101
<b>5</b>	<b>Empirische Untersuchungen zur Beanspruchungserfassung .....</b>	<b>105</b>
5.1	Forschungsmethoden und -instrumente .....	105
5.2	Studie 1: Laborstudie zur Beanspruchung am Wiener Testsystem.....	108
5.2.1	Untersuchungsdesign .....	108
5.2.2	Ergebnisse .....	112
5.3	Studie 2: Simulatorstudie zur Beanspruchungserhebung.....	118
5.3.1	Untersuchungsdesign .....	118
5.3.2	Ergebnisse .....	121

5.4	Studie 3: Feldstudie zur Beanspruchung im realen Straßenverkehr .....	128
5.4.1	Untersuchungsdesign .....	128
5.4.2	Ergebnisse .....	131
5.5	Studie 4: Simulatorstudie zu Beanspruchung und Müdigkeit im nächtlichen Straßenverkehr .....	135
5.5.1	Untersuchungsdesign .....	135
5.5.2	Ergebnisse .....	140
5.6	Studie 5: Felduntersuchung zum Einfluss der Scheinwerferlichtverteilung auf die Fahrerbeanspruchung .....	148
5.6.1	Untersuchungsdesign .....	149
5.6.2	Ergebnisse .....	151
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>155</b>
<b>7</b>	<b>Ausblick.....</b>	<b>161</b>
<b>Literaturverzeichnis.....</b>		<b>163</b>
<b>Anhang .....</b>		<b>175</b>
A.1	Fragebögen .....	175
A.1.1	Beanspruchungsskala „NASA-Task Load Index“ .....	175
A.1.2	Beanspruchungsskala „Rating Scale of Mental Effort“ .....	181
A.1.3	Kurzfragebogen zur aktuellen Beanspruchung .....	182
A.1.4	Befindlichkeitsfragebogen „Swedish Occupational Fatigue Inventory“ ...	183
A.1.5	Müdigkeitsfragebogen „Stanford Sleepiness Scale“.....	184
A.2	Kontinuierliche nicht-invasive Blutdruckmessverfahren.....	185
A.2.1	Volumenkompenzmethode, Peñáz-Verfahren .....	185
A.2.2	Arterielle Applanationstonometrie.....	186
A.2.3	Kontaktdruckmethode .....	187
A.3	Abschätzung des systolischen Blutdrucks aus der Pulswellensteigung .....	188
A.3.1	Formaler Zusammenhang.....	188
A.3.2	Ergebnisse .....	191
A.4	Erweiterung der Sensorik zu einem Head-Set.....	193
A.5	Programmstruktur zur Datenerfassung und -auswertung.....	196
A.6	Trainingsdatensätze .....	197
A.7	Versuchsergebnisse Studie 1: Wiener Testsystem .....	198
A.8	Versuchsergebnisse Studie 3: Straßenverkehr .....	199
A.9	Versuchsergebnisse Studie 4: Müdigkeit .....	202
A.10	Abkürzungsverzeichnis .....	207
A.11	Verwendete Formelzeichen .....	209

## Abbildungsverzeichnis

Abb. 2.1: Dimensionen der Beanspruchung .....	8
Abb. 2.2: Zusammenhang zwischen Beanspruchungs- und Leistungsniveau .....	11
Abb. 2.3: Zusammenhang zwischen Beanspruchung und Leistungsfähigkeit.....	12
Abb. 2.4: Entwicklung heutiger und zukünftiger Fahrerassistenzsysteme .....	14
Abb. 3.1: Methoden der Beanspruchungsmessung .....	20
Abb. 3.2: Idealform einer Hautleitwertreaktion mit den daraus erfassbaren Parametern.....	35
Abb. 4.1: Links: Frontalansicht des Herzens. Rechts: schematisch getrennte Darstellung der beiden Herzhälften und ihrer Verbindung mit dem Lungen- bzw. Körperkreislauf .....	44
Abb. 4.2: Normalform des Elektrokardiogramms bei bipolarer Ableitung von der Körperoberfläche in Richtung der Längsachse des Herzens.....	45
Abb. 4.3: Links: schematische Darstellung des Barorezeptorreflexes als Regelkreis. Rechts: Wirkungspfade des Barorezeptorreflexes .....	47
Abb. 4.4: Schematische Darstellung des Blutdrucks im kardiovaskulären System.....	48
Abb. 4.5: Schematische Darstellung der Ausbreitung einer Pulswelle in einem elastischen Schlauch.....	48
Abb. 4.6: Druckpulse in der Arterie des Menschen.....	49
Abb. 4.7: Übersicht Blutdruckmessmethoden .....	50
Abb. 4.8: Prinzip der Blutdruckmessung nach Riva-Rocci .....	51
Abb. 4.9: Prinzip der oszillometrischen Blutdruckmessung; Ermittlung von Psys und Pdias mittels faktoriellem Bezug auf das Amplitudenmaximum.....	52
Abb. 4.10: Links: Prinzip der invasiven Blutdruckmessung. Rechts: Messung am Handgelenk .....	55
Abb. 4.11: Schematische Darstellung des Arterienmodells .....	60
Abb. 4.12: Herzfrequenz- und Pulstransitzeitverlauf bei einer Ergometeruntersuchung.....	65
Abb. 4.13: Blutdruckmesswerte, Approximation des maximalen Druckes .....	66
Abb. 4.14: Be- und Entlastungskennlinie.....	67
Abb. 4.15: Berechneter Blutdruckverlauf und manschettenbasiert erfasste Messwerte .....	68
Abb. 4.16: Abschätzung der Steigung des Blutdruckverlaufes am Belastungsbeginn .....	69
Abb. 4.17: Blutdruckbestimmung durch Schätzen der Anfangssteigung der Belastungskennlinie .....	70
Abb. 4.18: Blutdruckbestimmung aus Einzelmodell der Entlastungsmesswerte.....	72
Abb. 4.19: Blutdruckbestimmung aus gemitteltem Doppelmodell.....	73
Abb. 4.20: Modellkorrektur mit zusätzlichem Messwert.....	75
Abb. 4.21: Gewebemodell mit Transmissionssensor .....	77
Abb. 4.22: Modellbildung für den diastolischen Blutdruck .....	79
Abb. 4.23: Proband 1 - Zeitlicher Verlauf des berechneten systolischen und diastolischen Blutdrucks und auskultatorische Blutdruckwerte .....	81
Abb. 4.24: Proband 2 - Zeitlicher Verlauf des berechneten systolischen und diastolischen Blutdrucks und auskultatorische Blutdruckwerte .....	82
Abb. 4.25: Proband 3 - Zeitlicher Verlauf des berechneten systolischen und diastolischen Blutdrucks und oszillometrische Blutdruckwerte .....	84
Abb. 4.26: Proband 4 - Zeitlicher Verlauf des berechneten systolischen und diastolischen Blutdrucks und oszillometrische Blutdruckwerte .....	85
Abb. 4.27: Proband 5 - Schellong Stufentest: zeitlicher Verlauf des berechneten systolischen und diastolischen Blutdrucks und oszillometrische Blutdruckwerte .....	86

---

Abb. 4.28: Proband 6 - Schellong Stufentest: zeitlicher Verlauf des berechneten systolischen und diastolischen Blutdrucks und oszillometrische Blutdruckwerte .....	87
Abb. 4.29: Links: Proband beim Schellong-Stufentest. Rechts: berechneter kontinuierlicher systolischer Blutdruckverlauf mit gemessenen Referenzwerten. ....	89
Abb. 4.30: Zusammenhang von Pulstransitzeit und Pre-Ejection Period .....	90
Abb. 4.31: Brustgurt und Ohrsensor der Firma Kettler.....	91
Abb. 4.32: Zeitlicher Zusammenhang zwischen EKG, Brustgurtsignal und Pulstransitzeit .....	92
Abb. 4.33: Messkette für die kontinuierliche Blutdruckbestimmung .....	93
Abb. 4.34: Ausgangssignal des Brustgurtempfängers .....	96
Abb. 4.35: Brustgurtsignal mit Artefakten.....	97
Abb. 4.36: Verschiedene Verfahren zur Bestimmung der Pulstransitzeit.....	99
Abb. 4.37: Schematische Darstellung des Messverfahrens.....	101
Abb. 4.38: Links: Struktur eines Neuronalen Netzes. Rechts: Aufbau eines Neurons .....	102
Abb. 4.39: Verwendetes Multilayer-Perceptron-Netzwerk mit Eingangs- und Ausgangsgrößen.....	103
Abb. 4.40: Berechnete Beanspruchungskenngröße.....	104
Abb. 5.1: Wiener Testsystem .....	108
Abb. 5.2: Testablauf und zugehörige Markierungen für die Messdatenauswertung .....	111
Abb. 5.3: Untersuchung am Wiener Testsystem (VP2) .....	113
Abb. 5.4: Untersuchung am Wiener Testsystem (VP8) .....	114
Abb. 5.5: Untersuchung am Wiener Testsystem (VP15) .....	115
Abb. 5.6: Änderung der einzelnen physiologischen Parameter gegenüber dem Ruhewert bei den unterschiedlichen Testvorgaben .....	116
Abb. 5.7: Fragebogen-Score des KAB vor und nach dem Determinationstest.....	117
Abb. 5.8: Links: Aufbau des Fahrsimulators Lightdriver. Rechts: Fahrt unter Nachtbedingungen.....	118
Abb. 5.9: Ablauf der Untersuchung .....	119
Abb. 5.10: Links: Simulatorfahrt mit vorausfahrendem Fahrzeug und Stressor S2. Rechts: Versuchsstrecke Rüthen-Szenerie mit Streckenpunkten.....	120
Abb. 5.11: Verlaufskurve des Blutdrucks einer Versuchsperson (Fahrt 1) .....	122
Abb. 5.12: Verlaufskurve der Herzfrequenz einer Versuchsperson (Fahrt 1) .....	122
Abb. 5.13: Verlaufskurve des Hautleitwerts einer Versuchsperson (Fahrt 1) .....	123
Abb. 5.14: Verlaufskurve des Blutdrucks einer Versuchsperson (Fahrt 2) .....	123
Abb. 5.15: Verlaufskurve der Herzfrequenz einer Versuchsperson (Fahrt 2) .....	124
Abb. 5.16: Verlaufskurve des Hautleitwerts einer Versuchsperson (Fahrt 2) .....	124
Abb. 5.17: Ergebnisse des t-Tests .....	125
Abb. 5.18: Versuchsstrecke.....	130
Abb. 5.19: Messdaten einer Versuchsfahrt (VP6) bei Anhalten an einer roten Ampel .....	131
Abb. 5.20: Messdaten einer Versuchsfahrt (VP6) bei Abbiegen mit gleichzeitigem Bremsen eines vorausfahrenden Fahrzeuges .....	132
Abb. 5.21: Messdaten einer Versuchsfahrt (VP6) beim seitlichen Einparken am Straßenrand .....	133
Abb. 5.22: Änderung der physiologischen Parameter gegenüber dem Ruhewert in Abhängigkeit der Fahrsituation.....	134
Abb. 5.23: Kamera des Müdigkeitserkennungssystems im Fahrsimulator .....	136
Abb. 5.24: Versuchsstrecke, gefahren wurde auf dem äußeren Ring .....	139
Abb. 5.25: Versuchsliegerplatz mit Überwachungsmonitoren .....	140
Abb. 5.26: Messdaten einer Versuchsfahrt (VP9).....	142
Abb. 5.27: Reh am Straßenrand .....	143

---

Abb. 5.28: Messdaten einer Versuchsperson (VP12) bei plötzlichem Auftauchen eines Rehs.....	144
Abb. 5.29: Messdaten einer Versuchsperson (VP11) bei Eintritt von Schwindel und Übelkeit.....	145
Abb. 5.30: Auswertung SOFI-Kategorien Müdigkeit, Antriebslosigkeit und mentale Leistungskraft.....	146
Abb. 5.31: Median der Augenöffnungsdauer und der Lidschlussdauer.....	147
Abb. 5.32: Versuchsfahrzeug mit eingebauten Scheinwerfermodulen .....	149
Abb. 5.33: Versuchsstrecke.....	150
Abb. 5.34: Probandin mit Messgeräten im Versuchsfahrzeug.....	151
Abb. 5.35: Mittelwerte und Standardabweichungen der um die Ruhewerte korrigierten Herzfrequenz für beide Versuchsbedingungen .....	152
Abb. 5.36: Mittelwerte und Standardabweichungen des um die Ruhewerte korrigierten systolischen Blutdrucks für beide Versuchsbedingungen.....	153
Abb. 5.37: Mittelwerte und Standardabweichungen der Anzahl spontaner Hautleitwertreaktionen pro Minute für beide Versuchsbedingungen .....	153
Abb. 5.38: Mittelwerte und Standardabweichungen der Amplituden des Blutdruck- und Herzfrequenzanstiegs in drei Situationen.....	154
Abb. A.1: Finapres- und Portapres-Blutdruckmesssystem .....	185
Abb. A.2: Messprinzip der Volumenkompenzmethode .....	186
Abb. A.3: Prinzip der arteriellen Applanationstonometrie .....	187
Abb. A.4: Elastisches Schlauchelement.....	188
Abb. A.5: Differentielles Element der Wellenleitung.....	189
Abb. A.6: Zusammenhang zwischen Volumenänderung und Blutdruck.....	191
Abb. A.7: Oben: Pulstransitzeit zur Modellbildung verwendet. Unten: Steigung der Pulskurve zur Modellbildung verwendet (VP1) .....	192
Abb. A.8: Prototyp des entwickelten Head-Sets.....	195
Abb. A.9: Komponenten und Aufbau der Datenerfassung und -auswertung mit Matlab....	196
Abb. A.10: Messdaten einer Versuchsfahrt (VP6).....	200
Abb. A.11: Messdaten einer Versuchsfahrt (VP8).....	201
Abb. A.12: Messdaten einer Versuchsfahrt (VP12).....	203
Abb. A.13: Messdaten einer Versuchsperson (VP8) bei plötzlichem Auftauchen eines Rehs.....	204
Abb. A.14: Messdaten einer Versuchsperson (VP19) bei Eintritt von Schwindel und Übelkeit.....	205
Abb. A.15: Messdaten einer Versuchsperson (VP21) bei Eintritt von Schwindel und Übelkeit.....	206

## Tabellenverzeichnis

Tab. 3.1: Physiologische Parameter und deren Zusammenhang mit physischer, mentaler und emotionaler Beanspruchung.....	22
Tab. 3.2: Skalierungsverfahren zur Erfassung subjektiv erlebter Beanspruchung .....	24
Tab. 4.1: Mittlere Abweichung des berechneten Blutdrucks von den Messwerten für verschiedene Untersuchungen und unterschiedliche Modellanwendungen.....	74
Tab. 4.2: Daten der vorgestellten Untersuchungen .....	88
Tab. 5.1: Klassifikation mittels Blutdruckanstieg .....	126
Tab. 5.2: Klassifikation mittels Anstieg der Herzfrequenz .....	127
Tab. 5.3: Klassifikation mittels Anstieg des Hautleitwerts .....	127
Tab. A.1: Mögliche physiologische Beanspruchungsindikatoren.....	193
Tab. A.2: Verwendete Datensätze zum Training des Neuronalen Netzes .....	197
Tab. A.3: Daten der Versuchspersonen aus Studie 1 .....	198
Tab. A.4: Zusammenfassung der Ergebnisse aus Studie 1 .....	198
Tab. A.5: Daten der Versuchspersonen aus Studie 3 .....	199
Tab. A.6: Daten der Versuchspersonen aus Studie 4 .....	202

## Kurzfassung

Die Beanspruchung des Kraftfahrers im Straßenverkehr nimmt ständig zu. Höhere Verkehrs-dichten, längere Fahrzeiten und komplexere Bedienelemente im Fahrzeug wirken sich negativ auf die Aufnahmefähigkeit und Informationsverarbeitung des Fahrers aus und erhöhen das Unfallrisiko. Die Messung der Fahrerbeanspruchung könnte Abhilfe schaffen und als eigenständiges Fahrerassistenzsystem in kritischen Situationen Warnungen generieren. Auch bei der Entwicklung von Fahrzeugsystemen würden Kenntnisse über den Fahrerzustand helfen, die Mensch-Maschine-Schnittstelle zu optimieren.

Da die Beanspruchung eine Größe ist, die zwar von äußeren Reizen beeinflusst, aber dabei subjektiv unterschiedlich empfunden wird und nicht direkt messbar ist, werden stattdessen physiologische Beanspruchungsindikatoren erfasst und ausgewertet. In diesem Zusammenhang werden vor allem die Eignung und die Zuverlässigkeit des kontinuierlich gemessenen Blutdrucks als neuem Indikator untersucht und mit etablierten Parametern der psychophysiologischen Forschung verglichen. Mit Hilfe dieser Indikatoren lässt sich eine neuartige Kenngröße zur Quantifizierung des aktuellen Beanspruchungszustandes des Fahrers bestimmen.

Für die Erfassung der berücksichtigten Signale wird eine neu und speziell für den Einsatz im Kraftfahrzeug konzipierte Sensorik vorgestellt. Die kontinuierliche Bestimmung des Blutdruckverlaufes basiert auf einer von BARSCHDORFF und Mitarbeitern [Ba98, Ba00] vorgeschlagenen Methode, die in dieser Arbeit erweitert und verbessert wurde.

Teilergebnisse dieser Arbeit wurden bereits auf verschiedenen nationalen und internationalen Tagungen vorgestellt [Ba05a, Ba05b, Ba06, Ba07, Ba08].

## Abstract

Driver workload increases constantly. Higher traffic density, longer driving times and more complex control elements in the vehicle have got a negative effect on reception and information processing of the driver and increase the risk of accidents. The measurement of driver workload could help to solve the problem and - as an independent driver assistant system - it could generate warnings in critical situations. Being informed about the driver's actual condition could also be useful for the development of new vehicle systems and the optimization of the human-machine-interface.

Since workload is a dimension which is on the one hand clearly affected by external stimuli, but on the other perceived differently and subjectively by the individual and can not be measured directly, we seize and evaluate physiological workload indicators instead. Above all the appropriateness and the reliability of the continuously measured blood pressure as a new indicator are examined and compared to established parameters in psycho-physiological research. With the help of these indicators a new parameter can be determined which can quantify the current state of driver workload.

For the measurement of the considered signals a new sensor system designed especially for the use in motor vehicles is introduced. The continuous registration of blood pressure is based on a method which is suggested from BARSCHDORFF ET AL. [Ba98, Ba00] and extended and improved in this work.

Parts of the results of this work were presented at different national and international conferences [Ba05a, Ba05b, Ba06, Ba07, Ba08].



## 1 Einleitung

In neueren Kraftfahrzeugen findet man zum Schutz der Insassen mehr und mehr passive und aktive Sicherheitssysteme. Trotzdem ereignen sich im Straßenverkehr viele Unfälle mit zum Teil schweren Verletzungen oder tödlichem Ausgang. Von diesen wird eine erhebliche Zahl durch menschliches Versagen hervorgerufen. Im Jahr 2004 basierten 86 % der Verkehrsunfälle auf einem Fehlverhalten des Fahrers [Be06]. Für den Fahrzeugführer zwar gefährliche, aber unfallfreie Situationen sind statistisch nicht erfasst. Trotz rückläufiger Unfallzahlen ist der Anteil von Fahrerfehlern bis heute annähernd konstant geblieben [Schö09, St08a].

Menschliches Versagen kann auf Unachtsamkeit beruhen oder aus körperlichen Beeinträchtigungen entstehen. Plötzlich auftretende Herz-Kreislaufstörungen können beispielsweise zu einer, zumindest kurzfristigen, Beeinträchtigung der Fahrtüchtigkeit und im schlimmsten Fall zu einer Gefährdung des Straßenverkehrs führen.

Besonders kritisch sind Fahrten zu Dämmerungs- und Nachtzeiten, bei denen häufig Unfälle mit sehr schweren Verletzungen auftreten. Die durch Dunkelheit verringerte Sichtweite wirkt sich nicht nur in einer erhöhten Reaktionszeit des Fahrers – insbesondere bei plötzlich und unerwartet auftretenden Ereignissen – aus, sondern führt auch zu einem erhöhten *Beanspruchungsniveau*<sup>1</sup>, das möglicherweise die Konzentrationsfähigkeit weiter herabsetzt und sich so ebenfalls auf die Reaktionszeit auswirkt. Ob der Versuch, mit besseren und moderneren Scheinwerfern die Sichtverhältnisse für den Fahrer zu verbessern, hier helfen kann, ist bisher nicht untersucht.

Eine weitere Gefahr liegt in der Übermüdung des Kraftfahrzeugführers, die als Ursache von ca. 0,5 Prozent aller Unfälle mit Personenschäden gilt [St07, Ca07]. Die Dunkelziffer liegt nach anderen Quellen mit 5% - 25% [Be06] jedoch deutlich höher, da Müdigkeit bei der Unfallrekonstruktion oft nicht mehr feststellbar ist. Daher müssen Übermüdung und der damit verbundene Sekundenschlaf als großer Risikofaktor eingestuft werden.

Die stetige Zunahme der Verkehrsdichte und die höheren Durchschnittsgeschwindigkeiten, hervorgerufen durch veränderte Verkehrsbedingungen, steigern die Beanspruchung des Fahrers und damit das Risiko für die Entstehung von gefährlichen Situationen. Auch immer komplexer werdende Bedienelemente führen in bestimmten Verkehrssituationen zu einer erhöhten Belastung. Bei der Gestaltung von Fahrerassistenzsystemen wie z. B. Infrarotnachtsichtsystemen, die eine Entlastung des Fahrers bewirken sollen, ist daher darauf zu achten, dass nicht genau das Gegenteil eintritt.

---

<sup>1</sup> Definition des Begriffs in Kapitel 2.1.

Bisher werden im Kraftfahrzeug Sicherheitssysteme – passive wie Airbag oder Gurtstraffer und aktive wie Antiblockiersystem (ABS) oder das Elektronische Stabilitätsprogramm (ESP) – und Fahrerassistenzsysteme wie Brems- oder Spurhalteassistent eingesetzt. Sie gewinnen ihre Informationen ausschließlich aus Fahrzeugdaten bzw. aus Fahrzeugumfelddaten wie Fahrgeschwindigkeit, Lenkwinkel, Beschleunigung oder Querbeschleunigung. Der Fahrer selbst wird dabei bisher nicht berücksichtigt. Ausfallerscheinungen des Fahrers in Form von physiologischen Schwächezuständen, Müdigkeit oder Stress werden nicht erkannt und können daher nicht zu sinnvollen bzw. notwendigen Reaktionen des Fahrzeugs eingesetzt werden. Beispielsweise fährt ein Fahrzeug mit aktiviertem Tempomat bei einer plötzlichen Bewusstlosigkeit oder einem Herzinfarkt des Fahrers unbremst weiter.

Um den Fahrer in den Regelkreis Mensch-Fahrzeug zu integrieren und die Unfallzahlen zu senken, wäre eine kontinuierliche Überwachung der wichtigsten Vitalfunktionen sowie die Messung von Beanspruchungs- und Müdigkeitsindikatoren Voraussetzung. Ein daraus resultierender Parameter *Fahrerzustand* könnte dann zur Beeinflussung beliebiger Sicherheits-, Fahrerassistenz- und Fahrerinformationssysteme verwendet werden. Beispielsweise könnte die Lautstärke des Entertainmentsystems reduziert werden, wenn eine kritische Phase erkannt wird. Weiterhin bestünde die Möglichkeit, dem Fahrer über seinen Zustand Rückmeldung zu geben oder in Notfällen den Rettungsdienst zu alarmieren.

Eine solche Fahrerüberwachungseinrichtung kann neben dem Einsatz als eigenständiges Sicherheitssystem zur Vermeidung von Unfällen auch bei der Gestaltung von Fahrerassistenzsystemen helfen, indem Aussagen über Beanspruchungsunterschiede des Fahrers, bei Fahrten mit und ohne Hilfssystem, getroffen werden können. Dadurch könnten Phasen erhöhter Belastung durch Informationsüberflutung ermittelt, Nutzungsstrategien beurteilt und damit die Bedienfreundlichkeit neuer Systeme verbessert werden.

Ziel dieser Arbeit ist es, ein Konzept zur Ermittlung des Fahrerzustandes und speziell des Beanspruchungsniveaus und dessen Veränderung während des Fahrens zu entwickeln. Dazu muss zunächst überlegt werden, wie sich Beanspruchung operationalisieren lässt, welche – hauptsächlich physiologischen – Parameter als Indikatoren geeignet sind, wie man diese zuverlässig erfassen kann und anschließend daraus ein noch zu definierendes *Beanspruchungsmaß* ableiten kann. Das Konzept soll dabei so angelegt werden, dass es sich später einfach zu einem eigenen Fahrzeugsystem erweitern lässt.

Zur objektiven Erfassung des Fahrerzustandes werden hier verschiedene physiologische Parameter wie die Herzfrequenz, die Herzratenvariabilität, der Hautleitwert und der Blutdruck verwendet. Diese können einzeln als Indikatoren dienen, wobei erst die Verknüpfung dieser Größen zu einer umfassenden Bestimmung des Beanspruchungszustands einer Person führt.

Es werden Verfahren der Mustererkennung und Klassifikation eingesetzt, um eine Kenngröße zu berechnen, die Beanspruchung quantitativ darstellen kann.

Da bisher keine adäquaten kontinuierlich arbeitenden und gleichzeitig nicht-invasiven Messverfahren zur Erfassung des Blutdrucks zur Verfügung standen, fand dieser in der Vergangenheit kaum Verwendung als Indikator. Eine von BARSCHDORFF und Mitarbeitern [Ba98, Ba00] vorgeschlagene Methode wurde in dieser Arbeit weiterentwickelt und zur Beantwortung neuartiger Fragestellungen, insbesondere im Bereich der psychischen Beanspruchungsermittlung, eingesetzt. Die Bestimmung des arteriellen Druckverlaufes erfolgt für jeden Herzschlag aus der Laufzeit und der Amplitude der Pulsvolumenwelle mit Hilfe von personalisierten Modellen, die durch einen Kreislauffunktionstest ermittelt werden. Die Steigerung der Aussagekraft des kontinuierlich gemessenen Drucks gegenüber Einzelmesswerten mit manschettenbasierten Geräten ist insbesondere bei Belastungswechseln immens und bietet zudem die Möglichkeit, kleinste Änderungen des Drucks zuverlässig zu erfassen. Ein Zusammenhang zwischen Blutdruckanstieg und Beanspruchung eines Probanden konnte in verschiedenen Voruntersuchungen durch den Vergleich mit den etablierten Parametern Herzfrequenz und Hautleitwert nachgewiesen werden.

Der Einsatz als Fahrzeugsystem macht eine geeignete Sensorik notwendig, die sehr einfach anzulegen bzw. im Fahrzeug integriert ist. Sie muss ohne Justage sicher platziert werden können und während üblicher Fahrmanöver störungsfrei und zuverlässig funktionieren. Außerdem ist es erforderlich, dass das System für alle Fahrer, die das Fahrzeug nutzen, eingesetzt werden kann, ohne dass eine aufwändige Kalibrierung durchgeführt werden muss. Das in dieser Arbeit entwickelte minimalsensorische Konzept zur Messdatenerfassung trägt diesen Anforderungen Rechnung, indem verschiedene Sensoren in einem Head-Set kombiniert werden und die einzelnen Sensorelemente mehrere physiologische Parameter erfassen. Diese Lösung sorgt für optimale Anwendungsbedingungen im Fahrzeug und könnte leicht um Telefon- und Sprachsteuerungsfunktionen erweitert werden.

Zur genauen Bewertung der einzelnen Messgrößen im Hinblick auf ihre Eignung als Beanspruchungsindikator und um eine verknüpfte Größe wie den Fahrerzustand zu erhalten, wurden Fahrversuche im Fahrsimulator des L-Lab<sup>2</sup> und im Versuchsfahrzeug auf der Straße durchgeführt. Dabei mussten unterschiedlich beanspruchende bzw. monoton ermüdende Fahraufgaben absolviert werden. Die relevanten Parameter wurden anschließend für verschiedene Fahrsituationen analysiert. Des Weiteren wurde das Wiener Testsystem<sup>3</sup> – ein computergestütztes Verfahren zur psychologischen Diagnostik – verwendet, um die Kennwerte unter standardisierten Bedingungen zu bewerten.

---

<sup>2</sup> Kompetenzzentrum Licht, Public Private Partnership der Hella KGaA Hueck & Co. und der Universität Paderborn.

<sup>3</sup> Anbieter: Firma Dr. G. Schuhfried GmbH, weitere Informationen in Kapitel 5.2.1.1.

Die vorliegende Arbeit ist in folgende Abschnitte gegliedert:

Die beiden **Kapitel 2 und 3** geben einen Überblick über die für diese Arbeit relevante Literatur. Dabei beschäftigt sich das Kapitel 2 mit theoretischen Grundlagen und Begriffsdefinitionen zu Beanspruchung und Fahrerassistenzsystemen. Kapitel 3 stellt die wichtigsten Forschungsmethoden zur Erhebung von Beanspruchung dar und gibt beispielhaft eine Übersicht über empirische Studien, die die Thematik im Zusammenhang mit dem Führen eines Kraftfahrzeugs beschreiben.

In **Kapitel 4** werden die Grundlagen zur Kreislaufphysiologie und verschiedene Verfahren zur Blutdruckmessung vorgestellt und bewertet. Außerdem wird die neu entwickelte Methode der kontinuierlichen nicht-invasiven Blutdruckmessung ausführlich dargestellt und anschließend die verwendete Sensorik und die Erweiterung zu einem Head-Set beschrieben.

In **Kapitel 5** werden mehrere Studien vorgestellt, deren Schwerpunkt die Erprobung und Anwendung des neuen Blutdruckmessverfahrens im Rahmen der Beanspruchungserfassung ist. Dabei kommen verschiedene physiologische Parameter und subjektive Ratingskalen zum Einsatz, die in unterschiedlichen Versuchsszenarien verwendet und verglichen werden.

**Kapitel 6** diskutiert und bewertet die in den Untersuchungen angewandten Methoden, insbesondere das Verfahren der kontinuierlichen Blutdruckmessung, im Hinblick auf ihre Einsetzbarkeit zur Erfassung von Beanspruchung im Allgemeinen und dem Fahrerzustand im Speziellen.

Die Arbeit schließt in **Kapitel 7** mit einem Ausblick auf offene Fragestellungen und Ansätze für weitere Forschungsarbeiten.

## 2 Theoretische Grundlagen und Begriffsdefinitionen

Aus den bisherigen Ausführungen ergibt sich, dass eine Antwort auf die Frage nach der Veränderung der Beanspruchung beim Führen eines Kraftfahrzeuges sehr bedeutend ist. Insbesondere, weil der heutige technische Fortschritt im Automobilbereich grundsätzlich die gezielte Unterstützung des Fahrers bei seiner Aufgabe, das Fahrzeug sicher und entspannt durch den Straßenverkehr zu navigieren, ermöglicht.

In diesem Kapitel wird zunächst eine Einführung in die Themengebiete Fahrerzustand und Beanspruchung gegeben. Anschließend wird die Entwicklung von Fahrerassistenz- und Fahrerinformationssystemen erläutert, der aktuelle Stand der Technik vorgestellt und ihr Einfluss auf den Kraftfahrer näher betrachtet.

### 2.1 Fahrerzustand und Beanspruchung

Für den Begriff Fahrerzustand gibt es nach KOPF [Ko06] verschieden weit reichende Definitionen, die unterschiedliche Faktoren und fahrrelevante Informationen über die mit der Kraftfahrzeugführung beschäftigte Person beinhalten. Unterschieden wird zwischen langfristigen (z. B. Fahrerfahrung, Belastbarkeit, motorische Fähigkeiten), mittelfristigen (z. B. Ermüdung, Alkoholeinfluss, individuelle Fahrstrategie) und kurzfristigen Faktoren. Zu letzteren gehören beispielsweise Beanspruchung, Aktiviertheit, Situationsbewusstsein, Aufmerksamkeit, Fahrmanöverabsicht und Emotionen. Sie werden häufig im engeren Sinne mit dem Begriff Fahrerzustand beschrieben und sind die wichtigsten Einflussfaktoren für verkehrssicheres Fahren. In dieser Arbeit soll vor allem der Aspekt Beanspruchung näher betrachtet werden.

Dabei sind auch die Folgen zu betrachten, die aus der beanspruchenden Situation entstehen. Es werden physiologische, psychologische und verhaltensbezogene Folgen unterschieden, die wiederum jeweils kurz- und langfristig auftreten können. Langfristige Reaktionen können unter Umständen gesundheitsgefährdend wirken. In der psychophysiologischen Beanspruchungsforschung werden aber meist die kurzfristigen Beanspruchungsfolgen untersucht [Ri03].

Neben dem Begriff der Beanspruchung werden nach RIBBACK [Ri03] häufig weitere Bezeichnungen verwendet, die in engem Zusammenhang stehen. Dazu gehört der Begriff der Konzentration, der die Fokussierung der Aufmerksamkeitsrichtung und die Aktivierung des Organismus beschreibt. Anstrengung hingegen bezieht sich auf den Ressourcenbedarf für die Informationsverarbeitung bei der Bewältigung von wechselnden und nicht regelgeleiteten Aufgaben. Die erzielte Leistungsqualität ist neben der Informationsmenge und -qualität auch vom Willen der Person abhängig, Anstrengung und Fertigkeiten zur Aufgabenbearbeitung zu investieren. Eine Unterforderung zeigt sich bei monotonen Arbeitsbedingungen, so dass für eine angemessene Leistung zusätzliche Energie benötigt wird. Daher kann Unterforderung

ähnlich ermüdend wirken wie Überlastung. Der Begriff Stress wird häufig in verschiedenen Bedeutungen verwendet. Im Sinn des Beanspruchungskonzeptes beschreibt er Überforderung, Unsicherheit und Angst vor Kontrollverlust. Dies führt zu einer verringerten Leistungsfähigkeit bei höherem Energiebedarf. Die Stressreaktionen werden von ungünstigen Umwelteinflüssen ausgelöst und hängen von Art und Dauer der Stressoren sowie von der Belastbarkeit der Person ab.

Ein anderer Ansatz verwendet die Begriffe *Komfort* und *Diskomfort* zur Beschreibung des Fahrerzustandes, wobei die beiden Eigenschaften auch gleichzeitig auftreten können. Diskomfort beschreibt in diesem Zusammenhang Faktoren der Ermüdung und Einflüsse auf die Biomechanik des Körpers, während der Begriff Komfort Wohlbefinden und Ästhetik ausdrückt [He97].

## 2.1.1 Definition des Begriffs „Beanspruchung“

Der Begriff Beanspruchung wird im täglichen Sprachgebrauch sehr selbstverständlich verwendet. Zur genaueren Definition wird er zunächst vom Begriff Belastung abgegrenzt und ein Modell für deren Zusammenhang vorgestellt.

### 2.1.1.1 Abgrenzung der Begriffe Belastung und Beanspruchung

Die beiden Begriffe gehen auf das Belastungs-Beanspruchungs-Konzept der Ergonomie [Ro84, Ro75] zurück, das wegen seiner Einfachheit [Ho02] eine besondere Stellung einnimmt. Die Bedeutung dieses Modells zeigt sich auch in der Verwendung als Basis für die Normung in den Bereichen Ergonomie und psychische Arbeitsbelastung [Na02].

In diesem Konzept wird zwischen einer von außen auf den Menschen einwirkenden Belastung und der dadurch im menschlichen Organismus ausgelösten Beanspruchung unterschieden:

- Unter *Belastung* (engl.: stress) wird die Gesamtheit aller Einflüsse verstanden, die von außen auf den Menschen einwirken.  
Solche Einflüsse ergeben sich zum einen aus dem Arbeitsinhalt bzw. der Arbeitsaufgabe, mit der die Person konfrontiert wird, und zum anderen aus der sozialen, physischen und organisatorischen Arbeitsumgebung und -situation sowie den Arbeitsmitteln [Kl89, Ro84, Ro75].
- Unter *Beanspruchung* (engl.: strain, workload) wird die Gesamtheit aller durch unterschiedliche individuelle Arbeitsvoraussetzungen beeinflussten Auswirkungen der Belastung im Menschen verstanden [Kl89, Ro84, Ro75].

Dementsprechend besteht kein einfacher Ursache-Wirkungs-Zusammenhang zwischen Belastung und Beanspruchung, sondern objektiv gleiche Belastungsfaktoren wirken sich individuell unterschiedlich aus. D. h. das Ausmaß an Beanspruchung einer Person wird nicht direkt durch die Schwierigkeit oder Komplexität der Arbeitsaufgabe bestimmt, sondern durch die Leistung, die sie erbringt bzw. zu erbringen bereit ist, um diese Aufgabe zu erfüllen [Ro75]. Die Beanspruchung einer Person kann also nicht direkt aus den zugrundeliegenden Anforderungen erschlossen werden [Ku94]. Dabei bestimmen individuelle Voraussetzungen wie Eigenschaften, Fähigkeiten oder aktuelle Bedürfnisse, welche Aktivität mit welchem Aufwand in einer gegebenen Belastungssituation gezeigt wird und welche Beanspruchungsreaktionen daraufhin auftreten.

Das Belastungs-Beanspruchungs-Konzept der Ergonomie wird kritisiert, weil es sich auf negative Beanspruchungsfolgen und physiologische Indikatoren zur Beanspruchungserfassung konzentriert. Förderlich wirkende Beanspruchungsfolgen wie beispielsweise Trainiseffekte oder die Weiterentwicklung eigener Bewältigungsstrategien werden unterschätzt [Ri98a], obwohl Beanspruchung nicht grundsätzlich als etwas Negatives zu sehen ist.

### 2.1.1.2 Definition und Modelle der psychischen Beanspruchung

Eine einheitliche und umfassende Theorie bzw. Definition der Beanspruchung existiert bisher nicht [Ma98]. Allerdings gehen nahezu alle verwendeten Modelle von einer Mehrdimensionalität des Beanspruchungskonzepts aus, d. h. es werden mehrere Arten der Beanspruchung unterschieden, die aber auch zu einer Gesamtbeanspruchung zusammengefasst werden können [Ku94]. Dabei wird fast immer zwischen physischer – das Muskel- und Kreislaufsystem betreffend – und psychischer Beanspruchung differenziert.

Psychische Beanspruchung wird definiert als "die individuelle, zeitlich unmittelbare und nicht langfristige Auswirkung der psychischen Belastung im Menschen in Abhängigkeit von seinen individuellen Voraussetzungen und seinem Zustand" [Di00]. Sie lässt sich in *emotionale* und *mentale* Beanspruchung unterteilen [Ku94, Ma98, Schm93]. Dabei wird derjenige Anteil der psychischen Beanspruchung als *mental* bezeichnet, der von aufgabenspezifischen Anforderungen an das menschliche Informationsverarbeitungssystem bestimmt wird. Dies ist beispielsweise die Komplexität einer Aufgabe, die zu einer Aufmerksamkeitsanspannung und -fokussierung führt. Emotionale Beanspruchungsanteile hingegen werden von ausführungspezifischen Belastungsfaktoren wie Zeitdruck, Gefahren, sozialen Konflikten oder Konsequenzen bei Versagen bestimmt [Ma98].

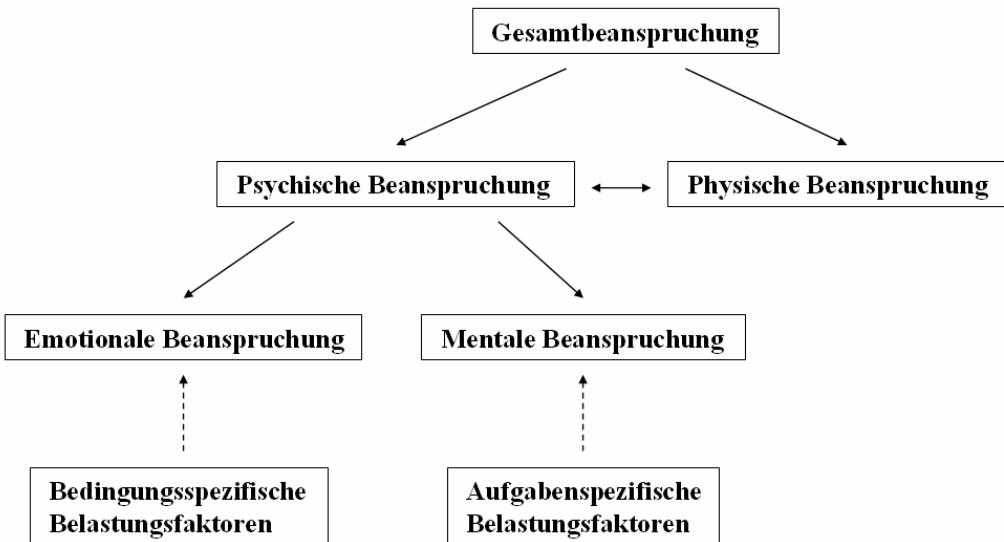


Abb. 2.1: Dimensionen der Beanspruchung [nach Ri03]

Eine weitere Differenzierung von Beanspruchungsdimensionen findet meist nur auf theoretischer Ebene statt, da viele Tätigkeiten sowohl emotionale als auch mentale Beanspruchung auslösen und beide Aspekte somit fast immer zusammen auftreten.

Hinsichtlich der Mechanismen, die der psychischen Beanspruchung zugrunde liegen, existieren verschiedene Vorstellungen, die auch mit verschiedenen Vorgehensweisen zu ihrer Erfassung verbunden sind. Dabei lassen sich zwei dominierende theoretische Ansätze unterscheiden: *aktivierungstheoretische* und *ressourcentheoretische* Beanspruchungsmodelle.

Aktivierungstheoretische Modelle basieren auf der Annahme, dass psychische Beanspruchung mit einer allgemeinen Aktivierung des Organismus einher geht [Ku94, Ma98, Ri98a]. Die Verkopplung beider Prozesse wird über die Funktionsweise des autonomen Nervensystems (ANS) erklärt, das die vegetativen Prozesse des Organismus an die äußeren Belastungen anpasst. Das ANS innerviert die glatte Muskulatur aller Organe und Organsysteme sowie das Herz und die Drüsen und regelt damit u. a. Funktionen des Kreislaufs, des Stoffwechsels, der Atmung und der Drüsensekretion, die nicht der willentlichen Steuerung unterliegen. Teilsysteme des ANS sind der Sympathikus, der Parasympathikus und das Darmnervensystem. Im Rahmen aktivierungstheoretischer Konzepte steht die sympathische Reaktion des Organismus im Mittelpunkt, die den Körper in Belastungssituationen in hohe Leistungsbereitschaft versetzt und ihn damit auf außergewöhnliche Anstrengungen vorbereitet. Man spricht auch von der „Fight-or-flight“ Reaktion, die auf niedrigster Verarbeitungsebene den Selbstschutz des Organismus aktiviert. Beispiele für sympathische Anpassungsreaktionen sind eine Steigerung der Herzaktivität, des Blutdrucks sowie der Durchblutung und des Tonus der Skelettmuskulatur. Vertreter aktivierungstheoretischer Modelle empfehlen daher physiologische Aktivie-

rungsindikatoren des Herz-Kreislauf-Systems, des Muskelsystems, der Atmung, etc. zur Erfassung der psychischen Beanspruchung des Organismus durch äußere Belastungen [Ma98].

Ressourcentheoretische Modelle verstehen psychische Beanspruchung als Inanspruchnahme bzw. Ausschöpfung von begrenzten individuellen psychischen Ressourcen, deren Gesamtkapazität inter- und auch intraindividuell variieren kann. Dabei wird der Prozess der freiwilligen Aktivierung von Ressourcen als Anstrengung bezeichnet. Dementsprechend wird die psychische Beanspruchung einer Person nicht durch das Ausmaß an Ressourcen bestimmt, die für eine Tätigkeit aufgewendet werden, sondern durch die verbleibende *Restkapazität*. Die Beanspruchung einer Person wird also umso höher sein, je mehr der insgesamt verfügbaren Verarbeitungsressourcen bei einer Tätigkeit ausgeschöpft werden, d. h. je geringer die verbleibende Kapazität ist.

Die psychische Beanspruchung wird nach den ressourcentheoretischen Modellen ermittelt, indem zusätzlich zu einer Hauptaufgabe<sup>4</sup>, deren Beanspruchungswirkung untersucht werden soll, eine Nebenaufgabe vorgegeben wird. Die Leistung in dieser Nebenaufgabe wird als Maß für die Restkapazität erfasst und gibt Aufschluss über das Ausmaß der Inanspruchnahme bzw. Beanspruchung der verfügbaren Ressourcen einer Person durch die Hauptaufgabe.

Der Vergleich aktivierungstheoretischer und ressourcentheoretischer Beanspruchungsmodelle zeigt, dass sich diese unterschiedlichen theoretischen Konzeptionen nicht gegenseitig ausschließen [Ma98]. So wird Beanspruchung übereinstimmend als ein individuelles Phänomen und als Prozess, nicht als Zustand, verstanden. D. h. Beanspruchung kann als Prozess der individuellen Auseinandersetzung einer Person mit äußeren Anforderungen aufgefasst werden, die von den vorhandenen psychischen Leistungsvoraussetzungen beeinflusst wird [Go86, Ku94, Ri98a].

## 2.1.2 Beanspruchung beim Fahren eines Kraftfahrzeugs

Das Belastungs-Beanspruchungs-Konzept wird zwar klassischerweise auf den Arbeitskontext angewandt, lässt sich aber auch auf eine Fahrsituation übertragen. So weisen RICHTER ET AL. [Ri98b] darauf hin, dass die Fahrtätigkeit als Arbeitstätigkeit angesehen und entsprechend untersucht werden kann. HOYOS ET AL. [Ho86] sehen die Fahrtätigkeit als eine Kette einzelner Fahraufgaben, die darin bestehen, eine bestimmte Verkehrssituation zu bewältigen. Bezieht man das Modell auf Fahrsituationen, so kann also von Belastung und Beanspruchung des Kraftfahrers gesprochen werden.

---

<sup>4</sup> Die Begriffe Haupt- und Nebenaufgabe werden hier allgemein im arbeitspsychologischen Sinn verwendet und im Kap. 3.1.1 am Beispiel der Fahrerbeanspruchungsmessung genauer erläutert.

Am Beispiel einer Autofahrt wären u. a. Einflüsse aus Fahrbahn- und Fahrzeugeigenschaften oder situative Einflüsse aus dem Verkehr oder dem Fahrzeuginnenraum als Belastungsfaktoren denkbar. Bei nächtlichen Autofahrten beispielsweise kommen als besondere Belastungsfaktoren die Dunkelheit und damit einhergehend reduzierte Kontraste sowie das eingeschränkte Gesichtsfeld des Fahrers hinzu, das sich auf den Ausschnitt von Fahrbahn und Fahrbahnumgebung beschränkt, der von Scheinwerfern oder der Straßenbeleuchtung erhellt wird.

Die Fahraufgabe ist dabei sowohl mit aufgaben- als auch ausführungsspezifischen Belastungsfaktoren verbunden. Anforderungen, die das Einhalten von Verkehrsregeln, das Finden des richtigen Weges oder die korrekte Bedienung des Fahrzeugs betreffen, gehen mit Faktoren der Verkehrssituation oder des Zustands der Verkehrswege einher und können Unsicherheit oder Ärger beim Fahrer auslösen. Die überwiegende Zahl von Untersuchungen zur Fahrerbeanspruchung beschäftigt sich allerdings ausschließlich mit der mentalen Beanspruchung des Fahrers ohne Berücksichtigung emotionaler Anteile, da Unfälle oder Fahrfehler mit einer „Überlastung“ der mentalen Kapazitäten des Fahrers verbunden werden [DW96, He99, Ri98b]. Physische Beanspruchungen, beispielsweise durch das Lenken, die Bedienung eines Fahrerassistenzsystems etc., spielen ebenfalls eine untergeordnete Rolle und sollen im Folgenden nicht weiter betrachtet werden.

Das Steuern eines Kraftfahrzeugs ist also eine Aufgabe, die durch ihre Komplexität mentale Kapazitäten des Fahrers beansprucht. Viele Fahrtätigkeiten können aber nach einiger Zeit automatisiert ausgeführt werden, so dass der Fahrer freie Ressourcen beispielsweise für Unterhaltungen mit anderen Fahrzeuginsassen, Telefongespräche oder zum Essen oder Trinken verwenden kann [Rö05]. Durch diese zusätzlichen Tätigkeiten werden dann wiederum Ressourcen gebunden, die im Bedarfsfall nicht mehr für die Erfüllung der eigentlichen Fahraufgabe zur Verfügung stehen. Dieser Effekt wird als *Fahrerablenkung* bezeichnet.

RÖßGER [Rö05] unterscheidet beispielsweise folgende Arten der Fahrerablenkung:

- Physische Ablenkung (z. B. Einstellen eines Radiosenders)
- Akustische Ablenkung (z. B. Telefongespräche, Beifahrer)
- Visuelle Ablenkung (z. B. durch den Blick auf Anzeigegeräte im Fahrzeug)
- Kognitive Ablenkung (durch kognitive Aufgaben, die nicht zur Fahraufgabe gehören)

Für den Begriff Fahrerablenkung gibt es nach GELAU [Ge04] noch keine geeignete Definition. Er schlägt daher vor, zur Beschreibung der Auswirkungen von Tätigkeiten, die neben der Fahraufgabe durchgeführt werden, das Belastungs- und Beanspruchungskonzept heranzuziehen.

hen. Die Begriffe Fahrerablenkung und Fahrerbeanspruchung werden daher häufig synonym verwendet.

### 2.1.3 Zusammenhang von Beanspruchung und Fahrverhalten

Wie sich die Beanspruchung einer Person auf ihre Leistungsfähigkeit auswirkt, wird in einem Modell von O'DONELL ET AL. [OD86] beschrieben. Dabei hängt die Veränderung des Leistungsniveaus vom Grad der Beanspruchung ab, wobei drei unterschiedliche Ausprägungen des Beanspruchungsniveaus verwendet werden, wie in Abbildung 2.2 zu sehen ist. Diese Modellvorstellung kann von beliebigen Arbeitshandlungen auch auf Fahrsituationen im Speziellen übertragen werden, wobei das Leistungsniveau das Fahrverhalten widerspiegelt.

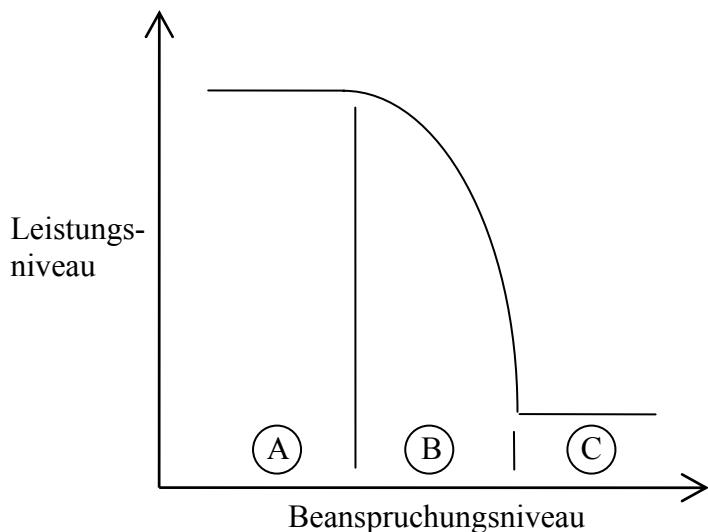


Abb. 2.2: Zusammenhang zwischen Beanspruchungs- und Leistungsniveau [nach OD86]

Im Bereich A (niedriges Beanspruchungsniveau) stehen noch genügend Ressourcen zur Verfügung, um eine Zunahme der Beanspruchung zu kompensieren, so dass das Leistungsniveau konstant bleibt. Bei weiterer Erhöhung der Beanspruchung in Region B (mittleres Beanspruchungsniveau) werden die Ressourcen der Person überschritten. Dies führt zu einer Verschlechterung der Leistungsfähigkeit. Im Bereich C (hohe Beanspruchung) ist die Person schließlich nicht mehr fähig, den Beanspruchungsanstieg zu kompensieren und das Leistungsniveau ist deutlich verschlechtert.

Nach dieser Modellvorstellung kann der Kraftfahrer also die Beanspruchung bis zu einem gewissen Grad kompensieren. Erst wenn sie zu groß wird, hat dies möglicherweise negative Auswirkungen auf das Fahrverhalten und damit auch auf die Verkehrssicherheit [OD86].

DE WAARD [DW96] verwendet in einem Modell zum Zusammenhang zwischen Beanspruchung und Leistung sechs unterschiedliche Bereiche, wie in Abbildung 2.3 zu sehen ist. Dies stellt eine Erweiterung des oben beschriebenen Ansatzes von O'DONELL ET AL. [OD86] dar.

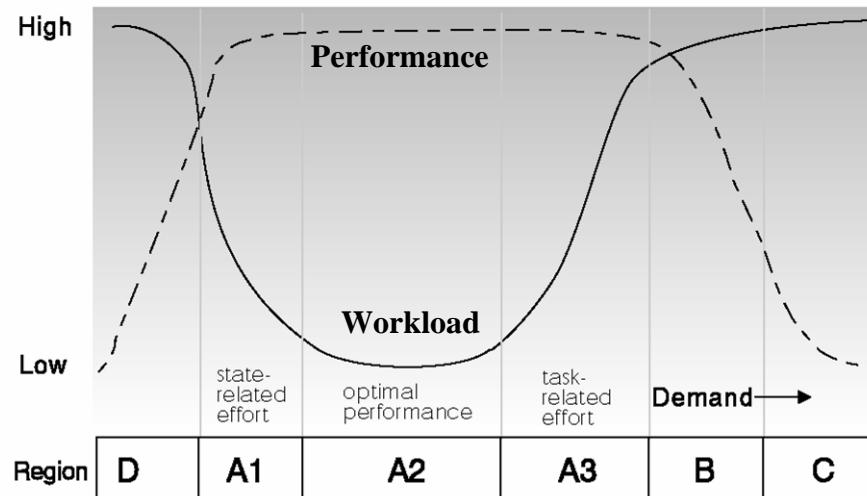


Abb. 2.3: Zusammenhang zwischen Beanspruchung und Leistungsfähigkeit [nach DW96]

Die durch eine bestimmte Aufgabe hervorgerufenen Anforderungen an eine Person nehmen hier von Region D bis Region C zu. Obwohl sie in Region D noch gering sind, liegt die subjektiv wahrgenommene Beanspruchung auf einem hohen Niveau und somit ist die Leistung, die erbracht werden kann, gering, wie es beispielsweise bei monotonen Aufgaben beobachtet werden kann. Bei zunehmenden Anforderungen in Region A1 nimmt die Beanspruchung ab und die Leistungsfähigkeit steigt an. Stehen die erbrachte Leistung und die Anforderungen im Einklang, Region A2, so ist die Beanspruchung am niedrigsten. Weiter ansteigende Anforderungen können zuerst noch kompensiert werden und die Leistung bleibt auf konstantem Niveau während die Beanspruchung bereits zunimmt, wie in Region A3 zu sehen ist. Treten schließlich in Region B noch höheren Anforderungen auf, kann die Beanspruchungszunahme, die daraus entsteht, nicht mehr ausgeglichen werden und eine sinkende Leistungsfähigkeit ist die Folge. Kommt es zu einer Situation der Überforderung, wie in der letzten Region C, ist die Leistung der Person am geringsten.

## 2.2 Fahrerassistenzsysteme

Derzeit wird eine Vielzahl von Fahrerassistenzsystemen für Kraftfahrzeuge erforscht und entwickelt, die dem Fahrer auf unterschiedliche Art die Fahraufgabe erleichtern sollen. Ziel ist es, das Unfallrisiko zu minimieren und den Komfort zu steigern. Einige der Systeme gehören zur Serienausstattung, andere – insbesondere Neuentwicklungen – sind aus Kosten- und Imagegründen nur als Sonderausstattung für Oberklassefahrzeuge verfügbar.

## 2.2.1 Definition des Begriffs „Fahrerassistenzsystem“

Häufig wird der Begriff Fahrerassistenzsystem als Oberbegriff für alle, meist elektronischen, Fahrzeugsysteme verwendet, die dem Fahrer Informationen zur Verfügung stellen oder ihn bei Fahrmanövern entsprechend seinen Vorstellungen unterstützen [We00, Be04]. Andere Autoren benutzen differenziertere Definitionen, welche Fahrzeugeinrichtungen zur Gruppe der Fahrerassistenzsysteme gezählt werden. PENKA [Pe01] beispielsweise unterteilt in Abhängigkeit der Systemfunktion in drei Kategorien:

- Systeme, die das Fahrverhalten des Fahrzeuges auf der Straße verbessern (z. B. ABS und ESP)
- Fahrerassistenzsysteme, die auf der Fahrzeugführungsebene unterstützen (z. B. Tempomat)
- Systeme, die Informationen und Warnungen anzeigen, aber nicht direkt auf die Fahraufgabe einwirken (z. B. Navigationssysteme)

Die Grundgedanken beim Einsatz dieser Systeme sind unabhängig von einer Gruppenzugehörigkeit die Entlastung des Fahrers, der Ausgleich von fahrerspezifischen Defiziten in der Informationsgewinnung und Informationsverarbeitung sowie die Verringerung bzw. Vermeidung von Fehlhandlungen des Fahrers [We00]. Dadurch soll ein Sicherheitsgewinn für alle Verkehrsteilnehmer erreicht werden. Für den Fahrer steigt gleichzeitig der Komfort im Fahrzeug und die Fahraufgabe kann effizienter und besser bewältigt werden [Ja04].

## 2.2.2 Entwicklung und Stand der Technik

Fahrerassistenz gehörte von Anfang an zu den Entwicklungszielen der Automobilhersteller. Dabei ist keines der im Folgenden genannten Beispiele für die Mobilität notwendig, trotzdem wurden sie größtenteils zu unverzichtbaren Ausrüstungsstandards [Ko06]. Abbildung 2.4 zeigt eine Übersicht über bereits heute und zukünftig erhältliche Assistenzsysteme. Man erkennt, dass ihr Anteil im Fahrzeug weiter zunehmen wird und sich sowohl die Funktionalität in Richtung autonomer Fahrzeugführung als auch die Sensorik über das Fahrzeug hinaus zu einem Sensornetzwerk entwickelt.

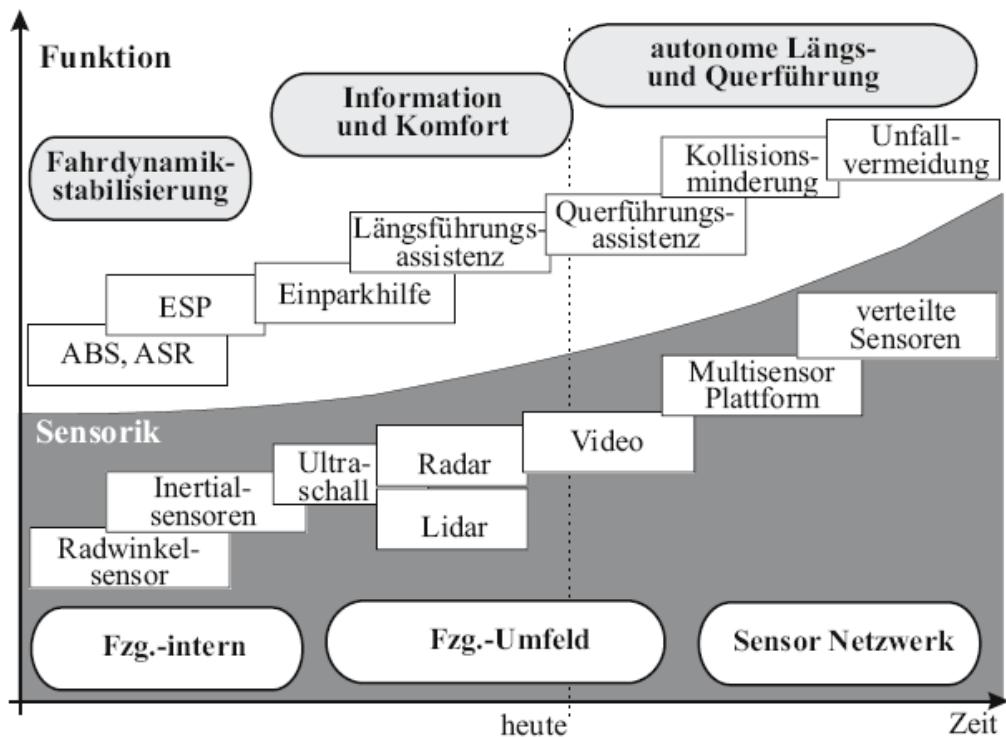


Abb. 2.4: Entwicklung heutiger und zukünftiger Fahrerassistenzsysteme [St06b]

Klassische Systeme, wie ABS und ESP, die in fast jeder Fahrzeugklasse zur Serienausstattung gehören, werden durch Abstandsregler (ACC), Notbremsassistent, Spurhalte- und Spurwechselassistent, Einparkassistent, Lichtsysteme und –funktionen, Nachsichtsysteme und Verkehrszeichenbeobachter ergänzt [De07]. Durch die Weiterentwicklung und Vernetzung der Systeme wird eine immer weiter gehende Autonomie möglich. So ist gerade z. B. die Stop & Go Funktionalität als Weiterentwicklung des ACC-Systems serienreif geworden. In Zukunft werden Systeme zur Unfallvermeidung in kritischen Situationen die Steuerung des Fahrzeugs (z. B. Notbremsung oder Ausweichen) übernehmen können. Nach geltender Rechtsauffassung bleibt der Fahrer aber trotz Technisierung weiter für alle Aktionen verantwortlich und steht somit im Mittelpunkt der Fahrzeugführung [Ko06].

Das Beispiel ACC zeigt, dass im Entwicklungsprozess von Fahrerassistenzsystemen die Gestaltung der Mensch-Maschine-Schnittstelle (Human-Machine-Interface - HMI) immer wichtiger wird. Die Einstellmöglichkeiten moderner Fahrzeugsysteme sind oft sehr umfangreich und damit auch entsprechend komplex. Nur wohl durchdachte Bedien- und Informationselemente lassen den Sicherheitsgewinn, der mit derartigen Systemen erreicht werden soll, auch wirklich zum Tragen kommen. Andernfalls steigt das Unfallrisiko aufgrund der Aufmerksamkeitsverschiebung von der Straße ins Fahrzeuginnere. Es gilt dabei, das Spannungsfeld zwischen Nutzen und Risiken abzuwägen.

Allgemein wird angenommen, dass Fahrerassistenzsysteme ihrem Ziel entsprechend die Anzahl von Unfällen und somit auch Verkehrstoten maßgeblich reduzieren. Eine Studie von

GOTTSELIG [zitiert nach Wi09], bei der 9000 Unfallsituationen analysiert wurden, zeigt, dass dies nicht generell so ist. Spurhaltesysteme verhindern circa 14 Prozent der schweren Verletzungen im Straßenverkehr und bleiben damit hinter den Erwartungen zurück. Notbremssysteme, die das Auffahren verhindern sollen, reduzieren die Zahl der Schwerverletzten um rund drei Prozent und Systeme für die Totwinkelüberwachung zeigen eine Verringerung von zwei Prozent. Zum angestrebten Ziel, die Zahl der Verkehrstoten zu halbieren, kann Fahrerassistenz in der heutigen Form, so das Fazit von GOTTSELIG, nur einen Teilbeitrag leisten.

Die zurzeit serienmäßig im Fahrzeug eingesetzten Sicherheits-, Fahrerassistenz- und Fahrerinformationssysteme gewinnen ihre Informationen fast ausschließlich aus Fahrzeug- bzw. Fahrzeugumfelddaten [St06b]. Fehlreaktionen des Fahrers können so allerdings nur teilweise kompensiert werden. Der Zustand des Fahrers und seine aktuelle Reaktionsfähigkeit bleiben bisher unberücksichtigt. Um dies zu ändern, müssen Indikatoren ermittelt werden, die auf das Beanspruchungsniveau des Fahrers schließen lassen.

Erste Ansätze dazu werden bei neuen Systemen zur Müdigkeitserkennung (Kap. 3.2.2) verwendet, die den Fahrer mittels Videokamera beobachten.

### **2.2.3 Beanspruchung bei der Nutzung von Fahrerassistenzsystemen**

Ein Argument für die Einführung von Fahrerassistenzsystemen ist der aus einer Reduzierung der Beanspruchung resultierende Komfortgewinn. Außerdem wird davon ausgegangen, dass durch eine geringere Beanspruchung Unfälle vermieden werden können. Aber die Einführung eines neuen Fahrerassistenzsystems kann durch die zusätzliche Informationsdarbietung des Systems auch zu einer mentalen Beanspruchung des Fahrers führen. Somit würde ein solches System nicht die intendierte Beanspruchungsreduktion, sondern sogar einen Anstieg der Beanspruchung und damit ein erhöhtes Sicherheitsrisiko hervorrufen. Dies muss bei der Entwicklung eines neuen Fahrerassistenzsystems ausgeschlossen werden. Daher ist es wichtig, bei der Evaluation die Beanspruchung zu erfassen.

### **2.2.4 Nutzungsstrategien und Verhaltensadaptation**

Ob der Einsatz neuer Systeme zu einer Steigerung der Verkehrssicherheit führt, wird auch durch empirische Untersuchungen der *Nutzungsstrategien* des Anwenders erforscht. Es werden z. B. Antworten auf folgende Fragen gesucht: in welchen Situationen verwendet der Fahrer ein Fahrerassistenzsystem, wie lange benötigt er, um Informationen abzulesen und kommt es zu Problemen beim Umgang mit dem System [Sp08]? Von Interesse ist insbesondere die Gewöhnungsphase, in der es durch fehlende Nutzungsstrategien zu einer Sicherheitsgefährdung kommen kann.

Hiervon unterschieden werden muss der verwandte Begriff der *Verhaltensadaptation*. Sie bezeichnet die aus der Verwendung eines neuen Systems resultierende Änderung des Verhaltens in Bezug auf die Fahraufgabe selber [Pa95]. Untersucht wird in diesem Zusammenhang beispielsweise, wie Fahrgeschwindigkeit oder Abstandsverhalten angepasst werden. Die Betrachtung der Verhaltensadaptation ist somit ein wichtiger Faktor bei der Bewertung von neuen Fahrerassistenzsystemen hinsichtlich deren Einfluss auf die Verkehrssicherheit [Sp08].

Zentraler Punkt aller verwendeten Theorien zur Verhaltensadaptation ist, dass der Zusammenhang von Motivation einer Person und einem veränderten Risiko beziehungsweise einer veränderten Risikowahrnehmung maßgeblich für eine Verhaltensänderung ist. STANTON ET AL. [St98] formulieren sieben psychologische Parameter, die einen Einfluss auf die Vorhersage von Adaptation und damit die Bewertung von neuen Systemen haben:

- *Kontrollüberzeugung*: Ist der Fahrer der Meinung, dass er weiterhin die Kontrolle hat oder dass das Fahrzeug teilweise die Kontrolle übernimmt?
- *Vertrauen*: Vertraut der Fahrer dem System und ist dieses Vertrauen aufgrund der Systemeigenschaften gerechtfertigt?
- *Situationsbewusstsein*: In welchem Maße verfügt der Fahrer über Situationsbewusstsein? Weiß er beispielsweise, ob bzw. wann er in einer bestimmten Situation eingreifen muss?
- *Mentale Repräsentation*: Stimmen die Vorstellungen des Fahrers über die Systemeigenschaften mit den realen Eigenschaften überein?
- *Beanspruchung*: Wie hoch ist das Ausmaß der Beanspruchung durch das System?
- *Rückmeldung*: Informiert das System den Fahrer über seine Aktionen und wie wird diese Rückmeldung gegeben?
- *Stress*: Unterforderung und Überforderung führen zu einer Verschlechterung der Fahrleistung. Erreicht der Fahrer ein optimales Stressniveau beim Fahren?

Hier ist zu erkennen, dass eine Erfassung des Beanspruchungszustandes und des Stresslevels für die Vorhersage einer Verhaltensadaptation und damit für die Verkehrssicherheit sehr wichtig ist und den Entwicklungsprozess unterstützen bzw. beeinflussen kann.

## 2.3 Zusammenfassung

Für mehr Sicherheit im Straßenverkehr ist es erforderlich, Veränderungen der Beanspruchung beim Fahren eines Kraftfahrzeuges zu kennen. So könnten Verkehrssituationen analysiert und gegebenenfalls Maßnahmen zur Entschärfung von Unfallschwerpunkten getroffen werden. Auch die Nutzung eines Fahrerassistenzsystems während der Fahrt kann eine Steigerung der Beanspruchung des Fahrzeugführers hervorrufen und so zu einem Sicherheitsrisiko werden.

Die wichtigsten Fragen [Sp08], die sich bei der Erprobung und Bewertung, beispielsweise im Entwicklungsprozess, eines neuen Fahrerassistenzsystems stellen, sind:

1. Bringt das System Vorteile für den Fahrer, z. B. einen Sicherheits- oder Komfortgewinn?
2. Wie und in welchem Umfang nutzt der Fahrer das neue System?
3. Verändert sich das Fahrverhalten des Nutzers durch die Verwendung des neuen Systems?
4. Kommt es zu einem erhöhten Sicherheitsrisiko, z. B. während der Gewöhnungsphase an das Fahrerassistenzsystem?
5. Verändert sich die Fahrerbeanspruchung durch die Nutzung des Systems? Wird sie reduziert oder steigt sie an?

Ziel der Beanspruchungsanalyse ist es, Antworten auf die Fragestellung 5 zu erhalten und somit auch im Sinne der Fragestellung 4 auf das Sicherheitsrisiko bei der Nutzung des Systems zu schließen. Dies ermöglicht eine umfassendere Bewertung von Fahrerassistenzsystemen im Hinblick auf Systemgestaltung und Mensch-Maschine-Schnittstelle sowie die Absicherung der Entscheidung einer Markteinführung.

Um die Beanspruchung messtechnisch zu ermitteln, bedarf es adäquater Lösungen. Die Hauptforschungsfragen, die sich bei der Gestaltung eines solchen Erfassungssystems für den Automobilbereich stellen, sind:

1. Wie kann man Beanspruchung operationalisieren?
2. Welche Parameter sind als Indikatoren für Beanspruchung und Fahrerzustand geeignet?
3. Wie kann man diese Indikatoren zuverlässig und für den Fahrer nicht störend erfassen?
4. Wie kann man aus den Indikatoren ein Beanspruchungsmaß ableiten?

Diese Fragen werden in den folgenden Abschnitten der Arbeit aufgegriffen und erörtert.

Die Weiterentwicklung des Konzeptes zur Beanspruchungsanalyse zu einem eigenständigen Fahrzeugsystem würde weit über den Bereich der Systemgestaltung hinausgehen. Die Wirkung von Verkehrssituationen auf den Fahrer könnten das Fahrzeug und dessen Verhalten beeinflussen und als Zustandsfeedback zurückgemeldet werden. Im Gegensatz zu bisherigen Fahrerassistenzsystemen stünde der Fahrer direkt im Mittelpunkt des Regelkreises Mensch, Fahrzeug und Umwelt. Dieser Zusammenhang wird als *Workload-Management* bezeichnet [Mü10]. Heutige Systeme beziehen den Fahrer höchstens indirekt über dessen Reaktionen und Fahrmanöver ein und liefern so kein umfassendes Bild über den aktuellen Fahrerzustand.



### 3 Methoden zur Erhebung von Beanspruchung und Fahrerzustand

In den folgenden Abschnitten werden verschiedene Gruppen von Beanspruchungsindikatoren vorgestellt. Anschließend wird über Anwendungen physiologischer Maße zur Zustandscharakterisierung von Personen und aktuelle Forschungsergebnisse zum Einsatz der ausgewählten Indikatoren im Kraftfahrzeugumfeld berichtet.

#### 3.1 Erfassung von Beanspruchung

Psychische Beanspruchung entzieht sich der direkten Beobachtung und damit einer Messung [Na02, Schm02]. Sie kann somit nur über Indikatoren erfasst werden [Ho86, Ku94]. Als Indikatoren für psychische Beanspruchung können dabei solche Maße herangezogen werden, von denen begründet angenommen werden kann, dass sie mit Unterschieden in der psychischen Beanspruchung unter verschiedenen Belastungsbedingungen und bei verschiedenen individuellen Voraussetzungen korrelieren [Ma98]. Sie sind jedoch unterschiedlich gut für diese Aufgabe geeignet. So stellt SCHMIDKE [Schm02] fest, dass die Arbeitswissenschaft derzeit über keinen verlässlichen „Standardindikator“ zur Messung der psychischen Belastung und Beanspruchung verfügt. Für jede wissenschaftliche Untersuchung muss daher eine Auswahl jeweils bestgeeigneter Parameter gefunden werden.

##### 3.1.1 Physiologische, leistungsbezogene und subjektive Beanspruchungsindikatoren

Beanspruchung ist immer mit Veränderungen in physiologischen Vorgängen des Körpers sowie in Leistungsfähigkeit und Erleben der Person verbunden [Kl89, OD86, Ku94]. Dementsprechend können nach O’DONELL ET AL. [OD86] drei Kategorien zur Unterteilung der Erfassungsmethoden festgelegt werden:

1. Physiologische Messmethoden: Ableitung verschiedener physiologischer Parameter als Beanspruchungsindikatoren, z. B. des Blutdrucks.
2. Leistungsbezogene Messmethoden: Maße der primären Fahraufgabe oder einer Sekundäraufgabe werden als Indikator für eine Beanspruchung herangezogen, z. B. die Qualität der Spurhaltung.
3. Subjektive Messmethoden (Selbstreport): Erfassung von subjektiven Einschätzungen des Fahrers, der sein eigenes Erleben berichtet und bewertet, z. B. mit Ratingskalen.

Es gibt dabei eine sehr große Zahl von Maßen, denen eine Indikatorfunktion für psychische Beanspruchung zugeschrieben wird und die in empirischen Untersuchungen eingesetzt werden können. Mit den oben beschriebenen Forschungsmethoden werden allerdings unterschiedliche Aspekte erfasst [Bu02]: mit Hilfe des Selbstreports wird der von einer Person subjektiv empfundene Komfort gemessen. Diskomfort hingegen ist durch die objektiven leistungsbasierten und physiologischen Messmethoden erfassbar. Es bleibt allerdings festzuhalten, dass die objektiv gemessenen Werte nicht zwingend mit den subjektiven identisch sein müssen.

Die Abbildung 3.1 gibt einen Überblick über die Einteilung der unterschiedlichen Erhebungsmethoden.

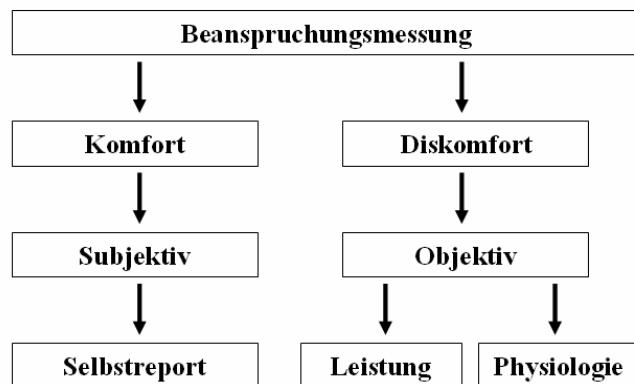


Abb. 3.1: Methoden der Beanspruchungsmessung [Sp08]

### **Physiologische Beanspruchungsindikatoren:**

Der Einsatz physiologischer Maße ist heute, obwohl ursprünglich bevorzugt auf Beanspruchungen des Muskel- und Kreislaufsystems ausgerichtet [Schm93], in der Beanspruchungsforschung etabliert [Ku94]. Man hat jedoch erkannt, dass auch psychische Anforderungen mit physiologischen Reaktionen reproduzierbar einhergehen, wenn auch nicht so eindeutig wie dies bei körperlichen Belastungen der Fall ist [Ku94].

Eine Erklärung hierfür liefern aktivierungstheoretische Ansätze, die davon ausgehen, dass psychische Beanspruchung eine allgemeine Aktivierung des Organismus hervorruft. Beanspruchung lässt sich somit über bekannte physiologische Aktivierungsindikatoren wie Herzfrequenz oder Blutdruck erfassen [Ma98]. Eine alternative Erklärungsmöglichkeit für das Phänomen beruht auf der muskulären Mitaktivierung bei mentalen Vorgängen. Danach sind geistige Leistungen immer von einem, teilweise nur geringfügig, erhöhten Muskeltonus begleitet. Diese Muskelanspannungen rufen physiologische Reaktionen hervor, die denen bei physischen Leistungen ähneln. Dazu gehören beispielsweise ein erhöhter Sauerstoff-

verbrauch, der Anstieg von Herzfrequenz und Atemvolumen oder die Zunahme der Durchblutung [Ku94; Schm65].

Die Verwendung physiologischer Maße hat den Vorteil, dass sie häufig kontinuierlich während der interessierenden Tätigkeit erhoben werden können und dass die Messung den Probanden dabei meist nicht beeinflusst oder behindert. Außerdem erfordert die Erfassung physiologischer Parameter keine Rückmeldung des Probanden und unterliegt nicht seiner willentlichen Kontrolle, so dass die Ergebnisse nicht verfälscht werden.

Der Einsatz physiologischer Beanspruchungsindikatoren ist jedoch auch mit Nachteilen verbunden. Die Datenauswertung erfordert Fachwissen, wird durch die typischerweise hohe inter- und intraindividuelle Varianz von physiologischen Maßen erschwert und ist insbesondere bei der Verwendung kontinuierlicher Daten recht aufwändig. Das Fehlen eines einheitlichen theoretischen Hintergrundes für den Zusammenhang von physiologischen Vorgängen und psychischer Beanspruchung erschwert zusätzlich die Interpretation physiologischer Parameter [Ga00]. Zudem werden häufig spezielle und zum Teil teure Geräte benötigt. Einen weiteren Nachteil bildet das Auftreten von Artefakten bei der Erfassung physiologischer Signale, was deren Einsatzmöglichkeiten einschränkt. Mit Artefakten sind hier Veränderungen im registrierten Biosignal gemeint, die nicht von der untersuchten Quelle herrühren, sondern die durch das Messverfahren oder durch Reaktionen anderer physiologischer Systeme bedingt sind, wie z. B. Sprech- und Bewegungsartefakte [Bo92].

Physiologische Beanspruchungsparameter können aus der Aktivität des Herz-Kreislauf-Systems, des Muskelsystems, des endokrinen Systems, der Atmung und der elektrodermalen sowie hirnelektrischen Aktivität abgeleitet werden. Dabei muss immer zwischen dem physiologischen Vorgang und der jeweiligen Parametrisierung unterschieden werden. Beispielsweise lassen sich aus der Herzaktivität zahlreiche verschiedene Parameter bestimmen – das Inter-Beat-Interval, die Herzfrequenz, die Dauer der T-Welle im Elektrokardiogramm (EKG) oder die 0,1-Hertz-Komponente der Herzfrequenzvariabilität – die jeweils in eigenem Zusammenhang mit psychischer Beanspruchung stehen.

Die gebräuchlichsten physiologischen Parameter, denen Indikatorfunktionen für psychische Beanspruchung zugeschrieben werden, sind in Tabelle 3.1 aufgeführt. Herzfrequenz, Blutdruck und Kennwerte der elektrodermalen Aktivität, die in der vorliegenden Arbeit zur Beanspruchungsabschätzung herangezogen werden sollen, werden in Kapitel 3.3 näher beschrieben.

Tab. 3.1: Physiologische Parameter und deren Zusammenhang mit physischer, mentaler und emotionaler Beanspruchung

Physiologische Parameter	Beanspruchung		
	Physisch	Mental	Emotional
<i>Hirnelektrische Aktivität</i>			
EEG-Alpha-Aktivität (8-12 Hz)		↓↓	
EEG-Theta-Aktivität (4–7 Hz)		↑↑	
Amplitude der P300-Komponente des Ereigniskorrelierten Potentials		↑↑	
Latenz der P300-Komponente des Ereigniskorrelierten Potentials		↑	
<i>Kardiovaskuläre Aktivität</i>			
Herzfrequenz	↑↑	↑	↑
0,1-Hz-Komponente der Herzfrequenzvariabilität		↓↓	
Fingerpulsvolumen-Amplitude		↓	↓
Systolischer Blutdruck	↑↑	↑	
Diastolischer Blutdruck	↑	↑	
<i>Atmung</i>			
Atemfrequenz	↑	↑	
Arrhythmie der Atmungskurve		↓↓	
<i>Elektrodermale Aktivität</i>			
Frequenz spontaner Hautleitwertreaktionen		↑	↑↑
Amplitude elektrodermaler Reaktionen		↑	↑
Erholungszeit elektrodermaler Reaktionen		↑	
<i>Okulomotorische Aktivität</i>			
Lidschlussfrequenz		↑↑	↑
Sakkadische Augenbewegungen		↑	
Pupillenweite		↑	↑
<i>Muskelaktivität</i>			
EMG-Aktivität	↑	↑	↑
Muskeltremor	↑↑		
<i>Endokrine Aktivität</i>			
Adrenalin-Konzentration		↑↑	↑
Noradrenalin-Konzentration	↑↑		↑
Cortisol-Konzentration		↑	↑↑

Anmerkung: Modifiziert nach BOUCSEIN ET AL. [Bo00, S. 9.], „↑“ bzw. „↓“ bedeutet, dass Hinweise für eine Zunahme bzw. Abnahme der Werte des Parameters mit zunehmender Beanspruchung vorliegen, Doppelpfeile weisen auf besonders hohen Zusammenhang hin.

**Leistungsbezogene Beanspruchungsindikatoren:**

Ausgangspunkt für die Verwendung leistungsbezogener Beanspruchungsindikatoren ist die Annahme, dass die erbrachte Leistung unter erhöhter Beanspruchung nachlässt. Dies kann sich in Mengen-, Güte- und Geschwindigkeitsaspekten des Leistungsergebnisses äußern. Insbesondere nimmt die Fehlerwahrscheinlichkeit zu, und es treten Leistungsschwankungen auf [Ku94]. Leistungsmaße lassen sich danach unterscheiden, ob sie sich auf die Hauptaufgabe, deren Beanspruchungswirkung untersucht werden soll, eine Nebenaufgabe oder eine Referenzaufgabe beziehen, wie im Folgenden erläutert wird [DW96].

Für die Hauptaufgabe kann es keine Standardleistungsmaße geben, da diese abhängig von der zu untersuchenden Tätigkeit ausgewählt werden müssen [OD86]. Für die Ermittlung der Beanspruchung beim Führen von Fahrzeugen werden also Maße der Fahrleistung als Indikatoren für die Fahrerbeanspruchung herangezogen, wie beispielsweise die Fahrgeschwindigkeit [DW04, He99, Li06, Ri98b], die laterale Abweichung von der Sollspur [DW04, Li06], die Bremskraft, -dauer und -häufigkeit [He99, Ho86], die Lenkfrequenz und die Varianz der Lenkbewegungen [Si02, Ve96] oder Fahrfehler [Po94].

Auch die Erfassung der Leistung in einer zusätzlich zur Hauptaufgabe gestellten Nebenaufgabe dient, entsprechend dem ressourcentheoretischen Ansatz, zur Abschätzung der Restkapazität des Probanden und damit seiner Beanspruchung. Typische Aufgaben für diesen Zweck sind Wahlreaktionstests, Zeitschätz-, Gedächtnis-, Tracking- und Rechenaufgaben [He99, OD86]. Bei der Untersuchung der Fahrerbeanspruchung muss die Nebenaufgabe so ausgewählt werden, dass es nicht zu einer sicherheitsgefährdenden Beeinflussung der Fahraufgabe kommt [He99]. Beispiele für Leistungsmaße bei Nebenaufgaben im Fahrversuch sind „car following“, wobei der Abstand zu einem vorausfahrenden Fahrzeug ausgewertet wurde [DW96], die Taktgenauigkeit beim taktgebundenen Aussprechen kurzer Wörter [Ba95] oder der Prozentsatz erkannter Zielreize, die auf einem Display neben dem Lenkrad dargeboten wurden [Ve96].

Referenzaufgaben, die sowohl vor als auch nach der interessierenden Tätigkeit ausgeführt werden, stellen eine weitere Möglichkeit dar, Aussagen zur Beanspruchungswirkung einer Tätigkeit zu machen. Aus der Leistungsdifferenz von Prä- und Postmessung können dann Rückschlüsse auf die, vorwiegend mentale, Beanspruchung durch die zwischenzeitliche Aufgabe gezogen werden [DW96; Kl89]. SCHMIDTKE [Schm93] empfiehlt insbesondere Wahlreaktionstests als Referenzaufgabe, die mehrere Reaktionsmöglichkeiten bieten.

Die Leistungsfähigkeit bzw. Fehlerneigung einer Person stellt einen wichtigen Aspekt psychischer Beanspruchung dar. Allerdings sagen Leistungsmaße allein oft nichts über die Beanspruchung einer Person aus, da trotz erhöhter Beanspruchung die Leistung durch vermehrte

Anstrengung konstant gehalten werden kann. Daher wird eine Kombination mit physiologischen und subjektiven Maßen empfohlen [DW96, OD86].

### **Subjektive Beanspruchungsindikatoren:**

Zur Beanspruchungserfassung werden häufig Verfahren eingesetzt, die die subjektiv empfundene Beanspruchung einer Person über Selbstauskünfte erfassen [OD86]. Dabei liegt die besondere Bedeutung dieser Maße in ihrem direkten Zugang zum Erleben der Person, das einen Hauptbestandteil der Beanspruchungswirkung darstellt und das Verhalten einer Person in einer Belastungssituation mitbestimmt [Ha88, Ku94].

Tab. 3.2: Skalierungsverfahren zur Erfassung subjektiv erlebter Beanspruchung

Verfahren	Erfasste Parameter
BMS-Verfahren* <i>Plath &amp; Richter [1984]</i>	Ermüdung, Monotonie, Sättigung, Stress
Kurzfragebogen zur aktuellen Beanspruchung <i>Müller &amp; Basler [1993]</i>	Emotionale Beanspruchung
Modified Cooper-Harper Scale <i>Wierwille &amp; Casali [1983]</i>	Mentaler Aufwand
NASA-Task Load Index* <i>Hart &amp; Staveland [1988]</i>	Geistige, physische und zeitliche Anforderung, Anstrengung, Frustration, Erfolg der Ausführung
Rating Scale of Mental Effort <i>Zijlstra [1993]</i>	Mentaler Aufwand
Skala der allgemeinen zentralen Aktiviertheit <i>Bartenwerfer [1969]</i>	Allgemeine zentrale Aktiviertheit
Subjective Workload Assessment Technique* <i>Armstrong Aerospace Medical Research Laboratory [1987]</i>	Zeitdruck, mentale Beanspruchung, Stress

Anmerkung: \* Mehrdimensionale Skalierungsverfahren.

Die gebräuchlichste Technik zur Erhebung subjektiv empfundener Beanspruchung sind Skalierungsverfahren. Der Aufwand sowie die Kosten für deren Herstellung, Anwendung und Auswertung sind gering, sie sind in jeder Umgebung einsetzbar und lassen sich schnell an die jeweilige Untersuchung anpassen [Go86, Ri98a].

Ein Nachteil subjektiver Verfahren ist der Einfluss von Antwortvorgaben, Einstellungen oder Erwartungen der Probanden auf das Antwortverhalten. Auch eine Verwechslung der empfun-

denen Beanspruchung durch eine Tätigkeit mit den objektiven Anforderungen der Aufgabe kann zu verzerrten Angaben führen. Zudem werden Selbstauskünfte der Probanden meist erst nach der interessierenden Tätigkeit erhoben, um deren Ausführung nicht zu behindern, so dass durch die zeitliche Verzögerung Informationen verloren gehen können [Go86].

Zur Erfassung subjektiv erlebter Beanspruchung können ein- und mehrdimensionale Skalierungsverfahren verwendet werden, wobei erstere ein Maß für die empfundene Gesamtbeanspruchung liefern, während letztere eine Einschätzung einzelner Aspekte der Beanspruchung erlauben [DW96, Fa02]. Zur umfassenden Einschätzung erlebter Beanspruchung erscheint ein kombinierter Einsatz beider Verfahren sinnvoll [Hi92]. Die im nichtklinischen Bereich gebräuchlichsten Skalierungsverfahren sind in Tabelle 3.2 aufgeführt.

## **Zusammenfassung**

Obwohl die verschiedenen Parameter alle eine Indikatorfunktion für Beanspruchung besitzen, messen sie dennoch nicht immer dasselbe und reagieren selektiv auf bestimmte Aspekte der Beanspruchung. Ein häufig beobachtetes Phänomen sind daher die unterschiedlichen Verläufe oder Muster der einzelnen Beanspruchungsparameter in derselben Belastungssituation [Ri03, Ro75, Ve96], die auf die Mehrdimensionalität von Beanspruchung hinweisen [DW96, Ma98, Ri98a]. Dementsprechend wird die Nutzung mehrerer Beanspruchungsparameter empfohlen, um eine umfassende Bewertung vornehmen zu können [Go96, Na02, Ri98a, Schm02]. DE WAARD [DW96] empfiehlt, Parameter aus allen drei Indikatorbereichen – physiologisch, leistungsbezogen und subjektiv – sowie mehrere pro Bereich heranzuziehen. Die Wahl der verwendeten Beanspruchungsparameter bestimmt dabei maßgeblich das Ergebnis einer Untersuchung.

### **3.1.2 Gütekriterien für Beanspruchungsindikatoren**

Die Fülle von physiologischen Parametern, Leistungsmaßen und Skalierungsverfahren, die zur Abschätzung der Beanspruchung herangezogen werden können, macht es notwendig, die bestgeeigneten Parameter für die jeweilige Fragestellung und Versuchsanordnung eigens auszuwählen. Hierbei helfen Gütekriterien, anhand derer sich die Einsatzmöglichkeiten und -grenzen der verschiedenen Maße einschätzen lassen. O'DONNELL ET AL. [OD86] nennen folgende Kriterien zur Bewertung von Beanspruchungsindikatoren, denen bei verschiedenen Anwendungssituationen und Fragestellungen jeweils unterschiedliches Gewicht beigemessen wird.

- *Sensitivität:* Sie bezeichnet die Empfindlichkeit, mit der ein Parameter auf Beanspruchungsunterschiede reagiert und stellt ein wichtiges Kriterium dar, um einem Parameter Indikatorfunktion für Beanspruchung zuzuschreiben [Ma98]. Hoch sensitive Maße

vermögen auch kleine Unterschiede abzubilden, allerdings haben auch weniger sensitive Maße ihre Berechtigung, wenn eine Untersuchung nur der groben Abschätzung der Beanspruchungswirkung einer Tätigkeit dient.

- *Diagnostizität*: Sie gibt an, inwieweit ein Parameter selektiv auf bestimmte Beanspruchungsarten reagiert. Hoch diagnostische Maße sind also nur sensitiv für bestimmte Aspekte von Beanspruchung und erlauben somit Rückschlüsse auf die Quellen der vorliegenden Gesamtbeanspruchung [Ma98]. Ist das Ziel einer Untersuchung lediglich die Einschätzung der Gesamtbeanspruchung, so tritt das Kriterium der Diagnostizität in den Hintergrund, und es können globale Parameter verwendet werden.
- *Interferenzfreiheit*: Sie bezeichnet das Ausmaß, in dem die Erfassung eines Parameters ohne Beeinflussung oder Beeinträchtigung des Probanden und der zu untersuchenden Tätigkeit erfolgen kann. Ist dieses Kriterium nur unzureichend erfüllt, so lassen die erhobenen Maße keine gültigen Schlüsse auf die durch störungsfreie Ausführung einer Tätigkeit bedingte Beanspruchung einer Person zu. Gerade in Felduntersuchungen kann mangelnde Interferenzfreiheit auch sicherheitsrelevant sein. Typischerweise ist der Einsatz von Nebenaufgaben am häufigsten mit Interferenz verbunden.
- *Praktische Erfordernisse*: Beispielsweise muss die zur Erfassung eines Parameters benötigte Messeinrichtung und Auswertungssoftware sowie gegebenenfalls medizinisches Fachpersonal verfügbar sein. In Feldversuchen ist es besonders wichtig, dass die verwendeten Geräte portabel sind. Grundsätzlich sind Skalierungsverfahren zur Erfassung der erlebten Beanspruchung mit den wenigsten praktischen Erfordernissen verbunden.
- *Akzeptanz*: Um Motivation und Kooperation der Probanden zu gewährleisten und nicht zuletzt, um überhaupt Personen zur Teilnahme an der Untersuchung bewegen zu können, ist es wichtig, dass die Probanden den verwendeten Parameter und die Umstände seiner Messung akzeptieren.

Zur Auswahl der Parameter, die in der vorliegenden Untersuchung verwendet werden, wurde insbesondere den Kriterien „Sensitivität“, „Interferenzfreiheit“ und „Praktische Erfordernisse“ hohes Gewicht verliehen. Da für einige Untersuchungen nur ein kleiner Effekt auf die Beanspruchung des Fahrers vermutet wurde, waren sehr sensitive Parameter zur Detektion notwendig. Außerdem musste eine Gefährdung von Probanden und Versuchsleitung durch Interferenz der Messung mit der Fahrtätigkeit unbedingt vermieden und praktische Einschränkungen für Untersuchungen im Feld berücksichtigt werden. Der Diagnostizität der Parameter wurde hier weniger Bedeutung beigemessen. Zudem orientierte sich die Auswahl der zu verwendenden Parameter an Voruntersuchungen [Ba05a, Ba05b], die unmittelbare Erfahrungswerte für den Umgang mit den verwendeten Messverfahren lieferten.

## 3.2 Verwendung physiologischer Maße zur Zustandscharakterisierung von Personen

Die Nutzung von unterschiedlichen physiologischen Daten zur Charakterisierung des Zustandes von Personen ist nicht neu. Neben üblichen stationären Monitoren zur Herz-Kreislaufüberwachung, wie sie in Kliniken eingesetzt werden, sind seit einiger Zeit mobile Erfassungssysteme verfügbar, teils im Entwicklungsstadium, teils als Prototypen oder als erste Serienmodelle. Sie dienen zumeist der Überwachung von Patienten in ihrem häuslichen Umfeld (Home-Monitoring, Telemedizin). Die Messdaten werden dabei häufig direkt an ein Telemedizinisches Zentrum übertragen, wo sie zunächst automatisch und bei Unregelmäßigkeiten auch manuell ausgewertet werden. Die Geräte müssen einfach aufgebaut, die Verwendung ohne fremde Hilfe möglich und die Bedienung nach kurzer Einweisung leicht nachvollziehbar sein. Ähnlich funktionieren auch „Physiologger“, die zur Beanspruchungsmessung eingesetzt werden. Diese batteriebetriebenen Datenspeicher sind mit ausgewählten Sensoren und entsprechenden Messverstärkern für einen universellen Einsatz ausgestattet. Die Geräte sind allerdings nicht optimal für eine Anwendung im Fahrzeug ausgelegt und das Anlegen der Elektroden und Sensoren bedeutet einen erhöhten Aufwand. Im Bereich der Müdigkeitserkennung im Kraftfahrzeug werden bereits kamerabasierte Verfahren eingesetzt mit denen der Fahrer überwacht wird. Aber auch physiologische Parameter wie z. B. EEG-Daten werden erforscht, um Sekundenschlaf vorherzusagen.

### 3.2.1 Medizinische und telemedizinische Anwendung

Relevante Parameter für die Zustandscharakterisierung einer Person, die einfach zu erheben sind, werden bei der Herz-Kreislaufüberwachung im Bereich des Telemonitoring abgeleitet. Verschiedene Anbieter und wissenschaftliche Institute sind hier aktiv. Die Messeinrichtungen werden den Patienten meist in Krankenhäusern oder von Ärzten für eine häusliche Überwachung zur Verfügung gestellt.

Das *Lifeshirt* System der Firma VIVOMETRICS [Vi04] wurde ursprünglich zur Messung der Atemaktivität entwickelt und wird wie eine Weste getragen. Mit Hilfe von zusätzlichen handelsüblichen Sensoren können auch Parameter wie Sauerstoffsättigung, EEG, EOG, Temperatur und Bewegung gemessen und der Blutdruck manschettenbasiert erfasst werden. Die Messdaten werden auf einem PDA gespeichert und später über das Internet an ein Telemedizinisches Zentrum geschickt.

Unter dem Begriff *Lifetronics* entwickelt das FRAUNHOFER IPMS [Fr07] ein System für das Herz-Kreislauf-Monitoring im Stationär- und Heimbereich sowie für das Fitness-Monitoring im Wellness-Bereich. Dazu wurde ein sogenanntes Body-Area-Network entwickelt, das verschiedene medizinische Sensoren zur EKG-Messung sowie zur Puls- und Blutdruckbestim-

mung drahtlos miteinander kommunizieren lässt. Die telefongebundene Weiterleitung der Daten an ein medizinisches Auswertezentrum ermöglicht die Langzeitüberwachung des Patienten.

Einen ganz ähnlichen Ansatz verfolgt die Firma TOUMAZ TECHNOLOGY LIMITED [To07] mit ihrer *Sensium*-Technologie. Energieeffiziente Sensoren in Form eines Pflasters kommunizieren via RF-Transmitter mit einem PDA, der am Körper getragen wird und eine Auswertungssoftware zur Verfügung stellt oder die Weiterleitung der Daten mittels Basisstation und Internet an eine zentrale Datenbasis ermöglicht. Die Sensorpflaster können EKG und Temperatur messen. Mit externen Sensoren können auch Blutzucker und Sauerstoffsättigung bestimmt werden.

Das *CorBelt*-System der Firma CORSCIENCE GMBH & CO. KG [Co07] verwendet einen Brustgurt zum permanenten EKG-Monitoring. Das Sensorsignal wird im Gurt analysiert und bei Unregelmäßigkeiten werden die entsprechenden Abschnitte via Bluetooth und Mobiltelefon an eine webbasierte Patientenakte weitergeleitet, auf die Arzt und Patient Zugriff haben. Auch Einzelmesswerte eines oszillometrischen Blutdruckmessgerätes können so übermittelt werden.

Im Projekt *AMON* (Advanced Telemedical Monitor) an der ETH ZÜRICH [Lu02a] entstand ein Handgelenk-Monitor zur Patientenüberwachung. Das erweiterte Handgelenk-Blutdruckmessgerät erfasst Daten wie Blutdruck, Puls, Sauerstoffsättigung, Temperatur und ein 1-Kanal-EKG diskontinuierlich, die von Medizinern über eine Mobiltelefonverbindung abgerufen werden können. Eine Auswertung der Messdaten auf dem Gerät ermöglicht im Notfall die Alarmierung eines Arztes.

Die Firma WELCH ALLYN [We06] bietet Systeme zur mobilen Patientenüberwachung für den stationären Einsatz im Krankenhaus an. Das *Wireless Propaq CS* ist ein vollwertiger Patientenmonitor mit kabelgebundenen Sensoren, der die Messdaten über eine Netzwerkanbindung an eine Zentralstation übermittelt. Das *Micropaq* eröffnet dem Patienten mehr Bewegungsfreiheit. Die Messung von EKG, Herzfrequenz und Sauerstoffsättigung erfolgt auf einer tragbaren Erfassungseinheit, die ebenfalls einen Datenaustausch via Netzwerk ermöglicht.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass bei allem Komfort durch drahtlose Übertragung der Messdaten und Integration von Sensoren in Kleidung oder Pflaster das Anlegen für eine Anwendung im Kraftfahrzeug zur ständigen Fahrerüberwachung zu aufwändig bleibt. Weiterhin ist fast immer ein Mediziner nötig, um die gewonnenen Daten zu analysieren. Außerdem werden bei fast allen Systemen mehrere Einzelsensoren verwendet, die teilweise auch unter der Kleidung getragen werden müssen. Dies ist ebenfalls nicht für einen permanenten Einsatz im Fahrzeug geeignet.

Es zeigt sich aber, dass für eine Patientenüberwachung EKG und Herzfrequenz, Körpertemperatur und Sauerstoffsättigung offenbar entscheidende Parameter sind, die auch in einer neu zu entwickelnden Sensorik Berücksichtigung finden sollten.

### 3.2.2 Müdigkeitserkennung im Kraftfahrzeug

Im Bereich der Aufmerksamkeits- und Müdigkeitserkennung werden seit einiger Zeit Verfahren der Bildverarbeitung erprobt. Parameter wie Kopfposition, Augenöffnungsgrad, Lidschlagfrequenz, Lidschlussdauer und andere dienen als Indikatoren für bevorstehenden Sekundenschlaf, stützen sich aber nur auf äußerlich sichtbare Merkmale des Fahrers, die kamerabasiert ermittelt werden. Weitere Ansätze bestehen in der Analyse von EEG-Ableitungen und der Messung von Augenbewegungen [Go06, Ha01], die allerdings eine komplexe Sensorik voraussetzen und derzeit noch keine Serienreife erlangt haben. Ein anderes System erkennt das Absinken des Kopfes beim Einschlafen und alarmiert den Fahrer akustisch [Ho07, Al08].

DAIMLER-CHRYSLER [Ca07, Vi09] arbeitet an einem System zur Müdigkeitserkennung, das durch Kombination von Mess- und Erfahrungswerten den Übergang vom Wachzustand zur Ermüdung detektieren soll. Der Fahrer wird gewarnt, wenn seine Konzentration nachlässt. Dabei werden verschiedene Sensorkonzepte verwendet: Die Beobachtung der Lidschlagfrequenz mittels Infrarotkamera wird mit EEG-Daten und Fahrdynamikdaten kombiniert. Derzeit erhältlich ist das System *Attention Assist*, das den Fahrer bei einsetzender Müdigkeit warnt [Bä07]. Die Informationen werden dabei aus der Lenkbewegung und weiteren Fahrzeugdaten durch Abgleich mit einem gespeicherten Fahrerprofil gewonnen.

Ähnliche Wege geht auch SIEMENS VDO AUTOMOTIVE [Bo04, Ho07] mit seinem *Driver Attention System*. Um den Müdigkeits- und Aufmerksamkeitszustand des Fahrers zu bestimmen, wird ein Kamerasytem zur Augenbeobachtung verwendet und die Bewegungsaktivität des Fahrers mittels Kamerabeobachtung erfasst. Der geplante Einsatz von Drucksensoren im Sitz und kapazitiven Sensoren im Fahrzeug sowie die Verwendung physiologischer Maße wie Herz- und Atemfrequenz oder Körpertemperatur wurde bisher nicht umgesetzt.

Der Einsatz eines Kamerasytems ist aufwändig und kostspielig und muss verschiedene Sitzpositionen des Fahrers sowie unterschiedliche Lichtverhältnisse berücksichtigen. Der Rückchluss von physiologischen Maßen auf den Müdigkeitszustand des Fahrers scheint hier eine gute Alternative zu sein. Die EEG-Messung im Fahrzeug kann zu Forschungszwecken sinnvoll eingesetzt werden, eine Markteinführung ist aber aufgrund des messtechnischen Aufwandes derzeit nicht zu erwarten.

## 3.3 Ausgewählte Indikatoren der Fahrerbeanspruchung

Dieses Kapitel widmet sich den Grundlagen und bisherigen Forschungsergebnissen zu den Indikatoren, die in verschiedenen Untersuchungen dieser Arbeit zur Erfassung der Beanspru-

chung des Fahrers herangezogen werden: der Herzfrequenz, dem Blutdruck, der elektrodermalen Aktivität, den Skalierungsverfahren NASA-Task Load Index und Rating Scale of Mental Effort sowie der Fahrgeschwindigkeit. Dabei werden empirische Untersuchungen exemplarisch angeführt, in denen diese Maße bereits als Beanspruchungsindikatoren verwendet wurden und Ergebnisse zu deren Eignung vorgestellt.

Der Kurzfragebogen zur aktuellen Beanspruchung, der ebenfalls in der Arbeit eingesetzt wurde, stellt kein in verkehrpsychologischen Untersuchungen gebräuchliches Instrument dar, so dass keine relevanten Forschungsergebnisse vorgestellt werden können.

Es existiert eine Vielzahl physiologischer Parameter, die für eine Beanspruchungsmessung herangezogen werden können. Wichtig bei der Erhebung physiologischer Indikatoren ist die Notwendigkeit, mehrere Maße gleichzeitig zu erfassen, um gut interpretierbare Ergebnisse zu erhalten [Fr87]. Eine theoretische Einführung in die Zusammenhänge menschlichen Verhaltens und physiologischer Prozesse und eine Übersicht über Messmethoden der Psychophysiologie ist bei SCHANDRY [Scha81] zu finden.

### 3.3.1 Indikator Herzaktivität

Die Herzfrequenz gibt die Zahl der Herzschläge pro Minute an und wird aus dem Elektrokardiogramm (EKG) abgeleitet, indem die so genannten R-Zacken, die mit jedem Herzschlag auftreten, detektiert werden und deren zeitlicher Abstand bestimmt wird. Die durchschnittliche Herzfrequenz liegt in Ruhesituationen bei 70 Schlägen pro Minute und kann unter großer Belastung bis auf 180 Schläge pro Minute ansteigen [Bi06].

Aufgrund der vielfachen Bewährung als Beanspruchungsindikator, der unproblematischen Anbringung der Elektroden und der sehr geringen Anfälligkeit für Bewegungsartefakte ist die Herzfrequenz einer der häufigsten im Rahmen der Untersuchung von psychischer Beanspruchung verwendeten Parameter überhaupt [Bo00, Ku94].

Sehr ausführlich diskutiert wird jedoch noch immer die Diagnostizität der Herzfrequenz für mentale Beanspruchung. MANZEY [Ma98] und RIBBACK [Ri03] geben zahlreiche Studien an, die die Sensitivität der Herzfrequenz für Unterschiede in der mentalen Beanspruchung belegen, verschiedene andere Arbeiten lassen jedoch keinen Zusammenhang erkennen. Eine mögliche Erklärung dafür bieten NICKEL ET AL. [Ni02], die auf der Grundlage von systematischen Evaluationsstudien die Sensitivität der Herzfrequenz für mentale Beanspruchungszustände generell in Frage stellen. Sie gehen davon aus, dass der Parameter nur dann auf mentale Anforderungen anspricht, wenn gleichzeitig emotionale Beanspruchung (beispielsweise ausgelöst durch Zeitdruck oder Versagensangst) vorliegt, was häufig der Fall ist, aber in den meisten Untersuchungen nicht kontrolliert wurde und die Autoren damit zu falschen Schlüssen führt.

Insgesamt erscheint es daher ratsam, die Herzfrequenz als globalen Indikator zur Abschätzung der Gesamtbeanspruchung zu interpretieren.

Auch bei der Erforschung der Beanspruchung des Kraftfahrers, insbesondere im Feldversuch, stellt die Herzfrequenz ein ausgesprochen beliebtes und sehr häufig eingesetztes Maß dar, das für die Verkehrspychologie als „klassisch“ bezeichnet werden kann.

So untersuchte DE WAARD [DW96] in einer Reihe von Feldversuchen die Herzfrequenz von Kraftfahrern in verschiedenen Situationen und stellte fest, dass sich während des Autofahrens höhere Werte als in Ruhesituationen zeigten. Noch höhere Werte ergaben sich, wenn die Probanden zusätzlich telefonierten. Zudem ging das Fahren in geschlossenen Ortschaften, an Autobahnauffahrten oder Kreisverkehren mit einer höheren Herzfrequenz einher als das Fahren auf einer zweispurigen Straße. Außerdem zeigte sich ein deutlicher Trend zu höheren Werten bei Landstraßenfahrten durch Waldgebiet gegenüber freier Heidefläche. DE WAARD bewertet abschließend die Herzfrequenz als nützlichen Indikator für die Gesamtbeanspruchung des Fahrers, der sowohl auf eine erhöhte Komplexität der Verkehrssituation als auch auf zusätzliche Aufgaben während des Fahrens anspricht.

Einen ähnlichen Ansatz verfolgte HERING [He99], der eine Feldstudie zur Fahrerbeanspruchung im Kölner Stadtgebiet durchführte. Er untersuchte den Einfluss unterschiedlicher Verkehrssituationen auf die Herzfrequenz und verschiedene Leistungsmaße der Fahraufgabe sowie einer optischen Nebenaufgabe. Dabei lässt sich über die Herzfrequenz deutlich zwischen Stand und Fahrt und auch zwischen den Geschwindigkeitsklassen 5 bis 20 km/h sowie 20 bis 40 km/h differenzieren. Zudem zeigten sich bei Abbiegevorgängen höhere Werte als für Geradeausfahrten, wobei die Herzfrequenz jedoch nicht wie angenommen zwischen einfachen und komplexen Abbiegemanövern unterscheiden konnte. Die höchsten Werte ergaben sich beim Einparken<sup>5</sup>. Außerdem fanden sich für alle Situationen signifikante Zusammenhänge zwischen Herzfrequenz, Leistung in der Nebenaufgabe und Lenkbewegungen. Auch HERING kommt zu dem Schluss, dass die Herzfrequenz geeignet erscheint, die Beanspruchung des Fahrers in Abhängigkeit von verschiedenen Verkehrssituationen abzubilden.

DE WAARD ET AL. [DW04] untersuchten in einem Fahrsimulator, wie viel visuelle Information für sicheres und komfortables Fahren notwendig ist. Die Fahrerbeanspruchung wurde mit Hilfe der Indikatoren Herzfrequenz, Herzfrequenzvariabilität und Fahrgeschwindigkeit, sowie über die laterale Abweichung von der Fahrbahnmitte operationalisiert. Die Simulation zeigte eine ländliche Gegend ohne Häuser, Bäume oder Gegenverkehr und war in fünf Abschnitte unterteilt. Pro Streckensegment wurde ein Element der visuellen Führung, das den weiteren Verlauf der Fahrbahn besser erkennen ließ, hinzugefügt. Dabei zeigte sich eine Abnahme der Herzfrequenz und der Querabweichung beim Übergang von keinerlei Straßenmarkierung zur

<sup>5</sup> Ein Vergleich mit Ergebnissen eigener Untersuchungen erfolgt in Kapitel 5.4.2.

Anzeige eines Mittelstreifens, die sich jedoch nicht weiter beim Hinzufügen von Leitpfosten, Seitenstreifen und Laternen fortsetzte. Nur das vollkommene Fehlen von visuellen Elementen scheint also beeinträchtigend zu wirken. In einer zusätzlichen Versuchsbedingung fuhren die Probanden auf eine Straßengabelung zu, die sie zu einer Richtungsentscheidung zwang. Hier zeigte sich ein deutlicher Anstieg der Herzfrequenz bis zur Gabelung, danach fielen die Werte wieder ab. DE WAARD ET AL. schlussfolgerten, dass sich die Herzfrequenz als sensitiver Indikator sowohl für einen unterschiedlichen visuellen Informationsgehalt der Fahrbahn(umgebung) als auch für emotionale Beanspruchung durch den Entscheidungsdruck und die Unsicherheit an der Straßengabelung gezeigt habe.

In einem Feldexperiment zum Einfluss der Streckenführung auf die emotionale und mentale Beanspruchung des Fahrers erhoben RICHTER ET AL. [Ri98b] Herzrate, Herzratenvariabilität, Fahrtgeschwindigkeit, Frequenz spontaner Hautleitwertreaktionen, Lidschlussfrequenz sowie eine subjektive Schwierigkeitseinschätzung. Für die Herzfrequenz ergaben sich höhere Werte auf Landstraßenabschnitten mit mittleren gegenüber leichten Kurvenradien; zwischen starken und mittleren Kurven vermochte die Herzfrequenz jedoch nicht zu differenzieren. Der Zusammenhang der Frequenz spontaner Hautleitwertreaktionen mit dem Auftreten von Kurven wird in Kapitel 3.3.3 beschrieben.

LIU ET AL. [Li06] untersuchten in einer Feldstudie den Einfluss einer Mobiltelefonnutzung während des Autofahrens auf Beanspruchung und Fahrleistung. Das Telefonieren wurde dabei simuliert, indem über ein Mobiltelefon zweistellige Zahlen genannt wurden, deren Summe mündlich wiederzugeben war. Während der Fahrt wurden verschiedene Maße der Fahrleistung wie die Geschwindigkeit, die Leistung bei den Additionsaufgaben als Nebenaufgabe sowie die Herzfrequenz erfasst. Für letztere wurden nicht die Absolutwerte, sondern die um den individuellen Ruhewert korrigierten Werte zur Auswertung verwendet. So sollten die hohen interindividuellen Unterschiede, die typischerweise bei diesem Parameter auftreten, reduziert werden. Für die Mobiltelefon-Bedingung zeigten sich signifikant größere Änderungen der Herzfrequenzwerte als bei Fahrten ohne zu telefonieren. Zudem variierte die Herzfrequenz auch mit verschiedenen Verkehrserignissen: beim Beschleunigen, Überholen und Bremsen bei der Zufahrt auf eine rote Ampel zeigten sich höhere Werte als beim gleichförmigen Fahren.

VERWEY ET AL. [Ve96] verglichen in einer Felduntersuchung neun gängige Beanspruchungsindikatoren hinsichtlich ihrer Sensitivität während relativ kurzer Perioden erhöhter Belastung. Die Probanden fuhren auf einer Autobahn und bekamen die Anweisung auf der rechten Spur zu bleiben. Die Belastungsspitzen wurden dabei durch zwei Zusatzaufgaben – eine visuelle (Detektion eines bestimmten Musters auf einem seitlich angebrachten Display) und eine mentale (Zählen von bestimmten Zielreizen in einer Abfolge akustisch dargebotener Buchsta-

ben) – erzeugt, die während der Fahrt für 10, 30 oder 60 Sekunden dargeboten wurden. Es zeigte sich zwar ein Trend zu ansteigender Herzfrequenz bei zunehmender Dauer der Zusatzbelastung, der jedoch nicht statistisch signifikant war, so dass sich dieser Parameter als wenig sensitiv für die Belastungsvariation dieses Experiments erwiesen hat.

Insgesamt kann die Herzfrequenz jedoch als nützlicher Indikator für die Abschätzung der Gesamtbeanspruchung des Fahrers gewertet werden. Er hat sich in zahlreichen empirischen Untersuchungen sowohl hinsichtlich Veränderungen in der Beanspruchung bei verschiedenen Verkehrssituationen und Fahrbahneigenschaften als auch hinsichtlich Beanspruchung durch zusätzliche Aufgaben während der Fahrt sensitiv gezeigt [DW96].

### 3.3.2 Indikator Blutdruck

Der Blutdruck bezeichnet den Druck, den das Blut auf die Gefäßwände ausübt, und wird in Millimeter Quecksilbersäule (mmHg) angegeben. Er ist nicht konstant, sondern schwankt im Verlauf eines Herzyklus zwischen einem Maximalwert, der sich mit dem Höhepunkt des Blatauswurfs in die Arterien durch die Kontraktion des Herzmuskels ergibt, und einem Minimalwert zwischen den Herzschlägen. Der höchste Wert wird als systolischer, der niedrigste Wert als diastolischer Blutdruck und deren Differenz als Blutdruckamplitude bezeichnet. Bei gesunden jungen Menschen liegt der Blutdruck durchschnittlich bei einem systolischen Wert von 120 mmHg und einem diastolischen Wert von 80 mmHg.

Gemessen wird der Blutdruck üblicherweise nicht-invasiv nach der Methode von Riva-Rocci oder oszillometrisch (Kapitel 4.2). Eine kontinuierliche Blutdruckmessung erlauben beide Verfahren nicht, da die Messprozedur jeweils mindestens eine halbe Minute dauert und zwischen zwei Messungen eine Minute verstreichen sollte. Im Rahmen verkehrspychologischer Forschung zur Fahrerbeanspruchung sind jedoch häufig gerade kurzfristige Veränderungen des Blutdrucks, beispielsweise in Abhängigkeit von verschiedenen Verkehrssituationen, von Interesse, was eine kontinuierliche Messung erfordert. Eine solche kann zum einen invasiv erfolgen, wobei dieses Verfahren nach Aussagen von Medizinern aufgrund der Risiken für den Probanden nicht für Labor- und Felduntersuchungen angewendet werden kann und nur im intensiv-medizinischen Bereich eingesetzt wird. Zum anderen stehen nicht-invasive Verfahren zur kontinuierlichen Blutdruckmessung zur Verfügung, die jedoch in der Vergangenheit wegen geringer Zuverlässigkeit der Messung, der großen Anfälligkeit für Bewegungsartefakte oder der Notwendigkeit häufiger Neukalibrierungen keine befriedigenden Ergebnisse liefer-ten.

Aufgrund der Problematik der kontinuierlichen Messung ist der Zusammenhang von Blutdruck und psychischer Beanspruchung verglichen mit der Herzfrequenz weit weniger gut dokumentiert [Ma98]. RIBBACK [Ri03] hat mehrere Studien zusammengetragen, die sich mit

diesem Thema beschäftigen, wobei die Messung des Blutdrucks fast ausschließlich diskontinuierlich erfolgte. Seine Schlussfolgerung lautet, dass auch der diskontinuierlich gemessene Blutdruck hinreichend sensitiv für psychische Beanspruchung und sein Einsatz als Beanspruchungsindikator gerechtfertigt ist. In Untersuchungen zur Fahrerbeanspruchung wird der Blutdruck höchst selten verwendet, da diskontinuierliche Messungen für viele Fragestellungen nicht befriedigend und Messungen mit Manschettengeräten während der Fahrt sehr störend sind.

Mit dem von BARSCHDORFF und Mitarbeitern vorgeschlagenen und in dieser Arbeit neu entwickelten Messaufbau gelingt eine kontinuierliche Blutdruckbestimmung über die Erfassung der Pulstransitzeit gut und hat sich bereits in Simulator- und Laborversuchen bewährt. Eine genaue Beschreibung des Verfahrens findet sich in Kapitel 4.

Insgesamt kann davon ausgegangen werden, dass der Blutdruck als Indikator für psychische Beanspruchung verwendet werden kann [Bo00, Ri03] und dass dessen kontinuierliche Messung mit dem neu entwickelten Messaufbau zuverlässig möglich ist.

### **3.3.3 Indikator Elektrodermale Aktivität**

Die elektrodermale Aktivität bezeichnet Veränderungen des elektrischen Leitwerts bzw. Widerstands der Haut, die im Zusammenhang mit psychischen Prozessen auftreten. Die Hautleitfähigkeit wird üblicherweise in Mikrosiemens ( $\mu\text{S}$ ), der Hautwiderstand in Ohm ( $\Omega$ ) angegeben. Als gebräuchliche Größe hat sich seit langem der Hautleitwert etabliert.

Die physiologischen Grundlagen und die Funktionsmechanismen der elektrodermalen Aktivität sind bis heute nicht vollständig geklärt. Allerdings kann davon ausgegangen werden, dass Schwankungen des Hautleitwerts durch das Auffüllen der Schweißdrüsen mit Schweißflüssigkeit und deren anschließende Reabsorption durch die Membranen der Schweißdrüsengänge entstehen. Diese Abläufe werden durch sympathische Nervenfasern gesteuert. Folglich können die Schwankungen am deutlichsten an den Handinnenflächen und Fußsohlen registriert werden, wo die Dichte sympathisch gesteuerter Schweißdrüsen besonders hoch ist [Bo92].

Eine entscheidende Beobachtung sind die systematischen Veränderungen des Hautleitwertes [Bi06]. Er zeigt infolge von emotionalen Reizen innerhalb von wenigen Sekunden eine Amplitudenänderung, die als Hautleitwertreaktion (engl.: Skin Conductance Response, SCR) bezeichnet wird. Neben diesen reizgebundenen Reaktionen treten auch Spontanfluktuationen des Hautleitwerts auf, die als nichtspezifische bzw. spontane Reaktionen (engl.: Non-Specific Skin Conductance Response, NS.SCR) bezeichnet werden, da sie keinem bestimmten Reiz oder Ereignis zugeordnet werden können. Dennoch ist die Frequenz ihres Auftretens abhängig von inneren und äußeren Reizen, die auf die Person einwirken [Bo92].

Erfasst wird die Hautleitfähigkeit, indem Elektroden an der Hautoberfläche angebracht werden, über die eine schwache elektrische Spannung angelegt und der resultierende Stromfluss

gemessen wird. Die aufgezeichnete Hautleitwertkurve besteht aus einer – häufig driftenden – Grundlinie und den überlagerten kurzzeitigen Anstiegen, den (Spontan)Reaktionen. Eine komplexe Betrachtung unter Berücksichtigung kapazitiver Komponenten eines Hautmodells wird nur sehr selten durchgeführt.

Im Hinblick auf Aussagen zur Beanspruchung einer Person werden sowohl Informationen zur Lage der Grundlinie – dem Hautleitwertniveau (engl.: Skin Conductance Level, SCL) – als auch Eigenschaften spezifischer und unspezifischer Reaktionen ausgewertet. Dabei können Kennwerte tonischer und phasischer Veränderungen des Hautleitwerts unterschieden werden. Wichtige Beanspruchungsindikatoren auf Seiten der tonischen Maße stellen das durchschnittliche Hautleitwertniveau sowie die Anzahl der Spontanreaktionen pro Minute dar [Scha81], wobei insbesondere letzteres sehr häufig verwendet wird und als besonders sensitives Maß gilt [Bo89, Ma98]. Auf Seiten der Maße phasischer Reaktionen werden verschiedene Eigenschaften spezifischer Reaktionen ausgewertet, wie Amplitude oder Anstiegs- und Erholungszeit, die in Abbildung 3.2 veranschaulicht sind.

Der Zusammenhang der elektrodermalen Aktivität mit psychischer – insbesondere aber emotionaler – Beanspruchung gilt als gut belegt [Bo89, Bo92, Ma98]. Aufgrund der kontinuierlichen Erfassbarkeit und einfachen Ableitung wird der Hautleitwert auch häufig in verkehrpsychologischen Studien zur Fahrerbeanspruchung verwendet.

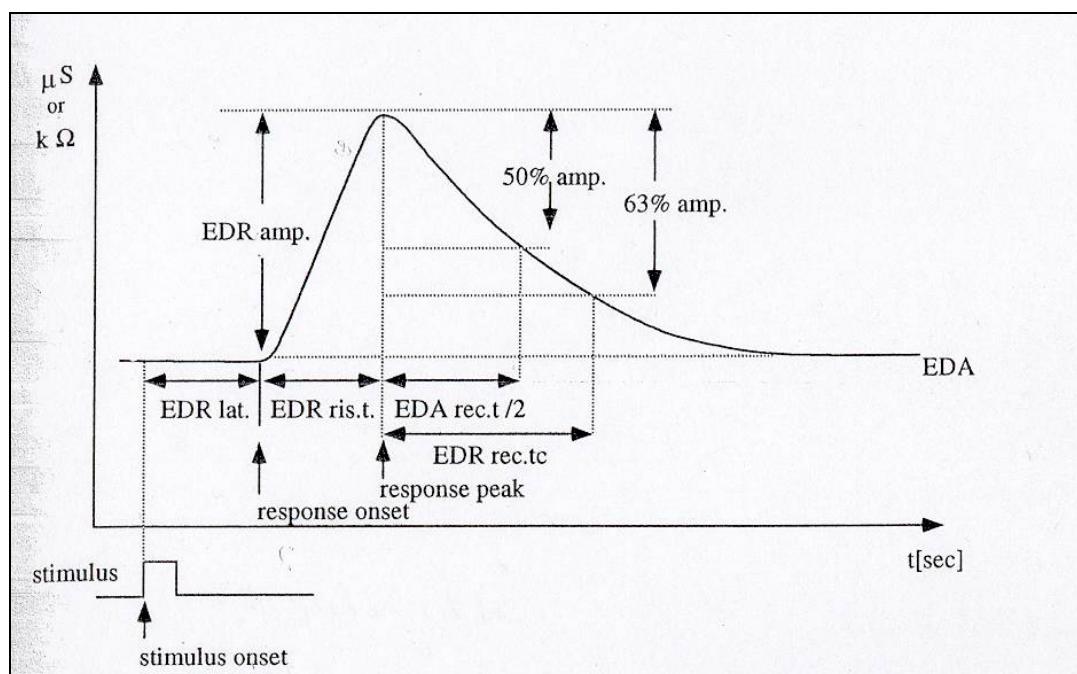


Abb. 3.2: Idealform einer Hautleitwertreaktion mit den daraus erfassbaren Parametern [Bo92, S. 135], E-DA=Electrodermal Activity, EDR=Electrodermal Response mit den Kennwerten: EDR amp.=Amplitude, EDR lat.=Latenz, EDR ris.t.=Anstiegszeit, EDR rec.t=Erholungszeit)

So untersuchte HELANDER [He78] Hautleitwertreaktionen bei verschiedenen Verkehrseignissen und wollte damit überprüfen, ob die erfassten SCR unterschiedlich beanspruchende Situationen abbilden können. Außerdem sollte der Frage nachgegangen werden, inwieweit die SCR, die sich in Zusammenhang mit einer Bremstätigkeit beobachten ließen, durch die damit verbundene Muskelaktivität oder durch die psychische Beanspruchung des vorausgehenden Ereignisses bedingt wurden. Zur Auswertung wurden die unterschiedlichen Verkehrssituationen dann hinsichtlich der Stärke der Bremskraft sowie der SCR in eine Rangfolge gebracht, wobei sich eine starke Übereinstimmung und eine hohe Plausibilität zeigten. Ereignisse wie „Fußgänger oder Fahrradfahrer am Fahrbahnrand“, „einscherendes Fahrzeug“, „multiple Ereignisse“ und „Überholvorgang“ fanden sich auf den vorderen Plätzen und Ereignisse wie „parkendes Fahrzeug“, „einem Fahrzeug folgen“ und „kein Ereignis“ auf den hinteren Plätzen. Bei der Untersuchung des Ursprungs der SCR wurde deren zeitliche Verzögerung berücksichtigt und es zeigte sich, dass die Reaktionen vor der Muskelaktivität beim Bremsen ausgelöst werden und somit keine Folge davon sein können. HELANDER schlussfolgerte, dass insbesondere solche Verkehrseignisse, die eine Bremstätigkeit notwendig machen, SCR auslösen und damit als beanspruchend interpretiert werden können. Ausnahme bilden hierbei Überholvorgänge, die auch mit SCR einhergehen. Insgesamt stellen Hautleitwertreaktionen also einen nützlichen Indikator der Beanspruchung in verschiedenen Verkehrssituationen dar.

Auch RICHTER ET AL. [Ri98b] nutzten den Hautleitwert neben der Herzfrequenz als weiteren Beanspruchungsindikator in ihrer Felduntersuchung zum Einfluss der Streckenführung auf die Fahrerbeanspruchung (siehe Kapitel 3.3.1). Dabei wurde die Frequenz spontaner Hautleitwertreaktionen ausgewertet, für die sich ein ähnliches Muster wie für die Herzfrequenz ergab. Die niedrigsten Werte traten bei leichten Kurvenradien, die höchsten Werte bei mittleren bis starken Kurven auf. Das heißt, die Anzahl von Spontanreaktionen differenzierte zwischen den großen Bereichen, nicht aber in einem Bereich mit mittleren Kurvenradien.

Auch in der Untersuchung von VERWEY ET AL. [Ve96] zur Sensitivität verschiedener Beanspruchungsindikatoren für relativ kurze Perioden erhöhter Belastung durch Zusatzaufgaben während des Fahrens (siehe Kapitel 3.3.1) wurde die Spontanaktivität als Parameter der elektrodermalen Aktivität herangezogen. Hier zeigten sich erhöhte Werte während der mentalen Zusatzaufgabe, nicht aber während der visuellen Zusatzaufgabe. Zudem ergaben sich für beide Aufgaben höhere Werte bei einer 60 Sekunden andauernden Zusatzbelastung gegenüber 10 Sekunden. VERWEY ET AL. schlussfolgerten, dass die Frequenz der Spontanreaktionen sensitiv für erhöhte mentale Belastung während des Fahrens und für eher länger dauernde Zusatzbelastung ist.

Insgesamt können der Hautleitwert und die daraus gewonnenen Parameter – insbesondere die Frequenz von Spontanreaktionen – als sensitive Indikatoren für psychische Beanspruchung

betrachtet werden. Sie haben sich in verkehrspychologischen Untersuchungen sowohl hinsichtlich verschiedener Verkehrssituationen und Fahrbahneigenschaften als auch hinsichtlich Beanspruchung durch kurzfristige Zusatzbelastung als sensitiv erwiesen.

### 3.3.4 Beanspruchungsskala „NASA-Task Load Index“

Der „NASA-Task Load Index“ (NASA-TLX, siehe Anhang A.1.1) ist ein von HART ET AL. [Ha88] entwickeltes Skalierungsverfahren, das die subjektiv erlebte Beanspruchung während einer Tätigkeit mehrdimensional erfasst. Er besteht aus sechs bipolaren Subskalen zu den Bereichen *Geistige Anforderung*, *Visuelle Anforderung*, *Zeitliche Anforderung*, *Anstrengung*, *Frustration* und *Ausführung*, auf denen das Ausmaß der Beanspruchung angegeben wird. Danach erfolgt mit einem Paarvergleich eine Gewichtung der Subskalen, indem die Versuchspersonen bewerten, welche der Teilbeanspruchungen für die absolvierte Aufgabe wichtiger war. Ergebnis dieser Gewichtung ist das Gesamtmaß der subjektiven Beanspruchung. Konstruiert wurde der NASA-TLX für den Einsatz im Bereich der Luft- und Raumfahrt und dementsprechend bezieht sich die überwiegende Zahl der empirischen Untersuchungen auf die Beanspruchung von Piloten. Mit diesem Verfahren werden allerdings auch Aspekte ermittelt, die über diesen Kontext hinausgehen, so dass ein Einsatz in anderen Feldern problemlos möglich scheint. Er wird jedoch vergleichsweise selten zur Betrachtung der Fahrerbeanspruchung verwendet.

In einer Felduntersuchung von MATTHEWS ET AL. [Ma03b] beispielsweise wird die subjektiv empfundene Beanspruchung des Fahrers durch eine Mobiltelefonbenutzung während der Fahrt über eine Landstraße untersucht. Unterschieden wurden Fahrten ohne Mobiltelefonnutzung, mit Mobiltelefon in der Hand und mit Freisprechanlage. Über das Telefon wurden Wörter vorgelesen und dabei die Verstehensleistung erfasst. Die Probanden füllten nach jedem Versuchsdurchgang den NASA-TLX aus. Die Beanspruchungswerte weisen darauf hin, dass Autofahren als beanspruchender empfunden wird, wenn gleichzeitig telefoniert wird, insbesondere ohne Freisprecheinrichtung. Aus der negativen Korrelation des entscheidenden NASA-TLX-Bereichs „Frustration“ und der Verstehensleistung schlussfolgerten MATTHEWS ET AL., dass die schlechte Verständlichkeit der entscheidende Faktor für die höhere Beanspruchung beim Mobiltelefonieren während der Fahrt ist. Darüber hinaus scheint der NASA-TLX sensitiv für Unterschiede in der Fahrerbeanspruchung in Abhängigkeit von zusätzlichen Aufgaben zu sein.

Der NASA-TLX hat sich insbesondere in den Bereichen Luftfahrt und Militär für Belastungsvariationen sensitiv gezeigt [Hi92, Pf02] und sich ebenso beim Führen von Kraftfahrzeugen bewährt. Daher kann sein Einsatz im Rahmen der vorliegenden Arbeit als gerechtfertigt gelten.

### 3.3.5 Beanspruchungsskala “Rating Scale of Mental Effort”

Mit dem von ZIJLSTRA [Zi93] entwickelten eindimensionalen Skalierungsverfahren „Rating Scale of Mental Effort“ (RSME) wird die mentale Anstrengung erfasst, die bei der Ausführung einer Tätigkeit aufgebracht werden muss. Bei der Anstrengungsskala (siehe Anhang A.1.2), einer überarbeiteten deutschsprachigen Fassung der RSME, wird eine Skala von 0 bis 220 verwendet. Als Hilfsmittel sind sieben Ankerreize angegeben, die beispielsweise den Wert 20 als *kaum anstrengend*, den Wert 40 als *etwas anstrengend* und den Wert 119 als *ziemlich anstrengend* bezeichnen.

DE WAARD [DW96] verwendete die RSME in mehreren Felduntersuchungen zur Fahrerbeanspruchung, um deren Sensitivität für unterschiedlich komplexe Fahraufgaben oder den Zustand des Fahrers zu untersuchen. Dabei wurde die Fahraufgabe manipuliert, indem die Probanden zusätzlich telefonierten oder mit einem Tutoring-Programm interagieren mussten, das Fahrfehler rückmeldet. Der Fahrerzustand wurde durch sedierende Medikamente, Alkohol oder Schlafentzug beeinflusst. Vergleichsbedingung war immer das Fahren ohne Zusatzaufgabe oder veränderten Fahrerzustand. Die RSME differenzierte stets zwischen dieser Vergleichsbedingung und den Belastungsbedingungen. DE WAARD bewertete die RSME abschließend als geeignetes Maß zur Abschätzung der Fahrerbeanspruchung, das sowohl auf aufgaben- als auch auf zustandsbedingte Veränderungen in der Beanspruchung des Fahrers sensitiv reagiert.

In einer Feldstudie von VERWEY ET AL. [Ve96] wurde die Sensitivität der RSME für kurzzeitig erhöhte Belastungen während des Fahrens untersucht (siehe Kapitel 3.3.1). Es zeigten sich höhere Skalenwerte für die Belastungsperioden, sowohl durch die mentale als auch die visuelle Zusatzaufgabe. Außerdem reagierte die RSME sensitiv auf unterschiedlich lang andauernde Zusatzbelastungen: sie differenzierte gut zwischen 10 und 60 Sekunden Belastungsdauer. VERWEY ET AL. schlussfolgerten in einer vergleichenden Betrachtung mit den anderen verwendeten Beanspruchungsindikatoren, dass sich diese einfach strukturierte und leicht verwendbare Skala sehr sensitiv für kurzzeitige Belastungserhöhung zeige.

Insgesamt kann die RSME als geeignetes Verfahren zur Erfassung der Fahrerbeanspruchung bewertet werden, das sowohl auf kurz- als auch langfristige Veränderungen der Belastung sowie auf verschiedene Zustände des Fahrers sensitiv reagiert.

### 3.3.6 Kurzfragebogen zur aktuellen Beanspruchung

Der von MÜLLER ET AL. [Mü93] konstruierte „Kurzfragebogen zur aktuellen Beanspruchung“ (KAB, siehe Anhang A.1.3) erfasst die subjektiv erlebte emotionale Beanspruchung einer Person im Vergleich zu den beiden obigen Methoden nicht erst nach, sondern schon während der Aufgabe. Der KAB besteht aus sechs bipolar angeordneten Adjektiven, die verschiedene Aspekte der Beanspruchung abbilden (1. angespannt / gelassen, 2. gelöst / beklommen, 3. besorgt / unbekümmert, 4. entspannt / unruhig, 5. skeptisch / vertrauensvoll, 6. behaglich / unwohl). Zwischen diesen Gegensatzpaaren ist eine sechs-stufige Ratingskala eingefügt, auf der die Probanden entsprechend ihres aktuellen Befindens ein Kreuz setzen. Der Skalenwert ergibt sich als Mittelwert der einzelnen Kategorienwerte. Ein höherer Skalenwert drückt dann eine höhere aktuelle Beanspruchung aus. Es können sich Skalenwerte zwischen 1 (minimal beansprucht) und 6 (maximal beansprucht) ergeben.

Im Rahmen der Validierung des KAB zeigte sich ein konformer Verlauf von Herzfrequenz und KAB-Skalenwerten in Abhängigkeit von induzierter Entspannung und Stress [Mü93]. Für den KAB können allerdings keine empirischen Untersuchungen angeführt werden, die auf seine Eignung hinweisen, da er in Studien zur Fahrerbeanspruchung bisher keine Verwendung gefunden hat.

### 3.3.7 Indikator Fahrgeschwindigkeit

Autofahren ist eine Aufgabe, bei der im Gegensatz zu vielen anderen Aufgaben, die Arbeitsgeschwindigkeit über die Regulierung der Fahrgeschwindigkeit zu einem großen Teil selbst bestimmt werden kann. Einflussfaktoren sind der Anforderungsgehalt bzw. die Komplexität der Verkehrssituation oder der Fahrerzustand. Die Fahraufgabe macht also kompensatorisches Verhalten möglich. Daher kann die selbst gewählte Fahrgeschwindigkeit als Maß für die Beanspruchung, die das Fahren auslöst, interpretiert werden [DW96]. Dabei gehen jüngere Modelle nicht mehr von einer Konstanthaltung des Risikos durch Geschwindigkeitsanpassung aus, wie es von WILDE [Wi84] formuliert wurde, sondern von einer Regulierung der wahrgenommenen Aufgabenschwierigkeit [Fu04].

In einer Felduntersuchung von LIU ET AL. [Li06] wurde der Effekt der Mobiltelefonnutzung während des Autofahrens auf Beanspruchung und Fahrleistung untersucht (siehe Kapitel 3.3.1). Dabei zeigten sich während der Versuchsbedingung mit Mobiltelefonnutzung geringere Geschwindigkeiten als bei der Kontrollbedingung. Dies wurde als kompensatorisches Verhalten aufgrund der Zusatzbelastung durch das Telefonieren interpretiert.

Auch FAIRCLOUGH ET AL., 1991 [zitiert nach Ma03b] untersuchten in einem Feldversuch die Beanspruchung des Fahrers durch das Telefonieren am Steuer. Neben einer Kontrollbedin-

gung ohne Gespräch wurden zwei Versuchsbedingungen realisiert: eine Verhandlung mit einer Person am Mobiltelefon und auf dem Beifahrersitz. Auch hier konnte eine Geschwindigkeitsreduktion von der Kontrollbedingung zu den Versuchsbedingungen festgestellt werden. Neben der haptischen Einschränkung durch das Halten des Telefons führt auch die Konversation als solche zu einer Beanspruchung beim Telefonieren am Steuer.

In der Felduntersuchung von VERWEY ET AL. [Ve96] zur Beanspruchungswirkung von kurzen Perioden erhöhter Beanspruchung (siehe Kapitel 3.3.1) zeigte sich jedoch entgegen den Erwartungen keine Geschwindigkeitsreduktion während der Zusatzaufgaben – egal welcher Dauer. Die Autoren gaben jedoch zu bedenken, dass die Fahraufgabe per se wenig beanspruchend war, da die Probanden mit maximal 90 km/h auf der rechten Spur einer Autobahn fahren und nicht überholen sollten. Die Fahraufgabe war dadurch auf Spurhalten auf gerader Fahrbahn bei für Autobahnen eher mäßiger Geschwindigkeit reduziert. Dies dürfte bei geübten Fahrern größtenteils automatisiert ablaufen [Ba95] und kann eine Begründung dafür sein, dass sich hier die Geschwindigkeit nicht sensitiv für die Zusatzbelastung zeigte.

Insgesamt kann die Geschwindigkeit, sofern sie vom Fahrer frei gewählt werden kann, als ein Maß betrachtet werden, das Rückschlüsse auf die Beanspruchung des Fahrers zulässt.

### 3.4 Zusammenfassung

Es gibt drei Kategorien, mit denen sich Methoden zur Erfassung von Beanspruchung zusammenfassen lassen: Physiologie (objektiv), Selbstreport (subjektiv), Leistung (objektiv). Da im Folgenden sowohl objektiv messbare als auch die subjektiv empfundene Beanspruchung erfasst werden soll, werden im Wesentlichen physiologische Messungen und Selbstreport als Methodenkategorien gewählt.

Ein direktes Messen objektiver Beanspruchung ist nicht möglich. Physiologische Reaktionen des Körpers können aber als Parameter für eine Beanspruchung herangezogen werden. Dazu wurden die Herzfrequenz und der Blutdruck als Reaktionen des kardiovaskulären Systems und die elektrodermale Aktivität ausgewählt. Auch eigene Vorstudien haben gezeigt, dass diese Parameter zur Messung der Beanspruchung beim Fahren geeignet sind.

Der Blutdruck ist ein wenig untersuchter Parameter, da dieser bisher nicht-invasiv nur diskontinuierlich gemessen werden konnte. Das hier entwickelte System zur kontinuierlichen, nicht-invasiven Blutdruckmessung wurde erstmalig in den im Folgenden beschriebenen Untersuchungen an einer größeren Probandenstichprobe getestet. Die anderen physiologischen Parameter, die parallel erhoben wurden und in der Beanspruchungsforschung als etabliert gelten, dienen zum Vergleich und zur Bewertung des Blutdrucks als Beanspruchungsindikator.

Zur Erfassung der subjektiven Beanspruchung wurden drei Instrumente ausgewählt: Der NASA-TLX, die Anstrengungsskala, eine Variante der RSME und der KAB. Durch den Einsatz der beiden erstgenannten Erhebungsinstrumente ist es möglich, sowohl die Korrelation der objektiven mit den subjektiven Daten zu untersuchen als auch zu überprüfen, inwie weit mit den beiden Methoden dieselben Ergebnisse erzielt werden. Der Einsatz des KAB muss als Versuch gewertet werden, da er bisher nicht für die Erfassung von Fahrerbeanspruchung verwendet wurde.

Als leistungsbasierter Parameter wurde die Fahrgeschwindigkeit ausgewählt. Es ist jedoch anzumerken, dass nicht alle Parameter in jeder Untersuchung verwendet wurden. Die Auswahl der Indikatoren richtete sich neben der Bedingung einer möglichst großen Sensitivität auch auf den Aspekt der praktischen Einsetzbarkeit in Feld- und Kraftfahrzeuguntersuchungen.



## 4 Kontinuierliche Blutdruckerfassung als Methode der Beanspruchungsmessung

Die bisherigen Ausführungen zeigen, dass es eine Vielzahl physiologischer Parameter gibt, die als Indikatoren für Beanspruchung und Aktivierung dienen können. Diese Indikatoren müssen kontinuierlich und genau mit einfachen Messgeräten erfasst werden können, ohne dabei den Probanden zu stören. Dafür haben sich unter anderem die Herzfrequenz, die Herzratenvariabilität und der Hautleitwert als geeignet erwiesen, die sowohl im Labor als auch in der Feldanwendung zuverlässig erhoben werden können. Da sich wiederholt gezeigt hat, dass die Messung einzelner Parameter als Beanspruchungsindikatoren aufgrund der großen interindividuellen Unterschiede bei den Reaktionen physiologischer Parameter auf Stressbelastung ungenau ist, soll der Blutdruck als weiterer und bisher wenig verwendeter Parameter herangezogen werden.

Für eine nicht-invasive kontinuierliche Messung des Blutdrucks wird das in diesem Kapitel vorgestellte, neu entwickelte Verfahren verwendet. Der Druck wird, basierend auf der Ausbreitung der Pulswellen im Gefäßsystem, für jeden Herzschlag berechnet. Dazu wird eine einfache Sensorik verwendet, mit der sich gleichzeitig mehrere physiologische Parameter erfassen lassen. Verfahren der Mustererkennung und Klassifikation ermöglichen die Bestimmung einer einzelnen Kenngröße für den aktuellen Fahrerzustand aus den aufgezeichneten Messdaten.

Zum besseren Verständnis der Vorgehensweise bei der Auslegung des Messverfahrens wird zunächst auf den Blutdruck selbst eingegangen und der Einfluss der Herztätigkeit auf den Druckverlauf beschrieben. Anschließend werden verschiedene Methoden vorgestellt, mit denen sich der Blutdruck ermitteln lässt. Diese Verfahren unterscheiden sich dabei erheblich in ihrem theoretischen Hintergrund, ihrem apparativen Aufwand und ihrer Genauigkeit.

### 4.1 Kreislaufsystem

Blut ist eine undurchsichtige rote Flüssigkeit, die aus Blutplasma und den darin suspendierten roten Blutzellen, weißen Blutzellen und Blutplättchen besteht. Zu seinen Aufgaben gehören der Transport von Sauerstoff, Nährstoffen, Hormonen und Wärme. Das Blut dient zur Aufrechterhaltung eines konstanten Körpermilieus und zur pH-Wert-Regulation im Organismus. Ein erwachsener Mensch besitzt ein Blutvolumen von 4-6 Litern, das etwa einmal pro Minute vollständig im Kreislaufsystem zirkuliert. Dabei werden pro Herzschlag von den 140 ml Blut in einer Herzkammer etwa 80 ml als Schlagvolumen ausgestoßen.

Die folgenden Zusammenhänge beziehen sich auf Beiträge der Autoren BUSSE [Bu82], SCHANDRY [Scha81], SCHMIDT ET AL. [Schm05] und TRAUTWEIN ET AL. [Tr72], die auch das weiterführende Studium ermöglichen.

### 4.1.1 Das Herz

Das Blut kann seine Aufgaben nur erfüllen, wenn es ständig durch die im Körper verteilten Gefäße zirkuliert. Die Umwälzpumpe der Blutbewegung ist das Herz, das sich aus zwei muskulösen Hohlorganen – der rechten und der linken Herzhälften – zusammensetzt. Während die rechte Herzhälfte das sauerstoffarme Blut aus dem Körper in Richtung Lunge pumpt (Lungenkreislauf), verteilt die linke Herzhälfte das sauerstoffreiche Blut aus der Lunge an die verschiedenen Organe (Körperkreislauf), siehe Abbildung 4.1. Dabei handelt es sich jedoch um keine vollständigen Kreise, denn streng genommen existiert nur ein Kreislauf, in dem die beiden Herzhälften als Antriebspumpen in Reihe geschaltet sind. Daher müssen beide Hälften stets in ihrer Pumpleistung synchron arbeiten, um keine Blutstauungen zu verursachen.

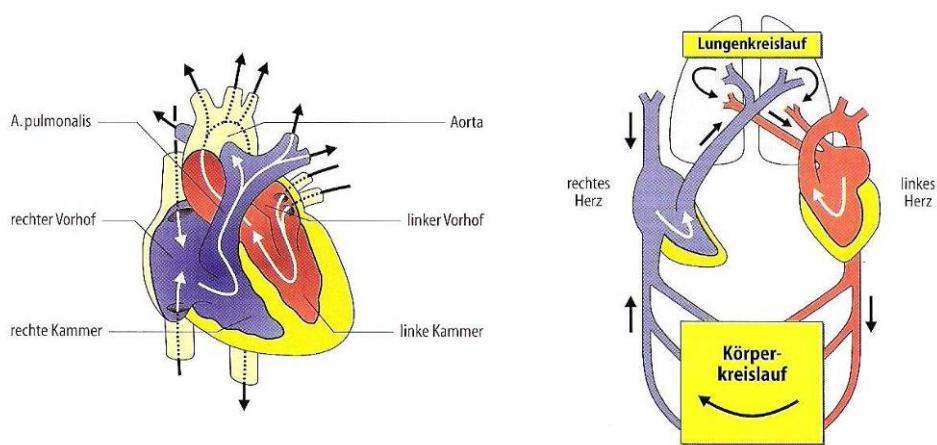


Abb. 4.1: Links: Frontalansicht des Herzens. Die Richtung der Blutströmung ist durch Pfeile gekennzeichnet. Rechts: schematisch getrennte Darstellung der beiden Herzhälften und ihrer Verbindung mit dem Lungen- bzw. Körperkreislauf [Schm05]

Die Pumpwirkung des Herzens beruht auf dem rhythmischen Wechsel von Erschlaffung (Diastole) und Kontraktion (Systole) der Herzkammern. In der Diastole füllen sich die Herzkammern mit Blut, das dann in der Systole in die angeschlossenen großen Arterien ausgeworfen wird. Jeder Herzkammer ist ein Vorhof vorgeschaltet, der das Blutvolumen einer Herzaktion (Schlagvolumen) aus den großen Venen aufnimmt und anschließend die Füllung der Kammern unterstützt.

Durch wechselnde Belastungen des Körpers entstehen unterschiedliche Anforderungen an die Tätigkeit des Herzens. Dies setzt eine erhebliche Anpassungsfähigkeit des Organs voraus. So kann beispielsweise beim Erwachsenen das von einer Herzkammer pro Minute geförderte Blutvolumen (Herzzzeitvolumen) von ca. 5 Liter in Ruhe auf 25 Liter und mehr bei schwerer Muskelarbeit ansteigen.

#### 4.1.2 Erregungsphysiologie des Herzens

Die Funktionselemente des Herzens sind die Herzmuskelfasern, die aus Fasern der Arbeitsmuskulatur, die die Pumparbeit verrichten, und Fasern zur Erregungsbildung und -weiterleitung bestehen. Wie alle Nerven- und Muskelzellen des Körpers besitzen auch sie ein Ruhepotential und reagieren auf eine überschwellige Reizung mit einer Erregung in Gestalt eines Aktionspotentials. Die rhythmische Kontraktion des Herzens, bei der alle Muskelfasern zusammen im Sinne einer gerichteten Pumpwirkung reagieren, wird durch Erregungen ausgelöst, die im Herzen selbst entstehen. Man spricht daher von Autorhythmie. Der primäre Schrittmacher ist der Sinusknoten, der für eine Ruheherzfrequenz von ca. 60-90 Schlägen pro Minute sorgt. Fällt die Erregungsbildung oder -weiterleitung aus, springen untergeordnete Instanzen ein, die den Herzschlag mit einer niedrigeren Frequenz anregen.

Neben der Autorhythmie des Herzens findet man auch übergeordnete Kontrollinstanzen, die die Herzaktivität äußerer Bedingungen anpassen. Herznerven, die sowohl sympathischen als auch parasympathischen Ursprungs sind, üben allerdings nur modulierenden Einfluss aus [Scha81]. Gleichzeitig werden über andere Nervenbahnen Rückmeldungen des Herzens an das Gehirn weitergegeben. Die Reizweiterleitung kann neben den elektrischen Nervenimpulsen auch über Botenstoffe erfolgen.

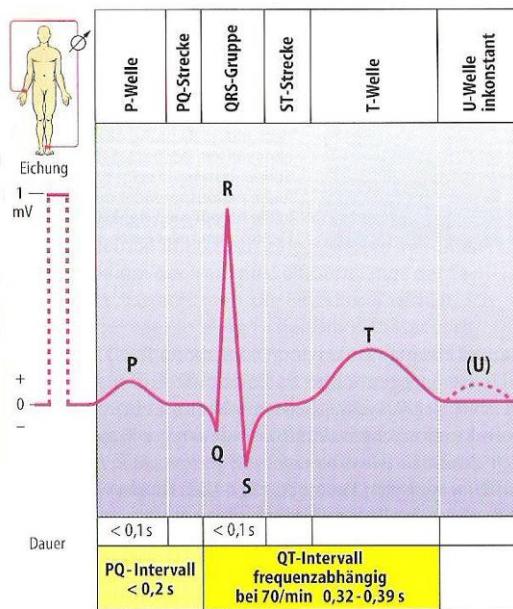


Abb. 4.2: Normalform des Elektrokardiogramms bei bipolarer Ableitung von der Körperoberfläche in Richtung der Längsachse des Herzens [Schm05]

Bei der Ausbreitung und Rückbildung der Erregung des Herzens entstehen Ströme, die sich bis an die Körperoberfläche ausbreiten. Die zeitliche Veränderung von Größe und Richtung dieser Ströme spiegelt sich in Veränderungen von Potenzialdifferenzen wider, die an ver-

schiedenen Stellen der Hautoberfläche gemessen werden können. Das Elektrokardiogramm stellt die Aufzeichnung solcher Potentialdifferenzen zwischen definierten Messpunkten in Abhängigkeit von der Zeit dar. Es handelt sich hierbei um einen Ausdruck der Herzerregung und nicht der Kontraktion.

Die einzelnen Ausschläge (P bis T) enthalten u. a. folgende Informationen über den kardialen Erregungsablauf:

- P-Welle: Erregungsausbreitung über die Vorhöfe
- QRS-Gruppe: Erregungsausbreitung über die Kammern
- T-Welle: Erregungsrückbildung in den Kammern

Bei der Ableitung des Elektrokardiogramms unterscheidet man zwischen Extremitäten- und Brustwandableitung, sowie zwischen bipolarer und unipolarer Ableitung. In der Praxis sind heute vor allem folgende Ableitungsformen üblich:

- Bipolare Extremitätenableitungen nach Einthoven (I, II, III)
- Unipolare Extremitätenableitungen nach Goldberger (aVR, aVL, aVF)
- Bipolare Brustwandableitungen nach Nehb (D, A, I)
- Unipolare Brustwandableitungen nach Wilson (V1 – V6)

#### 4.1.3 Gefäßsystem und Kreislaufregulation

Der Blutkreislauf des Menschen besteht aus einem geschlossenen System von teils parallel und teils seriell geschalteten Blutgefäßen. Durch das Herz wird in diesem System ein ausreichend hohes Druckgefälle erzeugt, um einen gerichteten Blutstrom aufrecht zu erhalten. Die Geschwindigkeit, mit der das Blut zirkuliert, ist dabei an die Bedürfnisse des Gewebes und die erforderlichen Transportraten der Atemgase Sauerstoff und Kohlendioxid angepasst. Das von der linken Herzkammer in die Aorta gepumpte Blut strömt weiter in die großen Arterien, die sich wiederum aufspalten, so dass am Ende ein dichtes Gefäßnetz – die Kapillaren – entsteht. Mit jeder Aufteilung steigt die Gesamtzahl der Adern während gleichzeitig deren Durchmesser immer weiter abnimmt. Über die Venen, die sich nach und nach vereinigen, gelangt das Blut zurück zum Herzen. Für den Lungenkreislauf ergibt sich ein vergleichbarer Aufbau.

Der arterielle Blutdruck kommt, vereinfacht gesagt, als das Produkt von Auswurfleistung des Herzens und peripherem Widerstand zustande [Scha81]. Die Auswurfleistung wird im Wesentlichen durch Schlagvolumen und Herzfrequenz bestimmt, während der peripherer Widerstand hauptsächlich von der Elastizität der größeren Arterien, bzw. dem Durchmesser der kleineren Arterien beeinflusst wird. Kontraktionskraft und peripherer Widerstand unterliegen einem Koppelungsmechanismus, der für einen konstanten Blutdruck sorgt.

Die Regelungseigenschaften des Kreislaufes beruhen zunächst auf der Autoregulation des Herzens, die für eine synchrone Pumpleistung des linken und rechten Herzens sorgt. Auf diese Weise werden in bestimmten Grenzen Änderungen des peripheren Widerstandes und des zur Verfügung stehenden venösen Blutvolumens ausgeglichen.

Zur Anpassung des Herzzeitvolumens und des peripheren Widerstandes der Gefäße an die aktuelle Belastungssituation greift der Barorezeptorreflex als weiterer Regelkreis ein. Barorezeptoren sind Drucksinneskörperchen, die den Druck des arteriellen Blutes über die Dehnung der Gefäßwände der Schlagadern erfassen. Abhängig vom Grad der Gefäßdehnung werden Signale zur Medulla oblongata, einer Teilstruktur des Zentralen Nervensystems gesendet, die zu einer Reduzierung der Pulsfrequenz führen. Von dort aus werden Sinusknoten, Myokard und Vasomotoren als Stellglieder des Kreislaufsystems angesteuert. Die Barorezeptoren reagieren etwa innerhalb einer Sekunde, so dass schon der nächste Herzschlag an veränderte Bedingungen angepasst werden kann, um den Blutdruck zu stabilisieren.

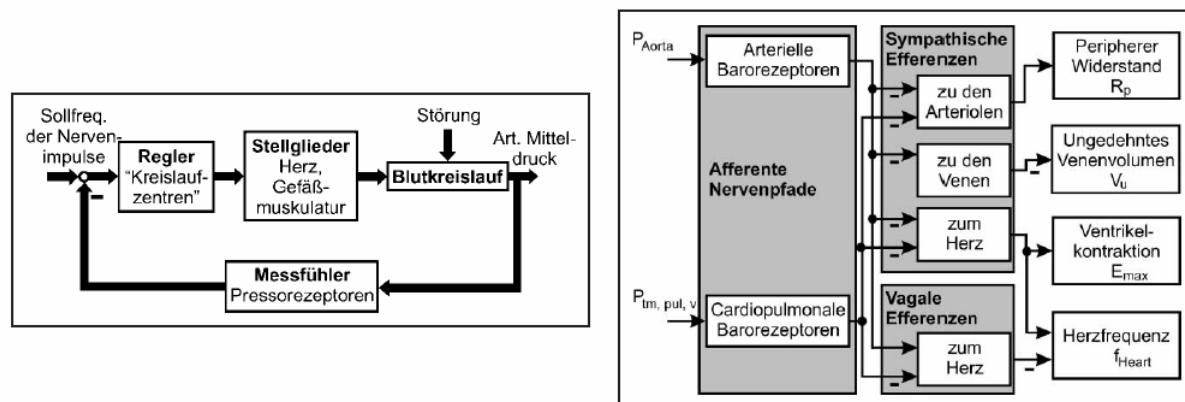


Abb. 4.3: Links: schematische Darstellung des Barorezeptorreflexes als Regelkreis. Rechts: Wirkungspfade des Barorezeptorreflexes [Br08]

Aufgrund der niedrigen Strömungswiderstände in der Aorta sowie in den großen und mittleren Arterien sinkt der Blutdruck innerhalb dieser Bereiche nur geringfügig ab. Erst in den kleineren Arterien beginnt der Druckabfall pro Längeneinheit deutlich größer zu werden und erreicht in den so genannten Widerstandsgefäßen, das sind die Arteriolen, Kapillaren und Venolen (Abbildung 4.4), die größten Werte. Durch aktive Durchmesseränderung dieser Gefäße lässt sich der periphere Strömungswiderstand erheblich variieren.

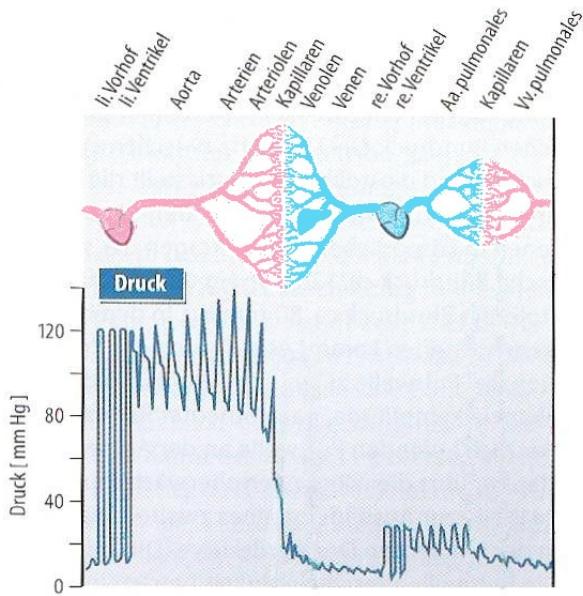


Abb. 4.4: Schematische Darstellung des Blutdrucks im kardiovaskulären System [Schm05]

Im Gefäßsystem treten zusätzlich hydrostatische Drücke auf, die im Stehen maximal sind. Dagegen sind sie beim Liegen wegen der geringen vertikalen Differenz im Gefäßsystem relativ klein und können praktisch vernachlässigt werden. Beim Übergang vom Liegen zum Stehen kommt es daher zu einer beträchtlichen Volumenverlagerung des Blutes in die unteren Extremitäten.

#### 4.1.4 Pulswellen

Der rhythmische Blatauswurf des Herzens erzeugt in den Arterien Pulswellen, die sich bis zu den Kapillaren fortpflanzen. In vereinfachter Form lassen sich diese Vorgänge anhand eines flüssigkeitsgefüllten elastischen Schlauches, der unter einem gewissen Ausgangsdruck steht, erklären. In den Schlauch wird ein bestimmtes Flüssigkeitsvolumen eingepumpt. Die Flüssigkeit am Anfang des Schlauches widersteht aufgrund ihrer Massenträgheit einer Beschleunigung, und es kommt zu einem lokal begrenzten Druckanstieg. Dieser Anstieg führt über eine Dehnung der elastischen Wand zu einer lokalen Querschnittserweiterung des Schlauches, in der ein Teil des eingeströmten Volumens gespeichert wird.

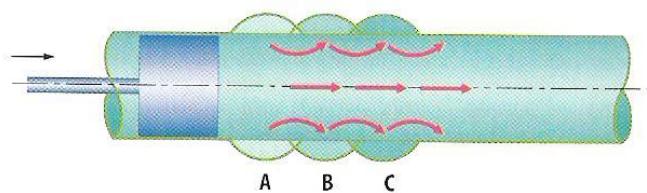


Abb. 4.5: Schematische Darstellung der Ausbreitung einer Pulswelle in einem elastischen Schlauch [Schm05]

Es entsteht ein Druckgradient zu den folgenden Segmenten des Schlauches, der seinerseits eine Beschleunigung und Weiterbewegung des gespeicherten Volumens in das nächste Schlauchsegment bewirkt. Dieser Vorgang wiederholt sich nun fortlaufend. Speicherung und Weiterströmen erfolgen allerdings nicht schrittweise, sondern sind in Wirklichkeit simultane Phänomene, die sich kontinuierlich als Pulswellen mit einer bestimmten Geschwindigkeit über den Schlauch hinweg fortpflanzen. Die Fortpflanzungsgeschwindigkeit der Pulswelle darf nicht mit der wesentlich niedrigeren Strömungsgeschwindigkeit des Blutes verwechselt werden.

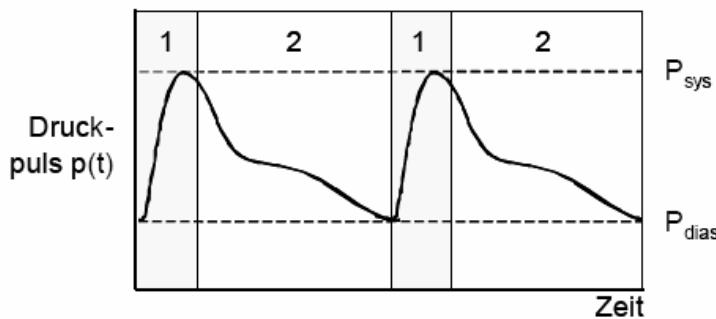


Abb. 4.6: Druckpulse in der Arterie des Menschen [El01]. Markierte Phasen: 1) Systole, 2) Diastole

Der niedrigste Druckwert der Pulswelle am Ende der Diastole bzw. vor Beginn des systolischen Anstiegs wird als diastolischer Druck bezeichnet, der in der Systole erreichte maximale Druckwert als systolischer Druck. Bei einem gesunden jüngeren Erwachsenen beträgt der diastolische Wert ca. 80 mmHg, der systolische ca. 120 mmHg. Ab Werten von 90 mmHg (diast.) und 140 mmHg (syst.) spricht man von Bluthochdruck, der ärztlich kontrolliert und gegebenenfalls behandelt werden sollte. Die Blutdruckwerte geben nicht den absoluten Druck im Arteriensystem an, sondern den Differenzdruck zur Umgebung.

Die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Pulswelle hängt dabei von verschiedenen Einflussfaktoren ab. Mit zunehmendem Blutdruck steigt die Pulswellengeschwindigkeit an, da mit wachsender Dehnung der Arterien der Elastizitätsmodul zunimmt. Auch ein höheres Lebensalter bewirkt einen Anstieg der Pulswellengeschwindigkeit aufgrund der abnehmenden Elastizität der Arterienwände. Mit größerer Entfernung vom Herzen erhöht sich die Pulswellengeschwindigkeit von 4-5 m/s in der Aorta auf bis zu 9-10 m/s. Dies resultiert aus einem kleineren Durchmesser und einer geringeren Dehnbarkeit der peripheren Gefäße.

## 4.2 Methoden der Blutdruckmessung

Zu den klassischen Methoden bei der Blutdruckmessung gehören das Riva-Rocci- und das oszillometrische Verfahren, die beide diskontinuierlich Blutdruckwerte ermitteln, sowie die

meist im klinischen Umfeld verwendete invasive Messmethode. Anschließend werden unterschiedliche Ansätze zur kontinuierlichen nicht-invasiven Blutdruckmessung vorgestellt. Abbildung 4.7 zeigt dazu eine Übersicht.

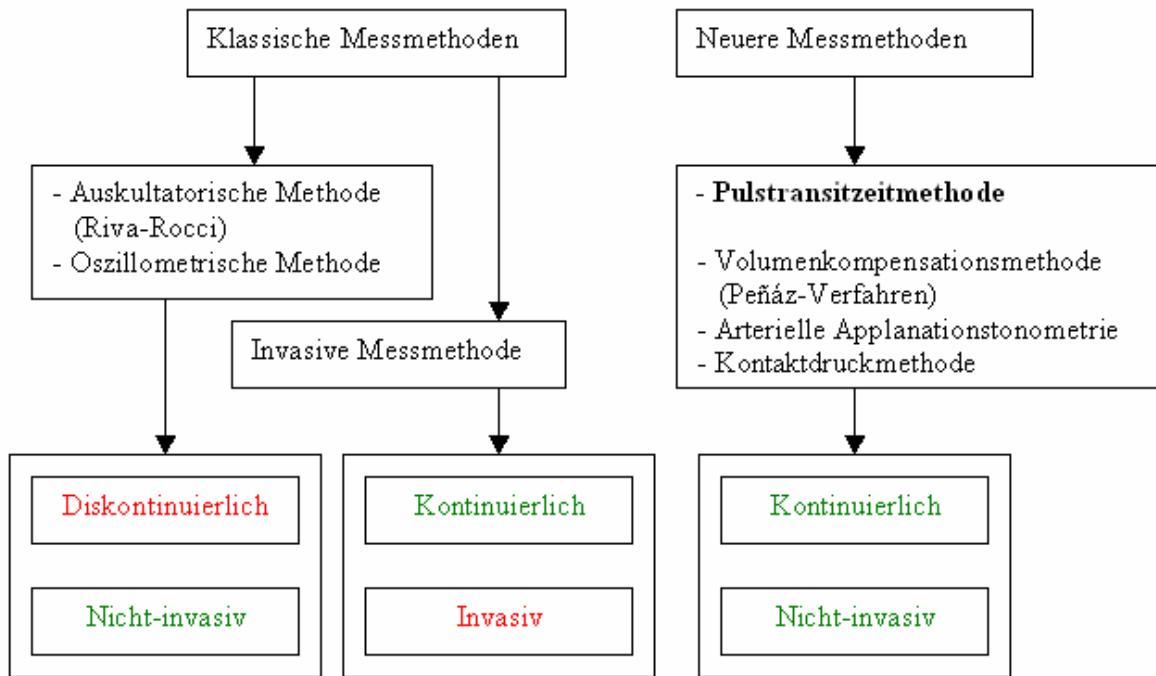


Abb. 4.7: Übersicht Blutdruckmessmethoden

#### 4.2.1 Riva-Rocci Verfahren

Das nicht-invasive quantitative Messen des Blutdrucks ist 1896 von Riva-Rocci entwickelt und 1905 von Korotkow durch die auskultatorische Methode verfeinert worden. Bei diesen Verfahren wird um den Oberarm des Probanden eine aufblasbare Manschette gelegt, die sich etwa auf Herzhöhe befinden sollte. Zu Beginn einer Messung wird die Manschette bis auf einen Wert deutlich oberhalb des systolischen Blutdrucks aufgepumpt, so dass die Oberarmarterie abgeschnürt wird. Sie bleibt also während des gesamten Herzzyklus verschlossen. Wird der Druck wieder gesenkt, beginnt das Blut pulsartig durch die Arterie zu fließen, sobald der Manschettendruck gleich oder kleiner dem systolischen Blutdruck ist. Das durch den abgeschnürteten Arterienabschnitt pulsierende Blut ruft typische Geräusche (Korotkow-Geräusche) hervor, die man mit einem Stethoskop hören oder mit einem akustischen Sensor automatisiert registrieren kann. Das Einsetzen der Töne signalisiert, dass die vorher noch verschlossene Arterie im Moment des maximalen Blutdrucks geöffnet wird. Der vorherrschende Manschettendruck entspricht in diesem Zustand dem systolischen Blutdruckwert. Sinkt der Manschettendruck weiter ab, so werden mit jeder Herzaktion immer größere Blutmengen durch die künstliche Gefäßverengung gepresst. Das Korotkow-Geräusch ist so lange hörbar, bis der Manschettendruck die Arterie nicht mehr deformiert und das Blut ungehindert hindurchströmt.

men kann. In diesem Moment verschwinden die Korotkow-Töne und der Manschettendruck entspricht dem diastolischen Blutdruck [Bo03, Ap05, Ma03a].

Für die auskultatorische Messung muss das Stethoskop genau auf der Unterarmarterie platziert werden. Dies kann insbesondere bei fettleibigen Patienten schwierig sein. Das Erkennen der Korotkow-Töne sowie der Zeitpunkte, zu denen sie einsetzen und verschwinden, erfordert einige Erfahrung. Durch Umgebungslärm, Körpergeräusche und Bewegungen wird die Messung noch erschwert. Der Fehler des Verfahrens liegt bei etwa 1-3 mmHg wenn es von versierten Personen durchgeführt wird [Br00]. Eine Selbstmessung ist kaum möglich.

Ein weiterer Nachteil dieser Methode ist, dass der Proband vor einer Messung etwa 5 Minuten ruhig sitzen sollte. Während der Messung sollte er sich nicht bewegen, nicht sprechen und den Arm, an dem gemessen wird, auf Herzhöhe halten [Br00]. Die Positionierung der Manschette kann sich auf das Messergebnis auswirken. Weiterhin ist zu beachten, dass systolischer und diastolischer Blutdruck nicht zum selben Zeitpunkt gemessen werden. Der diastolische Wert wird vielmehr etwa 10-20 Sekunden nach dem systolischen Wert bestimmt. Diese Zeitspanne hängt davon ab, wie schnell die Luft aus der Manschette entweichen kann.

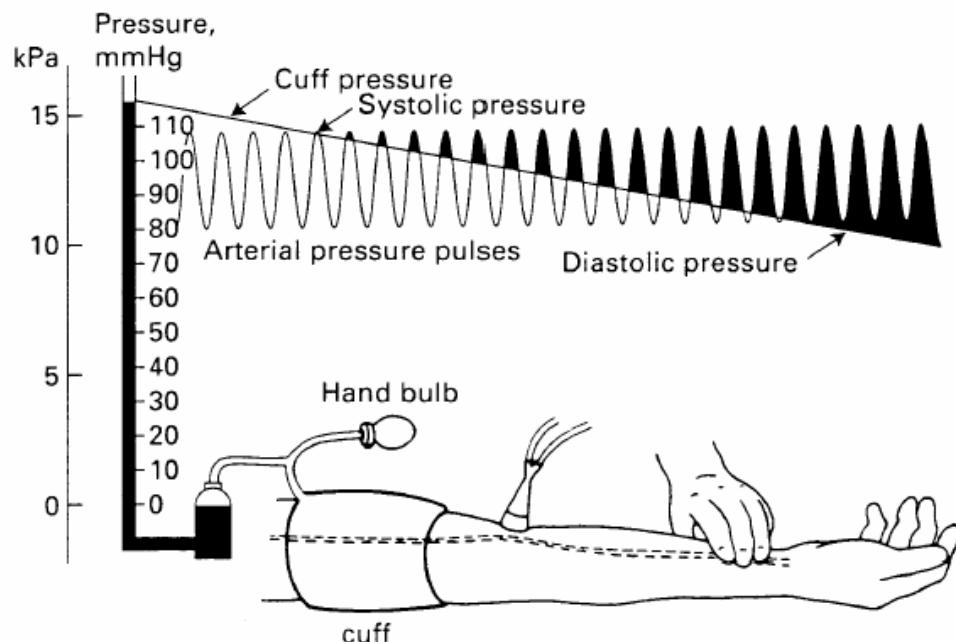


Abb. 4.8: Prinzip der Blutdruckmessung nach Riva-Rocci [Br00]

#### 4.2.2 Oszillometrisches Verfahren

Die heute eingesetzten halb- und vollautomatischen Geräte nutzen häufig die oszillometrische Methode. Dabei wird ebenfalls eine aufblasbare Manschette verwendet, an der die systolische Druckwelle, die sich in der arteriellen Blutsäule fortpflanzt, „abgebremst“ wird. Hierdurch

entstehen Druckschwankungen  $\Delta p_{cuff}$ , die sich dem Manschettendruck  $p_{cuff}$  überlagern und anstelle der Korotkow-Geräusche ausgewertet werden, vergleiche Abbildung 4.9 [Ma03a].

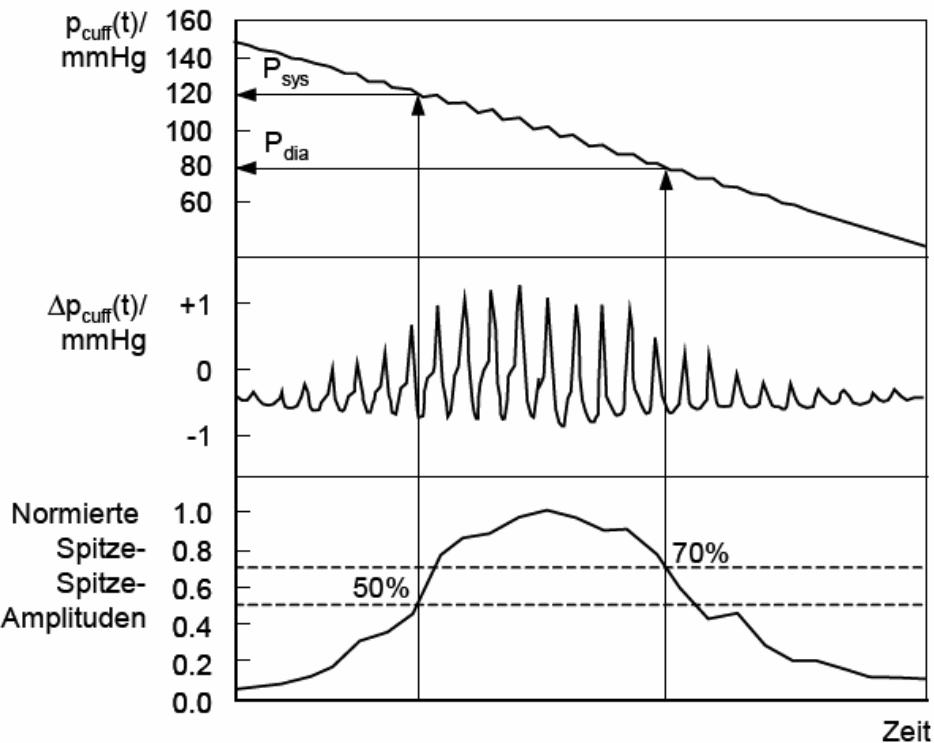


Abb. 4.9: Prinzip der oszillometrischen Blutdruckmessung; Ermittlung von  $P_{sys}$  und  $P_{dia}$  mittels faktoriellem Bezug auf das Amplitudenmaximum [El01]

Aus diesen Oszillationen wird nun auf den systolischen und diastolischen Blutdruck geschlossen. Bei der Reduktion des Manschettendrucks steigen die Oszillationsamplituden anfänglich an, erreichen ein Maximum und fallen schließlich wieder ab. Es existiert eine Vielzahl empirischer Kriterien zur Bestimmung des Blutdrucks. Das häufigste kommerziell verwendete Kriterium ist der Bezug auf das Amplitudenmaximum [As00, El01]. Dazu werden die Oszillationen auf den maximalen Spitze-Spitze-Wert normiert. Man nimmt dann an, dass der systolische Blutdruck gleich dem Manschettendruck ist, wenn zuerst etwa 40 bis 60% der maximalen Oszillationsamplitude erreicht werden. Der diastolische Blutdruck ist indiziert, wenn die Oszillationen zum zweiten Mal ca. 70 bis 90% des Spitze-Spitze-Wertes betragen, siehe Abbildung 4.9 [El01].

Ein weiteres Kriterium lässt sich aus dem Hüllkurvenverlauf der lokalen Oszillationsmaxima ableiten [El01]. Der systolische Blutdruck wird hierbei dem Manschettendruck bei der größten positiven Steigung in der Hüllkurve zugeordnet, der diastolische Druck entsprechend bei der größten negativen Steigung. Wie schon erwähnt, ist allen Kriterien gleich, dass sie empirischer Natur sind und nicht auf einer fundierten Systemanalyse beruhen. Diese Verfahren

liefern daher nur bei Personen, die ein normales Kreislaufverhalten aufweisen, genaue Ergebnisse.

Ein Vorteil gegenüber der auskultatorischen Methode ist, dass kein Stethoskop erforderlich ist und auch bei Umgebungsgeräuschen problemlos gemessen werden kann. Die Messung muss nach Anlegen der Manschette nur initialisiert werden, so dass sich diese Geräte sehr gut für die häusliche Selbstmessung eignen. Die genannten Schwächen des Riva-Rocci-Verfahrens bezüglich der Messdauer gelten allerdings gleichermaßen auch für die oszillometrische Methode.

Da die Ermittlung des Blutdrucks mit einem prinzipiell anderen Messverfahren erfolgt, können Messungen andere Blutdruckwerte ergeben als die auskultatorische Methode. Zurzeit ist kein allgemein anerkannter Algorithmus zur Berechnung des Blutdrucks vorhanden, so dass je nach verwendetem Algorithmus unterschiedliche systolische und diastolische Blutdruckwerte bei unterschiedlichen Geräten errechnet werden. Insbesondere bei hohen Drücken ( $>140$  mmHg) können die Messwerte der oszillometrischen Methode deutlich von denen der auskultatorischen Messung abweichen. Weiterhin ist das Verfahren bei Patienten mit Herzrhythmusstörungen ungeeignet und besitzt eine hohe Anfälligkeit für Bewegungsartefakte bei der Anwendung in der Ergometrie und unter gewissen Bedingungen bei der Langzeit-Blutdruckmessung [Fe01].

### ***Messung am Handgelenk:***

Die Manschette für die oszillometrische Messung muss nicht unbedingt am Oberarm angebracht werden. Es befinden sich heute eine Vielzahl von Messgeräten auf dem Markt, die eine Messung am Handgelenk ermöglichen. Das Anlegen der Geräte wird dadurch einfacher und führt zu einer geringeren Patientenbelastung. Die Genauigkeit der Ergebnisse am Handgelenk ist aber umstritten. Oft stimmen diese Messwerte nicht mit denen am Oberarm überein [Fe01]. Dies kann an verhärteten Arterien durch Diabetes oder Arteriosklerose liegen. Eine nicht passende Handgelenksmanschette kann ebenfalls zu Messfehlern führen. Für die meisten Geräte fehlen klinische Vergleichsstudien.

### ***Messunsicherheit beim oszillometrischen Verfahren:***

Die STIFTUNG WARENTEST [St01, St06a, St08b] hat mehrfach Oberarm- und Handgelenkgeräte untersucht. Dabei wurden die Messwerte auch mit einer invasiven Messung verglichen. Abweichungen von weit mehr als  $\pm 10$  mmHg für den systolischen und den diastolischen Druck waren keine Seltenheit. In der Ausgabe 12/2001 wurde berichtet, dass acht der 17 getesteten Geräte nur in etwa 60 bis 70 Prozent der Fälle relativ genau messen, was die Tester zur Vergabe des Qualitätsurteils „Befriedigend“ veranlasste. Bei fünf Geräten war lediglich

die Hälfte der Messungen verlässlich – ein „Ausreichend“. Vier Blutdruckmessgeräte messen in weniger als 40 Prozent der Fälle den Blutdruck annähernd genau – daher die Note „Mangelhaft“. Die untersuchten Oberarmgeräte lagen dabei in der Spitzengruppe. Im Jahr 2006 fielen die Ergebnisse etwas besser aus während dann 2008 wieder eine leichte Verschlechterung zu verzeichnen war. Fazit der Tester: eine einzige Messung genügt nicht. Es müssen immer mehrere Messungen über den Tag verteilt verglichen werden und trotz Weiterentwicklung der Geräte muss man mit schwankenden Messwerten rechnen. Wichtig ist in jedem Fall, dass die Gebrauchsanleitung der Geräte berücksichtigt wird, wie die Tests immer wieder zeigten.

Ein Vergleich zwischen den Messergebnissen eines Oberarm- (Hestia OZ 80) und eines Handgelenkgerätes (Nais Blood Pressure Watch) mit denen einer invasiven Messung wurde von SAUL ET AL. [Sa96] an 100 Probanden durchgeführt. Systolischer und diastolischer Druck am Handgelenk waren bei großer Variabilität durchschnittlich 4,3 mmHg (syst.) und 6,0 mmHg (diast.) höher als der Aortendruck. Am Oberarm ergaben sich um durchschnittlich 0,9 mmHg (syst.) und 9,3 mmHg (diast.) höhere Werte, bei ebenfalls großer Variabilität. Abweichungen des systolischen Blutdrucks am Oberarm um mehr als  $\pm 20$  mmHg fanden sich bei 6%, Abweichungen des diastolischen Drucks um mehr als 20 mmHg bei 11% der Patienten. Die automatische oszillometrische Blutdruckmessung am Handgelenk ist nach dieser Studie eine nützliche Methode zur Selbstmessung, jedoch nur dann zu empfehlen, wenn sich bei Vergleichsmessungen am Oberarm höchstens eine Abweichung von 10 mmHg ergibt.

WEBER ET AL. [We99] vergleichen das Bosotron 2 Blutdruckmessgerät mit den Ergebnissen einer invasiven Messung an 24 Versuchspersonen. Dabei wurden Abweichungen von  $+1,74 \pm 9,6$  mmHg für den systolischen und  $+4,87 \pm 5,6$  mmHg für den diastolischen Druck gefunden. Das Gerät wird damit als für den klinischen Einsatz geeignet eingestuft. Allerdings nutzt dieses vollautomatisch arbeitende Messgerät nicht die oszillometrische Methode, sondern wertet die Korotkow-Töne aus, die mit einem Mikrofon in der Manschette aufgezeichnet werden.

Insgesamt lässt sich sagen, dass die Premiumgeräte von Markenherstellern, die eine Oberarmmanschette verwenden, eine sehr gute Genauigkeit und Reproduzierbarkeit bei der Messung aufweisen, die der einer invasiven Messung gleichwertig ist. Dies gilt insbesondere für den systolischen Blutdruckwert.

#### **4.2.3 Invasive Blutdruckmessung**

Diese, wegen ihrer Genauigkeit auch als „Goldstandard“ der Blutdruckmessung bezeichnete Methode, wird fast ausschließlich in der Intensivmedizin eingesetzt, da neben dem relativ

hohen messtechnischen Aufwand auch einige Risiken mit dieser Methode verbunden sind. Um den Blutdruck invasiv zu messen, muss ein Katheter unter lokaler Anästhesie in eine Arterie eingeführt werden. Es handelt sich hierbei um einen flexiblen Schlauch mit einem Durchmesser von ca. 0,66 bis 2 mm [Br00]. Durch den Einsatz des Katheters kann es zu Gefäßverletzungen, Hämatombildung und Nervenläsionen kommen.

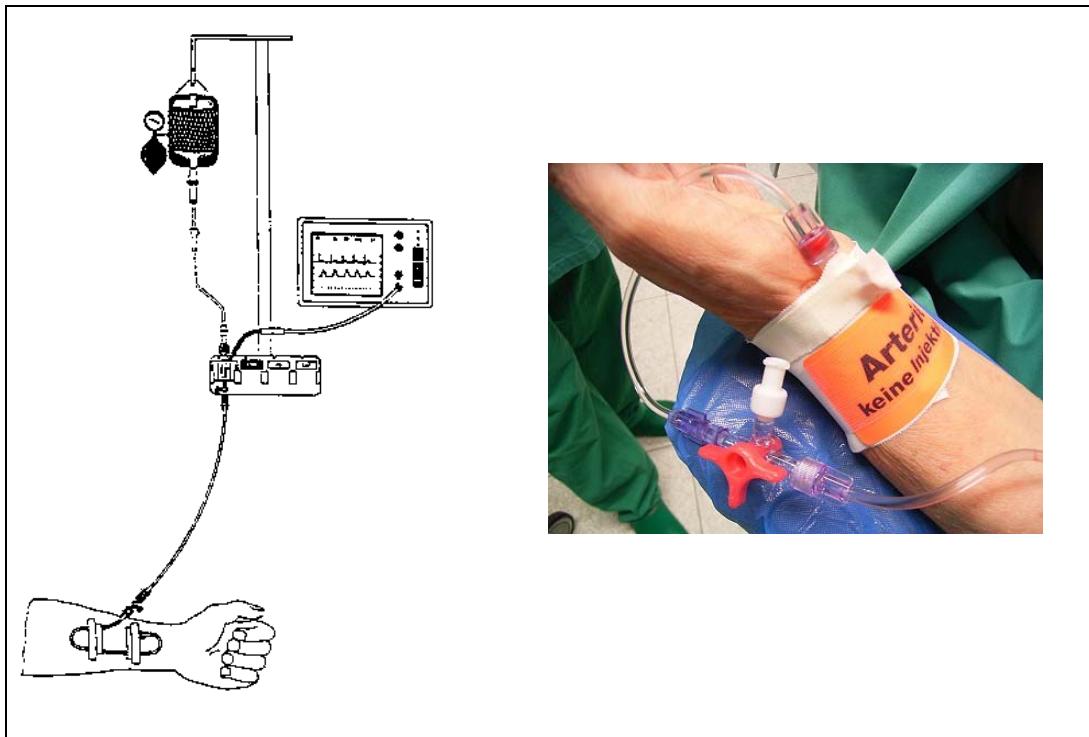


Abb. 4.10: Links: Prinzip der invasiven Blutdruckmessung. Rechts: Messung am Handgelenk [Fi99, Ka09]

Es wird bei der invasiven Messung zwischen zwei Verfahren unterschieden, den extra- und den intravaskulären Mess-Systemen [El01, Bu82]. Weit verbreitet ist das extravaskuläre Verfahren, bei dem der Blutdruck über einen mit blutisotoner Salzlösung gefüllten Katheter an den außerhalb des Körpers angeordneten Drucksensor übertragen wird. Die Druckmessung selbst wird meist mit Hilfe eines Membranmanometers durchgeführt, bei dem die Auslenkung der Membran durch Dehnungsmessstreifen in ein elektrisches Signal umgesetzt wird. Für ein gutes Messergebnis muss der Sensor eine hohe Empfindlichkeit und ein lineares Übertragungsverhalten haben.

Bei dem intravaskulären Verfahren werden Miniaturmanometer – so genannte Katheter-Tip-Manometer – verwendet, die an der Spitze des Katheters angebracht sind. Dadurch kann auf die druckübertragende Flüssigkeitssäule verzichtet werden, die durch ihr Schwingungsverhalten zu Signalverzerrungen führen kann. Die intravaskulären Drucksensoren sind allerdings teurer und haben eine geringere Lebensdauer.

Mit den Verfahren der invasiven Blutdruckmessung wird der tatsächliche Druck am Messort mit hoher zeitlicher Auflösung ermittelt.

#### **4.2.4 Nicht-invasive Verfahren zur kontinuierlichen Blutdruckmessung**

Bisher wurde ein Verfahren vorgestellt, das den Blutdruck invasiv aber kontinuierlich und genau messen kann und verschiedene Methoden der nicht-invasiven Messung, die aber weniger exakte Messergebnisse liefern und nicht kontinuierlich arbeiten. Sie sind allerdings aufgrund der oben genannten Nachteile nicht für den Einsatz bei den später diskutierten Anwendungen, wie Ergometer-, Stress- und Verkehrsuntersuchungen, geeignet.

Im Folgenden werden Methoden und Systeme beschrieben, die auf einem nicht-invasiven Ansatz beruhen und den Blutdruck kontinuierlich mit Hilfe der Pulswellenlaufzeit berechnen. Dies stellt ein sensorisch einfach zu lösendes und robustes Messverfahren dar, mit dem der Blutdruck für jeden Herzschlag mit guter Genauigkeit berechnet werden kann. Weitere Verfahren zur kontinuierlichen und nicht-invasiven Messung sind die Volumencompensationsmethode (Peñáz-Verfahren), die arterielle Applanationstonometrie und die Kontaktdruckmethode, die mittels einer Manschette externen Druck auf eine Körperstelle ausüben [El01]. Diese Systeme, die im Anhang A.2 ausführlich beschrieben werden, konnten sich allerdings aufgrund ihrer Empfindlichkeit und der Beeinträchtigung der Probanden auf dem Markt nicht in größerem Umfang etablieren.

##### ***Pulstransitzeitmethode:***

Bei den bisher vorgestellten nicht-invasiven kontinuierlich arbeitenden Blutdruckmesssystemen wirkt externer Druck auf das Gewebe ein, um Informationen zu erhalten, die auf den Blutdruck schließen lassen. Um dies und die damit verbundenen Nachteile zu vermeiden, sollte der Blutdruck über andere ebenfalls nicht-invasiv und kontinuierlich messbare physiologische Parameter bestimmt werden. Ein Ansatz besteht darin, den Zusammenhang zwischen Blutdruck und Pulstransitzeit auszunutzen. Erste Versuche dazu wurden bereits vor etwa 85 Jahren von BRAMWELL ET AL. [Br22] und SANDS [Sa25] durchgeführt.

Konkretere Aussagen werden 1976 von GRIBBIN [Gr76] getroffen. Bei 26 Personen werden an einem Arm zwei Tonometer zur Druckkurvenregistrierung befestigt, mit deren Hilfe die Pulstransitzeit berechnet wird. Anschließend wird der Arm in einer luftdichten Kammer mit einstellbarem Druck ruhig gestellt und am anderen Arm der Blutdruck invasiv gemessen. Für die Messung wird der Druck in der Kammer variiert, wobei angenommen wird, dass sich der transmurale Druck aus der Differenz von mittlerem arteriellen Blutdruck und eingestelltem Kammerdruck ergibt. Dabei wird für jeden Probanden ein individueller linearer Zusammen-

hang zwischen Blutdruck und Pulswellenlaufzeit gefunden. Einzelne Wiederholungsmessungen bestätigten diese Beziehung.

ELTER [El01] stellt drei Geräte zur kontinuierlichen Messung des Blutdrucks unter Verwendung der Pulstransitzeit vor. Davon scheint keines Marktreife erreicht zu haben. Das Gerät von Pulse Transit Time Products [Ca88, Or89] nutzt zur Berechnung des Druckes eine EKG-Ableitung und den photoplethysmographisch gemessenen Fingerpuls. Dazu muss das Gerät in Ruhe und nach Belastung kalibriert werden. Das Prototyp-System der Firma Vectron [Gr89] funktioniert vergleichbar, wobei der Fingerpuls mit einem Pulsoximeter erfasst wird. Das dritte Gerät der Firma Sentinel Monitoring heißt Artrac 7000. Die Pulstransitzeit wird aus den Messsignalen von zwei photoplethysmographischen Sensoren bestimmt, die an Ohr und Finger befestigt werden. Das System wird mittels oszillometrischer Messung kalibriert, die alle fünf Minuten wiederholt werden muss. ELTER beurteilt die Bestimmung der Transitzeit aus Pulswellen, die nicht an einem Gefäßast in Serie gemessen werden, als kritisch. Ebenso sind die häufig notwendigen Kalibrierungen störend, insbesondere wenn sie während Phasen mit deutlichen Blutdruckänderungen stattfinden.

KOHDEN [Ko05] nutzt die Pulstransitzeit als neuen nicht-invasiven Parameter, um plötzliche Blutdruckschwankungen zu erkennen. Bisher wurde der Blutdruck mit einem von ihm entwickelten Gerät mittels manschettengestützter Methode in periodischen Abständen gemessen. Schwankungen des Drucks, die zwischen den Messungen auftraten, konnten so nicht erkannt werden, oder sie wurden erst mit der nächsten Messung festgestellt. Änderungen in der Pulswellenlaufzeit lösen nun zusätzliche Messungen aus, so dass sich auch zwischenzeitliche Veränderungen erkennen lassen. Bei dem Verfahren handelt es sich allerdings nicht um eine kontinuierliche Blutdruckerfassung.

HEARD ET AL. [He00] beschreiben das Gerät DxTek monitor (Patentanmeldung 1999 [Go99]) der Firma DxTek Inc. Es handelt sich hierbei ebenfalls um einen Apparat zur kontinuierlichen nicht-invasiven Blutdruckmessung unter Verwendung der Pulstransitzeit. Der zeitliche Abstand zwischen der R-Zacke einer EKG-Ableitung und dem Zeitpunkt des halben Pulsanstiegs am Finger wird als Pulswellenlaufzeit berechnet. Der systolische Blutdruck berechnet sich mit Hilfe einer quadratischen Gleichung aus dem Kehrwert der Transitzeit. Der Koeffizient des quadratischen Terms ist dabei fest vorgegeben. Die additive Konstante wird in einem Kalibrierungsschritt individuell ermittelt. Das System wurde bisher in einer klinischen Studie validiert, scheint aber nicht auf dem Markt angeboten zu werden.

Der Aufbau des patentierten Beat-2-Beat Gerätes [Be01, Ch03, Li03] der Firma VSM Med-Tech Ltd. ist vergleichbar mit dem oben beschriebenen Artrac 7000. Eventuell handelt es sich hier um ein Nachfolgemodell. Die zwei Sensoren zur optischen Volumenpulsmessung können dabei an verschiedenen Körperstellen wie Ohr, Zeh, Stirn oder Finger platziert werden. Aus

den registrierten Pulswellen wird dann durch Kreuzkorrelation die Transitzeit ermittelt. Nachteil ist hier wieder die Messung an zwei verschiedenen Arterienästen. Die eigentliche Blutdruckberechnung erfolgt dann mit einer Gleichung der Form  $p = a + b \cdot \ln(T)$ , wobei  $T$  die Pulswellenlaufzeit,  $p$  der Blutdruck und  $a$  und  $b$  individuelle Konstanten sind. Die Kalibrierung erfolgt mittels oszillometrischer Messung bei zwei verschiedenen Blutdrücken. Das Gerät wurde in mehreren klinischen Studien an über 100 Patienten validiert.

Im Fachgebiet Elektrische Messtechnik der Universität Paderborn werden seit längerem Untersuchungen zur kontinuierlichen Blutdruckmessung durchgeführt. BARSCHDORFF ET AL. [Ba98] beschreiben einen linearen Zusammenhang zwischen Blutdruck und Pulswellengeschwindigkeit. Die Modellkoeffizienten werden in einem einmaligen Kalibrierungsschritt individuell bestimmt. Für die zur Pulstransitzeitberechnung erforderliche R-Zacken-Bestimmung wird ein im Fitnessbereich üblicher Brustgurt verwendet. Das periphere Pulssignal wird mit einem photoplethysmographischen Sensor an Ohr bzw. Finger abgenommen. In [Ba00] wird eine Weiterentwicklung des Verfahrens vorgestellt. Die Auswertung der Pulswellenlaufzeit und die Berechnung des Blutdrucks erfolgen nun mit Hilfe eines neuronalen Netzes, das mit den Daten zahlreicher Probanden trainiert wurde.

LASS ET AL. [La04] beschreiben den Zusammenhang zwischen Pulstransitzeit und Blutdruck durch ein Polynom vierter Ordnung. Die Kalibrierung erfolgt mit Hilfe von Blutdruckwerten, die mit einem manschettengestützten Messverfahren gewonnen wurden. Die Pulstransitzeit wird dabei aus der R-Zacke des EKGs und dem Zeitpunkt des halben Anstiegs der Pulswelle ermittelt. Die Transitzeit aus dem Zeitpunkt, an dem die Pulswelle 10% des maximalen Anstiegs erreicht, liefert zwar eine geringfügig bessere Korrelation mit den Blutdruckmesswerten, reagiert aber deutlich weniger robust auf Bewegungsartefakte.

#### 4.2.5 Zusammenfassung

Für die in dieser Arbeit zu untersuchenden Fragestellungen sind die klassischen manschettenbasierten Messverfahren wegen ihrer diskontinuierlichen Datenerfassung nicht geeignet. Ebenso scheidet die invasive Messung aufgrund des hohen apparativen Aufwandes und der Risiken für die Probanden aus. Die Bestimmung des Blutdrucks ohne Manschette, d. h. ohne externen Druck, aus kardiovaskulären Parametern ist ein sehr interessanter Weg, der in dieser Arbeit weiter verfolgt werden soll. Es ist das einzige Verfahren, mit dem belastungsfrei und kontinuierlich gemessen werden kann, ohne störend zu wirken und Aufmerksamkeit auf sich zu ziehen. Außerdem ist die Messung wenig störungsanfällig und erreicht eine gute Messgenauigkeit. Eine Überprüfung der Genauigkeit mit Hilfe einer gleichzeitig durchgeföhrten invasiven Messung wäre sinnvoll, erscheint aber aus den in Kapitel 4.2.3 genannten Gründen

nicht möglich. Daher werden in dieser Untersuchung Vergleichswerte mit einem manschettengestützten Verfahren ermittelt.

### 4.3 Modellansatz für den systolischen Blutdruck

Die Methode, den systolischen Blutdruck aus der Pulstransitzeit zu bestimmen, scheint für die vorliegende Fragestellung am vielversprechendsten zu sein. Im Folgenden werden der mathematische Zusammenhang zwischen der Pulstransitzeit und dem systolischen Blutdruck hergeleitet und die eigenen Ansätze zur kontinuierlichen Blutdruckberechnung, die darauf beruhen, dargestellt.

#### 4.3.1 Formaler Zusammenhang von Pulstransitzeit und systolischem Blutdruck

Die folgenden Zusammenhänge beruhen auf Ausführungen der Autoren BUSSE [Bu82], ELTER [El01], GOLUB [Go99], HEARD ET AL. [He00], SCHMIDT ET AL. [Schm05] und TRAUTWEIN ET AL. [Tr72]. Zur Bestimmung des interarteriellen Blutdrucks aus der Pulswellenlaufzeit kann man das Arteriensystem als einfaches mechanisches Modell behandeln. Der anatomische Aufbau der Gefäße gestattet einen Vergleich mit einem zylindrischen, unge-dämpften, verlustfreien, elastischen Schlauch, der mit Flüssigkeit gefüllt ist und sich gefäßmechanisch mit gewissen Annahmen und Näherungen anschaulich beschreiben lässt.

Wie in Kapitel 4.1.4 beschrieben, kommt es bedingt durch die elastischen Eigenschaften der Schlauchwand zu lokalen Volumenspeicherungen, die dann über die Gefäße hinweg weiterströmen. Die räumlichen und zeitlichen Veränderungen des Flüssigkeitsvolumens lassen sich mit Hilfe der Wellengleichungen beschreiben, zu deren Herleitung die Kontinuitätsgleichung eines verlustfreien Schlauches und die Bewegungsgleichung einer reibungsfreien, inkompressiblen Flüssigkeit verwendet werden [Bu22]. Dies führt zu:

$$\frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = c^2 \cdot \frac{\partial^2 p}{\partial z^2} \quad \text{und} \quad \frac{\partial^2 i}{\partial t^2} = c^2 \cdot \frac{\partial^2 i}{\partial z^2} \quad \text{Gl. 4-1}$$

wobei  $p$  der Druck,  $i$  die Stromstärke und  $c$  die Pulswellengeschwindigkeit ist. Die Lösung der Wellengleichung wird auch im Anhang A.3.1 behandelt. Für eine weitere und genauere Beschreibung des mechanischen Verhaltens der Gefäße bzw. der Gefäßwände lassen sich Beziehungen zwischen Druck und den Gefäßeigenschaften wie beispielsweise dem Querschnitt und der Wandelastizität des Schlauches ableiten. Der Schlauch besitzt den Innenradius  $R$ , die Wanddicke  $h$  und die Länge  $l$ . Im Innern des Schlauches herrscht der Druck  $p$ .

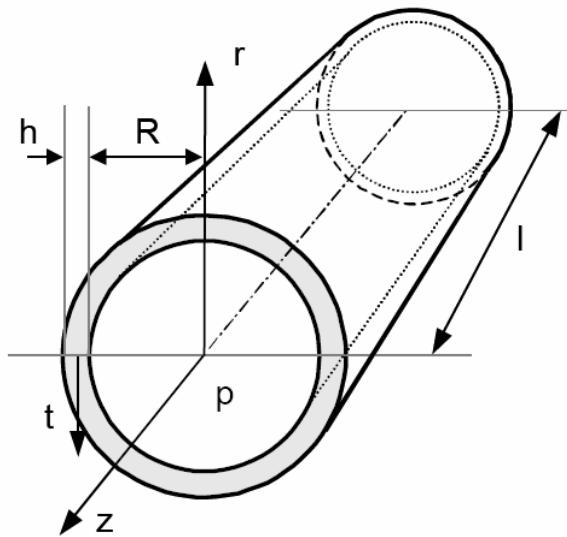


Abb. 4.11: Schematische Darstellung des Arterienmodells [El01]

Ein Maß für die Elastizität und damit auch für die Volumenspeicherung des Gefäßsegments ist der Kompressionsmodul  $K$ , der sich als Quotient von Druck- und Volumenänderung ergibt:

$$K = \frac{dp}{dV/V} \quad \text{Gl. 4-2}$$

Dieser kann andererseits zusammen mit der Fluiddichte  $\rho$  zur Berechnung der Ausbreitungsgeschwindigkeit  $c$  einer longitudinalen Druckwelle, hier der Pulswellengeschwindigkeit, herangezogen werden [Ti09].

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho}} \quad \text{Gl. 4-3}$$

Durch Einsetzen von Gleichung 4-2 in Gleichung 4-3 folgt:

$$c = \sqrt{\frac{1}{\rho} \cdot \frac{dp}{dV} \cdot V} \quad \text{Gl. 4-4}$$

Eine Möglichkeit des weiteren Vorgehens ist die Betrachtung eines längs fixierten, zylindrischen Schlauches ( $\Delta l = 0$ ). Für diesen ergibt sich mit der Volumenänderung  $dV = l \cdot 2\pi R \cdot dR$  und dem Volumen des Zylinders  $V = \pi R^2 \cdot l$ :

$$c = \sqrt{\frac{R}{2\rho} \cdot \frac{dp}{dR}} \quad \text{Gl. 4-5}$$

Diesen Schlauch kann man gedanklich in zwei longitudinale Symmetrieebenen teilen, so dass zwei Hälften entstehen, die der Druck  $p$  mit der Kraft:

$$F_p = 2 \cdot R \cdot l \cdot p \quad \text{Gl. 4-6}$$

auseinander zu treiben bestrebt ist. Dieser Kraft wirkt eine gleich große Kraft entgegen, die von der tangentialen Wandspannung  $\sigma_t$  herrührt:

$$F_{\sigma} = 2 \cdot h \cdot l \cdot \sigma_t \quad \text{Gl. 4-7}$$

Das Gleichsetzen dieser beiden Kräfte liefert:

$$\sigma_t = \frac{p \cdot R}{h} \quad \text{bzw.} \quad d\sigma_t = \frac{dp \cdot R}{h} \quad \text{Gl. 4-8}$$

Die Beziehung zwischen der Spannung  $\sigma$  und der Dehnung  $\varepsilon = dR / R$  eines Wandelements lässt sich allgemein mit Hilfe des Elastizitätsmoduls  $E$  beschreiben. Der lineare Bereich für kleine Änderungen des Radius wird auch als Hook'sches Gesetz bezeichnet und kann hier näherungsweise verwendet werden.

$$E(\sigma) = \frac{d\sigma}{d\varepsilon} \quad \text{Gl. 4-9}$$

Die auf die Druckänderung bezogene Durchmesseränderung kann aus Gleichung 4-8 und Gleichung 4-9 abgeleitet werden:

$$\frac{dR}{dp} = \frac{R^2}{h \cdot E_t} \quad \text{Gl. 4-10}$$

Setzt man dieses Ergebnis in Gleichung 4-5 ein, so erhält man die bekannte Formel nach Moens und Korteweg:

$$c = \sqrt{\frac{h \cdot E_t}{2 \cdot \rho \cdot R}} \quad \text{Gl. 4-11}$$

Um nun einen Zusammenhang zwischen dem Druck im Schlauch und der Ausbreitungsgeschwindigkeit einer Druckwelle zu beschreiben, kann ein linearer Ansatz für die Beziehung zwischen  $E_t$  und  $p$  aufgestellt werden, der sich auf experimentelle Untersuchungen stützt:

$$E_t = E_0 + E_p \cdot p \quad \text{Gl. 4-12}$$

Bei  $E_0$  und  $E_p$  handelt es sich um Konstanten.

Damit kann durch Einsetzen von Gleichung 4-12 in Gleichung 4-11 und entsprechendes Umstellen der Druck folgendermaßen berechnet werden:

$$p = \frac{2 \cdot \rho \cdot R}{E_p \cdot h} \cdot c^2 - \frac{E_0}{E_p} \quad \text{Gl. 4-13}$$

Der Blutdruck hängt also vom Verhältnis des Radius zur Wandstärke eines Arteriensegments, von der Blutdichte und vor allem von der Pulswellengeschwindigkeit ab. Man sieht, dass eine Erhöhung des Blutdrucks zu einer Steigerung der Pulswellengeschwindigkeit führt. Da sie umgekehrt proportional zur Pulswellenlaufzeit ist, verkürzt sich die Laufzeit bei Erhöhung des Blutdrucks.

Nimmt man den Gefäßradius  $R$  und die Wanddicke  $h$  sowie die Blutdichte  $\rho$  als konstant an, so kann man den Blutdruck allein durch Messen der Pulswellengeschwindigkeit bestimmen:

$$p = C_1 \cdot c^2 - C_2 \quad \text{Gl. 4-14}$$

Dieser quadratische Ansatz wird im Folgenden weiterverfolgt, um ein Verfahren zur modellgestützten kontinuierlichen Blutdruckbestimmung zu entwickeln.

In Gleichung 4-14 wird die Konstante  $C_2$  vom quadratischen Term subtrahiert. Dieser Zusammenhang wird aus Gleichung 4-13 übernommen. Im Folgenden sollen alle Terme in einem allgemeinen Modellansatz additiv verknüpft werden. Das Vorzeichen wird dann durch den Wert des entsprechenden Koeffizienten berücksichtigt.

Eine andere Herangehensweise ist die direkte Lösung der Differentialgleichung 4-4 mit Hilfe des Verfahrens der *Trennung der Variablen*. Gesucht ist ein Zusammenhang zwischen Druck  $p$  und Pulswellengeschwindigkeit  $c$ . Dabei wird nicht die exakte Lösung der Differentialgleichung benötigt, sondern vielmehr ein daraus abzuleitender Funktionstyp  $p = f(c)$ , dessen Parameter anschließend über das im folgenden Abschnitt beschriebene Verfahren zur Modellbildung individuell bestimmt werden.

Für die Berechnung wird näherungsweise  $c \sim f(p)$  anstelle von  $c \sim f(p, V)$  verwendet. Dieser Ansatz ist aufgrund der geringen Kompressibilität von Blut und der damit verbundenen kleinen Volumenänderungen gerechtfertigt. Das Ergebnis ist ein Zusammenhang, der der Form von Gleichung 4-14 entspricht.

### 4.3.2 Modellbildung

Die gesuchte Größe *Blutdruck* und die Pulswellenlaufzeit hängen nach der in Kapitel 4.3.1 beschriebenen Beziehung über eine Anzahl von physiologischen Parametern zusammen, die nicht alle individuell gemessen werden können. Es wird daher ein allgemeiner quadratischer Ansatz verwendet, dessen Koeffizienten durch eine Kalibrierungsmessung bestimmt werden müssen. Es handelt sich deshalb bei diesem Verfahren um ein modellgestütztes Verfahren, wie es z. B. auch beim oszillometrischen Blutdruckmessverfahren verwendet wird.

Das mathematische Modell, das dem Verfahren zugrunde liegt, besitzt als Eingangsgröße die Pulstransitzeit  $T_{R\_P}$  und als Ausgangsgröße den systolischen Blutdruck  $P_{sys} = f(T_{R\_P})$  als Funktion der Transitzeit.

Die Pulswellenlaufzeit und der Blutdruck werden nicht als absolute, sondern als auf den Ruhewert normierte Größen in das Modell eingesetzt. Der Ruhewert entspricht dabei dem jeweiligen Parameter bei größtmöglicher Entspannung einer Person. Dies steigert die Robustheit der Modellkoeffizienten gegenüber Schwankungen im physiologischen und psychologischen Zustand des Probanden. So kann beispielsweise bei konstanter Pulstransitzeit ein unterschiedlicher Ruheblutdruck festgestellt werden, abhängig u. a. vom Verhalten vor der Untersuchung und dem allgemeinen Gesamtzustand der Person.

Weiterhin wird der Modellansatz zunächst nach Be- und Entlastungsphase aufgeteilt. Es hat sich bei mehreren Messungen gezeigt, dass sich für die beiden Phasen verschiedene Zusammenhänge zwischen Blutdruck und Pulstransitzeit ergeben. Dies hängt mit den unterschiedlichen Zeitkonstanten der einzelnen Regelmechanismen für Schlagvolumen, peripheren Widerstand und Gefäßelastizität bei sympathischem und parasympathischem Einfluss, wie in Kapitel 4.1.3 gezeigt wurde, zusammen.

Das Modell lässt sich somit allgemein in der folgenden Form angeben.

$$\begin{aligned}\Delta P_{sys,bel} &= a_{1,bel} \cdot \Delta T_{R\_P}^2 + a_{2,bel} \cdot \Delta T_{R\_P} + a_{3,bel} \\ \Delta P_{sys,ent} &= a_{1,ent} \cdot \Delta T_{R\_P}^2 + a_{2,ent} \cdot \Delta T_{R\_P} + a_{3,ent}\end{aligned}\quad \text{Gl. 4-15}$$

Dabei sind  $a_1$ ,  $a_2$  und  $a_3$  die noch zu bestimmenden personenspezifischen Modellkoeffizienten und  $\Delta T_{R\_P}$  sowie  $\Delta P_{sys}$  die auf den Ruhewert normierte Eingangs- bzw. Ausgangsgröße.

$$\begin{aligned}\Delta P_{sys} &= P_{sys} - P_{sys,Ruhe} \\ \Delta T_{R\_P} &= T_{R\_P} - T_{R\_P,Ruhe}\end{aligned}\quad \text{Gl. 4-16}$$

Die Ruhewerte werden dabei zu Beginn einer Versuchsphase über einen vorher definierten Zeitraum ermittelt, in dem sich der Proband entspannt und möglichst nicht bewegt.

Der Modellansatz beinhaltet im Unterschied zu Gleichung 4-14 aus Kapitel 4.3.1 noch einen linearen Term, zur Verbesserung der durch die Parameterschätzung entstehenden Näherung für den systolischen Blutdruck. Bei Nichtgebrauch kann dieser Teil des Modells entfallen, wenn der Koeffizient  $a_2$  gleich Null gesetzt wird.

Um den systolischen Blutdruck kontinuierlich berechnen zu können, benötigt man die Pulstransitzeit, die für jede Herzaktion bestimmt und aufgezeichnet wird, die individuellen Modellkoeffizienten und den Ruheblutdruck. Die Modellkoeffizienten müssen vorab in einem Kalibrierungsversuch ermittelt werden. Dazu wird mit Hilfe eines Belastungstests – z. B. auf einem Ergometer – eine dynamische Änderung von Pulstransitzeit und Blutdruck erreicht, währenddessen Blutdruckmesswerte mit einem manschettengestützten Messverfahren gewonnen werden. Nachteil ist allerdings, dass während der eigentlichen Belastungsphase aufgrund von Bewegungen des Probanden nicht oder nur mit unzureichender Genauigkeit gemessen werden kann und somit verlässliche Referenzmessdaten nur in der Ruhe- und Erholungsphase vorliegen.

Daher werden zur Berechnung der Modellkoeffizienten zwei Varianten vorgestellt, die sich der Stützwerte der Be- und Entlastungsphase als auch allein der Stützwerte der Entlastungsphase bedienen.

### 4.3.3 Bestimmung der Modellkoeffizienten aus Stützwerten der Be- und Entlastungsphase

Zunächst soll die Bestimmung der Modellkoeffizienten anhand einer Messung<sup>6</sup> (ID00117, 16.11.2000, Ergometerversuch) erläutert werden, bei der Blutdruckwerte während der Belastungs- als auch der Entlastungsphase mit Hilfe der auskultatorischen Methode ermittelt wurden. Abbildung 4.12 zeigt den zeitlichen Verlauf der Herzfrequenz und der Pulstransitzeit dieser Untersuchung. Die gestrichelten senkrechten Markierungen geben die Zeitpunkte an, zu denen die systolischen Werte abgelesen wurden. Die Belastungsphase ist grau hinterlegt.

<sup>6</sup> Vielen Dank an Prof. Dieter Barschdorff für die Bereitstellung der Messdaten.

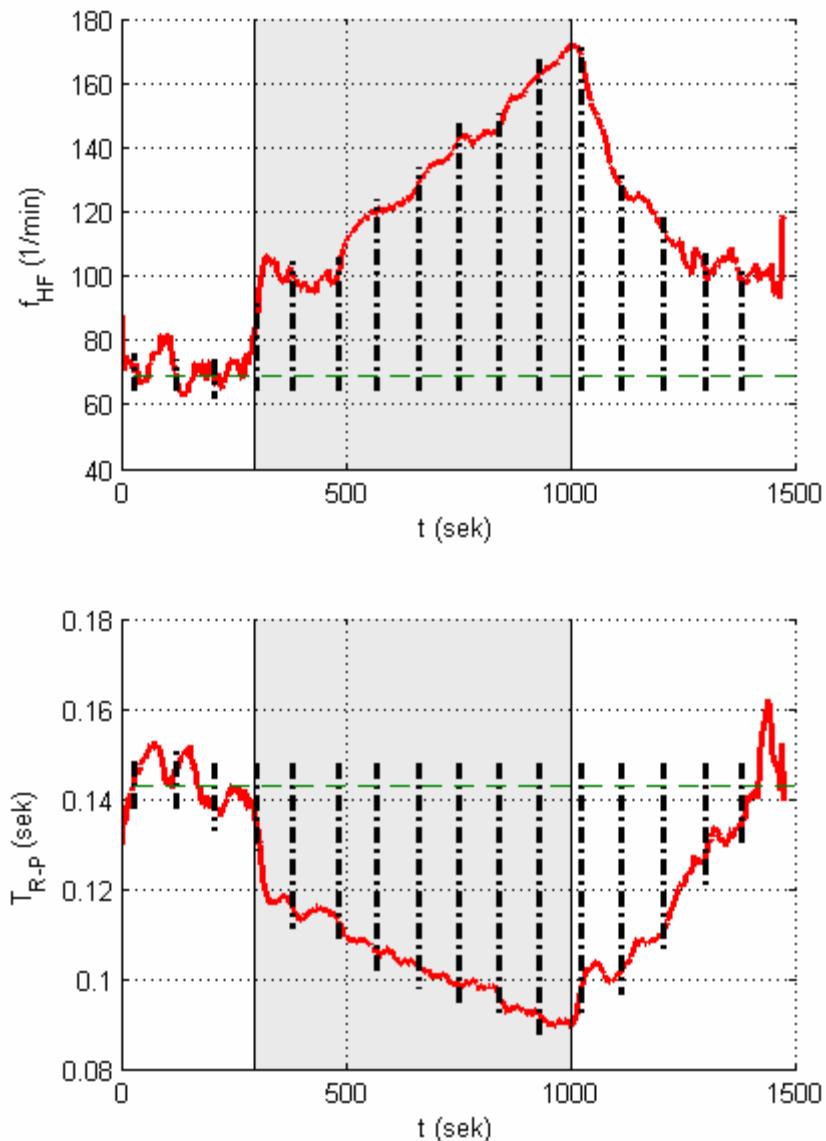


Abb. 4.12: Herzfrequenz- und Pulstransitzeitverlauf bei einer Ergometeruntersuchung (ID00117)

In Abbildung 4.13 sind die gemessenen systolischen Blutdruckwerte zu sehen. Der Blutdruckruhwert ergibt sich als arithmetisches Mittel der Messwerte aus der Ruhephase vor Beginn der Belastung. Die Herzfrequenz- und Pulstransitzeitruhwerte erhält man entsprechend durch Berechnung des arithmetischen Mittels der zum Zeitpunkt der Ruheblutdruckmessungen abgelesenen Herzfrequenz- und Pulstransitzeitwerte. In den Darstellungen 4.15 und 4.16 sind die Ruhewerte als horizontale gestrichelte Linien eingetragen.

Man erkennt, dass für den erwarteten maximalen Blutdruck direkt am Ende der Belastung kein Messwert vorliegt. Wie im Folgenden (vgl. Kapitel 4.6) noch beschrieben wird, tritt dieses Problem insbesondere bei Untersuchungen auf, bei denen die Referenzblutdruckwerte nach dem oszillometrischen Verfahren gewonnen werden, da aufgrund der Messdauer nicht direkt am Belastungsende gemessen werden kann.

Um diese prinzipielle, durch das manschettenbasierte Verfahren bedingte Messunsicherheit zu verringern, wird aus den Messwerten der Entlastungsphase mit Hilfe der Methode der kleinsten Fehlerquadrate eine quadratische Funktion der Form  $a \cdot t^2 + b \cdot t + c$  approximiert und so der maximale Blutdruckwert am Ende der Belastung geschätzt. So erhält man einen zusätzlichen Stützwert für die weitere Auswertung.

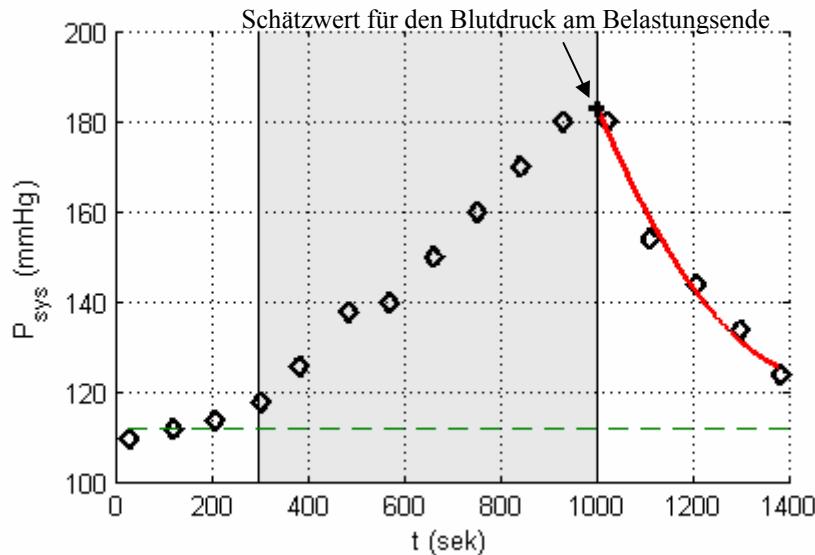


Abb. 4.13: Blutdruckmesswerte, Approximation des maximalen Druckes (ID00117)

Der quadratische Funktionstyp liefert die plausibelsten Werte für den maximalen Druck. Andere Funktionen, z. B. von der Form  $a \cdot \exp(b/t)$ , liefern nicht immer akzeptable Ergebnisse. Insbesondere bei geringer Anzahl von Blutdruckmesswerten während der Entlastungsphase und auftretenden Messfehlern, nimmt die Qualität der Schätzung schnell ab.

Die folgende Abbildung 4.14 zeigt die normierten Blutdruckwerte aufgetragen über den jeweils zugehörigen normierten Pulstransitzeitwerten. Die Messwerte der Entlastungsphase sind als rote, die der Belastungsphase als blaue Symbole dargestellt. Der durch Mittelung entstandene Ruhewert befindet sich in dieser Darstellung im Koordinatenursprung. Der Blutdruckschätzwert aus dem Zeitverlauf der Messwerte ist mit dem zugehörigen Pulstransitzeitwert als rotes Kreuz markiert.

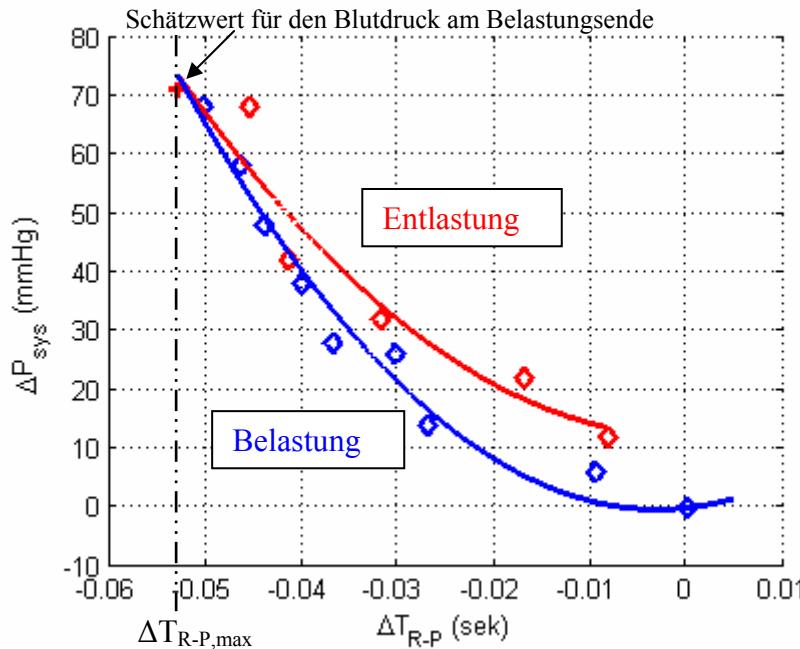


Abb. 4.14: Be- und Entlastungskennlinie (ID00117)

Es kann nun getrennt nach Be- und Entlastung eine quadratische Approximationsfunktion für den systolischen Blutdruck nach der Methode der kleinsten Fehlerquadrate ermittelt werden. Die Koeffizienten dieser Funktionen sind die gesuchten Modellkoeffizienten. Der geschätzte maximale Blutdruckwert tritt hier als zusätzlicher Stützwert auf und wird von den gefundenen Funktionen nicht zwangsläufig durchlaufen. Da es sich nur um einen Schätzwert handelt, soll dies auch nicht gefordert werden. Außerdem wird als zusätzlicher Stützwert für die Belastungsfunktion der Ruhewert – also der Koordinatenursprung aus Abbildung 4.14 – eingesetzt, da diese ebenfalls in der Ruhephase Anwendung finden soll.

Es zeigt sich nun, dass die Belastungsfunktion im Allgemeinen nicht durch den Ursprung verläuft und die Entlastungskennlinie nicht bei  $\Delta T_{R\_P,max}$  schneidet, wobei  $\Delta T_{R\_P,max}$  der zum Belastungsende gehörende Pulstransitzeitwert ist. Dies muss aber gefordert werden, damit für den Ruhewert der Pulstransitzeit auch der Blutdruckruhewert berechnet wird und damit beim Wechsel der Modellfunktion am Belastungsende ein stetiger Übergang entsteht. Dazu wird nun die Belastungsfunktion mit drei Stützstellen neu approximiert.

Der am Belastungsende gefundene Wert  $\Delta T_{R\_P,max}$  muss nicht der tatsächlich auftretende maximale Pulstransitzeitwert sein. Häufig ergeben sich im Verlauf der Belastung betragsmäßig größere Werte, so dass die Belastungskennlinie noch über  $\Delta T_{R\_P,max}$  hinaus verwendet wird. Am Ende der Belastungsphase ergibt sich dann aber wieder ein stetiger Übergang auf die Entlastungskennlinie.

Mit den Modellkoeffizienten kann nun der Blutdruckverlauf aus der Pulstransitzeit berechnet werden. Abbildung 4.15 zeigt das Ergebnis zusammen mit den nach auskultatorischer Methode gemessenen Werten.

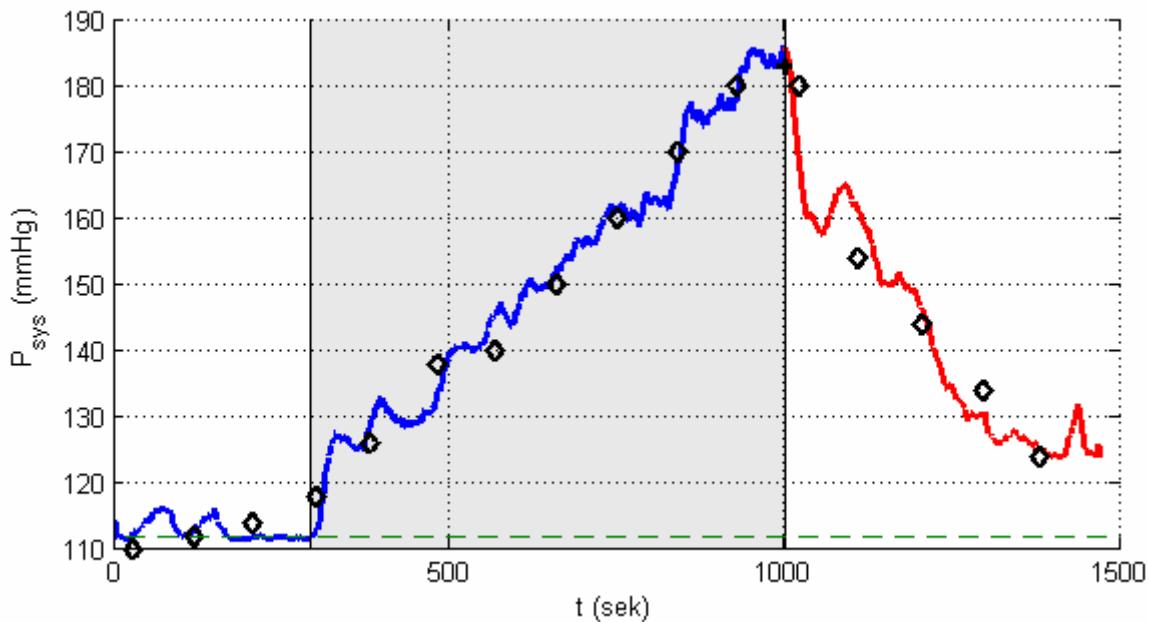


Abb. 4.15: Berechneter Blutdruckverlauf und manschettenbasiert erfasste Messwerte (ID00117)

Die mittlere Abweichung zwischen dem berechneten Verlauf und den Messwerten ist mit 3,5 mmHg gering. Dieses Ergebnis war zu erwarten, da alle Stützwerte in den Modellansatz eingeflossen sind.

#### 4.3.4 Bestimmung der Modellkoeffizienten allein aus Stützwerten der Entlastungsphase

In der Praxis ist es meist nicht möglich, Blutdruckwerte als Stützwerte zur Modellbestimmung während der Belastungsphase mit guter Genauigkeit zu ermitteln. Daher soll das im vorigen Abschnitt vorgestellte Verfahren angepasst werden, so dass sich das Modell allein aus Stützwerten während Ruhe- und Entlastungsphase bestimmen lässt.

Für die Entlastungskennlinie wird wie zuvor der maximale Blutdruck am Ende der Belastung geschätzt und mit den anderen Messwerten aus der Erholungsphase als zusätzlicher Stützwert für die Approximation der Modellfunktion verwendet. Für die Belastungskennlinie werden jetzt als Stützwerte der Ursprung der  $\Delta T_{R,P}/\Delta P_{sys}$ -Darstellung und die Entlastungsfunktion bei  $\Delta T_{R,P,max}$  herangezogen. Als dritter Parameter zur Bestimmung der Modellfunktion wird die Anfangssteigung der Kennlinie im Ursprung vorgegeben. Diese lässt sich aus den Steigungen

des zeitlichen Blutdruckverlaufs und des Pulstransitzeitverlaufs am Belastungsbeginn  $t_A$  berechnen, wie Gleichung 4-17 zeigt.

$$m_{bel,0/0} = \frac{d(\Delta P_{sys})}{d(\Delta T_{R\_P})} (\Delta T_{R\_P} = 0) = \frac{\frac{d(\Delta P_{sys})}{dt} (t = t_A)}{\frac{d(\Delta T_{R\_P})}{dt} (t = t_A)} \quad \text{Gl. 4-17}$$

Für die Pulstransitzeit liegt eine kontinuierliche Folge von Messwerten vor, und die Steigung ergibt sich aus dem Differenzenquotienten wie folgt:

$$\frac{d(\Delta T_{R\_P})}{dt} (t = t_A) = \frac{\Delta T_{R\_P,i} - \Delta T_{R\_P,i-1}}{t(\Delta T_{R\_P,i}) - t(\Delta T_{R\_P,i-1})} \quad \text{Gl. 4-18}$$

Um den berechneten Wert von einzelnen möglichen Artefakten unabhängig zu machen, werden die Differenzenquotienten zwischen  $t_A$  und  $t_A + 10\text{ sek}$  gemittelt. Für den Blutdruck liegen nur die einzelnen manschettenbasiert gewonnenen Messwerte vor. Die Steigung am Belastungsbeginn wird daher aus dem Ruhedruck und dem berechneten maximalen Druck  $\Delta P_{sys,max}$  am Ende der Belastungsphase sowie der Dauer dieser Phase abgeschätzt, siehe Abbildung 4.16.

$$\frac{d(\Delta P_{sys})}{dt} (t = t_A) = \frac{P_{sys,max} (t = t_E) - P_{sys,Ruhe}}{t_E - t_A} = \frac{\Delta P_{sys,max} (t = t_E)}{t_E - t_A} \quad \text{Gl. 4-19}$$

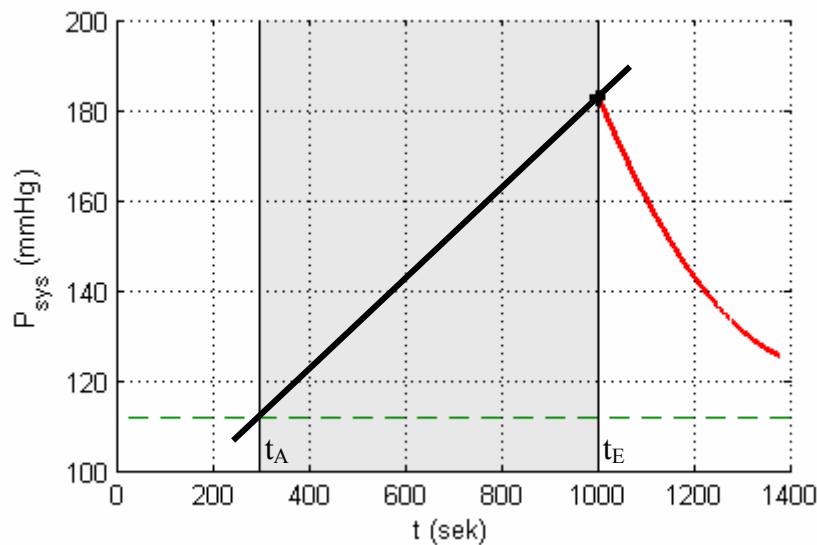


Abb. 4.16: Abschätzung der Steigung des Blutdruckverlaufes am Belastungsbeginn (ID00117)

Die Modellkoeffizienten berechnen sich dann wie folgt aus den genannten Größen:

$$\begin{aligned}
 a_{3,bel} &= 0 \\
 a_{2,bel} &= m_{bel,0/0} \\
 a_{1,bel} &= \frac{\Delta P_{sys,max} - (a_{2,bel} \cdot \Delta T_{R\_P,max})}{(\Delta T_{R\_P,max})^2}
 \end{aligned}
 \quad \text{Gl. 4-20}$$

Abbildung 4.17 zeigt das Beispiel aus dem vorigen Abschnitt, wobei das Modell und der Blutdruckverlauf mit der neuen Variante berechnet wurden.

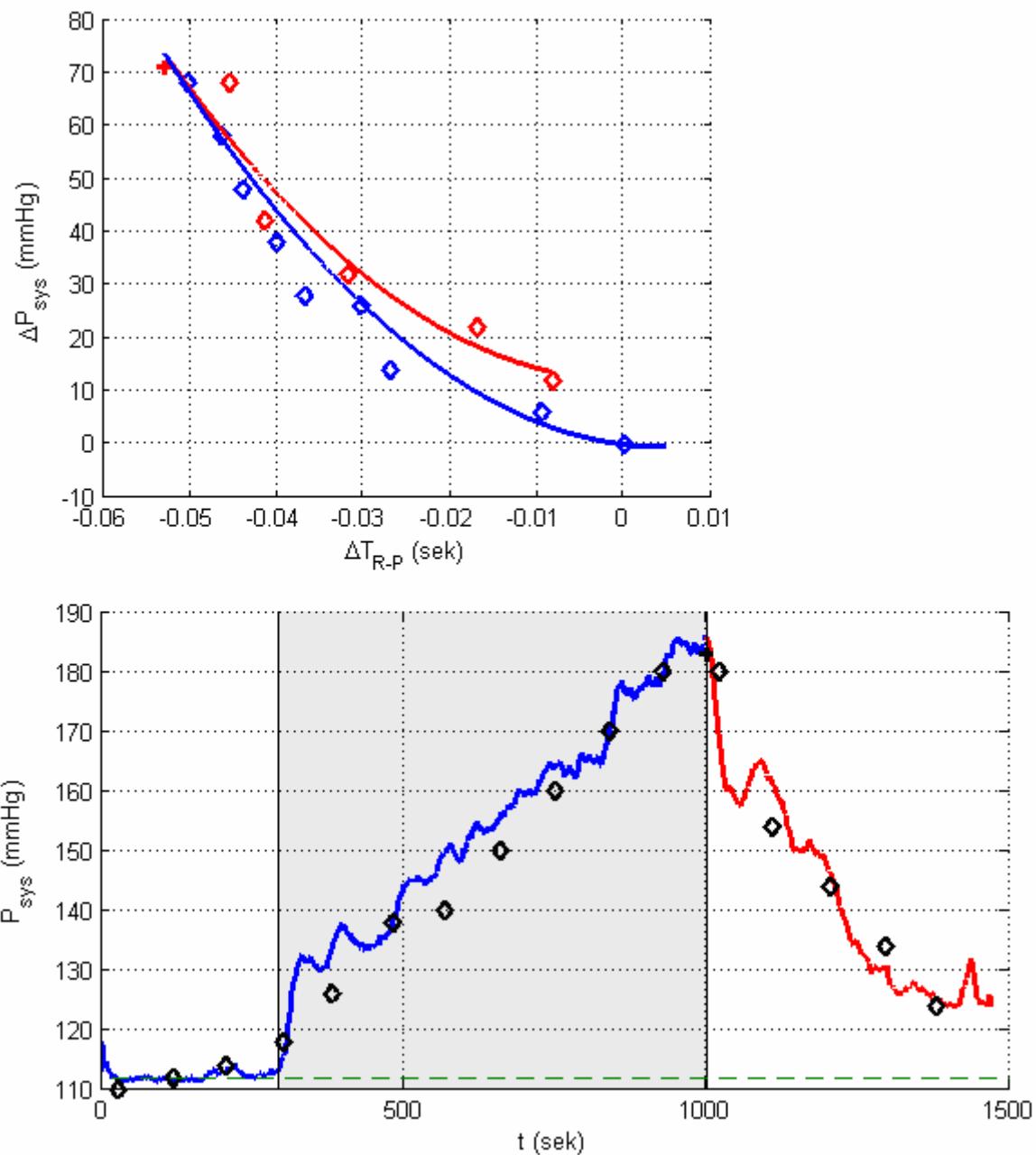


Abb. 4.17: Blutdruckbestimmung durch Schätzen der Anfangssteigung der Belastungskennlinie (ID00117)

Man sieht, dass sich hier ebenfalls eine gute Übereinstimmung mit den gemessenen Blutdruckwerten ergibt. Die mittlere Abweichung ist mit 3,7 mmHg nur geringfügig schlechter als bei der Verwendung aller Stützwerte. Die Berechnung der Anfangssteigung ist allerdings nur eine Näherung für den tatsächlichen Verlauf der Belastungsfunktion.

#### 4.3.5 Modellansatz für praktische Anwendungen

Die Verwendung eines getrennten Modellansatzes für Be- und Entlastung, der im Folgenden als *Doppelmodell* bezeichnet werden soll, liefert eine sehr gute Beschreibung der Entlastungsphase, da die Kennlinie hier nicht zwingend direkt wieder den Ursprung erreicht und die unterschiedlichen Zeitkonstanten der Kreislaufregulation berücksichtigt. Im Gegensatz dazu muss ein *Einzelmodell* – bei dem nur eine Kennlinie für Be- und Entlastung verwendet wird – immer den Ursprung durchlaufen, um für den Ruhewert der Pulstransitzeit auch den Blutdruckruhwert zu bestimmen. Soll ein vorhandenes Modell in einer Untersuchung angewendet werden, bei der nicht eindeutig zwischen Be- und Entlastungsphasen zu unterscheiden ist, so ist der Einsatz des Doppelmodells nicht möglich. Dies gilt beispielsweise für Stressuntersuchungen und Messungen während des Autofahrens, wie sie in dieser Arbeit diskutiert werden. Auch bei Intervallmessungen auf einem Ergometer mit Pausen zwischen den einzelnen Belastungsphasen ist die Anwendung des Doppelmodells sehr aufwändig, da jeweils für einen stetigen Übergang zwischen den beiden Modellfunktionen gesorgt werden muss.

Im Folgenden werden drei Ansätze vorgestellt mit deren Hilfe sich ein Einzelmodell berechnen lässt, das den Blutdruckverlauf auch bei unbekannten oder wechselnden Belastungssituationen mit guter Genauigkeit bestimmen kann.

##### **Verwendung von Stützwerten der Be- und Entlastungsphase:**

Sind Stützwerte in der Belastungsphase vorhanden, so kann eine Modellapproximation mit Hilfe des Verfahrens der kleinsten Fehlerquadrate unter Verwendung aller Stützwerte durchgeführt werden. Da hier in den folgenden Untersuchungen aber keine Belastungsmesswerte vorhanden sind, soll dieser Ansatz nicht weiter verfolgt werden.

##### **Verwendung von Stützwerten aus der Entlastungsphase:**

Wird ein Einzelmodell ausschließlich mit den Stützwerten aus der Entlastungsphase approximiert, so ergibt sich die Entlastungsfunktion des Doppelmodells. Diese dient dann auch als Schätzung für die Belastungsphase. In einem zweiten Schritt wird die gefundene Funktion mit drei Stützstellen neu approximiert, so dass sie durch den Ursprung der  $\Delta T_{R\_P}/\Delta P_{sys}$ -Darstellung verläuft. Die Anpassung an die Stützwerte der Entlastungsphase ist in diesem Fall

gut, die Belastungsphase wird aber gegebenenfalls nur ungenau beschrieben, wie Abbildung 4.18 zeigt.

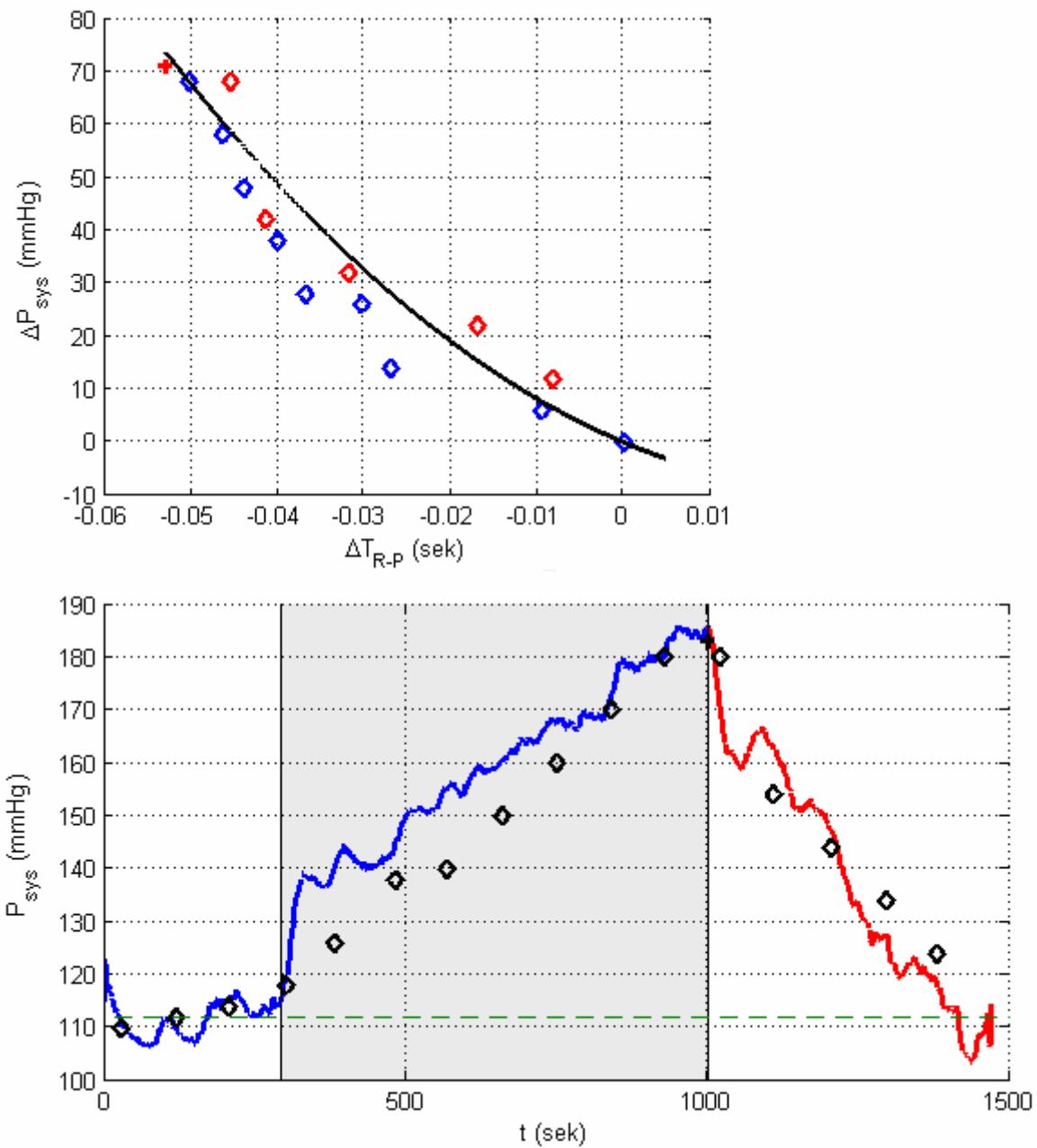


Abb. 4.18: Blutdruckbestimmung aus Einzelmodell der Entlastungsmesswerte (ID00117)

### ***Mittelung des Doppelmodells:***

Eine weitere Möglichkeit, ein Einzelmodell zu erhalten, besteht darin, die Be- und Entlastungskennlinie des Doppelmodells zusammenzufassen. Diese Variante kann auch durchgeführt werden, wenn keine Messwerte während der Belastungsphase vorliegen. Dazu werden die Koeffizienten der beiden Funktionen entsprechend ihrer Ordnung gemittelt, so dass die

neue Funktion an jedem Ort  $\Delta T_{R\_P}$  genau zwischen den beiden Ausgangsfunktionen liegt und den Punkt  $\Delta T_{R\_P,\max} / \Delta P_{sys,\max}$  schneidet.

$$\begin{aligned}
 \Delta P_{sys,ges} &= \frac{(\Delta P_{sys,bel} + \Delta P_{sys,ent})}{2} \\
 &= \frac{a_{1,bel} \cdot \Delta T_{R\_P}^2 + a_{2,bel} \cdot \Delta T_{R\_P} + a_{3,bel} + a_{1,ent} \cdot \Delta T_{R\_P}^2 + a_{2,ent} \cdot \Delta T_{R\_P} + a_{3,ent}}{2} \quad \text{Gl. 4-21} \\
 &= \frac{a_{1,bel} + a_{1,ent}}{2} \cdot \Delta T_{R\_P}^2 + \frac{a_{2,bel} + a_{2,ent}}{2} \cdot \Delta T_{R\_P} + \frac{a_{3,bel} + a_{3,ent}}{2}
 \end{aligned}$$

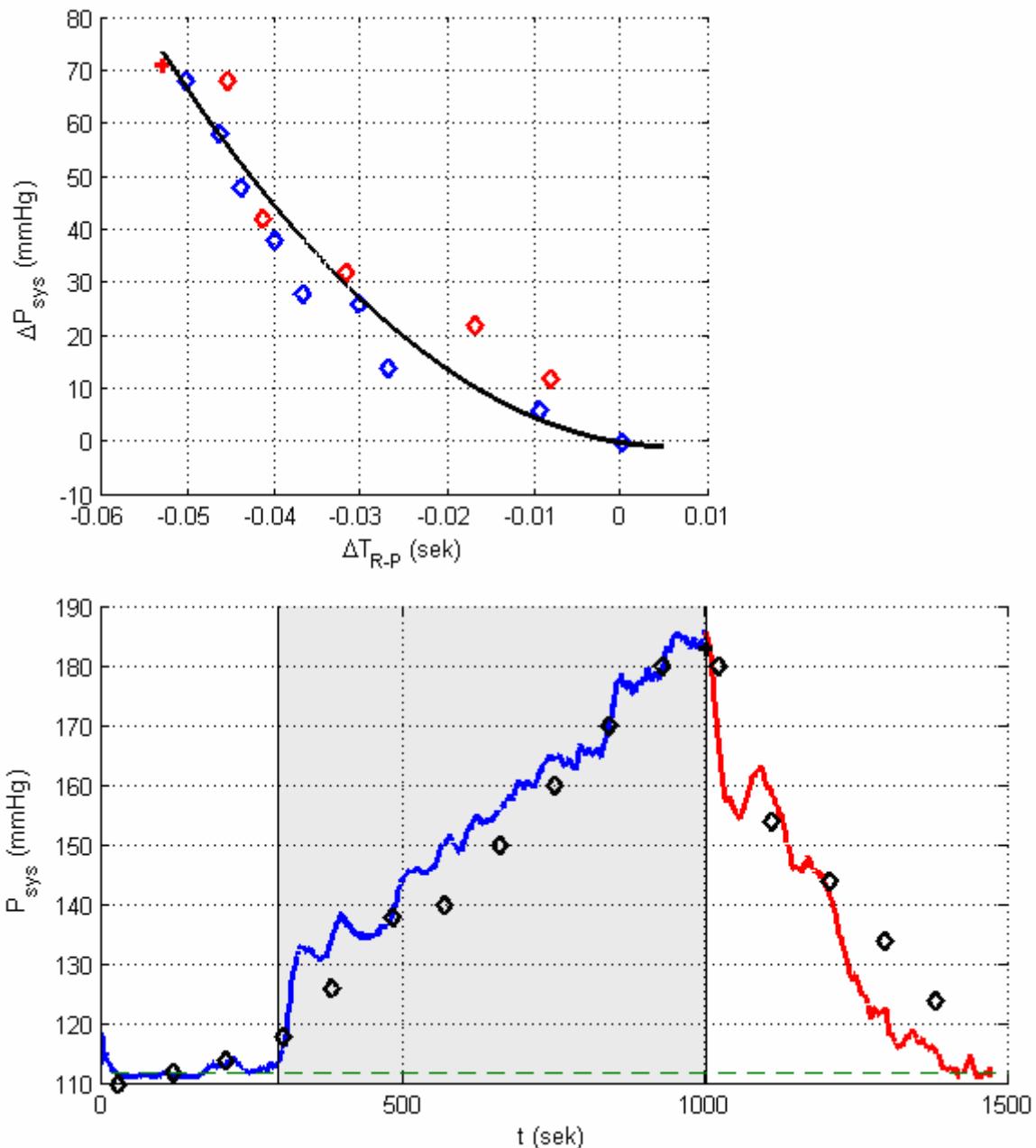


Abb. 4.19: Blutdruckbestimmung aus gemitteltem Doppelmodell (ID00117)

Im zweiten Schritt wird die Funktion mit drei Stützstellen neu berechnet, so dass sie durch den Ursprung verläuft, vergleiche Abbildung 4.19. Es ergibt sich auf diese Weise im Gegensatz zum Einzelmodell aus den Messwerten der Entlastung ein Blutdruckverlauf, der sowohl in der Be- als auch in der Entlastungsphase einen gewissen Kompromiss in der Anpassungsgenauigkeit an die manschettenbasierten Messwerte eingeht. Für Untersuchungen, bei denen sich nicht eindeutig einzelne Messphasen bestimmen lassen, erscheint dies sinnvoller. Die mittlere Abweichung des berechneten Blutdruckverlaufes und der manschettenbasiert gemessenen Werte liegt mit 5,0 mmHg etwas höher als bei der Verwendung der Doppelmodellansätze.

Tabelle 4.1 fasst noch einmal die Ergebnisse der vorgestellten Untersuchung zusammen und zeigt einen Vergleich mit weiteren Messungen.

Tab. 4.1: Mittlere Abweichung des berechneten Blutdrucks von den Messwerten für verschiedene Untersuchungen und unterschiedliche Modellanwendungen. Rot markiert: Beispiel aus den vorangehenden Abschnitten

Proband	Messung	mittlere Abweichung in mmHg			
		Doppelmodell aus Stützwerten	Einzelmodell: gemittelt aus Doppelmodell mit Stützwerten	Doppelmodell mit Anfangssteigung	Einzelmodell: gemittelt aus Doppelmodell mit Anfangssteigung
ID0001	30.11.1999	3,1	3,2	3,0	3,2
ID00019	15.09.1999	2,8	3,2	3,0	3,5
ID00115	13.11.2000	2,7	4,0	2,9	4,1
ID00115	16.11.2000	4,4	6,0	4,5	6,0
<b>ID00117</b>	<b>16.11.2000</b>	<b>3,5</b>	<b>4,7</b>	<b>3,7</b>	<b>5,0</b>
ID24507	02.04.2003	0,5	2,4	2,2	2,6

Die kleinsten Abweichungen ergeben sich beim Einsatz des Doppelmodells, bei dem sowohl die Be- als auch die Entlastungskennlinie aus Stützwerten berechnet wurden. Es zeigt sich aber auch, dass die Verwendung der Anfangssteigung für die Belastungskennlinie fast ebenso gute Ergebnisse liefert. Daher kann im Folgenden auf die Messung von Blutdruckstützwerten in der Belastungsphase verzichtet werden. Für die Einzelmodelle ist die mittlere Abweichung etwas größer als für die Doppelmodelle. Sie liegt aber noch im vertretbaren Bereich, wenn man bedenkt, dass die auskultatorisch ermittelten Stützwerte ebenfalls fehlerbehaftet sind.

#### 4.3.6 Modellanwendung

Sind die Modellkoeffizienten bekannt, kann der Blutdruck kontinuierlich berechnet werden, wenn die Pulstransitzeit für jeden Herzschlag und der Ruheblutdruck, der zu Beginn der Untersuchung ermittelt wird, vorliegen.

Bei der Übertragung eines bekannten Modells auf eine neue Messung unterscheidet sich die Vorgehensweise zwischen Doppelmodell und Einzelmodell. Für die Anwendung des Doppelmodells ist ein zusätzlicher Normierungsschritt erforderlich, mit dem eine Anpassung an die neue Maximalbelastung erfolgt. Da die Übertragung des Doppelmodells nur bei wenigen Untersuchungen sinnvoll einsetzbar ist, soll stattdessen die Übertragung des Einzelmodells von einer Kalibrier- auf eine Anwendungsmessung betrachtet werden. Die vorhandenen Modellkoeffizienten können direkt für die neue Messung verwendet werden, da keine Unterscheidung zwischen Be- und Entlastungsphase mehr erforderlich ist.

Werden während einer neuen Messung zusätzliche Blutdruckwerte mit Hilfe einer manschettengestützten Messmethode erhoben, so kann ein Korrekturschritt zur Optimierung des bekannten Modells durchgeführt werden. Dazu wird – wie in Abbildung 4.20 zu sehen – ein Messwert nahe dem Belastungsende verwendet und ebenfalls der berechnete Blutdruck  $\Delta P_{sys} (Modell)$  abgelesen.

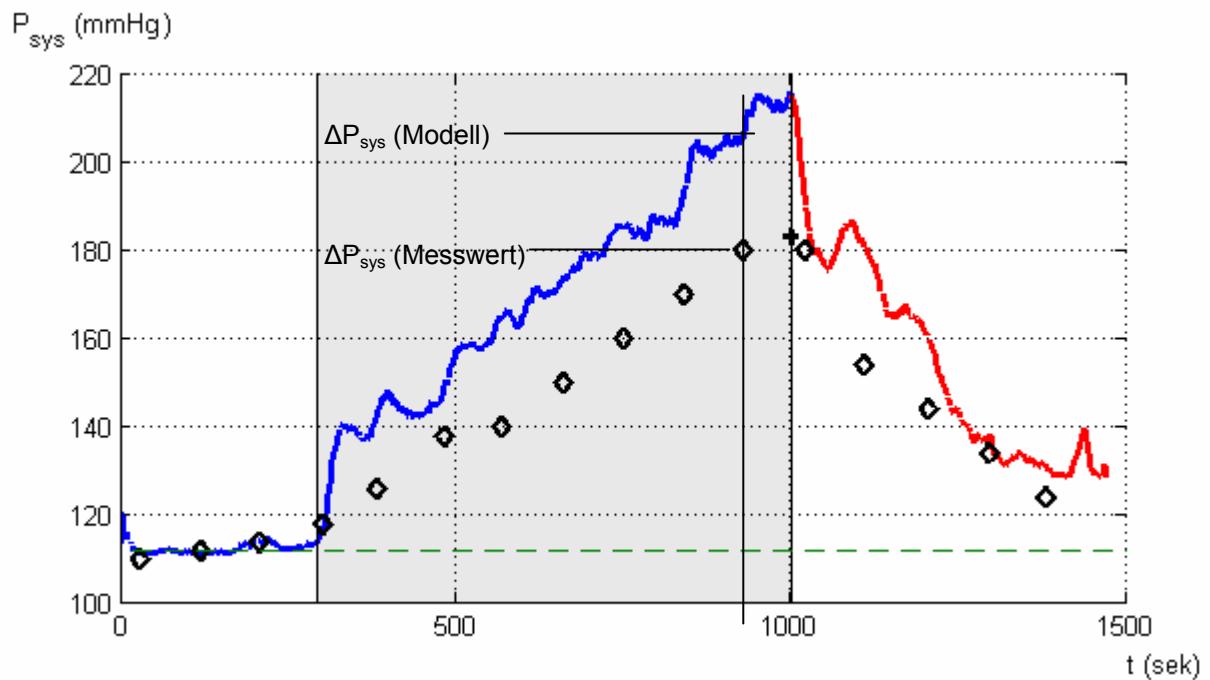


Abb. 4.20: Modellkorrektur mit zusätzlichem Messwert

Die berechneten Blutdruckwerte werden anschließend durch  $\Delta P_{sys} (Modell)$  geteilt und mit dem Messwert multipliziert.

$$\Delta P_{sys,korr} = \Delta P_{sys} \cdot f_{corr} = \Delta P_{sys} \cdot \frac{\Delta P_{sys} (Messwert)}{\Delta P_{sys} (Modell)} \quad \text{Gl. 4-22}$$

Der neu berechnete Blutdruckverlauf passt sich den Messwerten deutlich besser an und der Punkt  $\Delta P_{sys}$  (*Messwert*) wird genau durchlaufen.

Die Fehleranfälligkeit dieses Verfahrens wächst, je näher der verwendete Messwert  $\Delta P_{sys}$  (*Messwert*) aus Abbildung 4.20 am Ruhedruck liegt.

Weiterhin kann es sinnvoll sein, das Blutdruckmodell eines Probanden adaptiv zu optimieren, indem die Ergebnisse mehrerer Messungen Einfluss nehmen. Für das Einzelmodell kann in diesem Fall einfach eine Mittelung der berechneten Modelle durchgeführt werden.

#### 4.3.7 Abschätzung des systolischen Blutdrucks aus der Pulswellensteigung

Ein weiterer Ansatz für die Bestimmung des systolischen Blutdrucks ist eine Abschätzung aus der Steigung der Pulswellenfront. Mit zunehmender Herzfrequenz und gleichzeitig steigendem Blutdruck verkürzt sich der zeitliche Abstand zwischen zwei aufeinanderfolgenden Herzaktionen und somit auch die Periodendauer der Pulswelle. Dies führt zu einem steileren Anstieg des Druck- bzw. Volumenverlaufes bei gleichzeitig geringeren Druckamplituden. Die Größe der Änderung des Blutvolumens in einem Gefäßabschnitt nach einer Herzaktion ist somit aussagekräftig in Bezug auf den arteriellen Mitteldruck und damit auch auf den systolischen Blutdruck. Wie sich dies formell herleiten lässt und wie die Ergebnisse im Vergleich zur bisherigen Berechnung aus der Pulswellenlaufzeit aussehen, wird im Anhang A.3 gezeigt.

Vorteil dieser Methode ist, dass im Vergleich zur Berechnung der Pulswellenlaufzeit keine weitere Sensorik zur Ermittlung des Auswurfzeitpunktes des Blutvolumens am Herzen mehr benötigt wird.

### 4.4 Modellansatz für den diastolischen Blutdruck

Alle Überlegungen in den vorangegangenen Abschnitten gelten ausschließlich für den systolischen Blutdruck. Jetzt soll ein Ansatz zur kontinuierlichen Berechnung des diastolischen Druckes gefunden werden. Dazu gibt es mehrere Möglichkeiten.

Als erstes bietet es sich an, den diastolischen Blutdruck mit demselben Verfahren aus der Pulswellenlaufzeit zu ermitteln, das auch für den systolischen Druck verwendet wurde. Dazu wird ein quadratischer Modellansatz benutzt, der mit Messwerten aus einer manschettengestützten Blutdruckmessung kalibriert wird. Es hat sich aber wiederholt gezeigt, dass die Pulswellenlaufzeit nicht geeignet ist, den kontinuierlichen Verlauf des diastolischen Blutdrucks zuverlässig abzubilden.

Eine zweite Möglichkeit besteht darin, den Zusammenhang zwischen der Volumenpulsamplitude und dem Differenzdruck zwischen systolischem und diastolischem Druck auszunutzen, wie im Folgenden gezeigt wird. Über diesen Ansatz lassen sich sehr gut Ergebnisse für die kontinuierliche Berechnung des diastolischen Blutdrucks erzielen.

#### 4.4.1 Formaler Zusammenhang von Pulsvolumen und diastolischem Blutdruck

Für die folgenden Überlegungen wird von einem idealisierten Gewebemodell, wie in Abbildung 4.21 dargestellt, ausgegangen. Der Gewebeanteil eines durchleuchteten Hautsegmentes weist die Dicke  $l_{Gew} = \text{konst}$  auf, während der Arterienanteil die variable Dicke  $l_{Art,max} = l_{Art,min} + \Delta l_{Art}$  besitzt.

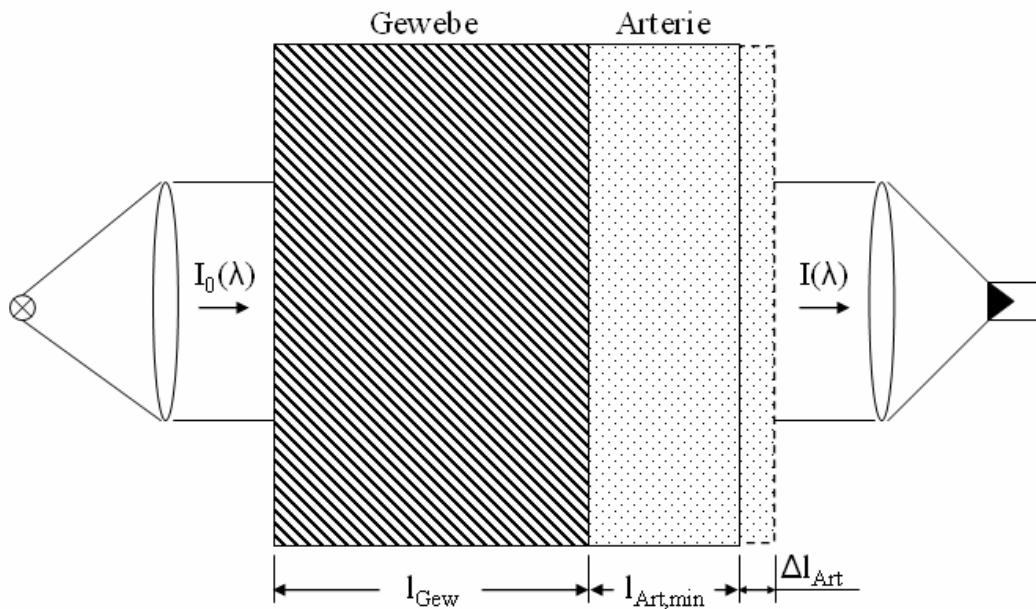


Abb. 4.21: Gewebemodell mit Transmissionssensor

Die Dickenänderung wird durch die von der Pulswelle hervorgerufene Druck- und damit einhergehende Volumenänderung der Gefäße verursacht. Das Hautsegment wird nun von einer Seite homogen mit der Intensität  $I_0$  bestrahlt. Auf der Rückseite wird die transmittierte Intensität  $I$  mit Hilfe eines Fotoempfängers gemessen. Die empfangene Intensität ist somit abhängig von der periodischen Änderung der Dicke des Arterienanteils. Für die minimal und maximal auftretende Intensität am Empfänger ergeben sich in Abhängigkeit der Eingangsin- tensität nach dem Lambert-Beerschen Gesetz folgende Zusammenhänge:

$$I_{\max} = I_0 \cdot e^{-\varepsilon \cdot c \cdot l_{\min}} = I_0 \cdot e^{-\varepsilon_{Gew} \cdot c_{Gew} \cdot l_{Gew} - \varepsilon_{Art} \cdot c_{Art} \cdot l_{Art,min}} \quad \text{Gl. 4-23}$$

$$I_{\min} = I_0 \cdot e^{-\varepsilon \cdot c \cdot l_{\max}} = I_0 \cdot e^{-\varepsilon_{Gew} \cdot c_{Gew} \cdot l_{Gew} - \varepsilon_{Art} \cdot c_{Art} \cdot l_{Art,max}} \quad \text{Gl. 4-24}$$

In den Gleichungen ist  $l$  die aktive Gewebe- bzw. Arterienlänge und  $c$  die jeweilige Stoffkonzentration. Bei  $\varepsilon$  handelt es sich um den Extinktionskoeffizienten des Gewebes bzw. des Blutvolumens im Arterienanteil. Die Eingangsintensität  $I_0$  lässt sich leicht eliminieren, indem man den Quotienten von  $I_{\max}$  und  $I_{\min}$  bildet. Durch Logarithmieren werden die Exponentialfunktionen beseitigt.

$$\ln\left(\frac{I_{\max}}{I_{\min}}\right) = (-\varepsilon_{Gew} \cdot c_{Gew} \cdot l_{Gew} - \varepsilon_{Art} \cdot c_{Art} \cdot l_{Art,min}) - (-\varepsilon_{Gew} \cdot c_{Gew} \cdot l_{Gew} - \varepsilon_{Art} \cdot c_{Art} \cdot l_{Art,max}) \quad \text{Gl. 4-25}$$

Zusammenfassen der rechten Seite ergibt die folgende Darstellung:

$$\ln\left(\frac{I_{\max}}{I_{\min}}\right) = \varepsilon_{Art} \cdot c_{Art} \cdot (l_{Art,max} - l_{Art,min}) = \varepsilon_{Art} \cdot c_{Art} \cdot \Delta l_{Art} \quad \text{Gl. 4-26}$$

Die Beziehung zwischen Druck und Durchmesser eines Gefäßes ist nach Aussage von BUSSE [Bu82, Seite 52] bis zu Druckamplituden von 50 mmHg noch annähernd linear. Dieser Bereich bezieht sich auf die Änderung des arteriellen Mitteldruckes und ist ausreichend groß, um die auftretenden Schwankungen bei üblichen Belastungen abzudecken. Nimmt man also an, das  $\Delta l \sim \Delta p$  für  $\Delta p < 50$  mmHg so erhält man:

$$\ln\left(\frac{I_{\max}}{I_{\min}}\right) = C_1 \cdot \Delta p \quad \text{Gl. 4-27}$$

Der Parameter  $C_1$  in Gleichung 4-27 ist eine Proportionalitätskonstante.

Dies lässt sich alternativ auch über das bereits dargestellte Schlauchmodell zeigen. Setzt man in Gleichung 4-10 für  $dR$  den Ausdruck  $\Delta l_{Art}$  ein und für  $R$  die halbe Schichtdicke  $l_{Art}$ , so erhält man:

$$\Delta l_{Art} = \frac{\left(\frac{1}{2}l_{Art}\right)^2}{h \cdot E} \cdot \Delta p \quad \text{Gl. 4-28}$$

Einsetzen von Gleichung 4-28 in Gleichung 4-26 liefert wieder das Ergebnis aus Gleichung 4-27.

$$\ln\left(\frac{I_{\max}}{I_{\min}}\right) = \varepsilon_{Art} \cdot c_{Art} \cdot \Delta l_{Art} = \varepsilon_{Art} \cdot c_{Art} \cdot \frac{l_{Art}^2}{4 \cdot h \cdot E} \cdot \Delta p = C_2 \cdot \Delta p \quad \text{Gl. 4-29}$$

Eine Plausibilitätsprüfung für den Sonderfall  $\Delta p=0$  ergibt, dass  $I_{\max} = I_{\min}$  sein muss. Dies bedeutet, dass keine Volumenpulsstufe vorhanden ist, wenn keine Druckänderungen auftreten.

#### 4.4.2 Modellbildung

Im Fall des diastolischen Druckes ist die Modellbildung sehr einfach. Da für die Berechnung des systolischen Blutdruckes in jedem Fall eine manschettenbasierte Ruhemessung des Blutdruckes erfolgt, können zu diesem Zeitpunkt auch die Maximal- und Minimalwerte der Volumenpulsstufe ermittelt werden. So lässt sich die Konstante  $C_2$  aus Gleichung 4-29 leicht berechnen. Anschließend kann der diastolische Druck kontinuierlich bestimmt werden, indem der aus den Pulswellendaten ermittelte Differenzdruck vom berechneten systolischen Druck abgezogen wird.  $C_2$  entspricht der Steigung der unteren Geraden in Abbildung 4.22. Nach Gleichung 4-29 dürfte sich diese Steigung während einer Messung nicht ändern. Dass sie das dennoch tut, kann am Verrutschen des Sensors und damit an einer Änderung der durchstrahlten Fläche liegen oder daran, dass die bisher als konstant angenommenen Gewebeparameter unter Belastung doch nicht konstant sind. Da diese Änderung auch bei sehr gut befestigtem Sensor auftritt, wird hier eine systematische Parameteränderung vermutet. Diese kann durch einen weiteren Stützwert am Ende der Belastungsphase korrigiert werden.

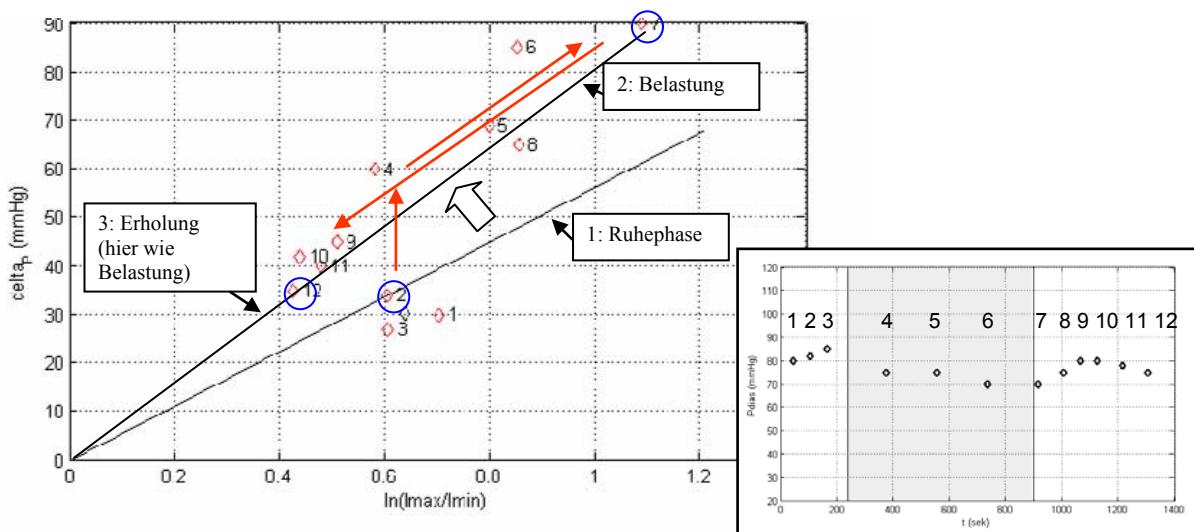


Abb. 4.22: Modellbildung für den diastolischen Blutdruck

## 4.5 Ergebnisse

Die Ergebnisse der modellbasierten kontinuierlichen Blutdruckmessung werden im Folgenden an verschiedenen Untersuchungen in der Vestischen Kinder- und Jugendklinik Datteln<sup>7</sup> und im Biomedizinischen Labor der Universität Paderborn erläutert.

Für die ersten Untersuchungen absolvierten verschiedene Probanden auf einem Ergometer ein zyklisches Belastungsprogramm. Der Ablauf war an die standardmäßig durchgeführten Ergometrieuntersuchungen der Klinik angelehnt. Auf eine kurze Ruhezeit folgten drei Belastungsphasen mit einer Dauer von jeweils zwei Minuten und dazwischen liegenden Pausen von je einer Minute. Im Anschluss an die dritte Belastungsstufe fand eine Erholungsphase statt, in der alle Vitalparameter wieder ihre Ruhewerte erreichen konnten. Die Ausführung des Messablaufs ist beispielhaft und kann jederzeit variiert werden, so dass auch eine Belastungssteigerung ohne Pause denkbar ist [Ki91].

---

<sup>7</sup> Vielen Dank an Prof. Eckhard Trowitzsch und Dr. Thomas Menke für das Ermöglichen der Messungen und die freundliche Unterstützung.

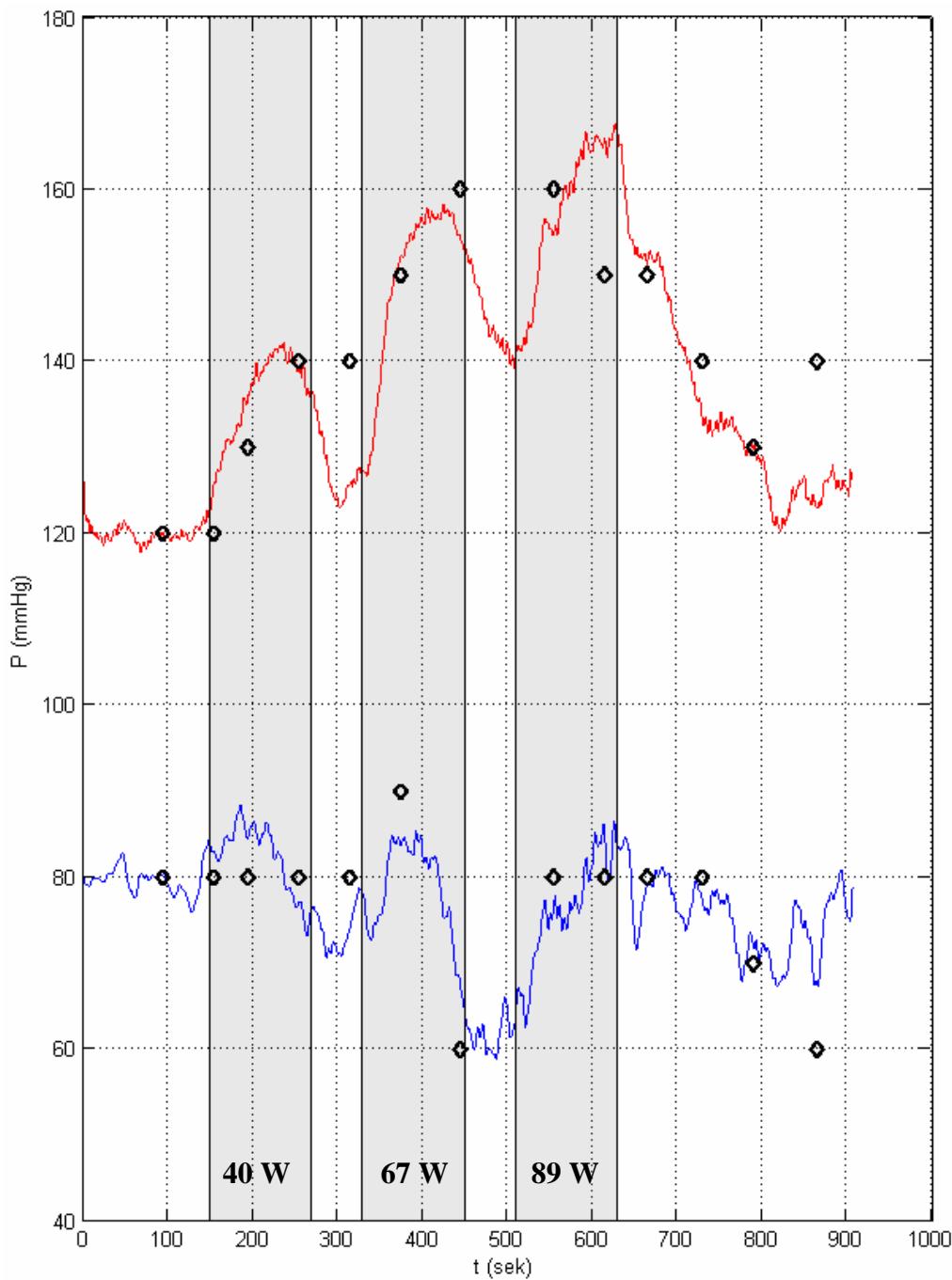


Abb. 4.23: Proband 1 - Zeitlicher Verlauf des berechneten systolischen und diastolischen Blutdrucks und auskultatorische Blutdruckwerte ( $\diamond$ ), die Belastungsphasen sind grau unterlegt

Während der gesamten Messzeit wurde eine EKG-Ableitung (Brustwandableitung) mit klinikeigenem Gerät aufgezeichnet. Zusätzlich wurden die Herzfrequenz und die Pulstransitzeit bzw. die Pulswellenamplitude kontinuierlich erfasst. Weiter wurden zu bestimmten Zeiten von einem erfahrenen Mediziner auskultatorische Blutdruckmessungen bei den Probanden durchgeführt. Die Abbildungen 4.23 und 4.24 zeigen die zeitlichen Verläufe des berechneten systolischen und diastolischen Blutdrucks zusammen mit den auskultatorisch gemessenen Werten für zwei Personen.

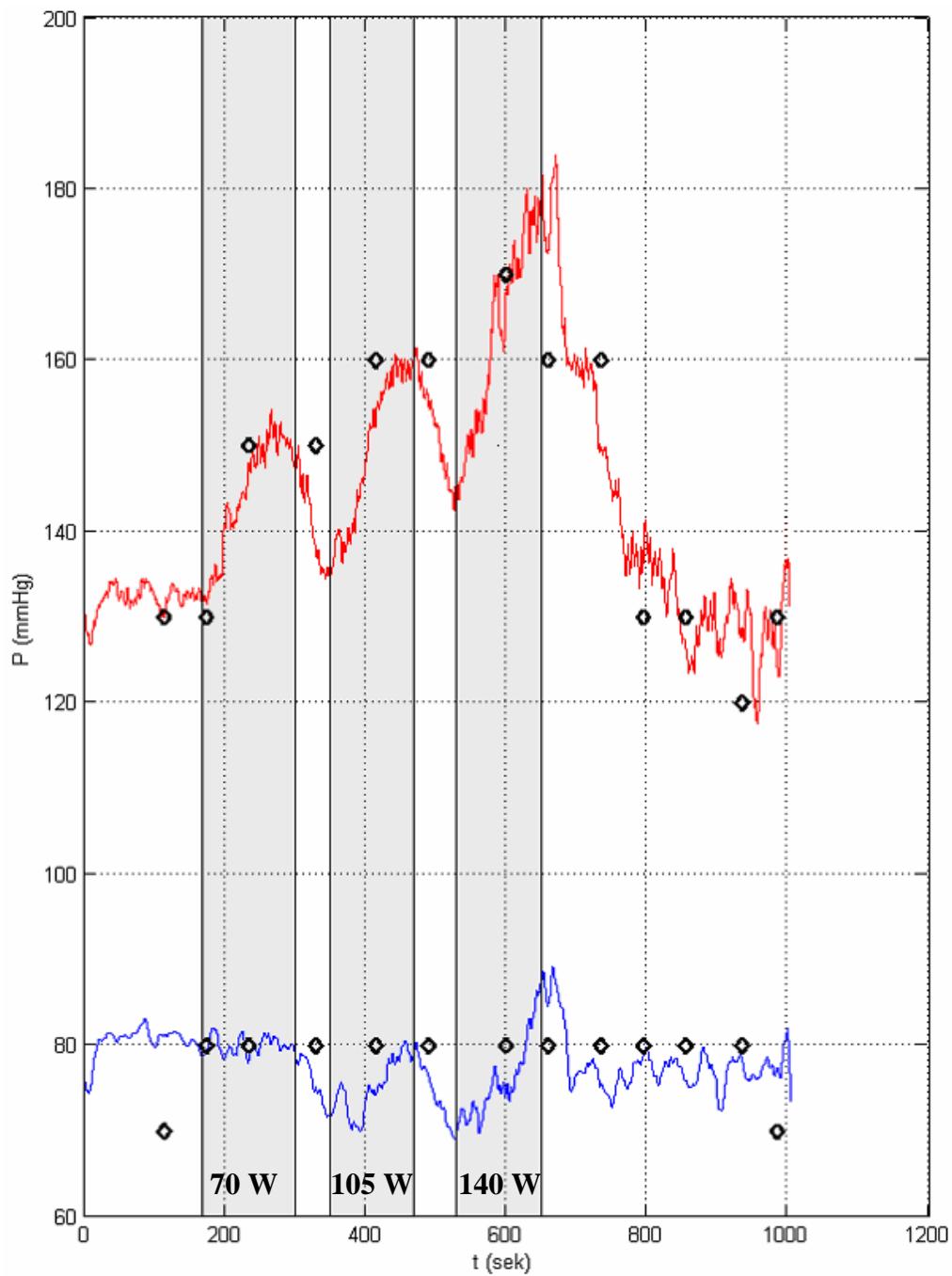


Abb. 4.24: Proband 2 - Zeitlicher Verlauf des berechneten systolischen und diastolischen Blutdrucks und auskultatorische Blutdruckwerte (◊), die Belastungsphasen sind grau unterlegt

Die beiden Belastungs-Ergometerversuche ermöglichen hier einen direkten Vergleich der auskultatorischen Messung und des neuen Verfahrens zur kontinuierlichen Bestimmung des systolischen und diastolischen Blutdrucks. Es fällt auf, dass sich der berechnete Blutdruckverlauf sowohl für den systolischen als auch den diastolischen Druck sehr gut an die gemessenen Druckwerte annähert. Es werden aber durch die kontinuierliche Darstellung auch zeitliche Schwankungen sichtbar, die mit dem konventionellen Blutdruckmessgerät verborgen geblieben wären. Dazu gehören z. B. die Abnahmen des systolischen Drucks zwischen den Belastungsphasen. Außerdem werden die maximalen Anstiege des systolischen Blutdrucks am

Belastungsende in beiden Fällen durch das manschettenbasierte Verfahren unterschätzt bzw. nicht erfasst. Zusätzlich fehlen Informationen zu den schnellen Druckänderungen, die insbesondere am Belastungsende auftreten. Dies liegt vor allem daran, dass die auskultatorische Messung durch das Aufpumpen der Manschette eine gewisse Zeit in Anspruch nimmt und oft nicht genau zum Zeitpunkt des Belastungsendes einen Messwert liefert. Die starken Druckänderungen während des Messvorgangs tragen dazu bei, dass kein gesichertes Ergebnis erzielt werden kann. Wie besonders in Abbildung 4.23 deutlich wird, ist die auskultatorische Methode kaum geeignet, Schwankungen des diastolischen Drucks abzubilden. Hier bietet der modellgestützte Ansatz deutliche Vorteile.

Die im Folgenden beschriebenen Ergometer-Untersuchungen wurden im Biomedizinischen Labor an der Universität Paderborn durchgeführt. Die Probanden mussten nach einer Ruhephase ein mehrstufiges Belastungsprogramm durchlaufen, wobei zwischen den Belastungsstufen keine Pausen vorgesehen waren. Danach schloss sich, wie bei den oben beschriebenen Klinikmessungen, eine Erholungsphase an. Die für die kontinuierliche Blutdruckberechnung erforderlichen Kalibrierpunkte sowie weitere Kontrollwerte wurden hier mit einem nach dem oszillometrischen Verfahren arbeitenden Gerät ermittelt. Dabei wurde ausschließlich in der Ruhephase und in der Erholungsphase gemessen, da bei Bewegung keine gesicherten Werte bestimmt werden können.

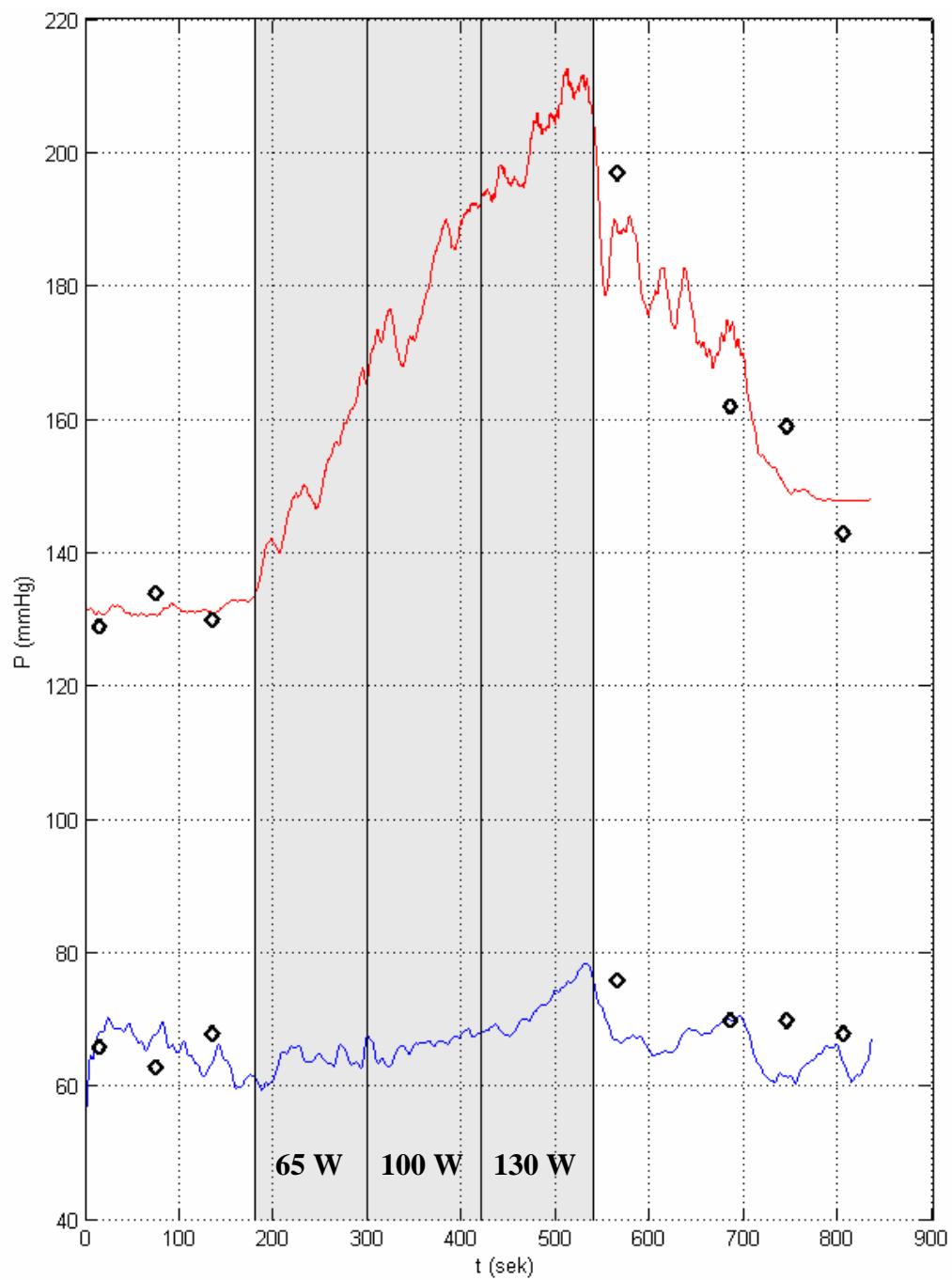


Abb. 4.25: Proband 3 - Zeitlicher Verlauf des berechneten systolischen und diastolischen Blutdrucks und oszilometrische Blutdruckwerte ( $\diamond$ ), die Belastungsphase ist grau unterlegt

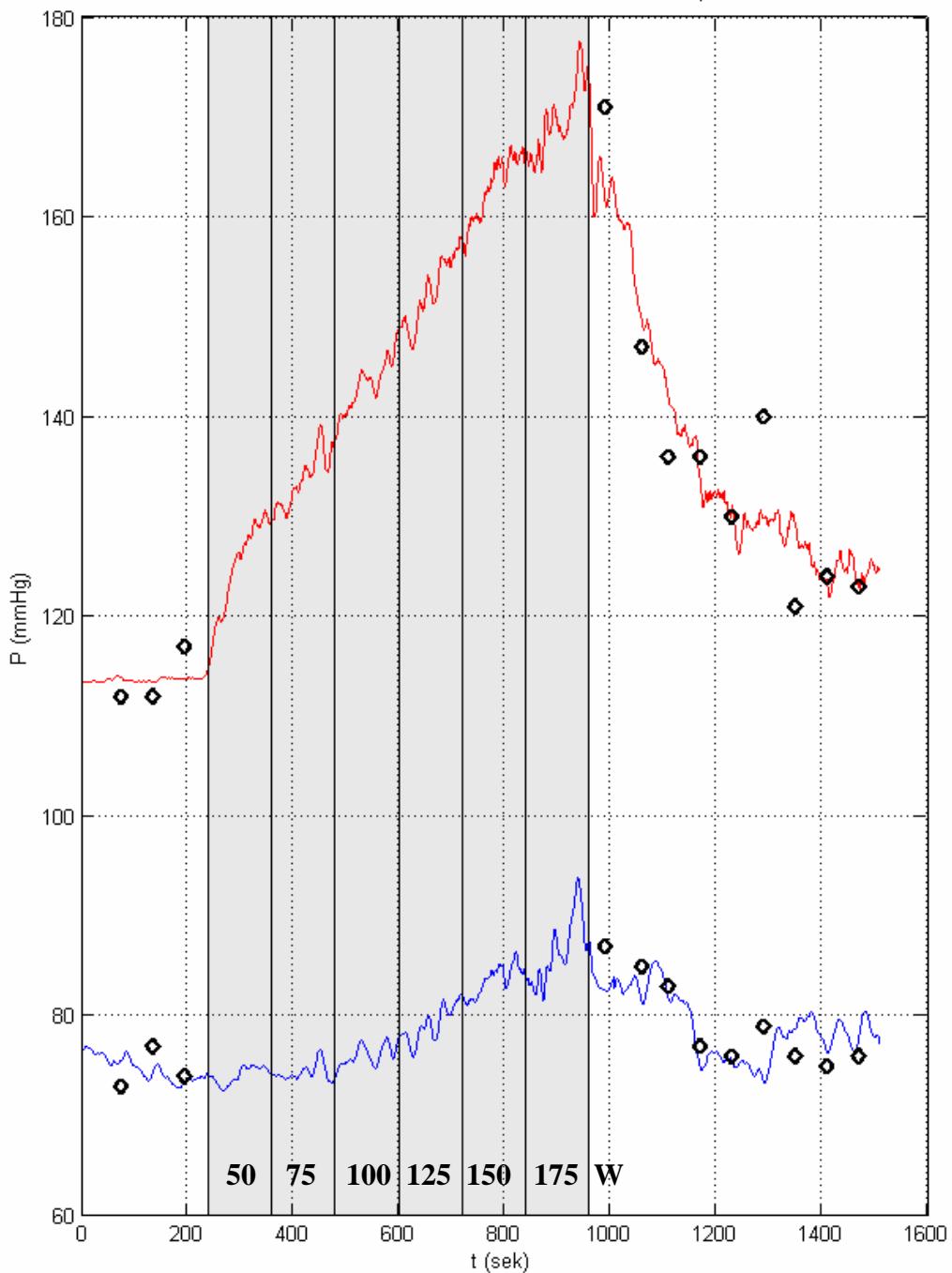


Abb. 4.26: Proband 4 - Zeitlicher Verlauf des berechneten systolischen und diastolischen Blutdrucks und oszilometrische Blutdruckwerte ( $\diamond$ ), die Belastungsphase ist grau unterlegt

Die Ergebnisse in den Abbildungen 4.25 und 4.26 unterscheiden sich nur unwesentlich von den oben gezeigten Verläufen. Durch den ohne Pausen durchgeführten Belastungszyklus entsteht im Gegensatz zu den Klinikmessungen ein kontinuierlicher Anstieg des systolischen Blutdrucks. Der Maximaldruck am Belastungsende wird dabei wie zuvor durch die manschettenbasierte Messung unterschätzt. Die Entlastungsphase unterscheidet sich bei den zwei Untersuchungsvarianten nicht. Für den diastolischen Druckverlauf zeigt sich während der Belastungsphasen ein leichter Anstieg, der bei der lückenlosen Belastungssituation deutlicher

hervortritt als das bei den unterbrochenen Belastungsphasen der Fall ist. Insgesamt lässt sich auch hier erkennen, dass der kontinuierlich berechnete Verlauf des Blutdrucks kurzzeitige Schwankungen besser abbilden kann, als dies bei der oszillometrischen Messmethode möglich ist.

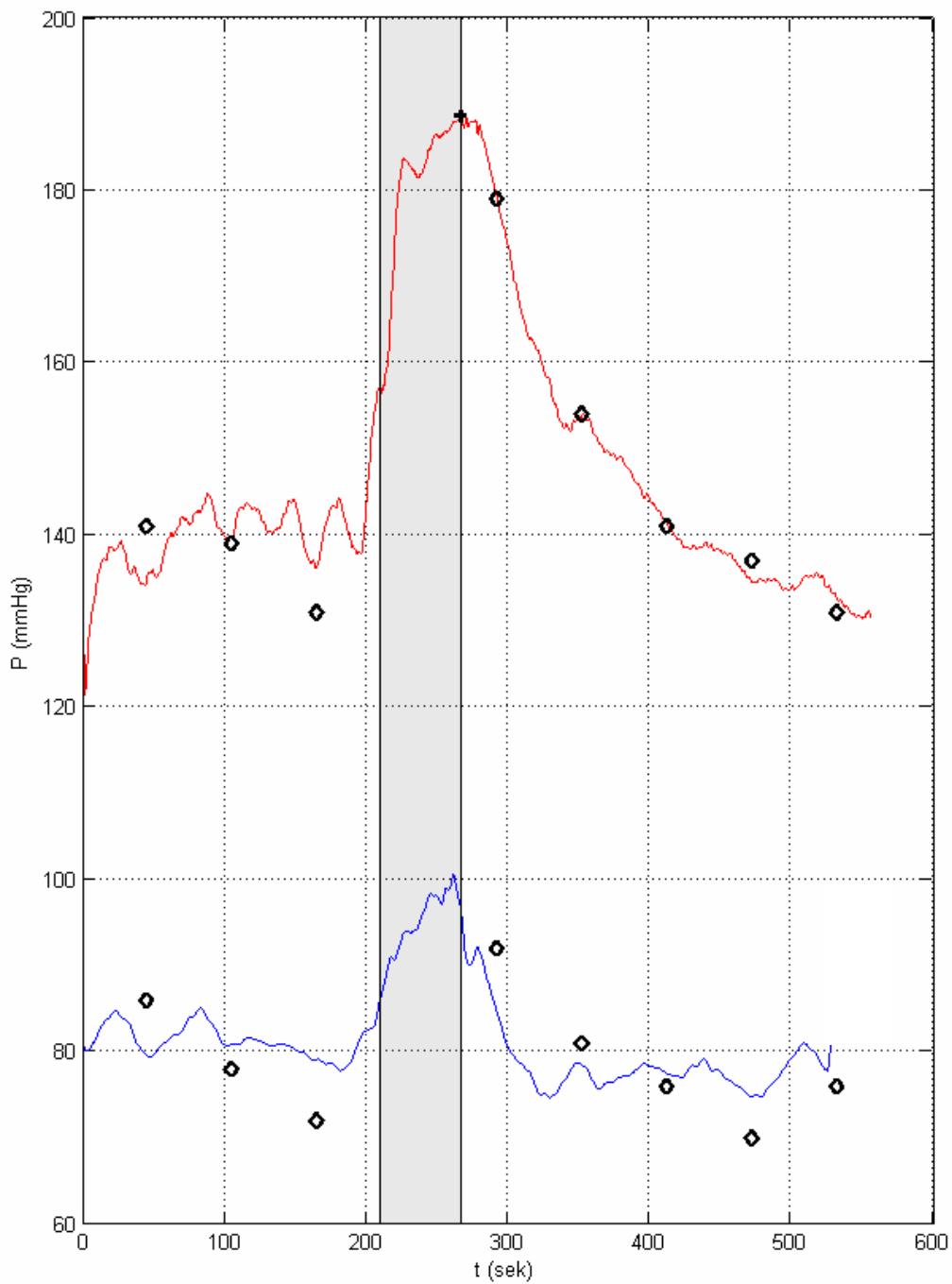


Abb. 4.27: Proband 5 - Schellong Stufentest (siehe Kap. 4.6): zeitlicher Verlauf des berechneten systolischen und diastolischen Blutdrucks und oszillometrische Blutdruckwerte ( $\diamond$ ), die Belastungsphase ist grau unterlegt

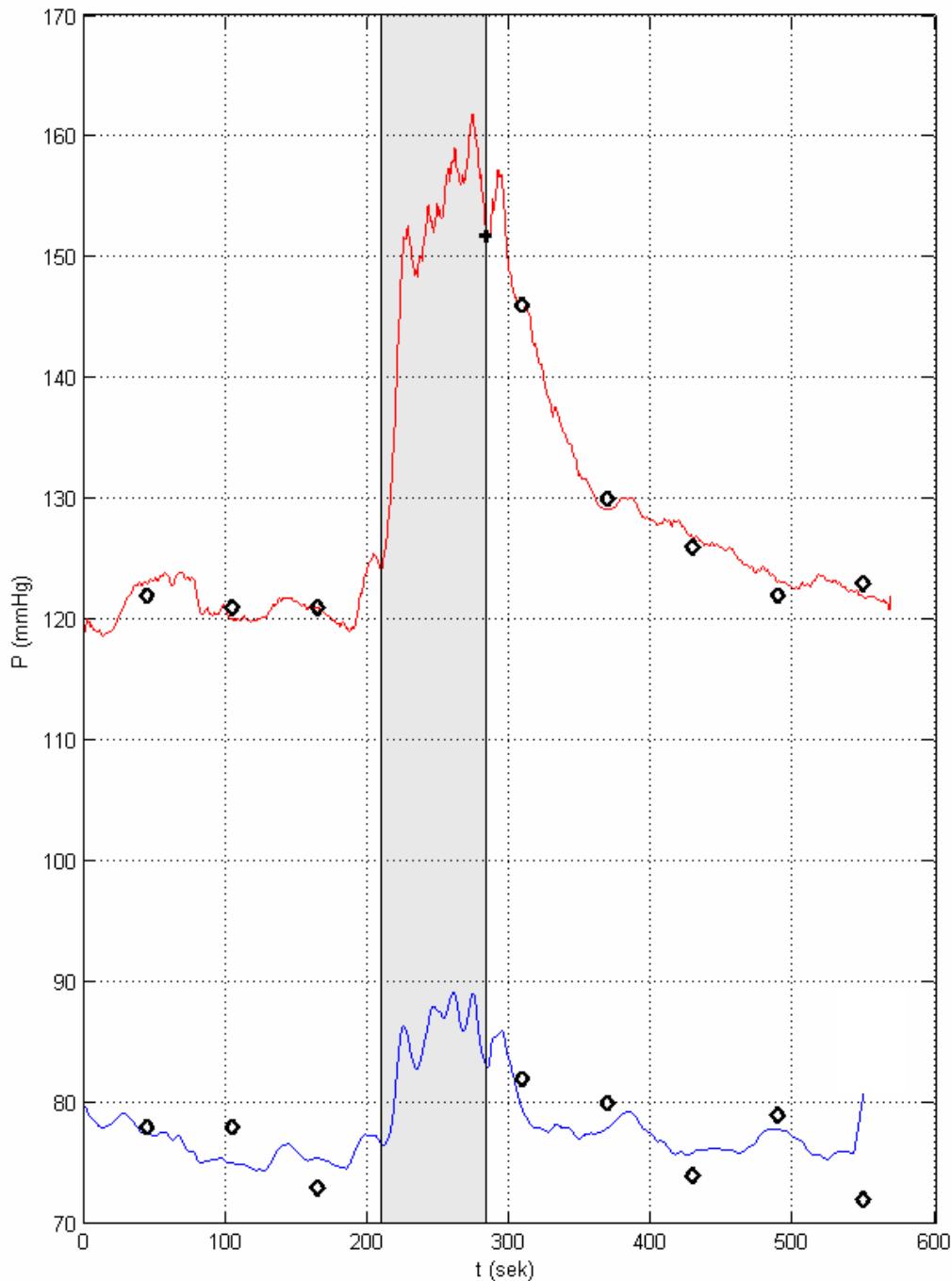


Abb. 4.28: Proband 6 - Schellong Stufentest (siehe Kap. 4.6): zeitlicher Verlauf des berechneten systolischen und diastolischen Blutdrucks und oszillometrische Blutdruckwerte ( $\diamond$ ), die Belastungsphase ist grau unterlegt

Bei den beiden in Abbildung 4.27 und 4.28 dargestellten Untersuchungen wurde die Belastung nicht wie bisher mittels Ergometer realisiert, sondern der *Schellong* Stufentest (siehe Kapitel 4.6) verwendet. Die Ergebnisse und deren Interpretation unterscheiden sich indes nicht von den bisher vorgestellten Daten und zeigen, dass der Stufentest ein adäquates Mittel zur Belastungserzeugung ist.

In der folgenden Tabelle 4.2 sind die Daten der vorgestellten Untersuchungen und Probanden mit den mittleren Abweichungen des berechneten Blutdruckverlaufes von den manschettenbasiert ermittelten Werten zusammengefasst.

Tab. 4.2: Daten der vorgestellten Untersuchungen

Abbildung	Versuchs-person	Datum der Messung	Art der Belastung	Alter	Gewicht/Größe	mittlere Abweichung sys/dias
4.23	Proband 1	30.11.2007	Ergometer, Intervall	10	44 kg / 143 cm	6,2 mmHg / 5,0 mmHg
4.24	Proband 2	30.11.2007	Ergometer, Intervall	19	69 kg / 178 cm	3,7 mmHg / 4,8 mmHg
4.25	Proband 3	26.11.2004	Ergometer, Kontinuierlich	27	67 kg / 176 cm	3,5 mmHg / 3,9 mmHg
4.26	Proband 4	03.02.2005	Ergometer, Kontinuierlich	69	85 kg / 182 cm	2,9 mmHg / 2,6 mmHg
4.27	Proband 5	24.01.2007	Stufentest	20	55 kg / 167 cm	1,7 mmHg / 2,4 mmHg
4.28	Proband 6	23.01.2007	Stufentest	20	50 kg / 169 cm	0,9 mmHg / 2,6 mmHg

## 4.6 Zusammenfassung der bisherigen Ergebnisse

In den vorangehenden Abschnitten konnte gezeigt werden, dass sich sowohl der systolische als auch der diastolische Blutdruck mit Hilfe der verwendeten Modellansätze kontinuierlich mit guter Genauigkeit berechnen lassen.

Die Bestimmung des systolischen Drucks erfolgt aus der Pulswellenlaufzeit. Für eindeutig abgegrenzte Belastungsphasen liefert das Doppelmodell die besten Ergebnisse, für alle anderen Fälle der praktischen Anwendung ist das Einzelmodell vielseitiger einsetzbar. Der diastolische Druck wird mit Hilfe der Amplitude der Pulswelle ebenfalls zuverlässig ermittelt.

Auf diese Weise kann der Blutdruck für jeden Herzschlag berechnet werden und bietet damit eine deutlich höhere Aussagekraft als manschettenbasiert gewonnene Einzelmesswerte, insbesondere bei schnellen Schwankungen und kleinen Änderungen.

Um die Modellkoeffizienten für eine Person zu bestimmen, müssen Blutdruck und Pulstransitzeit bzw. Pulsvolumen bei verschiedenen Belastungsstufen gemessen werden. Dies kann durch eine Ergometeruntersuchung mit oder ohne Pausen zwischen den Belastungsstufen geschehen [Ki91]. Steht kein Ergometer zur Verfügung, bietet sich der Stufentest nach Schel-

long an [Ro03, Sche54], bei dem der Proband für eine bestimmte Zeit eine Stufe auf- und absteigen muss. Auch weniger sportliche Personen können diese Belastungsarten problemlos ausführen. Nach Belastungsbeginn folgt eine unmittelbare Zunahme der Herzrate, eine Ver- minderung der Pulstransitzeit und ein steiler Anstieg des systolischen Blutdrucks, siehe Abbildung 4.29. In einer Erholungsphase werden üblicherweise wieder die vor dem Test gemessenen Anfangswerte erreicht.

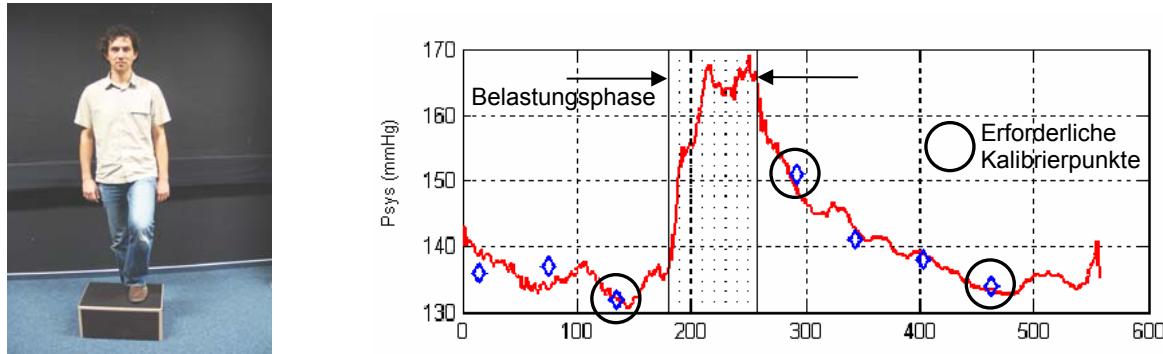


Abb. 4.29: Links: Proband beim Schellong-Stufentest. Rechts: berechneter kontinuierlicher systolischer Blutdruckverlauf mit gemessenen Referenzwerten (Omron 705 IT)

Die Referenzwerte zur Modellkalibrierung werden auskultatorisch oder mit Hilfe eines oszillometrischen Gerätes ermittelt. Zuverlässige Werte können jedoch nur dann gefunden werden, wenn sich der Proband während der Messung möglichst wenig bewegt. Daher können Referenzwerte nur während der Ruhephase vor der Belastung und in der Erholungsphase gemessen werden. Insgesamt sind drei bis vier manschettenbasierte Messungen erforderlich, eine in der Ruhephase vor Belastungsbeginn und zwei bis drei während der Erholungsphase. Zusätzliche Messwerte erhöhen die Genauigkeit des Verfahrens. In den hier durchgeführten Untersuchungen wird ein nach dem oszillometrischen Prinzip arbeitendes Gerät der Firma Omron (Omron 705 IT) verwendet.

Das Kalibrierungsverfahren zur Bestimmung der Modellkoeffizienten muss von jeder Person nur einmal durchgeführt werden. Danach kann das Modell bei verschiedenen Untersuchungen, wie z. B. Ergometermessungen oder in der psychophysiologischen Forschung zur Ermittlung von Stresssituationen eingesetzt werden. Nach welchem Zeitraum eine Neukalibrierung sinnvoll ist bzw. erforderlich wird, hängt von verschiedenen Faktoren ab. Dazu gehören Änderungen im Konsum von Blutdruck beeinflussenden Medikamenten, Lebens- oder Genussmitteln, wechselnder Gesundheits- und Fitnesszustand und das zunehmende Alter. Für verschiedene Personen konnte die Gültigkeit des Blutdruckmodells über mehrere Monate gezeigt werden.

In einer Veröffentlichung von MEIGAS ET AL. [Me06] aus dem Jahre 2006 verwenden die Autoren den hier beschriebenen und von uns zuvor auf der IMEKO-Tagung in Budapest erstmals gemachten Vorschlag der individuellen Kalibrierung personalisierter Modelle zur

Blutdruckbestimmung aus der Pulswellenlaufzeit [Ba05a, Ba05b] und kommen zu ähnlichen Ergebnissen. Allerdings wird für den Zusammenhang zwischen Druck und Laufzeit ein linearer Ansatz verwendet, von dem eine vergleichsweise schlechte Genauigkeit berichtet wird und der im Rahmen unserer ersten Untersuchungen bereits betrachtet und anschließend verworfen wurde. Weiter bleiben die Autoren Verlaufskurven des modellbasiert berechneten Blutdrucks schuldig.

## 4.7 Vorauswurfs- und Pulstransitzeit

Die folgenden Überlegungen dienen dazu, eine geeignete Sensorik zu entwickeln, um die für die Blutdruckberechnung benötigten Parameter zu erfassen.

Durch die Kontraktion des Herzens wird pulsartig Blut in die Aorta gedrückt. Dabei entsteht eine longitudinale Druckwelle, die sich vom Herzen in die Arterien ausbreitet. Die Laufzeit – also die Pulstransitzeit – zwischen zwei Messorten ist als Quotient der Wegstrecke zwischen den Messorten und der Pulswellengeschwindigkeit definiert. Sie kann als mittlere oder als lokale Transitzeit ermittelt werden [El01]. Für die Bestimmung der lokalen Größe wird der zeitliche Verlauf von zwei an unterschiedlichen Orten eines Arterienastes gemessenen Pulswellen aufgezeichnet. Die Verzögerung zwischen korrespondierenden Punkten in den beiden registrierten Wellen ergibt die lokale Transitzeit. Für die mittlere Transitzeit wird nur die Messung einer peripheren Pulswelle benötigt. Die Zeitmessung beginnt dann mit dem Auftreten der R-Zacke des EKG-Signals, das etwa den Zeitpunkt des Blatauswurfs vom Herzen in die Aorta darstellt. Beendet wird die Messung, wenn die Pulswelle den peripheren Messort erreicht, d. h. wenn die Sensorik die steigende Flanke der dort ankommenden Welle erkennt. Die mittlere Transitzeit ist weniger fehleranfällig, da die Laufzeit über eine längere Strecke gemessen wird. Daher fallen auch Ungenauigkeiten bei der Ermittlung der Bezugspunkte weniger stark ins Gewicht.

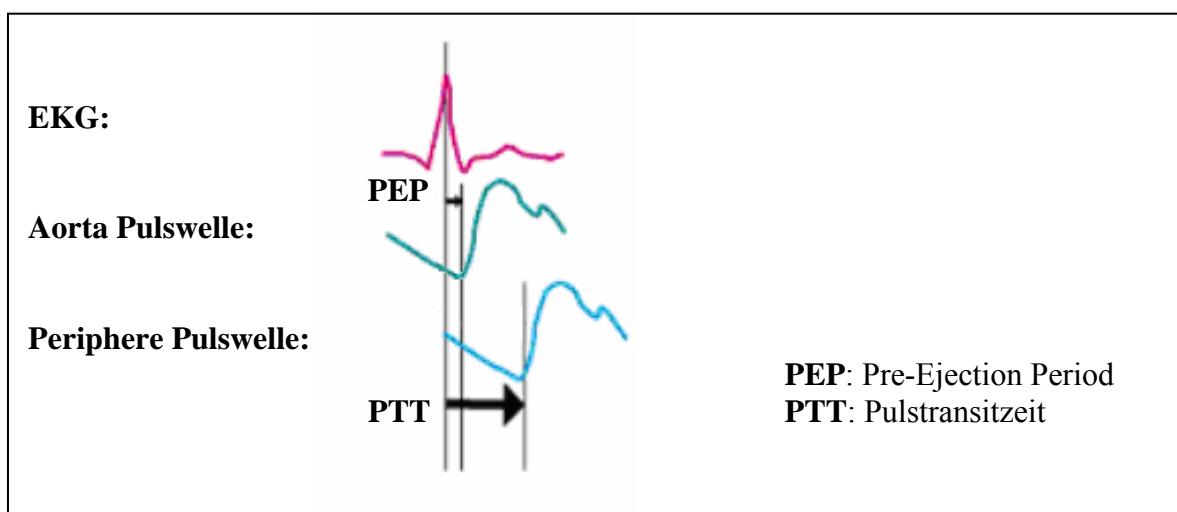


Abb. 4.30: Zusammenhang von Pulstransitzeit und Pre-Ejection Period [nach Ko05]

Ein Nachteil könnte allerdings darin gesehen werden, dass durch die R-Zacke nicht direkt der Beginn der Pulswelle in der Aorta angezeigt wird. Vielmehr liegt noch die so genannte Vorwurfszeit bzw. die Pre-Ejection Period (PEP) dazwischen. Sie ist nicht konstant, aber die Änderungen in der PEP sind mit den Änderungen der Transitzeit sehr hoch korreliert [El01, Ko05], so dass der Einfluss der PEP auf die Transitzeitbestimmung über EKG und Pulswelle als sehr gering eingestuft werden kann. Über die individuelle Kalibrierung wird er bei der modellbasierten Blutdruckbestimmung berücksichtigt.

## 4.8 Sensorik und Datenverarbeitung

### 4.8.1 Sensorik zur kontinuierlichen Blutdruckmessung

In der medizinischen Diagnostik werden bei der Aufzeichnung eines EKGs meist mehrere Ableitungen gleichzeitig registriert. Für die Bestimmung von Herzfrequenz bzw. Herzratenvariabilität und Pulstransitzeit genügt allerdings eine einkanalige Ableitung. Diese kann mit einem Brustgurt gewonnen werden, wie ihn einige Sportgerätehersteller anbieten. Abbildung 4.31 zeigt ein solches System der Firma Kettler [Ke03].



Abb. 4.31: Brustgurt und Ohrsensor der Firma Kettler

Vorteil dieser Geräte ist, dass sie einfach anzuwenden und mobil einsetzbar sind. Der zur Trainingskontrolle bestimmte Gurt ist mit zwei Elektroden ausgestattet, mit denen das EKG abgeleitet wird. Außerdem verfügt er über einen Sender, der ein Funksignal abstrahlt, sobald eine R-Zacke erkannt wurde. Der Empfänger kann z. B. eine Pulsuhr sein, die zur Anzeige der Herzfrequenz dient oder – wie bei den hier durchgeführten Messungen – ein separates Empfangsmodul, das einen Spannungsimpuls ausgibt, wenn das Signal empfangen wurde. Der Vergleich mit einem konventionell gemessenen EKG zeigt, dass der Brustgurt die R-Zacke hinreichend genau bestimmt [Ba98]. Die steigende Flanke des Brustgurtsignals tritt nach Abbildung 4.32 noch innerhalb des QRS-Komplexes auf.

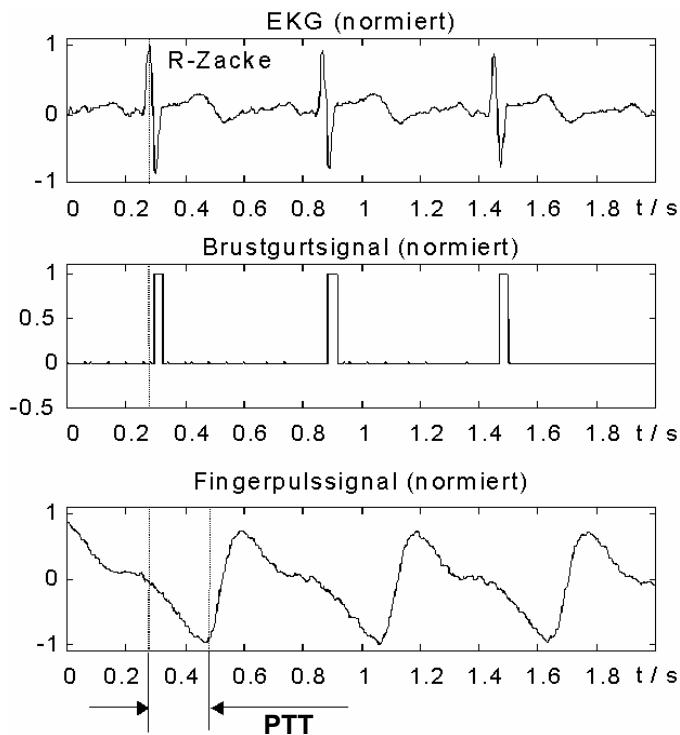


Abb. 4.32: Zeitlicher Zusammenhang zwischen EKG, Brustgurtsignal und Pulstransitzeit [Ba98]

Neben den R-Zacken wird zur Bestimmung der Pulstransitzeit ein peripheres Pulssignal benötigt, das hier mit einem photoplethysmographischen Sensor gewonnen werden soll. Das Messprinzip der Photoplethysmographie beruht darauf, dass Blut rotes bis infrarotes Licht stärker absorbiert als das umliegende Gewebe [El01]. Die Pulswelle verursacht eine Gefäßdehnung und somit eine Zunahme des Blutvolumens. Dadurch wird die Absorptionsfläche vergrößert, und am Empfangsteil des Sensors wird weniger Licht detektiert. Es wird also eine Volumenpulswelle gemessen, die aufgrund der Druckpulswelle in den Arterien entsteht. Sie wird gleichzeitig auch zur Berechnung des diastolischen Blutdrucks verwendet. Sensoren, die nach dem Transmissionssverfahren arbeiten, durchstrahlen das Gewebe, daher ist ihr Einsatz nur an Körperstellen wie Finger oder Ohr möglich. Reflexionssensoren können dagegen auf jeder ausreichend durchbluteten Stelle der Hautoberfläche platziert werden. Für die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Untersuchungen wird ein Transmissionssensor am Ohr läppchen verwendet.

#### 4.8.2 Hardware

Wie beschrieben, sind für die kontinuierliche Bestimmung des Blutdruckverlaufes das Signal eines Brustgurtes und die gleichzeitige Erfassung eines peripheren Pulssignals erforderlich. Die Berechnung des Drucks aus diesen Daten mit Hilfe eines mathematischen Modells soll am Computer erfolgen. Dazu wird neben den Sensoren und dem PC noch weitere Hardware benötigt. Das im Folgenden als *Sensorbox* bezeichnete Modul dient zur Spannungsversorgung

des eingebauten Brustgurtempfängers und des photoplethysmographischen Sensors und zur Verstärkung und Filterung des registrierten Ohrpulssignals. Weitere Komponenten ermöglichen die Digitalisierung für die Weiterverarbeitung im PC bzw. die Übertragung der Messsignale zum PC. In diesem Kapitel sollen alle benötigten Komponenten erläutert werden.

Die folgenden Anforderungen werden dabei an die Sensorik gestellt:

- Die Hardware soll klein und portabel sein.
- Die Verstärkung soll in einem weiten Bereich einstellbar sein.
- Die Sensorsignale sollen mit mindestens 12 Bit pro Sample bei einer Abtastrate von mindestens 300 Hz digitalisiert werden.
- Die Datenspeicherung muss in Echtzeit erfolgen.
- Die gesamte Sensorik muss der Patientensicherheit genügen.
- Es sollen weitestgehend kommerziell verfügbare Komponenten verwendet werden.

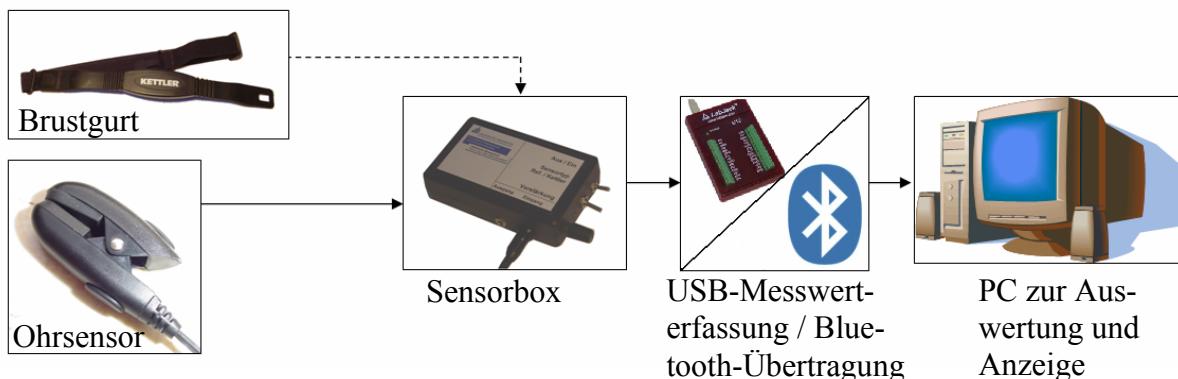


Abb. 4.33: Messkette für die kontinuierliche Blutdruckbestimmung

#### 4.8.2.1 Die Sensorbox

Wie bereits angesprochen beinhaltet die Sensorbox mehrere Teilkomponenten. Zur Versorgung des eingebauten Brustgurtempfängers dient ein Spannungsregler. Das Ausgangssignal des Empfängers wird unverändert an den Ausgang der Box weitergeleitet.

Damit der photoplethysmographische Sensor ein optimales Ausgangssignal liefert, muss dessen Arbeitspunkt mit Hilfe eines Vorwiderstandes korrekt eingestellt werden. Das Ausgangssignal setzt sich dann aus einem hohen Gleichanteil und einem sehr kleinen Wechselanteil, dem eigentlichen Nutzsignal, zusammen. Um den Gleichanteil zu entfernen, wird das Eingangssignal zunächst hochpassgefiltert. Das Nutzsignal mit Spektralanteilen im Bereich von 1 Hz bleibt erhalten. Es folgt eine Zwischenverstärkung und eine Tiefpassfilterung zur

Rauschunterdrückung. Aufgrund von Offsetspannungen der Operationsverstärker und unterschiedlichen Toleranzen in den Bauteilen entstehen Unsymmetrien in der Schaltung, die zu einer unvollständigen Beseitigung des Gleichanteils führen. Daher wird nicht die gesamte erforderliche Verstärkung in einer Stufe durchgeführt. Stattdessen wird der nach der Zwischenverstärkung verbleibende Gleichanteil erneut mit Hilfe eines Hochpassfilters eliminiert. Den Abschluss bildet ein Verstärker mit einstellbarem Verstärkungsfaktor zur manuellen Aussteuerung des Pulssignals.

#### 4.8.2.2 Signalübertragung und –speicherung

Für die Signalübertragung von der Sensorbox zum PC stehen verschiedene Möglichkeiten zur Verfügung.

Eine Variante ist die Nutzung des USB-Messwerterfassungssystems *LabJack* (*LabJack U12, Meilhaus Electronic*). Das Modul bietet mehrere Single-Ended 12 Bit Analog-Eingänge mit einem Eingangsbereich von  $\pm 10$  V. Im Stream-Modus wird eine Abtastrate von insgesamt 1,2 kSamples pro Sekunde erreicht [La02]. Die Stromversorgung des Moduls erfolgt über die USB-Schnittstelle des PC. Bei Verwendung eines Laptops kann somit die Messhardware vollständig vom öffentlichen Stromnetz getrennt und per Batterie betrieben werden. Dies ist Voraussetzung, um die Patientensicherheit zu garantieren.

In einer Neuentwicklung der Sensorbox wurde die kabelgebundene Übertragung der Messdaten durch eine Drahtlosverbindung via Bluetooth ersetzt. Dies bietet den Vorteil, dass sich der Proband frei bewegen kann und in seinem Aktionsradius deutlich weniger stark eingeschränkt ist. Er muss lediglich die Sensorbox mit der vollständigen Hardware zur Messdatenerfassung und dem Bluetoothsender am Gürtel tragen. Neben einer Erleichterung für den Probanden wird auch eine einfachere Versuchsdurchführung erreicht, da nicht auf eine geeignete Kabelführung geachtet werden muss. Und auch im Hinblick auf eine in Zukunft mögliche generelle Überwachung des Fahrerzustandes, erhöht die drahtlose Übertragung Komfort und Sicherheit bei der Verwendung des Systems.

Um die Messdaten für die Übertragung vorzubereiten, müssen diese zunächst digitalisiert werden. Dazu wird ein Microcontroller (PIC18-Serie) verwendet, der über einen programmierbaren Analog-Digital-Wandler mit acht parallelen Eingängen verfügt. Die Daten stehen dann am Ausgang als serieller Datenstrom zur Verfügung und werden direkt an das Bluetooth-Sendemodul (F2M03AC2 der Firma Free2Move) übergeben. Am PC wird als Gegenstelle ein USB-Bluetooth-Dongle installiert, der eine virtuelle serielle Schnittstelle anbietet, die wie ein Standardport angesprochen werden kann. Das Sendemodul bietet neben dem sogenannten *SerialPortProfile* auch noch weitere Übertragungsmodi für eine Erweiterung des Systems sowie die Möglichkeit zur Nutzung eines Low-Power-Modus zur Reduzierung des

Energieverbrauches. Der Einsatz des Moduls ist sehr einfach, da Datenpakete, sobald sie am Eingang anliegen, direkt versendet werden. Die nominelle Reichweite des Klasse-2-Senders liegt bei 20 Metern, was für die hier vorgesehenen Anwendungen vollkommen ausreichend ist.

Die Verwendung von Bluetooth als Übertragungsstandard bietet sich an, da diese Technik weit verbreitet und bei hoher Datenrate wenig fehleranfällig ist. Viele elektronische Geräte besitzen serienmäßig eine entsprechende Schnittstelle und mit dem SerialPortProfile ist die Handhabung und Weiterverarbeitung der Daten leicht durchzuführen.

Der PC dient zur Auswertung der aufgezeichneten Daten. Dazu wird das Programm Paket *MatLab* der Firma *The Mathworks* verwendet. Der Einsatz von leistungsfähiger und bedienungsfreundlicher Software ermöglicht den Aufbau von Mess-Systemen, die durch die Anpassung der Programme sehr variabel sein können. Dies ist für den Entwicklungs- und Laboreinsatz von großem Vorteil.

#### 4.8.2.3 Erweiterung der Sensorik zu einem Head-Set

Die Erfassung verschiedener Beanspruchungsindikatoren bietet den Vorteil einer robusten Identifikation des Fahrerzustandes. Dabei ergibt sich gleichzeitig aber auch der Nachteil, eine Vielzahl von Sensoren einzusetzen und diese an verschiedenen Messstellen applizieren zu müssen. Dies ist zeitraubend und wird vom Probanden oft nicht oder nur ungern akzeptiert. Außerdem darf die Messtechnik nicht stören und den Fahrer in keinem Fall behindern. Besonders im Hinblick auf den Einsatz eines solchen Systems als eigenständiges, jederzeit verwendbares Fahrerassistenzsystem, ist das einfache und schnelle Anlegen von größter Wichtigkeit. Dabei muss ein Messort ausgewählt werden, der leicht zugänglich ist und nicht von Kleidung verdeckt wird.

Das als Prototyp umgesetzte Konzept ermöglicht es, die relevanten physiologischen Messgrößen gleichzeitig mit mehreren Sensoren zu registrieren, die in einem Head-Set am Ohr getragen werden. Die Gesamtanzahl einzelner Sensorelemente wird dadurch verringert und die Baugröße reduziert. Das Modul lässt sich einfach anlegen und beeinträchtigt den Fahrer nicht. Die Datenübertragung erfolgt via Bluetooth an einen Rechner, auf dem die Bestimmung des Fahrerzustandes aus den erfassten Indikatoren erfolgt. Durch Kombination mit weiteren Funktionalitäten wie z. B. einer Telefonfunktion kann das System noch aufgewertet und für den Fahrer attraktiver gestaltet werden. Ein Nachteil liegt in der Tatsache, dass die Messeinrichtung am Körper getragen werden muss und nicht kontaktlos arbeitet. Sie bietet auf diese Weise aber auch durchgehend gleiche Signalqualität. Der genaue Aufbau des Systems wird im Anhang A.4 beschrieben.

### 4.8.3 Signalverarbeitung

#### 4.8.3.1 Herzfrequenz und Herzratenvariabilität

Die Herzfrequenz, lässt sich einfach aus dem Brustgurtsignal berechnen, indem der zeitliche Abstand  $T_{RR}$  in Sekunden zwischen den steigenden Flanken von jeweils zwei aufeinander folgenden Pulsen bestimmt wird. Für eine Angabe der Herzfrequenz  $f_{HF}$  in Schlägen pro Minute ist dann folgende Umrechnung nötig.

$$f_{HF} = \frac{60 \frac{\text{sek}}{\text{min}}}{T_{RR}} \quad \text{Gl. 4-30}$$

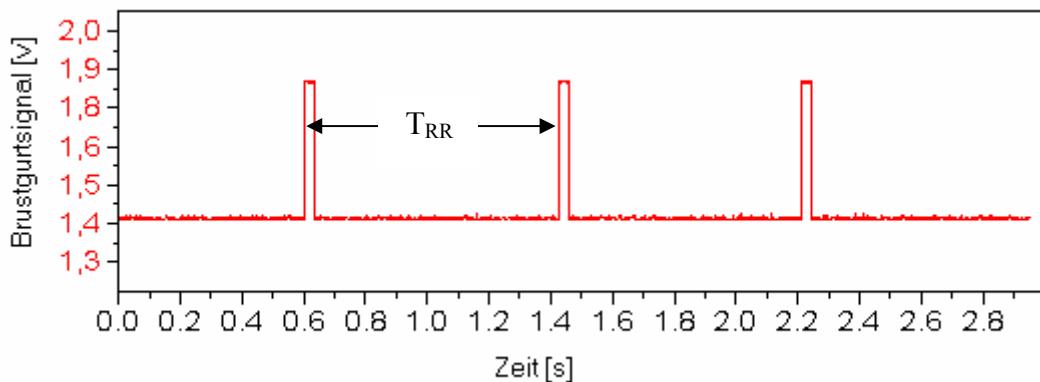


Abb. 4.34: Ausgangssignal des Brustgurtempfängers

Artefakte im Brustgurtsignal erschweren die Bestimmung der Herzfrequenz. Zum einen können ihnen physiologische Gegebenheiten wie z. B. Rhythmusstörungen des Herzens oder Extrasystolen zugrunde liegen. Andererseits kann auch ein schlechter Kontakt zwischen den Elektroden des Brustgurtes und der Hautoberfläche zu Artefakten führen. Diese treten dann insbesondere bei Bewegungen des Probanden auf, wenn der Gurt auf der Haut verrutscht. Eine Aussage über die Ursache ist aufgrund der im Brustgurtsignal sichtbaren Erscheinungen kaum möglich. In Kombination mit dem erfassten Pulssignal gelingt in den meisten Fällen allerdings eine Unterscheidung zwischen physiologisch- und messungsbedingten Artefakten. Sie äußern sich im Wesentlichen in einer der folgenden Formen:

- ein oder mehrere Pulse des Brustgurtes fehlen
- zwischen zwei regulären Pulsen treten zusätzliche Flanken auf
- ein Puls ist in seiner Position zwischen zwei regulären Pulsen verschoben

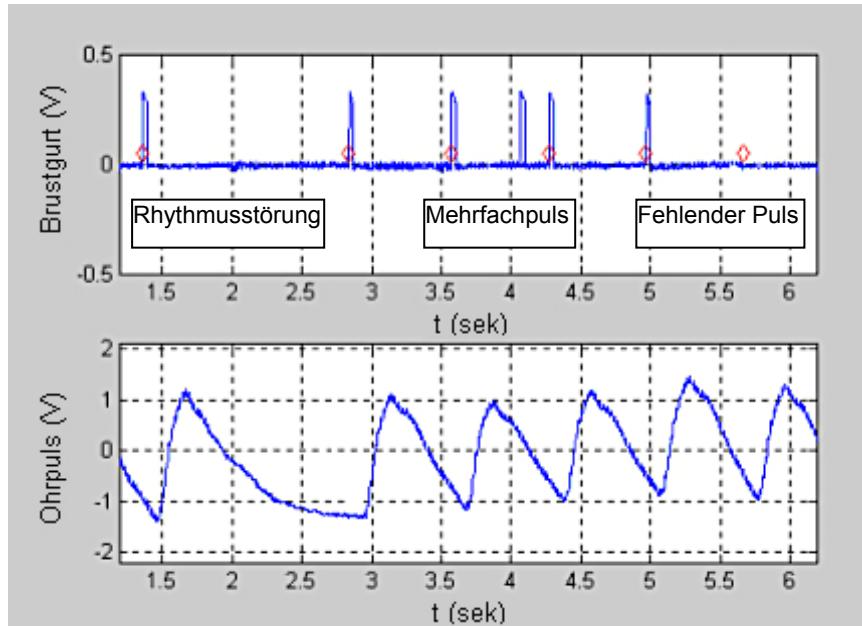


Abb. 4.35: Brustgurtignal mit Artefakten. Rot markiert: erkannte Pulse nach der Korrektur

Um das Auftreten von messungsbedingten Artefakten in der Darstellung der Herzfrequenz zu verhindern, muss also eine Überprüfung und gegebenenfalls eine Korrektur des Brustgurtsignals durchgeführt werden. Die Beseitigung der drei oben genannten Artefaktformen beschränkt sich dann auf das Einfügen fehlender Pulse und das Entfernen von Pulsen, die zusätzlich auftreten. Zeitlich verschobene Pulse lassen sich dabei als eine Zusammensetzung von fehlenden und zusätzlichen Pulsen auffassen.

Für die Korrektur werden die Regeln der Artefaktkorrektur bei EKG-Signalen nach MULDER [Mu88, Pi02] zu Grunde gelegt. Ist ein RR-Intervall  $T_{RR}$  größer als zweimal der Mittelwert der beiden Vorgänger, so spricht man von einem „Loch“. Ist  $T_{RR}$  kleiner als 270 ms – das entspricht einer Herzfrequenz von über 220 Schlägen pro Minute – oder kleiner als 0,8-mal dem Mittelwert der beiden Vorgänger, so handelt es sich um ein „verkürztes“ Intervall. Der Puls nach einem solchen verkürzten Intervall wird unter bestimmten weiteren Voraussetzungen, die hier nicht weiter erläutert werden sollen, entfernt. In die „Löcher“ werden neue Pulse mit einem zeitlichen Abstand zum letzten korrekten Puls eingefügt, der dem Mittelwert der beiden Vorgängerintervalllängen entspricht. Es wird dem Brustgurtsignal allerdings nur dann ein Puls hinzugefügt, wenn in den folgenden 0,3 Sekunden eine steigende Flanke im Ohrpulssignal aufzufinden ist. Das Einfügen von Pulsen ist zwar fehlerbehaftet, da die Position des neuen Pulses nur geschätzt werden kann, aber im Normalfall ist eine Korrektur auch nur äußerst selten erforderlich. Außerdem wirkt sich dieser Fehler nur in sehr geringem Maße aus, da sowohl die berechnete Herzfrequenz als auch die Pulstransitzeit gleitend gemittelt werden. Sollten zu viele Fehlstellen auftreten, muss überlegt werden, die Messung ganz von der Auswertung auszuschließen.

Aus der Herzfrequenz kann direkt die Herzratenvariabilität berechnet werden, die die Unregelmäßigkeit des Herzschlages quantifiziert. Dazu werden in der Literatur mehrere Ansätze beschrieben, die sich alle der Zeitdifferenz zwischen zwei aufeinanderfolgenden R-Zacken bedienen (RR-Intervall). Als Variabilitätsmaße dienen dann die Differenz benachbarter RR-Intervalle, die Standardabweichung der RR-Intervalle, die quadratische Abweichung der Differenz benachbarter RR-Intervalle oder die Kurzzeitvarianz der RR-Intervalle [Op09]. Letzteres ist das gängigste Maß und soll auch hier verwendet werden. Für die Berechnung wird über ein gleitendes Zeitfenster der Länge 20 Sekunden jeweils die Varianz, mit der Einheit Quadratsekunde, nach folgender Vorschrift ermittelt:

$$HRV = \frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^N (RR_i - \bar{RR})^2 \quad \text{Gl. 4-31}$$

Wie bei der Bestimmung der Herzfrequenz wird auch für die Herzratenvariabilität mit jedem Herzschlag ein neuer Wert ermittelt, so dass eine hohe zeitliche Auflösung erreicht wird.

#### 4.8.3.2 Pulstransitzeit und Pulswellenamplitude

Für die Bestimmung der Pulstransitzeit muss die Zeit vom Auftreten eines Brustgurtpulses bis zum folgenden Anstieg des Ohrpulssignals gemessen werden. Während die Lokalisation des Pulses eindeutig möglich ist, stellt die Ermittlung eines charakteristischen Punktes im Pulssignalverlauf ein nicht triviales Problem dar. Dieser Punkt muss möglichst für jede Herzaktion eindeutig in der Pulswelle auffindbar sein. Es gibt dazu verschiedene Ansätze, mit denen jedoch jeweils unterschiedliche Laufzeiten ermittelt werden. Dies ist allerdings unerheblich, da für die Blutdruckbestimmung nur die Änderung der Laufzeit von Bedeutung ist. Es soll daher eine Methode ausgewählt werden, die robust auf Störungen in der Pulswelle reagiert und die ein Maß für die Pulstransitzeit findet, das nur geringen fehlerbedingten Schwankungen unterlegen ist.

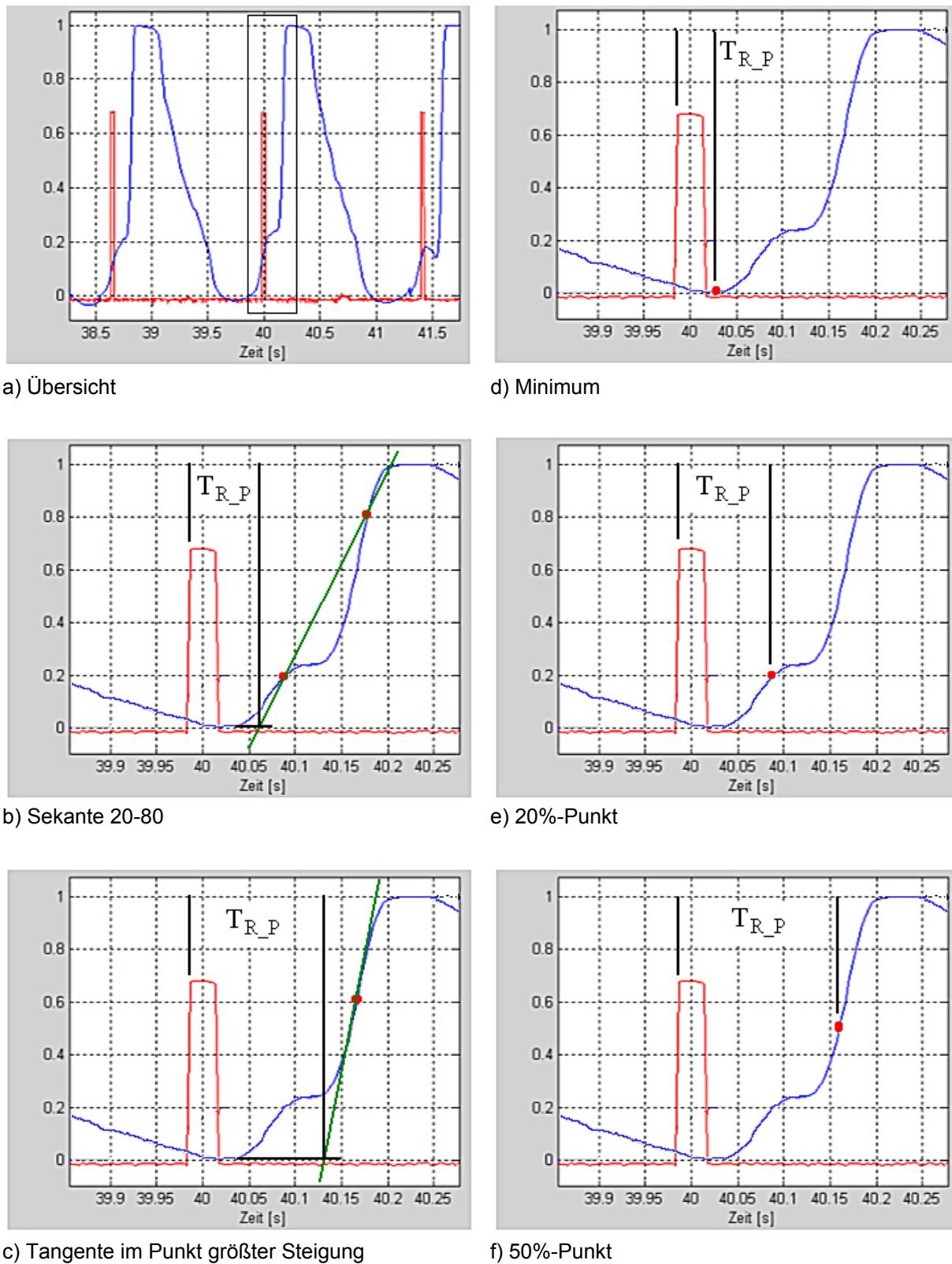


Abb. 4.36: Verschiedene Verfahren zur Bestimmung der Pulstransitzeit ( $T_{R\_P}$ ). Rot: Brustgurtsignal, blau: Ohrpulssignal

Den hier dargestellten Verfahren ist gemein, dass sie bei typischer Form der Pulswelle vergleichbar gute Ergebnisse liefern. Bei leichten Störungen des Signalverlaufes durch Bewe-

gungen oder eine physische Belastungssituation treten jedoch Unterschiede hervor. Das Beispiel aus Abbildung 4.36a zeigt den Verlauf eines Pulssignals mit einer erheblichen Abnormalität, wie sie nur selten auftritt, aber zur Verdeutlichung der Schwächen einiger Verfahren gut geeignet ist. Die Abbildungen 4.36b-f zeigen den markierten Signalausschnitt vergrößert mit den jeweils ermittelten Pulstransitzeiten.

Die Verwendung des Minimums der Pulskurve (Abbildung 4.36d) hat oft eine große Streuung der Laufzeiten zur Folge. Kleinere Schwankungen im Signalverlauf lassen das Minimum im Vergleich zur steigenden Flanke der Pulswelle von Periode zu Periode an unterschiedlichen Stellen auftreten. Selbst wenn die Schwankungen durch Mittelung eliminiert werden können, sorgen unterschiedliche Übergänge von der fallenden auf die steigende Signalfalte für wechselnde Ergebnisse bei der Pulstransitzeitberechnung. Letzteres gilt ebenfalls, wenn auch abgeschwächt, für die Nutzung des Punktes, bei dem 20 Prozent des Signalhubes erreicht werden (Abbildung 4.36e) [Ca95]. Ebenso ist das „Sekanten“-Verfahren (Abbildung 4.36b) [Ba98] von Unregelmäßigkeiten an Anfang und Ende des Anstieges betroffen. Positionsschwankungen der Stützstellen können dabei durch die Übertragung auf die Abszisse noch verstärkt werden. Ein häufig beschriebenes Verfahren ist die Verwendung der Tangente im Punkt der größten Steigung (Abbildung 4.36c) [El01, Lu02b] und die Berechnung des Schnittpunktes mit der Abszisse. Allerdings gilt auch hier, dass sich kleinste Schwankungen der Flankensteigung zu einer deutlichen Streuung der ermittelten Pulstransitzeiten verstärken. Die besten Ergebnisse, d. h. die geringsten Streuungen in der Laufzeit, erreicht man bei der Verwendung des Punktes, bei dem 50 Prozent des Signalhubes erreicht werden (Abbildung 4.36f) [Go99, La04]. Die Einflüsse von Unregelmäßigkeiten an Flankenbeginn und –ende wirken sich hier kaum aus. Daher soll dieses Verfahren für die folgenden Untersuchungen verwendet werden.

Zur Bestimmung der Pulstransitzeit wird für jeden Herzzyklus ein Intervall festgelegt, das vom zugehörigen Brustgurtpuls bis zum folgenden Puls andauert. Innerhalb dieses Zeitfenters werden Maximum und Minimum des Pulssignals gesucht, die auch gleichzeitig zur Bestimmung des Modellansatzes für den diastolischen Druck dienen. Für die steigende Flanke wird mittels linearer Interpolation der Zeitpunkt berechnet, zu dem 50 Prozent des Signalhubes erreicht werden. Die Pulstransitzeit ergibt sich dann als Differenz zwischen diesem berechneten Wert und dem Anstieg des Brustgurtpulses.

#### **4.8.4 Datenerfassung und –auswertung mit MatLab**

Die Auswertung der physiologischen Daten, also die Berechnung der Herzfrequenz, der Herzratenvariabilität, der Pulstransitzeit und der Pulswellenamplitude aus den Sensorsignalen und die Bestimmung und Anwendung der Blutdruckmodelle wird mit dem Software-Paket MatLab realisiert. Das verwendete Programm besteht aus verschiedenen Modulen, die spezielle

Aufgaben realisieren und teilweise mit graphischen Oberflächen ausgestattet sind. Vom Hauptmenü aus kann man neue Messdaten erfassen, vorhandene Daten auswerten und externe Daten von anderen Geräten einbinden, um diese zu synchronisieren und in die Darstellungsoberfläche zu integrieren. Nach der Messdatenerfassung erfolgt die Auswertung in mehreren Schritten. Zuerst werden aus den Rohdaten die Herzfrequenz, die Herzratenvariabilität und die Pulstransitzeit berechnet und angezeigt. An dieser Stelle können auch Korrekturen an der automatischen Auswertung vorgenommen werden. Anschließend besteht die Möglichkeit, manschettenbasiert erfasste Blutdruckmesswerte einzugeben und ein Blutdruckmodell zu generieren. Alternativ können vorhandene Modellkoeffizienten eingetragen und dieses Modell auf die Daten angewendet werden. Die berechneten Verläufe für den systolischen und den diastolischen Druck werden anschließend angezeigt. Stehen externe Daten, z. B. des in den folgenden Versuchen verwendeten Hautleitwertmessgeräts zur Verfügung, so können diese ebenfalls in die graphische Ausgabe integriert werden. Die Daten können dabei beliebig ausgewählt und in der Reihenfolge flexibel angezeigt werden. Eine grafische Darstellung der Programmstruktur zur Datenerfassung und –auswertung befindet sich im Anhang A.5.

#### 4.8.5 Klassifikation mit Neuronalem Netz und Beanspruchungsindex

Zur Ermittlung des aktuellen Fahrerzustandes wird eine Kenngröße benötigt, die Beanspruchungen quantitativ darstellen kann und erkennen lässt, welche speziellen Situationen und Umstände den Fahrer beeinflussen und zu einer Veränderung des Beanspruchungsniveaus führen. Da diese nicht direkt und objektiv erfasst werden kann, werden stattdessen Messgrößen registriert, die Informationen über die von der Fahraufgabe ausgehende Belastung beinhalten, Abbildung 4.37.

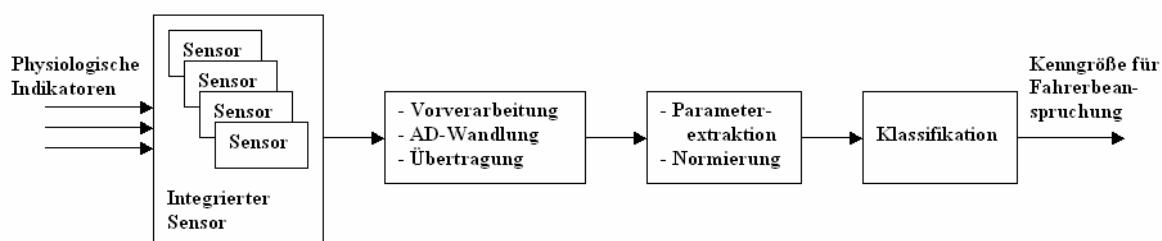


Abb. 4.37: Schematische Darstellung des Messverfahrens.

Wie in Kapitel 3 gezeigt, können verschiedene physiologische Parameter als Indikatoren für unterschiedliche Aspekte wie Beanspruchung, Aktivität usw. dienen. Allerdings liefern die einzelnen Parameter oft kein einheitliches Ergebnis. Der Beanspruchungszustand einer Person kann nur unter Berücksichtigung mehrerer physiologischer Indikatoren umfassend bestimmt werden. Um aus einer Vielzahl von Eingangsdaten eine einzelne nicht direkt messbare Zielgröße zu ermitteln, werden Verfahren der Mustererkennung und Klassifikation eingesetzt.

Die normierte Zielgröße, der berechnete *Beanspruchungsindex* des Probanden, wird mit Hilfe eines Neuronalen-Netz-Klassifikators gewonnen, der individuell trainiert werden muss. Vorteil Neuronaler Netze ist das gute Adaptationsvermögen an neue Randbedingungen.

Eine Übersicht über verschiedene Klassifikationsverfahren und eine Beschreibung der Eigenschaften Neuronaler Netze geben BARSCHDORFF ET AL. [Ba90].

#### 4.8.5.1 Künstliche Neuronale Netze

Bei einem Neuronalen Netz handelt es sich um einen mathematischen Algorithmus, der Ausgangsgrößen aufgrund von verschiedenen am Eingang angelegten Merkmalen erzeugt. Sie werden häufig zur Klassifikation der Eingangsdaten verwendet.

Die Netze können unterschiedlich aufgebaut sein, bestehen aber meist aus mehreren miteinander verbundenen Schichten von Recheneinheiten, die als Neuronen bezeichnet werden. Beim hier verwendeten Multilayer-Perceptron-Netz werden die an den Eingängen anliegenden Größen zunächst mit Gewichtungsfaktoren multipliziert und danach zum Aktivitätswert des jeweiligen Neurons aufsummiert. Der Ausgangswert ergibt sich dann aus dem Aktivitätsniveau und einer Aktivierungsfunktion, die dem Neuron zugeordnet ist. Die Informationsverarbeitung erfolgt im Netz vorwärts von der Eingangsschicht über eine oder mehrere Zwischenschichten zur Ausgangsschicht.

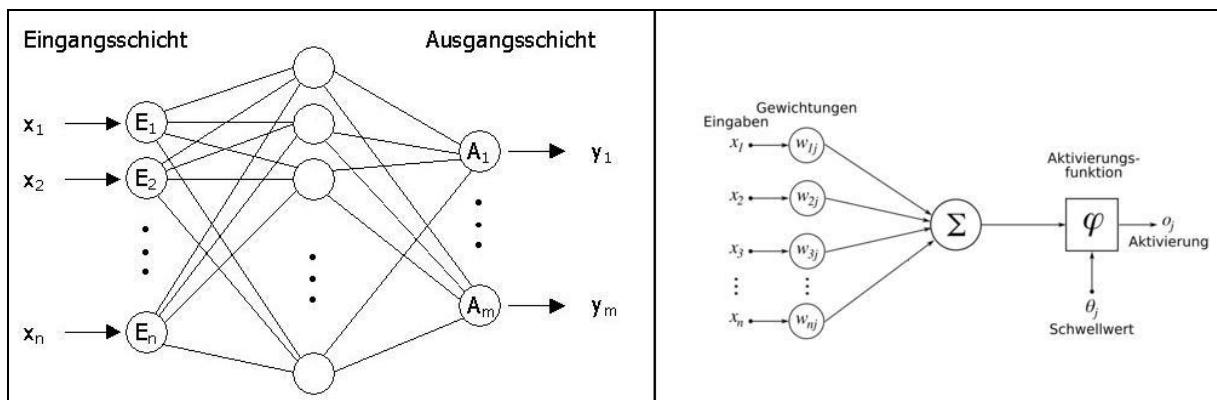


Abb. 4.38: Links: Struktur eines Neuronalen Netzes. Rechts: Aufbau eines Neurons [Pe99]

Beim Einsatz des Netzes für Klassifikationsaufgaben werden zu bewertende Mustervektoren am Eingang angelegt und das Klassifikationsergebnis am Ausgang abgelesen. Damit dies funktioniert, muss das Netz trainiert werden. Während dieses Trainings werden für jede Musterklasse möglichst viele typische Eingangsvektoren und die zugehörigen Ergebnisvektoren am Ausgang angelegt. Beim Backpropagation-Verfahren, einem Standardlernalgorithmus, werden die Gewichtungsfaktoren in mehreren Schritten so angepasst, dass der Fehler zwischen Ausgangsvektor des Netzes und erwartetem Ergebnisvektor minimiert wird.

#### 4.8.5.2 Ermittlung des Beanspruchungszustandes

Eingangsmuster für das verwendete Multilayer-Perceptron-Netz sind die berechneten Kennwerte der erhobenen physiologischen Parameter, die zur Bestimmung des Beanspruchungsniveaus des Probanden dienen. Wichtig ist dabei, dass ausschließlich nicht korrelierte Maße eingesetzt werden. Für die Auswertung wurden die Amplituden der Parameter Herzratenvariabilität und systolischer Blutdruck sowie die Anzahl der Hautleitwertreaktionen pro Minute ausgewählt, da diese die besten Indikatoreigenschaften aufweisen und linear unabhängig voneinander sind.

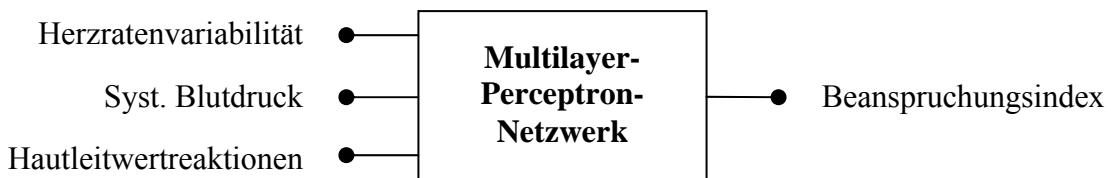


Abb. 4.39: Verwendetes Multilayer-Perceptron-Netzwerk mit Eingangs- und Ausgangsgrößen

Die Berechnung des systolischen Blutdrucks und der Herzratenvariabilität erfolgt nach den bereits beschriebenen Verfahren mit hoher zeitlicher Auflösung, da für jeden Herzschlag ein neuer Wert ermittelt wird.

Zur Bestimmung der Anzahl der Hautleitwertreaktionen pro Minute wird ein gleitendes Fenster der Länge 60 Sekunden über den Signalverlauf der elektrodermalen Aktivität gelegt. Weiterhin wird ein Kriterium benötigt, mit dem man entscheiden kann, ob eine Reaktion vorliegt oder nicht. Dabei wird nicht zwischen Spontanreaktionen und reizbedingten Reaktionen unterschieden. Ist die Amplitude eines kurzzeitigen Signalanstieges größer als 1 Prozent des aktuellen Hautleitwertniveaus, so wird der Anstieg als Reaktion gezählt [Scha81]. Die Anzahl der Spontanfluktuationen unterliegt großen interindividuellen Schwankungen. Häufig werden 6-8 Reaktionen pro Minute als Ruhewert und 15-20 Reaktionen pro Minute bei Aktiviertheit angegeben. Die Anzahl reizbedingter Reaktionen variiert mit den Versuchsbedingungen. Die Anstiegszeit einer Reaktion liegt nach SCHANDRY zwischen 0,5 und 2,5 Sekunden (vgl. Abbildung 3.2).

Die Parameterwerte werden jeweils über zehn Sekunden gemittelt und das Fenster für die Bestimmung der Hautleitwertreaktionen um zehn Sekunden verschoben, so dass sechsmal pro Minute ein neuer Beanspruchungsindex vorliegt.

Als Lernstichprobe werden die Daten der im Folgenden vorgestellten Untersuchung am Wiener Testsystem verwendet (siehe Anhang A.6). Dabei wird sukzessive der Datensatz von jeweils der Versuchsperson ausgeschlossen, deren Daten ausgewertet werden sollen. Für die weiteren Untersuchungen im Fahrzeug werden alle Datensätze der Versuchsreihe am Wiener Testsystem eingesetzt.

Vor der Verwendung als Eingangsmuster, werden die Datenwerte normiert. Die Ausgangsgröße wird ebenfalls normiert angegeben, als wertekontinuierliche Darstellung und als 3-wertige Ausgabe mit den Abstufungen *geringe Beanspruchung* ( $< 0,3$ ), *mittlere Beanspruchung* ( $0,3 - 0,7$ ) und *hohe Beanspruchung* ( $> 0,7$ ). Ein Beispiel ist in Abbildung 4.40 dargestellt.

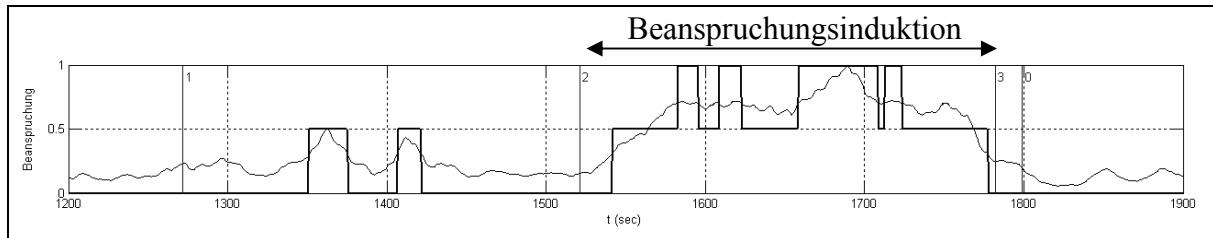


Abb. 4.40: Berechnete Beanspruchungskenngröße (0: geringe Beanspruchung, 1: hohe Beanspruchung).

Zum Training der Stufe *geringe Beanspruchung* werden die ermittelten Parameter aus der Ruhephase zu Beginn der Untersuchung verwendet. Für die Stufe *hohe Beanspruchung* werden die Messdaten während des Determinationstests herangezogen, siehe Anhang A.6.

Für die Normierung der Eingangsdatensätze werden die Ruhewerte der einzelnen Versuchspersonen sowie die maximale Änderung des jeweiligen Parameters über alle Versuchspersonen verwendet. Auf diese Weise wird die Änderung des Parameters gegenüber dem Ruhewert normiert und auf die größte in der Untersuchung auftretende Abweichung vom Ruhewert bezogen. Eine individuelle Normierung hingegen setzt voraus, dass der Determinationstest immer als beanspruchend wahrgenommen wird. Die Verwendung eines festen Wertebereiches kann dazu führen, dass Personen mit hohen Parameterwerten fälschlicherweise als beansprucht eingestuft werden.

## 5 Empirische Untersuchungen zur Beanspruchungserfassung

Wie bereits in den vorangehenden Kapiteln dargestellt, besteht der Bedarf, den augenblicklichen physiologischen und mentalen Zustand eines Fahrers zu überwachen. Dafür steht eine Vielzahl von empirischen Forschungsmethoden zur Verfügung, die in Kapitel 3 vorgestellt wurden. Eine bislang wenig untersuchte physiologische Methode ist die Messung des Blutdrucks. Die Entwicklung eines kontinuierlich nicht-invasiv arbeitenden Verfahrens (vgl. Kapitel 4) ermöglicht nun erstmals, auch den Blutdruck als sensitiven Beanspruchungsindikator zu verwenden. Das Ziel der folgenden Studien ist, dieses System auf seine Einsetzbarkeit bei Untersuchungen zur Beanspruchungsmessung, insbesondere im Kraftfahrzeug, zu überprüfen. Die mit diesem Messverfahren erhobenen Daten werden dazu auch mit Ergebnissen etablierter Methoden verglichen.

In einer ersten Studie wurde die generelle Eignung der Methode der kontinuierlichen Blutdruckmessung zur Erfassung von Beanspruchung mit Hilfe des Wiener Testsystems untersucht und ein Beanspruchungsindex abgeleitet. Darauf aufbauend wurde das Messverfahren in einer zweiten Untersuchung speziell zur Erfassung der Fahrerbeanspruchung in einer Simulatorstudie eingesetzt. Da sich das Verfahren als geeignet zur sensitiven Indikation von Beanspruchungsreaktionen erwiesen hat, wurden verschiedene Anwendungsszenarien betrachtet. Dazu gehören Studien zur Beanspruchungserfassung beim Fahren in unterschiedlichen Verkehrssituationen und unter Einfluss verschiedener Scheinwerferlichtverteilungen. Weiter wurde eine Untersuchung durchgeführt, die das Thema Müdigkeit am Steuer betrachtet.

### 5.1 Forschungsmethoden und -instrumente

In den folgenden Studien wurden physiologische Messungen und Selbstreport als Methodenkategorien gewählt, um sowohl objektiv messbare als auch die subjektiv empfundene Beanspruchung erfassen zu können.

Zur Erfassung der subjektiven Beanspruchung wurden drei Instrumente ausgewählt: der NASA-TLX, die Anstrengungsskala, eine Variante der RSME und der KAB. Auf diese Weise ist es möglich, die Korrelation der objektiven mit den subjektiven Daten zu untersuchen.

Da ein direktes Messen objektiver Beanspruchung nicht möglich ist, wurden die folgenden physiologischen Parameter als Indikatoren für Beanspruchung herangezogen: der Blutdruck, die Herzfrequenz bzw. die Herzratenvariabilität und der Hautleitwert.

Das neu entwickelte System zur kontinuierlichen, nicht-invasiven Blutdruckmessung wurde erstmalig in den hier beschriebenen Untersuchungen an einer größeren Probandenstichprobe getestet. Die Ergebnisse wurden mit den etablierten Parametern Herzfrequenz – die über den Brustgurt des Blutdruckmesssystems erfasst wurde – und Hautleitwert verglichen, da Vorstudien gezeigt haben, dass sie für die Messung der Beanspruchung beim Fahren als geeignet angesehen werden können.

Der Hautleitwert wurde mit Hilfe des Biosignalerfassungsgerätes PAR-PORT/F der PAR Medizintechnik GmbH erfasst. Dazu werden an der Hautoberfläche zwei mit leitfähigem Elektrodengel gefüllte Silber/Silberchlorid-Napfelektroden aufgeklebt. Auf diese Weise werden gleichbleibende Kontaktflächen und ein guter elektrischer Kontakt zwischen Hautoberfläche und Elektrodenfläche gewährleistet. Hinsichtlich der Ableitungsorte gibt es keine allgemein anerkannte Standardisierung, jedoch zeigen sich die Hand- bzw. Fingerinnenflächen als besonders geeignet [Bo92]. In der vorliegenden Untersuchung wurden die Elektroden am mittleren Glied von Zeige- und Mittelfinger angebracht und durch das Umwickeln mit Pflasterband gegen Verrutschen oder Abreißen gesichert, was sich in Voruntersuchungen bewährt hat. Vor dem Anbringen der Elektroden wurden die betroffenen Hautstellen mit alkoholhaltigem Desinfektionsmittel behandelt. Das Messgerät liefert sowohl das Hautleitwertniveau (SCL) als auch die Hautleitwertreaktionen (SCR).

### ***Probandenauswahl***

Bei vielen wissenschaftlichen Untersuchungen unterliegt die Auswahl der Probanden nur wenigen Beschränkungen. Häufig spielen Gründe der Verfügbarkeit eine große Rolle bei der Entscheidung für bestimmte Versuchsteilnehmer, so dass der Versuchsablauf und die zeitliche Disposition der Versuchspersonen in Einklang gebracht werden können. Außerdem ergeben sich möglicherweise aus der Art der zu untersuchenden Fragestellung bestimmte Auswahlkriterien. Dies ist auch bei den in dieser Arbeit vorgestellten Studien der Fall, die die Beanspruchung beim Fahren eines Kraftfahrzeuges zum Inhalt haben oder darauf vorbereitende Untersuchungen darstellen. Ziel war es daher, mit der Probandenstichprobe möglichst viele Eigenschaften von Fahrzeugführern abzudecken und die relevanten Unterscheidungsmerkmale von Personengruppen, die einen annehmenden Einfluss auf die Fahrerbeanspruchung darstellen, gezielt zu variieren.

Als wichtigste Parameter wurden das Geschlecht und das Alter identifiziert und bei den Versuchsplanungen einbezogen. Frauen und Männer wurden bei entsprechender Verfügbarkeit jeweils rekrutiert, wobei Studie 5 aufgrund der erwarteten Vorkenntnisse männlicher Teilnehmer eine Ausnahme bildet. Kein Proband war jünger als 20 Jahre. Die Untergrenze wurde

deshalb gewählt, damit eine aus geringer Fahrpraxis resultierende Beanspruchung ausgeschlossen werden konnte. BARTMANN [Ba95, Li06] definiert Fahrer als Experten, wenn sie seit mindestens zwei Jahren im Besitz eines Führerscheins sind und mindestens 5000 Kilometer im Jahr fahren. Eine Obergrenze für das Alter gab es, wie im Straßenverkehr, nicht. Aufgrund der Verfügbarkeit wurden aber mehr jüngere Personen ausgewählt. Untersuchungen mit Fahranfängern müssten gesondert durchgeführt werden und stehen hier nicht im Fokus.

Insbesondere bei Simulatorstudien ist die Teilnahme älterer Personen aufgrund der geringeren Technik- und Computeraffinität manchmal kritisch. Daher wurden in der Studie 2 eher jüngere Personen angesprochen. In der Studie 4 war dies aufgrund der Fragestellung nicht möglich, führte aber auch zu einer höheren Ausfallrate bei den älteren Teilnehmern. Wichtig war ebenfalls, dass die Probanden weder den Fahrsimulator noch die Fahrstrecke kannten und somit ein vergleichbares Vorwissen gewährleistet war.

Ein weiteres Kriterium, das gegen eine Teilnahme an den Studien sprach, war die Einnahme von Medikamenten, die den Blutdruck oder die Herzfrequenz beeinflussen.

Um gezielt Personen auszuwählen, die bestimmte Eigenschaften erfüllen, steht im L-Lab eine Probandendatenbank zur Verfügung. Die dort registrierten Personen haben sich freiwillig dazu bereit erklärt, an Studien teilzunehmen und stehen den Fragestellungen somit aufgeschlossen und interessiert gegenüber. Sie werden im Bedarfsfall telefonisch angefragt und erhalten bei einer Teilnahme zum Abschluss ein kleines Präsent als Dankeschön.

## 5.2 Studie 1: Laborstudie zur Beanspruchung am Wiener Testsystem

Gegenstand der ersten Studie war die Validierung der kontinuierlichen Blutdruckmessung als neuartige und sensitive Forschungsmethode zur Beanspruchungsmessung und der Eignungsnachweis des Blutdrucks als zuverlässigem Beanspruchungsindikator. Mit Hilfe des Wiener Testsystems sollten verschiedene Tests zur Erzeugung und Variation der Beanspruchung des Probanden durchgeführt werden. Verwendet wurden dazu der Wiener Determinationstest, der Wiener Reaktionstest und der Test Cognitron, die jeweils von einer Pause unterbrochen waren. Während der gesamten Messung wurden die physiologischen Daten Blutdruck, Herzfrequenz und Hautleitwert aufgezeichnet. Außerdem wurde untersucht, inwieweit die gemessenen objektiven Daten mit subjektiven Beanspruchungseinschätzungen der Probanden übereinstimmen.

Die nachfolgenden Unterkapitel stellen das Untersuchungsdesign und die Ergebnisse der Studie dar.

### 5.2.1 Untersuchungsdesign

#### 5.2.1.1 Versuchsinstrumentarium

Das Wiener Testsystem der Firma Dr. G. Schuhfried GmbH [Schu07] ist ein weltweiter Standard für computergestützte psychologische Diagnostik. Es besteht aus einer Basissoftware und einer Vielzahl verschiedener Testverfahren mit entsprechenden Eingabemedien. Die Bedienung ist, auch für Personen, die mit Computern wenig vertraut sind, sehr einfach. Die Testergebnisse werden zur weiteren Verwendung und Auswertung gespeichert. Die Testabläufe bestehen aus einer bildschirmgeführten Instruktionsphase, einer Übungsphase und der eigentlichen Testphase.



Abb. 5.1: Wiener Testsystem

Der *Wiener Determinationstest* (DT) ist ein komplexer Mehrfachreiz-Test, bei dem der Proband mittels Tasten und Fußpedalen auf optische und akustische Signale reagieren muss. So ist vor allem die Untersuchung des Verhaltens unter hoher psycho-physischer Belastung möglich. Durch eine entsprechend hohe Signalfrequenz kann jede Person in eine Überforderungssituation gebracht werden, in der sie mit ihren Reaktionsbewegungen nicht mehr sicher zurechtkommt. Eine Belastung ist dabei gegeben, wenn ein hochmotiviertes Individuum nicht fähig ist, auf eine Reizkonstellation extremer Art eine angepasste Reaktion zu finden. Der Begriff Belastbarkeit beschreibt dann die Fähigkeit des Probanden, der Reizwirkung Widerstand entgegenzusetzen, d. h. Verhaltensweisen zu einer möglichst guten Bewältigung der Situation zu aktivieren.

Die Einzelzuordnung von Reiz und Reaktion stellt meist kein nennenswertes Problem dar. Das Belastende beim Determinationstest liegt vielmehr im fortlaufenden, möglichst anhaltend schnellen und unterschiedlichen Reagieren auf wechselnde Reize. Demnach hängt die Schwierigkeit vor allem von der Geschwindigkeit, mit der die Reizdarbietung wechselt, und der Anzahl der Reize und Reaktionen, zwischen denen gewechselt wird, ab.

Die Darbietung der Farbreize erfolgt auf dem Bildschirm. Hierbei handelt es sich um zehn optische Reize in den Farben weiß, gelb, rot, grün und blau, die eine obere und eine untere Reihe bilden. Die diesen fünf Farben zugeordneten Reaktionstasten sind so angeordnet, dass mit zwei Händen agiert werden kann. Zudem werden zwei weitere Reize (weiße, rechteckige, optisch abgehobene Felder) links und rechts unten am Bildschirm dargeboten, auf die mit der Betätigung des entsprechenden Fußpedals zu reagieren ist. Zwei akustische Signale (hoher bzw. tiefer Ton) sind der grauen und der schwarzen Taste in der Mitte des Eingabegerätes zugeordnet.

Bei der adaptiven Form wird das Tempo der Reizausgabe von der Arbeitsgeschwindigkeit des Probanden gesteuert. Die Reizdauer ergibt sich aus dem Mittelwert der letzten acht Reaktionszeiten. Wurde bei einem Reiz nicht richtig geantwortet, wird statt der Reaktionszeit die doppelte Reizdarbietungszeit angenommen. Bei dieser Form der Reizdarbietung bewegt sich der Proband immer an der Grenze seiner Leistungsfähigkeit. Das Tempo der Reizausgabe wird laufend so an die Arbeitsgeschwindigkeit des Probanden angepasst, dass etwa 70 Prozent der Reize richtig beantwortet werden.

Der Test *Cognitron* (COG) dient zur Erfassung von Aufmerksamkeit und Konzentration durch den Vergleich von verschiedenen geometrischen Figuren hinsichtlich ihrer Ähnlichkeit. Dabei wird Konzentration als ein Zustand angesehen, der durch den anstrengungsbedingten Energieverbrauch und die Präzision der Aufgabenerfüllung beschrieben wird.

Die Aufgabe des Probanden ist es, bei jedem Durchgang eine angezeigte Testfigur mit vier darüber angeordneten Figuren zu vergleichen und zu beurteilen, ob die Testfigur mit einer der vier Figuren identisch ist. In diesem Fall muss mittels Tastendruck reagiert werden. Bei der Testform mit fester Bearbeitungszeit erfolgt die Bearbeitung unter Zeitdruck. Falls kein Urteil abgegeben wird, wird automatisch der nächste Reiz präsentiert.

Der *Wiener Reaktionstest* (RT) deckt neben der Reaktionszeitmessung auch die Erfassung von Aufmerksamkeit bzw. Vigilanz ab. Dazu stehen drei verschiedene Farb- und ein Tonreiz zur Verfügung, so dass sich unterschiedliche Konstellationen herstellen lassen, die Einzelreize und Reizkombinationen abdecken. Die Verwendung einer Ruhe- und einer Reaktionstaste ermöglicht eine Aufspaltung in Reaktions- und Motorische Zeit. Die Reaktionszeitmessung besteht also darin, dass der Proband einen Finger auf die Ruhetaste legt und – von dort ausgehend – die Drucktaste betätigt.

Beim verwendeten Test muss die Versuchsperson möglichst schnell auf eine Kombination zweier Reize (gelb und Ton bzw. gelb und rot) reagieren, bei anderen Reizen darf nicht reagiert werden. Das Wiedererkennen relevanter Kombinationen erfordert dabei eine einfache Gedächtnisleistung.

In der vorliegenden Untersuchung wurde der Wiener Determinationstest adaptiv vorgegeben, wobei die Testphase vier Minuten dauerte (Testform S1, adaptiv kurz). Der Wiener Reaktionstest wurde als Wahlreaktionstest dargeboten (Testform S5, Wahlreaktion - Gelb/Rot und Gelb/Ton). Der Test dauerte etwa 4 Minuten. Für den Test Cognitron wurde die Testform S4 ausgewählt, wobei die Bearbeitungszeit pro dargestelltem Reiz mit 1,8 Sekunden fest vorgegeben ist.

Der Vergleich mit anderen verfügbaren Testformen ergab, dass der Determinationstest wahrscheinlich der größte Stressor ist. Die beiden anderen Tests wurden jeweils vor und nach dem Determinationstest durchgeführt, um weitere Beanspruchungsniveaus zu erzeugen und gleichzeitig durch Veränderung der Testergebnisse den Einfluss des Determinationstests als Stressor zu belegen.

### 5.2.1.2 Stichprobe

Der Stichprobenumfang wurde auf  $N = 15$  festgelegt. Es haben vier Frauen und elf Männer an der Untersuchung teilgenommen. Alle Probanden waren zwischen 21 und 41 Jahren alt.

### 5.2.1.3 Durchführung

Zur Überprüfung der Fragestellung wurde folgender Ablauf der Untersuchung konzipiert. Zunächst wurden mit einem Fragebogen die demographischen Daten der Versuchspersonen erfasst und der Versuchsablauf erklärt. Außerdem wurde die Frage gestellt, inwieweit die Probanden Sport treiben, rauchen, Alkohol trinken und Medikamente einnehmen, die den Blutdruck beeinflussen. Nach Beendigung dieser Befragung wurden den Probanden die Messgeräte zur Erfassung der physiologischen Parameter angelegt und die Datenaufzeichnung gestartet.

Der Ablauf am Wiener Testsystem war soweit automatisiert, dass alle Vorgaben in der geplanten Reihenfolge in einer so genannten Testbatterie gespeichert wurden. Jeder Versuchsdurchgang begann mit einer fünfminütigen Ruhephase, in der sich alle physiologischen Parameter normalisieren sollten. Dabei wurden zwei manschettenbasierte Ruheblutdruckmessungen durchgeführt. Daran schloss sich der eigentliche Versuch an, bei dem die Tests Cognitrone, Wiener Reaktionstest, Wiener Determinationstest, Wiener Reaktionstest und Cognitrone in dieser Reihenfolge vorgegeben wurden. Die Wiederholung der beiden ersten Tests sollte Leistungsunterschiede des Probanden vor und nach der Vorgabe des als beanspruchend angenommenen Wiener Determinationstests aufzeigen. Abbildung 5.2 zeigt den Testablauf.

Zeitlicher Ablauf	Markierung
Beginn	P
Blutdruck-Messung	0
Blutdruck-Messung	0
COG 1 Übung	1
COG 1 Test	2
COG 1 Ende	3
Pause: 2min (KAB 1)	
RT 1 Übung	1
RT 1 Test	2
RT 1 Ende	3
Pause: 2min	
DT Übung	1
DT Test	2
DT Ende	3
Blutdruck-Messung	0
Pause: 2min (KAB 2)	
RT 2 Test	2
RT 2 Ende	3
Pause: 2min	
COG 2 Test	2
COG 2 Ende	3
Blutdruck-Messung	0
Ende	P

Abb. 5.2: Testablauf (COG = Cognitrone, RT = Reaktionstest, DT = Determinationstest) und zugehörige Markierungen für die Messdatenauswertung

Die Testdurchführungen waren dabei von jeweils zweiminütigen Pausen unterbrochen. Nach dem ersten Durchlauf des Cognitron und nach dem Wiener Determinationstest wurde der Kurzfragebogen zur aktuellen Beanspruchung vorgegeben. Während des zweiten Durchlaufs der beiden ersten Tests wurde auf die Präsentation der Instruktions- und Übungsphase verzichtet, da sich im Vorversuch gezeigt hat, dass die Testabläufe noch ausreichend bekannt waren. Beginn und Ende der Tests wurden zur besseren Zuordnung in den Daten markiert.

Am Ende des Tests wurde die Datenaufzeichnung gestoppt und die Teilnehmer mussten den Schellong-Stufentest zur Kalibrierung des für die kontinuierliche Blutdruckerfassung verwendeten Messgerätes absolvieren.

### **5.2.2 Ergebnisse**

Ziel dieser Untersuchung war zu zeigen, dass der Blutdruck ein zuverlässiger und sensitiver Beanspruchungsindikator ist. Dazu wurden verschiedene Vergleichsparameter aufgezeichnet und aus dem Kollektiv physiologischer Indikatoren das in Kapitel 4.8.5 vorgestellte Beanspruchungsmaß abgeleitet. Es sollten sich für die verschiedenen Testvorgaben unterschiedlich hohe Beanspruchungen bzw. unterschiedliche Niveaus der einzelnen Indikatoren finden lassen.

Die Abbildungen 5.3, 5.4 und 5.5 zeigen von oben nach unten betrachtet beispielhaft die zeitlichen Verläufe von Herzratenvariabilität, systolischem Blutdruck und der Anzahl der Hautleitwertreaktionen. In den jeweils unteren Zeilen ist die normierte Zielgröße, das berechnete Beanspruchungsniveau des Probanden, als wertekontinuierliche Darstellung und als vereinfachte 3-stufige Ausgabe zu sehen. Dieses wurde mit Hilfe eines Neuronalen Netzklassifikators gewonnen, der individuell trainiert<sup>8</sup> wurde. Vorteil Neuronaler Netze ist das gute Adaptionsvermögen an neue Randbedingungen. Eingangsmuster für das verwendete Multi-layer-Perceptron-Netz sind die über zehn Sekunden gemittelten Amplituden der dargestellten physiologischen Parameter und die Anzahl der Hautleitwertreaktionen.

Die nummerierten Markierungen in den folgenden Abbildungen beziehen sich auf die Angaben in Abbildung 5.2 und beschreiben die Zeitpunkte der oszillometrischen Blutdruckmessungen (0), den Beginn der Übungsphasen (1), den Beginn der Testphasen (2) und das Ende der Testphasen (3).

---

<sup>8</sup> Die Beschreibung des Trainings findet sich in Kap. 4.8.5.2. Trainingsdaten: siehe Anhang A.6.

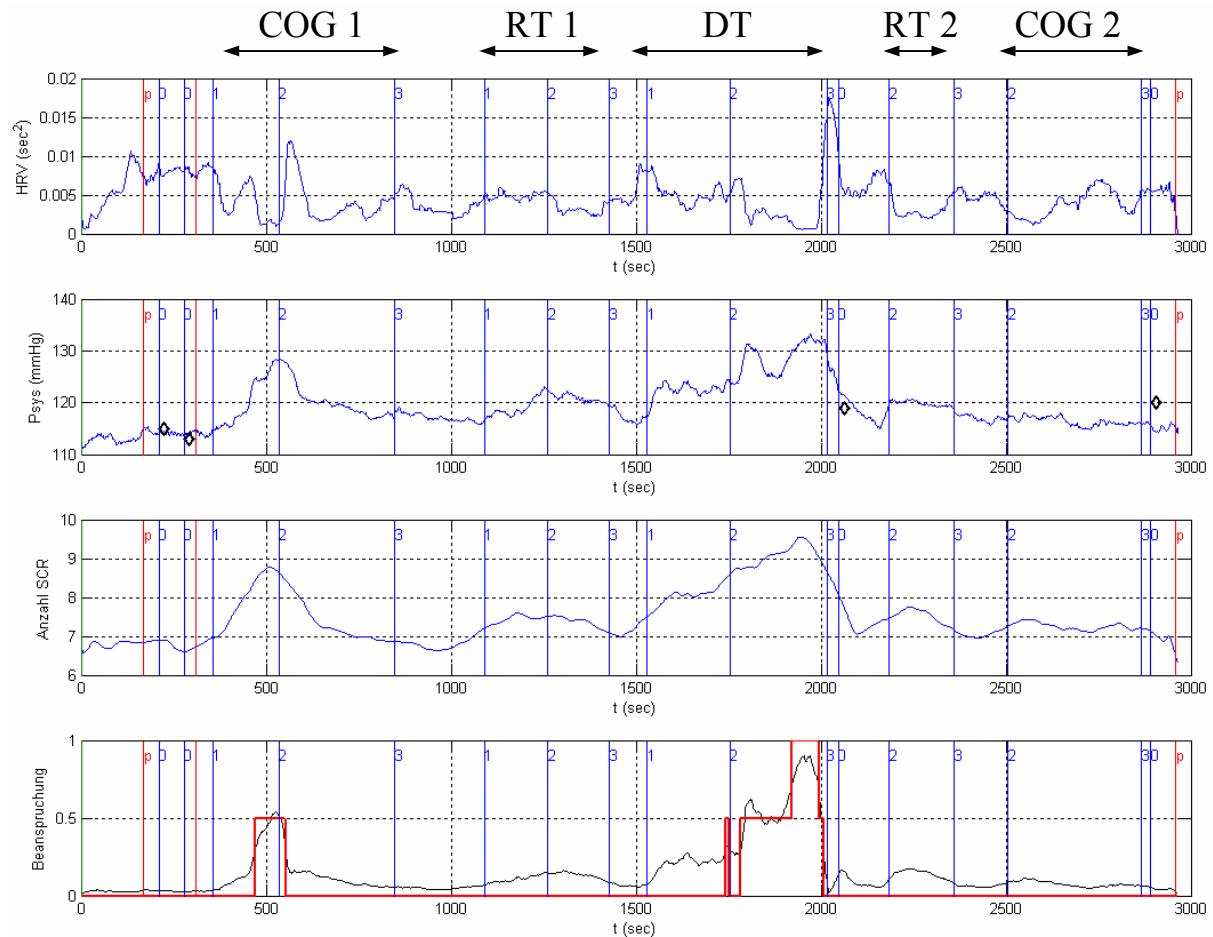


Abb. 5.3: Untersuchung am Wiener Testsystem (VP2): Herzratenvariabilität, systolischer Blutdruck, Anzahl der Hautleitwertreaktionen und berechnete Beanspruchungskenngröße (0: geringe Beanspruchung, 1: hohe Beanspruchung)

Es ist zu erkennen, dass vor allem der *apriori* als beanspruchend angenommene DT in allen drei Beispielen als deutlich belastend identifiziert wurde, wobei die Beanspruchung innerhalb der Testvorgabe variiert. In den Abbildungen 5.3 und 5.4 ist ebenfalls der Beginn der Testphase des COG 1 als belastend klassifiziert worden.

Der RT 1 erzeugt nur ein geringes bis mittleres Beanspruchungsniveau. Die Wiederholung der beiden ersten Tests wirkt sich aufgrund des Vorwissens über den Ablauf in allen Fällen kaum noch belastend aus.

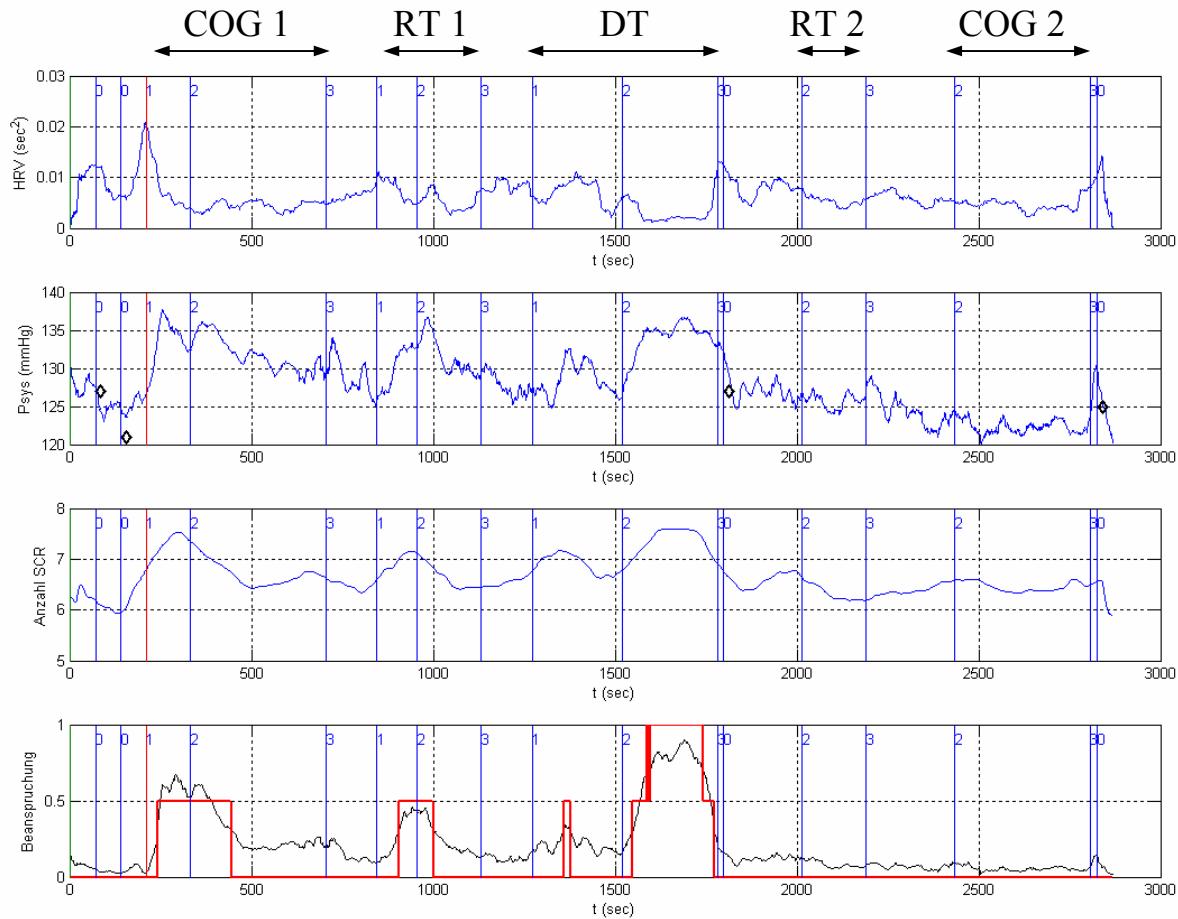


Abb. 5.4: Untersuchung am Wiener Testsystem (VP8): Herzratenvariabilität, systolischer Blutdruck, Anzahl der Hautleitwertreaktionen und berechnete Beanspruchungskenngröße (0: geringe Beanspruchung, 1: hohe Beanspruchung)

In den Abbildungen 5.4 und 5.5 treten auch wiederholt zwischendurch mittlere Beanspruchungswerte auf, die meist mit Beginn oder Ende einer Testphase korreliert sind. Hier muss sich der Proband erst in das Testgeschehen einarbeiten bzw. am Ende mehr Anstrengung aufwenden um das Leistungsniveau bis zum Schluss durchzuhalten.

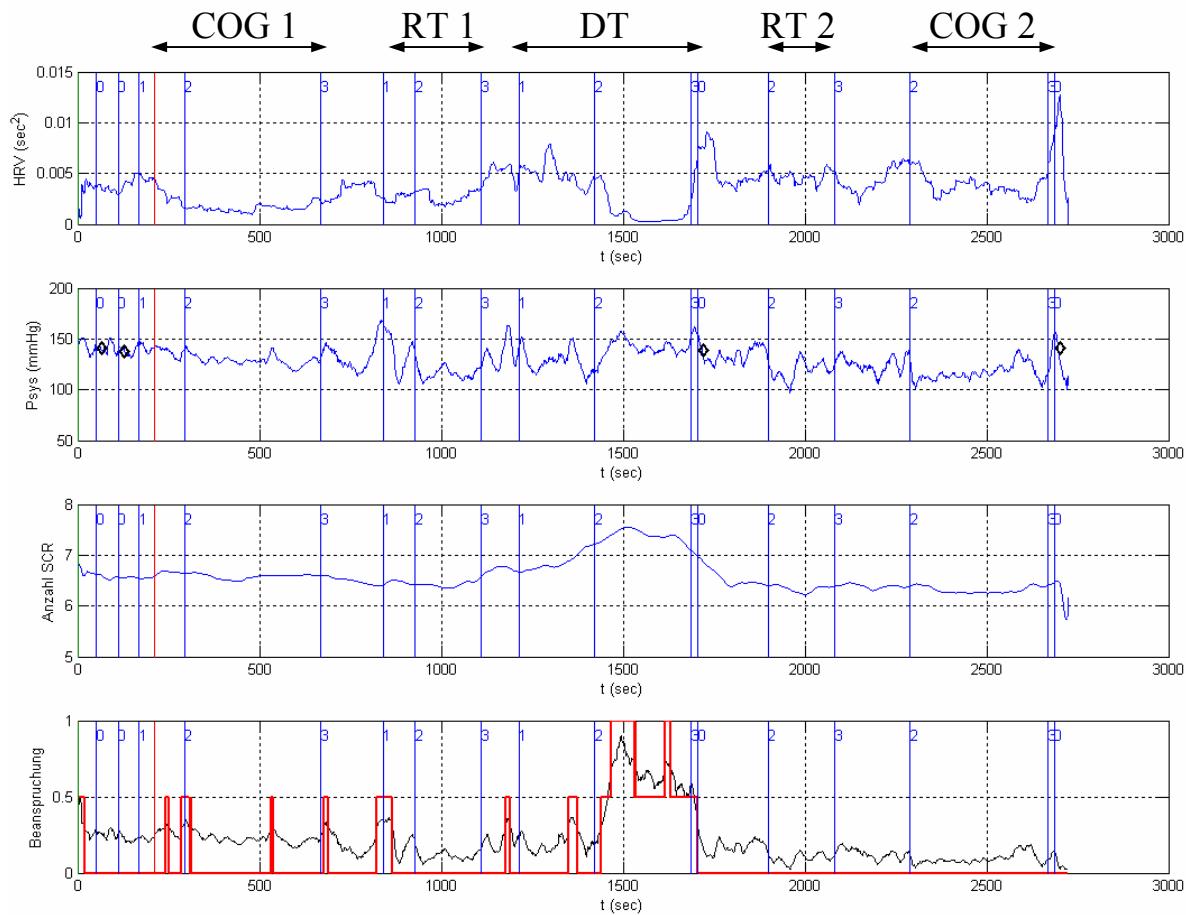


Abb. 5.5: Untersuchung am Wiener Testsystem (VP15): Herzratenvariabilität, systolischer Blutdruck, Anzahl der Hautleitwertreaktionen und berechnete Beanspruchungskenngröße (0: geringe Beanspruchung, 1: hohe Beanspruchung)

Die Verknüpfung der Information mehrerer Indikatoren zu einer Kenngröße für den aktuellen Beanspruchungszustand einer Person liefert also zuverlässige Ergebnisse. Voraussetzung hierfür ist allerdings, dass die verwendeten Messgrößen selbst sensiv auf Beanspruchungsänderungen reagieren. Die Abbildungen zeigen erwartungsgemäß während der als belastend identifizierten Abschnitte deutliche Anstiege des systolischen Blutdrucks bei gleichzeitiger Abnahme der Herzratenvariabilität. Für den Hautleitwert zeigt sich eine Zunahme der Anzahl der Leitwertreaktionen vor allem während des Determinationstests.

Nachdem nun die Ergebnisse der Untersuchung anhand von drei Beispielen vorgestellt wurden, sollen im Folgenden alle Probanden betrachtet werden.

In Abbildung 5.6 sind die Änderungen der einzelnen aufgezeichneten physiologischen Parameter bezogen auf den Ruhewert zu Beginn der Messung für jede Testvorgabe als Mittelwert über alle Probanden dargestellt.

Man erkennt leicht, dass der Determinationstest außer bei den Hautleitwertreaktionen die größten Parameteränderungen verursacht. Der Reaktionstest und der Cognitrone unterscheiden sich nur geringfügig. Es ist aber zu sehen, dass bei der Wiederholung der Testvorgabe die

Änderung der Parameter jeweils deutlich schwächer ausfällt. Nur der zweite Durchgang des Reaktionstests hat eine höhere mittlere Herzfrequenz zur Folge.

Dieses Ergebnis korreliert auch mit den Testergebnissen. Beim Cognitrone stieg die Summe der richtigen Reaktionen vom ersten zum zweiten Testlauf an und die Summe der falschen Reaktionen und der falschen Nichtreaktionen ging zurück. Beim Reaktionstest verringerte sich die Reaktionszeit im Mittel von 531 ms auf 494 ms. Die Anzahl falscher Reaktionen stieg bei konstant bleibenden richtigen Reaktionen geringfügig an. Ein direkter Vergleich zwischen den Tests ist leider nicht möglich.

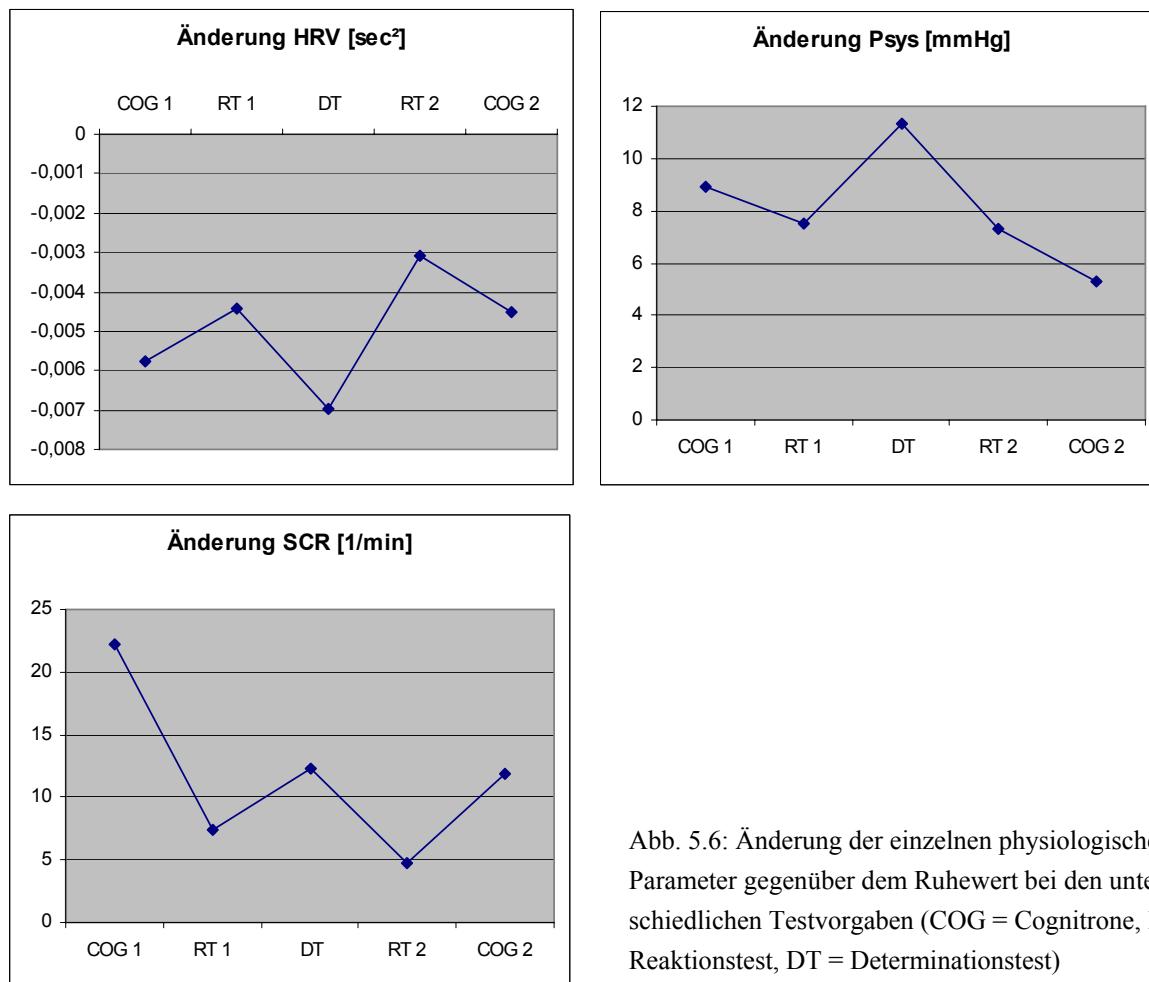


Abb. 5.6: Änderung der einzelnen physiologischen Parameter gegenüber dem Ruhewert bei den unterschiedlichen Testvorgaben (COG = Cognitrone, RT = Reaktionstest, DT = Determinationstest)

Neben den physiologischen Parametern wurde die Beanspruchung auch mit Hilfe des Kurzfragebogens zur aktuellen Beanspruchung erhoben. Wie in Abbildung 5.7 zu sehen, wurde eine sehr leichte Abnahme des Fragenbogen-Scores ermittelt, was eine geringere gefühlte Beanspruchung der Probanden nach der Durchführung des Determinationstests bedeutet. Erwartet wurde hier ein höherer Wert. Da es sich aber nur um eine Momentaufnahme handelt und der Fragebogen nach Abschluss des Determinationstests vorgegeben wurde, wird davon ausgegangen, dass sich die Beanspruchung während des Testlaufs nicht im Befragungsergebnis widerspiegelt. Dies spricht für eine kontinuierliche Beanspruchungserfassung mittels physiologischer Parameter.

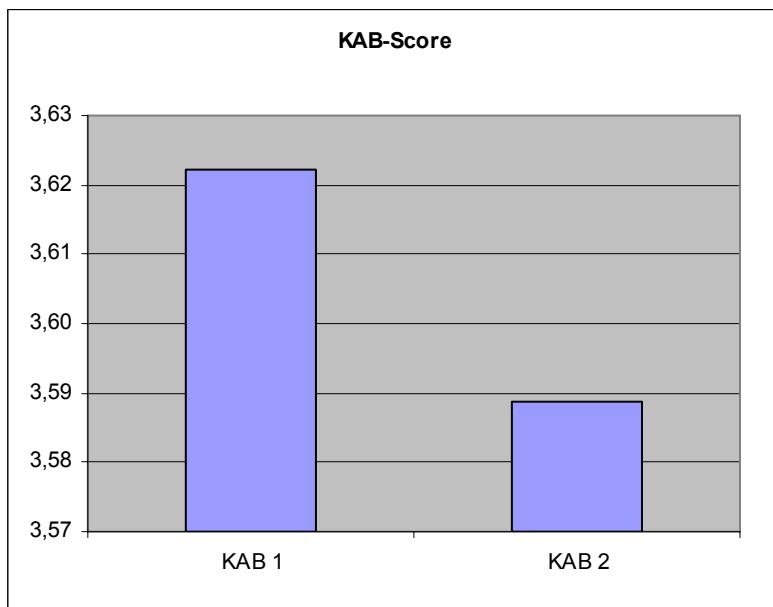


Abb. 5.7: Fragebogen-Score des KAB vor und nach dem Determinationstest

## 5.3 Studie 2: Simulatorstudie zur Beanspruchungserhebung

Inhalt der zweiten Studie war die Validierung der kontinuierlichen Blutdruckmessung als neuartige Methode zur Beanspruchungsmessung im Kfz. Dazu wurde in einer Untersuchung im Fahrsimulator die generelle Einsetzbarkeit dieser Forschungsmethode im Straßenverkehr überprüft. Außerdem sollte ermittelt werden, inwieweit die gemessenen objektiven Daten mit subjektiven Beanspruchungseinschätzungen der Probanden übereinstimmen. In den folgenden Unterkapiteln werden das Untersuchungsdesign und die Ergebnisse der Studie vorgestellt.

### 5.3.1 Untersuchungsdesign

#### 5.3.1.1 Versuchsinstrumentarium

Für diese Studie wurde ein Fahrsimulator verwendet, da eine standardisierte Versuchsdurchführung mit guter Kontrolle der Umgebungsparameter von großer Bedeutung ist. Dies ist im Feld nicht oder nur schwer umsetzbar.

Der Simulator *Lightdriver* des L-Lab ermöglicht die Echtzeitsimulation verschiedener Fahrstrecken, die mittels Projektoren auf drei Leinwände projiziert werden. Bei dem hier verwendeten Kurs handelt es sich um eine digitalisierte reale Teststrecke mit verschiedenen Straßenbreiten, Kurven und Abzweigungen sowie Verkehrsschildern, Gebäuden und Vegetation in der Fahrbahnumgebung. Für einen möglichst realitätsgetreuen Fahreindruck wird zur Steuerung ein modifiziertes reales Fahrzeug der Marke Smart verwendet, siehe Abbildung 5.8. Damit können die Fahrer mit dem System in Form von Beschleunigungs- und Bremsvorgängen sowie Lenkbewegungen interagieren.



Abb. 5.8: Links: Aufbau des Fahrsimulators Lightdriver. Rechts: Fahrt unter Nachtbedingungen

Der Lightdriver bietet einen großen Vorteil gegenüber anderen Fahrsimulatoren: Fahren bei Dunkelheit werden physikalisch korrekt und realitätsnah simuliert. Bei der Firma Hella KGaA Hueck & Co. wurde eine Software entwickelt, mit der Lichtverteilungen unterschiedlicher

Scheinwerfer berechnet und visualisiert werden können, um so die Ausleuchtung des Verkehrsraums zu realisieren. Fahrten bei Tageslicht sind ebenfalls möglich.

### 5.3.1.2 Stichprobe

Der Stichprobenumfang wurde auf  $N = 24$  festgelegt, wobei je 12 Frauen und Männer ausgewählt wurden. Um diese Stichprobengröße zu erreichen, mussten insgesamt 34 Personen an der Studie teilnehmen, da 10 Personen die Studie nicht bis zum Ende durchführen konnten, weil bei ihnen während der Fahrt die Simulatorübelkeit auftrat. Alle Probanden waren zwischen 23 und 35 Jahren alt.

### 5.3.1.3 Durchführung

Zuerst wurden mittels Fragebogen die demographischen Daten und die Fahrerfahrung der Versuchspersonen sowie die Einnahme blutdruckbeeinflussender Medikamente erfasst. Anschließend wurden den Probanden die Messgeräte zur Erfassung der physiologischen Parameter angelegt.

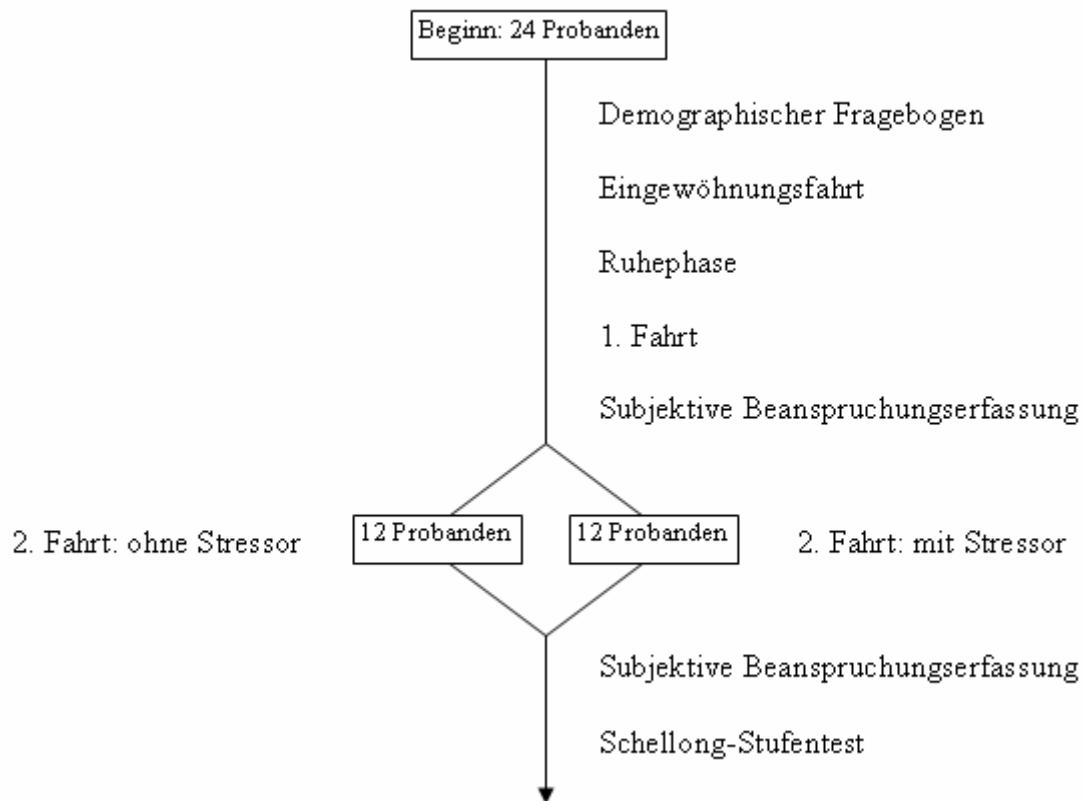


Abb. 5.9: Ablauf der Untersuchung

Nach einer Eingewöhnungsfahrt zum Kennenlernen des Simulators fand eine fünfminütige Ruhephase statt, um nach der Übungsphase wieder ein Ruheniveau der physiologischen Parameter zu erreichen. Der Blutdruck wurde während dieser Zeit durch drei oszillometrische Messungen überprüft.

Bei der ersten von zwei Versuchsfahrten umrundeten alle Versuchspersonen die ca. 10 km lange Teststrecke einmal. Um eine möglichst hohe Standardisierung der Fahrgeschwindigkeit zu gewährleisten, wurde ein Fahrzeug in die Szenerie eingefügt, dem die Versuchspersonen folgen sollten, siehe Abbildung 5.10.

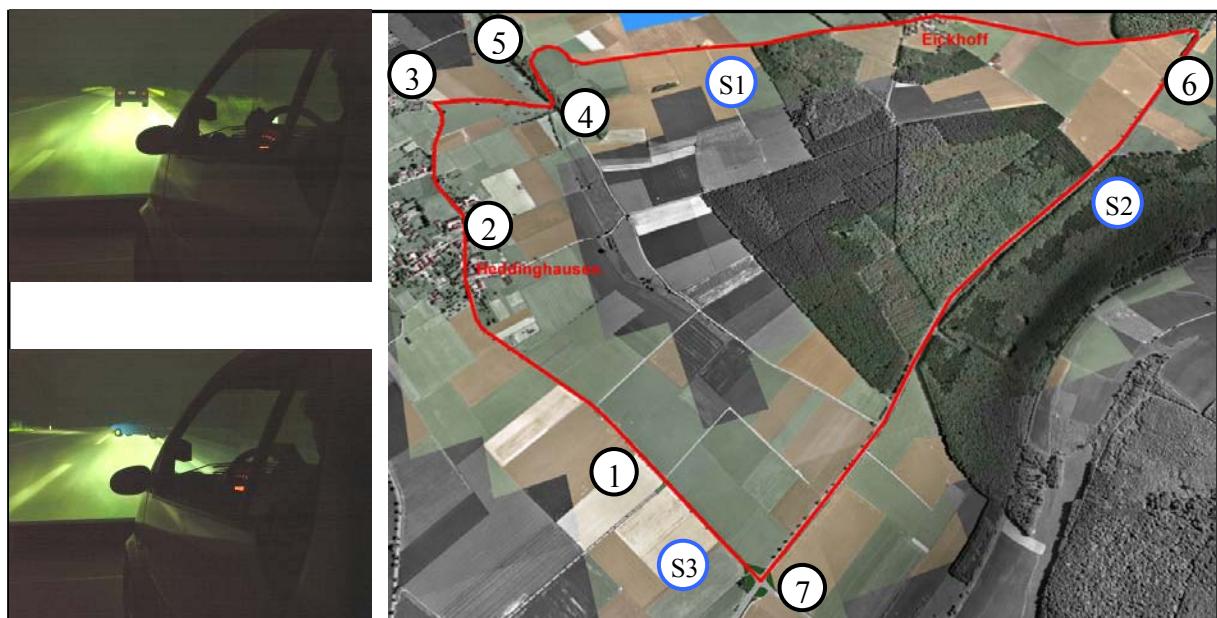


Abb. 5.10: Links: Simulatorfahrt mit vorausfahrendem Fahrzeug (oben) und Stressor S2 (unten). Rechts: Versuchsstrecke Rüthen-Szenerie mit Streckenpunkten

Durch dieses Fahrzeug konnte während der Versuchsfahrt auch auf zusätzliche Anweisungen bezüglich der Fahrtrichtung verzichtet werden, um eine Störung der Versuchspersonen zu vermeiden. In einer vorbereitenden Studie [II05] waren verschiedene Abschnitte der Fahrstrecke als beanspruchend definiert worden. Da untersucht werden sollte, ob diese beanspruchenden Situationen mit Hilfe der kontinuierlichen Blutdruckmessung erkannt werden können, wurden die folgenden Streckenabschnitte in den physiologischen Messdaten markiert:

- 1 Start/Ende der Rundstrecke
- 2 Kurve 1
- 3 Abbiegevorgang 1
- 4 Kurve 2
- 5 Kurve 3
- 6 Abbiegevorgang 2
- 7 Abbiegevorgang 3

Als besonders fahrerbeanspruchend wurden die Markierungen 3 (Abbiegevorgang 1), 4 (Kurve 2) und 6 (Abbiegevorgang 2) eingestuft und für die statistische Auswertung herangezogen.

Nach der ersten Versuchsfahrt mussten die Probanden anhalten und ihre subjektive Beanspruchung mit Hilfe des NASA-TLX und der Anstrengungsskala einschätzen. Dabei muss beachtet werden, dass mit diesen Fragebögen ausschließlich das Beanspruchungsempfinden für die gesamte Versuchsfahrt erfasst wird. Eine detaillierte Einschätzung der Beanspruchung im Hinblick auf die oben aufgeführten Streckenabschnitte ist daher nicht möglich.

Um einen Vergleich der subjektiv empfundenen Beanspruchung mit den erhobenen physiologischen Daten zu ermöglichen, wurde eine zweite Versuchsfahrt durchgeführt. Die Stichprobe wurde hierzu in zwei Gruppen unterteilt. Die erste Gruppe fuhr die gleiche Strecke noch einmal. Bei der zweiten Gruppe wurden zusätzliche Stressoren in die Versuchsfahrt eingebaut, siehe Abbildung 5.10, die eine Erhöhung der Beanspruchung bewirken sollten. Als Stressoren wurden folgende Ereignisse ausgewählt:

- Stressor 1 (S1): Das vorausfahrende Fahrzeug bremst plötzlich ab.
- Stressor 2 (S2): Es steht ein Fahrzeug quer auf der eigenen Fahrspur.
- Stressor 3 (S3): Das vorausfahrende Fahrzeug erhöht die Geschwindigkeit.

Im letzten Schritt der Untersuchung wurde mit dem Schellong-Stufentest [Ro03, Sche54] die Kalibrierung des zur kontinuierlichen Blutdruckerfassung verwendeten Messgerätes durchgeführt. Die Gesamtdauer betrug pro Versuchsperson ungefähr 90 Minuten.

### 5.3.2 Ergebnisse

Die Auswertung der physiologischen Messdaten erfolgt zunächst deskriptiv und anschließend inferenzstatistisch.

#### *Deskriptive Analyse der Messdaten:*

Abbildung 5.11 zeigt exemplarisch die Verlaufskurve des Blutdrucks eines Probanden während der ersten Versuchsfahrt. In der Grafik sind zusätzlich die Markierungen der oben genannten und als beanspruchend definierten Streckenabschnitte eingetragen (Ziffern 1 bis 7). Es ist zu erkennen, dass die meisten Blutdruckanstiege mit den beanspruchenden Situationen einhergehen.

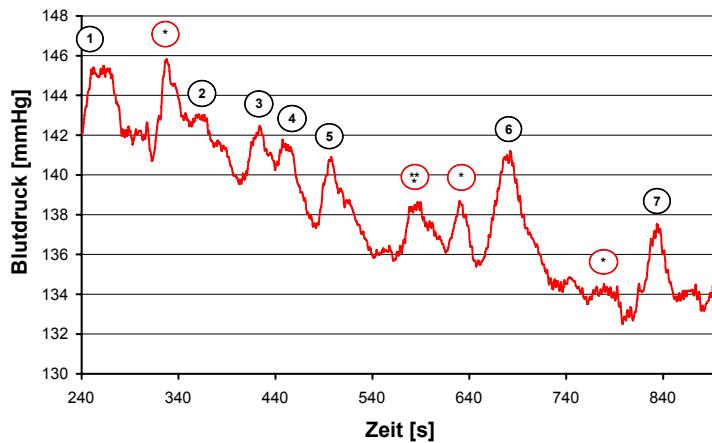


Abb. 5.11: Verlaufskurve des Blutdrucks einer Versuchsperson (Fahrt 1)

Die übrigen Anstiege des Blutdruckverlaufes können bisher nicht beachteten Streckenabschnitten wie kleineren Kurven (\*) und Bodenwellen (\*\*) zugeordnet werden und lassen sich somit plausibel erklären.

Vergleichbare Ergebnisse liefern auch die zusätzlich erfassten Parameter Herzfrequenz und Hautleitwertniveau. Die beanspruchenden Streckenabschnitte lassen sich auch hier in den Verlaufskurven wiederfinden, wie die Abbildungen 5.12 und 5.13 zeigen.

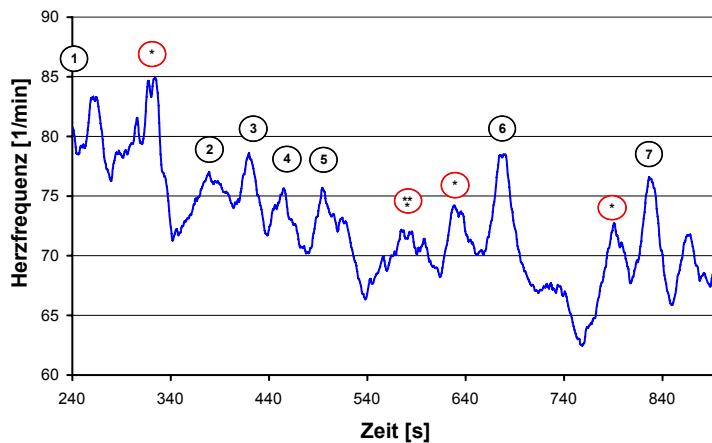


Abb. 5.12: Verlaufskurve der Herzfrequenz einer Versuchsperson (Fahrt 1)

Bei genauerer Betrachtung ist auffällig, dass die Zunahme des Hautleitwertniveaus bei Beginn der markierten Situationen in einem kleineren Zeitfenster erfolgt, als dies bei Blutdruck und Herzfrequenz der Fall ist. Dies bestätigt die Aussage von HELANDER [He78], dass der Hautleitwert eine höhere Dynamik aufweist und daher zur Erfassung kurzzeitiger Beanspruchungsunterschiede gut geeignet ist.

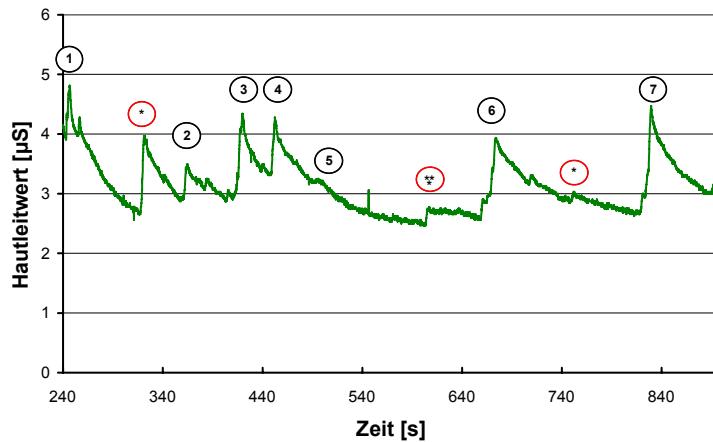


Abb. 5.13: Verlaufskurve des Hautleitwerts einer Versuchsperson (Fahrt 1)

Für die zweite Versuchsfahrt wurden bei der Hälfte der Versuchspersonen zusätzlich drei weitere Stressoren (S1 bis S3) integriert, damit sich ein Beanspruchungsunterschied zur ersten Fahrt ergibt.

Auch bei diesen Stressoren lassen sich entsprechende Anstiege im Blutdruckverlauf finden, siehe Abbildung 5.14, die auf eine erhöhte Beanspruchung hinweisen. Die Änderungen fallen dabei für Stressor 1, dem Abbremsen des vorausfahrenden Fahrzeugs, am niedrigsten aus. Eine Erklärungsmöglichkeit wäre, dass der Bremsvorgang durch eine noch ausreichende Entfernung zum Vordermann für die Versuchsperson wenig beanspruchend war. Der Abstand der Fahrzeuge konnte vom Versuchsleiter allerdings nicht kontrolliert werden.

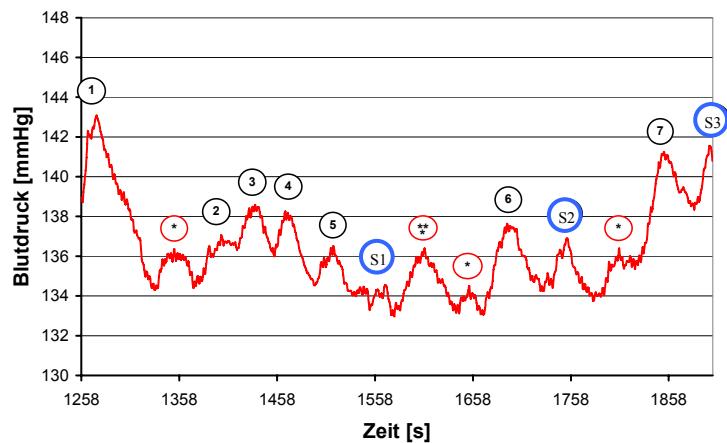


Abb. 5.14: Verlaufskurve des Blutdrucks einer Versuchsperson (Fahrt 2)

Vergleichbare Ergebnisse liefert, wie bei der ersten Versuchsfahrt, die Erfassung der Herzfrequenz und des Hautleitwerts, deren Verläufe in den Abbildungen 5.15 und 5.16 dargestellt sind.

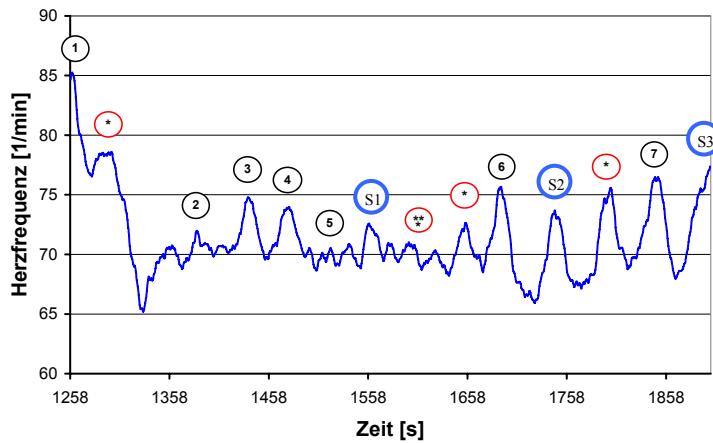


Abb. 5.15: Verlaufskurve der Herzfrequenz einer Versuchsperson (Fahrt 2)

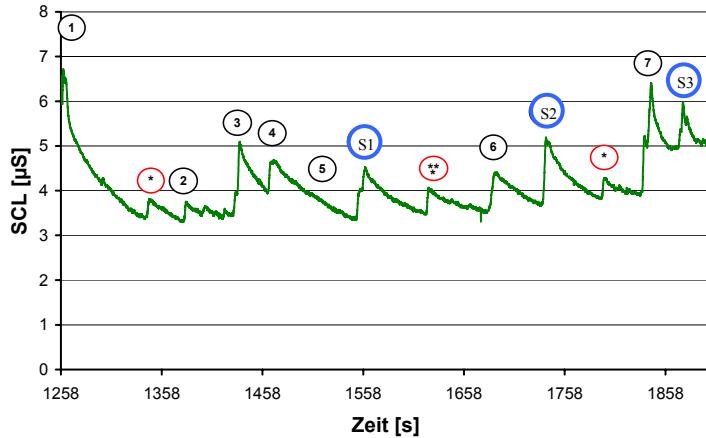


Abb. 5.16: Verlaufskurve des Hautleitwerts einer Versuchsperson (Fahrt 2)

Aufgrund der bisherigen Analyse der physiologischen Daten kann gefolgt werden, dass der Blutdruck ein geeigneter Parameter und das eingesetzte Verfahren der kontinuierlichen Blutdruckmessung eine geeignete Methode zur Erfassung von Fahrerbeanspruchung ist. Die im Vorfeld als beanspruchend definierten Verkehrs- bzw. Streckensituationen führen zu einem Anstieg des Blutdrucks, der ein vergleichbares Verhalten wie die gleichzeitig erfassten Parameter Herzfrequenz und Hautleitwert zeigt. Da ein Anstieg der Messwerte fast immer einer bestimmten Situation zugeordnet werden kann, scheint auch die Erfassung unbekannter, nicht induzierter Beanspruchungsreaktionen mit Hilfe der Blutdruckmessung problemlos möglich zu sein.

### Inferenzstatistische Analyse der Messdaten:

Nach der Beschreibung der Untersuchungsergebnisse am Beispiel einer ausgewählten Versuchsfahrt folgt hier die inferenzstatistische Analyse der Daten aller Probanden. Mit dieser Auswertung wird betrachtet, in wie weit aus den physiologischen Daten auf eine beanspruchende Situation geschlossen werden kann, d. h. wie gut das Verfahren der kontinuierlichen Blutdruckmessung geeignet ist, beanspruchende und nicht-beanspruchende Fahrsituationen zu unterscheiden.

Für die Auswertung werden den drei als besonders fahrerbeanspruchend definierten Streckenabschnitten drei weitere Abschnitte gegenübergestellt, in denen augenscheinlich keine beanspruchenden Ereignisse wie z. B. Kurven, Abbiegevorgänge oder Bodenwellen vorliegen.

Mit Hilfe eines t-Tests für abhängige Stichproben wird überprüft, ob sich auf Basis der Daten der erfassten physiologischen Parameter zwei Gruppen bilden lassen, die sich signifikant voneinander unterscheiden. Für die Berechnung werden die Mittelwerte der Parameteränderungen bei Situationen ohne beanspruchendes Ereignis mit den mittleren Änderungen bei Situationen mit beanspruchendem Ereignis für jede Person miteinander verglichen.

Aus dem t-Test ergibt sich, dass sich die Werte von Blutdruck, Herzfrequenz und Hautleitwert in Situationen *mit Beanspruchung* statistisch hoch signifikant von den jeweiligen Werten in Situationen *ohne Beanspruchung* unterscheiden.

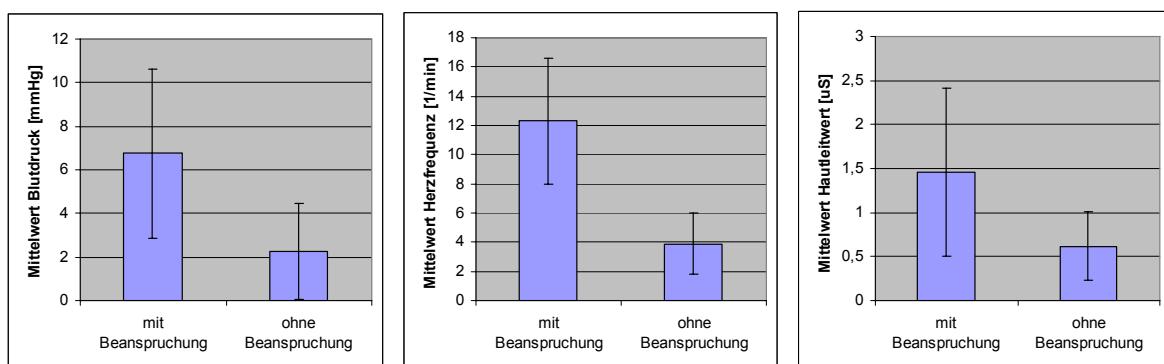


Abb. 5.17: Ergebnisse des t-Tests

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die inferenzstatistische Auswertung der Daten aller Versuchsfahrten die oben gezeigte deskriptive Analyse bestätigt. Der Parameter Blutdruck und die zum Vergleich herangezogenen Parameter Herzfrequenz und Hautleitwert zeigen ein einheitliches Ergebnis und ermöglichen es, beanspruchende von wenig beanspruchenden Fahrsituationen zu unterscheiden. Das Verfahren der kontinuierlichen Blutdruckmessung ist somit zur Erfassung von Fahrerbeanspruchung geeignet.

Geht es nicht darum, im Vorfeld definierte Beanspruchungssituationen zu detektieren, sondern unbekannte Beanspruchungen zu erkennen, benötigt man ein geeignetes Kriterium zur Differenzierung von beanspruchenden und nicht beanspruchenden Situationen. Dieses Kriterium muss eine möglichst große Zahl von Messwerten richtig in die Gruppen *beanspruchend* und *nicht beanspruchend* einordnen. Mit der aus den Versuchsdaten ermittelten Standardabweichung gelingt dies sehr gut. Andere Trennwerte, wie beispielsweise von HECK ET AL. [He84] oder LYMPIUS [Ly00] vorgeschlagen, liefern deutlich schlechtere Ergebnisse. Für die Einstufung wurde festgelegt, dass alle Parameteränderungen unterhalb des Grenzwertes von einer Standardabweichung den nicht beanspruchenden Situationen und alle Werte oberhalb dieser Grenze den beanspruchenden Situationen zugeordnet werden.

Für die Auswertung werden wie zuvor die Daten der drei als besonders beanspruchend und der drei als nicht beanspruchend definierten Situationen verwendet. Für beide Kategorien liegen somit bei insgesamt 24 teilnehmenden Probanden jeweils 72 Messwerte vor. Diese Werte werden mit Hilfe des Diskriminanzkriteriums ( $sd = 2,8 \text{ mmHg}$ ) in eine Vierfeldertafel eingeordnet, siehe Tabelle 5.1.

Tab. 5.1: Klassifikation mittels Blutdruckanstieg – Diskriminanzkriterium:  $sd = 2,8 \text{ mmHg}$

a priori festgelegte Gruppenzugehörigkeit	auf Basis der physiologischen Daten ermittelte Gruppenzugehörigkeit		gesamt
	nicht beanspruchend	beanspruchend	
nicht beanspruchend	59	13	72
beanspruchend	4	68	72

Die Vierfeldertafel zeigt, wie viele Messwerte richtig klassifiziert wurden und wie viele Werte falsch positiv (es wurde keine Beanspruchung vorhergesagt, der Blutdruckanstieg war aber höher als eine Standardabweichung) bzw. falsch negativ (es wurde eine Beanspruchung vorhergesagt, der Blutdruckanstieg war aber niedriger als eine Standardabweichung) eingeordnet werden. Insgesamt zeigt sich, dass 88,2 % aller Messwerte richtig klassifiziert werden konnten.

Auch die Daten der zum Vergleich herangezogenen Parameter Herzfrequenz ( $sd = 3,8 \text{ 1/min}$ ) und Hautleitwert ( $sd = 0,6 \mu\text{S}$ ) werden mit Hilfe des Diskriminanzkriteriums *eine Standardabweichung* in eine Vierfeldertafel eingesortiert. Bei der Herzfrequenz werden 84,7 % der Messwerte richtig klassifiziert, wie Tabelle 5.2 zeigt.

Tab. 5.2: Klassifikation mittels Anstieg der Herzfrequenz – Diskriminanzkriterium:  $sd = 3,8$  1/min

a priori festgelegte Gruppenzugehörigkeit	auf Basis der physiologischen Daten ermittelte Gruppenzugehörigkeit		gesamt
	nicht beanspruchend	beanspruchend	
nicht beanspruchend	50	22	72
beanspruchend	1	71	72

Beim Hautleitwert werden hingegen nur 72,9 % der Werte richtig zugeordnet, siehe Tabelle 5.3. Bei allen drei betrachteten Parametern überwiegen bei den nicht richtig klassifizierten Messwerten die falsch positiven Fälle.

Tab. 5.3: Klassifikation mittels Anstieg des Hautleitwerts – Diskriminanzkriterium:  $sd = 0,6$   $\mu$ S

a priori festgelegte Gruppenzugehörigkeit	auf Basis der physiologischen Daten ermittelte Gruppenzugehörigkeit		gesamt
	nicht beanspruchend	beanspruchend	
nicht beanspruchend	49	23	72
beanspruchend	16	56	72

Insgesamt lässt sich feststellen, dass der Blutdruck ein sehr guter Indikator für beanspruchende Situationen beim Führen eines Kraftfahrzeugs ist. Ein Zusammenhang zwischen den physiologischen Messdaten und den verwendeten subjektiven Maßen konnte nicht gefunden werden.

## 5.4 Studie 3: Feldstudie zur Beanspruchung im realen Straßenverkehr

In dieser Untersuchung mussten die Probanden ein Kraftfahrzeug im realen Straßenverkehr bewegen. Dabei wurde die Fahrstrecke so gewählt, dass verschiedene Verkehrsbedingungen mit unterschiedlich hohem Verkehrsaufkommen enthalten waren. Ziel war es, das Beanspruchungsniveau für die unterschiedlichen Streckenabschnitte und die enthaltenen Fahrsituationen unter realen Bedingungen zu ermitteln und zu vergleichen. Gleichzeitig sollte die Sensitivität der dazu verwendeten physiologischen Parameter herausgestellt werden und die Eignung der eingesetzten Messtechnik auch für Beanspruchungsmessungen im realen Kraftfahrzeug unter Beweis gestellt werden.

Die Untersuchungsbedingungen in einem Feldversuch variieren leider zwischen den einzelnen Versuchsdurchgängen. Dennoch wurde versucht, bei gleichbleibender Witterung zu fahren und Umgebungsbeleuchtung sowie Verkehrsdichte weitestgehend konstant zu halten, indem immer zur gleichen Uhrzeit mit den Fahrten begonnen wurde. Einzelne Ereignisse, wie z. B. Rot- oder Grünphasen einer Ampelschaltung bei Annäherung des Versuchsfahrzeugs oder vorausfahrende Fahrzeuge, die plötzlich abbremsen, konnten allerdings nicht kontrolliert werden. Aufgrund der Vielzahl dieser Situationen waren für jede Versuchsperson ausreichend viele auswertbare Ereignisse im Fahrtverlauf enthalten.

Zusätzlich wurde ein besonderes Ereignis, das als beanspruchend angenommen wurde, in den Ablauf eingebaut. Die Probanden erhielten während der Versuchsfahrt die Anweisung, bei der nächsten Gelegenheit am Straßenrand einzuparken. Sie mussten dazu selber eine ausreichend große Parklücke finden und das Fahrzeug rückwärts hineinbewegen.

Während der gesamten Untersuchung wurden die physiologischen Parameter zur Beanspruchungsbestimmung sowie die aktuelle Fahrgeschwindigkeit erfasst und gespeichert.

Die nachfolgenden Unterkapitel stellen das Untersuchungsdesign und die Ergebnisse der Studie dar.

### 5.4.1 Untersuchungsdesign

#### 5.4.1.1 Versuchsinstrumentarium

Für diese Studie stand als Versuchsfahrzeug ein BMW E60 545i zur Verfügung. Es handelt sich hierbei um einen Wagen mit Automatikschaltung. Dadurch wird das Fahren in einem für sie fremden Auto für die Probanden deutlich vereinfacht. Die Fahrgeschwindigkeit wurde mit

Hilfe einer GPS-Maus auf dem im Fahrzeug eingebauten PC aufgezeichnet und mit den physiologischen Daten synchronisiert. Gleichzeitig wurde ein Video der Fahrt aufgenommen, um die einzelnen Fahrabschnitte im Nachhinein noch mal analysieren zu können. Die Videokamera wurde neben dem Kopf des Fahrers montiert, um dessen Blickwinkel zu berücksichtigen.

#### 5.4.1.2 Stichprobe

Der Stichprobenumfang für die Untersuchung wurde auf 10 Personen festgelegt. Es haben 4 Frauen und 6 Männer teilgenommen, die zwischen 24 und 58 Jahren alt waren.

#### 5.4.1.3 Durchführung

Die Dauer der Versuchsfahrt wurde auf circa eine Stunde festgelegt, richtete sich allerdings auch nach den auftretenden Verkehrsbedingungen. Die Fahrt wurde etwa um 16 Uhr gestartet, so dass sie in Teilen vom Berufsverkehr in der Paderborner Innenstadt betroffen war.

Nachdem die Probanden im Versuchsfahrzeug Platz genommen hatten, wurden sie zuerst gebeten, den Sitz und die Spiegel an ihre Bedürfnisse anzupassen. Anschließend wurden alle für die Fahrt wichtigen Bedienelemente des Fahrzeugs erklärt.

Vor dem Versuchsbeginn wurden zunächst mit Hilfe eines Fragebogens die demografischen Daten und die Fahrerfahrung der Versuchspersonen erfasst. Anschließend wurden die Messgeräte zur Erfassung der physiologischen Parameter angelegt und gestartet. Dazu gehörten der Brustgurt und der Ohrsensor sowie die Elektroden des Hautleitwertmessgerätes und die Manschette des oszillometrischen Blutdruckmessgerätes. Ebenso wurde die Videoaufzeichnung der Versuchsfahrt gestartet. Nach dem Verlesen der Instruktion wurde die Fahrt gestartet.

Die Fahrstrecke beginnt am L-LAB und endet auch dort. Sie enthält verschiedene Verkehrssituationen. Zu Beginn führt sie durch ländliche Umgebung mit geringerem Verkehrsaufkommen, wechselt dann in städtischen Verkehr von Paderborn zur Zeit des beginnenden Berufsverkehrs und führt zum Ende wieder über ruhigere Landstrassen zum Ausgangspunkt zurück. Der Fahrer bekam Änderungen der Fahrtrichtung immer frühzeitig verbal mitgeteilt und sollte sich ansonsten an die Verkehrsregeln halten. Eine Streckenskizze befindet sich in Abbildung 5.18.

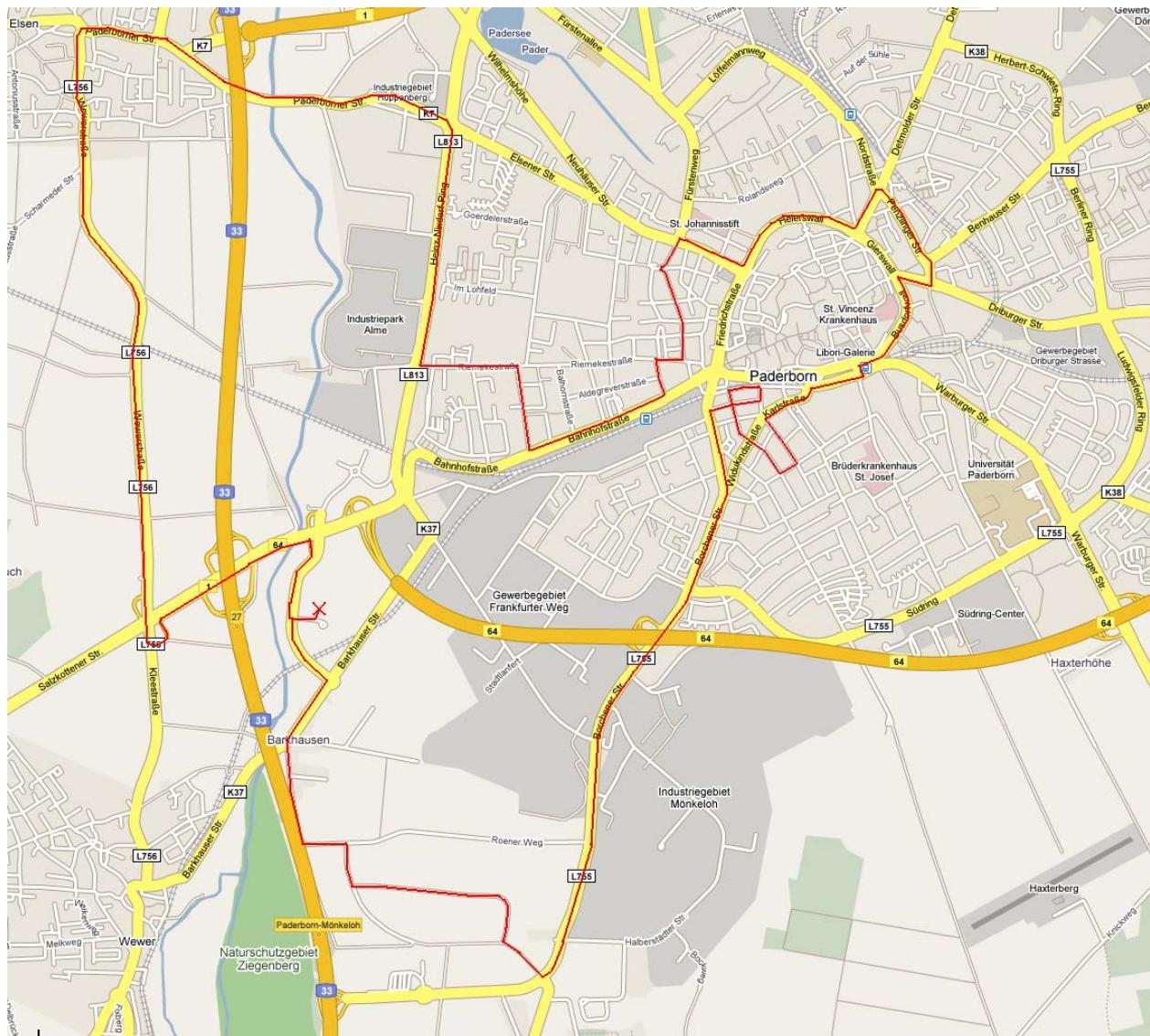


Abb. 5.18: Versuchsstrecke

Während der Fahrt war die Nutzung des Radios nicht erlaubt und es wurde vereinbart, dass keine Gespräche zwischen Versuchsleiter und Proband stattfinden sollten. Der Versuchsleiter saß dabei auf der Rückbank des Fahrzeugs, wo auch sämtliche Geräte zur Datenaufzeichnung platziert waren. Von dort aus konnte auch das Verkehrsgeschehen überwacht werden und die im Folgenden genannten besonderen Ereignisse in den Daten per Tastendruck markiert werden:

- 1 Rote Ampel, an der angehalten werden musste
- 2 Abbiegen
- 3 Kreisverkehr
- 4 Vorausfahrendes Fahrzeug, das deutlich bremst
- 5 Einparken
- 6 Baustelle
- 0 Sonderereignis

Nach Beendigung der Versuchsfahrt wurde die Datenaufzeichnung gestoppt. Mit dem Schel-long-Stufentest wurde als letzter Schritt der Untersuchung die Kalibrierung des zur kontinuierlichen Blutdruckerfassung verwendeten Messgerätes durchgeführt.

Die Gesamtdauer der Untersuchung betrug pro Versuchsperson circa 1,5 Stunden.

#### 5.4.2 Ergebnisse

Die Ergebnisse der Untersuchung werden im Folgenden zunächst deskriptiv ausgewertet. Dabei werden sowohl die aufgezeichneten physiologischen Parameter als auch die Fahrgeschwindigkeit betrachtet.

Die nachstehenden Abbildungen zeigen Ausschnitte der Signalverläufe der aufgezeichneten physiologischen Parameter und der Beanspruchungskenngröße für eine Versuchsperson. Der vollständige Verlauf sowie ein zweites Beispiel befinden sich im Anhang.

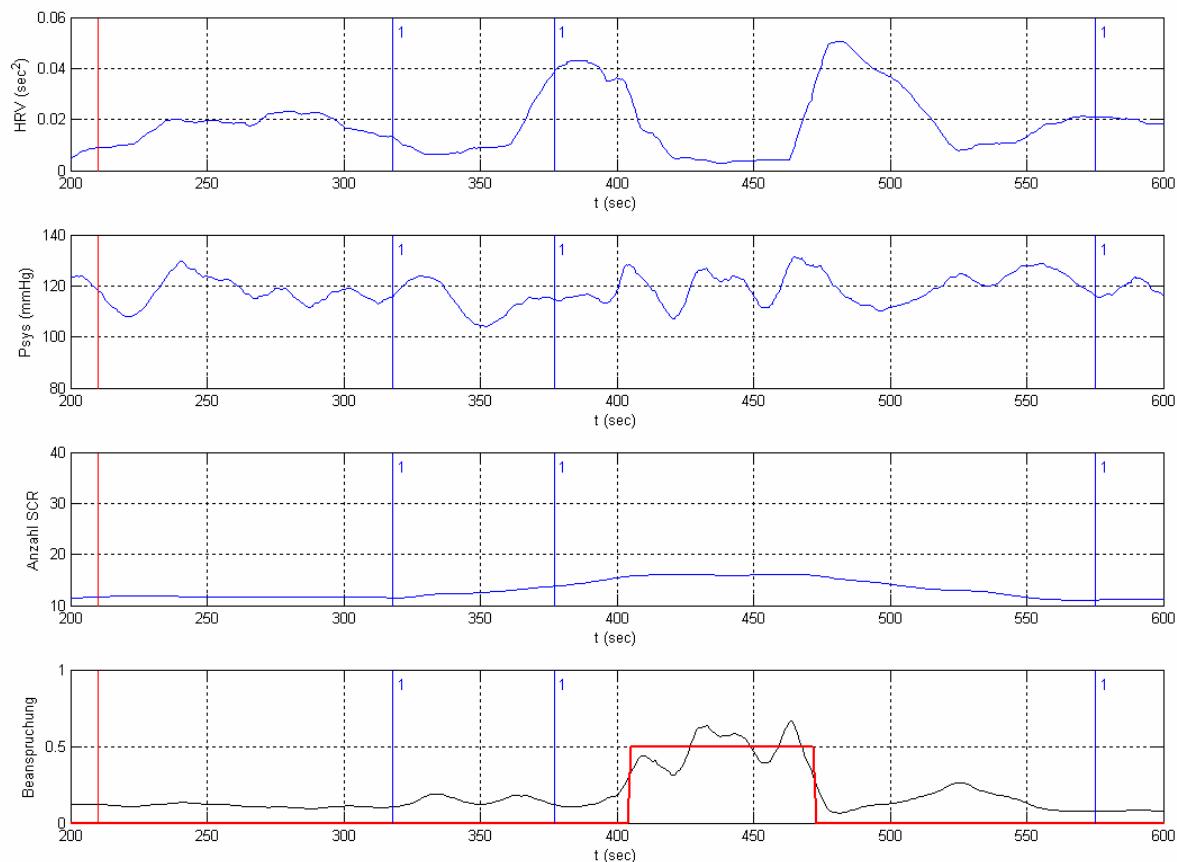


Abb. 5.19: Messdaten einer Versuchsfahrt (VP6) bei Anhalten an einer roten Ampel: Herzratenvariabilität, systolischer Blutdruck, Anzahl der Hautleitwertreaktionen und berechnete Beanspruchungskenngröße (0: geringe Beanspruchung, 1: hohe Beanspruchung)

Sowohl beim Anhalten an einer roten Ampel als auch beim Abbiegen treten Anstiege im Blutdruckverlauf und bei der Anzahl der Hautleitwertreaktionen auf, während die Herzratenvariabilität abnimmt. Im ersten Fall nimmt das Beanspruchungsniveau nach kurzer Zeit wieder seinen Ruhewert an, wohingegen beim zweiten Beispiel ein länger andauernder Zustand mittlerer Beanspruchung gehalten wird.

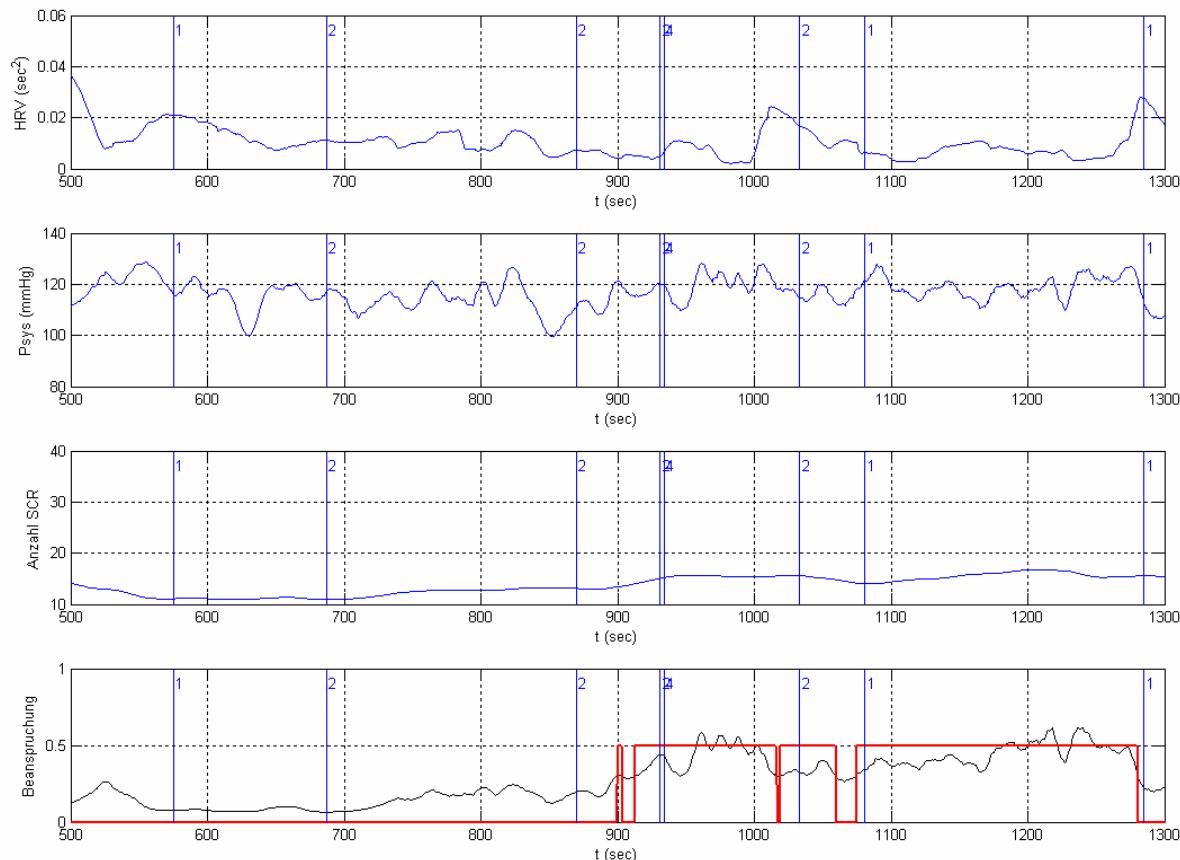


Abb. 5.20: Messdaten einer Versuchsfahrt (VP6) bei Abbiegen mit gleichzeitigem Bremsen eines vorausfahrenden Fahrzeuges: Herzratenvariabilität, systolischer Blutdruck, Anzahl der Hautleitwertreaktionen und berechnete Beanspruchungskenngröße (0: geringe Beanspruchung, 1: hohe Beanspruchung)

Abbildung 5.21 zeigt eine Situation, in der der Versuchsfahrer seitlich am Straßenrand einparken musste. Das Beanspruchungsniveau steigt schon nach der Aufforderung des Versuchsleiters einen geeigneten Parkplatz auszuwählen an. Während des Einparkens tritt eine weitere Steigerung auf ein hohes Beanspruchungsniveau auf, das aber nur von kurzer Dauer ist.

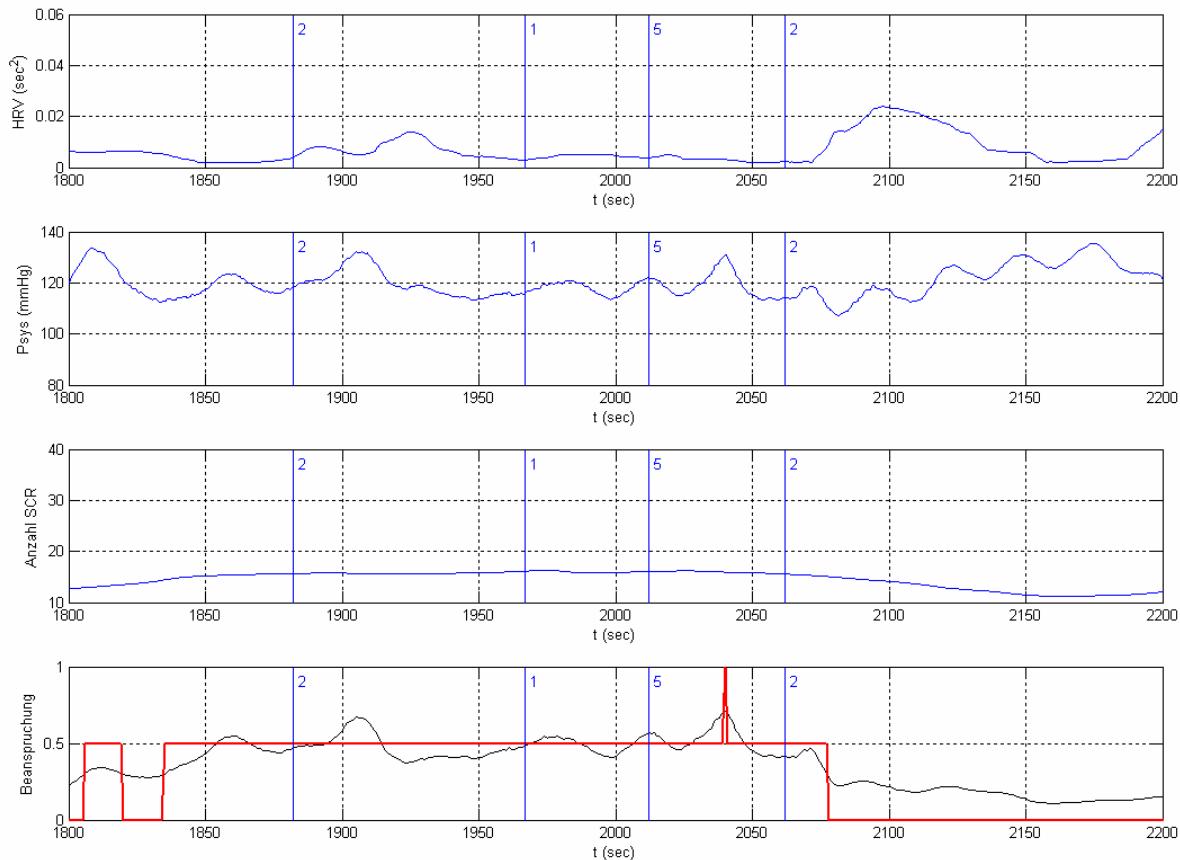


Abb. 5.21: Messdaten einer Versuchsfahrt (VP6) beim seitlichen Einparken am Straßenrand: Herzratenvariabilität, systolischer Blutdruck, Anzahl der Hautleitwertreaktionen und berechnete Beanspruchungskenngröße (0: geringe Beanspruchung, 1: hohe Beanspruchung)

Wichtig ist zu beachten, dass die empfundene Beanspruchung vom Fahrer über die Fahrgeschwindigkeit kompensiert werden kann. Damit kann er sein Beanspruchungsniveau selber regulieren.

Die Abbildung 5.22 zeigt die Änderungen der aufgezeichneten physiologischen Parameter gegenüber deren Ruhewerten in Abhängigkeit von verschiedenen Verkehrssituationen als Mittelwert über alle Versuchsteilnehmer. Auffällig ist die Übereinstimmung der einzelnen Parameter bezüglich der Einstufung der unterschiedlichen Situationen. Nur die Herzratenvariabilität zeigt ein etwas anderes Bild.

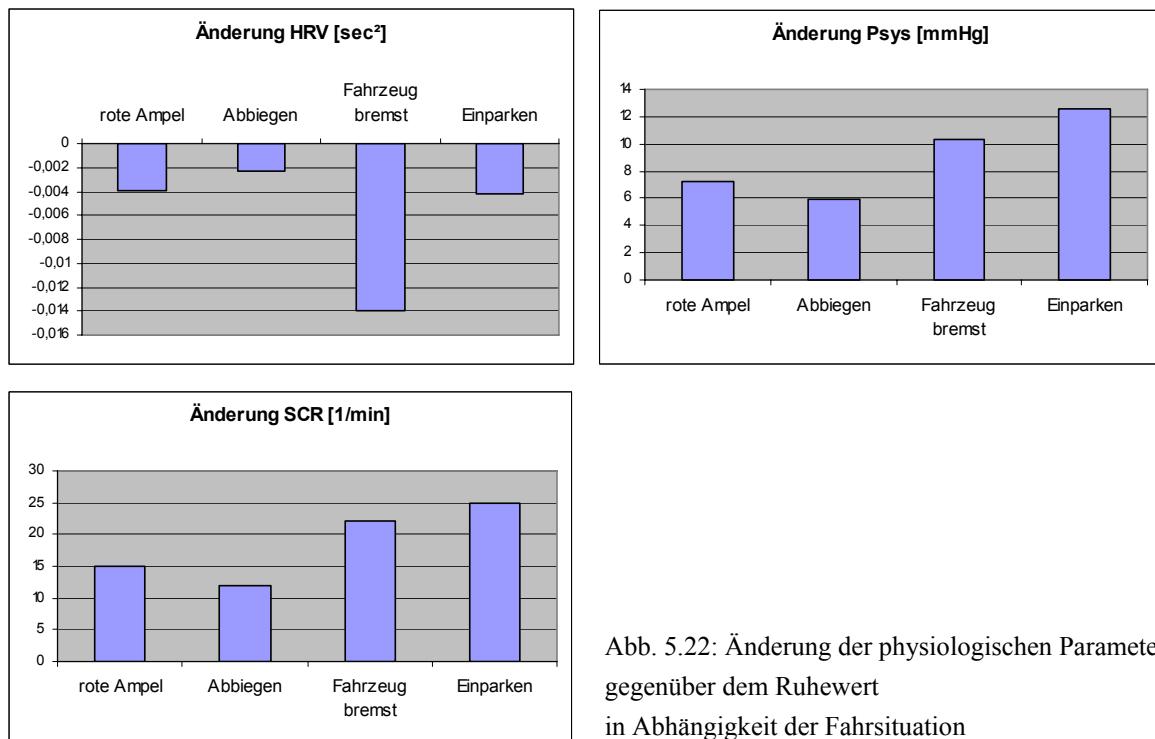


Abb. 5.22: Änderung der physiologischen Parameter gegenüber dem Ruhewert in Abhängigkeit der Fahrsituation

Demnach ruft Abbiegen die geringste Beanspruchung hervor. Dies ist plausibel, da der Fahrer das Manöver selber planen und in beliebiger Geschwindigkeit durchführen kann. Bei roten Ampeln zeigen sich dagegen schon höhere Änderungen der Parameter, was auf ein höheres Beanspruchungsniveau schließen lässt. Danach folgen vorausfahrende Fahrzeuge die plötzlich bremsen und das als besonderes Ereignis in den Versuchsablauf eingebaute Einparken mit den größten Änderungen in den Parameterwerten. Auch subjektiv wurde das Ereignis Einparken von mehreren Probanden als besonders anstrengend bewertet, oft schon direkt nach der Anweisung des Versuchsleiters, noch bevor die Aktion tatsächlich durchgeführt wurde. Nur der Parameter Herzratenvariabilität deutet darauf hin, dass vorausfahrende abbremsende Fahrzeuge die höchste Beanspruchung hervorrufen.

Insgesamt hat sich die Messtechnik unter realen Bedingungen bewährt. Keiner der Versuchsteilnehmer hat sich negativ über die Sensorik geäußert oder gestört gefühlt. Die Messdatenerfassung funktioniert im Fahrzeug ebenso gut wie im Laborversuch.

## 5.5 Studie 4: Simulatorstudie zu Beanspruchung und Müdigkeit im nächtlichen Straßenverkehr

Diese Untersuchung wurde in Zusammenarbeit mit der Abteilung GE-ADS1 der Hella KGaA Hueck und Co. durchgeführt, die ein neues kamerabasiertes System zur Müdigkeitserkennung und -prädiktion erproben wollte und dafür verschiedene Referenzdatensätze zur Überprüfung der verwendeten Algorithmen benötigte.

In dieser Studie wurde untersucht, wie sich längeres Fahren auf einer monotonen Strecke auf den Müdigkeitszustand des Fahrers auswirkt und ob sich eine Abschätzung des aktuellen Müdigkeitsniveaus erzielen lässt, indem die Änderungen der während der gesamten Untersuchung aufgezeichneten physiologischen Parameter Blutdruck, Herzratenvariabilität und Hautleitwert ausgewertet werden. Diese stehen im Rahmen der Beanspruchungsmessung ohnehin zur Verfügung und das System könnte bei einem positiven Ergebnis der Studie auch für die Erfassung des Fahrerzustandes bezüglich Müdigkeit eingesetzt werden. Gleichzeitig wurde das Müdigkeitsniveau sowohl vom Fahrer selbst als auch vom Versuchsleiter auf einer 7-stufigen Skala bewertet und mit den physiologischen Daten verglichen.

Ziel war es also, im Fahrsimulator so lange zu fahren, bis der Proband erste Anzeichen von starker Müdigkeit bis hin zu Einschlafereignissen zeigt. Das gesamte Spektrum vom wachen bis zum schlaftrigen Zustand sollte erfasst werden. Auch die individuellen Unterschiede der Fahrer sind wichtige Kriterien bei der Bewertung des Müdigkeitszustandes einer Person und sollten untersucht werden.

Zusätzlich wird in dieser Studie das lange und monotone Fahren ausgenutzt, um die Reaktion des Fahrzeugführers auf ein plötzlich auftauchendes Hindernis auf der Fahrbahn zu beobachten und die zugehörigen Reaktionen der physiologischen Parameter zu analysieren.

Die nachfolgenden Unterkapitel stellen das Untersuchungsdesign und die Ergebnisse der Studie dar.

### 5.5.1 Untersuchungsdesign

#### 5.5.1.1 Versuchsinstrumentarium

Die Untersuchung wurde im Nachfahrtsimulator Lightdriver des L-LAB durchgeführt, um standardisierte Versuchsbedingungen zu gewährleisten. Dies gilt sowohl für die Fahrstrecke als auch für die Verkehrsdichte, die Witterungsbedingungen und die Umgebungsbeleuchtung.

Der Simulator ermöglicht es außerdem, eine hinreichend monotone Route zu generieren, die das gewünschte Ziel, dass der Fahrer müde wird und nach Möglichkeit einschläft, begünstigt. Im Gegensatz zu einem Realfahrzeug kann auch im Fall von Sekundenschlaf keine Gefährdung für die Testperson entstehen. Weiterhin lassen sich nur im Simulator Hindernisse gezielt und reproduzierbar darbieten.

Alle relevanten Fahrzeugdaten wie Lenkwinkel, Fahrgeschwindigkeit, Gas- und Bremspedalstellung und die Querabweichung von der idealen Fahrspur wurden mittels CAN-Bus vom Simulator übergeben und aufgezeichnet.

Die Kamera zur Gesichts- und Lidschlagüberwachung der Hella KGaA Hueck und Co. wurde auf dem Lenkradsockel angebracht. Sie ist mit zwei IR-Lichtquellen ausgestattet, die links und rechts der Kamera befestigt sind. Sie zeichnet 50 Bilder pro Sekunde auf und hat eine Auflösung von 640x480 Pixel bei einer Brennweite von 8 mm. Die Daten der Müdigkeitsalgorithmen dienen in dieser Untersuchung als Vergleichsparameter zu den physiologischen Parametern und den Müdigkeitseinschätzungen.



Abb. 5.23: Kamera des Müdigkeitserkennungssystems im Fahrsimulator

Ein weiterer Vergleichsparameter wurde durch einen Zustandsfragebogen ermittelt, der zu Beginn und am Ende der Fahrt vom Fahrer ausgefüllt werden musste. Hierfür wurde der SOFI-Fragebogen (Swedish Occupational Fatigue Inventory, siehe Anhang A.1.4) ausgewählt. Er wurde von ASHBERG ET AL. [As98] vom National Institute for Working Life in Schweden entwickelt und dient zur Beschreibung der aktuellen Befindlichkeit. Die 32 Fragen des SOFI lassen sich in die Kategorien *Körperliche Anstrengung, Motivationsmangel, Müdigkeit, Antriebslosigkeit, Aufgeschlossenheit* sowie *mentale Leistungskraft* und *Reizabwehr* gliedern. Die achtstufige Skala reichte von 0 (gar nicht) bis 7 (sehr stark). Darüber hinaus gibt es ein weiteres Feld, in der die Probanden einen höheren Skalenwert eintragen konnten, falls die Stufe 7 zur Beschreibung der Befindlichkeit nicht ausreichte.

Weiterhin wurde die "Stanford Sleepiness Scale" (SSS, siehe Anhang A.1.5) verwendet, um das Müdigkeitsniveau des Probanden während der Fahrt zu ermitteln. Die SSS ist ein Selbst-einschätzungsfragebogen, der in den 70er Jahren entwickelt wurde, um den momentanen Zustand an Schläfrigkeit und Aktiviertheit standardisiert zu beschreiben [Ho72]. Die 7-stufige Skala reflektiert dabei einen Verlauf der Müdigkeit, der von einem "vollkommen wachen" zu einem "fast träumenden" Zustand reicht. Diese Einschätzung war sehr wichtig, weil mit ihrer Hilfe ein Referenzwert für die "tatsächliche" Müdigkeit festgelegt wurde. Die Einschätzung soll dabei keinen hundertprozentigen Wert darstellen, jedoch eine Tendenz aufzeigen.

### 5.5.1.2 Stichprobe

Der Stichprobenumfang für die Untersuchung wurde auf 15 Personen festgelegt, bei denen gezielt Geschlecht und Alter variiert wurden. Um die geforderte Stichprobengröße zu erreichen, mussten insgesamt 22 Probanden an der Untersuchung teilnehmen, weil bei einigen der Teilnehmer während der Fahrt Simulatorübelkeit<sup>9</sup> (engl.: simulator sickness) auftrat oder die Videoaufzeichnung aufgrund technischer Schwierigkeiten mit dem verwendeten Raid-Festplattensystem nicht korrekt funktioniert hat. Es haben 9 Frauen und 13 Männer teilgenommen, die zwischen 25 und 73 Jahren alt waren.

Im Rahmen einer Voruntersuchung wurden circa 10-minütige Testaufnahmen von den einzelnen Probanden gemacht, um die Tauglichkeit für die Gesichts- sowie Lidschlagerkennung zu gewährleisten. Brillenträger konnten unter bestimmten Voraussetzungen nicht berücksichtigt werden. Personen, die unter Simulatorübelkeit litten, konnten ebenfalls nicht berücksichtigt werden. Allerdings fielen aus den genannten Gründen trotz der vorausgehenden Überprüfung weitere Personen im Hauptversuch aus.

### 5.5.1.3 Durchführung

Am Abend vor dem Versuchstag sollten die Probanden normal zu Bett gehen und einige Stunden vor Versuchsbeginn keine stimulierenden Getränke wie Kaffee oder Cola zu sich nehmen. Den Teilnehmern wurde gesagt, dass ihr Gesicht während der Fahrt durch ein Kamerasystem aufgenommen wird, jedoch nicht, dass der Schwerpunkt des Interesses auf der Beobachtung der Augen liegt. So sollte vermieden werden, dass die Probanden auf ihr Lidschlagverhalten achten und bewusst manipulieren.

---

<sup>9</sup> Simulatorübelkeit tritt bei unbewegten Fahrsimulatoren auf, da dem Auge des Fahrers eine Bewegung vorgetäuscht wird, die der Information, die der Gleichgewichtssinn liefert, widerspricht.

Die Dauer des Versuches wurde auf zwei Stunden festgelegt, richtete sich allerdings auch nach der vom Probanden erreichten Müdigkeitsstufe. Wenn noch keine Anzeichen einer Ermüdung festzustellen waren oder er sich kurz vor dem Einschlafen befand, wurde ca. 30 Minuten länger gefahren. Der Beginn der Fahrt lag in den Abendstunden zwischen 22:30 Uhr und 24:00 Uhr und richtete sich nach der gewöhnlichen Einschlafzeit der Testperson, um die Wahrscheinlichkeit zu erhöhen, dass während der Versuchsdurchführung eine Steigerung der Müdigkeit und möglicherweise Einschlafereignisse auftreten.

Zunächst wurden mit Hilfe eines Fragebogens die demografischen Daten und die Fahrerfahrung der Versuchspersonen erfasst. Anschließend wurden die Messgeräte zur Erfassung der physiologischen Parameter angelegt. Dies beinhaltete den Brustgurt und den Ohrsensor sowie die Elektroden des Hautleitwertmessgerätes und außerdem die Manschette des oszillometrischen Blutdruckmessgerätes. Nach Abschluss der Vorbereitungen hatten die Versuchspersonen Zeit sich mit dem Fahrsimulator vertraut zu machen. Dabei wurde auch die Selbsteinschätzung des Müdigkeitsniveaus mit Hilfe der Stanford Sleepiness Scale geübt und die Datenaufzeichnung der physiologischen Parameter gestartet sowie die korrekte Einstellung der Videokamera überprüft. Nach der Übungsphase wurde den Probanden die Versuchsinstruktion vorgelesen und sie erhielten den wichtigen Hinweis, dass sie beim Fahren nicht die Hand vor die Kamera oder ins Gesicht halten sollten. Anschließend mussten die Probanden den SOFI-Fragebogen bearbeiten und daraufhin wurde die Versuchsfahrt gestartet.

Um mit den Versuchsfahrten passend zur Uhrzeit einen realistischen Eindruck zu erzeugen und möglichst das gesamte Spektrum der Müdigkeit – von wach bis hin zum Einschlafen – abzudecken, wurde eine Nachtfahrt simuliert. Die Fahrstrecke ist ein etwa 15 Minuten langer Rundkurs, der Landstraßen und auch urbane Gebiete enthält. Der Fahrer sollte sich an die Verkehrsregeln halten und innerstädtisch mit Tempo 50 km/h und außerorts mit 100 km/h fahren. Die gesamte Strecke ist auf Monotonie ausgelegt, um Müdigkeit des Fahrers zu provozieren. Deshalb wurden längere Geraden mit wenig bis keiner Randbebauung integriert. Der Proband wurde angewiesen, dem Straßenverlauf zu folgen und nicht abzubiegen. Gegenverkehr wurde nicht simuliert, um den Fahrer nicht ungewollt abzulenken und Einschlafereignisse zu verzögern. Eine Streckenskizze befindet sich in Abbildung 5.24.

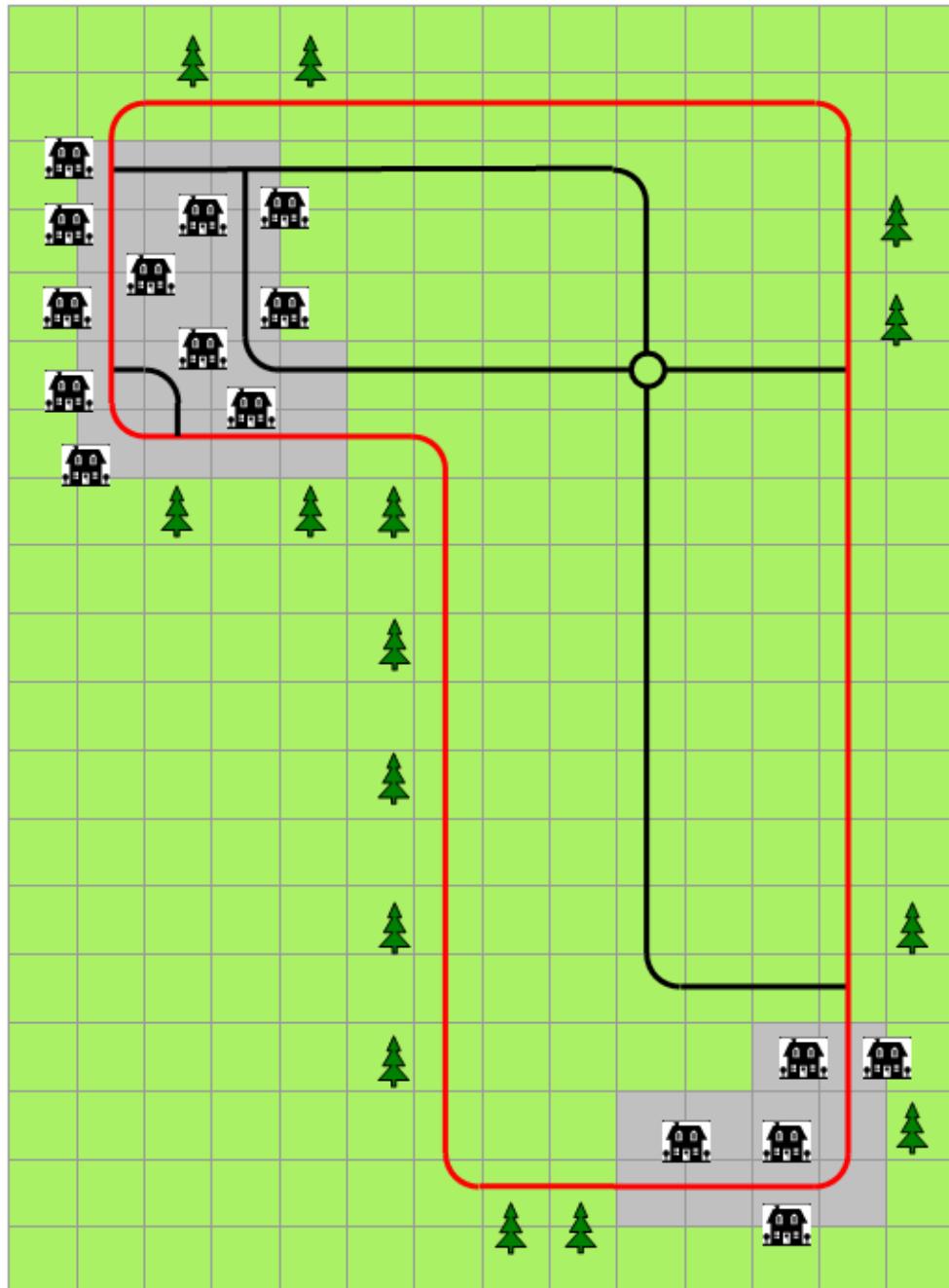


Abb. 5.24: Versuchsstrecke, gefahren wurde auf dem äußereren Ring

Während der Fahrt wurde in 10-Minuten-Intervallen die Müdigkeit mit der Stanford Sleepiness Scale abgefragt. Um die Probanden nicht durch explizites Ansprechen von der Fahraufgabe abzulenken, wurde ein Monitor im Beifahrerfußraum installiert, der zum entsprechenden Zeitpunkt weiß aufleuchtete und den Fahrer anwies, seinen aktuellen Müdigkeitszustand zwischen *Eins* und *Sieben* einzuschätzen und verbal an den Versuchsleiter mitzuteilen. Zum selben Zeitpunkt bewertete der Versuchsleiter den Grad der Müdigkeit auf der gleichen Skala aufgrund der Mimik und des Verhaltens der Versuchsperson, die er auf der Videodarstellung des Müdigkeitsüberwachungssystems erkennen konnte.

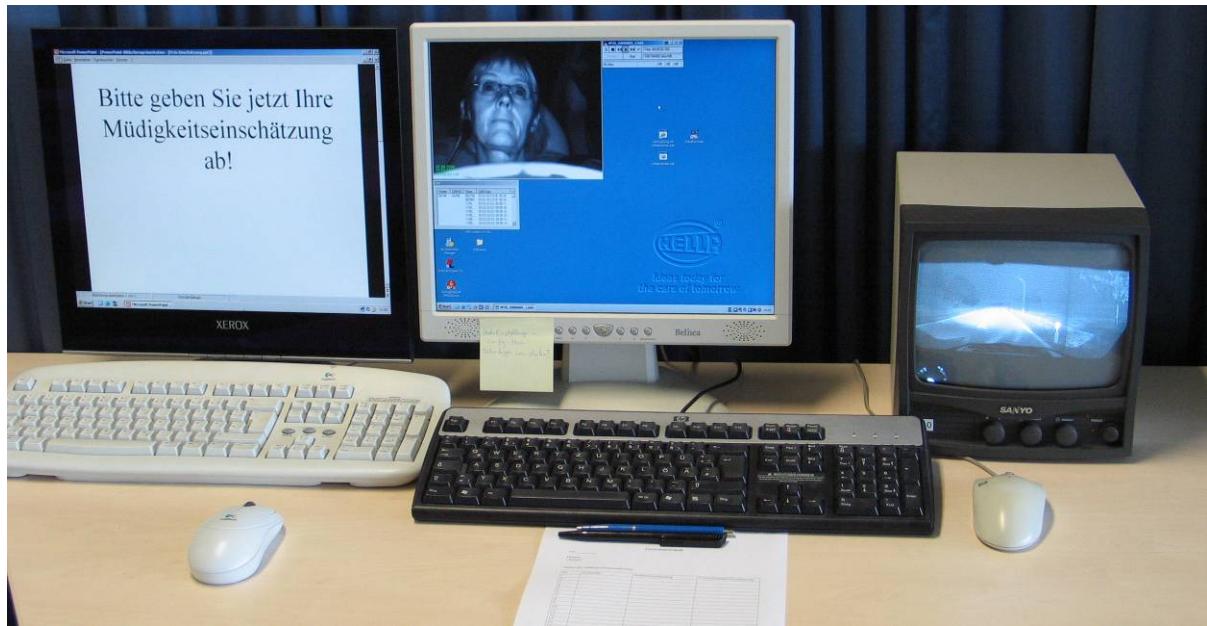


Abb. 5.25: Versuchsleiterplatz mit Überwachungsmonitoren

Kurz vor dem Ende der Versuchsfahrt wartete noch eine Überraschung auf den Probanden: Per Knopfdruck konnte vom Versuchsleiter ein Reh auf der Fahrspur platziert werden, dem die Testperson nach Möglichkeit ausweichen musste. Das Reh wurde zweimal platziert, um zu sehen inwieweit die Beanspruchungsreaktion sich unterscheidet, wenn ein Objekt völlig unerwartet und nicht ganz unerwartet auftaucht.

Nach Beendigung der Versuchsfahrt wurde die Datenaufzeichnung gestoppt und die Teilnehmer mussten noch einmal den SOFI-Fragebogen ausfüllen. Mit dem Schellong-Stufentest wurde als letzter Schritt die Kalibrierung des für die kontinuierliche Blutdruckerfassung verwendeten Messgerätes durchgeführt.

Die Gesamtdauer der Untersuchung betrug pro Versuchsperson circa 3 bis 3,5 Stunden.

### 5.5.2 Ergebnisse

Die Ergebnisse der Untersuchung werden im Folgenden zunächst deskriptiv ausgewertet. Dabei werden sowohl die aufgezeichneten physiologischen Parameter als auch die Fahrzeugdaten und die Müdigkeitseinschätzungen betrachtet.

Zusätzlich werden die Situationen gesondert betrachtet, bei denen Objekte auf der Fahrbahn platziert wurden. Interessante Ergebnisse lassen sich auch für die Probanden finden, die die Untersuchung wegen des Auftretens von Simulatorübelkeit abbrechen mussten. Hier wurden die physiologischen Daten bis zum Ende der Aufzeichnung analysiert.

Ziel der Studie war herauszufinden, ob die verwendeten physiologischen Parameter der Beanspruchungsmessung in der Lage sind, eine Abschätzung des aktuellen Müdigkeitsniveaus eines Fahrzeugführers zu ermöglichen. Für den Fall einer Eignung sollten entsprechende Änderungen im Signalverlauf erkennbar sein. Erwartet werden eine Abnahme von Blutdruck und Herzfrequenz und eine Zunahme der Herzratenvariabilität. Diese sollten synchron mit der Verschlechterung der Spurhaltung und einem höheren Wert der Müdigkeitseinschätzung einhergehen.

Die Abbildung 5.26 zeigt von oben nach unten betrachtet die zeitlichen Verläufe von Herzratenvariabilität, systolischem Blutdruck, Anzahl der Hautleitwertreaktionen und das ermittelte Beanspruchungsmaß. Außerdem sind die zum Vergleich aufgezeichneten Parameter Lenkradwinkel, Querabweichung, Fahrgeschwindigkeit und die Werte der Müdigkeitseinschätzung vom Fahrer selbst und vom Versuchsleiter zu sehen. Ein weiteres Beispiel ist im Anhang dargestellt.

Es sind nur geringe Änderungen im Verlauf der physiologischen Parameter zu erkennen. Auch die überlagerten Schwankungen scheinen keinen Anhaltspunkt für einen Anstieg des Müdigkeitsniveaus zu zeigen, das in den Werten der Einschätzung von Fahrer und Versuchsleiter eindeutig zu sehen ist. In dieser Untersuchung lassen sich aus Spurhaltung, Fahrgeschwindigkeit und Lenkbewegung keine Rückschlüsse auf eine Veränderung des Müdigkeitszustandes des Fahrers ziehen. Die Signale spiegeln aber den sich periodisch wiederholenden Streckenverlauf wieder. Dabei handelt es sich um Parameter, die beispielsweise im *Attention-Assist*-System von Daimler [Bä07, Da09] verwendet werden und nach Aussage der Autoren zuverlässige Schätzungen für Veränderungen im Müdigkeitsniveau liefern. Im Unterschied zu dem genannten System wurde in dieser Untersuchung allerdings keine spezielle Lenkwinkelsensorik verwendet. Weiter muss beachtet werden, dass der Fahrsimulator keine Darstellung der Fahrdynamik ermöglicht und somit die Interpretation der Querabweichung und des Lenkverhaltens problematisch sind.

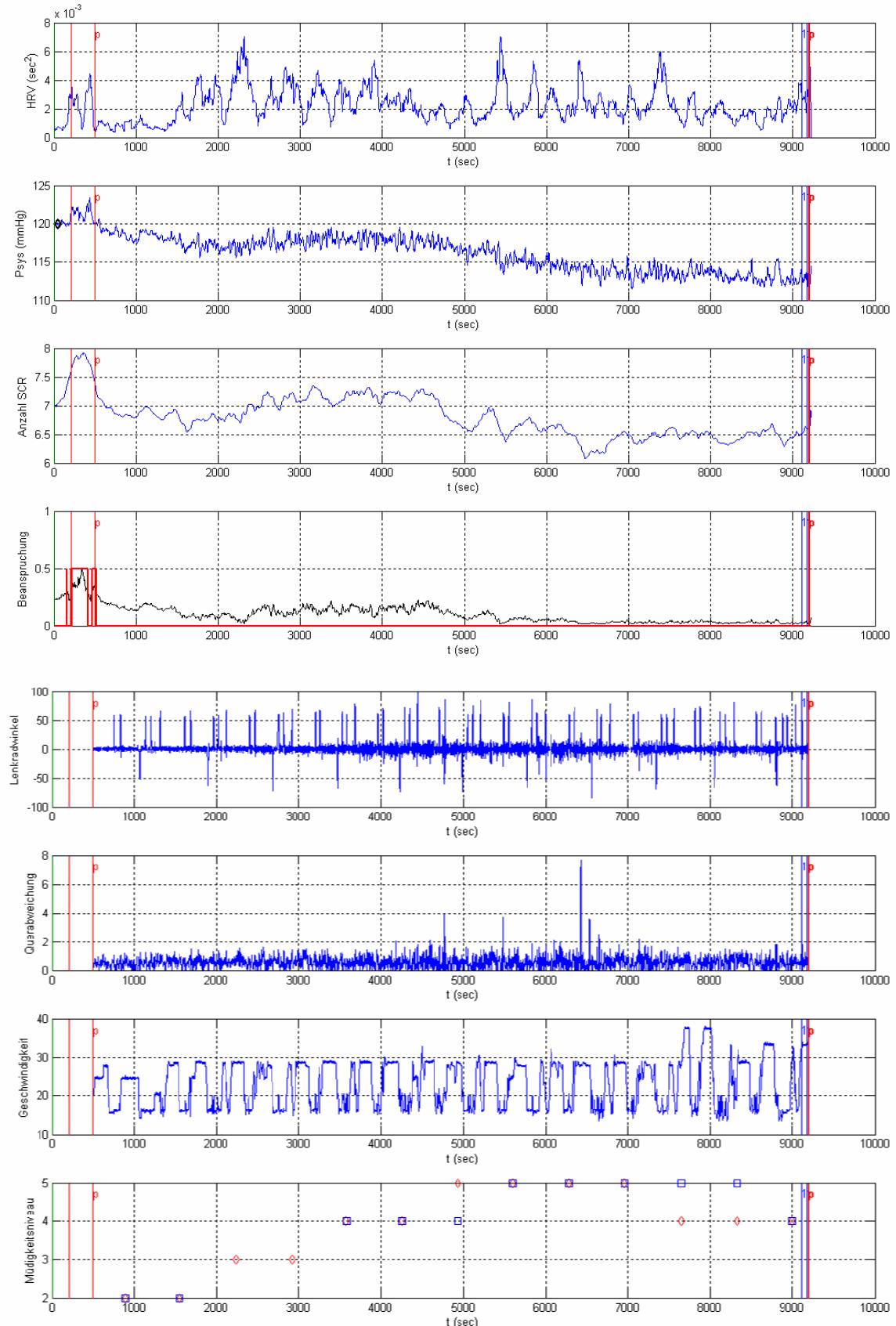


Abb. 5.26: Messdaten einer Versuchsfahrt (VP9): Herzratenvariabilität, systolischer Blutdruck, Anzahl der Hautleitwertreaktionen und berechnete Beanspruchungskenngröße (0: geringe Beanspruchung, 1: hohe Beanspruchung), sowie Fahrzeugdaten und Müdigkeitseinschätzung von Versuchsleiter ( $\square$ ) und Fahrer ( $\diamond$ )

Im Folgenden soll exemplarisch die Reaktion des Fahrers auf ein plötzlich und unerwartet auftauchendes Objekt auf der eigenen Fahrspur unmittelbar vor dem Fahrzeug betrachtet werden. Dazu wurde vom Versuchsleiter auf Knopfdruck ein Reh statisch in die Simulation integriert. Es wurde darauf geachtet, dass sich die Versuchsperson auf einem geraden Streckenabschnitt befand, mit normaler Geschwindigkeit fuhr und die Augen nicht geschlossen hatte. Das Hindernis wurde ausschließlich am Ende der Untersuchung präsentiert, um nicht die Erwartung zu wecken, dass weitere Objekte auftauchen und so das Eintreten der Müdigkeit zu verzögern. Ein weiterer Grund war, dass das Objekt für die Probanden völlig unerwartet auftauchen sollte, was durch die lange und monotone Fahrt ohne Hindernisse vorher unterstützt wird. Nach einer kurzen Pause wurde das Reh erneut platziert, um die Veränderungen der Reaktionen zu beobachten, wenn das Objekt nicht mehr völlig unerwartet auftaucht.



Abb. 5.27: Reh am Straßenrand

Abbildung 5.28 zeigt die Änderungen der Parameter Herzratenvariabilität, systolischer Blutdruck, Anzahl der Hautleitwertreaktionen und des Beanspruchungsmaßes für eine ausgewählte Versuchsperson. Es ist zu erkennen, dass der Blutdruck steil ansteigt und erst nach ein bis zwei Minuten wieder in die Nähe der Werte vor der Reaktion gelangt. Eine Restaktivierung bleibt auch darüber hinaus erhalten. Bei der zweiten Präsentation des Rehs ist der Anstieg der Parameter ähnlich, wenn auch nicht ganz so groß und gründet sich auf ein höheres Basisniveau, so dass die Signaländerung deutlich kleiner ausfällt. Für die Herzratenvariabilität ergeben sich große Werte während der Anzeige des Rehs, im ersten Fall noch deutlich größer als beim zweiten Mal. Dies widerspricht zunächst der Annahme, dass während einer beanspruchenden Situation die Regelgenauigkeit des Herzens zunimmt und die Variabilität sinkt. Aufgrund des unerwarteten Ereignisses und der damit sprunghaften Aktivierung des Organismus für eine schnelle Reaktion auf die Veränderungen der Umgebung, steigt auch die Herzfrequenz in kürzester Zeit stark an und fällt anschließend auch stark ab. Diese Änderungen führen zwangsläufig zu einer Zunahme des Variabilitätsmaßes und sind in der Art seiner Definition begründet. Ein Unterschied des Signalverlaufes vor und zwischen dem Auftauchen der Hindernisse ist nicht erkennbar.

Es zeigt sich somit, dass eine Schreckreaktion auch nach Passieren der Ursache nachwirkt und eine erhöhte Beanspruchung zur Folge hat. Im Anhang werden die Signalverläufe einer zweiten Versuchsperson vorgestellt.

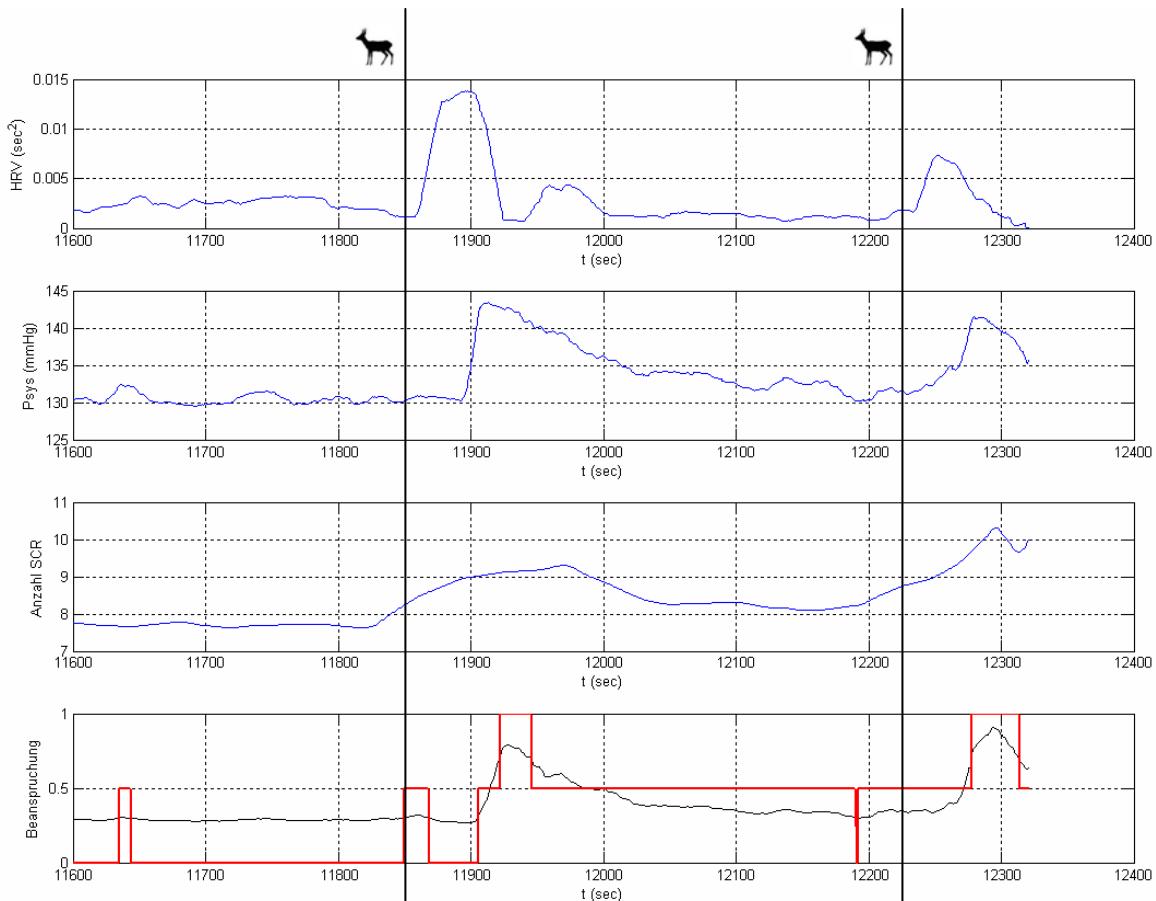


Abb. 5.28: Messdaten einer Versuchsperson (VP12) bei plötzlichem Auftauchen eines Rehs (senkrechte Markierungen): Herzratenvariabilität, systolischer Blutdruck, Anzahl der Hautleitwertreaktionen und berechnete Beanspruchungskenngröße (0: geringe Beanspruchung, 1: hohe Beanspruchung)

Aus wissenschaftlicher Sicht besonders interessant sind die Probanden, die während des Versuches unter Schwindel und Übelkeit litten. Trotz vorausgehendem Test bezüglich Kamera- und Simulatortauglichkeit waren mehrere Ausfälle zu verzeichnen. Zunächst fuhren die Personen ganz normal, um dann plötzlich mitzuteilen, dass eine Weiterfahrt nicht möglich sei. Bei einigen Versuchspersonen war schon einige Minuten vorher eine gewisse Nervosität verbunden mit leichten Schweißausbrüchen auf der Stirn zu beobachten. Die Probanden wurden sofort nach ihrer Meldung angewiesen, anzuhalten und abzuwarten bis die Sensorik zur Erfassung der physiologischen Parameter entfernt wurde. Danach konnten sie den Simulator direkt verlassen und sich erholen.

Abbildung 5.29 zeigt die physiologischen Signale eines Probanden bis zu dem Moment, an dem die Sensorik entfernt wurde. Es fällt auf, dass bis fast zum Ende der Messung keine bedeutsamen Schwankungen der Signale auftreten. Erst circa eine Minute vor Abbruch zeigt sich ein steiler Blutdruckanstieg von etwa 120 auf 140 mmHg. Der Anstieg des Blutdrucks

findet dabei etwas früher statt. Das Abklingen der physiologischen Reaktion konnte aufgrund der Umstände des Zustandekommens leider nicht vollständig beobachtet werden. Es scheint sich aber um eine kurzzeitige Reaktion zu handeln, die mit dem Anhalten des Fahrzeugs zurückgeht. Weitere Beispiele zu diesen Reaktionen befinden sich im Anhang.

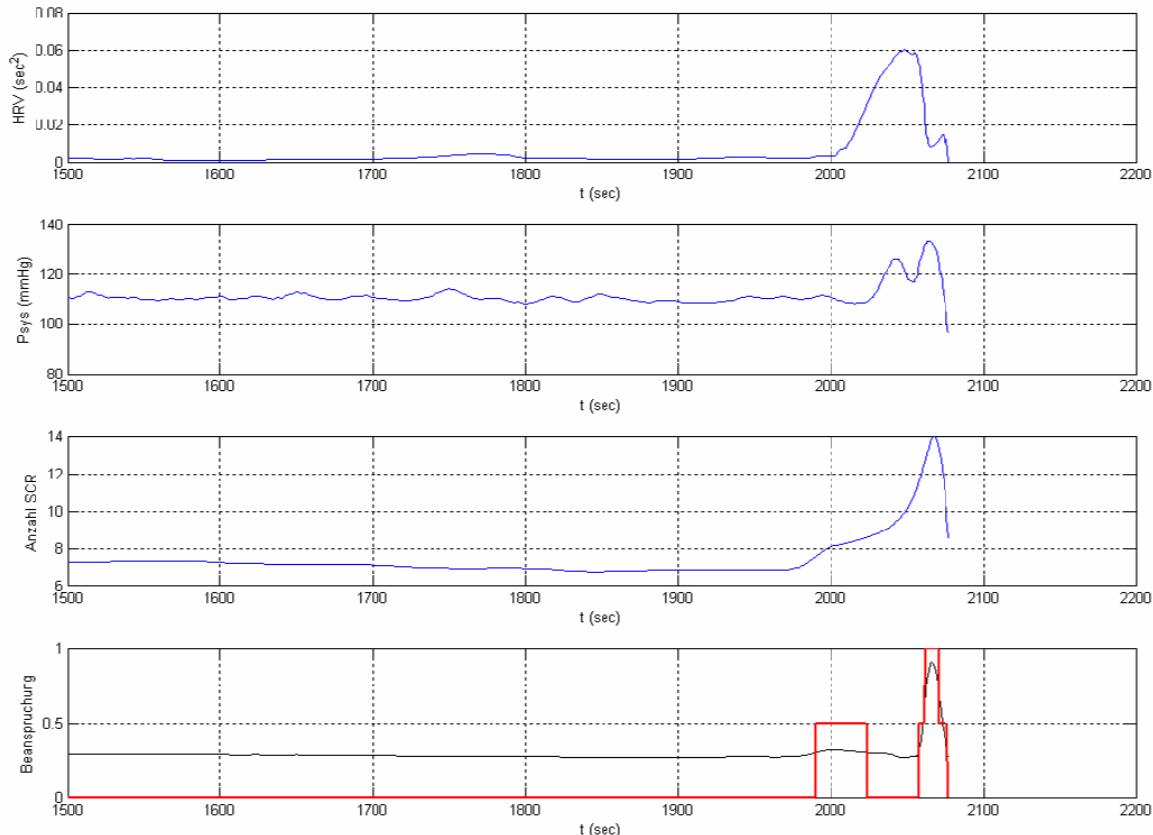


Abb. 5.29: Messdaten einer Versuchsperson (VP11) bei Eintritt von Schwindel und Übelkeit: Herzratenvariabilität, systolischer Blutdruck, Anzahl der Hautleitwertreaktionen und berechnete Beanspruchungskenngröße (0: geringe Beanspruchung, 1: hohe Beanspruchung)

## Weitere Ergebnisse und Schlussfolgerungen

Während der Simulatorfahrt wurde der Befindlichkeitsfragebogen (SOFI) verwendet. Ausgewertet wurden von den insgesamt 32 Fragen nur die drei Kategorien *Müdigkeit*, *Antriebslosigkeit* sowie *mentale Leistungskraft*, um die Selbsteinschätzung der SSS-Skala zu validieren. In Abbildung 5.30 ist zu sehen, dass nach der Versuchsfahrt deutlich höhere Werte der ersten beiden Kategorien zu finden sind, was eine gesteigerte Müdigkeit aufzeigt. Bei den Fragen zur mentalen Leistungskraft sieht man, dass diese vom Anfang zum Ende der Fahrt abnimmt. Das unterstreicht noch einmal die Vigilanzminderung der Probanden.

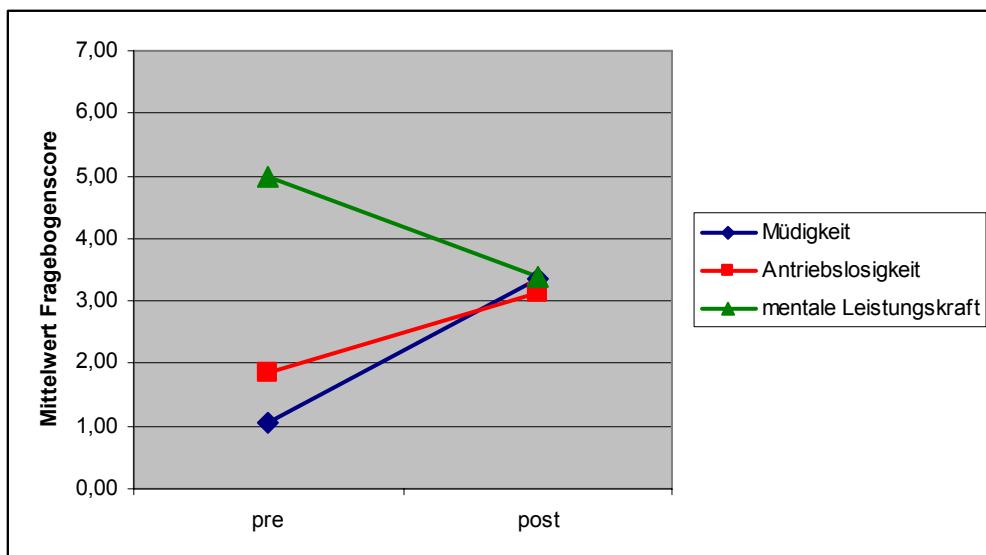


Abb. 5.30: Auswertung SOFI-Kategorien Müdigkeit, Antriebslosigkeit und mentale Leistungskraft

Außerdem wurde die Selbsteinschätzung der Fahrer alle 10 Minuten mit der Beurteilung des Versuchsleiters verglichen. Dies ergab eine Übereinstimmung von im Mittel 86 Prozent. Aufgrund der Ähnlichkeit der Bewertung wurde in den folgenden Vergleichen die Fahrerselbsteinschätzung als Referenz herangezogen, da der Versuchsleiter den Müdigkeitszustand von außen tendenziell schlechter feststellen kann.

Aus den Videos des Müdigkeitserkennungssystems wurden Lidschlagsignale, wie Lidschlussdauer, Augenöffnungsdauer (die Zeit zwischen zwei Lidschlägen) und Lidschlagfrequenz, extrahiert. Ziel war es, einen Vergleichsparameter zu erhalten, mit dem eine objektive Abschätzung des Müdigkeitsniveaus der Probanden möglich ist.

Die allgemeine Annahme, dass mit steigender Müdigkeit eine zunehmende Lidschlussdauer und eine abnehmende Augenöffnungsdauer einhergehen, konnte auch hier nachgewiesen werden, wie in Abbildung 5.31 zu erkennen ist. Aufgetragen sind dort die Mittelwerte von Lidschlussdauer und Augenöffnungsdauer in Bezug auf die Müdigkeitseinschätzung der Probanden.

Es muss allerdings erwähnt werden, dass sich die Lidschlagparameter für jede Person individuell darstellen und ein generalisierter Wert unzureichend für eine Müdigkeitsbestimmung des Einzelnen ist. Die Müdigkeitseinschätzung wird hier von sieben auf vier Stufen herunterskaliert, weil die meisten Algorithmen zur Müdigkeitsberechnung eine vierstufige Müdigkeitseinschätzung vorsehen.

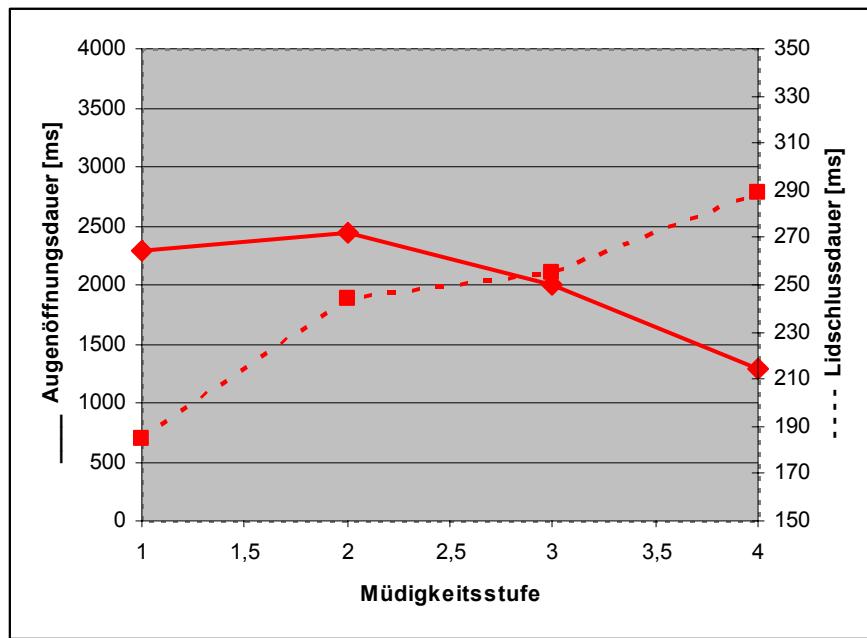


Abb. 5.31: Median der Augenöffnungszeit und der Lidschlusszeit [We08]

## 5.6 Studie 5: Felduntersuchung zum Einfluss der Scheinwerferlichtverteilung auf die Fahrerbeanspruchung

In dieser Untersuchung wird der Einfluss des Scheinwerferlichtes eines Kraftfahrzeuges auf die Beanspruchung des Fahrers untersucht.

Das Fahren bei Dunkelheit findet aufgrund der ungünstigen Sichtverhältnisse unter besonderen Belastungsbedingungen statt. Diese stellen auch den entscheidenden Faktor dafür dar, dass nachts mehr und schwerere Unfälle auftreten als bei Tag [Su01]. Die Physiologie des menschlichen Sehens schränkt bei Dunkelheit die visuellen Fähigkeiten ein und äußert sich beispielsweise in einer verminderten Sehschärfe, Kontrastunterscheidung und Tiefenwahrnehmung [Bi06]. Daher ist der Fahrer bei Nachtfahrten abhängig von den Scheinwerfern seines Fahrzeugs, die abseits beleuchteter Straßen die einzige Lichtquelle und damit Sichtunterstützung darstellen.

Die heute im Automobilbereich eingesetzten Systeme, fast ausschließlich Xenon- und Halogenscheinwerfer, unterscheiden sich deutlich hinsichtlich der erzeugten Sichtbedingungen, wobei erstere eine weitere und hellere Ausleuchtung der Fahrbahn und damit auch eine verbesserte Erkennbarkeit gewährleisten. Dies ist ein Sicherheitsvorteil, der häufig durch das Empfinden des Fahrers unterstützt wird, sich auch sicherer zu fühlen. Zu Werbezwecken wird daher von einem „entspannteren Fahren“ mit Xenonlicht gesprochen, obwohl dies keine gesicherte Erkenntnis darstellt und Anstoß für diese Untersuchung gibt: treten bei nächtlichen Fahrten mit Xenonscheinwerfern geringere Beanspruchungen des Fahrers auf als bei Fahrten mit Halogenscheinwerfern?

Die Untersuchung wurde als Feldversuch angelegt, um möglichst realistische Bedingungen, insbesondere für die Beleuchtung auf der Fahrbahn und in deren Randbereichen, zu erzielen. Die Probanden mussten in den Abendstunden zweimal mit jeweils einer Leuchtmittelvariante eine festgelegte Versuchsstrecke befahren.

Untersuchungen im Feld bringen allerdings den Nachteil mit sich, dass die Kontrolle von Störeinflüssen, wie z. B. Witterungsbedingungen und Verkehrsaufkommen auf der Versuchsstrecke, erschwert ist. Dies muss in die Versuchsplanung einbezogen werden, insbesondere weil davon auszugehen ist, dass der Einfluss der Scheinwerferlichtverteilung auf die Gesamtbeanspruchung beim Autofahren eher gering ist.

## 5.6.1 Untersuchungsdesign

### 5.6.1.1 Versuchsinstrumentarium

Für diese Untersuchung wurde ein Volvo 850 verwendet. Die serienmäßig verbauten Scheinwerferkomponenten für Abblend- und Fernlicht wurden entfernt und jeweils durch ein Xenon- und ein Halogenscheinwerfermodul, beides Projektionssysteme, ersetzt. Dafür wurden Hella-Handelsmodule mit 45-mm-Linse verwendet. Die Nutzung von Fernlicht war anschließend nicht mehr möglich. Abbildung 5.32 zeigt die Front des Versuchsfahrzeugs mit den eingebauten Modulen.



Abb. 5.32: Versuchsfahrzeug mit eingebauten Scheinwerfermodulen

Dieser Umbau ermöglichte es, die Wirkung beider Leuchtmittel mit demselben Fahrzeug zu untersuchen, so dass eine Beeinflussung der Probanden durch unterschiedliche Fahrzeuge ausgeschlossen ist.

### 5.6.1.2 Stichprobe

Die Stichprobe bestand aufgrund der aufwändigen Versuchsdurchführung aus 10 Probanden. Es wurde eine bezüglich Alter und Kenntnisstand über Xenonscheinwerfer homogene Stichprobe herangezogen. Versuchsteilnehmer waren junge Frauen zwischen 20 und 23 Jahren, die mindestens zwei Jahre im Besitz eines Führerscheins waren [Ba95, Li06].

### 5.6.1.3 Durchführung

Jeder Proband absolvierte zwei Versuchsfahrten, je eine mit Halogenscheinwerfern und eine mit Xenonscheinwerfern, im Abstand von circa drei Wochen. Die Fahrten fanden nach Einbruch der Dunkelheit und nur bei geeigneten Witterungsbedingungen statt.

Die Versuchsstrecke war etwa 50 Kilometer lang und führte im Wesentlichen über Landstraßen, wobei auch einige Ortschaften durchfahren wurden. Teilweise kann der Rundkurs als sehr anspruchsvoll beschrieben werden – mit scharfen Kurven, enger Fahrbahn und unübersichtlichen Stellen. Die Versuchsfahrt begann an einer ausgewählten Stelle nach etwa 6 Kilometern der Strecke, damit der Proband sich ausreichend an das Versuchsfahrzeug gewöhnen konnte. Durchschnittlich benötigten die Probanden 50 Minuten zum Abfahren der kompletten Versuchsstrecke, die in Abbildung 5.33 dargestellt ist.



Abb. 5.33: Versuchsstrecke

Vor dem jeweils ersten Versuchsdurchgang wurden die Probanden über Ablauf und Dauer des Versuchs informiert und füllten den Fragebogen zu ihren soziographischen Daten aus. Zur Fragestellung der Untersuchung wurde mitgeteilt, dass die Beanspruchung des Fahrers bei Fahrten mit verschiedenen Scheinwerfersystemen bewertet werden soll. Welche Scheinwerfer dies genau sind, wurde erst nach Versuchsabschluss mitgeteilt, damit sich Kenntnisse oder Einstellungen zu Xenon- und Halogenscheinwerfern in der Untersuchung nicht auswirken.

Daraufhin wurden der Brustgurt für die kontinuierliche Blutdruckmessung und die Elektroden für die Hautleitwertmessung angelegt. Abbildung 5.34 zeigt eine Probandin im Versuchsfahrzeug.



Abb. 5.34: Probandin mit Messgeräten im Versuchsfahrzeug

Nachdem der Proband eine Einweisung in das Versuchsfahrzeug und eine mündliche Instruktion zur Versuchsfahrt erhalten hatte, bestand seine Aufgabe im zügigen Fahren entlang der Versuchsstrecke, wobei er den Richtungsansagen der Versuchsleitung folgen musste.

Nach Beendigung der Versuchsfahrt wurden im Fahrzeug Ruhewerte für Blutdruck und Herzfrequenz über fünf Minuten erhoben. Insgesamt dauerte ein Durchgang etwa zwei Stunden.

### 5.6.2 Ergebnisse

Es wurden drei physiologische Maße während der Versuchsfahrten kontinuierlich aufgezeichnet: die Herzfrequenz, der systolische Blutdruck und der Hautleitwert.

Zunächst wurden die Werte der Ruhephase betrachtet. Über alle Fahrten und Probandinnen hinweg zeigte sich für die Herzfrequenz ein durchschnittlicher Wert von 70,7 bpm und für den systolischen Blutdruck ein Wert von 117,8 mmHg. Damit entsprechen die Ruhewerte etwa den Standardwerten für Ruhesituationen. Die während der Versuchsfahrten erhobenen Messwerte lagen mit durchschnittlich 80,8 bpm bzw. 124,6 mmHg deutlich über den Ruhewerten; Herzfrequenz und Blutdruck vermögen also zwischen Ruhe und Fahrt zu differenzieren. Für den Parameter Hautleitwert ergaben sich über alle Fahrten und Probandinnen hinweg betrachtet durchschnittlich 4,7 Spontanreaktionen pro Minute. Bei allen physiologischen Parametern zeigten sich starke interindividuelle Unterschiede.

Zudem fällt bei Sichtprüfung der Daten ein überraschender Effekt auf: die fünf Probandinnen der Reihenfolge-Gruppe, die zuerst die Xenonfahrt absolvierte, weisen insgesamt deutlich niedrigere Werte für die kardiovaskulären Maße auf als die Probandinnen, die zuerst die Halogenfahrt absolvierten: Die Differenz zwischen beiden Gruppen beträgt 12,7 bpm für die Herzfrequenz bzw. 6,3 mmHg für den systolischen Blutdruck und diese zeigt sich in gleicher Deutlichkeit bei den ersten und den zweiten Fahrten. Da die Probandinnen zufällig auf die beiden Reihenfolge-Gruppen aufgeteilt wurden, kann diese Differenz nur Produkt des Zufalls

sein. Für die Frequenz spontaner Hautleitwertreaktionen zeigte sich ein solches Phänomen nicht.

Um Aussagen zum Einfluss des Leuchtmittels auf das durchschnittliche Niveau der physiologischen Parameter treffen zu können, wurde dieses zwischen den beiden Versuchsbedingungen verglichen, wobei kein Gesamtniveau, sondern die Werte der einzelnen Streckenabschnitte betrachtet wurden.

In Abbildung 5.35 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen für den Parameter Herzfrequenz dargestellt. Mit Ausnahme des fünften Streckenabschnitts lagen die Mittelwerte der Xenon-Bedingung durchweg höher, wobei diese Unterschiede von maximal 1,1 Schlägen pro Minute in Anbetracht der großen Standardabweichungen als gering anzusehen sind. Ein ähnliches Bild ergab sich für den Parameter systolischer Blutdruck, dessen mittlere Werte in Abbildung 5.36 dargestellt sind. Mit Ausnahme des ersten wiesen alle Abschnitte bei den Fahrten mit Xenonlicht höhere Werte auf als bei den Fahrten mit Halogenlicht.

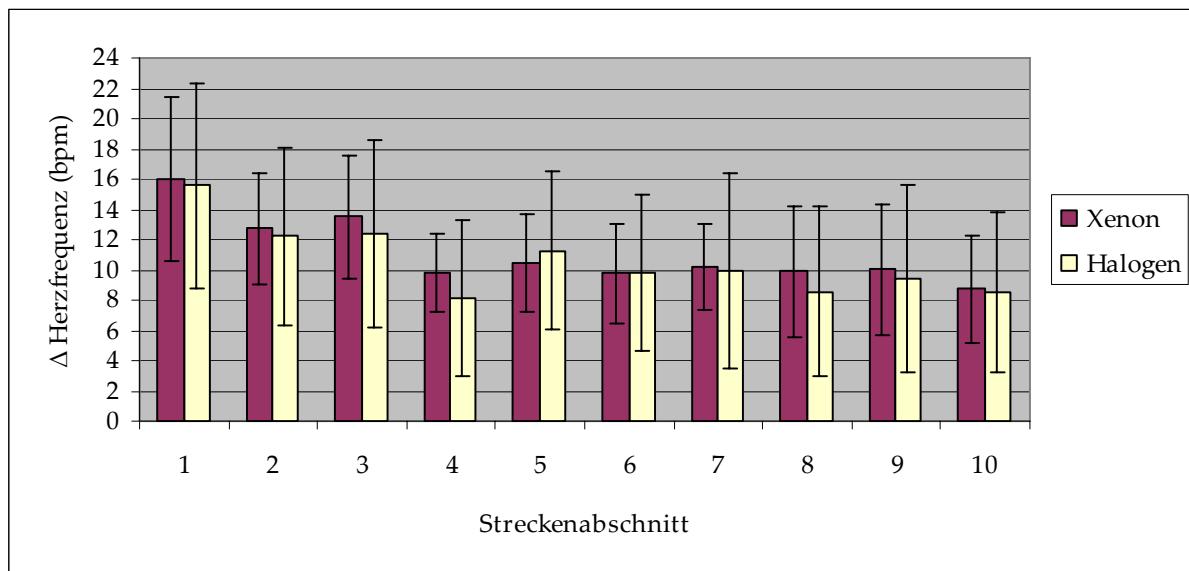


Abb. 5.35: Mittelwerte und Standardabweichungen der um die Ruhewerte korrigierten Herzfrequenz für beide Versuchsbedingungen

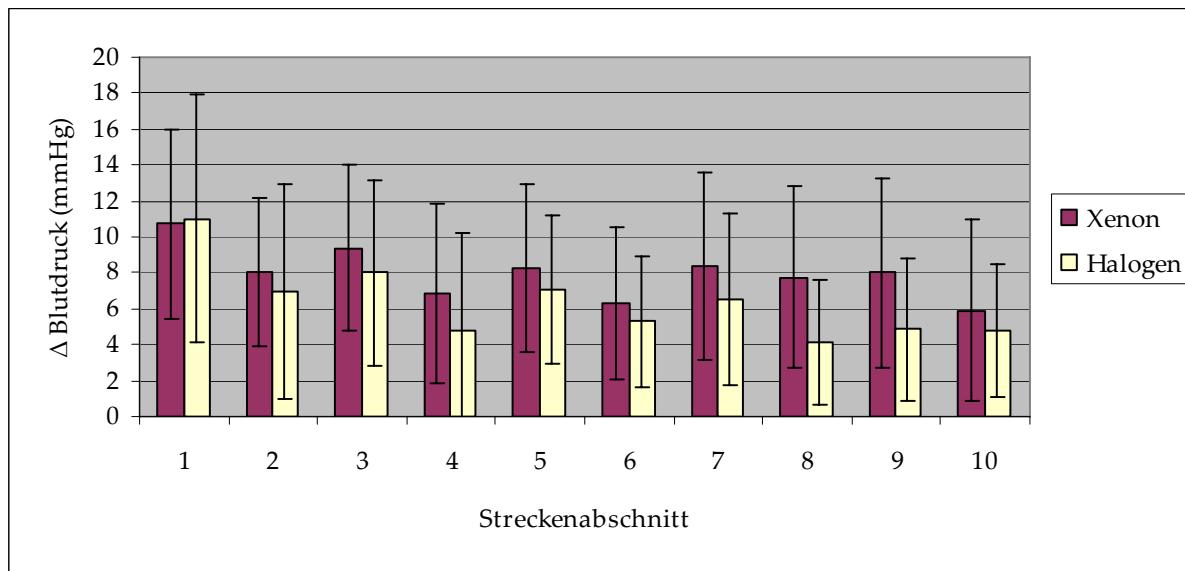


Abb. 5.36: Mittelwerte und Standardabweichungen des um die Ruhewerte korrigierten systolischen Blutdrucks für beide Versuchsbedingungen

Die, wenn auch geringen, Mittelwertunterschiede von Herzfrequenz und Blutdruck widersprechen der Vermutung eines entspannteren Fahrens mit Xenon-Scheinwerfern.

Bei dem Parameter Hautleitwert wurde die mittlere Anzahl von Spontanreaktionen pro Minute für die beiden Versuchsbedingungen betrachtet, die in Abbildung 5.37 dargestellt sind. Für sieben der zehn Abschnitte lagen diese über den Werten der Xenon-Bedingung, wobei die Differenzen in Anbetracht der großen Standardabweichungen als gering zu bewerten sind.

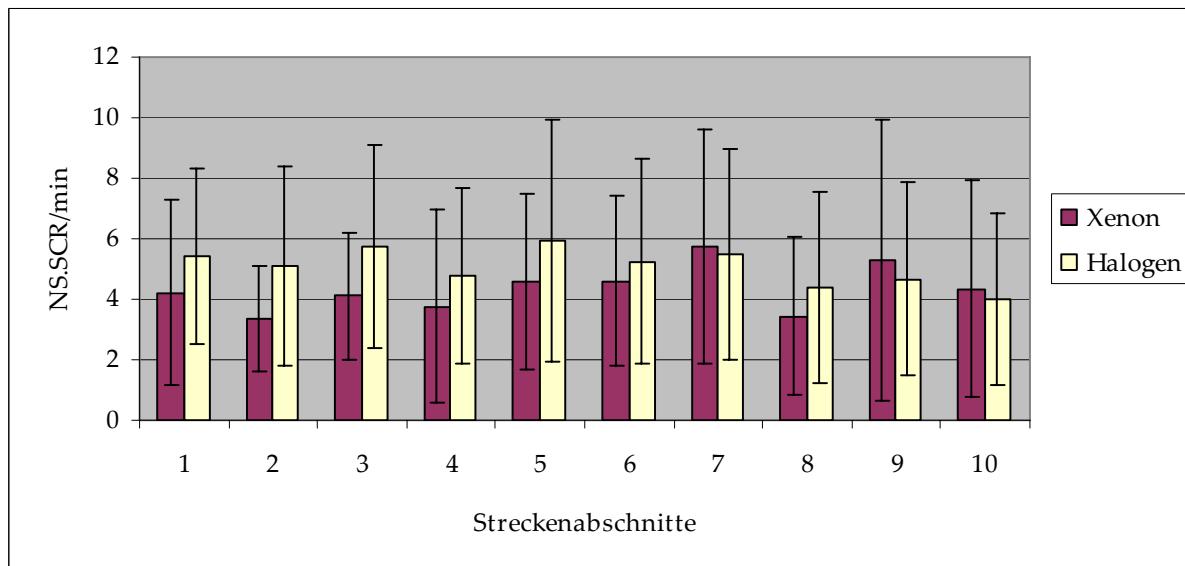


Abb. 5.37: Mittelwerte und Standardabweichungen der Anzahl spontaner Hautleitwertreaktionen pro Minute für beide Versuchsbedingungen

Insgesamt betrachtet liefern die physiologischen Parameter keine Hinweise auf eine höhere Beanspruchung der Probandinnen bei den Fahrten mit Halogenlicht gegenüber den Fahrten mit Xenonlicht.

Im Folgenden werden die kurzfristigen Veränderungen der physiologischen Parameter in Abhängigkeit von bestimmten Verkehrssituationen betrachtet. Es wurden drei Situationen innerhalb der Versuchsfahrten ausgewählt und die Amplituden der damit einhergehenden Anstiege für die beiden Versuchsbedingungen verglichen. Diese sind in Abbildung 5.38 dargestellt.

Für den systolischen Blutdruck zeigen sich für alle drei Situationen stärkere Anstiege für die Halogen-Bedingung, die jedoch bei der Betrachtung der Standardabweichungen als sehr gering zu bewerten ist.

Für die Herzfrequenz ergibt sich ein ähnliches Bild: in den Situationen 1 und 2 sind größere Amplituden für die Halogen-Bedingung zu beobachten, in Situation 3 ist es umgekehrt.

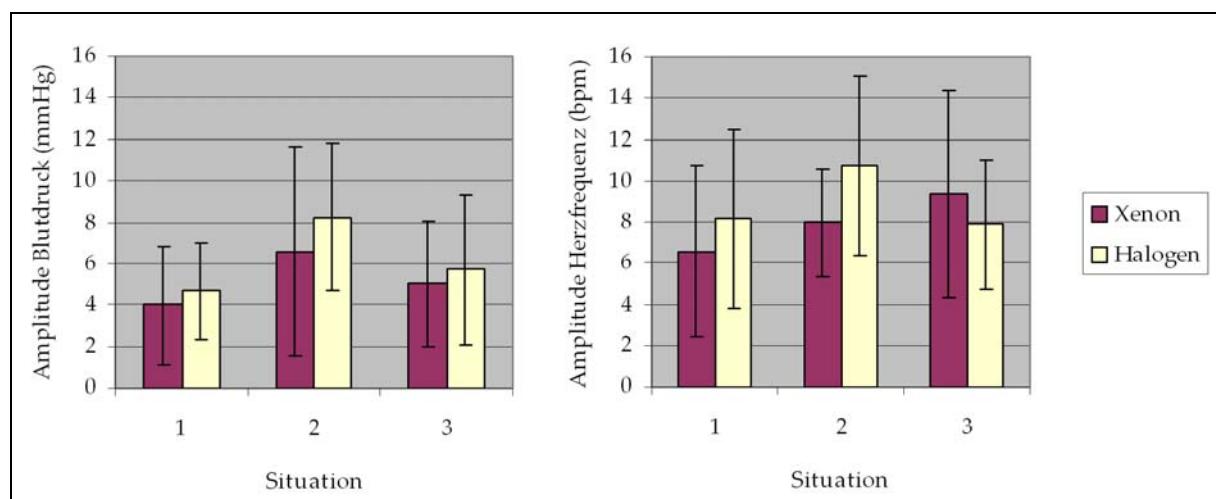


Abb. 5.38: Mittelwerte und Standardabweichungen der Amplituden des Blutdruck- und Herzfrequenzanstiegs in drei Situationen (Situation 1: scharfe Linkskurve, 2: Linksabbiegemanöver, 3: Rechtsabbiegemanöver an unübersichtlicher Stelle)

Insgesamt betrachtet, zeigt sich somit eine recht einheitliche Tendenz zu stärkeren Herzfrequenz- und Blutdruckanstiegen bei den Fahrten mit Halogenlicht. Die Größe der Effekte ist jedoch für beide Parameter als gering zu bewerten.

## 6 Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit einem neuartigen System zur Beobachtung und Überwachung von Fahrzeugführern, einem Beanspruchungssensor. Es stellt sich die Frage, warum ein derartiges System wichtig für die Unterstützung des Fahrers bei der Bewältigung der Fahraufgabe ist. Hierfür sind mehrere Gründe zu nennen, die miteinander verkoppelt sind. Zum einen nimmt die Komplexität der Fahraufgabe seit einiger Zeit durch mehr und mehr technisierte Fahrzeugcockpits stark zu und zum anderen ist die Zahl der sich auf den Straßen bewegenden Fahrzeuge stark angestiegen. Beides führt zu einer erhöhten Beanspruchung des Fahrzeugführers und damit zu einem erhöhten Unfallrisiko. Andere Ursachen wie z. B. Müdigkeit und Fahrerfehlverhalten sind nach wie vor Grund für eine Vielzahl von Unfällen. Ziel des Einsatzes von Systemen zur Beanspruchungsmessung ist, das Unfallrisiko zu minimieren, indem neue Fahrzeug- und Fahrerassistenzsysteme im Vorfeld hinsichtlich ihrer Wirkung auf den Fahrer getestet werden oder aber der Fahrer kontinuierlich während der Fahraufgabe beobachtet wird und kritische Veränderungen des Beanspruchungszustandes zurückgemeldet werden.

Die Beanspruchungsanalyse soll also die Frage beantworten, ob sich die Fahrerbeanspruchung durch die Nutzung eines Assistenzsystems verändert und wenn dies der Fall ist, ob sie ansteigt oder absinkt. So könnte auf das Sicherheitsrisiko bei der Nutzung des Systems geschlossen werden. Dies ermöglicht eine umfassendere Bewertung von Fahrerassistenzsystemen und die Absicherung der Entscheidung einer Markteinführung.

Die Erweiterung eines Systems zur Beanspruchungsanalyse als eigenständiges Fahrerassistenzsystem würde weit darüber hinausgehen. Verkehrssituationen und deren Wirkung auf den Fahrer könnten das Fahrzeug und dessen Verhalten beeinflussen. Im Gegensatz zu bisherigen Fahrerassistenzsystemen stünde der Fahrer direkt im Mittelpunkt des Regelkreises Mensch, Fahrzeug und Umwelt. Heutige Systeme beziehen den Fahrer höchstens indirekt über dessen Reaktionen und Fahrmanöver ein.

Die Hauptforschungsfragen, die bei der Gestaltung eines solchen neuen Systems zur Beanspruchungsmessung für den Automobilbereich beantwortet werden müssen, sind:

1. Wie kann man Beanspruchung operationalisieren?
2. Welche Parameter sind als Indikatoren für Beanspruchung und Fahrerzustand geeignet?
3. Wie kann man diese Indikatoren zuverlässig und für den Fahrer nicht störend erfassen?
4. Wie kann man aus den Indikatoren ein Beanspruchungsmaß ableiten?

Die Ergebnisse und Schlussfolgerungen der Untersuchungen dieser Arbeit werden in den folgenden Abschnitten erörtert.

### **Wie kann man Beanspruchung operationalisieren?**

Bei dem Begriff Beanspruchung handelt es sich zunächst um ein theoretisches Konzept. Sie kann nicht direkt gemessen werden, so dass Indikatoren festgelegt werden müssen, die den Beanspruchungszustand charakterisieren. Grundsätzlich werden physiologische, leistungsbezogene und subjektive Parameter unterschieden. Es gibt aber keinen verlässlichen Standardindikator, der ausnahmslos verwendet werden könnte. Für eine Erfassung der Beanspruchung eines Kraftfahrers sind subjektive Methoden nur im Forschungsumfeld sinnvoll einsetzbar, da sie eine Rückmeldung der Person erfordern. Für eine mehr unabhängige und objektivere Erhebung eignen sich die beiden anderen Ansätze besser. Leistungsbezogene Parameter, also Maße der Fahrleistung, haben allerdings den Nachteil, dass sie nur vom Fahrer ausgeführte Aktionen und Manöver bewerten können. Die Person selber und deren innerer Zustand werden nur durch physiologische Indikatoren gut erfasst. Daher wird dieser Ansatz als Grundlage für die vorliegende Arbeit verwendet.

### **Welche Parameter sind als Indikatoren für Beanspruchung und Fahrerzustand geeignet?**

Die physiologischen Parameter Herzfrequenz, Herzratenvariabilität, Hautleitwert und Blutdruck sind sehr gut geeignete, sensitive Beanspruchungsindikatoren, die trotz interindividueller Unterschiede insgesamt ein einheitliches Bild über den Fahrerzustand liefern. Die Ergebnisse zeigen vor allem erstmals die Zuverlässigkeit des systolischen Blutdrucks als einen solchen Indikator. Dabei ist darauf zu achten, dass nicht alle physiologischen Größen, die als Indikatoren dienen könnten, unter bestimmten Untersuchungsbedingungen gemessen werden können. Dies liegt am hohen apparativen Aufwand oder der unzureichenden Genauigkeit der Messtechnik, speziell unter Bedingungen wie sie bei Feldanwendungen auftreten. Außerdem muss beachtet werden, dass die Person durch die Messung nicht gestört werden darf.

Die kontinuierliche Blutdruckmessung bietet Potential, das über die Anwendung in der Ergometrie und zur Überwachung des Herz-Kreislaufsystems hinausgeht. Im Bereich der psychophysiologischen Forschung kann der Blutdruck als zusätzlicher Indikator bei der Erfassung des Beanspruchungsniveaus eines Probanden eingesetzt werden. Die Aussagekraft einer Untersuchung kann dadurch gegenüber der alleinigen Verwendung üblicherweise eingesetzter Maße wie z. B. Herzfrequenz und Hautleitwert gesteigert werden.

Die Eignung des Systems zur kontinuierlichen Blutdruckmessung bei derartigen Untersuchungen konnte bereits unter Beweis gestellt werden. Stressuntersuchungen am Wiener Testsystem haben die Bedeutung des Blutdrucks als Beanspruchungsindikator aufgezeigt. Messungen beim Autofahren im Simulator und in der Realität lassen erkennen, dass sich belastende Fahrsituationen und Streckenabschnitte im aufgezeichneten Signalverlauf wiederfinden.

Die grundlegenden Untersuchungen, die im Rahmen der Entwicklung des Blutdruckmessverfahrens durchgeführt wurden, zeigen aber auch, dass sich eine klassische Belastungs-EKG-Messung sehr einfach durch eine kontinuierliche nicht-invasive Erfassung des Blutdrucks erweitern lässt. Dies hat Vorteile bei der Beurteilung der Regeleigenschaften des Herz-Kreislaufsystems, da insbesondere schnelle Blutdruckvariationen erkannt werden können, die bisher beim Einsatz manschettenbasierter Messverfahren unentdeckt bleiben. Darüber hinaus kann das System vornehmlich an den Belastungsenden auftretende Spitzendrücke zuverlässiger bestimmen. Gegenüber fehlerhaften Messwerten, wie sie bei der oszillometrischen Messung aber auch der auskultatorischen Messung des Blutdrucks auftreten, wenn sich der Proband bewegt, ist das System robust.

Andere physiologische Parameter haben den Nachteil, dass sie im Kraftfahrzeug nur unter hohem Aufwand oder mit unzureichender Genauigkeit erfasst werden können.

In den in Kapitel 5 beschriebenen Untersuchungen wurde neben physiologischen Messmethoden zum Vergleich auch die subjektive Beanspruchung der Probanden mittels Fragebogen erfasst. Sowohl die physiologischen Parameter als auch die Ratingskalen waren geeignet, Beanspruchungsunterschiede des Fahrers zu erheben und verfügen somit über eine ausreichend hohe Sensitivität. Nach BUBB [Bu02] werden aber mit den beiden Verfahren die unterschiedlichen Konzepte Komfort und Diskomfort erfasst. Für eine Bestimmung des Diskomforts ist eine Beanspruchungserhebung mit den objektiven Messmethoden nicht durch Methoden des Selbstreports ersetzbar. Bei der Bewertung von neuen Fahrerassistenzsystemen für Kraftfahrzeuge ist die Erfassung von Diskomfort aber unabdingbar, da hoher Diskomfort zu einer Sicherheitsgefährdung führen kann.

### **Wie kann man diese Indikatoren zuverlässig und für den Fahrer nicht störend erfassen?**

Die Sensorik beruht auf ausgereiften Komponenten aus dem Fitnessbereich und kommt durch die Funkübertragung des Brustgurtes ohne direkte elektrische Verbindung des Patienten und der Elektronik zur Datenerfassung aus. Sie ist sehr einfach zu verwenden und dank der Bluetooth-Übertragungstechnik flexibel einsetzbar. Das Verfahren liefert neben dem Blutdruck auch den zeitlichen Verlauf der Herzfrequenz, was bei vielen Untersuchungen ausreichend ist. Denkbar wäre auch die Erweiterung des Systems, so dass der Brustgurt zusätzlich eine voll-

ständige einkanalige EKG-Ableitung überträgt. Kann zur Diagnose nicht auf eine vollständige Brustwandableitung verzichtet werden, so entfällt der Brustgurt und die R-Zacken-Berechnung stützt sich auf die vorhandene EKG-Ableitung.

Der Blutdruck kann dabei mit hoher zeitlicher Auflösung ermittelt werden, so dass sich auch kurzzeitige Schwankungen detektieren lassen, die bei klassischen manschettenbasierten Messverfahren unentdeckt bleiben würden.

Für die genannten Untersuchungen ist eine Eigenschaft der Sensorik besonders wichtig: sie ist für die Versuchsperson nicht störend und zieht nicht, wie z. B. das Aufpumpen der Blutdruckmanschette, die Aufmerksamkeit auf sich und damit weg von der eigentlichen Testaufgabe. Damit werden Artefakte in den Messungen vermieden. Bei der Beanspruchungserfassung treten häufig nur kleine Veränderungen der analysierten Signale auf, die durch die modellbasierte personalisierte Methode problemlos dargestellt werden.

Die Verwendung von personalisierten Be- und Entlastungsmodellen bzw. gemittelten Modellfunktionen ermöglicht die kontinuierliche und nicht-invasive Bestimmung des systolischen Blutdrucks mit hoher zeitlicher Auflösung. Ebenso kann der diastolische Druck mit Hilfe des auf einem einfachen Arterienmodell basierenden Ansatzes zuverlässig ermittelt werden. Dadurch werden auch kleinste Schwankungen sichtbar, die bei der Verwendung der auskultatorischen oder der oszillometrischen Methode unerkannt bleiben würden. Außerdem ist es mit dem modellbasierten Ansatz ohne weiteres möglich, den Blutdruckverlauf auch während Belastungsphasen darzustellen. Das Messsystem muss dazu allerdings für jede Person individuell kalibriert werden, wobei Ergometer oder Schellong Stufentest eingesetzt werden können. Diese Kalibrierung erfolgt einmalig, da die Modellparameter über mehrere Wochen unverändert bleiben, wenn keine gravierenden Kreislaufveränderungen auftreten oder blutdruckregulierende Medikamente eingenommen werden.

Da die Referenzwerte des Blutdrucks zur Modellkalibrierung mittels der auskultatorischen oder der oszillometrischen Methode bestimmt werden, kann mit dem modellbasierten Verfahren eine vergleichbare Genauigkeit von  $\pm 3$  mmHg erreicht werden. Für eine detaillierte Fehleranalyse wäre eine gleichzeitige invasive Druckmessung wünschenswert, allerdings sind derartige Messungen nach Aussagen von Medizinern aufgrund der Risiken für die Patienten nicht möglich.

Die Praxistauglichkeit des Gesamtsystems nach Abbildung 4.33 konnte in den Untersuchungen am Wiener Testsystem und bei Versuchen zur Müdigkeitserkennung während monotoner Nachtfahrten im Fahrsimulator sowie zur Beanspruchungserkennung bei Fahrten im Straßenverkehr nachgewiesen werden.

Darüber hinaus wurde untersucht, ob die Messung von mehreren Beanspruchungsindikatoren vereinfacht werden kann. Dazu wurde ein Konzept für ein einzelnes Sensormodul entwickelt, das gleichzeitig verschiedene aussagekräftige Messgrößen erfasst. Das aufgebaute Testmuster

kann ohne nennenswerten Aufwand angelegt werden und ist direkt einsatzbereit. Als möglicher Bestandteil der Sicherheitseinrichtung eines Fahrzeugs müsste das System bei jeder Fahrt verwendet werden, um so die Fahrsicherheit deutlich zu erhöhen. Es könnte ebenfalls genutzt werden, um den Einfluss von Fahrerassistenzsystemen auf den Fahrzeugführer im Bereich der Mensch-Maschine-Schnittstelle zu erforschen. Der vorgestellte Ansatz muss allerdings noch weiter untersucht und bewertet werden.

### **Wie kann man aus den Indikatoren ein Beanspruchungsmaß ableiten?**

Um den aktuellen Fahrerzustand zu beschreiben und ggf. zur Beeinflussung von anderen Fahrzeugsystemen verwenden zu können, wird eine Kenngröße benötigt, die Beanspruchungen quantitativ darstellt. So können auch Verkehrssituationen analysiert und deren Einfluss auf den Fahrer beurteilt werden.

Der Einsatz von Verfahren der Mustererkennung und Klassifikation ermöglicht die zuverlässige Bestimmung des Fahrerzustandes aus den erfassten Indikatoren. Dazu wird ein Neuronaler Netzklassifikator eingesetzt, der individuell trainiert wird. Auf diese Weise wird eine gute Anpassung an neue Randbedingungen erreicht.

Als Eingangsmuster für das verwendete Netz werden die Amplitudenänderungen der physiologischen Parameter Herzratenvariabilität und systolischer Blutdruck sowie die Anzahl der Hautleitwertreaktionen pro Minute ausgewählt. Diese haben sich in den Untersuchungen als am besten geeignet erwiesen. Die Eingangsgrößen werden vor der Analyse normiert. Die Ausgangsgröße, das aktuelle Beanspruchungsniveau, wird ebenfalls normiert angegeben, zum einen als wertekontinuierliche Ausgabe und zum anderen als 3-stufige Darstellung.

Die Untersuchungen zeigen, dass der Beanspruchungskennwert sehr gut mit den unterschiedlichen Belastungssituationen korreliert. Dies gilt sowohl für die Untersuchung am Wiener Testsystem, als auch für die Fahrversuche im Simulator und im Versuchsfahrzeug.



## 7 Ausblick

Die Untersuchungen zeigen ein positives Bild für den Einsatz von physiologischen Indikatoren und speziell des Blutdrucks für die Fahrerüberwachung. Aber bis zu einer Markteinführung als eigenständiges System sind noch einige Arbeiten nötig.

Das System muss ins Fahrzeug integriert werden. Dazu gehört, die Hardware so zu verkleinern, dass sie vollständig im Head-Set Platz findet und ausreichend energieeffizient arbeitet, um mehrere Stunden Arbeitsbereitschaft bei kleiner Akkugröße zu garantieren. Gegebenenfalls kann eine Verknüpfung mit anderen Parametern, wie z. B. Lidschlagdaten eines Kamera-systems oder Spurhaltedaten erfolgen, um das System robuster zu gestalten.

Ebenso ist eine Möglichkeit zu suchen, wie die Kalibrierung des Blutdruckmessverfahrens realisiert werden kann, ohne dass der Fahrer einen Stufentest absolvieren muss. Dazu gehört auch die personenbezogene Speicherung der Kalibrierungsdaten. In diesem Zusammenhang ist auch eine adaptive Anpassung an den Fahrer zu überdenken. Beispielsweise könnten Referenzwerte für den Fahrerzustand zu Beginn der Fahrt gesammelt werden und zum Abgleich mit den aktuellen Daten dienen, um das System der Tagesform des Fahrers anzupassen und Fehlklassifikationen zu verringern.

Darüber hinaus sind Untersuchungen nötig, die klären wie ein solches System vom Fahrer akzeptiert wird und wie seine Nutzungsbereitschaft aussieht. Denn der Fahrer ist selber dafür verantwortlich, den Sensor anzulegen. Dies tut er aber nur, wenn er sich dadurch einen Vorteil verspricht und ihn das Gerät nicht stört oder behindert. Außerdem ist zu untersuchen, in welcher Form der Beanspruchungskennwert dazu verwendet wird, Warnungen für den Fahrer zu generieren oder Fahrzeugparameter zu beeinflussen. Auch hier sind Akzeptanz- und Sicherheitsuntersuchungen von größter Wichtigkeit, denn jeder Fahrer reagiert anders auf eine „Bevormundung“ von außen. Dies kann zur Missachtung der Warnung oder zum Abschalten des Gerätes führen. Im schlimmsten Fall wird ein Fahrzeug mit derartigem Gerät nicht wieder gekauft. Die Erweiterung um eine Telefonfunktion würde das System aufwerten und die Nutzungsbereitschaft sicher erhöhen. Die Auslegung der Mensch-Maschine-Schnittstelle spielt also auch hier eine große Rolle.



## Literaturverzeichnis

- [Ap05] APEL, M.; KLEIN, K.; SCHMIDT, I. (2005). *Hypertonie nach wie vor ein Problem?*  
<http://www.tee.org/elearning/download/hypertonie/hypertonie.pdf>
- [Al08] ALL IN SERVICE (2008). *Wake me up - Sekundenschlaf-Warnsystem.*  
<http://www.wakemeup.info/de/index.html>
- [As98] ASHBERG, E.; GAMBERALE, F. (1998). *Perceived fatigue during physical work - An experimental evaluation of fatigue inventory.* International Journal of Industrial Ergonomics, 21:117-131
- [As00] ASCHKE, M. (2000). *Nichtinvasive Blutdruckmessung.*  
<http://www.aschke.net/bm2zf/node21.html>
- [Ba90] BARSCHDORFF, D.; BECKER, D. (1990). *Neuronale Netze als Signal- und Musterklassifikatoren.* Technisches Messen tm 57, 1990, Verlag R. Oldenburg
- [Ba95] BARTMANN, A. (1995). *Zur Erfassung von kognitiver Beanspruchung beim Führen von Kraftfahrzeugen – Eine Feldstudie.* Aachen: Shaker Verlag.
- [Ba98] BARSCHDORFF, D.; ERIG, M. (1998). *Kontinuierliche Blutdruckbestimmung während des Belastungs-EKG.* In: Biomedizinische Technik, Band 43, Heft 3, S. 34-39
- [Ba00] BARSCHDORFF, D.; ERIG, M.; TROWITSCH, E. (2000). *Noninvasive continuous blood pressure determination.* In: Proceedings XVI IMEKO World Congress, Wien, 25.-28. September 2000
- [Ba05a] BARSCHDORFF, D.; BAUCH, C. (2005). *High resolution beat-to-beat measurement of systolic blood pressure using personalized models.* In: Proceedings 10th IMEKO TC10 International Conference on Technical Diagnostics, Budapest, Ungarn, 9.-10. Juni, S. 103-108
- [Ba05b] BARSCHDORFF, D.; BAUCH, C. (2005). *Application of high resolution blood pressure measurement to stress and traffic situations.* In: Proceedings 10th IMEKO TC10 International Conference on Technical Diagnostics, Budapest, Ungarn, 9.-10. Juni, S. 109-114
- [Ba06] BAUCH, C.; BARSCHDORFF, D. (2006). *Continuous Blood Pressure Measurements in Stress Situations.* In: Proceedings of the 2nd International Workshop on Biosignal Processing and Classification - BPC 2006, Setubal, Portugal, 1.-2. August, S. 126-134
- [Bä07] BÄHNISCH, S. (2007). *Kampf der Müdigkeit*, Autobild, [www.autobild.de](http://www.autobild.de)

- [Ba07] BAUCH, C.; SPRENGER, R.; GEIGER, L.; GÜNTHER, V.; BARSCHDORFF, D. (2007). *Measurement of driver workload – Continuous blood pressure registration as an evaluation method*. In: Proceedings of the 7th International Symposium on Automotive Lighting. Darmstadt, Germany, September 25-26
- [Ba08] BAUCH, C.; BARSCHDORFF, D. (2008). *Physiologische Indikatoren zur kontinuierlichen Fahrerzustandsüberwachung*. In: Proceedings XXII. Messtechnisches Symposium des Arbeitskreises der Hochschullehrer für Messtechnik e.V., 11.-13. September, Dresden
- [Be01] BEAT-TO-BEAT (2001). *Fact Sheet*. VSM MedTech Ltd
- [Be04] BELZ, J.; HÖVER, N.; MÜHLENBERG, M.; NITSCHE, B.; SEUBERT, T. (2004) *Fahrerassistenz im Spannungsfeld zwischen Komfort- und Sicherheitsanforderungen*. In: VDI-Berichte 1864. Düsseldorf: VDI-Verlag, 441-468
- [Be06] BERGHOLZ, J.; HENZE, R.; KÜCÜKAY, F. (2006). *Indirekte Methoden zur Identifizierung des Fahrerleistungsvermögens*. VDI-Berichte 1960, Integrierte Sicherheit und Fahrerassistenzsysteme, Herausgeber: VDI Wissensforum IWB GmbH, Wolfsburg 12.-13. Oktober
- [Bi06] BIRBAUMER, N.; SCHMIDT, R. F. (2006). *Biologische Psychologie*. Berlin: Springer Verlag.
- [Bo89] BOUCSEIN, W. (1989). *Die elektrodermale Aktivität als Beanspruchungsindikator in der Arbeitspsychologie*. In: W. Rohmert (Hrsg.), Aspekte der Leistungsfähigkeit (S. 171-179). Frankfurt am Main: Lang.
- [Bo92] BOUCSEIN, W. (1992). *Electrodermal Activity*. New York, London: Plenum Press.
- [Bo00] BOUCSEIN, W.; BACKS, R. W. (2000). *Engineering Psychophysiology as a Discipline: Historical and Theoretical Aspects*. In: E. W. Backs & W. Boucsein (Hrsg.), *Engineering Psychophysiology – Issues and Applications* (S. 3-30). Mahwah: Lawrence Erlbaum Associates.
- [Bo03] BORLINGHAUS, P. (2003). *Blutdruckmessung*.  
<http://www.netdoktor.de/Ratschlaege/Untersuchungen/Blutdruckmessen.htm>
- [Bo04] BOVERIE, S. (2004). *Driver Fatigue Monitoring Technologies and future ideas*. Siemens VDO Automotive, Road Safty Workshop
- [Br22] BRAMWELL, J. C.; HILL, A. V. (1922). *The velocity of pulse wave in man*. *Proceedings of the Royal Society*, Vol. 93, S. 298-306
- [Br00] BRAUN (2000). *Blood pressure measurement*.  
<http://www.braun-medical.com>

- [Br08] BRUNBERG, A.; AUTSCHBACH, R.; ABEL, D. (2008). *Ein objektorientierter Ansatz zur Modellierung des menschlichen Herz-Kreislauf-Systems*. Automatisierungstechnik 56, Oldenburger Wissenschaftsverlag
- [Bu82] BUSSE, R. (1982). *Kreislaufphysiologie*. Stuttgart: Thieme
- [Bu02] BUBB, H. (2002). *Umsetzung psychologischer Forschungsergebnisse in die ergonomische Gestaltung von Fahrerassistenzsystemen*. Zeitschrift für Verkehrssicherheit 48, S. 8-15
- [Ca88] CARRUTHERS, M.; TAGGART, P. (1988). *Validation of a new, inexpensive, non-invasive miniaturized blood pressure monitor*. Journal of Ambulatory Monitoring, Vol.1, No. 2, S. 163-170
- [Ca95] CADALBERT, B. (1995). *Die Psychophysiologie des niedrigen Blutdrucks*. In: Psychophysiologie in Labor und Feld, Band 2
- [Ca07] CARDOR (2007). *Mercedes-Benz entwickelt Warnsystem für Autofahrer*. <http://www.cardor.de/nachrichten/1577/bild/2>
- [Ch03] CHEN, Y.; LI, L.; HERSHLER, C.; DILL, R. P. (2003). *Continuous Non-invasive Blood Pressure Monitoring Method and Apparatus*. United States Patent US 6,599,251 B2
- [Co07] CORSCIENCE GMBH & CO. KG (2007). <http://www.corscience.de/>
- [Da09] DAIMLER AG (2009). »Attention Assist« warnt vor gefährlichem Sekunden-schlaf. Sensor Magazin 03/2009
- [Di00] DIN EN ISO 10075-1 (2000). *Ergonomische Grundlagen bezüglich psychischer Arbeitsbelastung – Teil 1: Allgemeines und Begriffe*. Berlin: Beuth
- [De07] DEUTSCHER VERKEHRSICHERHEITSRAT E.V. (2007). *Fahrerassistenzsysteme als „beste Beifahrer“*. [http://www.dvr.de/site.aspx?url=html/presse/dvr\\_report/800\\_30.htm](http://www.dvr.de/site.aspx?url=html/presse/dvr_report/800_30.htm)
- [DW96] DE WAARD, D. (1996). *The Measurement of Drivers' Mental Workload*. Unveröffentlichte Dissertation, University of Groningen, Traffic Research Centre
- [DW04] DE WAARD, D., STEYVERS, F.; BROOKHUIS, K. A. (2004). *How much visual road information is needed to drive safely and comfortably?* Safety Science, 42, S. 639-655.
- [El01] ELTER, P. (2001). *Methoden und Systeme zur nichtinvasiven, kontinuierlichen und belastungsfreien Blutdruckmessung*. S. 77-83, S. 126-140, S. 155-162 <http://www.ubka.uni-karlsruhe.de/vvv/2001/elektrotechnik/3/3.pdf>

- [Fa02] FARMER, E.; BROWNSON, A. (2002). *Review of Workload Measurement, Analysis and Interpretation Methods*. Brüssel: European Organisation for the Safety of Air Navigation.
- [Fe01] FERRARI, P.; MUGGLI, F. (2001). *Blutdruckmessung: wie, wo, mit welchem Gerät?* Schweiz. Med. Forum, Nr. 22, S. 582-586
- [Fi99] FINCK, M. (1999). *Referenzdruckmessung in flüssigkeitsgefüllten Systemen*. <http://mfinck.com/med-tech/Diplomarbeit/Start-Seite6.html>
- [Fi02] FINAPRES MEDICAL SYSTEMS (2002). *Datasheet Finometer and Portapres*. <http://www.finapres.com/index.php?pid=4200>
- [Fr87] FRIELING, E.; SONNTAG, K. (1987). *Lehrbuch Arbeitspsychologie*. Bern: Huber.
- [Fr07] FRAUNHOFER IPMS (2007). *Lifetronics*. <http://www.ipms.fraunhofer.de/de/products/lifetronics.shtml>
- [Fu04] FULLER, R. (2004). *Towards a general theory of driver behaviour*. Accident Analysis and Prevention, 37, 461-472.
- [Ga00] GAILLARD, A. W. K.; KRAMER, A. F. (2000). *Theoretical and Methodological Issues in Psychophysiological Research*. In: E. W. Backs & W. Boucsein (Hrsg.), *Engineering Psychophysiology – Issues and Applications* (S. 31-58). Mahwah: Lawrence Erlbaum Associates.
- [Ge04] GELAU, C. (2004). *Fahrerablenkung durch Informations- und Kommunikationssysteme im Fahrzeug: Auswirkungen auf das Fahrverhalten und die Verkehrssicherheit*. In: Schlag, B. (Hrsg.): *Verkehrspsychologie: Mobilität – Sicherheit – Fahrerassistenz*. Lengerich: Pabst Science, 297-316
- [Go86] GOPHER, D.; DONCHIN, E. (1986). *Workload – An Examination of the Concept*. In: K.R. Boff, L. Kaufman & J.P. Thomas (Hrsg.), *Handbook of Perception and Human Performance*. Volume II, Cognitive Processes and Performance. (S. 41/1-41/49). New York: Wiley.
- [Go99] GOLUB, H. (1999). *Method and Apparatus for Noninvasive, Cuffless, Continuous Blood Pressure Determination*. United States Patent US 5,865,755 und US 5,857,975
- [Go06] GOLZ, M.; SOMMER, D.; MANDIC, D. (2006). *Establishing a Gold Standard for Drivers Microsleep Detection*. Proceedings International Conference Monitoring Sleep and Sleepiness - From Physiology to New Sensors (SENSATION 2006), Basel, Schweiz
- [Gr76] GRIBBIN, B.; STEPTOE, A.; SLEIGHT, P. (1976). *Pulse Wave Velocity as a Measure of Blood Pressure Change*. Psychophysiology, Vol. 13, S. 86-91

- [Gr89] GREUBEL, W.; MÜLLER, A.; STEIN, H.; WIECZOREK, R. (1989). *Verfahren zum kontinuierlichen Messen des Blutdrucks am Menschen und Blutdruckmessgerät zum Durchführen des Verfahrens*. Patentschrift DE 3807672 C2, Deutsches Patent- und Markenamt
- [Ha88] HART, S. G.; STAVELAND, L. E. (1988). *Development of NASA-TLX (Task Load Index): Results of Empirical and Theoretical Research*. In: P. A. Hancock & N. Meshkati (Hrsg.), *Human mental workload* (139-183). North: Elsevier Science Publishers B.V.
- [Ha01] HARGUTT, V.; KRÜGER, H.-P. (2001). *Die Gefahr der Unterforderung? Selbstregulation der Aktivierung in der Fahrsimulation*. VDI-Berichte, 1613, Düsseldorf: VDI-Verlag, 33-48
- [He78] HELANDER, M. (1978). *Applicability of Drivers' Electrodermal Response to the Design of the Traffic Environment*. Journal of Applied Psychology, 63/4, 481-488
- [He84] HECK, H.; ROST, R.; HOLLMANN, W. (1984). *Normwerte des arteriellen Blutdruckverhaltens während fahrradergometrischer Belastung*. In: ANLAUF, M.; BOCK, K. D. (Hrsg.). *Blutdruck unter körperlicher Belastung*. 49-62, Darmstadt: Steinkopff Verlag
- [He97] HELANDER, M. G.; ZHANG, L. (1997). *Field Studies of comfort und discomfort in sitting*. Ergonomics, Vol. 40, No. 9, 895-915
- [He99] HERING, K. P. (1999). *Situationsabhängiges Verfahren zur standardisierten Messung der kognitiven Beanspruchung im Straßenverkehr. Literaturübersicht und empirische Felduntersuchung*. Aachen: Shaker Verlag.
- [He00] HEARD, S. O.; LISBON, A.; TOTH, I.; RAMASUBRAMANIAN, R. (2000). *An Evaluation of a New Continuous Blood Pressure Monitoring System in Critically Ill Patients*. Journal of Clinical Anesthesia, Vol. 12, S. 509-518
- [Hi92] HILL, S.; IAVECCHIA, H. P.; BYERS, J.; BITTNER, A. C.; ZAKLAD, A. L.; CHRIST, R. E. (1992). *Comparison of Four Subjective Workload Rating Scales*. Human Factors, 34 (4), 429-439
- [Ho72] HODDES, E.; DEMENT, W. C.; ZARCONE, V. (1972). *The development and use of the Stanford Sleepiness Scale (SSS)*. Psychophysiology, 10:431-436
- [Ho86] HOYOS, C. GRAF; KASTNER, M. (1986). *Belastung und Beanspruchung von Kraftfahrern*. Unfall- und Sicherheitsforschung Straßenverkehr, Heft 59, Bergisch Gladbach: Bundesanstalt für Straßenwesen.
- [Ho02] HOFMANN, A. (2002). *Normung zur psychischen Belastung – aus Sicht der Arbeitgeber*. In: DIN-Mitteilung 81, Nr. 8, S. 519-524, Berlin: Beuth.

- [Ho07] HÖRAKUSTIK (2007). *Die Nutzung der Akustik soll für mehr Sicherheit im Auto sorgen*. Heft 4
- [Il05] ILLIGENS, M. (2005). *Psychophysiologische Untersuchungen zur Messung der Fahrerbeanspruchung im Kraftfahrzeug*. Unveröffentlichte Diplomarbeit, Universität Wuppertal
- [Ja04] JAHN, G.; OEHME, A.; RÖSLER, D.; KREMS, J. F. (2004). *Kompetenzerwerb im Umgang mit Fahrerassistenzsystemen*. Heft F 47, Bergisch Gladbach: Bundesanstalt für Straßenwesen
- [Je01] JERRENTRUP, A. (2001). *Einfluss der kontinuierlichen nicht-invasiven Blutdruckmessung mittels Portapres auf den Schlaf und die Schlafstruktur bei Patienten mit behandelten obstruktiven schlafbezogenen Atmungsstörungen*. S. 7-9  
<http://archiv.ub.uni-marburg.de/diss/z2001/0108/pdf/daj.pdf>
- [Ka09] KATHOLISCHES KLINIKUM DUISBURG (2009). *Erweitertes Monitoring*.  
<http://www.jodu.de/html/monitoring.html>
- [Ke03] KETTLER SPORT (2003). *Bedienungsanleitung Cardio-Puls-Set*.
- [Ki91] KINDERMANN, W.; ROST, R. (1991). *Hypertonie, Bewegung, Sport*. Aktuelles Wissen Hoechst, Reihe Herz-Kreislauf. München
- [Kl89] KLIMMER, F.; RUTENFRANZ, J. (1989). *Methoden zur Erfassung mentaler und emotionaler Belastung und Beanspruchung*. In: H. Schwaberger, H. Pessenhofer, T. Kenner (Hrsg.), *Aktuelle Probleme der angewandten und experimentellen Stressforschung* (S. 13-43). Frankfurt am Main; Bern; New York; Paris: Verlag Peter Lang.
- [Ko05] KOHDEN, N. (2005). *Application Examples*.  
<http://www.nihonkohden.com/products/monitor/pwtt/application.html>
- [Ko06] KOPF, M. (2006). *Was nützt es dem Fahrer, wenn Fahrerinformationen und Fahrerassistenzsysteme etwas über ihn wissen?* In: *Fahrerassistenzsysteme mit maschineller Wahrnehmung*, Herausgeber: Markus Maurer und Christoph Stiller, Verlag Springer Berlin Heidelberg
- [Ku94] KUHMANN, W. (1994). *Leistungsgüte und Beanspruchung bei mentalen Tätigkeiten*. Bern, Göttingen, Toronto, Seattle: Verlag Hans Huber.
- [La02] LabJack Corporation (2002). *LabJack U12 User's Guide*. Revision 1.04  
[http://www.labjack.com/labjack\\_u12.html](http://www.labjack.com/labjack_u12.html)
- [La04] LASS, J.; MEIGAS, K.; KATTAI, R.; KARAI, D.; KAIK, J.; ROSSMANN, M. (2004). *Optical and electrical methods for pulse wave transit time measurement and*

- its correlation with arterial blood pressure.* Proceedings of the Estonian Academy of Science and Engineering, Vol. 10, Nr. 2, S. 123-136
- [Li03] LI, L.; CHEN, Y.; SETHI, R. K.; SUN, M. (2003). *Apperatus Having Redundant Sensors for Continuous Monitoring of Vital Signs and Related Methods.* United States Patent US 6,503,206 B1
- [Li06] LIU, B.-S.; LEE, Y.-H. (2006). *In vehicle workload assessment: Effects of traffic situations and cellular telephone use.* Journal of Safety Research, 37, 99-105.
- [Lu02a] LUKOWICZ, P.; ANLIKER, U.; WARD, J.; TRÖSTER, G.; HIRT, E.; NEUFELT, C. (2002). *AMON: A Wearable Medical Computer for High Risk Patients.* ISWC 2002: Proceedings of the 6th International Symposium on Wearable Computers, 7.-10. Oktober, S. 133-134
- [Lu02b] LUTTER, N.; SIEBERT, C.; SCHÜTTLER, J. (2002). *Continuous Noninvasive Blood Pressure Measurement: Can Accuracy Be Improved by Comprising Variations of the Pulse Transit Amplitude?* [http://www.anestech.org/Publications/Annual\\_2002/Lutter.html](http://www.anestech.org/Publications/Annual_2002/Lutter.html)
- [LY00] LYMPIUS, D. (2000). *Kardiovaskuläre Reaktivität bei Ruhe und Belastung am Tage im Vergleich zum Ausmaß der obstruktiven Schlafapnoe.* Dissertation, Philipps-Universität Marburg
- [Ma98] MANZEY, D. (1998). *Psychophysiologie mentaler Beanspruchung.* In: Rösler, F. (Hrsg.): Ergebnisse und Anwendungen der Psychophysiologie (Enzyklopädie der Psychologie: Themenbereich C, Theorie und Forschung: Serie 1, Biologische Psychologie; 5.). Göttingen et al.: Hogrefe, Verl. für Psychologie, 799-864
- [Ma03a] MASCHKE C.; HECHT K. (2003). *Literaturrecherche über geeignete Parameter einer Längsschnittuntersuchung zum Einfluss von Fluglärm auf Herz-Kreislauferkrankungen.* [http://www.dialogforum-flughafen.de/htm/uploads/a429/A4\\_Literaturrecherche.pdf](http://www.dialogforum-flughafen.de/htm/uploads/a429/A4_Literaturrecherche.pdf)
- [Ma03b] MATTHEWS, R., LEGG, S.; CHARLTON, S. (2003). *The effect of cell phone type on drivers subjective workload during concurrent driving and conversing.* Accident Analysis & Prevention, 35, 451-457.
- [Me05] MEDWAVE (2005). *Vasotrac APM 205A System Features and Specifications.* <http://www.pmsinstruments.co.uk/vasotrac.htm>
- [Me06] MEIGAS, K.; LASS, J.; KARAI, D.; KATTAI, R.; KAIK, J. (2006). *Pulse Wave Velocity in Continuous Blood Pressure Measurements.* IFMBE Proceedings,

- Volume 14, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering  
2006, Part 7, 626-629
- [Mu88] MULDER, L. J. M. (1988). *Assessment of cardiovascular reactivity by means of spectral analysis*. Biological Psychology, Nr. 34, 205-236
- [Mü93] MÜLLER, B.; BASLER, H. D. (1993). *Kurzfragebogen zur aktuellen Beanspruchung (KAB)*. Weinheim: Beltz Test
- [Mü10] Mühlbacher, D.; Totzke, I.; Schömig, N.; Krüger, H.-P.; Rothe, S. (2010). *Workload Management while driving: Do subjects' judgments reflect driving safety?* Proceedings of European Conference on Human Centered Design for Intelligent Transport Systems. Berlin, 289-299
- [Na02] NACHREINER, F.; SCHÜTTE, M. (2002). *Messung psychischer Belastung und Beanspruchung (Editorial)*. Zeitschrift für Arbeitswissenschaft, 56, 1-3.
- [Ni02] NICKEL, P.; EILERS, K.; SEEHASE, L.; NACHREINER, F. (2002). *Zur Reliabilität, Validität, Sensitivität und Diagnostizität von Herzfrequenz- und Herzfrequenz-variabilitätsmaßen als Indikatoren psychischer Beanspruchung*. Zeitschrift für Arbeitswissenschaft, 56, 22-36
- [OD86] O'DONELL, R. D.; EGGEIMEIER, F. T. (1986). *Workload assessment methodology*. In: Boff, K. R; Kaufman, L.; Thomas, J. P. (Hrsg.): *Handbook of perception and human performance*. Volume II, cognitive processes and performance. (pp 24/1-42/49). New York: Wiley. (S. 42/1-42/49)
- [Om03] OMRON (2003). *Bedienungsanleitung für Omron 705 IT*.
- [Op09] OPALKA, M. (2009). *Untersuchung zur Reliabilität von Messdaten der Herzratenvariabilität des UBW Mobile Wellness Phone*. Dissertation: Interuniversitäres Kolleg für Gesundheit und Entwicklung, Graz
- [Or89] ORR, T.; CARRUTHERS, M. (1989). *Device for Displaying Blood Pressure*. United States Patent US 4,869,262
- [Pa95] PARKS, A. M.; WARD, N. J.; BOSSI, L. L. M. (1995). *The potential of vision enhancement systems to improve driver safety*. The travail humain. 58, 151-169
- [Pe99] PETRY, N. (1999). *Fuzzy Logik und neuronale Netze*. JurPC Web-Dok. 187/1999, Abs. 1-54
- [Pe01] PENKA, A. (2001). *Vergleichende Untersuchung zu Fahrerassistenzsystemen mit unterschiedlichen aktiven Bedienelementen*. Dissertation, TU München

- [Pf02] PFENDLER, C.; SCHÜTTE, M. (2002). *Untersuchung der Sensitivität von NASA-TLX und NASA-TLX-ZEIS bei einer Flugführeraufgabe*. Zeitschrift für Arbeitswissenschaft, 56, 46-54.
- [Pi02] PIECHULLA, W. (2002). *Psychophysiologie – Herzratenindikatoren*. <http://www.walterpiechulla.de/seminarPapers/Herzratenindikatoren.pdf>
- [Po94] POHLMANN, S.; TRÄNKLE, U. (1994). *Orientation in road traffic: Age-related differences using an in-vehicle navigation system and a conventional map*. Accident, Analysis & Prevention, 26/6, 689-702
- [Ri98a] RICHTER, P.; HACKER, W. (1998). *Belastung und Beanspruchung: Streß, Ermüdung und Burnout im Arbeitsleben*. Heidelberg: Roland Asanger Verlag
- [Ri98b] RICHTER, P.; WAGNER, T.; HEGER, R.; WEISE, G. (1998). Psychophysiological analysis of mental load during driving on rural roads – a quasi-experimental field study. *Ergonomics*, 41, 593-609
- [Ri03] RIBBACK, S. (2003). *Psychologische Untersuchungen mentaler Beanspruchung in simulierten Mensch-Maschine-Interaktionen*. Unveröffentlichte Dissertation, Universität Potsdam
- [Ro75] ROHMERT, W.; RUTENFRANZ, J. (1975). *Arbeitswissenschaftliche Beurteilung der Belastung und Beanspruchung an unterschiedlichen industriellen Arbeitsplätzen*. Bonn: Der Bundesminister für Arbeit und Sozialordnung, Referat Öffentlichkeitsarbeit
- [Ro84] ROHMERT, W. (1984). *Das Belastungs-Beanspruchungs-Konzept*. Zeitschrift für Arbeitswissenschaft, 38 (10 NF), 193-200
- [Ro03] ROCHE LEXIKON MEDIZIN (2003). *Schellong-Test*. <http://www.gesundheit.de/roche/ro32500/r34385.000.html>
- [Rö05] RÖßGER, P. (2005). *Fahrer-Informations-Systeme: Situationen und Perspektiven*. In: KARRER, K.; GAUSS, B.; STEFFENS, C. (Hrsg.): Beiträge zur Mensch-Maschine Systemtechnik aus Forschung und Praxis. Festschrift für Klaus-Peter Timpe. Düsseldorf: Symposion Publishing GmbH, 149-161
- [Sa25] SANDS, J. (1925). *Studies in pulse wave velocity*. American Journal of Physiology, Vol. 71, S. 519-533
- [Sa96] SAUL, F.; KLAUS, D.; ARISTIDOU, Y.; WIEMEYER, A.; LÖSSE, B. (1996). *Non-invasive oszillometric wrist and upper arm blood pressure measurement compared with invasive values*. Zeitschrift für Kardiologie, Band 85, Heft 3, 127-129
- [Scha81] SCHANDRY, R. (1981). *Psychophysiologie. Körperliche Indikatoren menschlichen Verhaltens*. München: Urban & Schwarzenberg

- [Sche54] SCHELLONG, F.; LÜDERITZ, B. (1954). *Regulationsprüfung des Kreislaufes – Funktionelle Differentialdiagnose von Herz- und Gefäßstörungen*. Darmstadt: Verlag von Dr. Dietrich Steinkopff
- [Schl10] SCHLAF.DE (2010). *Was passiert im Körper?*  
[http://www.schlaf.de/was\\_ist\\_schlaf/1\\_10\\_50\\_waspassiert.php](http://www.schlaf.de/was_ist_schlaf/1_10_50_waspassiert.php)
- [Schm65] SCHMIDTKE, H. (1965). *Die Ermüdung. Symptome, Theorien, Messversuche*. Bern: Huber
- [Schm93] SCHMIDTKE, H. (1993). *Mentale Beanspruchung durch informatorische Belastung*. In H. Schmidtke (Hrsg.), Ergonomie (S. 143-160). München: Hanser
- [Schm02] SCHMIDTKE, H. (2002). *Vom Sinn und Unsinn der Messung psychischer Belastung und Beanspruchung*. Zeitschrift für Arbeitswissenschaft, 56, 4-9.
- [Schm05] SCHMIDT, R. F.; THEWS, G.; LANG, F. (2005). *Physiologie des Menschen*. Springer
- [Schö09] SCHÖNEBECK, S.; SCHEPERS, A.; PÖPPEL-DECKER, M.; LEIPNITZ, C.; FITSCHE, A. (2009). *Voraussichtliche Entwicklung von Unfallanzahlen und Jahresfahrleistungen in Deutschland - Ergebnisse 2009*. Bundesanstalt für Straßenwesen
- [Schu07] SCHUHFRIED, G. (2007). *Vienna Test System*. Dr. G. Schuhfried GmbH,  
[http://www.schuhfried.at/eng/wts/wts\\_index.htm](http://www.schuhfried.at/eng/wts/wts_index.htm)
- [Si02] SIVAK, M.; FLANNAGAN, M. J.; SCHOETTLE, B.; MEFFORD, M. L. (2002). *Driving Performance with and Preference for HID Headlamps (Report No. UMTRI-2002-3)*. Ann Arbor, MI: The University of Michigan Transportation Research Institute
- [Sp08] SPRENGER, R. (2008). *Empirische Forschungsmethoden für die Evaluation visueller Fahrerassistenzsysteme im Kraftfahrzeug*. Dissertation, Universität Paderborn
- [St98] STANTON, N. A.; YOUNG, M. S. (1998). *Vehicle automation and driving performance*. Ergonomics Vol. 41, No. 7, 1014-1028
- [St01] STIFTUNG WARENTEST (2001). *Oft Fehlanzeige*. Heft 12, S. 86-90
- [St06a] STIFTUNG WARENTEST (2006). *Die Bessermesser*. Heft 1, S. 88-94
- [St06b] STILLER, C. (2006). *Fahrerassistenzsysteme - Von realisierten Funktionen zum vernetzt wahrnehmenden, selbstorganisierenden Verkehr*. In: Fahrerassistenzsysteme mit maschineller Wahrnehmung, Herausgeber: Markus Maurer und Christoph Stiller, Verlag Springer Berlin Heidelberg
- [St07] STATISTISCHES BUNDESAMT (2007). *Unfallgeschehen im Straßenverkehr 2006*. Wiesbaden

- [St08a] STATISTISCHES BUNDESAMT (2008). *Unfallgeschehen im Straßenverkehr 2007*. Wiesbaden
- [St08b] STIFTUNG WARENTEST (2008). *Messen für die Zukunft*. Heft 1, S. 86-93
- [Su01] SULLIVAN, J. M.; FLANNAGAN, M. J. (2001). *Characteristics of Pedestrian Risk in Darkness (Report No. UMTRI-2001-33)*. Ann Arbor, MI: The University of Michigan Transportation Research Institute
- [Th02] THOMAS, K. (2002). *The Utility of Non-Invasive Blood Pressure Monitoring with Vasotrac*. Outpatient Care Technology  
<http://www.pmsinstruments.co.uk/vasotrac.htm>
- [Ti09] TIPLER, P. A.; MOSCA, G. (2009). *Physik für Wissenschaftler und Ingenieure*. Heidelberg: Spektrum Akademischer Verlag
- [To07] TOUMAZ TECHNOLOGY LIMITED (2007).  
<http://www.toumaz.com/index.htm>
- [Tr72] TRAUTWEIN, W.; GAUER, O.H.; KOEPCHEN, H. (1972). *Herz und Kreislauf*. In: Physiologie des Menschen, Band 3, Urban & Schwarzberg
- [Ve96] VERWEY, W. B.; VELTMAN, H. (1996). *Detecting Short Periods of Elevated Workload: A Comparison of Nine Workload Assessment Techniques*. Journal of Experimental Psychology, 2, 270-285.
- [Vi04] VIVOMETRICS (2004). *Continuous Ambulatory Monitoring*.  
<http://www.vivometrics.com>
- [Vi09] VIEWEG, C. (2009). *Ins Gehirn geschaut*. Stern, Nr. 43
- [We99] WEBER, F.; LINDEMANN, M.; ERBEL, R.; PHILIPP, T. (1999). *Indirect and Direct Simultaneous Comparative Blood Pressure Measurement with the Bosotron 2 Device*. Kidney Blood Press. Res., Nr. 22, S. 166-171
- [We00] WEILKES, M. (2000). *Auslegung und Analyse von Fahrerassistenzsystem mittels Simulation*. Aachen: Forschungsgesellschaft Kraftfahrwesen Aachen mbh
- [We06] WELCH ALLYN (2006).  
<http://www.monitoring.welchallyn.com/products/wireless/>
- [We08] WEIDENBACH, E. (2008). *Auswertung von Lidschlagsignalen zur Müdigkeitsprädiktion*. Diplomarbeit Hochschule Merseburg, Hella KGaA Hueck & Co.
- [Wi84] WILDE, G. J. S.; KUNKEL, E. (1984). *Die begriffliche und empirische Problematik der Risikokompensation! Eine Erwiderung auf Dr. R. D. Huguenin*. Zeitschrift für Verkehrssicherheit, 30 Nr. 2, 52-61

- [Wi09] WINTERHAGEN, J. (2009). *Ford-Studie: Assistenzsysteme haben kaum Einfluss auf Verkehrstote*. ATZ-Online, [www.atzonline.de](http://www.atzonline.de)
- [Zi93] ZIJLSTRA, F. R. H. (1993). *Efficiency in work behaviour – A design approach for modern tools*. Delft: Delft University Press

## Anhang

## A.1 Fragebögen

### A.1.1 Beanspruchungsskala „NASA-Task Load Index“

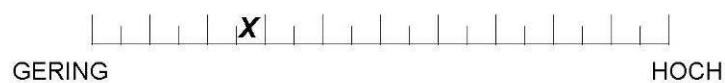
LLAB

*Kompetenzzentrum Licht*

Nun soll die Beanspruchung, die Sie während der Versuchsfahrt erlebt haben, mit sechs Beurteilungsskalen untersucht werden. Mit diesen Beurteilungsskalen sollen verschiedene **Teilbeanspruchungen** erfasst werden. Bitte lesen Sie sich die Skalenbeschreibungen und die Skalenbeschriftungen sorgfältig durch. Wenn Sie Fragen zu den Skalen haben, stellen Sie diese bitte der Versuchsleitung. Es ist sehr wichtig, dass Sie die Skalen richtig verstehen.

Bitte bewerten Sie die empfundene Beanspruchung auf jeder der sechs Beurteilungsskalen, indem Sie die Skala an der Stelle markieren, die Ihrer Beanspruchungsempfindung entspricht.

### Beispiel:





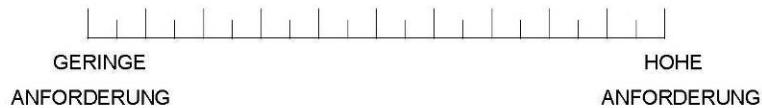
## Beanspruchungshöhe

Bitte kreuzen Sie nun auf den folgenden Skalen an, wie stark Sie die einzelnen Teilbeanspruchungen während der Versuchsfahrt empfunden haben.

### 1. Geistige Anforderung

Wie viel geistige Anstrengung zur Informationsaufnahme und Informationsverarbeitung war notwendig (z. B. Denken, Entscheidungen treffen, Erinnern, Hinsehen, Suchen)?

War die Aufgabe „Autofahren“ leicht oder anspruchsvoll, einfach oder komplex?

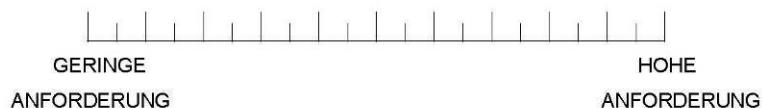


### 2. Visuelle Anforderung

Wie viel visuelle Anstrengung war erforderlich?

Konnten Sie die notwendigen Informationen leicht und schnell erkennen?

Oder mussten Sie sich sehr anstrengen, um die Informationen zu erhalten?

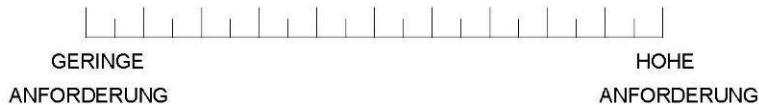




### 3. Zeitliche Anforderung

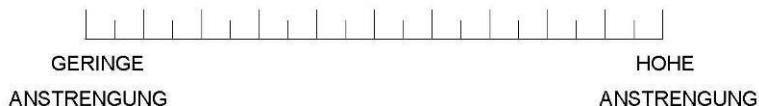
Wie viel Zeitdruck empfanden Sie während der Fahrt?

War die Aufgabe langsam und gemächlich oder schnell und rasant?



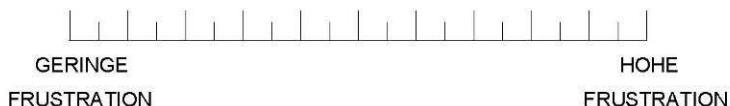
### 4. Anstrengung

Wie hart mussten sie arbeiten (mental und visuell), um Ihren Grad der Aufgabenerfüllung (hinsichtlich der Aufgabe Autofahren) zu erreichen?



### 5. Frustration

Wie unsicher, entmutigt, irritiert, gestresst und verärgert (im Gegensatz zu sicher, bestätigt, zufrieden, entspannt und selbstzufrieden) fühlten Sie sich während der Versuchsfahrt?



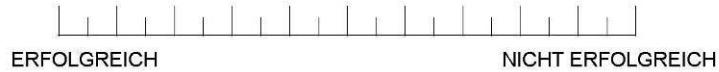


## 6. Ausführung

⇒ Bitte beachten Sie die von den anderen Teilbeanspruchungen abweichende Skalenbeschriftung!

Was glauben Sie wie erfolgreich Sie darin waren, die gesetzte Aufgabe „Autofahren“ zu erfüllen?

Wie zufrieden waren Sie mit Ihrer Ausführung bei der Erfüllung dieser Aufgabe?





### Gewichtung der einzelnen Teilbeanspruchungen

Nun werden jeweils zwei der Teilbeanspruchungen einander gegenübergestellt (z.B. Anstrengung versus geistige Anforderung) und Sie sollen wählen, welcher dieser Begriffe für Ihre empfundene Gesamtbeanspruchung in der Fahraufgabe jeweils wichtiger war.

Wenn Sie diese Bewertung durchgeführt haben, können wir mit den Ergebnissen Ihre vorher angegebenen Bewertungen gewichten, um dann ein Gesamtbeanspruchungsmaß zu erhalten.

Bitte wählen Sie sorgfältig aus und verwenden Sie die Beanspruchungsbegriffe so, wie Sie sie während Ihrer Skalenbewertung verwendet haben. Es gibt keine „richtigen“ oder „falschen“ Antworten, wir sind lediglich an Ihrer Meinung interessiert. Wenn Sie irgendwelche Fragen haben, bitte stellen Sie sie.



### Vergleich der Beanspruchungsfaktoren

Hier werden jeweils zwei der sechs Teilbeanspruchungen in unterschiedlichen Kombinationen gegenübergestellt. Wählen Sie bitte die Teilbeanspruchung jedes Paares, die den größeren Anteil an Ihrer Gesamtbeanspruchung während der Versuchsfahrt ausmacht.

Visuelle Anforderung	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Geistige Anforderung
Zeitliche Anforderung	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Geistige Anforderung
Ausführung	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Geistige Anforderung
Frustration	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Geistige Anforderung
Anstrengung	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Geistige Anforderung
Zeitliche Anforderung	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Visuelle Anforderung
Ausführung	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Visuelle Anforderung
Frustration	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Visuelle Anforderung
Anstrengung	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Visuelle Anforderung
Zeitliche Anforderung	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Ausführung
Zeitliche Anforderung	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Frustration
Zeitliche Anforderung	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Anstrengung
Ausführung	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Frustration
Ausführung	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Anstrengung
Anstrengung	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Frustration

### A.1.2 Beanspruchungsskala „Rating Scale of Mental Effort“

**LLAB Kompetenzzentrum Licht**

Proband: \_\_\_\_\_ Datum: \_\_\_\_\_

**Bewertung der Beanspruchung während der Versuchsfahrt**

Im Rahmen dieser Untersuchung interessiert uns, wie stark Sie durch die Versuchsfahrt beansprucht wurden.

Bitte geben Sie nun auf der unten stehenden senkrechten Linie durch ein Kreuzchen oder einen Strich an, als wie anstrengend Sie die Versuchsfahrt insgesamt empfunden haben.

220  
200  
180  
160  
140  
120  
100  
80  
60  
40  
20  
0

außerordentlich anstrengend  
sehr stark anstrengend  
stark anstrengend  
ziemlich anstrengend  
einigermaßen anstrengend  
etwas anstrengend  
kaum anstrengend

Diese Präsentation ist vertraulich zu behandeln. Die Weitergabe sowie Vervielfältigung, Verwertung und Mitteilung seines Inhalts ist nur mit unserer ausdrücklichen Genehmigung gestattet.  
Alle Rechte vorbehalten, insbesondere für den Fall der Schutzrechtsanmeldung.

1

### A.1.3 Kurzfragebogen zur aktuellen Beanspruchung

#### Kurzfragebogen zur aktuellen Beanspruchung

**KAB**

Name oder Code-Nr. \_\_\_\_\_

Alter in Jahren: \_\_\_\_\_

Geschlecht: weiblich  männlich

Situation \_\_\_\_\_

**Bitte kreuzen Sie jeweils an, wie Sie sich *jetzt* fühlen.**

Bitte setzen Sie in jeder Zeile nur ein Kreuz, zum Beispiel:

**Jetzt** fühle ich mich:

	sehr	ziemlich	eher	eher	ziemlich	sehr	
1. frisch	<input type="checkbox"/> a	<input type="checkbox"/> b	<input type="checkbox"/> c	<input checked="" type="checkbox"/> d	<input type="checkbox"/> e	<input type="checkbox"/> f	matt
2. voller Elan	<input type="checkbox"/> a	<input type="checkbox"/> b	<input type="checkbox"/> c	<input type="checkbox"/> d	<input checked="" type="checkbox"/> e	<input type="checkbox"/> f	kraftlos

Jetzt fühle ich mich:

	sehr	ziemlich	eher	eher	ziemlich	sehr	
1. angespannt	<input type="checkbox"/> a	<input type="checkbox"/> b	<input type="checkbox"/> c	<input type="checkbox"/> d	<input type="checkbox"/> e	<input type="checkbox"/> f	gelassen
2. gelöst	<input type="checkbox"/> a	<input type="checkbox"/> b	<input type="checkbox"/> c	<input type="checkbox"/> d	<input type="checkbox"/> e	<input type="checkbox"/> f	beklommen
3. besorgt	<input type="checkbox"/> a	<input type="checkbox"/> b	<input type="checkbox"/> c	<input type="checkbox"/> d	<input type="checkbox"/> e	<input type="checkbox"/> f	unbekümmert
4. entspannt	<input type="checkbox"/> a	<input type="checkbox"/> b	<input type="checkbox"/> c	<input type="checkbox"/> d	<input type="checkbox"/> e	<input type="checkbox"/> f	unruhig
5. skeptisch	<input type="checkbox"/> a	<input type="checkbox"/> b	<input type="checkbox"/> c	<input type="checkbox"/> d	<input type="checkbox"/> e	<input type="checkbox"/> f	vertrauensvoll
6. behaglich	<input type="checkbox"/> a	<input type="checkbox"/> b	<input type="checkbox"/> c	<input type="checkbox"/> d	<input type="checkbox"/> e	<input type="checkbox"/> f	unwohl

#### A.1.4 Befindlichkeitsfragebogen „Swedish Occupational Fatigue Inventory“

## Studienprotokoll: Fahr simulator - Nachtfahrt

VP: **Datum:**

ausgefüllt:

Fahrtzeit:  
von | | | | Uhr  
bis | | | | Uhr

Wie gut treffen die folgenden Begriffe auf ihre momentante Befindlichkeit zu?

Antworten Sie für jeden Begriff spontan indem Sie die passende Zahl ankreuzen!

Wenn die Kategorie "7" bzw. sehr stark nicht für die Beschreibung ihrer Befindlichkeit ausreicht, schreiben sie bitte eine entsprechende höhere Zahl in das Feld ">7".

	gar nicht							sehr stark	
	0	1	2	3	4	5	6	7	>7
Herzklopfen	0	1	2	3	4	5	6	7	
teilnahmslos	0	1	2	3	4	5	6	7	
träge	0	1	2	3	4	5	6	7	
verbraucht	0	1	2	3	4	5	6	7	
Muskelspannungen	0	1	2	3	4	5	6	7	
eingeschlafene Glieder	0	1	2	3	4	5	6	7	
verschwitzt	0	1	2	3	4	5	6	7	
erschöpft	0	1	2	3	4	5	6	7	
lustlos	0	1	2	3	4	5	6	7	
kurz vor dem Einschlafen	0	1	2	3	4	5	6	7	
verausgabt	0	1	2	3	4	5	6	7	
benommen	0	1	2	3	4	5	6	7	
passiv	0	1	2	3	4	5	6	7	
Steifheit in den Gliedmaßen	0	1	2	3	4	5	6	7	
erhitzt	0	1	2	3	4	5	6	7	
gleichgültig	0	1	2	3	4	5	6	7	
andauernder Schmerz	0	1	2	3	4	5	6	7	
außer Atem	0	1	2	3	4	5	6	7	
gähnend	0	1	2	3	4	5	6	7	
ausgelaugt	0	1	2	3	4	5	6	7	
schläfrig	0	1	2	3	4	5	6	7	
abgearbeitet	0	1	2	3	4	5	6	7	
gelegentliche Schmerzen	0	1	2	3	4	5	6	7	
schwer atmend	0	1	2	3	4	5	6	7	
uninteressiert	0	1	2	3	4	5	6	7	
konzentriert	0	1	2	3	4	5	6	7	
aufmerksam	0	1	2	3	4	5	6	7	
angespannt	0	1	2	3	4	5	6	7	
empfänglich	0	1	2	3	4	5	6	7	
gesprächsbereit/mitteilsam	0	1	2	3	4	5	6	7	
gesammelt	0	1	2	3	4	5	6	7	
aufnahmefähig	0	1	2	3	4	5	6	7	

**A.1.5 Müdigkeitsfragebogen „Stanford Sleepiness Scale“**

Wählen Sie bitte diejenige Aussage, die am besten den Grad ihrer Schläfrigkeit (bzw. Wachheit) beschreibt. Zutreffendes bitte ankreuzen.

**Bitte nur ein Kästchen ankreuzen!**

1. Fühle mich aktiv und vital; aufmerksam; vollkommen wach
2. Bin voll da, jedoch nicht auf dem Höhepunkt; kann mich konzentrieren
3. Entspannt; wach; nicht voll aufmerksam, ansprechbar
4. Etwas dösig; nicht auf dem Höhepunkt; etwas schlapp
5. Dösig; verliere das Interesse, wach zu bleiben; verlangsamt
6. Schläfrig; möchte mich hinlegen; kämpfe gegen den Schlaf; benebelt
7. Fast träumend; schlafe bald ein; kein Bemühen mehr, wach zu bleiben

## A.2 Kontinuierliche nicht-invasive Blutdruckmessverfahren

Im Folgenden sollen einige kontinuierlich arbeitende Blutdruckmesssysteme vorgestellt werden, die auf einer nicht-invasiven Methode beruhen. Es handelt sich dabei um Verfahren, die externen Druck – z. B. mittels einer Manschette – auf eine Körperstelle ausüben. Die meisten Systeme konnten sich allerdings auf dem Markt noch nicht in größerem Umfang etablieren.

### A.2.1 Volumenkompensationsmethode, Peñáz-Verfahren

Die Methode, die 1967 von Peñáz patentiert wurde, ermöglicht es, die vollständige Wellenform des arteriellen Blutdrucks am Finger mittels Volumen-Abklemmtechnik zu messen. Aus diesem Prinzip sind die Systeme Finapres und Portapres [Fi02] entstanden, die noch heute kommerziell verfügbar sind.



Abb. A.1: Finapres- und Portapres-Blutdruckmesssystem [Fi02]

Für die Messung wird eine Fingermanschette mit eingebautem Transmissions-Photoplethysmographen verwendet. Dieser registriert kontinuierlich die Blutvolumenschwankungen im Finger und regelt über ein schnelles elektropneumatisches Servoventil den Manschettendruck, so dass das vom Sensor gemessene Blutvolumen konstant gehalten wird und die Schwankungen verschwinden [Je01]. Ist die Differenz zwischen dem Manschettendruck und dem Druck im Innern der Arterie Null, dann ist die Arterienwand entlastet und der in der Manschette messbare Druck entspricht dem Blutdruck. Eine entscheidende Schwierigkeit des Peñáz-Verfahrens ist die Ermittlung des – aufgrund physiologischer Faktoren variierenden – Sollwertes für die Volumenabklemmung, bei der die Fingerarterien unbelastet sind. Eine befriedigende Lösung dieses Problems gelang erst mit der Einführung einer Mikroprozessorsteuerung des Gerätes.

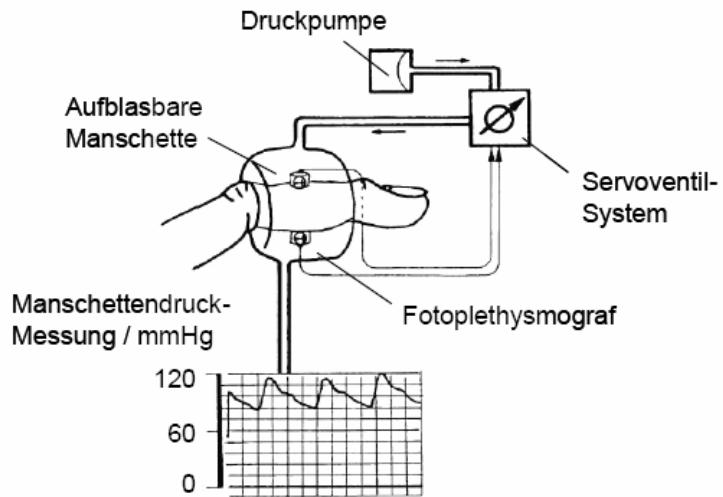


Abb. A.2: Messprinzip der Volumenkompenationsmethode [El01]

Nach einem Kalibrierungsvorgang können absolute Werte des Blutdrucks registriert werden. Nachteil des Verfahrens ist die eingeschränkte Anwendbarkeit bei Probanden mit reduzierter Durchblutung der Finger und die nicht immer gewährleistete Korrelation zwischen dem Blutdruck im Finger und dem Druck im zentralen Kreislaufsystem. Darüber hinaus kann das Abdrücken durch die Manschette zu Schmerzen und Taubheit in der Fingerkuppe führen, weshalb beim Portapres-Gerät abwechselnd mit je einer Manschette an zwei Fingern gemessen wird.

### A.2.2 Arterielle Applanationstonometrie

Bei dieser Methode wird nicht mit einer Manschette externer Druck auf den gesamten Umfang eines Extremitätenabschnitts ausgeübt, sondern es wird eine oberflächlich gelegene Arterie lokal auf einen darunter liegenden Knochen gedrückt. Das Sensorgehäuse enthält piezoelektrische Druckaufnehmer, die über der Arterie an der Hautoberfläche platziert werden. Das mikroprozessorgesteuerte Servosystem des Tonometers übt dann einen derartigen Druck auf das Gewebe aus, dass die Arterienwand vollständig entlastet wird, ohne dass das Blutgefäß abgeschnürt wird. Die Druckschwankungen in der Arterie werden so auf die Drucksensoren übertragen. Der gemessene Druck kann dann als proportional zum interarteriellen Blutdruck angenommen werden.

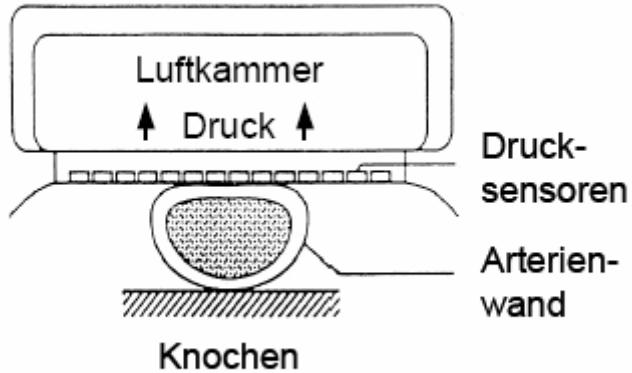


Abb. A.3: Prinzip der arteriellen Applanationstonometrie [El01]

Diese Methode liefert im Vergleich zur direkten Messung gute Ergebnisse, muss aber mit Hilfe der oszillometrischen Methode regelmäßig etwa alle fünf Minuten individuell kalibriert werden. Der Einsatz wird allerdings nur empfohlen, wenn sich der Proband nicht bewegt, da das System sonst rekalibriert werden muss.

Eine Weiterentwicklung des Mess-Systems (Vasotrac der Firma Medwave [Me05, Th02]) liefert keine kontinuierliche Druckkurve mehr, sondern ca. vier Mal in der Minute neue Werte für den systolischen und diastolischen Druck. Diese Werte werden mit Hilfe einer empirischen Formel gewonnen und können bei extremen Kreislaufzuständen fehlerhaft sein. Bei diesem neuen System ist nur noch eine Kalibrierung notwendig, aber die Bewegungsartefaktanfälligkeit bleibt bestehen.

### A.2.3 Kontaktdruckmethode

Für die Kontaktdruckmethode wird ähnlich der oszillometrischen Messung eine aufblasbare Oberarmmanschette verwendet. Im Kalibrierungsschritt werden die arteriellen Blutvolumina bestimmt, die mit dem systolischen, diastolischen und mittleren Blutdruck korrelieren. Für Blutdruck und -volumen wird dann ein quadratischer Zusammenhang ermittelt. Für die eigentliche Messung wird die Manschette auf einen Druck deutlich unterhalb des diastolischen Drucks aufgepumpt, der dann konstant gehalten wird. Volumenänderungen in der Arterie während des Herzzyklus erzeugen Druckschwankungen in der Manschette, aus denen dann der Blutdruckverlauf rekonstruiert wird.

Die Messgenauigkeit, insbesondere bei kurzzeitigen und ausgeprägten Blutdruckschwankungen, ist nicht zufrieden stellend. Weiterhin muss häufig eine Neukalibrierung durchgeführt werden, wenn sich der Blutdruck stark ändert.

## A.3 Abschätzung des systolischen Blutdrucks aus der Pulswellensteigung

### A.3.1 Formaler Zusammenhang

Die im Folgenden dargestellten Zusammenhänge greifen auf Beiträge der Autoren BUSSE [Bu82], SCHMIDT ET AL. [Schm05] und TIPLER ET AL. [Ti09] zurück.

Der kontinuierliche Blutdruckverlauf im arteriellen System entspricht einer pulsierenden Strömung in einer elastischen Röhre, wie in Abbildung A.4 zu sehen ist.

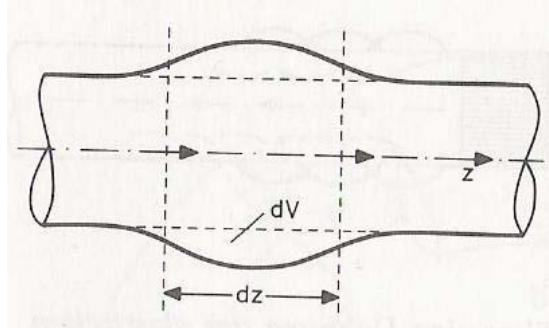


Abb. A.4: Elastisches Schlauchelement [Bu82]

Hierfür kann die Wellengleichung angegeben werden, wenn man einen verlustfreien, elastischen Schlauch annimmt. Verlustfrei heißt in diesem Zusammenhang, dass Druck-, Strom- und Querschnittspuls bei nur einer Wellenlaufrichtung den gleichen Kurvenverlauf besitzen.

$$\frac{\partial^2 V}{\partial t^2} = c^2 \frac{\partial^2 V}{\partial z^2} \quad \text{Gl. A-1}$$

Die Gleichung A-1 beschreibt das momentane zeitliche Verhalten des Volumens, wobei  $c$  die Pulswellengeschwindigkeit ist. Der folgende Ansatz stellt eine Lösung der Wellengleichung dar:

$$V(z, t) = f_1(z - ct) + f_2(z + ct) \quad \text{Gl. A-2}$$

Die Parameter  $f_1$  und  $f_2$  sind reelle Funktionen, die zweimal differenzierbar sein müssen und den Wellen in positiver bzw. negativer Laufrichtung entsprechen. Eine Schwierigkeit stellt die Einbeziehung von Dämpfung der Pulswelle durch innere Flüssigkeitsreibung, innere Wandreibung und seitlichen Abfluss dar. Daher beschränken wir uns auf eine sinusförmige Zeitabhängigkeit der Veränderungen des Volumens unter der Voraussetzung eines linearen Verhaltens der Schlauchwand. Auf diese Weise lässt sich die komplexe Amplitude  $V(z)$  einführen:

$$V(z, t) = V(z) \cdot \exp(j\omega t) \quad \text{Gl. A-3}$$

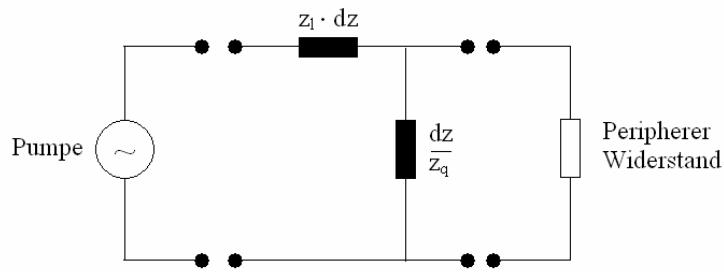


Abb. A.5: Differentielles Element der Wellenleitung

Fasst man alle Längswiderstände im Schlauch, wie den Trägheits- und den Reibungswiderstand der Flüssigkeit zu einem Längswiderstand pro Längeneinheit  $z_l$  und alle Querwiderstände des Schlauches, wie den inneren Wandreibungswiderstand und den Widerstand der Compliance der Gefäßwand zu einem Querwiderstand pro Längeneinheit  $z_q$  zusammen, so erhält man durch Differentiation der Kontinuitäts- und der Bewegungsgleichung das folgende Ergebnis:

$$\frac{\partial^2 V}{\partial z^2} = \frac{z_l}{z_q} V = \gamma^2 V \quad \text{Gl. A-4}$$

Die Lösung dieser Differentialgleichung lautet für das Volumen  $V(z)$  mit  $\gamma^2 = \frac{z_l}{z_q}$  ( $\gamma$ : Übertragungskonstante):

$$V(z) = V_1 \cdot \exp(-\gamma z) + V_2 \cdot \exp(\gamma z) \quad \text{Gl. A-5}$$

Die Übertragungskonstante lässt sich mit der Dämpfungskonstante  $\alpha$  und der Phasenkonstante  $\beta$  als  $\gamma = \alpha + j\beta$  schreiben. Einsetzen in Gleichung A-5 und Gleichung A-3 liefert für  $V(z,t)$ :

$$V(z,t) = V_1 \cdot \exp(-\alpha z) \cdot \exp(j(\omega t - \beta z)) + V_2 \cdot \exp(\alpha z) \cdot \exp(j(\omega t + \beta z)) \quad \text{Gl. A-6}$$

Der erste Summand beschreibt die hinlaufende Welle und der zweite Summand die rücklaufende Welle. Der jeweils zeitabhängige Faktor der beiden Produkte beschreibt den Phasenzustand des Volumens. Eine bestimmte Phase ( $\omega t - \beta z = \text{const}$ ) wandert mit der Zeit zu größeren Werten von  $z$ . Die Geschwindigkeit der Fortpflanzung erhält man durch Differentiation der Phase nach der Zeit:  $\frac{d}{dt}(\omega t - \beta z) = 0$ . Die Phasengeschwindigkeit ergibt sich also nach:

$$\frac{dz}{dt} = \frac{\omega}{\beta} = c_{ph} \quad \text{Gl. A-7}$$

Diese ist im Allgemeinen frequenzabhängig, was zu Dispersion führt.

Das Gesamtvolumen des Schlauches besteht aus einem konstanten Volumenanteil und einem zeitlich variablen Anteil.

$$V_{ges}(z,t) = V_0 + V(z,t) \quad \text{Gl. A-8}$$

Betrachtet man ausschließlich die hinlaufende Welle, ergibt sich für die zeitliche Volumenänderung:

$$\dot{V}_{ges}(z,t) = V_1 \cdot (j\omega) \cdot \exp(-\alpha z) \cdot \exp(j(\omega t - \beta z)) \quad \text{Gl. A-9}$$

Bei einem zylindrischen Volumen des Schlauchabschnitts  $V_0 = \pi R^2 \cdot l$  ergibt sich bei einer Amplitude der Volumenänderung von  $V_1 = 2\pi R \cdot dR \cdot l$  (vgl. Kap. 4.3.1):

$$\dot{V}_{ges}(z,t) = 2\pi R \cdot dR \cdot l \cdot (j\omega) \cdot \exp(-\alpha z) \cdot \exp(j(\omega t - \beta z)) \quad \text{Gl. A-10}$$

Einsetzen von Gleichung 4-10 liefert:

$$\dot{V}_{ges}(z,t) = 2\pi R \cdot \frac{p \cdot R^2}{h \cdot E} \cdot l \cdot (j\omega) \cdot \exp(-\alpha z) \cdot \exp(j(\omega t - \beta z)) \quad \text{Gl. A-11}$$

Betrachtet man ausschließlich den Realteil, erhält man das folgende Ergebnis:

$$\dot{V}_{ges}(z,t) = -2\pi \cdot \frac{p \cdot R^3}{h \cdot E} \cdot l \cdot \omega \cdot \exp(-\alpha z) \cdot \sin(\omega t - \beta z) \quad \text{Gl. A-12}$$

Für die Fragestellung ist nicht der zeitliche Verlauf der Volumenänderung, sondern nur deren Maximalwert interessant. Ersetzt man gleichzeitig  $\omega = 2\pi f$ , so erhält man:

$$\dot{V}_{ges}(z) = -4\pi^2 f \cdot \frac{p \cdot R^3}{h \cdot E} \cdot l \cdot \exp(-\alpha z) \quad \text{Gl. A-13}$$

Der Parameter f kann hier als Herzfrequenz (in Hz) aufgefasst werden. Das Maximum der Volumenänderung ist also vom Blutdruck p abhängig. Letzterer lässt sich daher aus der Steigung der Volumenpulswelle abschätzen, wenn man die synchron stattfindende Änderung der Herzfrequenz berücksichtigt. Die anderen Parameter in Gleichung A-13 sind konstant. Abbildung A.6 zeigt den Zusammenhang noch einmal grafisch.

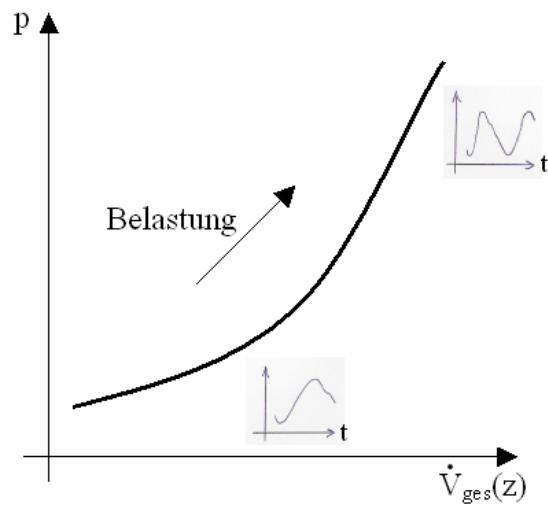


Abb. A.6: Zusammenhang zwischen Volumenänderung und Blutdruck

### A.3.2 Ergebnisse

Die Abbildung A.7 zeigt oben den aus der Pulstransitzeit berechneten Verlauf des systolischen Blutdrucks für eine Versuchsperson. Unten dagegen ist eine Näherung des Blutdruckverlaufs aus der Steigung der Pulskurve ermittelt. Dazu wurde für jede Herzaktion der Maximalwert der Steigung der Volumenpulsstufe bestimmt.

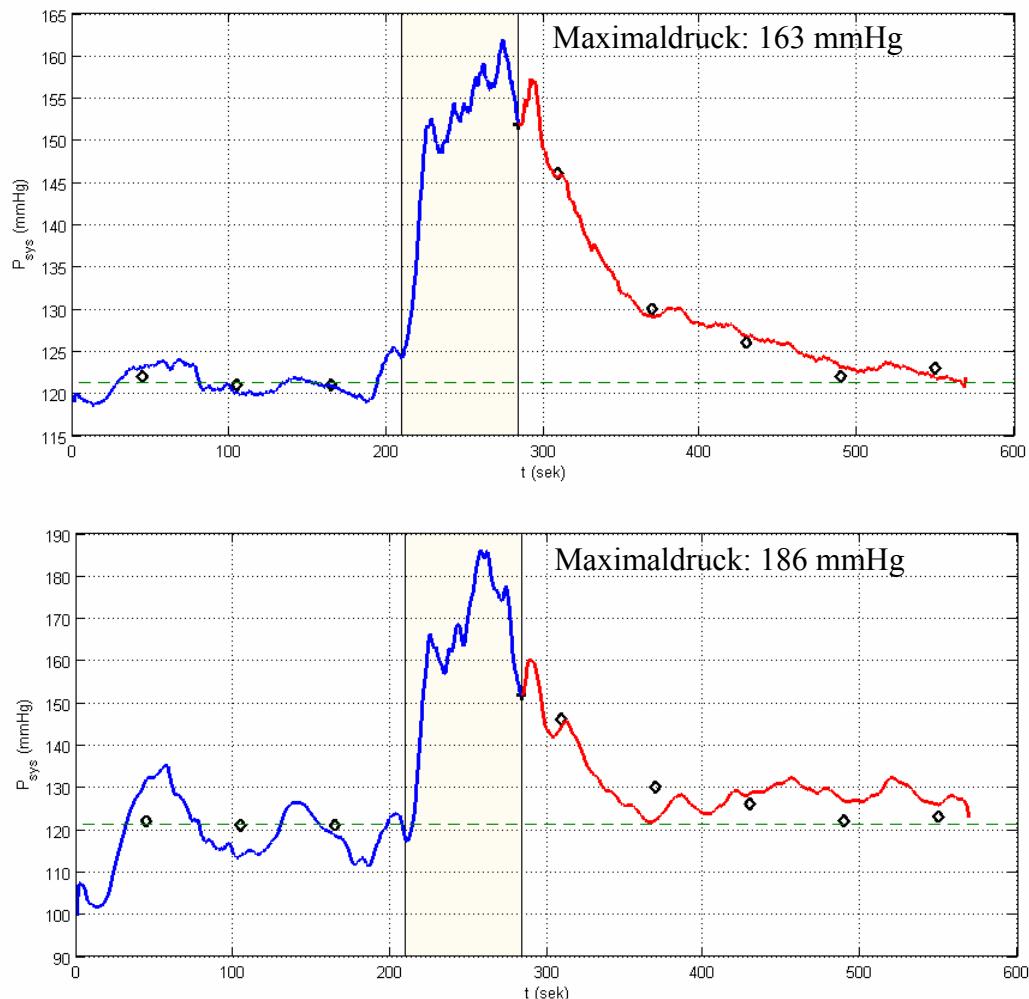


Abb. A.7: Oben: Pulstransitzeit zur Modellbildung verwendet. Unten: Steigung der Pulskurve zur Modellbildung verwendet (VP1)

Charakteristische Schwankungen im Druckverlauf werden in beiden Fällen gleichermaßen gut abgebildet. Allerdings wird bei der Bewertung der Pulskurve ein höherer Maximaldruck erreicht. Der Abfall des Blutdrucks nach der Belastung erfolgt bei der Ermittlung aus der Steigung schneller und steiler. Der Druckverlauf sieht somit eher dem Signalverlauf der Herzfrequenz ähnlich. Dennoch scheint die Steigung der Volumenpulskurve eine gute Möglichkeit zu sein, den Blutdruckverlauf ohne simultane Registrierung einer EKG-Ableitung zu schätzen. Dies vereinfacht die Messung erheblich, allerdings muss die vorgestellte Methode im Einzelnen noch weiter untersucht werden.

## A.4 Erweiterung der Sensorik zu einem Head-Set

Im Folgenden wird ein Konzept beschrieben, bei dem gleichzeitig mehrere relevante physiologische Messgrößen mit nur einem Sensorelement registriert werden können.

Tabelle A.1 zeigt die wichtigsten physiologischen Parameter, die als Beanspruchungsindikator herangezogen werden können. Fahrzeugdaten wie Lenkradbewegung oder Spurhaltung sollen in dieser Arbeit keine Rolle spielen, könnten aber in zukünftigen Systemen als weitere Parameter integriert werden.

Tab. A.1: Mögliche physiologische Beanspruchungsindikatoren

Phys. Signal	Sensor	Vor-/Nachteil
Herzfrequenz, Herzratenvariabilität, Pulswelle, Blutdruck, Sauerstoffsättigung	IR-Sensor	ist integriert
EKG, Herzfrequenz, Herzratenvariabilität	Brustgurt, Elektroden	teilweise redundant (s. IR-Sensor)
Hautleitwert	Elektroden	Kabel, Messorte (Handfläche/ Fußunterseite)
Körpertemperatur	Temperatursensor	ist integriert
Kopfbeschleunigung	Beschleunigungssensor	ist integriert
Atemfrequenz	Mikrofon, Atemgurt	störempfindlich, willentlich steuerbar
EEG	Elektrodenhaube	zu aufwändig
Lidschlagfrequenz	Kamera, Elektroden	zu aufwändig

Die Verwendung eines Infrarotsensors erscheint vielversprechend zu sein, da sich so eine ganze Reihe von Parametern erfassen lassen. Wie schon in den vorangehenden Abschnitten gezeigt, dient er zur Registrierung der peripheren Pulswelle, aus der sich der kontinuierliche Blutdruckverlauf ermitteln lässt. Aus der Pulswelle lassen sich aber auch die Herzfrequenz und deren Variabilität bestimmen und mit einer Erweiterung der Hardware kann zusätzlich auch die Sauerstoffsättigung des Blutes erfasst werden. Dazu werden statt einer zwei Sendedioden mit unterschiedlichen Wellenlängen eingesetzt, die abwechselnd rotes und infrarotes Licht in das darunterliegende Gewebe abstrahlen. Bedingt durch die unterschiedlichen Absorptionskoeffizienten von Hämoglobin und oxigeniertem Hämoglobin ergeben sich verschiedene Intensitäten am Empfänger, aus denen sich der Blutsauerstoffgehalt berechnen lässt.

Auf einen Brustgurt kann verzichtet werden, wenn der systolische Blutdruck, wie im vorangehenden Kapitel A.3.1 gezeigt, über die Steigung der Pulswelle abgeschätzt und die Herzfrequenz ebenfalls aus der Pulswelle abgeleitet wird. Die Erfassung eines EKGs über Elektroden im Lenkrad ist denkbar, aber durch die variablen und nicht kontrollierbaren Handpositionen artefaktbehaftet. Ansätze zur kapazitiven EKG-Messung mit Elektroden im Sitz und Dachhimmel des Fahrzeugs sind durch die Verwendung des Infrarotsensors nicht nötig.

Die Erfassung des Hautleitwertes ist mit Schwierigkeiten verbunden, die sich aus den wenigen geeigneten Ableitungsorten ergeben. Der Einsatz von manuell zu befestigenden Elektroden scheidet wegen des hohen Aufwandes und der Kabelführung aus. Es bleibt nur die Messung an den Handinnenflächen mit Hilfe von Elektroden im Lenkrad, die aber aus den oben genannten Gründen schwierig ist. Daher wird bei diesem Sensorkonzept auf die Erfassung des Hautleitwertes verzichtet.

Körpertemperatur und Kopfbeschleunigung lassen sich leicht mit einfachen Sensoren bestimmen. Sie dienen vor allem zur Erkennung von Müdigkeit und von Einschlafereignissen, bei denen z. B. der Kopf nach vorne sackt oder leichte Pendelbewegungen ausführt.

Auf die Erfassung der Atemfrequenz wurde verzichtet, da sie teilweise willentlich steuerbar und über einen weiten Bereich manipulierbar ist [Scha81]. Dies schränkt die Aussagekraft für die Beanspruchungsmessung ein. Beim Eintritt von Müdigkeit allerdings wird die Atmung flacher und ist nicht mehr bewusst steuerbar, so dass eine Verwendung als Parameter zur Vorhersage von Einschlafereignissen denkbar ist [Schl10]. Eine Bestimmung aus dem Verlauf der Pulswelle müsste ggf. untersucht werden, so dass auf weitere Sensorelemente wie Atemgurt oder Mikrofon verzichtet werden könnte.

Auf die Registrierung von EEG-Ableitungen und Lidschlagparametern wurde ebenfalls verzichtet, da sie im Rahmen dieses Konzeptes als zu aufwändig erscheinen. Die Auswertung von EEG-Daten befindet sich ohnehin derzeit erst im Forschungsstadium und die Verwendung von Kamerasyystemen zur Lidschlagüberwachung hat zwar den Vorteil, dass sie kontaktlos arbeitet, die Qualität der Aufnahme ist aber auch stark von der Sitzposition des Fahrers und der zuverlässigen Detektion der Augen abhängig. Grundsätzlich könnten diese Daten aber mit der hier entwickelten Sensorik kombiniert werden, um den Fahrerzustand noch besser beurteilen zu können.

Die verwendete Hardware basiert auf dem in Kapitel 4.8.2 beschriebenen Aufbau. Brustgurt und Ohrsensor wurden durch ein Head-Set ersetzt, in dem alle verwendeten Sensorelemente integriert wurden, siehe Abbildung A.8. Die Komponenten zu Filterung und Verstärkung sowie der Microcontroller und der Bluetoothsender zur Messdatenübertragung wurden zunächst in eine externe Box ausgegliedert. Sie können aber durch entsprechend hohe Integration der Bauteile ebenfalls im Head-Set untergebracht werden.

Das Head-Set-Modul wurde bei einzelnen Versuchen eingesetzt. Auf eine Wiedergabe der Messkurven wurde aber verzichtet, da die Signalverläufe vom Transmissionssensor des Ohrclips und vom Reflexionssensor des Head-Sets im Wesentlichen übereinstimmen.



Abb. A.8: Prototyp des entwickelten Head-Sets

## A.5 Programmstruktur zur Datenerfassung und -auswertung

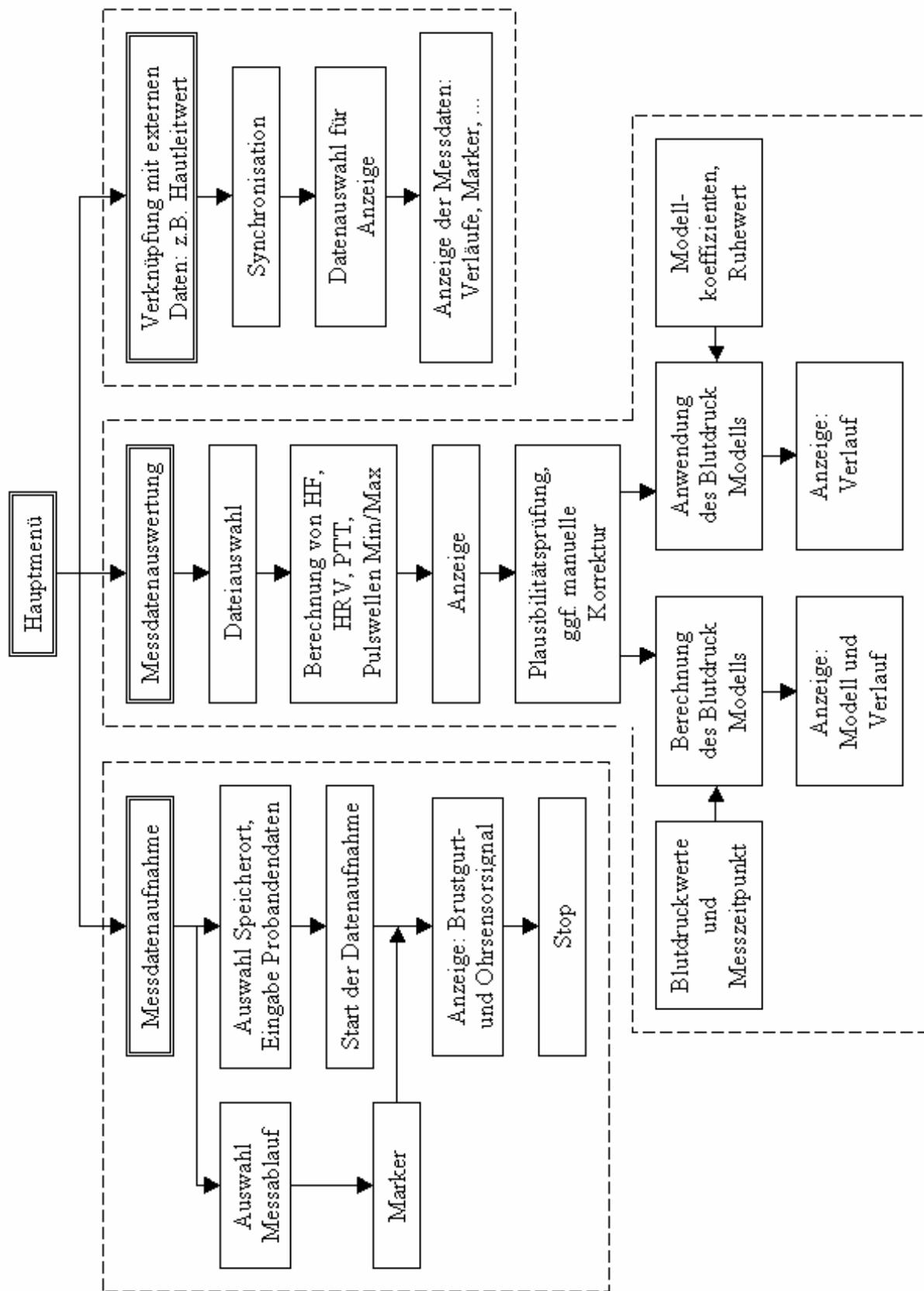


Abb. A.9: Komponenten und Aufbau der Datenerfassung und -auswertung mit Matlab

## A.6 Trainingsdatensätze

Tab. A.2: Verwendete Datensätze zum Training des Neuronalen Netzes

VP	Trainierter Beanspruchungskennwert: 0		Trainierter Beanspruchungskennwert: 1	
	Messbereich in sek		Messbereich in sek	
	von	bis	von	bis
1	5	198	1760	1999
2	5	351	1759	2011
3	5	283	1603	1856
4	5	251	1630	1856
5	5	207	1504	1758
6	5	239	1597	1841
7	5	176	1495	1747
8	5	205	1526	1777
9	5	177	1622	1890
10	5	207	1550	1809
11	5	296	1799	2055
12	5	198	1544	1778
13	5	178	1583	1835
14	5	151	1563	1788
15	5	163	1426	1682

## A.7 Versuchsergebnisse Studie 1: Wiener Testsystem

Tab. A.3: Daten der Versuchspersonen aus Studie 1

VP	Geschlecht	Alter	Gewicht	Sport	Alkohol	Rauchen	Medikamente
1	w	24	58	n	j	n	n
2	m	26	75	n	j	n	n
3	w	27	63	j	n	n	n
4	m	25	79	j	j	j	n
5	m	21	64	j	j	n	n
6	w	25	87	n	n	n	n
7	m	25	67	n	j	n	n
8	m	35	80	j	j	n	n
9	m	23	97	n	j	j	n
10	m	24	81	n	j	n	n
11	w	27	75	j	j	n	n
12	m	25	69	j	n	n	n
13	m	24	74	j	n	n	n
14	m	41	77	j	j	n	n
15	m	31	90	n	j	j	n

Tab. A.4: Zusammenfassung der Ergebnisse aus Studie 1

VP	Ruhewerte			Maximalwerte		
	Mittelwert HRV [sec <sup>-2</sup> ]	Mittelwert Psys [mmHg]	Anzahl SCR-Reaktionen [1/min]	HRV [sec <sup>-2</sup> ]	Psys [mmHg]	Anzahl SCR-Reaktionen [1/min]
1	0,0058	111,9	7	0,0018	126,9	24
2	0,0076	113,8	5	0,0022	130,0	20
3	0,0144	113,4	5	0,0003	167,5	27
4	0,0056	162,8	5	0,0009	170,5	30
5	0,0046	105,1	11	0,0016	113,1	41
6	0,0106	114,1	7	0,0028	122,7	35
7	0,0161	125,8	4	0,0013	137,5	25
8	0,0097	122,1	7	0,0021	134,7	34
9	0,0033	132,1	12	0,0012	135,3	31
10	0,0147	106,7	9	0,0051	134,5	36
11	0,0122	80,2	0	0,0027	100,6	22
12	0,0052	117,7	9	0,0006	141,3	33
13	0,0115	107,5	6	0,0024	113,4	23
14	0,0063	126,4	5	0,0019	138,2	35
15	0,0054	114,4	5	0,0005	140,6	37

Farblich markiert sind: jüngster Versuchsteilnehmer  , Versuchsteilnehmer mittleren Alters   und ältester Versuchsteilnehmer

## A.8 Versuchsergebnisse Studie 3: Straßenverkehr

Tab. A.5: Daten der Versuchspersonen aus Studie 3

VP	Geschlecht	Alter	Gewicht	Sport	Alkohol	Rauchen	Medikamente
1	w	25	87	n	n	n	n
2	m	26	75	j	j	j	n
3	w	24	53	j	n	j	n
4	w	27	75	j	j	n	n
5	m	29	93	n	j	n	n
6	m	50	94	n	j	n	n
7	m	30	90	n	j	j	n
8	m	26	73	j	j	n	n
9	m	58	95	n	j	n	n
10	w	56	68	n	n	j	n

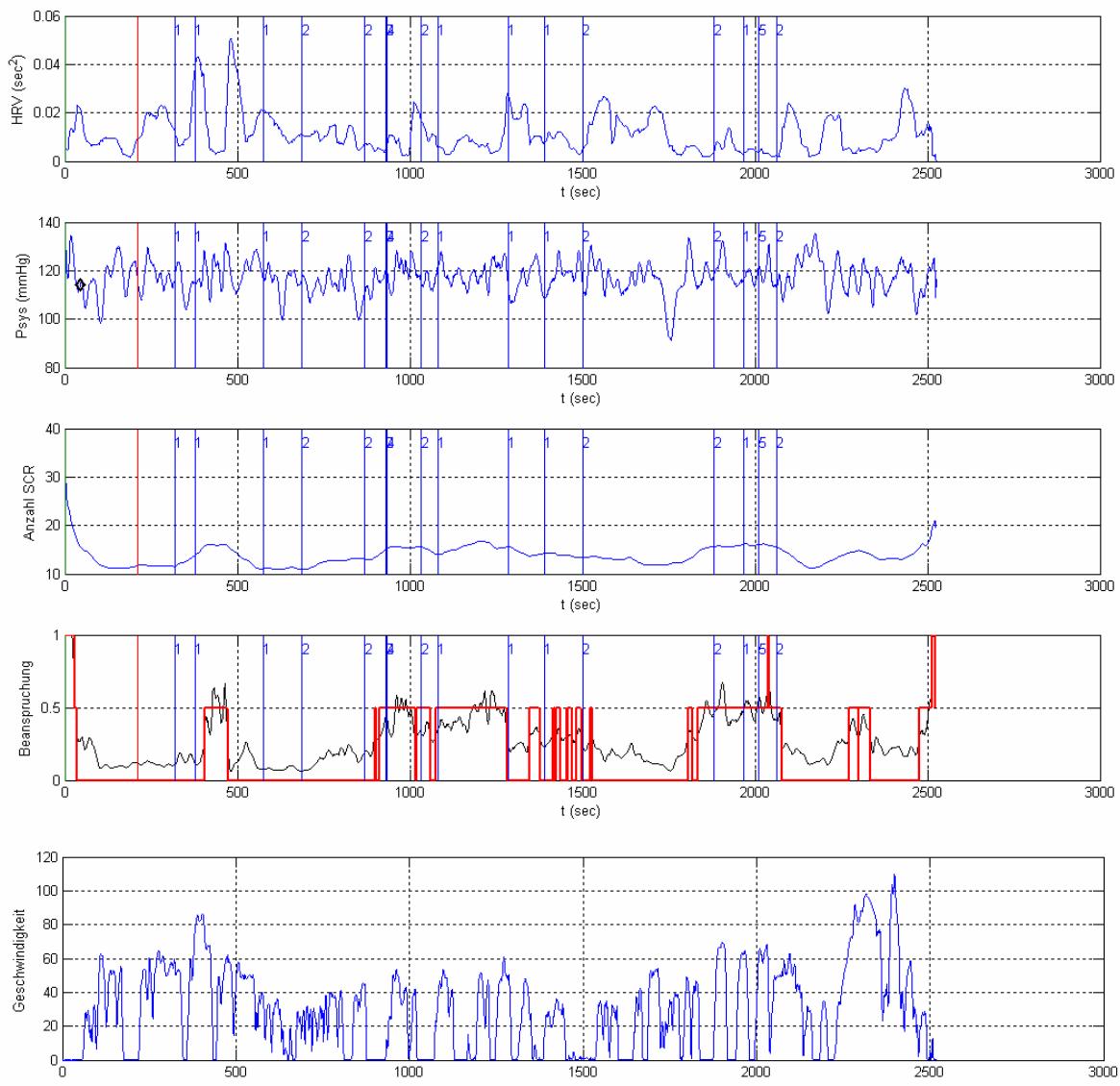


Abb. A.10: Messdaten einer Versuchsfahrt (VP6): Herzratenvariabilität, systolischer Blutdruck, Anzahl der Hautleitwertreaktionen und berechnete Beanspruchungskenngröße (0: geringe Beanspruchung, 1: hohe Beanspruchung), sowie Fahrgeschwindigkeit

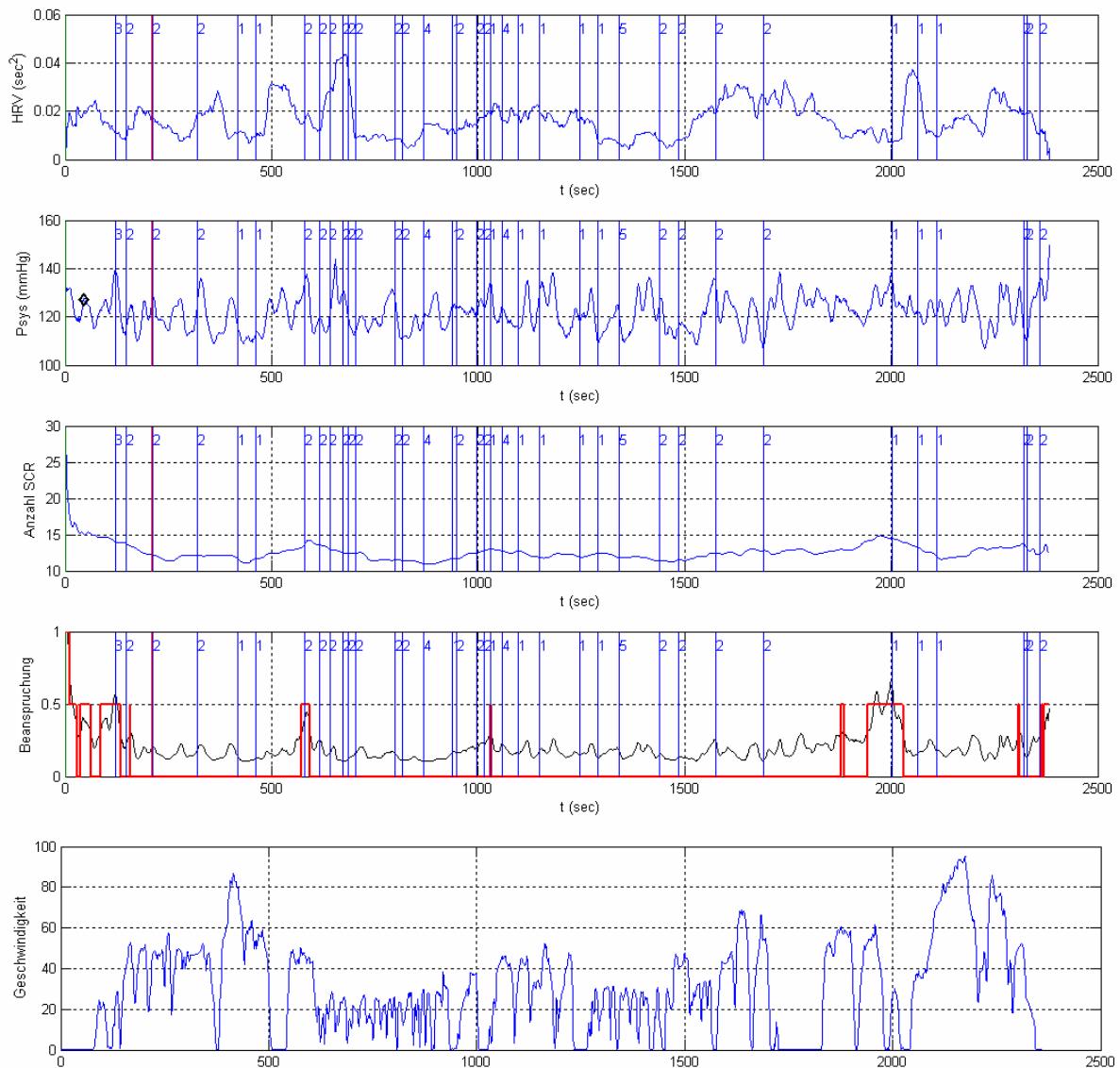


Abb. A.11: Messdaten einer Versuchsfahrt (VP8): Herzratenvariabilität, systolischer Blutdruck, Anzahl der Hautleitwertreaktionen und berechnete Beanspruchungskenngröße (0: geringe Beanspruchung, 1: hohe Beanspruchung), sowie Fahrgeschwindigkeit

## A.9 Versuchsergebnisse Studie 4: Müdigkeit

Tab. A.6: Daten der Versuchspersonen aus Studie 4

VP	Geschlecht	Alter	Gewicht	Sport	Alkohol	Rauchen	Medikamente
1	m	26	75	j	j	j	n
2	w	25	87	n	n	n	n
3	m	29	71	j	j	j	n
4	w	25	70	n	j	n	n
5	m	25	84	j	j	n	n
6	m	29	93	n	j	n	n
7	m	50	94	n	j	n	n
8	w	27	75	j	j	n	n
9	m	41	77	n	n	n	n
10	w	59	67	j	j	n	n
11	m	39	97	j	n	n	n
12	m	57	100	n	j	n	n
13	m	57	75	n	j	j	n
14	m	73	85	j	n	n	n
15	w	43	61	n	j	j	n
16	m	29	71	j	j	j	n
17	m	29	93	n	j	n	n
18	m	25	83	j	n	n	n
19	w	57	79	n	j	n	n
20	w	48	50	j	j	n	n
21	w	54	73	j	j	n	n
22	w	56	68	n	n	j	n

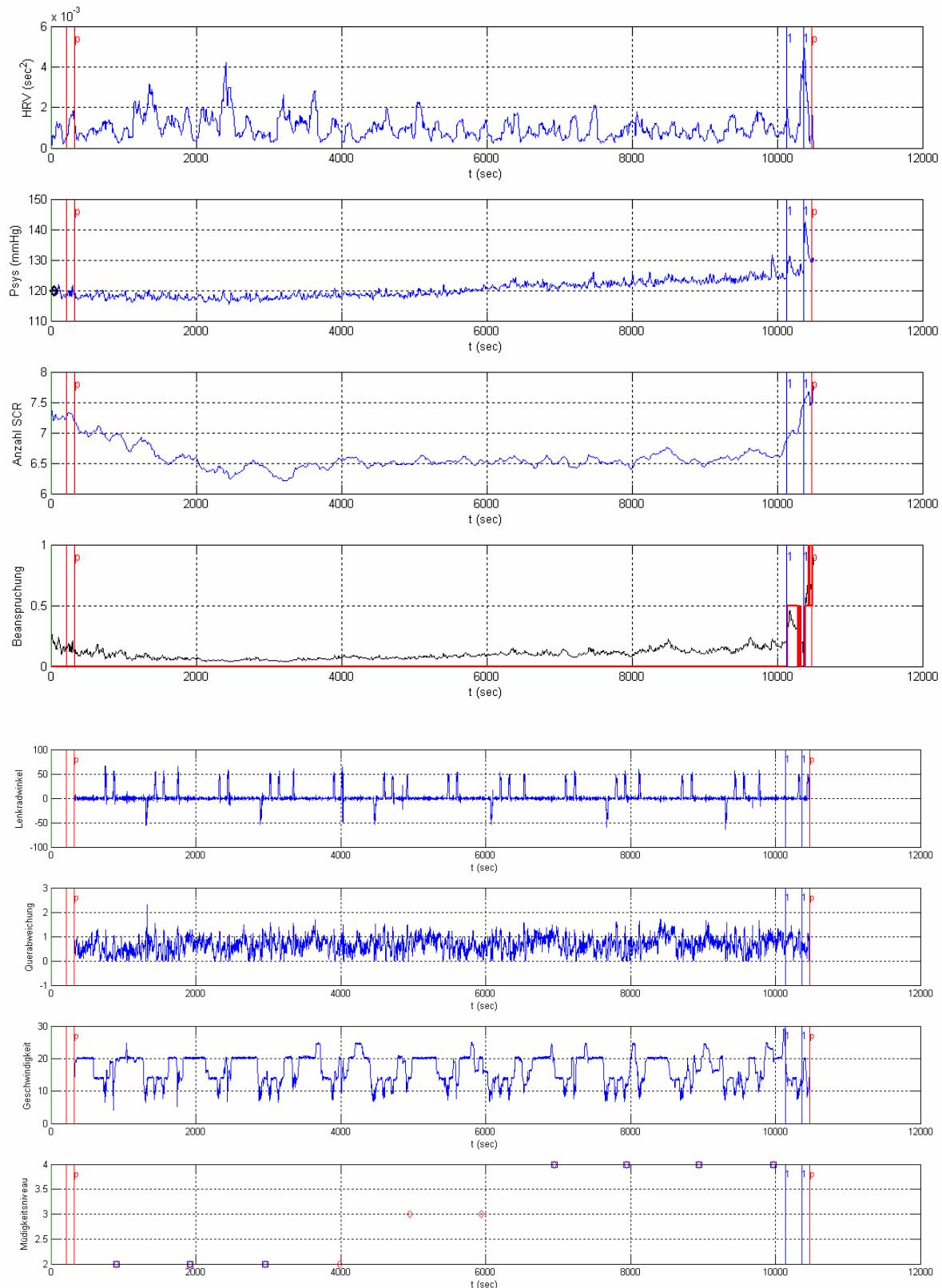


Abb. A.12: Messdaten einer Versuchsfahrt (VP12): Herzratenvariabilität, systolischer Blutdruck, Anzahl der Hautleitwertreaktionen und berechnete Beanspruchungskenngröße (0: geringe Beanspruchung, 1: hohe Beanspruchung), sowie Fahrzeugdaten und Müdigkeitseinschätzung von Versuchsleiter ( $\square$ ) und Fahrer ( $\diamond$ )

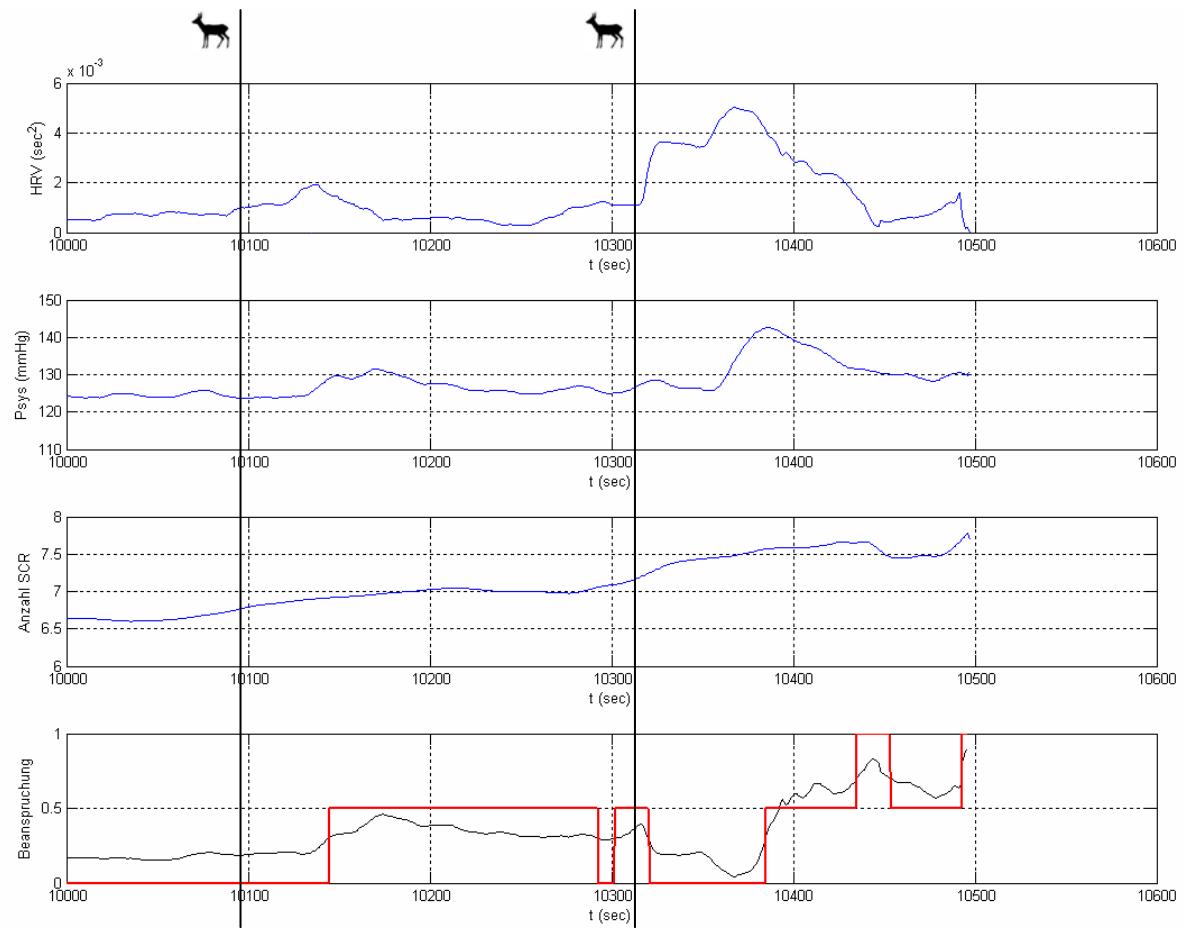


Abb. A.13: Messdaten einer Versuchsperson (VP8) bei plötzlichem Auftauchen eines Rehs (senkrechte Markierungen: Herzratenvariabilität, systolischer Blutdruck, Anzahl der Hautleitwertreaktionen und berechnete Beanspruchungskenngröße (0: geringe Beanspruchung, 1: hohe Beanspruchung)

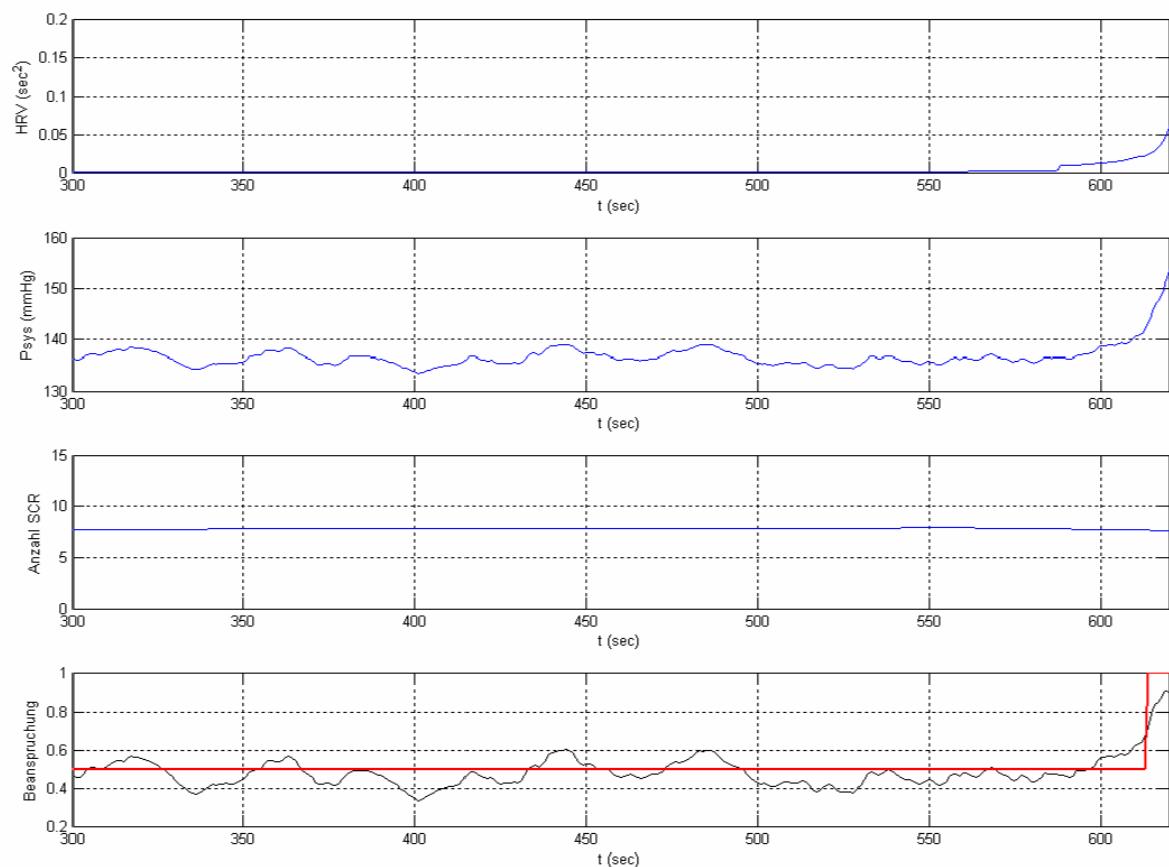


Abb. A.14: Messdaten einer Versuchsperson (VP19) bei Eintritt von Schwindel und Übelkeit: Herzratenvariabilität, systolischer Blutdruck, Anzahl der Hautleitwertreaktionen und berechnete Beanspruchungskenngröße (0: geringe Beanspruchung, 1: hohe Beanspruchung)

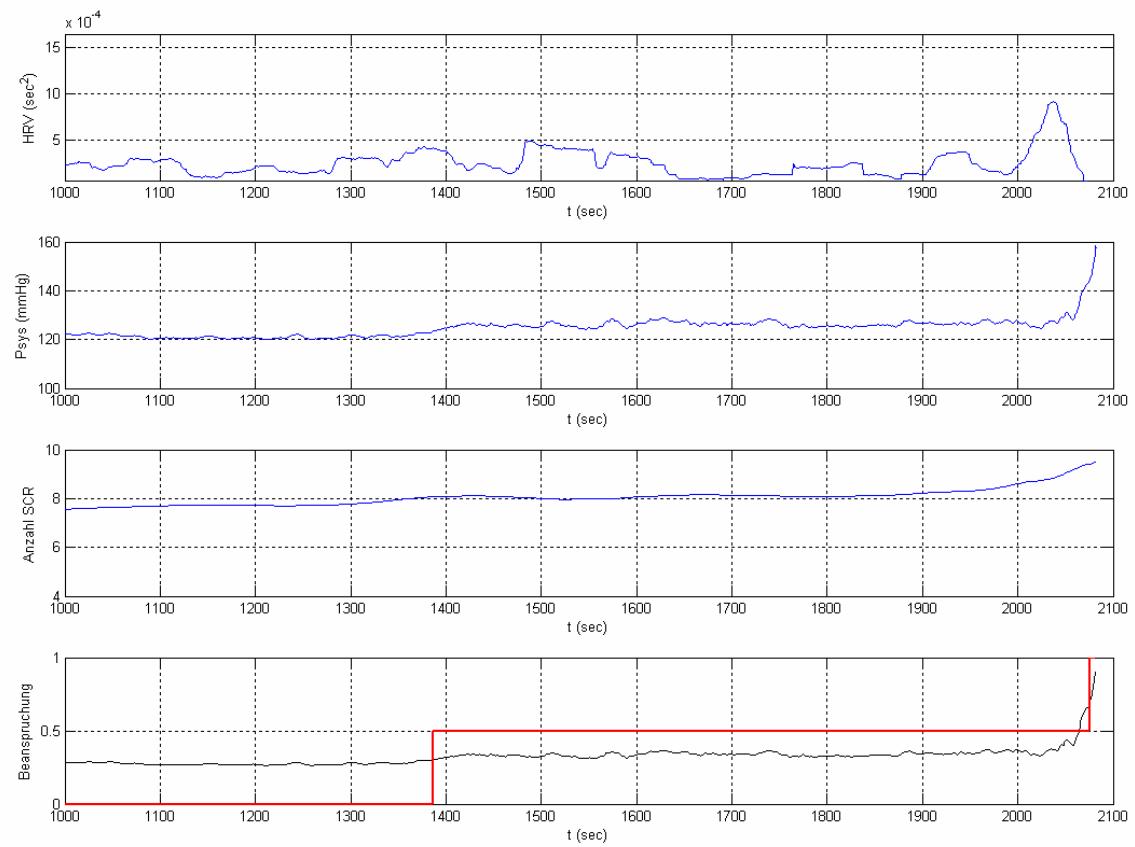


Abb. A.15: Messdaten einer Versuchsperson (VP21) bei Eintritt von Schwindel und Übelkeit: Herzratenvariabilität, systolischer Blutdruck, Anzahl der Hautleitwertreaktionen und berechnete Beanspruchungskenngröße (0: geringe Beanspruchung, 1: hohe Beanspruchung)

## A.10 Abkürzungsverzeichnis

2D	2-Dimensional
ABS	Antiblockiersystem
ACC	Fahrgeschwindigkeitsregelung (Adaptive Cruise Control)
ANS	Autonomes Nervensystem
Art	Arterie
ASR	Antischlupfregelung
BAS	Bremsassistent
bel	Belastung
Bit	Binary Digit
CAN	Controle Area Network
COG	Cognitron (Wiener Testsystem)
dias	diastolisch
DT	Determinationstest (Wiener Testsystem)
EDA	Elektrodermale Aktivität (Electrodermal Activity)
EDR	Electrodermal Response
EDR amp.	EDR - Amplitude
EDR lat.	EDR - Latenz
EDR rec.t.	EDR - Erholungszeit
EDR ris.t.	EDR - Anstiegszeit
EEG	Elektroenzephalogramm
EKG	Elektrokardiogramm
ent	Entlastung
EOG	Elektrookulogramm
ESP	Elektronisches Stabilitätsprogramm
EU	Europäische Union
f	Funktion
FAS	Fahrerassistenzsysteme
Gew	Gewebe
HF	Herzfrequenz
HMI	Mensch-Maschine-Schnittstelle (Human-Machine-Interface)
Hz	Hertz
KAB	Kurzfragebogen zur aktuellen Beanspruchung
LDW	Spurhalteassistent (Lane-Departure-Warning)
L-Lab	Lichtlabor L-LAB, Paderborn/ Lippstadt
max	Maximum
min	Minimum
min	Minute
mmHg	Millimeter Quecksilbersäule
NASA	North Atlantic Treaty Organisation
NASA-TLX	NASA-Task Load Index
NS.SCR	NonSpecific Skin Conduktance Response
PC	Personalcomputer
PDA	Personal Digital Assistant
PEP	Pre-ejection Periode
PTT	Pulstransitzeit (Pules Wave Transit Time)
RF	Radio Frequenz
RSME	Rating Scale of Mental Effort

RT	Reaktionstest (Wiener Testsystem)
S	Siemens
SCL	Skin Conductance Level
SCR	Skin Conductance Response
Sek	Sekunde
SOFI	Swedish Occupational Fatigue Inventory
SSS	Stanford Sleepiness Scale
sys	systolisch
USB	Universal Serial Bus
V	Volt
VP	Versuchsperson
WTS	Wiener Testsystem

## A.11 Verwendete Formelzeichen

$a, b, c$	Konstanten
$a_1, a_2, a_3$	Modellkoeffizienten
$c$	Wellenausbreitungsgeschwindigkeit, Pulswellengeschwindigkeit
$c_{ph}$	Phasengeschwindigkeit
$c$	Konzentration
$c_{Art}$	Konzentration der absorbierenden Substanz im Blut
$c_{Gew}$	Konzentration der absorbierenden Substanz im Gewebe
$C_1, C_2$	Konstanten
$E$	(Youngscher) Elastizitätsmodul
$E_0, E_p$	Empirische Elastizitätsmodulkonstanten
$E_t$	Tangentialer Elastizitätsmodul
$F$	Kraft
$F_\sigma$	Spannungskraft
$f_{HF}$	Herzfrequenz
$f_{korr}$	Korrekturfaktor
$F_p$	Druckkraft
$h$	Dicke eines Körpers; Wanddicke eines Schlauches
$I_0$	Eingangsstrahlungsintensität
$I_{max}$	Maximalwert der Ausgangsstrahlungsintensität
$I_{min}$	Minimalwert der Ausgangsstrahlungsintensität
$j$	imaginäre Einheit
$K$	Kompressionsmodul
$l$	Länge eines Körpers bzw. eines Schlauchsegments
$l_{Art}$	Arterienlänge
$l_{Gew}$	Gewebelänge
$l_{max}$	maximale Länge
$l_{min}$	minimale Länge
$m_{bel,0/0}$	Anfangssteigung der Belastungskennlinie im Ursprung
$p$	Druck
$p_{cuff}$	Manschettendruck
$P_{dias}$	diastolischer Blutdruck
$P_{sys}$	systolischer Blutdruck
$P_{sys,max}$	Maximalwert des systolischen Blutdrucks am Belastungsende
$P_{sys,Ruhe}$	Ruhewert des systolischen Blutdrucks
$R$	Innenradius eines Schlauches
$r$	Radialkomponente des Zylinderkoordinatensystems ( $z, r, t$ )
$t$	Tangentialkomponente des Zylinderkoordinatensystems ( $z, r, t$ )
$t$	Zeit
$t_A$	Belastungsbeginn
$t_E$	Belastungsende
$t_{Pdias}$	Zeitpunkt der diastolischen Blutdruckmessung
$t_{Psys}$	Zeitpunkt der systolischen Blutdruckmessung
$T_{R\_P}$	Pulstransitzeit
$T_{R\_P,max}$	Maximalwert der Pulstransitzeit am Belastungsende
$T_{R\_P,Ruhe}$	Ruhewert der Pulstransitzeit
$T_{RR}$	Dauer eines RR-Intervalls
$V$	Volumen; komplexe Geschwindigkeitsamplitude
$V_0$	Ruhenvolumen

$V_1, V_2$	hin-, rücklaufendes Volumen
$V_{\text{ges}}$	Gesamtvolumen
$\dot{V}$	Volumenänderung
$z$	Longitudinalkomponente des Zylinderkoordinatensystems ( $z, r, t$ )
$z_l$	Längswiderstand pro Längeneinheit eines Schlauches
$z_q$	Querwiderstand pro Längeneinheit eines Schlauches
$\alpha$	Dämpfungskonstante
$\beta$	Phasenkonstante
$\gamma$	Übertragungskonstante
$\Delta l$	Längendifferenz
$\Delta l_{\text{Art}}$	Arterienlängendifferenz
$\Delta p$	Druckdifferenz
$\Delta p_{\text{cuff}}$	Manschettendruckoszillation
$\Delta P_{\text{dias}}$	normierter diastolischer Blutdruck
$\Delta P_{\text{sys}}$	normierter systolischer Blutdruck
$\Delta T_{R\_P}$	normierte Pulstransitzeit
$\varepsilon$	Dehnung bzw. Stauchung
$\varepsilon$	Extinktionskoeffizient
$\varepsilon_{\text{Art}}$	Extinktionskoeffizient von Blut
$\varepsilon_{\text{Gew}}$	Extinktionskoeffizient von Gewebe
$\omega$	Kreisfrequenz
$\sigma$	Wandspannung
$\sigma_t$	Tangentielle Wandspannung