

Exzellenzcluster
Cognitive Interaction Technology
Kognitronik und Sensorik
Prof. Dr.-Ing. U. Rückert

IT-gestützte Leistungsmessung im Sport – System und Anwendung –

zur Erlangung des akademischen Grades eines

DOKTOR-INGENIEUR (Dr.-Ing.)

der Technischen Fakultät
der Universität Bielefeld

genehmigte Dissertation

von

Dipl.-Wirt.-Ing. Per Wilhelm

Referent: Prof. Dr.-Ing. Ulrich Rückert
Korreferent: Prof. Dr. med. Michael Weiß

Tag der mündlichen Prüfung: 23.12.2011

Bielefeld / Oktober 2011
DISS KS / 03

Zusammenfassung

Der Mensch stellt ein hochkomplexes System mit vielen sich beeinflussenden Teilsystemen dar. Um gezielt bestimmte Bereiche zu regeln sind Diagnosewerkzeuge erforderlich, die den aktuellen Zustand der *Strecke Mensch* erfassen. Diese Werkzeuge können z. B. zur präventiven Überwachung oder Optimierung der Leistung, etwa der Ausdauerleistungsfähigkeit im Sport, eingesetzt werden.

Im Rahmen dieser Arbeit wird ein Konzept und dessen technische Umsetzung zur Erfassung und Analyse leistungsdiagnostischer Daten vorgestellt. Der Fokus liegt dabei im Speziellen auf Hallenmannschaftssportarten, bei denen vielfältige Bewegungsmuster auftreten können und es zu physischer Interaktion zwischen den Sportlern kommen kann. Ermittelt werden dabei Daten über die äußere Belastung (Parameter: Laufwege, Geschwindigkeit) mithilfe einer halb automatischen Videoanalyse sowie Werte über die innere Beanspruchung (Parameter: Herztätigkeit) durch den Einsatz von Sensorik in Sportkleidung.

Aus technischer Sicht wurde ein System konzipiert, geplant, entwickelt, getestet und erfolgreich in Betrieb genommen, welches die oben aufgeführten Anforderungen erfüllt. Das videometrische System zur Messung der äußeren Belastung (kinematische Daten aus Spielerbewegungen) stellt ein passives Positionsbestimmungssystem dar, welches ohne Beeinträchtigung der Sportler eine genaue Geschwindigkeitsermittlung mit einer hohen zeitlichen und räumlichen Auflösung bereitstellt. Das drahtlose Sensornetzwerk ermöglicht die Aufnahme physiologischer Daten zur Abschätzung der inneren Beanspruchung.

Das in der vorliegenden Arbeit hergeleitete Modell zur Messung leistungsdiagnostischer Daten im Sport wird in seiner Abstraktion von der Mehrheit der Sportwissenschaftler (Sportmediziner und Bewegungswissenschaftler) als korrekt angesehen und stellt mit dem Wirkungsgrad als Leistungsindex einen übergeordneten und neuartigen Parameter zur Verfügung. Das in dieser Arbeit entwickelte System zur Leistungserfassung richtet sich an Sportwissenschaftler, die Interesse an leistungsdiagnostischen Daten von Sportlern während eines Trainings oder Wettkampfes haben. Eine spätere kommerzielle Nutzung durch Trainer oder Medienanstalten ist vorgesehen und geplant.

Aus sportwissenschaftlicher Sicht kann mit dem entwickelten System eine Bewertung der physiologischen und physikalischen Leistung für Sportler in ihrer gewohnten Umgebung im Training oder Wettkampf erstellt werden, was bisher nicht möglich war. Aktivitäten einzelner Spieler oder einer ganzen Mannschaft können nun erstmals abseits von Laboren im Feld(versuch) aufgezeichnet und analysiert werden. Trainer und Sportwissenschaftler haben damit Daten zur Verfügung, die den aktuellen und individuellen Beanspruchungsgrad dokumentieren. Damit ist es möglich, das tatsächliche Anforderungsprofil von Spiel- und Ballsportarten im Wettkampf darzustellen und die ermittelten Erkenntnisse in eine individuelle Trainings- sowie optimale Wettkampfgestaltung einfließen zu lassen.

Die Kopplung physiologischer und kinematischer Daten stellt sowohl aus System- als auch aus Anwendersicht den innovativen Charakter dieser Arbeit dar.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	v
Symbolverzeichnis	ix
1 Einleitung	1
1.1 Motivation	1
1.2 Stand der Technik	1
1.3 Abgrenzung und Einordnung	2
1.3.1 IT-Unterstützung im Sport	2
1.3.2 Beitrag dieser Arbeit	3
1.4 Ziel	4
1.5 Vorgehensweise	5
1.6 Aufbau der Arbeit	5
2 Leistungsmessung im Sport	7
2.1 Leistung im Sport	7
2.1.1 Körperliche Leistungsfähigkeit	8
2.1.2 Messung der körperlichen Leistungsfähigkeit	8
2.2 Grundlagen Energiestoffwechsel	9
2.2.1 Gesamt-, Ruhe- und Arbeitsumsatz	10
2.2.2 Aerober Energiestoffwechsel	11
2.2.3 Anaerober Energiestoffwechsel	12
2.2.4 Zusammenfassung Energiestoffwechsel	13
2.3 Leistungsmessung	15
2.3.1 Energieumsatz über die innere Beanspruchung	15
2.3.2 Energieumsatz über die äußere Belastung	18
2.3.3 Zusammenfassung und Problematik der Leistungsmessung	20
2.4 Leistungsdiagnostik	23
2.4.1 Leistungsdiagnostik auf Grundlage von Schwellenkonzepten	23
2.4.2 Standardisierte leistungsdiagnostische Verfahren	25
2.4.3 Zusammenfassung und Problematik leistungsdiagnostischer Untersuchungen	27
2.5 Trainings- und Wettkampfgestaltung	29
2.5.1 Steuerung	29

2.5.2	Regelung	29
2.5.3	Schwellentraining	31
2.6	Zusammenfassung	32
3	Beschreibung des Monitoringsystems	33
3.1	Systeme zur Messung der Leistung über die innere Beanspruchung . .	33
3.1.1	Rahmenbedingungen für das Überwachen von Biosignalen . .	34
3.1.2	Kommerzielle Herzfrequenzmessgeräte	34
3.2	Systeme zur Messung der Leistung über die äußere Belastung	36
3.2.1	Rahmenbedingungen für das Aufzeichnen kinematischer Daten	36
3.2.2	Systeme zur Erfassung kinematischer Daten	38
3.3	Das Monitoringsystem SPA – Sports Performance Analyzer	43
3.3.1	Innere Leistung – Biosignal-Monitoring	43
3.3.2	Äußere Leistung – Video-System	43
3.3.3	Aufbau des SPA-Systems	44
3.3.4	Beteiligte Gruppen	45
3.3.5	Gemeinsame Ziele	48
3.4	Zusammenfassung	48
4	Signalaufnahme	51
4.1	Sensoren	52
4.1.1	EKG-Sensoren	53
4.1.2	Bildsensoren	54
4.2	Signalaufbereitung	57
4.2.1	Optische Abbildung	58
4.2.2	Räumliche Auflösung	60
4.2.3	Quantisierung (Bit-Auflösung)	61
4.2.4	Zeitliche Auflösung	63
4.2.5	Anpassung der Signalamplituden	64
4.2.6	Filterung	69
4.2.7	Beispiele	72
4.3	Signalübertragung	79
4.3.1	Drahtlose Sensornetzwerke	80
4.3.2	Digitale Kameraschnittstellen	85
4.4	Speicherung	86
4.4.1	Videodaten	86
4.4.2	Biosignale	88
4.5	Zusammenfassung	89

5	Signalverarbeitung	91
5.1	Biosignalverarbeitung zur Herzfrequenzerkennung (QRS-Detektion)	91
5.1.1	QRS-Detektor nach Pan/Tompkins	94
5.1.2	Eigenentwicklung eines QRS-Detektors (logikbasierter Ansatz)	96
5.1.3	Testergebnisse	100
5.2	Bildverarbeitung	102
5.2.1	Digitale Bildvorverarbeitung	102
5.2.2	Trackingverfahren zur Positionsbestimmung und -verfolgung	115
5.2.3	Testergebnisse	127
6	Anwendung	129
6.1	Analysewerkzeug	130
6.2	Konditionelles Anforderungsprofil in Bezug auf die läuferische Leistung	131
6.2.1	Anforderungsprofil Handball	134
6.2.2	Anforderungsprofil Basketball	137
6.3	Individuelle Beanspruchung	140
6.3.1	Wirkungsgrad	142
6.3.2	Wirkungsgrad Dauerlauf	143
6.3.3	Wirkungsgrad Streetball	145
7	Zusammenfassung und Ausblick	149
A	Tabellen, Normen und Formeln der Sportphysiologie	151
A.1	Maximale Herzfrequenz	151
A.2	Respiratorischer Quotient	151
A.3	Fettstoffwechsel	152
A.4	Kohlenhydratstoffwechsel	152
A.5	Kalorienäquivalent	153
A.6	Ruheumsatz	154
A.7	Maximalleistung	154
A.8	Sauerstoffaufnahme in Ruhe	155
A.9	Maximale Sauerstoffaufnahme	155
A.10	Leistungsdiagnostische Untersuchungen	156
B	Distanzmesser	157
B.1	Übersicht kommerzieller Distanzmesser	157
B.2	Test eines Distanzmessers	158
B.2.1	Test 1: Best-Case-Szenario für komplexe Mannschaftsspiele	158
B.2.2	Test 2: Typical-Case-Szenario für komplexe Mannschaftsspiele	159

C	Verwendete Hardware	161
C.1	Biosignal-Monitoring	161
C.1.1	Mikrocontroller für die Biosignalverarbeitung	161
C.1.2	Herzfrequenzmessung	162
C.1.3	Temperaturmessung	167
C.1.4	Hautleitwertmessung	168
C.1.5	Beschleunigungsmessung	169
C.2	Video-System	170
C.2.1	Kamera	170
C.2.2	Objektiv	172
D	Digitale Signalverarbeitung	173
D.1	Digitale Filterung	173
D.1.1	Allgemein	173
D.1.2	Finite Impulse Response-Filter	174
D.1.3	Infinite Impulse Response-Filter	175
D.1.4	Besonderheiten digitaler Filter	176
D.2	Referenz-Datenbanken	177
D.2.1	WFDB-Datenformat	178
D.2.2	MIT-BIH Datensatz	178
D.2.3	MIT-BIH Noise Stress Test Database	179
D.2.4	Bewertung und Vergleich	179
E	Modellierung und Visualisierung	183
E.1	Modellierung des energetischen Modells fürs Laufen	183
E.2	Spielanalyse	184
	Abbildungsverzeichnis	187
	Tabellenverzeichnis	191
	Literaturverzeichnis	193
	Betreute Arbeiten	199
	Eigene Publikationen	201

Abkürzungsverzeichnis

μC	Mikrocontroller
2D	Zweidimensional
AC	Wechselstrom
ACC	Beschleunigung
ADC	Analog-Digital-Umsetzer
AeS, AeT	Aerobe Schwelle
AFE	Analog Front End
BG-V4	Brustgurtmodul der vierten Version
BISP	Bundesinstitut für Sportwissenschaften
CCD	Charge-coupled Device
CHO	Kohlenhydrate
CMOS	Complementary Metal Oxide Semiconductor
CO ₂	Kohlenstoffdioxid
CPU	Hauptprozessor einer elektronischen Rechenanlage
CRC	Zyklische Redundanzprüfung
DAC	Digital-Analog-Umsetzer
DC	Gleichstrom
DVB-T	Digitales terrestrisches Fernsehen
EKG, ECG	Elektrokardiogram
EU	Europäische Union
Fat	Freie Fettsäuren
FIR	Finite Impulse Response
GER	Deutschland
GPS	Globales Satellitennavigationssystem
GUI	Benutzeroberfläche

H ₂ O	Wasser
HNF	Heinz Nixdorf MuseumsForum
HP	Hochpass
HRM	Herzfrequenzmessgerät
IAS, IAT	Individuelle Anaerobe Schwelle
IR	Infrarot
ISM	Industrial, Scientific and Medical Band
IT	Informationstechnologie
LA	Leichtathletik
LT	Laktatschwelle
MAC	Media Access Control
MCU	Mikrocontroller
MSE	Mittlerer quadratischer Fehler
MWI	Mittelwertfilter
O ₂	Sauerstoff
OPA	Operationsverstärker
PAL	Phase Alternating Line
PCB	Elektronische Leiterplatte
PCr	Kreatinphosphat
PHY	Physikalische Schnittstelle
RCP	Respiratorischer Kompensationspunkt
Resp	Atmung
RF	Hochfrequenz
RGB	Rot, Grün, Blau
ROI	Region of Interest
RTLS	Real-Time Locating System
RX	Empfänger
SCL	Hautleitwert
SI	Internationales Einheitensystem
SLO	Slowenien
SNR	Signalstörabstand
SPA	Sports Performance Analyzer
SPICE	Simulationsprogramm für integrierte Schaltkreise
ST	Hauttemperatur

TP	Tiefpass
TX	Sender
USB	Universelles serielles Bussystem
UV	Ultraviolett
VE	Ventilation
VT1, VT2	Ventilatorische Schwellen
WPAN	Wireless Personal Area Network

Symbolverzeichnis

A	Relative Flächenauflösung	px/m
A_{KK}	Oberfläche Kugelkalotte	m ²
A_{body}	Körperquerschnittsfläche des Sportlers	m ²
CE	Kalorienäquivalent	kJ/(l O ₂)
CE_{active}	Kalorienäquivalent unter Belastung	kJ/(l O ₂)
C_1, C_2, C_3, C_4	Elektrische Kapazitäten	F
D	Blendenöffnung	mm
E	Flächenbezogene Beleuchtungsstärke	lx
$\%E$	Relativer Fehler	%
E_{RMS}	Standardabweichung	m
HR	Herzfrequenz	bpm
HR_{max}	Maximale Herzfrequenz	bpm
HR_{rest}	Herzfrequenz in Ruhe	bpm
I	Lichtstärke	cd
L	Quantisierung	bit
N	Anzahl	
PP	Prädiktionsfähigkeit	%
P	Farbwert eines Bildpunktes	
P_W	Farbwert des Weißpunktes	
P_{RGB}	RGB-Farbwerte eines Bildpunktes	
P_{VT1}	Metabolische Leistung an der VT1	W
P_{VT2}	Metabolische Leistung an der VT2	W
P_{aero}	Aerodynamische Leistung	W
P_{aerob}	Aerobe Leistung	W
$P_{anaerob}$	Anaerobe Leistung	W
P_{demand}	Gesamtenergieumsatz auf der Bedarfsseite	W
P_{epoc}	Leistung über Ruhewert in der Nachbelastungsphase	W
P_{forw}	Leistung, um sich vorwärts zu bewegen	W
P_{in}	Eingangsleistung	W
P_{kin}	Kinetische Leistung	W
P_{mech}	Mechanische oder physikalische Leistung	W
$P_{mech,max}$	Mechanische oder physikalische Maximalleistung	W
P_{met}	Metabolische Leistung	W

$P_{met,max}$	Maximale metabolische Leistung	W
$P_{met,run}$	Metabolische Laufleistung	W
$P_{met,work}$	Metabolische Arbeitsleistung	W
P_{out}	Ausgangsleistung	W
P_{rest}	Ruheumsatz	W
P_{supply}	Gesamtenergieumsatz auf der Entstehungsseite	W
R_1, R_2, R_3, R_4	Ohmsche Widerstände	Ω
R_{25}	Ohmscher Widerstand bei 25 °C	Ω
R_T	Temperaturabhängiger Widerstand	Ω
SE	Sensitivität	%
T	Temperatur	°C
U_{DD}	Versorgungsspannung	V
U_{SS}	Spitze-Spitze-Wert	V
U_S	Spitzenspannung	V
U_{in+}	Nicht-invertierende Eingangsspannung	V
U_{in-}	Invertierende Eingangsspannung	V
U_{out}	Ausgangsspannung	V
U_{ref}	Referenzspannung	V
U_{res}	Spannungsauflösung	V
V_{CO_2}	Volumen Kohlenstoffdioxid	l/min
V_{O_2}	Volumen Sauerstoff	l/min
$V_{O_2,max}$	Maximale Sauerstoffaufnahme	l/min
$V_{O_2,rest}$	Sauerstoffaufnahme in Ruhe	l/min
V	Verstärkung	
V_R, V_G, V_B	Verstärkungsfaktoren der einzelnen Farbkanäle	
V_{max}	Maximale Verstärkung	
Z_1, Z_2, Z_3, Z_4	Komplexe Widerstände	Ω
a	Alter	y
b_r	Bitrate	bit/s
c_w	c_w -Wert	
d_{IST}	Zurückgelegte IST-Strecke	m
d_{SOLL}	Zurückgelegte SOLL-Strecke	m
d_{px}	Durchmesser Sensorpixel	m
f	Brennweite	m
\tilde{f}	Relative Brennweite	m/px
f_o	Obere Grenzfrequenz	Hz
f_s	Abtastfrequenz	Hz
f_u	Untere Grenzfrequenz	Hz
f_v	Bildwiederholffrequenz oder Bildwiederholrate	Hz
h	Höhe	m

h_{cam}	Kamerahöhe	m
h_{field}	Spielfeldhöhe	m
h_{goal}	Tor- bzw. Korbhöhe	m
h_{player}	Spielerhöhe	m
m	Spielergewicht	kg
n	Auflösung	bit
n	Ordnung	
p	Bildpunkt	px
\acute{p}	Transformierter Bildpunkt	px
p_{CHO}	Prozentualer Anteil Kohlenhydratverbrennung	%
p_{Fat}	Prozentualer Anteil Fettverbrennung	%
p_{air}	Atmosphärischer Luftdruck	hPa
r	Radius	m
r_{Defish}	Radialer Abstand im entzerrten Bild	px
$r_{Fisheye}$	Radialer Abstand im verzerrten Bild	px
r_{min}	Minimaler Radius	m
res_{cam}	Kameraauflösung	px
$res_{cam,hor}$	Horizontale Kameraauflösung	px
$res_{cam,ver}$	Vertikale Kameraauflösung	px
s	Abweichung von $(\tilde{x}_{IST}, \tilde{y}_{IST})$ zu (x_{SOLL}, y_{SOLL})	m
t	Zeit	s
t_{shut}	Verschlusszeit	s
$t_{shut,max}$	Maximale Verschlusszeit	s
v	Laufgeschwindigkeit	m/s
v_{max}	Maximale Laufgeschwindigkeit	m/s
v_{wind}	Windgeschwindigkeit	m/s
x	x-Position	px
\acute{x}	Transformierte x-Position	px
$x_{Center,Defish}$	x-Position des Mittelpunkts im entzerrten Bild	px
$x_{Center,Fisheye}$	x-Position des Mittelpunkts im verzerrten Bild	px
x_{Defish}	x-Position im entzerrten Bild	px
$x_{Fisheye}$	x-Position im verzerrten Bild	px
x_{Foot}	x-Position des Fußes im entzerrten Bild	px
x_{Head}	x-Position des Kopfes im entzerrten Bild	px
x_{IST}	x-Position (Istwert)	m
\tilde{x}_{IST}	Gefilterte x-Position (Istwert)	m
x_{SOLL}	x-Position (Sollwert)	m
y	y-Position	px
\acute{y}	Transformierte y-Position	px
$y_{Center,Defish}$	y-Position des Mittelpunkts im entzerrten Bild	px
$y_{Center,Fisheye}$	y-Position des Mittelpunkts im verzerrten Bild	px

y_{Defish}	y-Position im entzerrten Bild	px
$y_{Fisheye}$	y-Position im verzerrten Bild	px
y_{Foot}	y-Position des Fußes im entzerrten Bild	px
y_{Head}	y-Position des Kopfes im entzerrten Bild	px
y_{IST}	y-Position (Istwert)	m
\tilde{y}_{IST}	Gefilterte y-Position (Istwert)	m
y_{SOLL}	y-Position (Sollwert)	m
Δd	Differenz von zurückgelegter IST- zu SOLL-Strecke	m
Ω	Raumwinkel	sr
α, β	Blickwinkel	rad
η	Nettowirkungsgrad	%
η_{run}	Nettowirkungsgrad für den Laufsport	%
κ	Blendenzahl	
ω_n	Grenzfrequenz	
ϕ	Lichtstrom	lm
$\rho_{air,0}$	Luftdichte bei 0 °C	kg/m ³
ρ_{air}	Luftdichte	kg/m ³

1 Einleitung

1.1 Motivation

Noch allzu präsent sind die Erinnerungen an das Jahr 2006, als die deutsche Fußballnationalmannschaft ihren Siegeszug durch deutsche Städte, Stadien und Herzen feierte. Dabei sah zwei Jahre zuvor die Situation noch ganz anders aus. Der neue Bundestrainer schien die deutsche Fußballfachwelt mit seinen unkonventionellen Trainingsmethoden und -mitteln (u. a. dem Einsatz mikroelektronischer Produkte) zu provozieren. Heute sind sie anerkannt; beispielsweise ist eine Kontrolle des Herz-Kreislaufsystems aus den Vorbereitungsplänen nicht mehr wegzudenken. Diese punktuellen Kontrollen sind bereits ein Fortschritt, gehen aber noch nicht weit genug. Zum einen sind die tragischen Todesfälle von Sportlern während eines Spiels oder Trainings mahnende Beispiele einer unzureichenden, nicht kontinuierlichen Überwachung. Zum anderen kann die Überwachung von Spiel- und Spielerdaten der entscheidende Unterschied im Kampf um Meisterschaften in einer zunehmend gläsernen Sportwelt sein.

1.2 Stand der Technik

Ein ungeschriebenes Gesetz besagt, dass der Massenmarkt von Entwicklungen und Forschungsergebnissen aus Spezialbereichen profitiert. Einer Legende nach ist die Teflonpfanne, die ihren Siegeszug in heimischen Küchen feierte, ein Abfallprodukt der Weltraumforschung.

Der Sport profitiert dabei meist von Entwicklungen aus der Medizin. Kriterien für Medizinprodukte sind im Allgemeinen eine hohe Präzision sowie Zuverlässigkeit und Ausfallsicherheit. Weniger Wert wird jedoch auf Eigenschaften wie einfache Handhabung, Pflege und Wartung (z.B. Waschbarkeit) oder Mobilität gelegt. Die Geschichte hat gezeigt, dass diese Kriterien kombiniert mit neuen Technologien Spezialprodukte für den Massenmarkt zugänglich machen. Eine große Rolle spielt in diesem Zusammenhang vor allem die rasante Entwicklung auf dem Gebiet der Mikroelektronik, die sich darin äußert, dass Produkte energieeffizienter, kleiner, benutzerfreundlicher, schneller und kostengünstiger werden.

Dieser mehr oder weniger gut funktionierende Automatismus, dass Produkte aus Spezialbereichen mit hohen Forschungsbudgets durch *Technologiesprünge* ihren Einzug in den Massenmarkt (in diesem Fall Sport, Fitness & Gesundheit) halten, hat

sich etabliert. So erklärt es sich, dass Forschungsgelder nicht in die Entwicklung im Sport, sondern in die der Medizin fließen. Der Sport profitiert bei dieser bewährten Art von Automatismus erst spät(er) von den neuen Entwicklungen. Dieses Prinzip wird nun umgekehrt, indem neuste Technologien im Sport eingesetzt werden. Damit stehen Trainern sowie Sportwissenschaftlern neue Werkzeuge und Methoden für ihre Arbeit zur Verfügung und verschaffen ihnen einen Vorsprung gegenüber der Konkurrenz.

Beispiele dafür erhalten Fernsehzuschauer bereits seit einigen Jahren während großer Radrundfahrten. Sie sehen die Athleten nicht nur fahren, sondern bekommen ebenfalls die aktuellen Leistungsdaten der Sportler in aufbereiteter Form auf den Bildschirm. Ermöglicht wird dies durch Sensoren am Fahrrad und am Körper der Athleten sowie durch drahtlose Übertragungstechnologie.

1.3 Abgrenzung und Einordnung

1.3.1 IT-Unterstützung im Sport

IT-Unterstützung findet ihren Einsatz in vielen Bereichen des Sports. Zur Unterstützung der technischen-/taktischen Leistung kommen Videosysteme und Analyseprogramme zum Einsatz [10, 8]. Die physiologische Einzel- und Mannschaftsleistung ist nur sehr schwer und eingeschränkt zu analysieren, vor allem aufgrund von unzureichenden Werkzeugen. Diese haben zudem erhebliche Defizite im Hinblick auf Praxistauglichkeit wie Tragekomfort und können Verletzungsgefahren darstellen. IT-Unterstützung findet unter anderem in folgenden Bereichen des Sports ihren Einsatz:

- Material (Sportgeräte & Bekleidung)
 - Fahrrad, Ski, Bob & Rodel, Boote
 - Bälle, Schläger, Stöcke, Waffen (Schießen, Fechten)
 - Technische Textilien, Schuhe
 - * Funktionelle Textilien (z.B. Funktionsbekleidung)
 - * Intelligente Textilien (z.B. Schwimmanzüge)
- Technisch-/taktische Mannschaftsleistung
 - Technik (-training, -schulung)
 - Taktik
 - * Video(vor)besprechung
 - * Videoanalyse
- Individualleistung
 - Innere Beanspruchung
 - Äußere Belastung

1.3.2 Beitrag dieser Arbeit

Diese Arbeit beschäftigt sich mit der IT-gestützten Leistungsmessung, primär mit der physiologischen und physikalischen Leistung einzelner Sportler sowie deren Gesamtleistung als Mannschaft. Thematisch tangiert die Mannschaftsleistung auch den technischen sowie den taktischen Bereich, der im Rahmen dieser Arbeit nur am Rande angesprochen wird.

Für den Individualsport, vor allem in Ausdauerdisziplinen, sind Produkte zur Leistungserfassung bereits in vielfältiger Form erhältlich. Als Beispiele zu nennen sind Pulsuhren im Amateur- sowie die Laktatdiagnostik¹ im professionellen Bereich. Ein Bedarf an Hilfsmitteln besteht allerdings im Bereich der Leistungsdiagnostik und -überwachung von Spiel- und Ballsportarten, bei denen vielfältige Bewegungsmuster auftreten und es zu physischen Kontakten zwischen den Sportlern kommen kann.

Tabelle 1.1: *Klassifizierung der Sportarten nach Mitchell u. a. [70]: Sportarten wie Basketball oder Handball zeichnen sich durch hohe Anforderungen an das Herz-Kreislaufsystem aus. Weiterhin besteht eine nicht unerhebliche Verletzungsgefahr durch Kollision von Sportlern [53]*

		Dynamische Belastung		
		leicht	mittel	hoch
Statische Belastung	leicht	Billard Bowling/Kegeln Cricket Curling Golf Schießen	Baseball Tischtennis Tennis (Doppel) Volleyball	Skilanglauf (klassisch) Feldhockey Gehen Langstrecke Fußball Tennis (Einzel)/Squash
	mittel	Automobilsport Tauchen Reiten	Fechten Eiskunstlauf Football LA-Springen/LA-Sprint Surfen Synchronschwimmen	Basketball Eishockey Skilanglauf (skating) LA-Mittelstreckenlauf Schwimmen Handball
	hoch	Bob/Schlitten Gymnastik LA-Werfen Karate/Judo Segeln/Windsurfen Klettern Wasserski Gewichtheben	Bodybuilding Ski-Abfahrt Ringen	Boxen Kanu/Kajak Rudern Radfahren Zehnkampf Eisschnelllauf

¹Laktat ist ein Entstehungsprodukt des Energiestoffwechsels, welches bei zunehmender Belastung ansteigt und somit ein Parameter für die Leistungsfähigkeit sein kann.

Das im Weiteren betrachtete Anwendungsszenario konzentriert sich auf Hallensportarten, speziell auf kontaktbehaftete Mannschaftsspiele, deren Einordnung in Tabelle 1.1 dargestellt ist. Teilkomponenten lassen sich auch unter freiem Himmel und in Einzelsportarten einsetzen.

1.4 Ziel

Das Ziel dieser Arbeit ist die Messung leistungsdiagnostischer Daten von Sportlern während eines Trainings oder Wettkampfes bei Sportsportarten, sodass die Ergebnisse Sportwissenschaftlern und Trainern zur Verfügung gestellt werden können. Bei den leistungsdiagnostischen Daten handelt es sich sowohl um die *äußere Belastung* als auch um die *innere Beanspruchung*

Unter der Leistungsbestimmung über die innere Beanspruchung wird die vom Körper erbrachte *physiologische Leistung* verstanden. Sie stellt damit die individuelle Anstrengung dar, die für einzelne Personen bei derselben Belastung unterschiedlich sein kann. Um diese beurteilen zu können, werden Indikatoren wie die Herzrhythmickeit, der Hautleitwert oder die Hauttemperatur erfasst. Dabei spiegeln die Messwerte aus sportmedizinischer Sicht eine Reaktion der Organe wider, welche sich einer Belastung anpassen. Dazu gehören seitens der nervalen Ansteuerung die Umstellung auf Arbeit durch das sympathische Nervensystem², die Aktivierung des Stoffwechsels zur Energiebereitstellung sowie des Kreislaufes und der Atmung zur Versorgung mit Sauerstoff und der Abtransport der Stoffwechselendprodukte wie Kohlenstoffdioxid und Milchsäure etc. [101]. Sympathikusreaktionen sind z. B. eine erhöhte Herzrhythmickeit oder Schwitzen zur Abgabe der Überschusswärme der Energiegewinnung.

Unter der Leistungsbestimmung über die äußere Belastung wird die tatsächlich erbrachte *physikalische Leistung* auf dem Spielfeld verstanden. Ursächlich dafür sind Beschleunigungen in horizontaler und vertikaler Richtung.

Trainer und Sportwissenschaftler haben damit Daten zur Verfügung, die den aktuellen Leistungsstand dokumentieren. Dadurch ist es erstmals möglich, das tatsächliche Anforderungsprofil von Spiel- und Sportsportarten im Wettkampf darzustellen und die ermittelten Erkenntnisse in eine individuelle Trainings- sowie optimale Wettkampfgestaltung einfließen zu lassen.

²Der Sympathikus ist neben dem Parasympathikus ein Teil des vegetativen Nervensystems. Die meisten Organe werden von diesen beiden Systemen gesteuert, die als Gegenspieler (antagonistisch) wirken und dadurch eine äußerst feine Regulation der Organtätigkeit ermöglichen. Der Sympathikus hat in diesem System eine ergotrope Wirkung, das heißt, er erhöht die nach außen gerichtete Handlungsbereitschaft. [101]

1.5 Vorgehensweise

Für die Aufnahme physiologischer Daten des Sportlers kommt in dieser Arbeit eine eigens entwickelte Hardware zum Einsatz, die in ein Sportshirt integriert wird. Über im Shirt integrierte Elektroden werden die physiologischen Daten erfasst; es erfolgt eine Signalaufbereitung sowie die Übertragung per Funk an einen zentralen Computer. Die Datenaufnahme erfolgt parallel für alle Spieler, die mit der Hardware ausgestattet sind. Dieses Sensornetzwerk bildet die Grundlage zur Erfassung der inneren Beanspruchung (*Innere Leistung*) der Sportler.

Zusätzlich werden die Spieler im Training und Wettkampf von einem aus zwei Kameras bestehenden Videotrackingssystem erfasst, welches unter der Hallendecke montiert ist. Die Auswertung der Videodaten profitiert von spezieller Hardwareunterstützung, wodurch eine Positionsbestimmung sowie Verfolgung aller Spieler auf dem Spielfeld ermöglicht wird. Aus diesen Daten wird die äußere Belastung (*Äußere Leistung*) der Spieler abgeleitet.

Bei der Analyse von Spiel und Spielern können Positionsdaten und Bewegungsmuster der Spieler mit der spielerindividuellen Beanspruchung verknüpft werden, um beispielsweise den individuellen Beanspruchungsgrad eines Spielers der jeweiligen Spielsituation zuzuordnen. Ein Nutzen dieser kombinierten Betrachtung ist die grafische Darstellung, in der die innere Leistung der äußeren Leistung gegenübergestellt wird. Derartige Analysemöglichkeiten existieren derzeit nur im Labor oder bei vereinzelt Feldtests unter standardisierten Bedingungen. Die Erkenntnisse eines entsprechenden Lauf(band)-, Fahrrad- oder Rudertests sind für Sportler aber nur bedingt aussagekräftig, da die Tests in einer sportartenspezifischen Belastungsform durchgeführt werden. Somit kann zwar die Ausdauerleistung des Athleten widerspiegelt werden, nicht aber dessen Leistungsfähigkeit in seiner Sportart. Ein Bedarf an Diagnosewerkzeugen besteht somit im Bereich der Leistungsmessung von Spiel- und Ballsportarten, bei denen vielfältige Bewegungsmuster auftreten und es zu physischen Kontakten zwischen den Sportlern kommen kann.

1.6 Aufbau der Arbeit

Die folgenden Kapitel geben einen Überblick über die IT-gestützte Leistungsmessung im Sport im Allgemeinen sowie die Entwicklung eines eigenen Systems zur Leistungsmessung für Hallenmannschaftssportarten im Speziellen.

In Kapitel 2 wird eine Einführung in die Sport- und Leistungsphysiologie, bestehend aus den Grundlagen des Energiestoffwechsels, der Leistungsdiagnostik und -messung sowie deren Konsequenzen für die Trainings- und Wettkampfgestaltung gegeben. Das 3. Kapitel stellt die Anforderungen an Systeme zur Abschätzung der inneren sowie der äußeren Leistung dar. Existieren kommerzielle Systeme, die

für Hallenmannschaftssportarten in Betracht gezogen werden können, werden diese im Hinblick auf die Rahmenbedingungen vorgestellt. Da die verfügbaren Systeme die Anforderungen nicht uneingeschränkt erfüllen, werden die Rahmenbedingungen für ein eigenes System (Sports Performance Analyzer – SPA) vorgestellt.

Kapitel 4 behandelt daraufhin die notwendigen Schritte zur Datenaufnahme, -aufbereitung, -übertragung und -speicherung für diese Eigenentwicklung. Das System besteht aus einem Modul zum Biosignal-Monitoring zur Überwachung der inneren Beanspruchung sowie einem passiven Video-System zur Messung der äußeren Belastung. Die Ergebnisse aus Kapitel 4 stellen bereits erste Teilziele dar. Geschultes Personal kann die Rohdaten der Biosignale interpretieren und Vorschaubilder des Video-Systems können bereits eingeschränkt zur Spielanalyse genutzt werden. Zur Unterstützung während eines Spieles und für weitergehende Informationen sind allerdings zusätzliche Maßnahmen durchzuführen. Für aussagekräftige Merkmale über die innere Leistung ist die Herzfrequenz, für Aussagen über die äußere Leistung ist die Geschwindigkeit aus den Positionsdaten der Spieler zu extrahieren. Die entsprechenden Methoden werden in Kapitel 5 vorgestellt.

In Kapitel 6 werden die Einsatzmöglichkeiten des Gesamtsystems anhand von Trainings- und Wettkampfanalysen gezeigt. Das siebte und letzte Kapitel fasst die Ergebnisse dieser Arbeit zusammen und gibt einen Ausblick auf mögliche weiterführende Arbeiten.

Ein besonderer Hinweis gilt dem erweiterten Anhang, der für das weiterführende Verständnis dieser Arbeit von Bedeutung ist. Um den Umfang dieser Arbeit in einem überschaubaren Rahmen zu halten, wurden beispielsweise Faustformeln und Schätzwerte der Leistungsphysiologie in den Anhang A ausgelagert. Jedes weitere Kapitel enthält detaillierte Zusatzinformationen in einem separaten Teil des Anhangs, auf die im Text an der entsprechenden Stelle verwiesen wird.

2 Leistungsmessung im Sport

Dieses Kapitel gibt eine Definition der körperlichen Leistungsfähigkeit und erläutert die biochemischen Zusammenhänge des Energiestoffwechsels bei Belastung. Es werden Möglichkeiten zur Bestimmung des Energieumsatzes³ sowohl über die innere Beanspruchung als auch über die äußere Belastung aufgezeigt, welche im Hinblick auf den späteren Einsatz in dieser Arbeit von Bedeutung sind. Geläufige leistungsdiagnostische Tests werden vorgestellt und beurteilt. Aus den vorhandenen Standardverfahren der Leistungsdiagnostik ergeben sich Konsequenzen und Einschränkungen für die Trainings- und Wettkampfgestaltung.

Dabei galt es insbesondere Grundlagen zu beschreiben, die von einem Großteil der (Sport-)Wissenschaft als gültig angesehen werden, also *Standards der Sportmedizin* sind. Sofern keine explizite Literaturangabe genannt ist, handelt es sich um Aussagen aus dem Buch *Sportphysiologie* von de Marees [65].

2.1 Leistung im Sport

Wie in vielen Bereichen der Gesellschaft wird auch im Sport eine Optimierung der Leistung angestrebt. Generell bedeutet dies eine Maximierung der Wirkleistung bzw. Minimierung der Verlustleistung. Für den Fall, dass außergewöhnliche Belastungen vorliegen⁴, kann eine Optimierung im Sport eine verzögerte Stagnation der Leistung oder eine Verringerung des Leistungsabfalls bedeuten.

Die Leistung im Sport kann sich sowohl auf einen einzelnen Spieler als auch auf eine ganze Mannschaft beziehen und bewertet in erster Linie den physiologischen und taktischen Zustand.

Für die wettkampforientierte Zusammenstellung einer Mannschaft sind die individuellen Erkenntnisse über die Leistungsfähigkeit jedes Spielers von Bedeutung. Je aktueller und objektiver ein Trainer über den Leistungsstand seines Spielers informiert ist, desto besser kann er die Mannschaft auf- und einstellen.

Während eines Wettkampfs ermöglicht die Abschätzung der aktuellen Leistungsfähigkeit der Spieler dem Trainer die Möglichkeit zu agieren, z. B. durch Auswechseln einzelner Spieler oder Beantragen einer Spielunterbrechung (Auszeit).

³Unter dem Energieumsatz wird in der Physiologie die Energiemenge pro Zeiteinheit verstanden, die ein Lebewesen zur Aufrechterhaltung seiner Lebensvorgänge benötigt.

⁴Belastungen außerhalb der Reihe/Norm, im Fußball z. B. in sogenannten *Englischen Wochen*.

In diesem Zusammenhang ist zu definieren, was unter Leistungsfähigkeit zu verstehen ist und wie sie gemessen sowie objektiv und reproduzierbar beurteilt werden kann.

2.1.1 Körperliche Leistungsfähigkeit

Die Leistung eines Menschen bezieht sich nahezu immer auf seine psychischen und physischen Fähigkeiten. Sportphysiologisch ist vor allem die körperliche Leistungsfähigkeit von Interesse. Sportliche Handlungen basieren auf den Fähigkeiten Koordination, Flexibilität, Kraft, Schnelligkeit sowie Ausdauer. Diese Fähigkeiten kommen in Kombination mit unterschiedlich quantitativer Ausprägung vor. Wünschenswert ist hierbei die Messung der körperlichen Leistungsfähigkeit in ihrer Gesamtheit.

Sportbezogene Leistungen, die aufgrund von Muskelkraft erbracht wurden, sind physikalisch messbar, sofern Arbeit im physikalischen Sinne verrichtet wurde. Stütz-motorische Aktivitäten werden dabei z. B. von der Betrachtung ausgeschlossen. Dadurch und aufgrund der Tatsache, dass unterschiedliche und individuell verschiedene Bewegungsabläufe unterschiedliche Wirkungsgrade aufweisen, kann die körperliche Leistungsfähigkeit durch die erbrachte physikalische Leistung nur abgeschätzt werden. Hierbei besteht die Herausforderung darin, die Abweichungen in einem tolerierbaren Rahmen zu halten [65].

2.1.2 Messung der körperlichen Leistungsfähigkeit

Ziel ist die leistungsmäßige Erfassung aller motorischer Fähigkeiten in ihrer Gesamtheit. In der Sportmedizin stellt das Testen und Beurteilen der Ausdauer einen traditionellen Schwerpunkt dar.

Der Sportler absolviert definierte äußere (physikalische) Belastungen, beispielsweise eine bestimmte Wattzahl auf einem Ergometer; dabei wird die innere Beanspruchung des Körpers gemessen. Zur Beurteilung der Ausdauerleistungsfähigkeit werden Belastungsformen gewählt, bei denen der Wirkungsgrad relativ unabhängig von der Technik ist, wie beispielsweise Radfahren oder Laufen. Somit sind Wirkungsgradunterschiede einzelner Individuen auch bei Belastungen auf entsprechenden Ergometern als relativ gering anzusehen.

2.2 Grundlagen Energiestoffwechsel

Die Verrichtung physikalischer Arbeit erfordert beim menschlichen Körper eine Umwandlung von chemischer zu mechanischer Energie. Dafür existieren zwei energieliefernde Stoffwechselforgänge: Die *aerobe* und die *anaerobe* Energiebereitstellung. Unter aerob werden die in Verbindung mit Sauerstoff einhergehenden Stoffwechselforgänge verstanden, während die anaerobe Verstoffwechselfung ohne Verbrauch von Sauerstoff abläuft.

Beim aeroben Stoffwechsel findet eine Verbrennung (Oxidation) von Kohlenhydraten, Fetten und Eiweißen statt. Eiweiße spielen für die Energiebereitstellung bei körperlichen Aktivitäten eine untergeordnete Rolle und werden daher nicht weiter betrachtet. Bei der Oxidation entsteht Wasser und aus dem Kohlenstoffgerüst der Brennstoffe Kohlenstoffdioxid, welches über die Lungen ausgeatmet wird.

Anaerob kann zwischen der laktaziden und alaktaziden Energiebereitstellung unterschieden werden. Der alaktazide Stoffwechsel stellt sofort eine begrenzte Energiemenge aus den energiereichen Phosphatspeichern bereit. Der laktazide Stoffwechsel sorgt für eine Energiegewinnung aus Kohlenhydraten ohne Sauerstoffverbrauch.

Die Art der Energiebereitstellung ist abhängig von der Intensität der Belastung. Mit steigender Belastung sinkt – relativ gesehen – die Energiegewinnung aus Fett und wird durch die aerobe Energiegewinnung aus Kohlenhydraten (Glykolyse) ergänzt. Bei weiter ansteigender Belastung stellt der Körper zusätzliche Energie anaerob zur Verfügung. Längere und nicht so hohe Belastungsspitzen erfolgen über die anaerobe Glykolyse, sehr kurze dagegen aus den energiereichen Phosphatspeichern.

Auch wenn sich die relativen Anteile bei der Energiegewinnung verändern, gibt es immer ein Nebeneinander der Energiegewinnungsarten (siehe Abbildung 2.1).

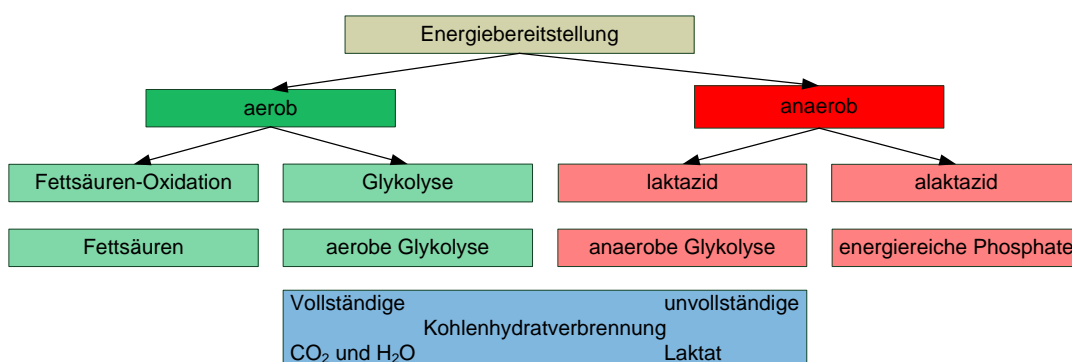


Abbildung 2.1: Übersicht über die Stoffwechselwege der Energiebereitstellung [57]

2.2.1 Gesamt-, Ruhe- und Arbeitsumsatz

Der Gesamtenergieumsatz eines Menschen setzt sich aus dem Ruheumsatz und dem Arbeitsumsatz zusammen. Der Ruheumsatz liegt etwa 10 % über dem Grundumsatz⁵, welcher abhängig von Alter, Größe, Gewicht und Geschlecht ist. Der Arbeitsumsatz wird im Wesentlichen durch die körperliche Tätigkeit bestimmt. Wird der

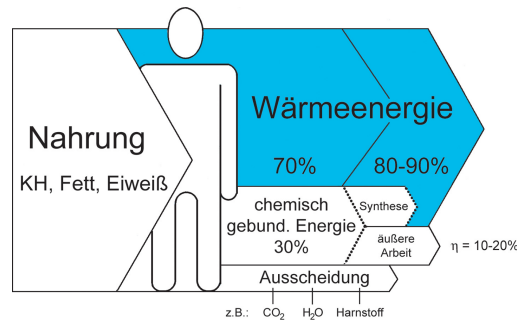


Abbildung 2.2: Energiezufuhr und Energieabgabe nach de Marées [65]

Gesamtenergieumsatz P_{supply} (einschließlich Ruheumsatz P_{rest}) eines Menschen betrachtet, so werden 80 %–90 % in Form von Wärme abgegeben (Abbildung 2.2). Der Bruttowirkungsgrad, der den Anteil der physikalisch erbrachten Arbeit P_{mech} zum Gesamtumsatz widerspiegelt, liegt folglich bei 10 %–20 %, je nach Person sowie Form und Intensität der Bewegung. Als Netto- oder physikalischer Wirkungsgrad η wird der Quotient aus der erbrachten physikalischen Leistung P_{mech} und dem metabolischen Arbeitsumsatz $P_{met,work}$ bezeichnet. Tabelle 2.1 gibt die Wirkungsgrade für die gängigsten Bewegungsformen wieder.

$$\eta = \frac{P_{mech}}{P_{supply} - P_{rest}} \cdot 100 \% = \frac{P_{mech}}{P_{met,work}} \cdot 100 \% \quad (2.1)$$

Tabelle 2.1: Netto-Wirkungsgrade physikalisch erbrachter Leistungen [65]

Bewegungsform	Netto-Wirkungsgrad [%]
Schwimmen (Freistil)	3–6
Gewichtheben	8–14
Rudern	15
Laufen	20
Radfahren	20–25

⁵Der Grundumsatz ist der Energieumsatz im nüchternen Zustand und völliger körperlicher Ruhe bei thermoneutraler Umgebungstemperatur (es erfolgt keine Wärmeabgabe an die Umgebung und keine Wärmeaufnahme aus der Umgebung). Er wird im Liegen gemessen und deckt den Energieumsatz, der zur Funktionserhaltung des Körpers notwendig ist [101]. Eine detaillierte Berechnung des Grundumsatzes befindet sich in Anhang A.6.

2.2.2 Aerober Energiestoffwechsel

Im aeroben Bereich wird der hauptsächliche Anteil der Energie bei körperlicher Arbeit aus Fetten und Kohlenhydraten gewonnen. Laut McArdle u. a. [68] kann für den aeroben Bereich vereinfacht angenommen werden, dass der Metabolismus (nur) aus Fetten (Fat) und Kohlenhydraten (CHO) besteht.⁶ Bei Kenntnis der verbrauchten Menge an Sauerstoff (VO_2) kann diese mit dem entsprechenden Kalorienäquivalent (CE) multipliziert werden, um die Leistung zu erhalten. Das Kalorienäquivalent ist für reine Fettverbrennung bzw. Kohlenhydratverbrennung unterschiedlich. Daher ist die Kenntnis über den prozentualen Anteil der jeweiligen Verbrennungsarten erforderlich. Hieraus erschließt sich die Gleichung (2.2) für das resultierende Kalorienäquivalent:

$$CE = p_{Fat} \cdot CE_{Fat} + p_{CHO} \cdot CE_{CHO} \quad (2.2)$$

Die Leistung ergibt sich aus der Multiplikation des Sauerstoffverbrauchs mit dem Kalorienäquivalent. Diese Beziehung gilt für den aeroben Energieumsatz:

$$P_{aerob} = CE \cdot VO_2 \quad (2.3)$$

2.2.2.1 Fettstoffwechsel

Eine reine Fettverbrennung wird nur während des Hungerns, also leeren Kohlenhydratspeichern, erreicht. Schon in Ruhe findet eine Verbrennung von Kohlenhydraten statt. Im Ruhezustand verbrennt der Körper etwa zu einem Drittel Kohlenhydrate und zu zwei Dritteln Fette [57]. Die Kohlenhydrate dienen als Katalysator für die Fettverbrennung. Für fetthaltige Nahrung gilt durchschnittlich:

$$1 \text{ g} \rightarrow 39,548 \text{ kJ} \quad CE_{Fat} = 19,616 \frac{\text{kJ}}{\text{lO}_2} \quad (2.4)$$

2.2.2.2 Kohlenhydratstoffwechsel (Aerobe Glykolyse)

Bei Erhöhung der Belastung steigt der prozentuale Anteil der Kohlenhydratverbrennung an der Energiebereitstellung. Ein rein aerober Kohlenhydratstoffwechsel wird allerdings nur bei einer sogenannten Kohlenhydratmast erreicht. Da immer ein Energiemix vorliegt, liegt bei höheren Intensitäten generell ein erheblicher Anteil anaerob gewonnener Energie vor. Für kohlenhydrathaltige Nahrung gilt durchschnittlich:

$$1 \text{ g} \rightarrow 17,2 \text{ kJ} \quad CE_{CHO} = 21,131 \frac{\text{kJ}}{\text{lO}_2} \quad (2.5)$$

⁶Der zu erwartende Fehler im Hinblick auf die Energieumsetzung liegt nach McArdle u. a. [68] unter einem Prozent.

Die aerobe Energiebereitstellung erfolgt vorwiegend aus freien Fettsäuren und Kohlenhydraten. Der Energiegehalt von Fetten ist höher als der von Kohlenhydraten; daher eignen sich diese als langfristige Energiespeicher (theoretisch mehrere Tage [21]). Der Nachteil ist ein etwa um 10 % höherer Verbrauch an Sauerstoff ($CE_{Fat} < CE_{CHO}$). Dies spiegelt sich in einer höheren Energieflussrate (Energie- menge pro Zeiteinheit) der Kohlenhydrate wider. Die Kohlenhydratspeicher halten bei Belastung ohne Auffüllen etwa 1-1,5 Stunden bei Intensitäten im Bereich der anaeroben Schwelle [65] (Anaerobe Schwelle siehe Abschnitt 2.4.1).

2.2.3 Anaerober Energiestoffwechsel

Bei weiter ansteigender Belastung stellt der Körper zusätzliche Energie vermehrt anaerob zur Verfügung. Sehr kurze und unmittelbare Energiebereitstellung erfolgt aus den Phosphatspeichern; längere und nicht so hohe Belastungsspitzen erfolgen über die anaerobe Glykolyse.

2.2.3.1 Anaerob laktazider Stoffwechsel (Anaerobe Glykolyse)

Benötigt der Körper mehr Energie als er durch Oxidation bereitstellen kann, wandelt er unter Energiefreisetzung zusätzliche Glukose ohne Verbrauch von Sauerstoff zu Laktat um. Dem Körper steht kurzfristig (40 s-3 min) zusätzliche Energie zur Verfügung. Der anaerobe Abbau von Glukose ist vergleichsweise ineffizient; es können nur ca. 5 % der Bindungsenergie eines Glukosemoleküls genutzt werden. Dafür ist die bereitgestellte Energiemenge pro Zeiteinheit höher. Das entstehende Laktat wird verstoffwechselt. Langfristig kann der Gesamtorganismus anaerob keine Energie gewinnen, da das Laktat in der Leber wieder unter hohem Aufwand zur Glukose aufgebaut werden muss, falls es nicht in der Muskulatur mit spezieller enzymatischer Ausstattung als Brennsupstrat verwendet wird [101].

2.2.3.2 Anaerob alaktazider Stoffwechsel

Sollen unmittelbare bzw. hochintensive Belastungen (z. B. Sprints) abgerufen werden, so erfolgt die Energiebereitstellung kurzfristig (7 s-15 s) durch die energiereichen Phosphate Adenosinriphosphat und Kreatinphosphat (PCr). Das in den Muskelzellen gespeicherte Kreatinphosphat wird unter Freisetzung von Energie zu Kreatin abgebaut.

Neben der Nutzung der Phosphatspeicher ist die anaerobe Energiegewinnung aus Kohlenhydraten die einzige Möglichkeit, Leistungen zu erbringen, die höher liegen, als die, die der maximalen Sauerstoffaufnahme-fähigkeit pro Zeiteinheit ($VO_{2,max}$) entsprechen. Die zeitliche Länge dieser Energiebereitstellung ist vom *Füllstand* der jeweiligen Speicher abhängig.

2.2.4 Zusammenfassung Energiestoffwechsel

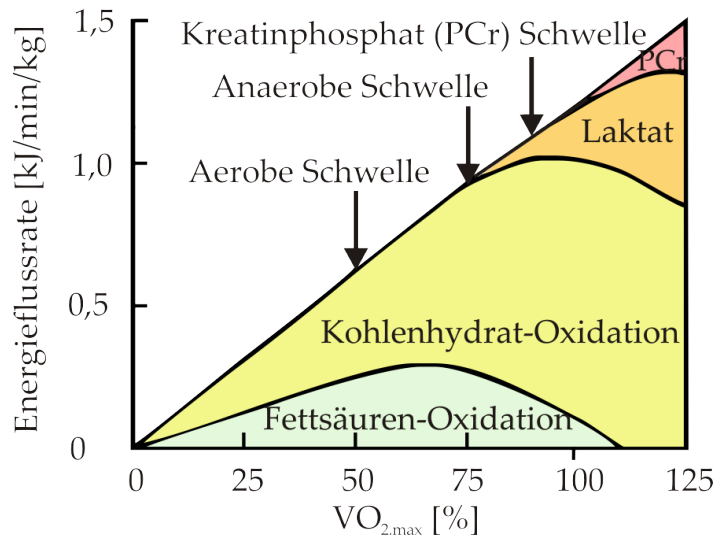


Abbildung 2.3: Energieumsatz bei aerober und anaerober Energieproduktion in Beziehung zur Belastungsintensität [43, 54]

Bei sehr niedrigen Belastungsintensitäten, die unter 50-60 % der Leistung an der $\text{VO}_{2,\text{max}}$ liegen, überwiegt die Fettverbrennung. Die Kohlenhydratverbrennung hat einen geringen Anteil, die anaerobe Energiebereitstellung spielt eine untergeordnete Rolle. Dass dieser Stoffwechselvorgang bei niedriger Intensität überwiegt, lässt sich mittels Atemgasanalyse (Spirometrie siehe Abschnitt 2.3.1.1) nachweisen. Mit Steigerung der Belastungsintensität (>50-60 % der Leistung an der $\text{VO}_{2,\text{max}}$) ist eine zunehmende Kohlenhydratverbrennung erforderlich, um den muskulären Energiebedarf zu decken. Obwohl absolut betrachtet die Fettverbrennung zunächst noch gesteigert werden kann, nimmt ihr relativer Anteil an der Energiebereitstellung ab. Dies ist wiederum mittels Spirometrie erkennbar, indem die relative Sauerstoffaufnahme gegenüber der relativen Kohlenstoffdioxidabgabe abnimmt. In diesem Stadium lässt sich meist bereits ein erster leichter Anstieg des Laktats im Blutspiegel nachweisen, was darauf hindeutet, dass aus der Zunahme der anaeroben Glykolyse eine höhere Laktatproduktion resultiert. Allerdings wird auch die Elimination verstärkt, sodass zwar der Umsatz steigt und die Blutkonzentration angehoben wird, es jedoch nicht zu einer Laktatakkumulation kommt. Bei einer weiteren Erhöhung der Intensität erreicht die zunehmende Laktatproduktion trotz weiterer Steigerung der Elimination und Pufferung einen Punkt, an dem sich Produktion und Elimination ausgleichen (*max. Laktat-Steady-State*). Jede weitere Intensitätssteigerung führt zu einer zunehmenden Laktatanhäufung, die eine längere Belastung auf diesem Niveau verhindert.

Bei einer weiteren Belastungssteigerung wird davon ausgegangen, dass zusätzliche Energie vorwiegend anaerob gewonnen wird, was zu hoher Laktatakkumulation führt und einen vorzeitigen Abbruch der Belastung zur Folge hat. Bei einem weiteren sehr schnellen Anstieg erfolgt eine teilweise Ausschöpfung der Phosphatspeicher. Im Wettkampfsport entspricht dies der typischen Leistungsmobilisierung in Form eines Spurts [21].

„Die Verfügbarkeit von Sauerstoff in der Zelle ist ein entscheidender Faktor, ob die Stoffwechselfvorgänge aerob oder anaerob ablaufen. Der aus sportmedizinischer Sicht so wichtige Unterschied zwischen aeroben und anaeroben Stoffwechselprozessen beruht maßgeblich darauf, dass im Gegensatz zu CO_2 und H_2O bei aerober Verstoffwechslung das entstandene Laktat bei anaerober Verstoffwechslung nur mit Mühe und sehr langsam abgebaut werden kann. Die Folge ist ein Absinken des pH-Wertes, wodurch die Energiebildungsrate beeinträchtigt wird.“ Hollmann und Hettinger [43]

In Sportarten ist sowohl eine gute allgemeine aerobe als auch anaerobe Ausdauer⁷ erforderlich. Die allgemeine anaerobe Ausdauer ermöglicht Belastungsspitzen, wie schnelle Beschleunigungen (Sprints und Stopps), explosive Sprünge oder plötzliche Richtungswechsel. Die allgemeine aerobe Ausdauer ermöglicht eine gleichmäßige Belastung bis in die letzten Spielminuten, denn sie wirkt einer frühzeitigen Ermüdung entgegen. Zudem ist sie für eine rasche Regeneration nach intensiven Belastungen zuständig. Die *aerobe* Regeneration sorgt damit für die Erholung in Spielpausen [48]. Tabelle 2.2 zeigt die Kapazitäten und Leistungsfähigkeit der unterschiedlichen Systeme der Energiebereitstellung.

Tabelle 2.2: *Kapazitäten und Leistungsfähigkeit der unterschiedlichen Systeme der Energiebereitstellung [93, 65]*

Energie- bereitstellung	Substrate	P_{mech} $\left[\frac{W}{kg}\right]$	P_{met} $\left[\frac{kcal}{h\ kg}\right]$	Dauer	Halbwertszeit der Erholung
alaktazid	PCr → Kreatin	12	50	7 s–15 s	0,5 min
laktazid	Glykogen → Laktat	6	25	40 s–3 min	10 min–20 min
aerob	Glykogen → CO_2	3	12	60 min–90 min ⁸	Tage
	FFS → CO_2	1,5	6	Monate	Wochen

⁷Allgemeine Ausdauer bedeutet, dass mehr als ein Sechstel der Gesamtmuskulatur beteiligt ist.

⁸Bei Leistungssportlern.

2.3 Leistungsmessung

Eine relevante Größe in der sportmedizinischen Leistungsdiagnostik ist der Ermüdungsgrad oder -zustand des Athleten bzw. eine Aussage darüber, welche Leistungsreserven dem Sportler noch zur Verfügung stehen [65].

Die Ermüdung ist definiert als die reversible Herabsetzung der physischen oder psychischen Leistungsfähigkeit [65]. Bei körperlicher Belastung (Sport $\hat{=}$ muskuläre Beanspruchung) wird auch von muskulärer Ermüdung gesprochen. Ein Grund für Ermüdung kann das Ausschöpfen der (Energie-)Speicher sein.

In dieser Arbeit dient der Energieumsatz als aussagekräftiger Parameter zur Bestimmung der Ermüdung eines Sportlers. Direkt messbar ist der Energieumsatz in einer abgeschlossenen Umgebung ähnlich einer isolierten Klimakammer (direkte Kalorimetrie). In dieser kann die Wärmeproduktion des Probanden genau bestimmt werden.

Die Messung des Energieumsatzes mittels direkter Kalorimetrie in einer Klimakammer ist mit einem großen apparativen Aufwand verbunden und scheidet daher aus praxistauglichen Gründen aus. Daher muss der Energieumsatz indirekt bestimmt werden (indirekte Kalorimetrie).

2.3.1 Bestimmung des Energieumsatzes über die innere Beanspruchung

Zur indirekten Kalorimetrie bieten sich unterschiedliche Messmethoden an. Betrachtet werden im Folgenden nicht-invasive⁹ Verfahren zur Bestimmung des Energieumsatzes.

1. Spiroergometrie
2. Leistungsabschätzung mittels Herzfrequenzanalyse

2.3.1.1 Bestimmung des Energieumsatzes mittels Spirometrie

Aus der Sicht eines Mediziners ist der Goldstandard zur Ermittlung des Energieumsatzes im aeroben Bereich die Spirometrie. Dabei handelt es sich um ein Verfahren der indirekten Kalorimetrie, welches nur Abweichungen $< 1\%$ gegenüber der direkten Kalorimetrie im aeroben Bereich aufweist [68]. Das gängigste Messverfahren der indirekten Kalorimetrie ist das eines offenen Messkreises zur Bestimmung des Sauerstoffverbrauchs und der Kohlenstoffdioxidproduktion. Für dieses Messverfahren existieren sowohl stationäre als auch mobile Messgeräte (siehe Abbildung 2.4). Bei Benutzung eines (z. B. Fahrrad- oder Laufband-)Ergometers wird von Spiroergometrie gesprochen. Dieses Verfahren ist allerdings relativ teuer und mit einem großen apparativen Aufwand verbunden, wozu zusätzlich geschultes Personal benötigt wird, wenn Präzision und Richtigkeit des Verfahrens gewährleistet sein sollen.

⁹Invasiv – gewebsverletzend.



Abbildung 2.4: Mobile Spirometrie

Beim Verfahren der Spirometrie ist eine sehr genaue Kalorienmessung im aeroben Bereich möglich. In dem häufiger genutzten Verfahren des offenen Messkreises erfolgt eine Messung der Atemgase für jeden einzelnen Atemzug. Durch die Messung der Gasmengen an aufgenommenem Sauerstoff (O_2) und abgeatmetem Kohlenstoffdioxid (CO_2) ist der prozentuale Anteil der Fett- und Kohlenhydratverbrennung bestimmbar (siehe Anhang A.3).

Bei Kenntnis des Mischverhältnisses der Verbrennung kann das resultierende Kalorienäquivalent anschließend mittels Gleichung (2.2) bestimmt werden. Die abschließende Leistungsberechnung erfolgt mittels Gleichung (2.3).

2.3.1.2 Indirekte Abschätzung des Energieumsatzes über die Herzfrequenz

Eine verbreitete Methode zur Leistungsabschätzung stellt die Kopplung der Herzfähigkeit (speziell Herzfrequenz – HR) an den Energieumsatz dar. Diese biologische Größe (HR) ist relativ einfach und kostengünstig zu messen. Der unabhömmliche Ruheumsatz zur Erhaltung der Grundfunktionen des Körpers korrespondiert mit der Herzfrequenz in Ruhe. Kommen körperliche Aktivitäten hinzu, so steigt die Herzfrequenz mit zunehmender Intensität an.

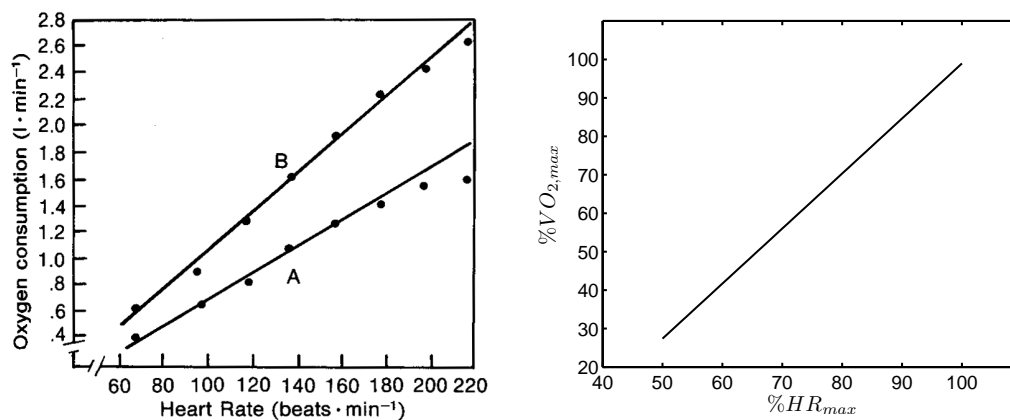
Die Höhe der Herzfrequenz kann neben der physischen Belastung auch durch psychische oder äußere Einflüsse (z. B. Temperaturschwankungen) variieren. Im Rahmen dieser Arbeit wird darauf nicht weiter eingegangen oder zwischen den verschiedenen Ursachen unterschieden. Als Grund für die Erhöhung der Herzfrequenz über den Ruhewert wird die körperliche Betätigung angesehen, sei es die aktuelle Belastung oder die Erholung nach einer Belastung.

Der Herzfrequenzverlauf ist eng an den Sauerstoffverbrauch gekoppelt. Der hier vorgestellte Ansatz zur indirekten Leistungsabschätzung stellt eine Abschätzung des Sauerstoffverbrauchs durch die Herzfrequenz (1. Schritt) mit anschließender Berechnung des Energieumsatzes (2. Schritt) dar.

1. Schritt: Approximation der Sauerstoffaufnahme durch die Herzfrequenz

Im mittleren Belastungsbereich liegt eine lineare Korrelation zwischen dem Herzfrequenzverlauf HR und der Sauerstoffaufnahme VO_2 vor (Abbildung 2.5a und 2.5b). Trotz eines möglichen Abknickens (*Levelling-off*) der Kurve im maximalen Auslastungsbereich und einer Abflachung im unteren Bereich ($<30\%$ der $VO_{2,max}$) durch niedrigeres Herzschlagvolumen führt diese Methode zu einer guten Abschätzung des Sauerstoffverbrauchs.

„Es besteht eine lineare Beziehung zwischen der Herzschlagzahl und der Sauerstoffaufnahme bis zur höchsten Belastungsstufe.“ Hollmann und Hettinger [43]



(a) Lineare Beziehung zwischen der Herzfrequenz und dem Sauerstoffverbrauch zweier Probanden [68]

(b) $VO_{2,max}$ versus HR_{max} für gut trainierte Athleten auf dem Laufband [61]

Abbildung 2.5: Beziehung zwischen der Herzfrequenz und dem Sauerstoffverbrauch

$$\begin{aligned}
 VO_2(HR) &= \frac{\Delta VO_2}{\Delta HR} \cdot (HR - HR_{rest}) + VO_{2,rest} \\
 &= \frac{VO_{2,max}^* - VO_{2,rest}^*}{HR_{max}^* - HR_{rest}^*} \cdot (HR - HR_{rest}) + VO_{2,rest}
 \end{aligned}
 \tag{2.6}$$

Für eine bestmögliche Genauigkeit werden die externen Eingabeparameter HR_{rest} , HR_{max}^* , $VO_{2,rest}$ und $VO_{2,max}^*$ gewählt. Die Genauigkeit hängt hier stark von den eingesetzten Werten ab, vor allem von HR_{max}^* und $VO_{2,max}^*$. Diese müssen per Faustformel, wie beispielsweise mit der von der American Heart Association entwickelten Formel $HR_{max} = 220$ minus Lebensalter, abgeschätzt oder experimentell ermittelt werden (siehe Anhang A.1, A.8 und A.9). Die Messung der Herzfrequenz in Ruhe HR_{rest} kann ohne großen Aufwand mithilfe einer Pulsuhr durchgeführt werden.

* HR_{max} und $VO_{2,max}$ können in diesem Fall die Werte bei der maximal erreichten Leistung sein.

2. Schritt: Zuordnung der Sauerstoffaufnahme zu den Kalorienäquivalenten

Die resultierende physiologische Gesamtleistung berechnet sich aus der Multiplikation des Sauerstoffverbrauchs mit dem Kalorienäquivalent CE . Ohne Atemgasanalyse besteht die Herausforderung in der Zuordnung des Kalorienäquivalents zu dem entsprechenden Sauerstoffverbrauch in Abhängigkeit von der Intensität. Hier unterscheiden sich die Verfahren in ihrer Komplexität.

Eine gute Näherung (Abweichung $<4\%$ laut McArdle u. a. [68]) für rein aerobe Betätigungen wie Gehen und langsames Jogging ergibt die Mischverbrennung von 60% Fetten und 40% Kohlenhydraten. Es ergibt sich ein CE von $4,825 \text{ kcal}/(1 \text{ O}_2)$ ($20,224 \text{ kJ}/(1 \text{ O}_2)$). Bei zunehmender Belastung ist ein Abfall des Fettstoffwechsels verbunden mit einem Anstieg des Anteils der Kohlenhydratverbrennung zu verzeichnen. Der Kohlenhydratstoffwechsel dominiert mit etwa 87% laut Di Prampero u. a. [20]. Dies führt zu einem CE_{active} von $5,000 \text{ kcal}/(1 \text{ O}_2)$ ($20,929 \text{ kJ}/(1 \text{ O}_2)$). Diese Vorgehensweise liefert eine erste grobe Abschätzung.

Bei steigender körperlicher Belastung sinkt prozentual der Anteil der Energiegewinnung aus Fetten und wird durch die Energiegewinnung aus Kohlenhydraten ersetzt. Im aeroben Bereich geschieht dies durch Oxidation. Die prozentualen Anteile der Fettsäuren- und der Kohlenhydrat-Oxidation können der Abbildung 2.3 entnommen werden; der resultierende Energieumsatz kann mittels Gleichung (2.7) berechnet werden.

$$P_{supply} = CE_{active} \cdot VO_2(HR) \quad (2.7)$$

Die Berechnungen (2.6) und (2.7) bieten gute Abschätzungen des Energieumsatzes. Problematisch bleiben Aussagen über den Energieumsatz im anaeroben Bereich.

2.3.2 Abschätzung des Energieumsatzes über die äußere Belastung

Energie geht nicht verloren und wird auch nicht verbraucht, sondern in andere Energieformen umgewandelt. Daher ist auch eine alternative Herangehensweise zur Abschätzung des Energieumsatzes möglich, welche die Bedarfsseite P_{demand} statt der Entstehungsseite P_{supply} betrachtet; anstatt der inneren Beanspruchung des Sportlers wird die äußere Belastung bestimmt.

Während körperlicher Belastung findet eine Wandlung zu mechanischer Leistung statt. Zum Ruheumsatz P_{rest} , der der Erhaltung der Grundfunktionen des Körpers dient und immer vorhanden ist, kommen körperliche Aktivitäten. Dieser Arbeitsumsatz $P_{met,work}$ kann mithilfe des (Netto-)Wirkungsgrades η für die jeweilige Bewegungsform abgeschätzt werden.

$$\begin{aligned} P_{demand} &= P_{rest} + P_{met,work} \\ &= P_{rest} + \frac{1}{\eta} \cdot P_{mech} \end{aligned} \quad (2.8)$$

Beim Individualsport, z. B. Radsport, ist diese erbrachte physikalische Leistung des Sportlers gut messbar. Entweder kann diese mithilfe der Parameter Gewicht, Geschwindigkeit und Steigung berechnet werden, oder es werden sogenannte Leistungsmesser (in der Fahrradkurbel) eingesetzt.

Mithilfe eines Modells für die physikalisch erbrachte Leistung der Bewegungsform sowie des entsprechenden Wirkungsgrades kann der Arbeitsumsatz des Körpers berechnet werden. Wird der Ruheumsatz hinzuaddiert, ergibt sich der Gesamtenergieumsatz.

Der Vorteil dieser Herangehensweise ist, dass sie sowohl für den aeroben als auch für den anaeroben Bereich gilt. Diese Methode geht von einem konstanten und personenunabhängigen Wirkungsgrad aus und ist für Individualsportarten wie Laufen oder Radfahren gerechtfertigt. Problematisch bleiben allerdings Mannschaftssportarten zumal für sie keine allgemein anerkannten Wirkungsgrade existieren.

2.3.2.1 Bestimmung mit Normwerten

Durch Untersuchungen mittels direkter Kalorimetrie bzw. durch (Feld-)Tests mittels indirekter Kalorimetrie werden Normwerte ermittelt, welche folgend für eine nach Sportarten differenzierte Energieberechnung herangezogen werden können. Für Mannschaftssportarten ergeben sich laut Tabelle 2.3 folgende statistische Normwerte für den Arbeitsumsatz:

Tabelle 2.3: *Metabolische Arbeitsleistungen bei verschiedenen Spielsportarten (Mittelwerte nach Plowman und Smith [78])*

Aktivität	Leistung	$\frac{W}{kg}$
Basketball	11,0	
Feldhockey	9,35	
Football	9,3	
Fußball	9,9	
Handball	11,6	
Volleyball	5,2	

Die Aussagekraft bezüglich der Intensität eines Einzelnen ist stark eingeschränkt. Jeder Spieler, der aktiv am Geschehen teilnimmt, verrichtet während seiner Einsatzzeit Arbeit proportional zu seinem Gewicht. Die individuelle Betrachtung bleibt dabei völlig unberücksichtigt.

2.3.2.2 Bestimmung mit Faustformeln

Handelt es sich bei der Hauptaktivität um weniger komplexe Abläufe, wie beispielsweise Gehen oder Laufen, können Faustformeln zur Abschätzung der mechanischen

2 Leistungsmessung im Sport

Leistung P_{mech} eingesetzt werden. Bei der für diese Arbeit interessanten Bewegungsform *Laufen* setzt sich die physikalische Gesamtleistung zusammen aus der Leistung der Vorwärtsbewegung P_{forw} , der aerodynamischen Leistung P_{aero} sowie der kinetischen Leistung P_{kin} [4].

$$P_{mech} = P_{forw} + P_{aero} + P_{kin} \quad (2.9)$$

Die metabolische Leistung, um sich auf einer ebenen Fläche vorwärts zu bewegen, wird laut Di Prampero [20] mit durchschnittlich 3,8 J/(m kg) angegeben.

Die kinetische Leistung P_{kin} errechnet sich wie folgt, wobei m das Gewicht und v die Laufgeschwindigkeit des Sportlers darstellen:

$$P_{kin} = \frac{1}{2} \cdot m \cdot \frac{v_t^2 - v_{t-1}^2}{\Delta t} \quad [4] \quad (2.10a)$$

Die Leistung zur Überwindung des Luftwiderstandes P_{aero} ist wie folgt zu berechnen:

$$P_{aero} = \frac{1}{2} \cdot \rho_{air} \cdot c_w \cdot A_{body} \cdot (v - v_{wind})^2 \cdot v \quad [4] \quad (2.10b)$$

ρ_{air}	$= \rho_0 \cdot \frac{p_{air}}{1013,25 \text{ hPa}} \cdot \frac{273}{(273+T)}$	Luftdichte
$\rho_{air,0}$		Luftdichte bei 0 °C
p_{air}		Atmosphärischer Luftdruck
T		Temperatur
c_w		c_w -Wert
A_{body}	$= 0,266 \cdot (0,007184 \cdot h_{player}^{0,725} \cdot m^{0,425})$	Querschnittsfläche des Läufers [4]
h_{player}		Größe
v_{wind}		Windgeschwindigkeit

Weitere mechanische Leistungen, die in Sportspielen auftreten, sind vertikale Bewegungen (z. B. Sprünge) sowie Würfe bzw. Schüsse.

2.3.3 Zusammenfassung und Problematik der Leistungsmessung

Für die Energiebereitstellung des Körpers im aeroben Bereich sind die biochemischen Zusammenhänge hinreichend geklärt und über die indirekte Kalorimetrie auch messbar; mit sehr hoher Präzision über die Spirometrie und für die Sportwissenschaft mit ausreichender Genauigkeit über die leicht bestimmbare biologische Größe Herzfrequenz.

Im anaeroben Bereich gibt es dagegen kein einfaches Verfahren, welches eine genaue Bestimmung des Energieumsatzes ermöglicht [39]. Der Vorteil der Leistungsberechnung über die äußere Belastung liegt darin, dass sie sowohl für den aeroben als auch für den anaeroben Bereich gilt. Problematisch stellt sich bei dieser Herangehensweise dar, dass der Körper bei verschiedenen Belastungsintensitäten unterschiedliche Wirkungsgrade aufweist. Dies hat sowohl biomechanische als auch biochemische Ursachen. Ein Lösungsansatz ist das Einbeziehen eines leistungs- bzw. intensitätsabhängigen Wirkungsgrades. Durch Tests könnte der Wirkungsgrad mit der Laufgeschwindigkeit verknüpft werden. Ansätze dazu sind bei Arsac [4] zu finden.

Einen vielversprechenden Ansatz zur Berechnung des Gesamtenergieumsatzes stellt die Kopplung der Daten für die Leistungsabschätzung über die innere Beanspruchung mit den Daten zur Leistungsabschätzung über die äußere Belastung dar. Durch Kombination beider Verfahren könnten die jeweiligen Stärken eingebracht und Nachteile gemindert werden. Mittels der Leistungsbestimmung über die äußere Belastung könnte der gesamte Arbeitsumsatz bestimmt werden; über die innere Beanspruchung der aerobe Teil des Arbeitsumsatzes. Die Differenz der beiden Verfahren gibt Auskunft über den anaeroben Teil der Energiebereitstellung. Somit könnte Auskunft über die Höhe der verfügbaren Speicher erteilt werden, getrennt nach aeroben und anaeroben Speicherreserven. Voraussetzung hierfür ist die Kenntnis des Wirkungsgrades.

In Ruhephasen ($P_{mech} = 0, P_{epoc} = 0, P_{anaerob} = 0$) gilt:

$$\begin{aligned} P_{met} &= P_{rest} \\ &= P_{aerob} \end{aligned} \quad (2.11a)$$

In Arbeitsphasen ($P_{mech} > 0, P_{epoc} \geq 0, P_{anaerob} \geq 0$) gilt:

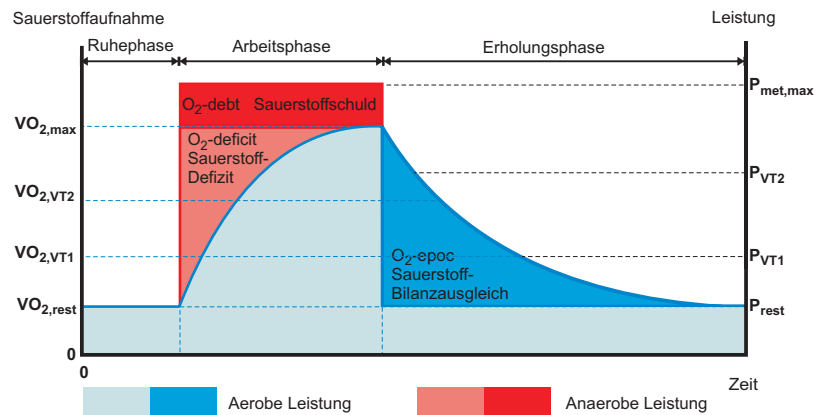
$$\begin{aligned} P_{met} &= P_{rest} + \frac{1}{\eta} \cdot P_{mech} + P_{epoc} \\ &= P_{aerob} + P_{anaerob} \end{aligned} \quad (2.11b)$$

In Erholungsphasen ($P_{mech} = 0, P_{epoc} > 0, P_{anaerob} = 0$) gilt:

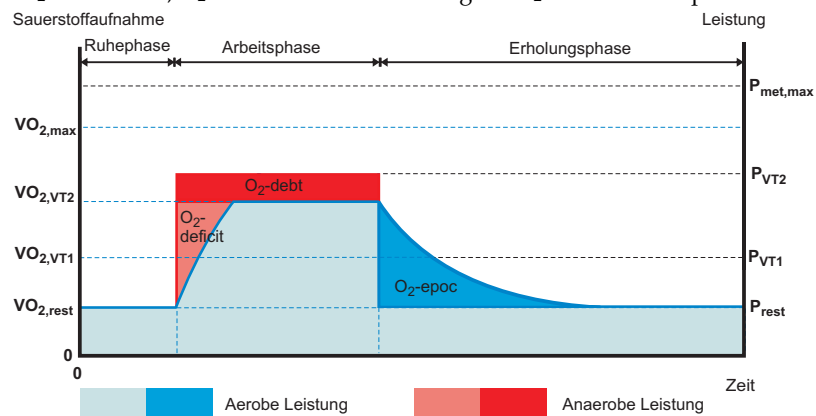
$$\begin{aligned} P_{met} &= P_{rest} + P_{epoc} \\ &= P_{aerob} \end{aligned} \quad (2.11c)$$

Der Sauerstoffmehrabbedarf nach einer Belastung dient unter anderem zum Wiederaufbau der energiereichen Phosphate und zur Laktatumwandlung. Aufgrund der unökonomischen anaeroben Energiebereitstellung ist das O₂-Defizit und die O₂-Schuld größer als der O₂-Bilanzausgleich. Abbildung 2.6 zeigt den entsprechenden Sauerstoffbedarf während der Ruhe-, Arbeits- und Erholungsphase bei unterschiedlich starken Belastungen.

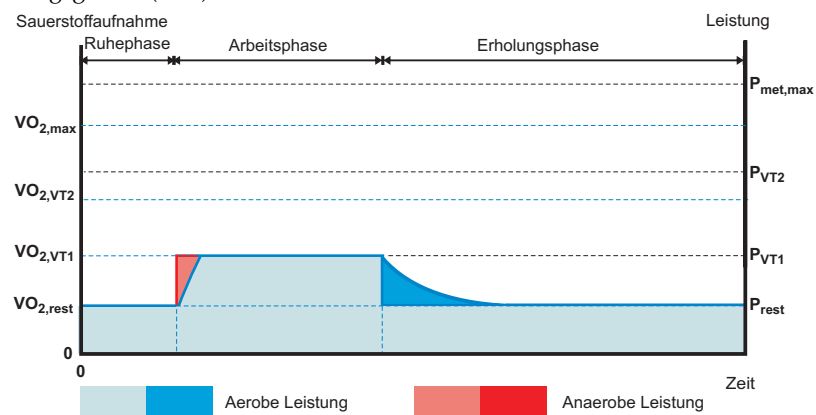
2 Leistungsmessung im Sport



(a) Maximale O_2 -Aufnahme, O_2 -Bedarf und arbeitsbezogene O_2 -Schuld bei supramaximaler Belastung



(b) O_2 -Defizit, O_2 -Schuld, Steady-State und O_2 -Bilanzausgleich bei Belastung an der Dauerleistungsgrenze (VT2)



(c) O_2 -Defizit, Steady-State und O_2 -Bilanzausgleich bei submaximaler Belastung

Abbildung 2.6: O_2 -Bedarf in der Ruhe-, Arbeits- und Erholungsphase (Nomenklatur nach Hollmann und Hettinger [43])

2.4 Leistungsdiagnostik

Die Leistungsdiagnostik verfolgt das Ziel, möglichst sportartspezifisch unter standardisierten Bedingungen eine Aussage über die Leistungsfähigkeit zu tätigen. Es werden Verfahren zur Bestimmung der aeroben und anaeroben metabolischen (Arbeits-)Kapazität durchgeführt, um die Wettkampfleistung prognostizieren und die Belastungsintensitäten im Training zu kontrollieren [22].

Im Ausdauerbereich werden dazu Schwellen in Bezug auf die Energiebereitstellungsarten bestimmt (aerobe und anaerobe Schwelle). An dieser Schwelle wird die innere Leistung der äußeren gegenübergestellt. Eine Leistungssteigerung wird erreicht, wenn bei gleicher äußerer Belastung eine geringere innere Beanspruchung benötigt wird bzw. bei konstanter innerer Beanspruchung eine höhere äußere Belastung erzielt wird. In Kenntnis der Schwellenwerte kann ein gezieltes Training durchgeführt werden (siehe Abschnitt 2.5.3).

2.4.1 Leistungsdiagnostik auf Grundlage von Schwellenkonzepten

Die nachfolgenden Erläuterungen beziehen sich auf Abbildung 2.7.

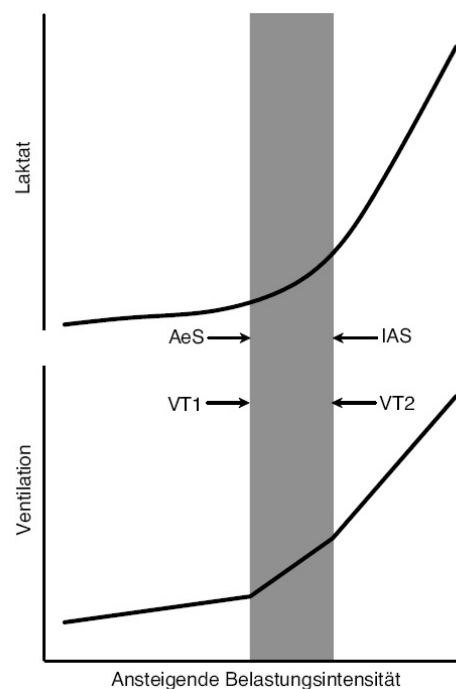


Abbildung 2.7: Ventilatorische (VT1, VT2) und Laktatschwellen (AeS, IAS) während schrittweiser Belastungssteigerung bis hin zum Maximum [52]

Bei geringer körperlicher Belastung erfolgt die Energiebereitstellung im Körper vorwiegend aerob durch Fettverbrennung. In diesem Bereich pendelt der Laktatwert um seinen Basiswert (Aerobe Schwelle – AeS), welcher im Mittel bei 1,5 mmol/l–2 mmol/l liegt und somit individuell unterschiedlich ist.

Bei zunehmender körperlicher Belastung setzt vermehrt die Verstoffwechslung von Kohlenhydraten ein; anfangs rein aerob, dann zunehmend anaerob. In diesem Stadium kann bereits ein erster Anstieg der Blutlaktatkonzentration über dem Ruhewert festgestellt werden, welcher respiratorisch zu einem ersten nichtlinearen Anstieg der Ventilation (VE) führt. Dieser *Knickpunkt* entspricht der *aeroben Schwelle* (AeS), welche auch als Lactate Threshold (LT) bzw. respiratorisch als ventilatorische Schwelle (VT1) bezeichnet wird. Die aerobe Schwelle stellt den „Punkt des optimalen Wirkungsgrads der Atmung“ [43] dar, ist definiert als der Bereich des Übergangs zwischen rein aerober zur partiell anaeroben, laktazidgedeckter Stoffwechselleistung und liegt je nach Leistungsstand und Bewegungsform zwischen 40 %–65 % der $VO_{2,max}$ [52].

Bei einer weiter steigenden Belastung führt die anaerobe Glykolyse zu steigenden Laktatwerten. In diesem *aerob-anaeroben Übergangsbereich* gilt jedoch weiterhin, dass sich Laktatproduktion und -elimination das Gleichgewicht halten. Dies gilt bis zum Erreichen der *anaeroben Schwelle* (IAS oder IAT), welche die individuelle Blutlaktatkonzentration repräsentiert, bei der sich Laktatproduktion und Laktatelimination noch ausgleichen. Eine höhere Intensität würde zu einer Laktatakkumulation führen, was bei längerer Dauer einen vorzeitigen Belastungsabbruch bedeuten würde. Definitionsgemäß ist dieses *max. Laktat-Steady-State* die höchstmögliche Belastungsintensität, welche ohne Anstieg des Blutlaktates über 30 min aufrechterhalten werden kann.¹⁰ Im Bereich der anaeroben Laktatschwelle liegt der zweite überproportionale Anstieg der Ventilation, der auch als respiratorischer Kompensationspunkt (VT2 oder RCP) bezeichnet wird, aber nicht punktgenau mit der anaeroben Laktatschwelle identisch ist [53]. Durch die vermehrte Laktatbildung wird zusätzlich Kohlenstoffdioxid freigesetzt und über die Lunge abgeatmet. Spirometrisch wird dies durch eine verhältnismäßige Zunahme des ausgeatmeten Kohlenstoffdioxids gegenüber dem eingeatmeten Sauerstoff erfasst; bei einem ausgeglichenen Verhältnis dieser beiden Gase ist die anaerobe respiratorische Schwelle bereits überschritten. Die Leistung an der anaeroben Schwelle („Dauerleistungsgrenze“ nach Hollmann und Hettinger [43]) beträgt in Abhängigkeit von der Sportart und dem Trainingszustand ca. 60 %–85 % der $VO_{2,max}$.

¹⁰Bei hinreichenden Energiereserven.

2.4.2 Standardisierte leistungsdiagnostische Verfahren

Im Folgenden wird ein Überblick der gebräuchlichsten Verfahren zur Schwellenberechnung gegeben. Der Conconi-Test ist der meist umstrittene der hier vorgestellten Tests, wird aber aufgrund seiner einfachen Realisierbarkeit häufig angewendet.

2.4.2.1 Conconi-Test

Der Conconi-Test beruht darauf, dass bei einer Leistungssteigerung die Herzfrequenzkurve¹¹ des Athleten, die zunächst linear ansteigt, ab einem gewissen Punkt abflacht (*Levelling-off*). Dieser Punkt wird mit dem Übergang in den anaeroben Bereich gleichgesetzt (Individuelle Anaerobe Schwelle – IAS).

Die Hauptkritikpunkte an diesem Test sind zum einen, dass nicht alle Athleten diese Abflachung beim Herzfrequenzverlauf aufweisen und zum anderen, dass die Conconi-Schwelle nicht mit der anaeroben Schwelle übereinstimmt. Der große Vorteil dieses Tests ist es jedoch, dass er mit aktuell verfügbaren Pulsuhren eigenständig durchgeführt werden kann. Auch wenn die Conconi-Schwelle nicht die anaerobe Schwelle darstellt, können dennoch Aussagen über den Konditionsstand des Athleten gemacht werden. Eine Verschiebung der Herzfrequenzkurve¹¹ nach rechts bedeutet eine Verbesserung der Leistung.

Durchführung:

Nach einer sportspezifischen Erwärmung bei einer für den Trainingszustand geringen Intensität wird diese rampenförmig oder in kurzen Zeitabständen gesteigert. Mit einer Steigerung der Leistung bzw. Geschwindigkeit geht eine Reduktion der Zeit einher; die geleistete Arbeit bleibt konstant. Ein Kreislauf- oder Laktat-Steady-State ist nicht erforderlich oder sogar unerwünscht.

2.4.2.2 Laktat-Stufentest

Der Laktat-Stufentest ist ein ergometrisches Verfahren zur Schwellenberechnung mittels Bestimmung der Laktatkonzentration im Kapillarblut.

Durchführung:

Der Athlet absolviert ein Stufenprotokoll, bei dem, beginnend von einer dem Trainingszustand des Sportlers entsprechenden Anfangsbelastung, die Steigung stufenweise erhöht wird. Diese Stufendauer sollte mindestens drei Minuten betragen, damit sich ein jeweiliger konstanter Laktatwert einstellt. Die Stufenhöhe richtet sich nach dem Trainingsstand bzw. Leistungsniveau des Probanden. Am Ende einer Belastungsstufe erfolgt eine Blutentnahme am Ohrläppchen. Im Labor ist der

¹¹ Abszisse: Leistung (Fahrradergometer) bzw. Geschwindigkeit (Laufband), Ordinate: Herzfrequenz.

2 Leistungsmessung im Sport

Laktattest kombinierbar mit der Spirometrie zur Erfassung ventilatorischer Größen (z. B. $VO_{2,max}$ und ventilatorischer Schwellen (siehe Abschnitt 2.4.2.3)).

Das Ergebnis eines Laktat-Stufentests ist in Abbildung 2.8 dargestellt.

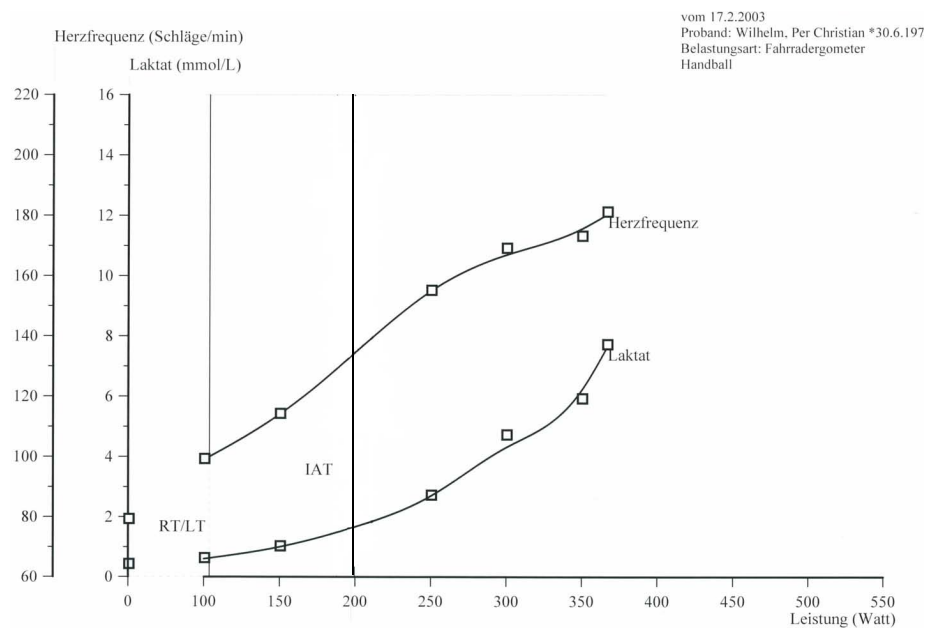


Abbildung 2.8: Ergebnis eines Laktat-Stufentests:
Laktatleistungskurve mit *aerober* (*LT*) und *anaerober Schwelle* (*IAT*)

2.4.2.3 Ventilations-Rampentest

Der Ventilations-Rampentest ist ein ergometrisches Verfahren der Spirometrie (siehe Abschnitt 2.3.1.1). Mittels Atemgasanalyse können die Mengen an eingeatmetem Sauerstoff und produziertem Kohlenstoffdioxid gemessen werden und das Verhältnis der Gase zueinander bestimmt werden (Gleichung A.2).

Durchführung:

Der Athlet hat ein rampenförmiges Belastungsprotokoll zu absolvieren. Die Belastungssteigerung wird so gewählt, dass der Proband den Test etwa 20 Minuten durchführt und am Ende zur völligen Erschöpfung (Ausbelastung) gelangt.

Das Ergebnis eines Ventilations-Rampentests ist in Abbildung 2.9 dargestellt.

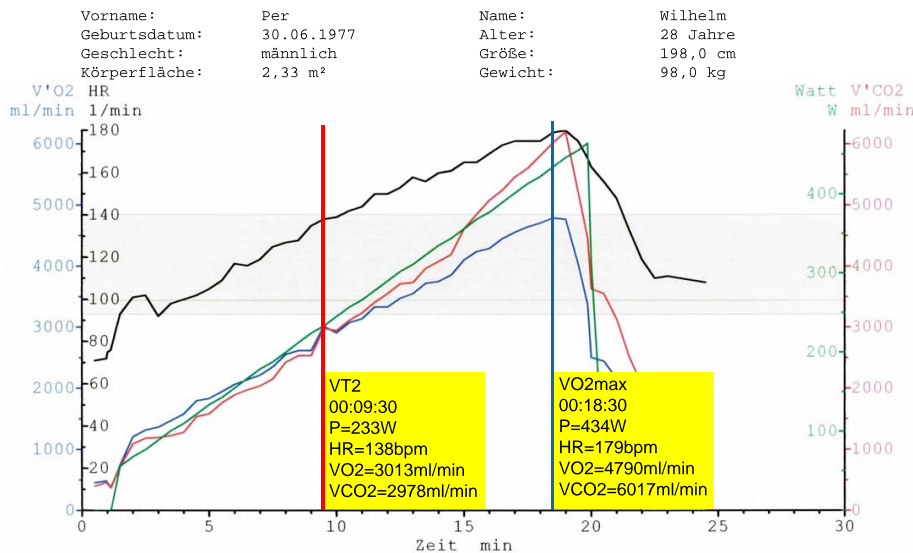


Abbildung 2.9: Ergebnis eines Ventilations-Rampentests:
Leistungsgrafik einer Spiroergometrie mit *anaerober Schwelle (VT2)*

2.4.3 Zusammenfassung und Problematik leistungsdiagnostischer Untersuchungen

Das Ergebnis einer leistungsdiagnostischen Untersuchung ist die Gegenüberstellung der inneren Beanspruchung (z. B. Herzfrequenz) und der äußeren Belastung (beispielsweise physikalische Laufleistung). Präzise Analysemöglichkeiten existieren derzeit nur im Labor und in Feldtests unter standardisierten Bedingungen. Die Erkenntnisse eines entsprechenden Laufband-, Fahrrad- oder Rudertests sind für Spisportler aber nur bedingt aussagekräftig, da die Tests in einer sportartunspezifischen Belastungsform stattfinden. Somit kann zwar die aerobe Ausdauer des Athleten widerspiegelt werden, nicht aber dessen Leistungsfähigkeit in seiner Sportart.

Ein großes Problem leistungsdiagnostischer Untersuchungen ist daher die unbefriedigende Übertragbarkeit auf Sportarten, für die es keine entsprechenden Ergometer gibt. Ein Bedarf besteht somit im Bereich der Leistungsdiagnostik und -überwachung von Mannschaftsspielen, bei denen vielfältige Bewegungsmuster auftreten.

Ein weiteres großes Problem in der Leistungsdiagnostik ist die schlechte Vergleichbarkeit von Untersuchungen, denn in der professionellen Sportwissenschaft existieren zwei anerkannte Verfahren mit unzähligen Auswertungsmethoden (siehe Anhang A.10). Auch die Testdurchführung (Ventilationstest: Rampenprotokoll – Laktatstest: Stufenprotokoll) ist nicht vergleichbar. Zudem existieren beim

2 Leistungsmessung im Sport

Laktat-Stufentest unterschiedliche Belastungsprotokolle (siehe Anhang A.10). Daher variieren trotz aller Fortschritte in der Sportmedizin die Werte für die aerobe und anaerobe Schwelle bei den verschiedenen Untersuchungsmethoden erheblich.

Bei dieser großen Anzahl von veränderbaren Parametern kann ein Sportler seinen Ausdauerzustand folglich nur überprüfen, wenn er die Untersuchungen stets mit einem identischen Testverfahren durchführt. Einen Überblick über die gängigen leistungsdiagnostischen Testverfahren verschafft Tabelle 2.4.

Tabelle 2.4: *Leistungsdiagnostische Tests – Überblick*

	Conconi-Test	Laktattest	Ventilationstest
aufgenommener Messwert	Herzfrequenz	Blutlaktat	Sauerstoffaufnahme Kohlenstoffdioxidabgabe
Protokoll	stufenförmige Belastungssteigerung bei konstanter Durchschnittsleistung	stufenförmige Belastungssteigerung	rampenartige Belastungssteigerung
Aussage über anaerobe Schwelle	geringe Genauigkeit, da die Schwelle nicht immer genau identifiziert werden kann; bedingte Aussagekraft, da die Schwelle nicht punktidentisch mit der anaeroben Schwelle ist	bestmögliche Genauigkeit	hohe Aussagekraft durch gute Einblicke in den Stoffwechsel
technischer & personeller Aufwand	+ gering	* mittel	- groß
Anschaffungskosten	+ sehr gering	* mittel	- hoch
Unterhaltungs- & Wartungskosten	+ nahezu keine	+ gering	* mittel

2.5 Trainings- und Wettkampfgestaltung

Trainings- und Wettkampfgestaltung aufgrund von Schwellenkonzepten sind eine gängige Vorgehensweise in der Sportwissenschaft im Ausdauerbereich. Möglichkeiten zur praktischen Durchführung existieren dabei in der Form einer *Steuerung* oder *Regelung*. Eine Steuerung bezeichnet aus regelungstechnischer Sicht die äußere Beeinflussung des Systemverhaltens – nicht vorgesehen ist eine Gegensteuerung in Form einer Rückkopplung (engl. *Feedback*), so wie es eine Regelung vorsieht.

2.5.1 Steuerung

Der Breiten- und Amateursport ist engen Restriktionen im Hinblick auf den finanziellen und zeitlichen Aufwand unterworfen. Zur Verbesserung der Leistungsfähigkeit (*Steuergröße*) Einzelner oder der gesamten Mannschaft wird oft eine einfache Realisierung der Trainings- und Wettkampfgestaltung vorgenommen, die Steuerung (Abbildung 2.10).

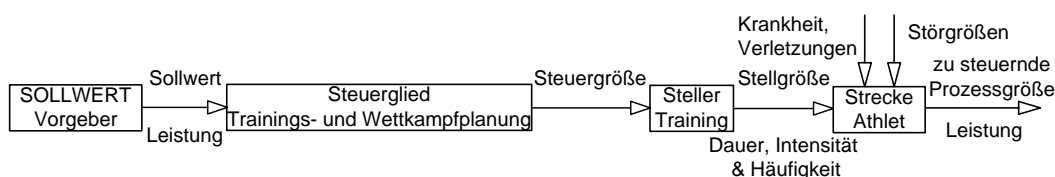


Abbildung 2.10: Beispiel einer Steuerung im Bereich Sport

Die Sollgrößenermittlung erfolgt dabei meist mit statistischen Normwerten oder Faustformeln, welche u. a. Geschlecht, Alter, Gewicht und Größe mit in die Berechnung einfließen lassen. Vorgabewerte sind dabei beispielsweise Größen wie die Herzfrequenz oder die Laufgeschwindigkeit. Diese Werte können für *Normpersonen* gut zutreffen, aber auch erheblich abweichen. Anhand dieser nur sehr grob individuellen Sollvorgaben trainiert der Sportler. Dieser hat zwar ein subjektives Empfinden in Bezug auf seine Leistung, ein objektives Feedback erfolgt jedoch nicht. Zu viel (Übertrainingseffekt) oder zu wenig Training sind die Konsequenz und führen zu einer nicht optimalen Leistung im Wettkampf. In diesen Leistungsklassen wird sich mit den Mottos «Training ist besser als keins» oder «Je mehr Training desto besser» begnügt.

2.5.2 Regelung

Eine gezielte Optimierung der Leistung ist dann möglich, wenn Rückkopplungen (Feedbacks) eingeführt werden [42]. Durch eine ständige Leistungsdiagnostik als Grundlage wird aus einer Trainings- und Wettkampfsteuerung eine Regelung (Abbildung 2.11).

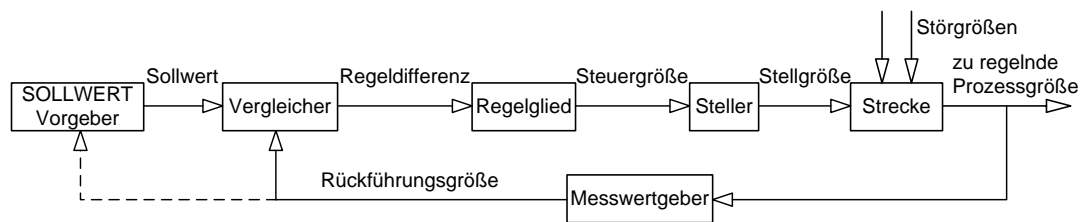


Abbildung 2.11: Blockschaltbild einer Regelung

SOLLWERT-Vorgeber Eine Sollwert-Vorgabe kann aus einer Vergleichsnorm oder einem Anforderungsprofil stammen. Um eine individuelle Sollgröße zu bekommen, sind leistungsdagnostische Tests erforderlich, welche Vergleichsnormen immer vorzuziehen sind.

Vergleicher Der Vergleicher vergleicht Sollwert und Rückführungsgröße und liefert als Ergebnis die (Regel-)Differenz.

Regelglied Eine Differenz aus Sollwert und Rückführungsgröße führt als Konsequenz zu einer Änderung der Trainings- bzw. Wettkampfplanung. Für den Wettkampf bedeutet dies beispielsweise, dass der Trainer einen Spieler auswechseln kann. Für das Training bedeutet dies beispielsweise im Einzelnen, dass Trainingsziele, -inhalte, -methoden und -mittel überprüft und angepasst werden müssen. In der Auslegung dieses Regelglieds besteht der maßgebliche Teil der Arbeit eines Trainers oder Sportwissenschaftlers.

Steller Der Steller ist das Training oder der Wettkampf an sich. Möglich sind Änderungen in Bezug auf die Intensität, Dauer und Häufigkeit. Diese Punkte können noch um Vorbereitung und Nachbereitung (Regeneration) einschließlich Punkte wie Ernährung etc. erweitert werden.

Strecke Als Strecke kann das Team oder der einzelne Spieler an sich gesehen werden. In dieser Arbeit wird der Sportler als *Black Box* betrachtet, im Gegensatz zur „Modellgestützten Leistungsdiagnostik“, wo der Athlet als *White Box* betrachtet wird [86].

Messwertgeber Der Messwertgeber ist unterteilt in den *Messwertaufnehmer* und *-umformer*. Der *Messwertaufnehmer* (Sensor, Fühler) erfasst den zu regelnden Prozesswert. Der *Messwertumformer* wandelt diesen Messwert in die Rückführungsgröße um. Der Messwertgeber entspricht der Leistungsdiagnostik.

Um den momentanen Leistungsstand angeben zu können, bedarf es geeigneter Diagnosewerkzeuge (Messwertgeber). Diese Diagnosemöglichkeiten sind in Sportspielen nur begrenzt und eingeschränkt verfügbar und führen dazu, dass die Regelschleife nicht geschlossen werden kann, da keine Messwernerfassung möglich ist. Ein objektives Feedback kann somit nicht erfolgen.

2.5.3 Geregeltes Training auf Basis von Schwellen – Schwellentraining

Trainings- und Wettkampfgestaltung aufgrund von Schwellenkonzepten sind in Ausdauersportarten nicht unumstritten, stellen aber dennoch den Standard dar. Grund für die Zweifel ist die Vielzahl von unterschiedlichen Methoden zur Schwellenbestimmung, die letztendlich in differierenden Schwellenwerten resultieren.

Leistungsempfehlungen können anhand der äußeren Belastung (z. B. Laufgeschwindigkeit) oder der inneren Beanspruchung (z. B. Herzfrequenz) erfolgen. Die Beziehung zwischen der Leistung und der Herzfrequenz ist die gängigste Vorgehensweise zur Trainings- und Wettkampfgestaltung. Hierbei existieren (die erwähnten) einfachen Verfahren, die sich an statistischen Normwerten oder Faustformeln orientieren, bis hin zu komplexeren Modellen, die z. B. über den Zwischenwert Sauerstoffaufnahme die Leistung berechnen.

Die erste Schwelle, die bei zunehmender Belastung überschritten wird, ist die *aerobe Schwelle* (siehe Abbildung 2.12). Training unterhalb der aeroben Schwelle dient der Regeneration, Training oberhalb der aeroben Schwelle stellt ein extensives (ausgeweitetes) Grundlagenausdauertraining dar. Die zweite Schwelle, welche bei steigender körperlicher Anstrengung erreicht wird, ist die (*individuelle*) *anaerobe Schwelle*. Unterhalb der anaeroben Schwelle findet ein intensives Grundlagenausdauertraining statt. Training im Bereich der anaeroben Schwelle wird als Schwellentraining bezeichnet, Training oberhalb der anaeroben Schwelle als Intervalltraining.

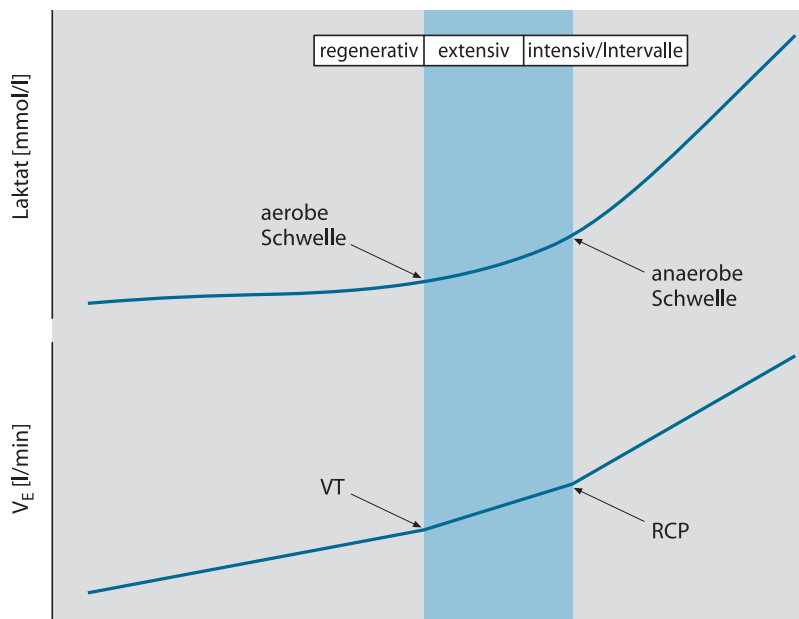


Abbildung 2.12: Trainingsbereiche nach Schwellen während ansteigender Belastung [53]

In Abhängigkeit vom Trainingsziel lässt sich mehr der anaerobe oder der aerobe Energiestoffwechsel trainieren. Dabei unterstützt die *Schwelle* die Trainingssteuerung im Wesentlichen in zwei Punkten [38]:

1. Beurteilung der Leistungsänderungen des aeroben und anaeroben Stoffwechsels, wodurch sie zur Trainingsmittelüberprüfung eingesetzt werden kann (eine Verschiebung der Laktatleistungskurve nach rechts bedeutet beispielsweise eine Verbesserung der aeroben Ausdauer).
2. Angaben über die Trainingsintensität in Abhängigkeit vom Trainingsziel (Trainingssteuerung im engeren Sinne).

2.6 Zusammenfassung

In Kapitel 2 wurden die Grundlagen der sportmedizinischen Leistungsdiagnostik und -messung (Leistungsphysiologie) erläutert und ihre Einschränkungen in Bezug auf Sportspiele diskutiert. Es hat sich herausgestellt, dass eine Leistungsabschätzung über die innere Beanspruchung wie auch über die äußere Belastung möglich ist; bestmöglich wird eine Kombination beider Methoden eingesetzt. Zur Messung der Leistung über die innere Beanspruchung wird die Herzfrequenz, zur Messung der Leistung über die äußere (physikalische) Belastung wird die Laufgeschwindigkeit erhoben.

3 Beschreibung des Monitoringsystems

Die Verfügbarkeit leistungsdiagnostischer Daten von Sportlern während des Trainings bzw. Wettkampfes stellt die Grundlage für eine optimale Leistungserbringung dar. Bei den betrachteten leistungsdiagnostischen Daten handelt es sich sowohl um die innere Leistung (Vitalparameter: Herztätigkeit) als auch um die äußere (physikalische) Leistung (Parameter: Geschwindigkeit). Durch Kopplung der Positionsdaten mit den physiologischen Daten kann der individuelle Beanspruchungsgrad der jeweiligen Spielsituation zugeordnet werden.

Dieses Kapitel stellt die Anforderungen der beiden Verfahren zur Bestimmung der inneren und äußeren Leistung dar. Existieren kommerzielle oder wissenschaftliche Systeme, die für dieses Szenario eingesetzt werden können, werden diese im Hinblick auf die Restriktionen vorgestellt. Erfüllen die verfügbaren Systeme die Anforderungen nicht, so ist ein eigenes System zu entwickeln.

Im kommerziellen Bereich des Fußballsports sind Systeme zur Leistungsmessung über die äußere Belastung bereits flächendeckend in den Stadien der Spitzenvereine Europas installiert und einsatzbereit [10]. Genutzt werden diese Monitoringsysteme unter anderem vom Trainerstab. In diesem Stab befindet sich (des Öfteren) auch ein Team für Spielanalyse und Trainingssteuerung mit einem separaten Videoanalysten. Des Weiteren werden solche Systeme von diversen Fernsehanstalten zur Einblendung von Zusatzinformationen genutzt. Mit diesen Informationen als Hintergrundwissen werden umfangreiche Diskussionen gestartet. Diese Systeme sind, dem finanziellen Budget dieser Sportart entsprechend, teuer. Eingesetzte Technologien sind dabei Wärmebildkameras oder funkbasierte Ortungssysteme auf Grundlage von Laufzeitunterschieden. Die Installation der Kameras kostet rund 25000 € [10]. Der Preis für die acht Kameras, die unter dem Tribünendach angebracht werden sowie die Software liegt bei etwa 90000 €. Die Aufbereitung und Pflege der Daten kostet pro Spiel 3000 €, so dass pro Saison noch einmal zwischen 50000 € und 100000 € [85] anfallen.

3.1 Systeme zur Messung der Leistung über die innere Beanspruchung

Verfahren der direkten Kalorimetrie (Messung von Wärmemengen) zur Messung des Energieumsatzes eines Organismus kommen für Mannschaftssportarten nicht in Betracht, da in einer Klimakammer der Energieumsatz nicht nach den einzelnen Individuen getrennt werden kann; vom apparativen und finanziellen Aufwand

ganz abgesehen. Werden ebenfalls die invasiven Methoden zur Bestimmung des Energieumsatzes ausgeschlossen, bleiben indirekte Verfahren wie die Spirometrie (siehe Abschnitt 2.3.1.1) und die Schätzmethode mittels Herzfrequenz (siehe Abschnitt 2.3.1). Die Spirometrie scheidet aus praxistauglichen Gesichtspunkten aus, da sie sowohl den Sportler in seinen Handlungen beeinträchtigt als auch für ihn selber sowie seine Mit- und Gegenspieler ein erhebliches Verletzungspotenzial darstellt. Methoden zur Abschätzung des Energieumsatzes über die Herzfrequenz sind zur Zeit Standard und stellen den besten Kompromiss zwischen (Mess-)Genauigkeit, -Aufwand und Praxistauglichkeit dar.

3.1.1 Rahmenbedingungen für das Überwachen von Biosignalen

Bei der Aufzeichnung von Biosignalen ist das Tragen körpernaher Sensoren unvermeidbar. Dies sollte möglichst die einzige Beeinträchtigung der Sportler darstellen. Die Verwendung eines Empfängers, z. B. in Form einer Armbanduhr, ist nicht mehr erforderlich.

Für unsere Applikation gelten die folgende Anforderungen:

- Drahtlose Multipunkt-zu-Punkt-Verbindung
- Hohe Reichweite (≥ 30 m aufgrund der Spielfeldgröße)
- Geringe Paketgröße
- Geringe Paketverlustrate
- Lange Batterielebensdauer (≥ 24 h)
- Anzahl Teilnehmer ≥ 30 (simultane Überwachung von zwei Mannschaften)
- Zwei Übertragungsmodi (kontinuierlich¹² und diskret¹³)
- Unterstützte Sensoren:
 - Herztätigkeit – ECG/EKG
 - (Haut-)Temperatur – ST (optional)
 - Hautleitwert – SCL (optional)
- Geringe Abmessungen und Gewicht
- Geringe Beeinträchtigung für den Träger
- Keine Verletzungsgefahr für Mit- und Gegenspieler

3.1.2 Kommerzielle Herzfrequenzmessgeräte

Kommerzielle Herzfrequenzmessgeräte (engl. *Heart Rate Monitor* – HRM, im Sportbereich umgangssprachlich oft Pulsmesser genannt) stellen standardmäßig eine Punkt-zu-Punkt-Verbindung zwischen einem Brustgurt als Sendeknoten und einem Empfänger in Form einer Armbanduhr über eine kurze Entfernung (0,5 m–1 m) dar.

¹²Dieser zeitlich hochauflösende Modus (Abtastfrequenz: 200 Hz) wird zur Übertragung von Sensorrohdaten für die Entwicklung eigener Algorithmen eingesetzt.

¹³Dieser zeitlich niedrig auflösende Modus (Übertragungsfrequenz: 5 Hz) dient der Übertragung der ausgewerteten Merkmale der Sensordaten.

3.1 Systeme zur Messung der Leistung über die innere Beanspruchung

Es wird ein uncodierter Signalpeak im 5,3 kHz-Bereich ausgesendet, welcher von Empfängern im unmittelbaren Umkreis empfangen und somit als eine Punkt-zu-Multipunkt-Verbindung angesehen werden kann. Signale des Nachbarn werden mitempfangen und verarbeitet. „Gleichzeitig empfangene Signale von mehr als einem Sender können zu fehlerhaften Messungen führen“ [79] und sorgen zusätzlich für Zuordnungsschwierigkeiten. Aufgrund der geringen Reichweite muss der Empfänger körpernah getragen werden. Es entsteht eine weitere potenzielle Verletzungsgefahr für den Athleten sowie seine Mit- und Gegenspieler.

Bereits bei HRMs mit analoger bzw. analog codierter Übertragungstechnologie ist es möglich, die genauen Abstände der Herzschläge zu bestimmen, verarbeiten, übertragen und zu speichern (Polar S810 [79]). Neben der Codierung der analogen Funksignale gibt es eine große Tendenz zu digitalen Funkübertragungstechnologien, mit eindeutiger Identifizierung der Sender-/Sensoriknoten. Mit einer entsprechend erhöhten Sendeleistung ist es diesen Brustgurtmodulen möglich, von 10 m bis zu 100 m zu senden. Nutzbar sind diese Teamsysteme (Satz aus Sendern und Empfänger vgl. Abbildung 3.1) allerdings nur mit proprietärer Software des Herstellers. Online dargestellt werden die gefilterten Herzfrequenzverläufe. Ein Offline-Export ist möglich; es existiert jedoch keine offene Schnittstelle für die eigene Online-Datenverarbeitung.

Kommerziell verfügbare Systeme sind nicht erweiterbar und bringen eigene und feste Kombinationen aus Sensoren und Funkmodul (Brustgurt) mit, die meistens nicht mit anderen Sensoren (z. B. EKG-Shirt mit textilen Sensoren) kombinierbar sind.

Zusammenfassend gilt für kommerzielle Herzfrequenzmessgeräte:

Vorteile:

- Ausreichende Sendereichweite (bis zu 100 m)
- Übertragung sehr genauer Herzfrequenzwerte möglich (Genauigkeit: 1 ms)
- Offline-Export möglich
- Online-Darstellung möglich

Nachteile:

- Nicht kombinierbar mit textilem EKG-Shirt
- Online-Einbettung in eigene Software nicht möglich



(a) Suunto Team POD – Preis 1500 € [91]



(b) Polar Team² Pro – Preis 1800 € [80]

Abbildung 3.1: Kommerzielle Systeme zur Herzfrequenzüberwachung von Mannschaften

3.2 Systeme zur Messung der Leistung über die äußere Belastung

Schon die Nutzung relativ rudimentärer Ansätze zur Bestimmung der Leistung über die äußere Belastung zeigt, dass zu deren Ermittlung neben dem Gewicht des Spielers die momentane Geschwindigkeit in einer hohen Auflösung benötigt wird; bei nicht horizontalen Bewegungen ist noch der Steigungswinkel erforderlich. Der im Vergleich zu den übrigen Größen am schwierigsten zu bestimmende Parameter zur Leistungsberechnung ist die aktuelle Geschwindigkeit. In Bezug auf die Genauigkeit (zeitliche und räumliche Auflösung) muss zwischen den einzelnen Anwendungen unterschieden werden.

Beim Radsport kann die Geschwindigkeit mittels Frequenzsensor (Zähler), Reifenlänge und Chronograf ermittelt werden. Im Profibereich wird zudem eine Leistungsmessung am Tretlager (Kurbelleistung) vorgenommen.¹⁴ Auch der Einsatz eines GPS-Sensors stellt sich im Radsport als unproblematisch dar; das Gewicht des Sensors ist im Vergleich zum Sportgerät vernachlässigbar, eine Verletzungsgefahr nicht absehbar.

Bei den Laufsportarten wie Jogging oder (Nordic-)Walking ist ein Beschleunigungssensor ausreichend. Mittels Integration können Geschwindigkeit und zurückgelegte Wegstrecke ermittelt werden. Zur Bestimmung der Steigung kann ein (barometrischer) Höhenmesser eingesetzt werden. Dies alles ist als integrierte Lösung bereits von verschiedenen Firmen (z. B. Polar, Suunto, Garmin) erhältlich. Soll die absolute Position in einem digitalen Strecken-/Wegatlas verfolgt werden, erfolgt eine Ausstattung mit einem GPS-Empfänger, welcher erheblich größer und energiebedürftiger ist als Beschleunigungs- und Höhenmesser zusammen. Letztgenannte Sensoren könnten beim Einsatz von GPS-Empfängern allerdings wegfallen.

Problematisch wird die Bestimmung der Momentangeschwindigkeit bei Sportarten wie Fußball, Handball, Basketball, (Eis-)Hockey oder American Football (eingeschränkt Volleyball, (Tisch-)Tennis, Badminton, Squash)), da komplexe Bewegungsabläufe vorliegen. Die geforderte Genauigkeit in Bezug auf die zeitliche und räumliche Auflösung lässt sich mit den oben beschriebenen Systemen nur grob erreichen. Häufige und schnelle Richtungs- und Geschwindigkeitsänderungen erfordern eine zeitlich und räumlich hochaufgelöste Positionserfassung zur Geschwindigkeitsbestimmung. Positionsbestimmungen sind mithilfe von Videokameras oder Funknetzwerken möglich. Aus der Änderung der Position kann die Momentangeschwindigkeit abgeleitet werden.

3.2.1 Rahmenbedingungen für das Aufzeichnen kinematischer Daten

Zur detaillierten und hinreichend genauen Bestimmung der physikalisch erbrachten Leistung sind die Aktivitäten des Körperschwerpunktes sowie der Extremitäten

¹⁴Powermeter der Firma SRM – Schoberer Rad Messtechnik.

zu erfassen [102]. Für eine Abschätzung wird der Schwerpunkt des Körpers als Massepunkt angesehen, der sich in einer Ebene (zweidimensional – 2D) bewegt (siehe Abschnitt 2.3.2.2). Dazu ist eine zeitlich und räumlich hinreichend genaue Erfassung der Änderung des zurückgelegten Weges pro Zeiteinheit erforderlich. Diese Daten können zum einen aus abgeleiteten Positionsdaten und zum anderen aus integrierten Beschleunigungsdaten der Spieler gewonnen werden.

Bei der Messung der Leistung über die äußere Belastung (Parameter Geschwindigkeit) durch ein Positionsbestimmungssystem besteht die Möglichkeit der Realisierung mittels eines aktiven oder passiven Systems. Das passive System stellt keine Beeinträchtigung für die Sportler sowie keine Verletzungsgefahr für Mit- und Gegenspieler dar, da die Sportler keine mobilen Sensoren oder Auswertungs- und Übertragungselektronik mit sich tragen müssen. Der Nachteil dieser Variante besteht derzeit noch in der fehlenden Online-Realisierung.

Die Möglichkeit einer Online-Auswertung und -darstellung der Bewegungserfassung liefern mobile Sensorknoten, welche die Sportler bei sich tragen. Sie dürfen keine Verletzungsgefahr darstellen und müssen den gewohnten Tragekomfort von Sportkleidung bieten. Dabei werden die Athleten mit Sensoren ausgestattet, bei denen es sich vorzugsweise um Messungen von Laufzeitunterschieden (mittels GPS, RTLS, Radar) und Beschleunigungssensoren (im/am Schuh) handelt. Im Weiteren werden kommerzielle Systeme im Hinblick auf ihre Tauglichkeit für das beschriebene Szenario getestet. Die Bewertung der gemessenen Fehler geschieht mithilfe von Prozentkategorien. Diese Kategorien sind für den Fußballsport entwickelt worden. Carling u. a. [17] befinden Ergebnisse mit weniger als 7 % Abweichung als annehmbar. Sie meinen, "that these relatively small overestimations combined with an acceptable level of relative technical error of measurement both within and between trackers should not prevent the use [...] of these technologies to monitor player movements" [17, S. 847]. Da in der vorliegenden Arbeit nicht exakt zwischen technischen Fehlern durch das System und Fehlern bei der Durchführung der Untersuchung differenziert werden kann, sind die Kategorien der Fehlerbewertung durch den Verfasser, wie Tabelle 3.1 zeigt, angepasst worden. Die folgenden Kategorien werden zur Beurteilung der Ergebnisse benutzt:

Folgende Spezifikationen gelten für Positionsbestimmungssysteme:

- Hohe räumliche Auflösung (Genauigkeit Wegmessung ≥ 95 %)
- Hohe zeitliche Auflösung (≥ 25 Hz)

Für den Fall von aktiven Systemen gilt zusätzlich:

- Geringe Abmessungen und Gewicht
- Geringe Beeinträchtigung für den Träger
- Keine Verletzungsgefahr für Mit- und Gegenspieler

Tabelle 3.1: Entwickelte Bewertungskategorien für das Videotracking in Anlehnung an Carling u. a. [17]

Prozentuale Abweichung	Bewertung
$\leq -15\%$	sehr schlecht
-15 % bis -10 %	schlecht
-10 % bis -5 %	gut
-5 % bis 0 %	sehr gut
0 % bis 5 %	sehr gut
5 % bis 10 %	gut
10 % bis 15 %	schlecht
$\geq 15\%$	sehr schlecht

3.2.2 Systeme zur Erfassung kinematischer Daten

3.2.2.1 Passive Positionsbestimmungssysteme

SAGIT

Das „Machine Vision Laboratory“ der Fakultät für Elektrotechnik an der Universität von Ljubljana (Slowenien) beschäftigt sich seit über 10 Jahren mit Bildverarbeitungs-algorithmen zum Tracking von Spielern in Sportarten wie Handball, Basketball und Squash (sowie Roboterfußball). Seit einigen Jahren beschäftigt sich die Gruppe zudem mit der Spielanalyse, speziell in der Sportart Basketball. Eingesetzte und getestete Algorithmen sind folgende:

- Template-Tracking (Verfahren auf Grundlage von Mustererkennung)
- RGB Farb-Tracking
- Kombination aus Farb- und Template-Tracking
- Partikelfilter-basiertes Tracking

Die Aufzeichnung von Spielen erfolgt mit zwei analogen PAL-Kameras, welche jeweils digital zu einer maximal nutzbaren Auflösung von $702 \text{ px} \times 576 \text{ px}$ (768×576 quadratische Pixel) führen. Die Auflösung der Videodaten wird daraufhin halbiert (sowohl vertikal als auch horizontal), sodass die Datenmenge auf ein Viertel reduziert wird; anschließend werden die Videodaten komprimiert und gespeichert. Sowohl das Rauschen durch die Digitalisierung und Komprimierung als auch die Reduktion der Auflösung stellen zusätzliche Fehlerquellen dar. Personen auf dem Spielfeld werden im Durchschnitt mit lediglich $10 \text{ px} \times 10 \text{ px}$ wahrgenommen. Daher können keine Details der Spieler, wie beispielsweise der Kopf, separat identifiziert werden, sondern lediglich der komplette Torso. Dies führt wiederum in vielen Situationen dazu, dass ein Körper den anderen verdeckt und es somit zu keiner Identifikation und damit zu einer Unterbrechung des Trackings kommt [56].

APIDIS – Autonomous Production of Images based on DIstributed Sensing

Das Projekt APIDIS wird finanziert durch das 7. Rahmenprogramm der Europäischen Kommission im Forschungsgebiet intelligente Inhalte und Semantiken. Als Anwendung dienen Überwachungsszenarios oder Sportveranstaltungen wie Basketballspiele. Das Spektrum potenzieller Anwender reicht von Fernsehproduzenten bis zu Endbenutzern wie Trainern. Mit dem Projekt wird ein entgegengesetzter Weg eingeschlagen, indem eine Sporthalle mit sieben Kameras an unterschiedlichen Standorten ausgestattet wird; darunter zwei Kameras mit einer Auflösung von 1600 px × 1200 px unter dem Dach. Somit soll es mit mindestens einem Kamerabild möglich sein, einen Spieler vollständig zu erkennen und zu identifizieren [76].

Zusammenfassend gilt (siehe ebenfalls Tabelle 3.2):

Vorteile:

- Daten sind absolute Positionsdaten
 - Geschwindigkeit durch erste Ableitung
 - Beschleunigung durch zweite Ableitung
- Hohe zeitliche Auflösung
 - Geeignet zur Anzeige der Momentangeschwindigkeit
 - Rekonstruktion komplexer Bewegungsmuster möglich
- Ausreichende räumliche Auflösung
- Passives System
 - Keine Beeinträchtigung
 - Keine Verletzungsgefahr

Nachteile:

- Derzeit nicht online-fähig
- Initialisierung erforderlich
- Manuelle Eingriffe nötig

Tabelle 3.2: Übersicht videobasierte Trackingsysteme

	SAGIT	SPA ¹⁵	APIDIS
Anzahl der Kameras	2	2	7
Bildwiederholrate [fps]	25	30	24
Auflösung [px/m]			
- unter der Kamera	15	58	87
- im Randbereich (Basketball)	7	15	25
Datenrate [MB/s]			
- Sensorrohdaten (bei 8 bit)	21	48	308
- Komprimierte Daten	4	24	40
Kompression (Codec)	MJPEG (verlustbehaftet)	Lagarith (verlustfrei)	MJPEG (verlustbehaftet)

¹⁵Zum Vergleich wird an dieser Stelle ein Vorgriff auf das eigens entwickelte Sports Performance Analyzer (SPA)-System getätigt, welches in Abschnitt 3.3 näher erläutert wird.

3.2.2.2 Aktive Positionsbestimmungssysteme

RTLS – Real-Time Locating System

Die Ortung basiert auf Mikrowellenentfernungsmessungen, wobei ein direkter Sichtkontakt zwischen Sender und Empfänger im Gegensatz zu videobasierten Systemen nicht notwendig ist. Zur Positionsbestimmung eines jeden Senders wird der Laufzeitunterschied des Mikrowellensignals zwischen einem Sender und mehreren Empfängern gemessen. Die Bestimmung der Position ist umso genauer, je größer der Laufzeitunterschied ist. Deswegen sind einige Empfänger möglichst weit vom Spielfeld entfernt angebracht. Um ein sehr genaues Ergebnis zu erhalten, ist es notwendig, alle Referenzsender und Empfänger mit einem hochgenauen Synchronisationssignals zu versorgen. Die Signale der Referenzsender werden am Boden kalibriert.

Die Firma Abatec Electronic AG vermarktet in Zusammenarbeit mit Inmotio Object Tracking BV ein Wireless Trackingsystem (LPM - Local Position Measurement). Mit dieser Technologie soll eine zentimetergenaue Ortung (± 3 cm) von bis zu 150 Teilnehmern möglich sein. Die Position kann bis zu 1000 mal pro Sekunde bestimmt und an die Empfänger übermittelt werden [1]. Die Problematik dieser sogenannten RTLS ist die Energieversorgung, welche den Ausmaßen nach den größten Teil dieser Geräten ausmacht; sowohl vom Volumen als auch vom Gewicht.

Zusammenfassend gilt:

Vorteile:

- System benötigt keine Kalibrierung
- Daten sind absolute Positionsdaten
 - Geschwindigkeit durch erste Ableitung
 - Beschleunigung durch zweite Ableitung
- Hohe zeitliche Auflösung
 - Rekonstruktion komplexer Bewegungsmuster möglich
 - Geeignet zur Anzeige der Momentangeschwindigkeit
- Ausreichende räumliche Auflösung

Nachteile:

- System kann nicht am Schuh befestigt werden
- Aktives System
 - Beeinträchtigung der Spieler
 - Verletzungsgefahr
- Große Abmessungen
- Hohes Gewicht

3.2.2.3 Geschwindigkeitsmesser

Radar

Die Funktionsweise des Messverfahrens basiert auf dem Dopplereffekt. Das Grundprinzip des Verfahrens beruht darauf, dass der Transceiver sinusförmige Wellen einer genau definierten Frequenz aussendet. Diese für den Menschen unbedenklichen Radarwellen breiten sich aus und werden von den getroffenen Objekten in alle Richtungen reflektiert. Ein Teil der reflektierten Strahlen kehrt mit einer von

der Sendefrequenz verschobenen Frequenz wieder zum Transceiver zurück, wo die Eigengeschwindigkeit anhand dieser Frequenzverschiebung des Mikrowellensignals bestimmt wird. Es spielt dabei keine Rolle, ob der Radarstrahl nach vorn oder hinten gerichtet wird.

Radargestützte Geschwindigkeitsmessung ist unabhängig von Personen sowie von der Boden- oder Oberflächenbeschaffenheit. Die Befestigung des Radarsensors erfolgt mittels eines elastischen Gurtes vorne an der Taille bzw. am Hosensbund. Die typische Genauigkeit des Tachometers liegt laut Herstellerangaben (Ciclosport, Sonic Instruments) bei ca. 99 %, welche in unabhängigen Tests allerdings nicht bestätigt werden konnte (vgl. Tabelle B.1 in Anhang B).

Zusammenfassend gilt:

Vorteile:

- Ausreichende räumliche Auflösung

Nachteile:

- Daten sind Relativgeschwindigkeiten
 - Wegstrecke durch Integration
 - Beschleunigung durch Ableitung
- System kann nicht am Schuh befestigt werden
- Aktives System
 - Beeinträchtigung der Spieler
 - Verletzungsgefahr

Beschleunigungssensoren

Beschleunigungssensoren am Fuß nutzen das typische Bewegungsmuster bei der Beschleunigung des Fußes, welches relativ personenunabhängig ist. Hersteller sogenannter Foot-Pods nutzen dieses Beschleunigungsmuster, um die individuelle Schrittlänge zu bestimmen.

Die am häufigsten zu findende *SpeedMax*-Technologie misst die Beschleunigungen bei jedem Schritt bis zu 1000 mal pro Sekunde, der Fußwinkel wird geschätzt und anschließend wird die resultierende Beschleunigung in Laufrichtung bestimmt [23]. Diese Daten werden für jeden Schritt integriert und die aktuelle Geschwindigkeit und Entfernung in Echtzeit berechnet. Mittels einer Kalibrierung können die Pods zusätzlich an den eigenen Laufstil angepasst werden. Ungenauigkeiten können auftreten, wenn Untergrund, Laufstil, Neigung oder die Positionierung des Sensors gegenüber dem Kalibrierungslauf abweichen. Laut Herstellerangaben (Garmin, Polar, Suunto) beträgt die Genauigkeit ohne Kalibrierung 97 %; mit Kalibrierung wird eine Genauigkeit von 99 % angegeben.

Da die Validierung durch den Hersteller nur für den Laufsport erfolgte, wurde ein Testparcours aufgebaut, welcher entweder Richtungswechsel (*Shuttle Run*) oder Kurvenläufe (*Square Run*) für abgesteckte Strecken enthielt. Dieser Parcours beinhaltete bereits erste repräsentative Lafelemente von komplexen Mannschaftsspielen.

Der Test¹⁶ kann daher als *Best-Case-Szenario* für komplexe Mannschaftsspiele und als *Worst-Case-Szenario* für den konventionellen Laufsport angesehen werden. Als Ergebnis konnte eine Genauigkeit bei der Wegmessung von 96 % festgestellt und somit die Herstellerangaben in etwa bestätigt werden.

Ein zweiter Testparcours wurde abgesteckt, um die Einsatztauglichkeit der Sensoren im Hinblick auf die komplexen Bewegungsabläufe in Mannschaftssportarten zu überprüfen. Dieser Parcours beinhaltet typische Bewegungsmuster von Sportspielen und kann somit eine Einschätzung über die Tauglichkeit der Sensoren für dieses Einsatzszenario geben (*Typical-Case-Szenario*). Beim Einsatz von Beschleunigungssensoren am Fuß konnte für komplexe Sportspiele eine Genauigkeit in Bezug auf die Wegmessung von etwa 90 % festgestellt werden. Somit eignen sich sogenannte Foot-Pods für eine grobe Online-Bestimmung des zurückgelegten Weges und der Geschwindigkeit. Eine Testbeschreibung und -auswertung befindet sich im Anhang B.2.

Zusammenfassend gilt:

Vorteile:

- Ausreichende zeitliche Auflösung
 - Geeignet zur Anzeige der Momentangeschwindigkeit
- Ausreichende räumliche Auflösung
- System kann am Schuh befestigt werden
 - Keine Beeinträchtigung
 - Keine Verletzungsgefahr

Nachteile:

- Daten sind Beschleunigungswerte
 - Geschwindigkeit durch Integration
 - Wegstrecke durch weitere Integration

¹⁶Hinweis für die Testdurchführung: Die Sensoren wurden unkalibriert eingesetzt, da dieses Szenario der Praxistauglichkeit näher kommt als beispielsweise auf der Laufbahn kalibrierte Foot-Pods. Der Laufstil beim kontinuierlichen Laufen ist nicht mehr mit den komplexen Bewegungen in Sportspielen vergleichbar und könnte somit eine Fehlerquelle darstellen.

3.3 Das Monitoringsystem SPA – Sports Performance Analyzer

Aufgrund der oben erwähnten Restriktionen kommerziell verfügbarer Systeme zu Beginn dieser Forschungstätigkeit hat sich die Notwendigkeit ergeben, ein eigenes Monitoringsystem zu entwerfen. Dies führte zu der Entwicklung eines neuartigen Brustgurtmoduls für die Online-Überwachung von physiologischen Daten (innere Leistung). Zusätzlich wurde ein passives Videotrackingssystem zur Offline-Erfassung kinematischer Daten (äußere Leistung) entworfen. Dieses System stellt das Kernstück des interdisziplinären Forschungsprojektes „Informationstechnologie zur Spielanalyse und Trainingssteuerung in Spportsportarten“ dar [104].

3.3.1 Innere Leistung – Biosignal-Monitoring

Für die Berechnung der Leistung über die innere Beanspruchung spielt die Herz­­tätigkeit eine übergeordnete Rolle. Aus dieser kann die Herzschlagfrequenz bestimmt werden, die als Berechnungsgrundlage für die physiologische Leistung dient.

Für die Aufnahme physiologischer Daten des Sportlers kommen kommerzielle Herzfrequenzmesser (HRMs) oder Eigenentwicklungen in Betracht. Aufgrund der erwähnten Restriktionen kommerziell verfügbarer Systeme (vgl. Abschnitt 3.1.2) hat sich die Notwendigkeit ergeben, ein eigenes Brustgurtmodul (BG) zur Erfassung von Biosignalen zu entwerfen.

Als Eigenentwicklung kommt eine neuartige Hardware zum Einsatz, die in ein Sportshirt adaptiert werden kann. Über im Shirt integrierte Elektroden wird die Herz­­tätigkeit hochaufgelöst erfasst; es erfolgt eine Signalaufbereitung sowie die Übertragung per Funk an einen Rechner. Die Datenaufnahme erfolgt parallel für alle Spieler, die mit dem Sportshirt ausgestattet sind. Zusätzlich zu den Spezifikationen, die aktuell verfügbare kommerzielle Teamsysteme bieten, werden neben der Übertragung der ausgewerteten Merkmale der Sensordaten (Herzfrequenz) auch die Rohdaten (EKG-Signal) übertragen. Zusätzliche physiologische Daten, die optional erfasst werden können, sind der Hautleitwert bzw. die Hauttemperatur. In Kapitel 4 und 5 erfolgt eine detaillierte Beschreibung des entworfenen Systems zur Messung der physiologischen Leistung.

3.3.2 Äußere Leistung – Video-System

Begründet durch die bisherigen Ausführungen stellt ein zeitlich und räumlich hochauflösendes Positionsbestimmungssystem die optimale Vorgehensweise zur Berechnung der Leistung über die äußere Belastung dar. Aus diesen Daten kann der zurückgelegte Weg, die Geschwindigkeit sowie die Beschleunigung einer *punktförmigen* Masse berechnet werden. Eine weitere Möglichkeit diese Daten zu erhalten,

besteht durch Beschleunigungssensoren am Fuß, sogenannten Foot-Pods, welche die Geschwindigkeit durch Integration berechnen. Durch die Angabe der absoluten Position ist jedoch zusätzlich eine taktische Analyse des Spielgeschehens möglich.

Ein System zur Spiel- und Leistungsanalyse soll daher ein Video-System mit Tracking-Funktionalität enthalten. Dazu werden alle Spieler auf dem Feld von einem Video-System erfasst. bedeutet die Identifikation aller Spieler auf dem Videobild sowie eine Positionsbestimmung und Verfolgung der Spieler auf dem Spielfeld. Anschließend werden die Laufwege aller Spieler ermittelt sowie die zurückgelegten Wege und die Geschwindigkeiten bestimmt. Aus diesen Daten wird die physikalische Leistung der Spieler abgeleitet. Zusätzlich ist es möglich, Laufwege von Spielern sowie Spielzüge und -systeme schnell zu analysieren. Bei diesem System handelt es sich um eine komplette Eigenentwicklung, welche in den folgenden Kapiteln näher beschrieben wird.

3.3.3 Aufbau des SPA-Systems

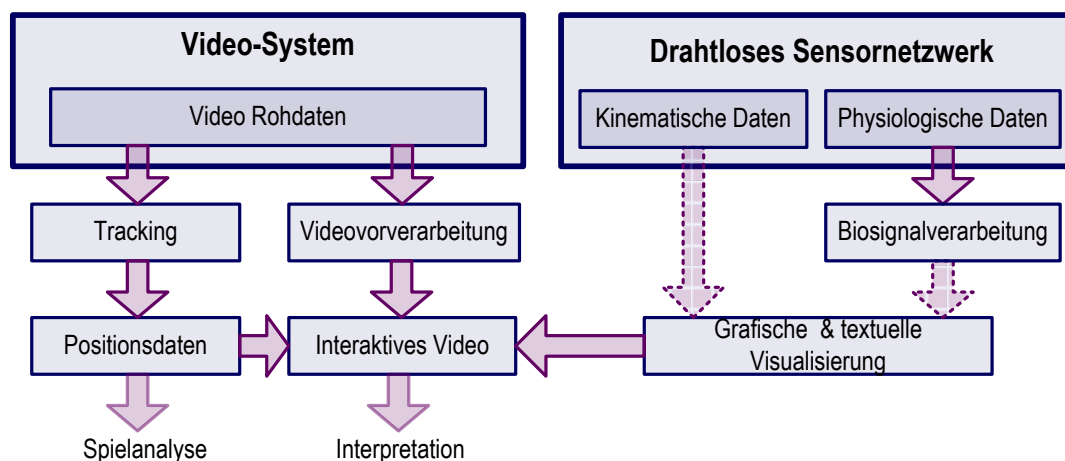


Abbildung 3.2: Schematischer Aufbau des SPA-Systems bestehend aus einem Video-System und einem drahtlosen Sensornetzwerk

Das Monitoringsystem SPA besteht aus einem Video-System und einem drahtlosen Sensornetzwerk (Abbildung 3.2). Das Video-System besteht aus einem Videovorverarbeitungs- und einem Trackingmodul. Die mithilfe des Trackings gewonnenen Positionsdaten dienen der weiteren Spielanalyse und Annotation in einem interaktiven Video. Dieses Video wird ergänzt um Informationen des drahtlosen Sensornetzwerkes. Dies sind physiologische Daten des Brustgurtmoduls sowie kinematische Daten von Beschleunigungssensoren.

3.3.4 Beteiligte Gruppen

Das System zur Spiel- und Leistungsanalyse besteht aus drei verschiedenen Teilprojekten (siehe Abbildung 3.3):

- Das Video-System und das drahtlose Sensornetzwerk wurden entwickelt, um die Spieler und den Spielverlauf indirekt oder direkt zu überwachen (Inhalt dieser Arbeit)
- Die Entwicklung von Algorithmen zur Spielanalyse greift auf die durch das Video-System generierten Daten zurück und bereitet diese weiter auf; Ziel ist die Bewertung der Qualität des Spiels insgesamt sowie das Herausfiltern einzelner Spielzüge (Arbeitsgruppe Angewandte Mathematik der Universität Paderborn)
- Interpretation, Analyse und Transfer werden von Sportexperten übernommen, die Spielern und Trainern helfen, die gewonnenen Daten zu interpretieren und davon in Zukunft zu profitieren (Arbeitsbereich Sportmedizin der Universität Paderborn)

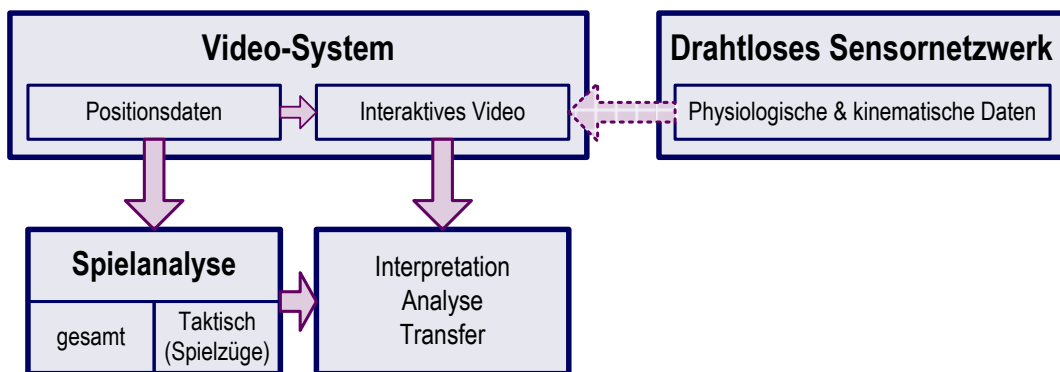


Abbildung 3.3: Gesamtsystem zur Spielanalyse und Trainingssteuerung in Spielsportarten

3.3.4.1 Arbeitsgruppe Angewandte Mathematik

Die Arbeitsgruppe *Angewandte Mathematik - Numerische Mathematik und dynamische Systeme* der Universität Paderborn unter der Leitung von Professor Dr. Michael Dellnitz entwickelt Algorithmen zur Auswertung der erfassten Daten, die helfen sollen, basierend auf den Positionsdaten der Spieler, spezielle Spielunregelmäßigkeiten und sogenannte Instabilitäten im Spiel zu erkennen. Des Weiteren erforscht der Lehrstuhl für Angewandte Mathematik Verfahren, um den Verlauf eines Spiels zu untersuchen (vgl. Abbildung 3.4).

3 Beschreibung des Monitoringsystems

1. Identifikation der Nettospielzeit, d. h. der Zeit, in der gespielt wurde und das Spiel nicht durch die Schiedsrichter oder Pausen unterbrochen war
2. Unterteilung der Nettospielzeit in Angriffs- und Abwehraktionen (offensive und defensive Aktionen); Parameter: Ballbesitz
3. Extraktion einzelnen Spielzüge aus den Angriffsaktionen
4. Die aus verschiedenen Spielen stammenden Spielzüge werden verglichen und Gruppen ähnlicher Spielzüge gesucht
5. Erkennung von Instabilitäten im Spiel

Die Effektivität von Spielzügen kann auf diese Weise überprüft werden. Wenn der Zusammenhang zwischen verschiedenen Spielzügen hergestellt ist, können die durchschnittlichen Punkte (engl. *Scoring*) für einen bestimmten Spielzug berechnet werden. Spieler, Trainer und die unterstützenden Sportwissenschaftler können die Ergebnisse weiter interpretieren und das System kann so helfen die eigenen Spielzüge zu verbessern oder bei der Entwicklung neuer Spielzüge unterstützen.

Ein weiterer Ansatz ist die Untersuchung und Bewertung des gesamten Spielverlaufs. Dabei wird versucht, die Dynamik des Spiels mithilfe mathematischer Algorithmen zu analysieren. Das Ziel dieser Analysen ist, den Verlauf des Spiels besser zu verstehen und gute und schlechte Spielabschnitte herauszufiltern.

Weiterhin ist es mithilfe von Mustererkennungsprozessen möglich, die spielende Mannschaft als ein Gesamtsystem anzusehen und die Stabilität dieses Systems anhand von Positionsdaten zu beschreiben und entsprechend mögliche Instabilitäten¹⁷ in den erhobenen Parametern zu detektieren. Dazu wird das Erkennen komplexer Spielmuster am Beispiel der Trackingdaten von Basketballspielen und das Auftreten der beschriebenen Instabilitäten untersucht [49].

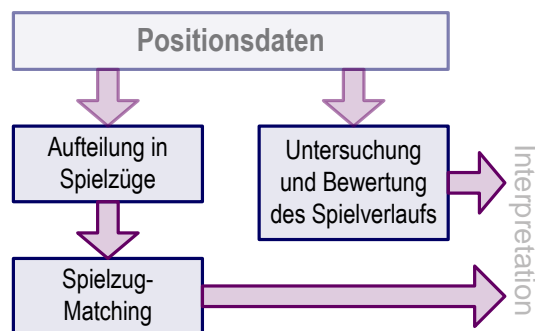


Abbildung 3.4: Teilsystem zur Spielanalyse

¹⁷Instabilitäten können z. B. ein Bruch (Leistungseinbruch/-abfall) im Spiel oder das vermehrte Auftreten von (technischen) Fehlern sein.

3.3.4.2 Arbeitsbereich Sportmedizin

Das *Sportmedizinische Institut* der Universität Paderborn unter der Leitung von Professor Dr. Michael Weiß entwickelt Methoden zur Auswertung der erfassten physiologischen und videometrischen Daten (vgl. Abbildung 3.5). Ziel ist hier aufgrund leistungsphysiologischer Voruntersuchungen Aussagen über die körperliche und mentale Verfassung zu ermöglichen. Zur Grundlage der modernen

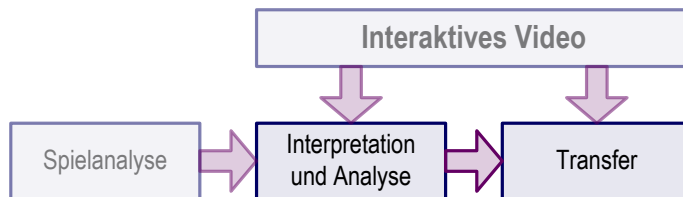


Abbildung 3.5: Teilsystem zur Interpretation, Analyse und zum Transfer der ausgewerteten Daten

Trainingswissenschaft in den komplexen Sportspielen gehört es, die Anforderungen während eines Spiels möglichst exakt darzustellen. Dazu zählen sowohl Belastungen von *Außen*, die über kinematische Daten wie Laufwege und Geschwindigkeit erfasst, als auch Beanspruchungen von *Innen*, die über physiologische Parameter wie die Herzfrequenz abgebildet werden. Daraus folgt, dass es durch die Synchronisation dieser Daten möglich ist, ein detailliertes Anforderungsprofil hinsichtlich der physischen Beanspruchungen in Spielsituationen und extrahiert nach Spielpositionen zu erstellen. Damit wird dem Trainer in der Anwendungspraxis eine Hilfestellung an die Hand gegeben, die es ihm ermöglicht, das Training zu individualisieren und damit zu optimieren.

Mit der Entwicklung und dem Ausbau eines Instrumentariums zur physiologischen Spielbeobachtung sollen folgende Aufgabenstellungen bearbeitet werden:

1. Erhebung eines physiologischen Profils (exemplarisch: Herzfrequenz, Hautleitwert, Temperatur) während des Spielgeschehens
2. Darstellung des physiologischen Profils während des standardisierten Stufentests und Unterschiede im Vergleich unterschiedlicher Spielniveaus
3. Unterschiede des physiologischen Profils zwischen und innerhalb der Untersuchungsgruppen in unterschiedlichen Spielabschnitten
4. Darstellung des physiologischen Profils in ausgesuchten Spielpositionen, Spielsituationen (z. B. Angriff vs. Verteidigung, Tempogegenstoß gegenüber Straf-/Freiwurf) während des Wettkampfes und die Unterscheidung im Vergleich unterschiedlicher Spielniveaus
5. Aufspüren und Erkennen von wiederkehrenden Mustern im physiologischen Profil, die Rückschlüsse auf psychische Beanspruchungen insbesondere in ausgesuchten Entscheidungssituationen zulassen

3.3.5 Gemeinsame Ziele

Das SPA-System zur Erfassung leistungsdiagnostischer Daten für Sportarten wie Handball oder Basketball kombiniert die Nutzung eines neuartigen Brustgurtmoduls zur Überwachung von Biosignalen mit einer videogestützten Analyse des Spielgeschehens.

Die Kombination aller erfassten Daten erlaubt die Beurteilung der spielerindividuellen Beanspruchung verknüpft mit der Zuordnung zu einer Spielsituation. Trainer und Sportwissenschaftler haben damit Daten zur Verfügung, die den aktuellen Leistungsstand dokumentieren. Damit ist es erstmals möglich, das tatsächliche Anforderungsprofil von Spiel- und Ballsportarten im Wettkampf darzustellen und die Erkenntnisse in eine optimale Spiel- und Trainingsgestaltung einfließen zu lassen.

Das beschriebene System soll zusammen mit den genannten Analysen helfen, Training und Wettkampf optimal zu steuern, individuelle Leistungsprofile zu ermitteln und damit die Leistungsfähigkeit zu stabilisieren und auszubauen.

3.4 Zusammenfassung

Die Erkenntnisse aus Kapitel 2 führen zu dem Schluss, dass zur Messung der Leistung über die innere Beanspruchung die Herzfrequenz und zur Messung der Leistung über die äußere (physikalische) Belastung die Geschwindigkeit¹⁸ des Spielers erhoben werden muss. Gegen den Einsatz kommerziell verfügbare Produkte spricht vor allem die Tatsache, dass diese den Athleten bei der Ausübung seiner Sportart beeinträchtigen sowie für ihn selbst und seine Mit- und Gegenspieler eine Verletzungsgefahr darstellen. Daher wird die Entwicklung eines eigenen Systems zur Messung leistungsdiagnostischer Daten in Hallenmannschaftssportarten vorangetrieben, bei dessen Umsetzung gewisse Restriktionen zu berücksichtigen sind.

Während der Überwachung der Herzfrequenz bleibt eine minimale Beeinträchtigung des Athleten durch das Tragen eines Brustgurtes bestehen. Das Tragen einer separaten Uhr als Empfänger ist nicht mehr erforderlich. Hierzu kommt eine Eigenentwicklung in Form eines modifizierten Brustgurtmoduls zum Einsatz, welche die in Abschnitt 3.1.1 beschriebenen zusätzlichen Merkmale aufweist.

Kommerziell verfügbare Distanzmesser auf Grundlage von Laufzeitmessungen (GPS, RTLS, Radar) oder auf Basis von Beschleunigungssensoren (Foot-Pods) warten mit unterschiedlichen Vor- und Nachteilen auf. GPS-basierte Systeme können bei Hallensportarten aufgrund von nicht vorhandener freier Sicht zum Himmel nicht eingesetzt werden. Allen aktiven Systemen gemeinsam ist, dass die körpernahe Hardware eine Beeinträchtigung für Spieler sowie ein Verletzungsrisiko für Mit- und Gegenspieler darstellen kann. Distanzmesser am Fuß, sogenannte Foot-Pods,

¹⁸Erfasst wird lediglich die resultierende Geschwindigkeit in der Horizontalen. Vertikale Bewegungen (z. B. Sprünge) werden nicht erfasst.

wie sie Firmen wie Garmin, Polar oder Suunto anbieten, stellen dabei die optimale Befestigungsposition dar; die Sportart Fußball stellt dabei eine Sonderrolle dar. Diese Foot-Pods können daher für eine grobe Online-Abschätzung der Geschwindigkeit eines Spielers eingesetzt werden.

Die Bestimmung der Laufgeschwindigkeit ist aber auch über ein komplett passives System möglich, bei dem die Sportler nicht beeinträchtigt werden. Dafür wird ein Videotrackingssystem entwickelt, welches eine Offline-Bestimmung der Laufgeschwindigkeit ermöglicht.

Die Entscheidung für die Entwicklung eines videobasierten anstatt eines aktiven funkbasierten Trackingsystems hatte im Wesentlichen pragmatische Gründe. Unmittelbar nach der Installation eines entsprechenden Videos-Systems stehen bereits erste Testdaten zur Verfügung. Zudem kann ein manuell erstellter Referenzsatz für die Positionsdaten zur Validierung der Messergebnisse herangezogen werden. Eine Plausibilitätsprüfung der Trackingergebnisse ist sofort im Video möglich.

4 Signalaufnahme

Aufgrund der in Kapitel 3 aufgezeigten Restriktionen kommerziell verfügbarer Systeme zur Leistungsdiagnostik und -messung in Hallenmannschaftssportarten ergab sich die Notwendigkeit, ein eigenes System zur Analyse dieser Sportarten zu entwerfen. Dazu wurden die Anforderungen für ein entsprechendes Monitoring-system für Biosignale als auch für ein Video-System formuliert.

Der Inhalt dieses Kapitels beschreibt, ausgehend von den eingesetzten Sensoren, die notwendigen Schritte der Signalaufbereitung der Sensordaten vor der AD-Wandlung. Für die Weiterverarbeitung der Daten im digitalen Signalverarbeitungsteil (Kapitel 5) erfolgt eine Übertragung bzw. Speicherung.

Die Digitalisierung der Rohdaten hinsichtlich der Amplituden- und Zeitauflösung ist ressourceneffizient in Bezug auf die Anwendung zu realisieren. Bei mobilen Anwendungen (Biosignal-Monitoring) ist das Optimierungsziel ein geringer Energiebedarf bei geringer Baugröße und -gewicht unter der Nebenbedingung eines qualitativ und quantitativ hinreichend verwertbaren Signals. Bei der stationären Applikation des Video-Systems kann der Anwender Qualität und Quantität des Signals festlegen; die Einschränkungen im Hinblick auf Energie und Größe sind gering.

Sowohl bei der Teilkomponente Biosignal-Monitoring als auch beim Video-System existieren zwei Szenarien.

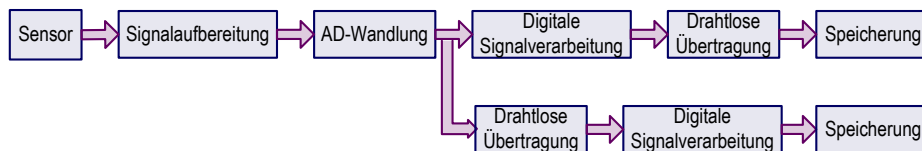


Abbildung 4.1: Die Komponenten des Biosignal-Monitoring und deren Varianten: Onboard- bzw. Offboard-Verarbeitung

Beim Biosignal-Monitoring (Abbildung 4.1) besteht nach der Sensordatenaufnahme, der analogen Signalaufbereitung sowie der AD-Wandlung die Möglichkeit, die Rohdaten auf dem Brustgurtmodul (Onboard) zu verarbeiten und die ausgewerteten Merkmale mit einer geringen Übertragungsfrequenz an einen Empfänger zu senden oder die Rohdaten hochaufgelöst zu versenden und eine Verarbeitung auf Empfangsseite (Offboard) durchzuführen. Eine starke Einschränkung besteht bei mobilen Systemen im Hinblick auf die Energieversorgung. Eine Onboard-Verarbeitung benötigt eine höhere Rechenleistung; dafür kann die Datenübertragungsrate erheb-

lich reduziert werden. Die Übertragung der Sensorrohdaten dient der Entwicklung von neuen Algorithmen, die Übertragung von ausgewerteten Merkmalen dient dem Online-Monitoring.

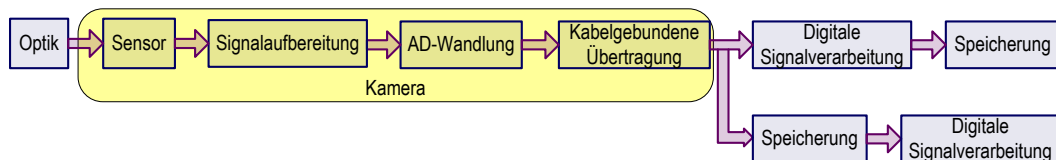


Abbildung 4.2: Datenfluss des Video-Systems: Online- bzw. Offline-Verarbeitung

Bei der Teilkomponente Video-System (Abbildung 4.2) erfolgt nach der optischen Abbildung die Bildaufnahme und anschließend eine kabelgebundene Übertragung der Rohdaten durch die Kamera. Diese Schritte sind in der angegebenen Reihenfolge zwingend erforderlich, da das nachgeschaltete Trackingsystem (digitaler Signalverarbeitungsteil) die bestmögliche Bildqualität nutzen soll. In Zusammenhang mit Objektiven und Kameras fanden keine Eigenentwicklungen statt, wodurch diese Komponenten nur eingeschränkt beeinflusst werden konnten. Zunächst bestand die Aufgabe darin, Kamera und Objektiv auszuwählen und optimal zu einem anforderungsgerechten Video-System zu kombinieren. Daraus folgend sind zwei Möglichkeiten vorstellbar: Eine Online- sowie eine Offline-Verarbeitung der Bilddaten. Dies ist abhängig von einer Echtzeitfähigkeit, d. h. Leistungsfähigkeit der eingesetzten Hardware bzw. Algorithmen.

Dieses Kapitel ist aufgeteilt in die Punkte Sensoren (Abschnitt 4.1), Signalaufbereitung (Abschnitt 4.2), Signalübertragung (Abschnitt 4.3) und Speicherung (Abschnitt 4.4). Die Optik, als Sonderstellung, wird in den Abschnitt Signalaufbereitung integriert. Auf den Punkt AD-Wandlung wird nicht weiter eingegangen, da der Einfluss auf die Wahl eines AD-Wandlers sehr gering war, speziell beim Video-System. Der Bereich der digitalen Signalverarbeitung wird in Kapitel 5 behandelt.

4.1 Sensoren

Dieser Abschnitt gibt einen Überblick über die eingesetzten Sensoren. Da in diesem Bereich keine Eigenentwicklungen stattfanden, folgte eine Auswahl kommerzieller Produkte aufgrund einer Marktanalyse. Darin wurde evaluiert, welche Signale zu messen sind, warum diese speziellen Sensoren ausgewählt wurden und welche Eigenschaften sie aufweisen.

Für die Eigenentwicklung des Systems zur Aufnahme von physiologischen Daten kommen Sensoren zur EKG- sowie Hauttemperaturmessung (siehe Anhang C.1.3) zum Einsatz. Zur optionalen Messung des Hautleitwertes kommen Sensoren zum Einsatz, deren Grundprinzip mit dem der EKG-Sensoren identisch ist. Für das Video-System kommen Bildsensoren zum Einsatz.

4.1.1 EKG-Sensoren

Der Herzmuskel wird durch elektrisch periodische De- und Repolarisation, die vom Sinusknoten des Herzens ausgeht, angeregt. Das dabei entstehende EKG-Signal ist in Abbildung 4.3 dargestellt. Elektrisch gesehen verhält sich somit das Herz wie ein Dipol. Das entstehende elektrische Feld breitet sich durch den ganzen Körper aus und ist auf der Haut in Form von Potenzialunterschieden durch Elektroden erfassbar. Um einen Potenzialunterschied zu messen, sind mindestens zwei Elektroden nötig, die je auf den gegenüberliegenden Seiten des Herzens liegen. Das kann an den Armen oder auch auf der Brust sein, so wie es bei kommerziellen Brustgurten (z. B. Firma Polar) gehandhabt wird [27].

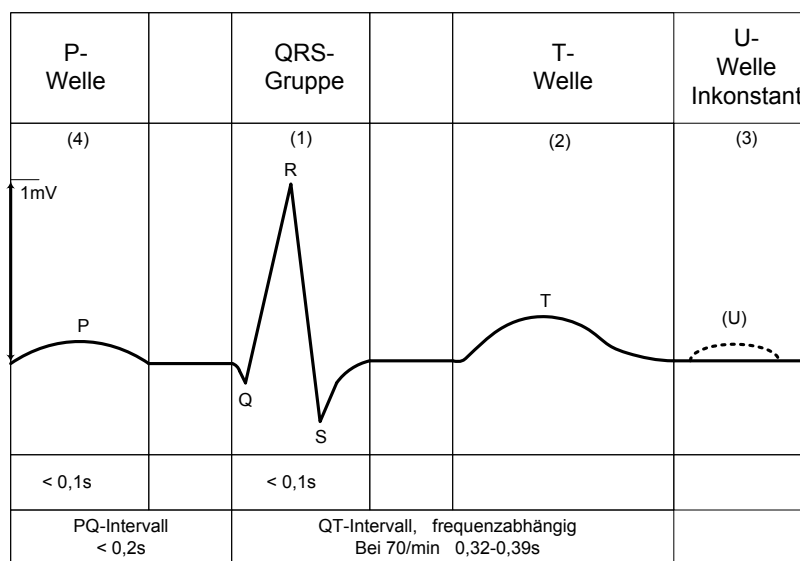


Abbildung 4.3: EKG-Signal nach Bolz und Urbaszek [12]

Die Potenzialdifferenzen an der Körperoberfläche werden über eine elektrische Kopplung zwischen Elektroden und Proband gemessen. Dabei dienen die Elektroden dem Austausch elektrischer Ladung zwischen zwei elektrochemisch unterschiedlichen Phasen, um den Wechsel zwischen beiden Ladungsträgerarten zu ermöglichen. [12]

4.1.1.1 Nassklebeelektroden

Nassklebeelektroden stellen den Hautkontakt mittels eines leitfähigen Gels (Elektrodenpaste) her. Die Elektroden sind aus zwei Phasen aufgebaut, der Elektrolyt- und der Metallschicht.

4.1.1.2 Trockenelektroden

Textile Trockenelektroden bestehen aus leitfähigen Materialien (z. B. speziellen Garnen), die den Kontakt zur Haut sicherstellen. Nahezu alle kommerziellen Produkte mit Textilsensoren (Polar, Suunto, Garmin) kommen aus dem Hause der finnischen Firma Clothing Plus.

4.1.1.3 Zusammenfassung EKG-Sensoren

Beim Anspruch einer medizinisch hinreichend genauen EKG-Ableitung (z. B. Erkennung von Artefakten im Zeitbereich) sind Nassklebeelektroden mit Elektrolytfilm zu verwenden. Für eine hinreichend genaue EKG-Messung im Sportbereich, die eine möglichst genaue Herzfrequenzbestimmung zum Ziel hat, sind Trockenelektroden vollkommen ausreichend, bieten – speziell die Textilelektroden – gleichzeitig einen höheren Tragekomfort gegenüber Nassklebeelektroden und sind daher zu bevorzugen.

4.1.2 Bildsensoren

Fotosensoren dienen der Umwandlung von Licht (Photonen) in elektrische Signale wie Ströme, Ladungen oder Spannungen. Es existieren zwei gängige Arten von Technologien.

1. CCD (Charged Coupled Devices)
2. CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor)

CCD- und CMOS-Technologien kommen in der Mehrzahl aller Geräte zur Bildaufnahme zum Einsatz. Jede dieser Technologien hat unterschiedliche Stärken und Schwächen, was sie für bestimmte Anwendungen prädestiniert, für andere wiederum als weniger geeignet ausweist [28]. CMOS-Bildsensoren können mit mehr Kamerafunktionalität auf dem Chip hergestellt werden. Dies bringt Vorteile im Hinblick auf Größe und Nutzen (siehe Abbildung 4.4).

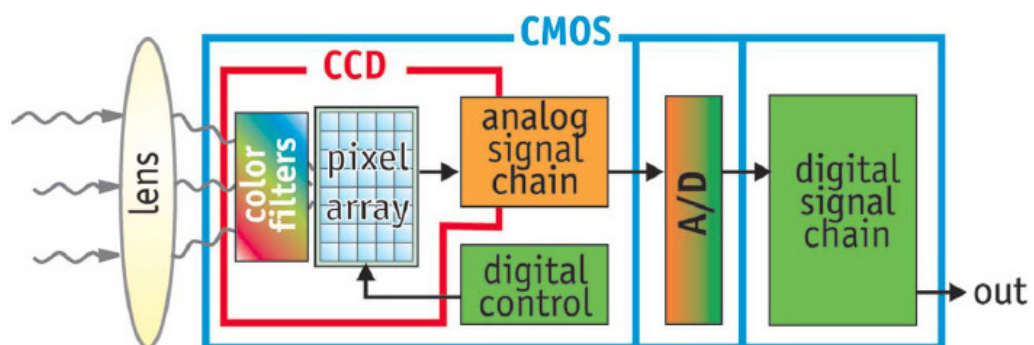


Abbildung 4.4: Bildsensoren in CCD- und CMOS-Technologie [60].

4.1.2.1 CCD – Charged Coupled Devices

Stärken von CCD-Sensoren

In einem CCD-Sensor erzeugen einfallende Photonen aufgrund des Photoeffektes¹⁹ Ladungen. Diese werden im Auslesevorgang mittels getakteter Spannungen als analoges Signal an einen Ausleseverstärker weitergeleitet. Die Bildqualität ist bei CCD-Sensoren sehr hoch, weil die Ladungen von wenigen Verstärkern in Spannungen umgewandelt werden. Diese weisen durch ihre geringe Anzahl nur geringe Schwankungen auf.

Die Lichtausbeute ist sehr hoch, da keine oder nur wenige lichtunempfindliche Bauteile auf der Chipoberfläche vorhanden sind. Eine hohe Lichtempfindlichkeit trägt auch zu einer hohen Dynamik²⁰ bei. CCDs finden eine große Anwendung in der Medizin, der Wissenschaft und der Industrie, wo Bildqualität wichtiger als geringer Platzbedarf ist.

Schwächen von CCD-Sensoren

CCD-Sensoren können lediglich zeilenweise ausgelesen werden; einzelne Spaltenbereiche können nicht angesprochen werden. Die Module für die Nachverarbeitung nehmen viel Platz ein und führen zu größeren Abmessungen der Kamera.

4.1.2.2 CMOS – Complementary Metal Oxide Semiconductor

Stärken von CMOS-Sensoren

Ein Merkmal von CMOS-Kameras ist ihre geringe Baugröße, da viele Funktionen bereits auf Chipebene implementiert werden können, sodass die Verdrahtung außerhalb des Chips gering ist. Jedes einzelne Pixel vollzieht eine Umwandlung von elektrischen Ladungen in Spannungen, sodass die Digitalisierung bereits auf dem Chip erfolgt und der Strombedarf gering ist. Einzelne Bildbereiche können direkt adressiert und mit sehr hohen Wiederholraten ausgelesen werden. „CMOS-Systeme können in hohen Stückzahlen sehr günstig produziert werden. Ihre Anwendung findet überall dort statt, wo es weniger auf Bildqualität als auf Platzsparsamkeit ankommt, beispielsweise in Überwachungskameras, Webcams, Spielsachen, Faxgeräten und einigen Fahrzeuganwendungen.“ [28]

¹⁹Gemeint ist hierbei der innere photoelektrische Effekt, bei dem einfallendes Licht seine Energie auf die Elektronen des Halbleiters überträgt.

²⁰Dynamik bezeichnet das Verhältnis von der Sättigungsgrenze eines Pixels zu seiner Lichtempfindlichkeit.

Schwächen von CMOS-Sensoren

Weil jeder Bildpunkt die Umwandlung der gesammelten Ladungen selbst vollzieht und die einzelnen Bauelemente nicht völlig identisch arbeiten, kommt es zu herstellungsbedingten Schwankungen des Ladungs-pro-Spannungsverhältnisses. Die Homogenität von gleichfarbigen Bereichen des Bildes nimmt ab. Die Vielzahl von Steuerschaltkreisen auf Bausteinebene macht sich in einer schlechteren Lichtempfindlichkeit und höherem Rauschen im Vergleich zu CCDs bemerkbar.

4.1.2.3 Zusammenfassung Bildsensoren

Die Kosten auf Bausteinebene sind für beide Technologien vergleichbar. Im Vergleich zu CCDs benötigen CMOS-Systeme aufgrund der hohen, auf Chipebene integrierten, Funktionalität mehr Silizium pro Pixel. Dieser Nachteil gleicht sich jedoch dadurch aus, dass auf eine Vielzahl an Komponenten verzichtet und der Energiebedarf gesenkt werden kann. Nachverarbeitende Schaltkreise sind jedoch unverzichtbar, um die geringere Bildqualität zu kompensieren.

„Beide Chiptypen sind für die meisten Anwendungen gleich zuverlässig. In sehr schwierigen Einsatzgebieten haben CMOS-Sensoren jedoch einen kleinen Vorteil, weil alle Funktionen auf dem Chip implementiert werden können. Lötstellen und Verbindungen, die zu Ausfällen führen können, werden vermieden. CMOS-Systeme können auch besser integriert werden als CCDs. Taktung, Signalprozessor, Analog-Digital-Umsetzer (ADC), Schnittstellen und andere Funktionen befinden sich oftmals auf einem einzigen Chip. Dadurch kann die CMOS-Kamera viel kleiner sein als die CCD-Kamera.“ Göhring [28]

Der Entwicklungsaufwand von integrierter Funktionalität der CMOS-Sensoren ist jedoch hoch. Die eigentliche Bildeinheit von CMOS-Sensoren ist meist energieeffizienter als bei CCD-Sensoren; nachgeschaltete Bauteile können den Energiebedarf allerdings erhöhen. CCDs bedienen sich dagegen optimierter Analogsysteme, Digital- und Mixed-Signalprozessoren. Auf Systemebene stellen diese Faktoren daher die Energieeffizienz von CMOS-Geräten wieder in Frage.

Unsere Anwendung geht von einem stationären Kamerasystem aus. Daher spielen Baugröße und Energiebedarf eine untergeordnete Rolle. Weitere Größen wie der Durchmesser der Bildpunkte und die maximale Bildauflösung sind unabhängig von der verwendeten Sensortechnologie. Da in Sachen Bildqualität die CCD-Sensoren den CMOS-Sensoren noch leicht überlegen sind, fällt die Wahl im Zweifel auf die CCD-Technologie.

4.2 Signalaufbereitung

Ziel der Signalaufbereitung ist das Auftreffen eines hinreichend verwertbaren analogen Nutzsymbols auf den AD-Wandler. Die analogen Signale sollen amplituden- und zeitdiskret abgebildet (digitalisiert) werden. Die Genauigkeit soll dabei so hoch wie nötig und der Aufwand so gering wie möglich gehalten werden. Die hinreichende Rekonstruktion der kontinuierlichen Werte muss dabei mit vertretbarem Aufwand gewährleistet sein. Dieser Abschnitt ist wie folgt aufgebaut: Zuerst werden in den Unterabschnitten die einzelnen Anforderungen an die Signalaufbereitung definiert und nur grob auf die späteren Anwendungen eingegangen. Anschließend wird auf die speziellen Anforderungen an das Video-System, als ein Beispiel für ein *optoelektronisches System*, und den EKG-Verstärker, als ein Beispiel für ein *elektrisches System*, eingegangen. Folgende Kriterien sind für das optoelektronische Teilsystem zu definieren:

- Blickwinkel (Optische Abbildung)
- Bildauflösung (Räumliche (Flächen-)Auflösung)
- Quantisierung (Bit-Auflösung)
- Abtastrate (Zeitliche Auflösung)
- Anpassung der Signalamplituden
- Filterung (optisch)

Ziel ist eine optimale Kombination aus Kamera und Objektiv für ein Video-System, welches die oben aufgeführten Kriterien erfüllen muss. Da keine Bildsensoren und Objektive entworfen werden, wird das vorhandene Angebot des Marktes genutzt.

Bei *elektrischen Systemen* existieren im Allgemeinen zwei konträre Ansätze, analoge Signale in digitale zu konvertieren. Ein Ansatz ist die Anpassung der Amplitude des Eingangs(nutz)signals an die Empfindlichkeit des AD-Wandlers. Der andere Ansatz beinhaltet lediglich eine geringe bzw. gar keine Anpassung und setzt hoch auflösende AD-Wandler ein (in unserem Fall wären dies 20 bit und mehr). Erst im Digitalteil wird die Datenmenge reduziert. Dieser verringerte Aufwand im Analogteil geht einher mit einer komplexeren Verarbeitung im Digitalteil. Hier gilt es abzuwägen, welcher Ansatz für welches Szenario (z. B. stationäre oder mobile Geräte) zu wählen ist. Da es sich im vorliegenden Szenario um eine mobile Anwendung handelt, die vor allem im Hinblick auf die Energieversorgung ressourcenbeschränkt ist, empfiehlt es sich, die Datenrate zu reduzieren, d. h. nur die minimale Bittiefe und die Abtastrate nicht höher als notwendig zu wählen. Damit das elektrische Eingangssignal am AD-Wandler ein hinreichend verwertbares Nutzsymbols enthält, sind folgende Kriterien zu definieren:

- Quantisierung (Bit-Auflösung)
- Abtastrate (Zeitliche Auflösung)
- Anpassung der Signalamplituden
- Filterung (elektrisch)

4.2.1 Optische Abbildung

Bei der Installation des Video-Systems ist die Erfassung einer maximal $40\text{ m} \times 20\text{ m}$ großen Spielfläche (Handball) bei einer zur Verfügung stehenden Deckenhöhe²¹ zu realisieren. Des Weiteren ist zu beachten, dass sowohl das Tor oder der Basketballkorb als auch Spieler auf den Seitenlinien komplett abgebildet werden. Dies sind die Anforderungen in Bezug auf den Blickwinkel (vgl. Abbildung 4.5).

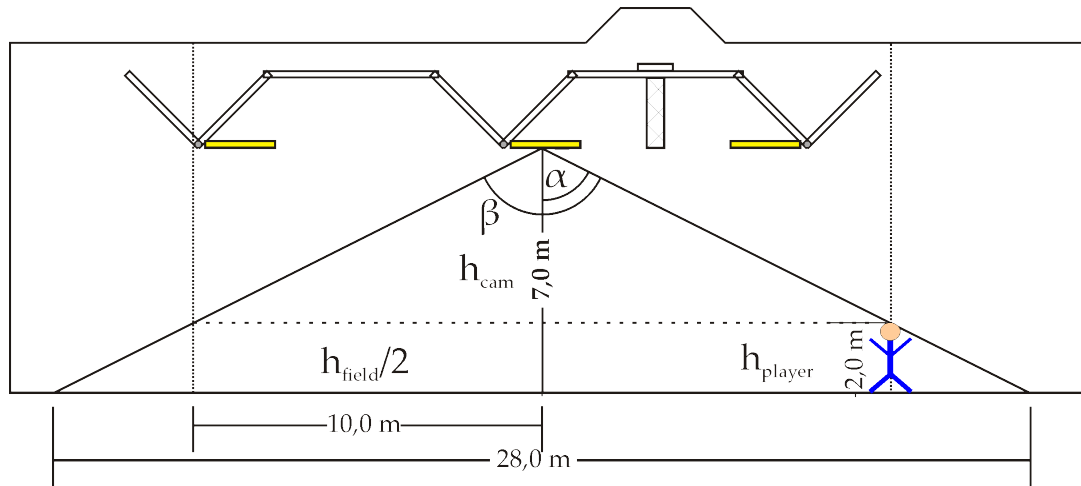


Abbildung 4.5: Versuchsaufbau Seitenansicht für ein Handballspielfeld

Der Blickwinkel $\beta = 2 \cdot \alpha$ auf Objektseite lässt sich mittels trigonometrischer Funktionen berechnen:

$$\beta = 2 \cdot \alpha = 2 \cdot \arctan \left(\frac{h_{field}/2}{h_{cam} - h_{player}} \right) \quad (4.1)$$

Für das eingangs beschriebene Einsatzszenario würde dies einen Blickwinkel von $\beta > 150^\circ$ bei einer Feldgröße von $h_{field} = 40\text{ m}$ bedeuten. Derartige verzerrungsfreie Weitwinkelobjektive sind nicht verfügbar. Beim Einsatz von verzerrenden Fischaugenobjektiven, welche Blickwinkel bis $\beta = 180^\circ$ ermöglichen, wären die Verzerrungen in Richtung Bildrand zu stark, um hinreichend gute Tracking Resultate zu erzielen.

Einen Ansatz, dieses Problem zu lösen, stellt die Installation von jeweils zwei Kameras mittig der beiden Spielfeldhälften dar. Jede Kamera deckt folglich genau eine Spielfeldhälfte mit einer maximalen horizontalen als auch vertikalen Länge von 20 m ab. Der Blickwinkel β wird dadurch auf etwa 125° reduziert.

Große Bildwinkel mit einhergehend geringen Brennweiten der Objektive erfordern einen hohen herstellungstechnischen Aufwand, was sich in sehr hohen Preisen

²¹Zur Verfügung steht oft nur eine durchschnittliche Höhe von 7 m .

widerspiegelt. Dabei ist zu beachten, dass auch die kürzere Chipseite des Bildsensors²² ein Objekt von 20 m Länge abdecken muss.²³ Verzerrungsfreie Objektive sind bis zu einem maximalen horizontalen Blickwinkel²⁴ von $\beta = 100^\circ$ erhältlich. Bei Anwendungen, in denen ein Betrachtungswinkel $\beta > 100^\circ$ gefordert wird, ist der Einsatz von verzerrenden Fischaugenobjektiven erforderlich. Für verzerrungsfreie Weitwinkelobjektive gilt vereinfachend:

$$\frac{res_{cam}}{2} \cdot d_{px} = \tan(\alpha) \cdot f \quad (4.2)$$

Bei Fischaugenobjektiven können verschiedene Abbildungsfunktionen zum Einsatz kommen. In der Fotografie haben sich Objektive mit nichtlinearen, flächentreuen Abbildungsfunktionen (Gleichung 4.3) durchgesetzt.

$$\frac{res_{cam}}{2} \cdot d_{px} = 2 \cdot f \cdot \sin\left(\frac{\alpha}{2}\right) \quad (4.3)$$

Für messtechnische Aufgaben in der industriellen Bildverarbeitung eignen sich Objektive mit einer linearen Abbildungsfunktion (Gleichung 4.4).

$$\frac{res_{cam}}{2} \cdot d_{px} = f \cdot \alpha \quad (4.4)$$

Aus Gleichung (4.1) und (4.4) ergibt sich die Brennweitenberechnung für ein linear geteiltes Fischaugenobjektiv:

$$f = \frac{\frac{res_{cam}}{2} \cdot d_{px}}{\arctan\left(\frac{h_{field}/2}{h_{cam} - h_{player}}\right)} \quad (4.5)$$

Das Ziel ist es eine optimale Kombination aus Kamera (Sensorgröße $res_{cam} \cdot d_{px}$) und Objektiv (Brennweite f) zu bestimmen. Als Restriktionen existieren die vorgegebenen fixen Größen h_{cam} , h_{player} und h_{field} aus Gleichung 4.5. Zudem existiert nur eine überschaubare Auswahl an Fischaugenobjektiven mit Festbrennweite. Eine weitere Nebenbedingung ist, die nicht genutzte Sensorfläche zu reduzieren.

Zusammenfassend ergeben sich als Auflagen für unser System:

- Installation von zwei Kameras unter der Hallendecke
- Einsatz von Fischaugenobjektiven

²²Die Sensorgröße ergibt sich aus der Multiplikation der Sensorauflösung res_{cam} in [px] mit dem Durchmesser des Bildpixels d_{px} in [m/px].

²³Beim Kleinbildkameraformat (Sensorgröße: 36 mm × 24 mm) führt dies zu einer Brennweite von $f = 6$ mm. Entsprechende verzerrungsfreie Weitwinkelobjektive sind nicht erhältlich.

²⁴Dies entspricht einer Brennweite beim Kleinbildkameraformat von $f = 14$ mm.

4.2.2 Räumliche Auflösung

Die Bildauflösung beschreibt die Gesamtzahl der Bildpunkte oder die Anzahl der Spalten (Breite) und Zeilen (Höhe). Bei einer gegebenen Sensorfläche lassen sich zwei konträre Ansätze beobachten. Die erste Variante zielt darauf, möglichst viele Pixel auf der Sensorfläche unterzubringen. Bei diesen sogenannten High-Resolution-Sensoren sind die Pixelgrößen relativ klein. Damit dennoch eine genügend große Lichtmenge auf die Sensorfläche trifft, muss die Belichtungszeit erhöht werden; dies begrenzt die Bildwiederholungsrate, da eine entsprechend lange Belichtungszeit gewählt werden muss, was zusätzlich zu unscharfen Abbildungen führen kann. Kennzeichnend für High-Resolution-Sensoren sind hohe Auflösungen bei geringer Bildwiederholrate.

Werden dagegen hohe Bildwiederholraten benötigt, so sind *High-Speed-Sensoren* mit entsprechend größeren Bildpunkten notwendig, wodurch die Belichtungszeit entsprechend verringert werden kann. High-Speed-Sensoren zeichnen sich durch hohe Bildwiederholraten bei vergleichsweise niedriger Auflösung aus.

Werden Bildsensoren mit einer höheren Auflösung, einer höheren Bildwiederholrate oder einer Kombination aus beidem ohne Qualitätsverlust (gleichbleibende Sensitivität bzw. Lichtempfindlichkeit) benötigt, so werden größere Sensoren erforderlich. Diese neue (Bilddiagonal-)Klasse ist aufgrund der größeren Sensorfläche und damit verbundenen speziellen Objektiven mit erheblich höheren Kosten verbunden.

Die Größe von Bildsensoren wird oft in Zoll angegeben (siehe Tabelle 4.1); gebräuchliche Größen für professionelle Videokameras sind $2/3''$ und $1/2''$, für Prosumer-Geräte $1/3''$ und für Consumer-Geräte $1/4''$ oder $1/6''$. Bei größeren Bilddiagonalen können folglich höhere Auflösungen und Bildwiederholraten bei konstanter Qualität erreicht werden. Zu beachten ist bei diesen Entwicklungen, dass die Datenrate ansteigt, was einen erhöhten Aufwand in der Bildübertragung, -verarbeitung und -speicherung zur Folge hat.

Tabelle 4.1: *Die tatsächlichen Bilddiagonalen: Da bei alten Bildaufnahmeröhren der Glasdurchmesser in Zoll angegeben wurde, die nutzbare Fläche jedoch kleiner ist, ist die angegebene Größe nicht mit der Bilddiagonale identisch.*

Sensorgroße [']	Sensorgroße [mm]	Chipgröße [mm ²]	Diagonale – effektiv ²⁵ [mm]
1/6	4,23	2,4 × 1,8	3
1/4	6,35	3,6 × 2,7	4,5
1/3	8,47	4,8 × 3,6	6
1/2	12,7	6,4 × 4,8	8
2/3	16,93	8,8 × 6,6	11
1	25,4	12,8 × 9,6	16
4/3	33,87	18,0 × 13,5	22,5

²⁵Bei einem Seitenverhältnis von 4:3.

Für unser System wird eine Mindestauflösung von $A_{min} \geq 20 \frac{\text{px}}{\text{m}}$ gewählt (siehe Monier [71]). Das *Worst-Case-Szenario* sieht eine Erfassung einer kompletten quadratischen Hallenhälfte mit $h_{field} = 20 \text{ m}$ vor. Für die Ausleuchtung bei einer zur Verfügung stehenden Deckenhöhe von $h_{cam} = 7 \text{ m}$ bedeutet dies nach Gleichung (4.6) eine Abdeckung von 28 m auf dem Boden bei einer Tor- bzw. Spielerhöhe von $h_{player} = 2 \text{ m}$.

$$Abdeckung = h_{field} \cdot \frac{h_{cam}}{h_{cam} - h_{player}} \quad (4.6)$$

Umgerechnet auf die geforderten Mindestauflösung von $A_{min} = 20 \frac{\text{px}}{\text{m}}$ bedeutet dies eine Gesamtauflösung von $560 \text{ px} \times 560 \text{ px}$ beim Einsatz von verzerrungsfreien Objektiven. Werden Fischaugenobjektive genutzt, soll die Mindestauflösung bis zu einem bestimmten Abstand vom Objektivmittelpunkt gewährleistet sein; außerhalb dieses Radius kann die Auflösung abnehmen, innerhalb wird die Auflösung Richtung Mittelpunkt des optischen Zentrums immer größer. Dies hat zur Folge, dass sich auch die Bildauflösung der Kameras erhöht. Als obere Abschätzung kann etwa die doppelte Anzahl horizontaler und vertikaler Bildpixel angenommen werden, was final zu einer Vervierfachung der Gesamtauflösung führt. Diese Abschätzung ist im Groben bei der Wahl der Kameras hinsichtlich der Maximalauflösungen zu berücksichtigen.

Zusammenfassend ergeben sich als Auflagen für unser System:

- Räumliche Flächenauflösung $A \geq 20 \frac{\text{px}}{\text{m}}$
- Sensoren mit großen Pixeln bzw. hoher Sensitivität

4.2.3 Quantisierung (Bit-Auflösung)

4.2.3.1 Farbtiefe optisches System

Die lichtempfindlichen Zellen der Bildsensoren können nur Helligkeitswerte erfassen. Um ein Farbbild zu erhalten, haben sich zwei Verfahren durchgesetzt: Die drei Grundfarben (Rot, Grün, Blau – R,G,B) werden getrennt von drei Sensoren aufgenommen (3CCD-Technologie), wobei das Bild mithilfe eines Prismas auf die drei Sensoren abgelenkt wird. Jeder Sensor besitzt dazu einen ganzflächigen Filter in der jeweiligen Grundfarbe. Um mit nur einem CCD (1CCD-Technologie) eine Farbgewinnung zu erreichen, wird vor jeder einzelnen Zelle ein Mikro-Farbfiler in einer der drei Grundfarben Rot, Grün und Blau aufgebracht.

3CCD-Sensoren besitzen daher drei Kanäle pro Pixel, 1CCD-Sensoren einen Kanal pro Pixel. Eine typische und ausreichende Farbtiefe für einen Kanal ist 8 bit. Im RGB-Farbraum entsteht dadurch eine Anzahl von $3 \cdot 2^8 = 16,7 \text{ Mio}$ Farben. Eine höhere Bit-Genauigkeit ist nicht erforderlich und würde nur zu einer größeren Datenmenge führen.

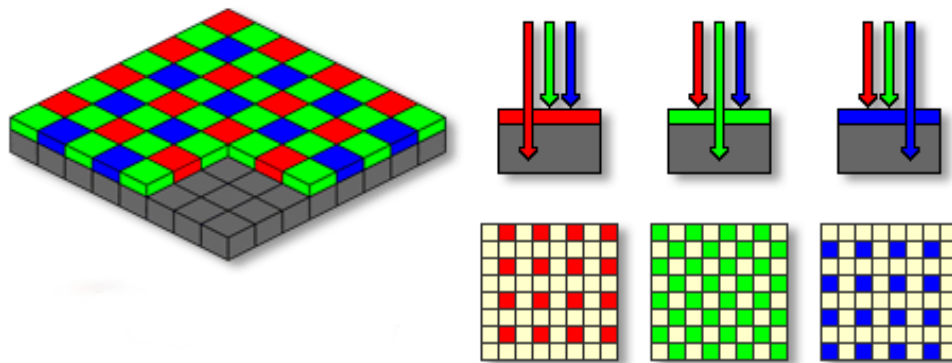


Abbildung 4.6: Funktionsweise des Bayer-Farbfilters [15]

Eine spezielle Anordnung der Farbfiler bei der 1CCD-Technologie ist in Abbildung 4.6 zu sehen und wird Bayer-Array genannt. Es ist nach seinem Erfinder Bryce E. Bayer benannt, welcher es 1975 im Namen der Eastman Kodak Company in den USA zum Patent anmeldete [5]. Dieses Bayer-Array ist sehr gebräuchlich und unterscheidet sich nur dahin gehend von Hersteller zu Hersteller, mit welchem Pixel gestartet wird. Sony CCDs beginnen mit Rot, Kodak CCDs mit Grün. Da das menschliche Auge auf die Farbe Grün am empfindlichsten reagiert, wird dies mit einer doppelt so hohen Anzahl an grünen Farbfilern im Bayer-Array berücksichtigt. Durch die Aufbringung der Farbfiler liefert jede einzelne Zelle des Fotosensors (Pixel) jedoch nur eine der drei Farbkomponenten. Um ein Farbbild in der vollen Sensorauflösung zu erhalten, müssen die fehlenden Farbkomponenten aus den umliegenden Pixeln interpoliert werden. Für die Farbe Grün müssen somit 50 %, für die Farben Rot und Blau jeweils 75 % der Pixel errechnet werden. Für diese Interpolation gibt es eine Vielzahl von Algorithmen, welche sich hinsichtlich des Aufwandes und der Bildqualität unterscheiden (siehe Kapitel 5.2.1.1).

Zusammenfassend ergeben sich als Auflagen für unser System:

- 8 bit Farbtiefe pro (Farb-)Kanal ist ausreichend
- Einsatz von 1CCD-Bayer-Filtern bei Nutzung von Farbinformationen

4.2.3.2 Bittiefe elektrisches System

Die erforderliche Bittiefe von Biosignalen wird am Beispiel der Herztätigkeit dargestellt. Das entsprechende EKG-Signal (siehe Abbildung 4.3) hat etwa die Amplitude $U_S = 1 \text{ mV}$; da das Signal zusätzlich einen negativen Anteil besitzt, welcher bei Vertauschung der Elektroden ebenfalls 1 mV annehmen kann, beträgt $U_{SS} = 2 \text{ mV}$. Für die Auflösung der 2 mV genügen 10 bit bei einem optimalen Analog-Front-End

(AFE)²⁶, was zu einer Spannungsauflösung von $U_{res} = \frac{2\text{mV}}{2^{10}} \cong 2\text{ }\mu\text{V}$ führt. Die Beziehung zwischen der zu wählenden Verstärkung V und Auflösung des Mikrocontrollers n in bit lautet wie folgt:

$$U_{res} \cdot V \geq \frac{U_{DD}}{2^n} \quad (4.7)$$

unter der Nebenbedingung:

$$U_{SS} \cdot V \leq U_{DD} \quad (4.8)$$

Wird im Analogteil keine Verstärkung gewählt ($V = 1$), so muss ein AD-Wandler bei einer Versorgungsspannung von $U_{DD} = +3\text{ V}$ mit mindestens $n = 21$ bit auflösen. Wird ein 12 bit AD-Wandler eingesetzt, ist eine Mindestverstärkung von $V = 375$ zu wählen. Die Maximalverstärkung liegt in diesem Fall bei $V_{max} = \frac{U_{DD}}{U_{SS}} = 1500$.

Zusammenfassend ergeben sich als Auflagen für unser System:

- 12 bit-Auflösung für Elektrokardiogramm (ECG)
- 8 bit-Auflösung für Hauttemperatur (SCT)

4.2.4 Zeitliche Auflösung

4.2.4.1 Zeitliche Auflösung optisches System

Das optische System soll neben messtechnischen Aufgaben auch zur Visualisierung der Ergebnisse genutzt werden. Daher orientieren sich die Mindestanforderungen am menschlichen Sehsinn.

Typische Bildwiederholraten, die es dem Menschen ermöglichen Bilderfolgen als stufenlose Bewegung (Videos) wahrzunehmen, liegen bei 16 fps–18 fps, sofern sich die Einzelbilder nur geringfügig voneinander unterscheiden. Typische Bildwiederholraten sind 24 fps im Kinobereich, 25 fps im europäischen Fernsehen und 30 fps im US-Fernsehen. Diese Werte stellen somit die Mindestanforderungen für das optische System dar. Die Bildwiederholungsrate f_v begrenzt die maximale Verschlusszeit $t_{shut,max}$ nach oben:

$$t_{shut,max} = \frac{1}{f_v} \quad (4.9)$$

Um Bewegungsartefakte zu minimieren, sind die Verschlusszeiten unter der Nebenbedingung, dass eine ausreichende Lichtmenge auf den Sensor trifft, zu reduzieren. Möglichkeiten, die einfallende Lichtmenge zu beeinflussen, werden im folgenden Abschnitt erläutert.

²⁶Ein optimaler AFE hat keine Basislinienschwankungen und Störsignale mit größerer Amplitude.

Zusammenfassend ergeben sich als Auflagen für unser System:

- Bildwiederholrate: ≥ 25 fps
- Minimierung der Verschlusszeit unter der Nebenbedingung einer ausreichend einfallenden Lichtmenge

4.2.4.2 Zeitliche Auflösung elektrisches System

Die Abtastung von Sensordaten hängt von deren zeitlicher Veränderung ab. Hochfrequente physiologische Signale sind entsprechend höher abzutasten als sich langsam ändernde, wie z. B. die Temperatur. Die Abtastrate sowie der Bereich der Nutzdaten einiger Biosignale ist Tabelle 4.2 zu entnehmen.

Tabelle 4.2: *Abtastfrequenzen relevanter Biosignale*

Biosignal		Abtastfrequenz	Bereich Nutzsignal
ECG	ElectroCardioGraphy	200 Hz	40 bpm–220 bpm
SCL	SkinConductanceLevel	10 Hz	0,0001 mS–1 mS
ST	SkinTemperature	1 Hz	30 °C–40 °C
Resp	Respiration	20 Hz	2 bpm–40 bpm

Zusammenfassend ergeben sich als Auflagen für unser System:

- 200 Hz-Abtastfrequenz für Elektrokardiogramm (ECG)
- 1 Hz-Abtastfrequenz für Hauttemperatur (SCT)

4.2.5 Anpassung der Signalamplituden

Bei der Anpassung von Signalamplituden handelt es sich um die Verstärkung bzw. Abschwächung von Signalen.

4.2.5.1 Anpassung optischer Signale

Option 1: Anpassung der einfallenden Lichtmenge durch Beleuchtung

Kameras für die industrielle Bildverarbeitung bieten sehr geringe Verschlusszeiten ($< 5 \mu\text{s}$), sodass einer Überbelichtung entgegengewirkt werden kann. Praxisrelevanter ist dagegen ein zu geringer Lichteinfall. Diesem kann durch eine verstärkte Beleuchtung begegnet werden, was bei einem optischen System einen erhöhten Lichteinfall durch die Optik und eventuelle Filter auf die Sensorfläche der Kamera bedeutet. Handelt es sich nicht um aktive Lichtquellen (wie z. B. die Sonne), gelangt der Lichtpunkt als Folge von Reflexionen zum Sensor. Angestrahelte Objekte werden

in der Farbe wahrgenommen, in der sie Licht der entsprechenden Wellenlänge reflektieren. Alle anderen Wellenlängenbereiche werden absorbiert. Ein grüner Gegenstand beispielsweise reflektiert grünes und absorbiert sowohl rotes als auch blaues Licht. Eine erhöhte Lichtmenge kann durch verstärkte Reflexion mittels zusätzlicher Beleuchtung erzielt werden. Ein weiteres Ziel ist eine homogene, großflächige Ausleuchtung. Da in Sporthallen eine hohe Lichtmenge benötigt wird, kommen vorwiegend Gasentladungslampen zum Einsatz. Die bekannteste davon ist die Leuchtstoffröhre, aber auch Xenonlampen werden eingesetzt.

Die flächenbezogene Beleuchtungsstärke E ist die fotometrische Entsprechung zur Bestrahlungsstärke (Einheit: W/m^2) in der Radiometrie und eignet sich am besten zum Vergleich.

$$E = \frac{I}{h^2} \text{ [lx]} \quad (4.10)$$

Die Beleuchtungsstärke E berechnet sich aus der Lichtstärke I und nimmt als Folge der Energieerhaltung mit dem Quadrat der Entfernung h ab.

$$I = \frac{\partial\Phi}{\partial\Omega} \text{ [cd]} \quad (4.11)$$

Die Lichtstärke I ergibt sich wiederum als Lichtstrom Φ einer Lichtquelle pro Raumwinkel Ω . Der Lichtstrom Φ (SI-Einheit: Lumen, Einheitenzeichen: lm) ist ein Maß für die gesamte von einer Strahlungsquelle nach allen Richtungen ausgesandte sichtbare Strahlung²⁷. Der Raumwinkel Ω (SI-Einheit: Steradian, Einheitenzeichen: sr) ist die Fläche A_{KK} , die ein Kegel auf der Oberfläche der Einheitskugel ($4\pi r^2$) heraus-schneidet, geteilt durch den Radius r der Einheitskugel im Quadrat. Letzteres ist notwendig, da der Raumwinkel im Gegensatz zur Fläche dimensionslos ist.

$$\Omega = \frac{A_{KK}}{r^2} = 2 \cdot \pi \cdot \left(1 - \cos \frac{\alpha}{2}\right) \text{ [sr]} \quad (4.12)$$

Die Ausleuchtung einer Sportstätte ist in den Regularien der jeweiligen Sportarten mit Mindestangaben definiert. Typische Werte für die Beleuchtungsstärke sind Angaben ab 500 lx. Beispielsweise unterteilt die Union of European Football Associations (UEFA) ihre Spielstätten in vier Klassifizierungsstufen (siehe Tabelle 4.3).

Die Basketball-Bundesliga fordert in ihren Regularien mindestens 1400 lx für den Bereich des Spielfeldes und 900 lx für den Bereich der Zuschauer [6]. Die Handball-Bundesliga gibt eine Beleuchtungsstärke von mindestens 1200 lx an, gemessen 1,5 m horizontal über der Spielfläche [37].

Die Installation von Videokameras erfolgt meist in Sporthallen, in denen zwei Beleuchtungsmodi existieren, die im Rahmen von Energiesparmaßnahmen eingeführt worden sind: Eine sogenannte Trainings- und eine Wettkampfbeleuchtung.

²⁷Im Wellenlängenbereich von 380 nm–780 nm.

Tabelle 4.3: Fußballstadien müssen mit einer Flutlichtanlage ausgestattet sein, die folgende durchschnittliche Beleuchtungsstärken (min.-max.) erreichen [95]

Stadionkategorie	Beleuchtungsstärke in Richtung fest installierte Kameras	Beleuchtungsstärke in Richtung mobile Kameras
1	800 lx–1400 lx	500 lx–1000 lx
2		
3	1200 lx–1400 lx	800 lx–1000 lx
Elitestadion	min. 1400 lx	min. 1000 lx

Eine zusätzliche Installation von Lichtquellen ist nicht gestattet; die vorhandene Beleuchtungseinrichtung ist zu nutzen. Für den Fall der Trainingsbeleuchtung besteht die Möglichkeit, die (Helligkeits-)Empfindlichkeit des Sensors zu erhöhen. Dieses Vorhaben stellt einen Kompromiss dar. Für eine optimale Ausleuchtung sollte in Bezug auf die Hallenbeleuchtung in den Wettkampfmodus gewechselt werden.

Option 2: Lichtleistung der Objektive

Das Verhältnis der wirksamen Blendenöffnung D zur Brennweite eines Objektivs f wird in der Fotografie als Öffnungsverhältnis bezeichnet. Der größte Wert gibt die Lichtstärke oder -leistung eines Objektivs an. Der Kehrwert, die Blendenzahl κ , bezeichnet dementsprechend das Verhältnis der Brennweite f zum Durchmesser der Eintrittspupille D .

$$\kappa = \frac{f}{D} \tag{4.13}$$

Bei einer Blendenzahl von $\kappa = 1$ ist der effektiven Öffnungsquerschnitt D gleich der Brennweite f des Objektivs. Eine Reduktion des Öffnungsquerschnittes um den Faktor $\frac{1}{\sqrt{2}}$ reduziert die einfallende Fläche ($2\pi r^2$) und somit die Lichtmenge um den Faktor 2, um eine sogenannte Blendenstufe. Die Blendenreihe ergibt sich daher nach der Funktion $\sqrt{2}^k$ (Tabelle 4.4).

Tabelle 4.4: Blendenreihe

Blendenstufe (k)	0	1	2	3	4	5	6	7
Blendenzahl (κ)	1	1.4	2	2.8	4	5.6	11	16
Lichtmenge	1/1	1/2	1/4	1/8	1/16	1/32	1/128	1/256

Die entsprechende Reihe der Belichtungszeiten (Verschlusszeiten) wird nach der Funktion 2^n festgelegt; so kann die Verstellung der Blende um einen Wert eine entsprechend entgegengesetzte Verstellung der Verschlusszeit um einen Wert kompensieren. Um die Verschlusszeiten unter der Nebenbedingung einer ausreichend einfallenden

Lichtmenge zu minimieren, ist das Öffnungsverhältnis (Kehrwert der Blendenzahl) zu maximieren.

Eine weit geöffnete Blende liefert generell eine geringe Schärfentiefe. Die Schärfentiefe ist ein Maß für den Bereich, in dem die Abbildung von Gegenständen in Richtung der optischen Achse als scharf angesehen werden kann. Da die komplette Applikation jedoch im Fokussierbereich *unendlich* liegt, werden alle interessanten Objekte als scharf wahrgenommen. Für den Fall, dass mehrere Objektive zur Auswahl stehen, sind die lichtstärkeren zu bevorzugen; generell sind Objektive mit Festbrennweiten lichtstärker als vergleichbare Objektive mit variabler Brennweite.

Zusammenfassend ergeben sich als Auflagen für unser System:

- Auf homogene Ausleuchtung achten
- Stärkste vorhandene Beleuchtung (Wettkampfbeleuchtung) wählen
- Objektive mit großer Lichtstärke wählen

4.2.5.2 Anpassung elektrischer Signale

Biosignale liegen generell mit sehr kleinen Amplitudenwerten vor. Sie müssen verstärkt werden. Das grundlegende Element vieler elektronischer Verstärker ist der Operationsverstärker (OPA, engl. *Operational Amplifier*). Im Elektronik-Kompendium [92] wird der Operationsverstärker wie folgt beschrieben:

„Der Operationsverstärker ist ein mehrstufiger, hochverstärkender, galvanisch gekoppelter Differenzverstärker. Er kann sowohl Gleichspannungen als auch Wechselspannungen verstärken. Der innere Aufbau ist so beschaffen, dass seine Wirkungsweise durch die äußere Gegenkopplungsbeschaltung beeinflusst wird.“ Tietze und Schenk [92]

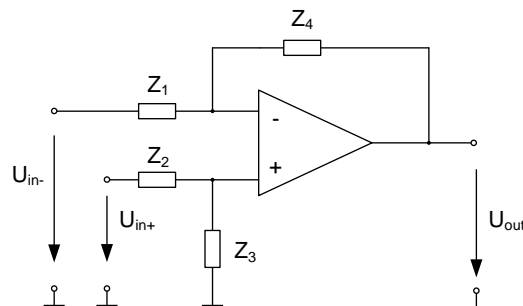


Abbildung 4.7: Operationsverstärkerschaltung nach Tietze und Schenk [92]

Der OPA verfügt über zwei hochohmige, also spannungsgesteuerte, Eingänge; den invertierenden (U_{in-}) und den nicht-invertierenden (U_{in+}). Sein Ausgang (U_{out})

verhält sich wie eine Spannungsquelle, er ist also niederohmig. Die Ausgangsspannung ist gleich der verstärkten Eingangsspannungsdifferenz.

In der Theorie wird von idealen Operationsverstärkern ausgegangen. Das heißt der OPA hat einen unendlich hohen Verstärkungsfaktor, einen unendlich großen Eingangswiderstand, einen Ausgangswiderstand von null und ein unbegrenztes Verstärkungs-Bandbreiteprodukt. Es ist offensichtlich, dass der reale OPA diese Annahmen nicht einhalten kann. Allerdings wird trotz allem bei der Berechnung und dem Aufbau der Anwendung von idealen Eigenschaften ausgegangen. Das Verhalten der Gesamtschaltung (Gleichung 4.14) wird durch die äußere Beschaltung (Z_1, Z_2, Z_3, Z_4) des Operationsverstärkers (Abbildung 4.7) bestimmt.

$$U_{out} = -\frac{Z_4}{Z_1} \cdot U_{in-} + \frac{Z_3 \cdot (Z_1 + Z_4)}{Z_1 \cdot (Z_2 + Z_3)} \cdot U_{in+} \quad (4.14)$$

Da Sensordaten, insbesondere Biosignale, oft mit starken sich ändernden Gleichspannungsanteilen behaftet sind, ist die Differenz der beiden Eingangssignale zu verwenden. Dies wird durch eine Subtrahier- bzw. Differenzverstärkerschaltung erreicht. Für diesen Fall ist folgende Dimensionierung zu wählen: $Z_1 = Z_2 = R_1 = R_2$ und $Z_3 = Z_4 = R_3 = R_4$. Als Ausgangsspannung ergibt sich:

$$U_{out} = \frac{R_4}{R_1} \cdot (U_{in+} - U_{in-}) \quad (4.15)$$

Um die Spannung einer hochohmigen Signalquelle (Mensch) belastungsfrei zu messen, ist ein weitaus höherer Eingangswiderstand nötig, als mit einem einzigen als Differenzverstärker betriebenen OPA erzielt werden kann. Daher wird ein Impedanzwandler bzw. Spannungsfolger vor den subtrahierenden Verstärker geschaltet. Dies hat zur Folge, dass der Proband als hochohmige Spannungsquelle möglichst gering belastet wird. Dafür werden in Gleichung (4.14) folgende Parameter gesetzt, um $U_{out} = U_{in+}$ zu erhalten: $Z_1 = R_1 = \infty$; $Z_2 = R_2 = 0$; $Z_3 = R_1 = \infty$; $Z_4 = R_4 = 0$. Wird die Spannungsverstärkung vom Subtrahierer in die Impedanzwandler verlagert, lässt sich eine höhere Gleichtaktunterdrückung erzielen. Diese ist erforderlich wenn bei der Messung von Potenzialdifferenzen (Differenz-)Spannungen unabhängig von dem überlagerten Gleichspannungsanteil gemessen werden sollen. Diese Operationsverstärkerschaltung wird Instrumentationsverstärker genannt (Abbildung 4.8) und ist eine sehr präzise Schaltung mit sehr hochohmigen Eingängen und einer sehr guten Gleichtaktunterdrückung. Die meisten gängigen Instrumentationsverstärker bestehen aus drei Operationsverstärkern, haben einen geringen Ausgangswiderstand und sind demnach belastungsunabhängig. Als Ausgangsspannung ergibt sich:

$$U_{out} = \left(1 + 2 \cdot \frac{R_2}{R_1}\right) \cdot (U_{in+} - U_{in-}) \quad (4.16)$$

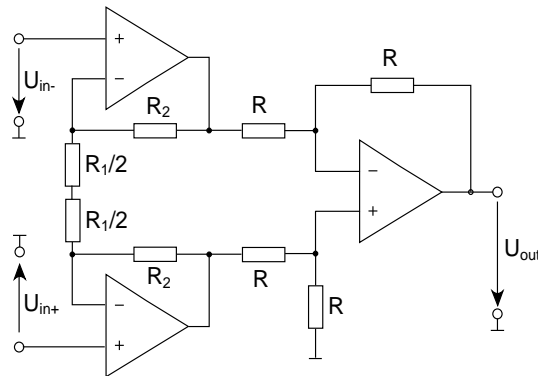


Abbildung 4.8: Instrumentationsverstärker nach Tietze und Schenk [92]

Zusammenfassend ergibt sich als Auflage für unser System:

- Verstärkung der Signale, um die geforderten Bittiefen aus Abschnitt 4.2.3.2 realisieren zu können

4.2.6 Filterung

Trotz der fortschreitenden Digitalisierung hat die analoge Filterung einen unverzichtbaren Bestandteil für die Signalqualität [44]. Sowohl bei optischen als auch bei elektrischen Systemen dienen Filter dazu, Frequenzanteile unterhalb (Hochpass) bzw. oberhalb (Tiefpass) des nutzbaren Frequenzbereichs zu dämpfen. Werden Hoch- und Tiefpassfilter hintereinander geschaltet, so ergibt sich ein Bandpassfilter, welches einen definierten Frequenzbereich nahezu unverändert überträgt und sowohl niedrigere als auch höhere Frequenzen abschwächt. Zum Filtern von Störfrequenzen aus dem Nutzsignal dienen Bandsperren, die durch eine Parallelschaltung aus Tief- und Hochpassfilter realisiert werden.

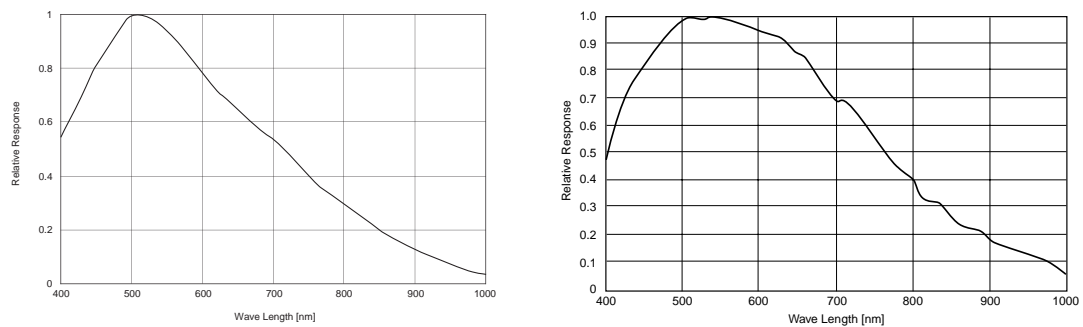
4.2.6.1 Filterung optischer Frequenzanteile

In Sporthallen wird eine hohe Beleuchtungsstärke benötigt. Daher kommen vorwiegend Gasentladungslampen zum Einsatz. Die bekannteste davon ist die Leuchtstoffröhre, aber auch Xenonlampen werden eingesetzt. Im Gegensatz zu herkömmlichen Glühlampen besitzen Gasentladungslampen ein Spektrum, was sich neben Frequenzen im nahen infraroten Bereich durch zusätzliche Frequenzen im nahen ultravioletten Bereich auszeichnet. Wie beim natürlichen Sonnenlicht werden diese Bereiche außerhalb des sichtbaren Spektrums vom menschlichen Auge nicht wahrgenommen (können dieses im Falle von UV-Licht allerdings schädigen). Kamerasensoren können jedoch (teilweise gewollt, teilweise ungewollt) empfindlich für diese Bereiche sein. Eine Möglichkeit zum Schutz vor ungewünschter Strahlung besteht

4 Signalaufnahme

darin, die Lichtquellen mit einem Filter zu versehen, oder einen entsprechenden Filter vor den Bildsensor zu setzen.

Methoden der Bildverarbeitung (engl. *Computer Vision*) gelten auch für den nicht sichtbaren Bereich des elektromagnetischen Spektrums. Tracking, als ein Beispiel für Computer Vision, lässt sich auch im infraroten Bereich durchführen. Personen dienen dabei als Wärmequelle und bilden einen guten Kontrast zum Hintergrund. Kameras mit CCD- oder CMOS-Sensoren bilden oft zusätzlich im angrenzenden IR- oder UV-Bereich ab (siehe Abbildung 4.9).



(a) CCD-Sensor mit ultraviolettem Anteil [87]

(b) CCD-Sensor mit infrarotem Anteil [88]

Abbildung 4.9: CCD-Bildsensoren mit ultraviolettem (a) und infrarotem (b) Anteil

Herkömmliche Kameraobjektive sind nur für den Bereich des sichtbaren Lichts korrigiert. Ein Anteil Infrarot- oder UV-Licht kann zu vermindertem Kontrast, Unschärfe oder Farbfehlern führen. Objektive für den nicht-sichtbaren Bereich des Lichtes sind sehr teuer, da sie nur in geringer Stückzahl gefertigt werden.

Wird Sonnenlicht an den Molekülen der Luft gestreut, liegt das Intensitätsmaximum des Streulichtes im UV-Bereich (Rayleigh-Streuung). Dieses besonders blaulasige Streulicht kann einen Blaustich hervorrufen. Durch den Einsatz von IR- und UV-Filtern werden die störenden Einflüsse auf die Abbildungsqualität des Sensors vermieden. Zu beachten ist dabei, dass jegliche zusätzliche Luft-Glas-Fläche die Lichtleistung des Objektivs verschlechtert. Ist beispielsweise die künstliche Beleuchtung einer Sporthalle frei von ultraviolettem Licht, kann auf einen entsprechenden Filter verzichtet werden.

Zusammenfassend ergibt sich als Auflage für unser System:

- Optionaler Einsatz von IR- bzw. UV-Filter

4.2.6.2 Filterung elektrischer Signale

Neben der Amplitudenaufösung spielt auch die zeitliche Auflösung bei der Digitalisierung eine entscheidende Rolle; auch hier gilt, dass die Auflösung so groß wie zur Rekonstruktion des Signals nötig und so klein wie möglich gehalten werden sollte, um die zu verarbeitende Datenmenge nicht unnötig zu erhöhen.

In den Ingenieurwissenschaften wird zwischen analogen und digitalen Filtern unterschieden. In der analogen Filterung kommen zwei Klassen vor: Aktive und passive Filter. Grundlegendes Bauelement des aktiven Filters ist der OPA. Sowohl aktive als auch passive Filter werden mit passiven Bauelementen (Widerstand, Kondensator und Spule) aufgebaut, wobei das Verhalten der Filter direkt von den Kennwerten der Bauelemente abhängig ist.

Zum Nachteil werden passive Netzwerke, wenn der Widerstand der Signalquelle (Mensch) nicht mehr vernachlässigbar ist, sich verändert oder unbekannt ist. In diesem Fall ändert sich das Frequenzverhalten der Schaltung. Daher empfiehlt es sich, auf passive Filter zu verzichten. Aktive Filter können kaskadiert und dabei unabhängig voneinander dimensioniert werden. Eine Entkopplung von der Biosignalquelle kann durch einen Spannungsfolger realisiert werden. Zusätzlich kann eine Verstärkerfunktion in die Filterschaltung integriert werden.

Hochpassfilter (HP) lassen Frequenzbereiche oberhalb der Grenzfrequenz ungedämpft passieren; niedrigere Frequenzen werden gedämpft. Wird in Gleichung (4.14) $U_{in+} = 0$, $Z_1 = R_1 + 1/(j\omega C_1)$ und $Z_4 = R_4$ gesetzt, ergibt sich die Realisierung des entsprechenden aktiven Hochpasses. Hochpassfilter dienen z. B. dazu, Gleichspannungsanteile (wie z. B. die Elektrodenoffsetspannung) sowie niedrige Frequenzbereiche (wie langsame Artefakte), die nicht zum Nutzsignal gehören, herauszufiltern.

$$U_{out} = -\frac{R_4/R_1}{1 + \frac{1}{j\omega R_1 C_1}} \cdot U_{in-} \quad (4.17)$$

Tiefpassfilter (TP) lassen Frequenzbereiche unterhalb der Grenzfrequenz passieren; höhere Frequenzen werden gedämpft. Wird in Gleichung (4.14) $U_{in+} = 0$, $Z_1 = R_1$ und $Z_4 = R_4 \parallel C_4$ gesetzt, ergibt sich die Realisierung des entsprechenden aktiven Tiefpasses.

$$U_{out} = -\frac{R_4/R_1}{1 + j\omega R_4 C_4} \cdot U_{in-} \quad (4.18)$$

Ein Tiefpassfilter hat mehrere Aufgaben. Die erste ist das Abschwächen von Frequenzen, die oberhalb der Grenzfrequenz des Nutzsinalns liegen. Ein typisches Beispiel von Störsignalen ist die überlagerte Netzfrequenz, auch als Netzrauschen bekannt. Wenn diese Störung innerhalb des Nutzsinalnspektrums liegt, müssen spezielle Bandsperren zum Einsatz kommen; liegt diese Frequenz jedoch oberhalb des Nutzsinalns kann sie durch das Tiefpassfilter unterdrückt werden.

Der zweite Grund, der den Einsatz von Tiefpassfiltern zwingend vor ADCs erfordert, ist das Vermeiden von sogenannten Aliasing-Fehlern. Diese treten auf, wenn das Signal mit weniger als der doppelten maximalen Frequenz des Eingangssignals abgetastet wird. Würde der Tiefpassfilter das Übertragungsverhalten einer Rechteckfunktion aufweisen (idealer TP), so würde, um die Datenmenge so gering wie möglich zu halten, mit der doppelten Frequenz abgetastet, zumal kein Informationsgewinn durch eine höhere Abtastung erzielt werden kann. Da Filter mit steilen Flanken einen hohen Aufwand (hohe Filterordnung²⁸) bedeuten, wird häufig auf den analogen Aufwand verzichtet und das Signal dafür zeitlich höher aufgelöst abgetastet. Die höhere Abtastfrequenz wird dann im Digitalteil (der Schaltung) reduziert. Hier gilt es, ein Optimum aus analogem Filteraufwand (Abtastfrequenz f_s) und digitalem Verarbeitungsaufwand (Datenrate b_r) zu finden.

$$b_r = f_s \cdot L \quad (4.19)$$

Zusammenfassend ergeben sich als Auflagen für unser System:

- Bestmöglichen Kompromiss aus analogem Aufwand (Filterordnung) und digitalem Aufwand (Abtastfrequenz) finden
- Nebenbedingung: Reduktion der Datenmenge

4.2.7 Beispiele

4.2.7.1 EKG-Verstärker als Beispiel für ein elektrisches System

Anforderungen an einen EKG-Verstärker

Wie im Abschnitt 4.2.3.2 beschrieben, erreicht das EKG-Signal in seinem Maximum eine Amplitude von etwa 1 mV und muss entsprechend verstärkt werden, um von dem AD-Wandler (eine Auflösung von 12 bit entspricht 0,73 mV mit den Referenzspannungen von 0 V und +3 V) registriert zu werden. Weiterhin stört eine Gleichspannung von bis zu 300 mV bedingt durch Kontaktspannungen zwischen Elektroden und der Hautoberfläche vorwiegend bei Bewegungen das EKG-Signal. Zusätzlich muss das Eingangssignal mit einem Offset versehen werden, um eventuelle negative Anteile erkennbar zu machen. Der Hauptbestandteil der Informationen im Spektrum des EKG-Signals befindet sich im Bereich zwischen 1 Hz–30 Hz [12]. Überlagert werden diese geringen Spannungen des EKG-Signals noch von einem zusätzlichen Netzbrummen der landesüblichen Netzfrequenz (50 Hz oder 60 Hz), der kapazitiv oder induktiv über elektrische Geräte, wie die Beleuchtung oder Netzleitungen, in den EKG-Verstärker eingekoppelt wird. Eine weitere über den eigentlichen Frequenzbereich hinausgehende Störung wird durch Muskelaktivitäten erzeugt; das

²⁸Filter höherer Ordnung lassen sich durch Serienschaltung mehrerer Filter niedriger Ordnung realisieren.

sogenannte Elektromyogramm-Rauschen. Zusätzlich stört eine Nullinienschwankung im Frequenzbereich bis 0,5 Hz bedingt durch Bewegung das EKG-Signal. Die Aufgaben an den EKG-Verstärker lassen sich wie folgt zusammenfassen:

1. Verstärkung des Eingangssignals um den Faktor 500–2000
2. Erzeugung eines Spannungsoffsets von etwa 1 V
3. Entfernen der überlagernden Gleichspannung und niedriger Frequenzbereiche hervorgerufen durch Bewegung und Atmung (Hochpass, $f_u = 1,5$ Hz)
4. Abschließende Tiefpassfilterung als Vorbereitung für den AD-Wandler (Abtasttheorem) sowie Entfernen des überlagernden Netzbrummens und des Elektromyogramm-Rauschens (Tiefpass, $f_o = 33$ Hz)

Realisierung eines EKG-Verstärker als Beispiel für ein elektrisches System

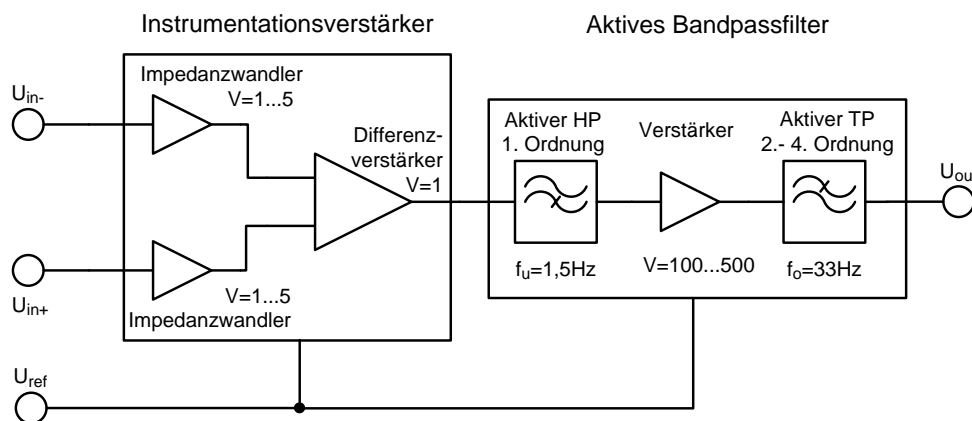


Abbildung 4.10: EKG Verstärker

Ein EKG-Verstärker kommt durch das Zusammenschalten eines Instrumentationsverstärkers mit einer anschließenden Filterstufe zustande, welche zusätzlich verstärkende Eigenschaften besitzt (siehe Abbildung 4.10). Ein Instrumentationsverstärker besteht aus einem Differenzverstärker mit vorgeschalteten Impedanzwandlern. Die Filterung sowie die weitere Verstärkung wird von aktiven Filtern realisiert.

Vor der Fertigung einer elektronischen Leiterplatte (engl. *Printed Circuit Board* - PCB), empfiehlt es sich, die entworfene Schaltung zu simulieren. Einen Quasistandard für Schaltungssimulationen stellt das Programm SPICE, eine Software zur Simulation analoger, digitaler und gemischt analog-digitaler Schaltungen, dar [41]. Dieses Programm steht mittlerweile zur lizenzfreien Verwendung zur Verfügung. Grundfunktion der Schaltungssimulation mit SPICE ist das algorithmische Finden von Näherungslösungen für die systembeschreibenden Differenzialgleichungen. Ausgabe

des Schaltplaneditors ist eine Netzliste, die eine Beschreibung der Schaltung und Bauteile beinhaltet, welche die Basis für eine spätere Simulation bildet. Neben dem Simulator SPICE und dem Schaltplaneditor existiert ein Programm zur grafischen Anzeige der Simulationen. Notwendige Simulationen sind Zeit- wie auch Frequenzbereichsanalysen.

Simulation Mit einer AC-Analyse wird das Verhalten der Schaltung im Frequenzbereich überprüft. Hierbei können variable Parameter mit in die Analyse integriert werden. Diese Analysen können, wenn auch mit viel Zeitaufwand, ohne Simulationsprogramm durchgeführt werden. Für die finale Bestückung der Leiterplatte ist die Beschaffung von Bauteilen unter Berücksichtigung der Toleranzen erforderlich. Bauteile mit einer geringeren Toleranz sind aufgrund einer aufwendigeren Fertigung und Qualitätskontrolle teurer. Wenn es zu einer Serienfertigung kommt, sollten zum Zwecke der Kostenreduktion lediglich die Mindesttoleranzen erfüllt sein. Ob die komplette Schaltung bei höheren Bauteiltoleranzen noch das vorgegebene Schaltverhalten erfüllt, lässt sich mithilfe einer *Worst-Case-Analyse* überprüfen (siehe Abbildung 4.11). Hierbei wird versucht, die maximale Abweichung vom Nominalfall (engl. *Typical Case*) zu simulieren.

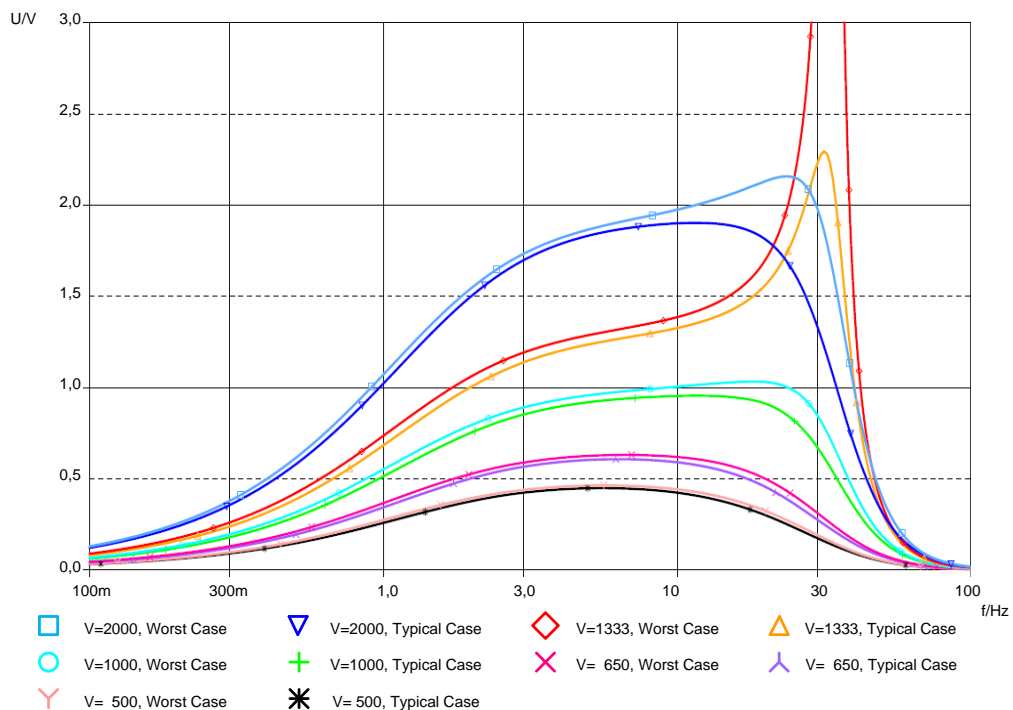


Abbildung 4.11: Worst-Case-Analyse (High) des Frequenzverhaltens eines EKG-Verstärkers bei verschiedenen Verstärkungen V

4.2.7.2 Video-System als Beispiel für ein optoelektronisches System

Anforderungen an das Video-System

Die Bildaufnahme von Bewegung erfordert eine geringe Belichtungszeit, um Einzelbilder nicht unscharf werden zu lassen. Als scharf empfindet ein Betrachter ein Bild dann, wenn Linien und Kanten klare Grenzen aufweisen. Voraussetzung für eine geringe Verschlusszeit ist ein ausreichender Lichteinfall des Nutzsignals. Da mit der vorhandenen installierten Beleuchtung geplant werden muss, wird ein lichtstarkes Objektiv (geringe Blende(nzahl), großes Öffnungsverhältnis) gewählt. Die geringere Schärfentiefe aufgrund der größeren Blende hat dabei keine entscheidende Bedeutung, da die Gegenstandsweite im Vergleich zur Brennweite viel größer ist. Die Anforderungen an das Video-System lassen sich wie folgt zusammenfassen.

1. Einsatz von zwei Kameras
2. Einsatz von Fischaugenobjektiven
3. Räumliche Auflösung $A \geq 20 \frac{\text{px}}{\text{m}}$
4. Bildwiederholrate $f_v \geq 25 \text{ fps}$
5. Minimierung der Verschlusszeit (unter der Nebenbedingung: ausreichend einfallende Lichtmenge)
6. Stärkste vorhandene Beleuchtung wählen (Wettkampfbeleuchtung)
7. Auf homogene Ausleuchtung achten
8. Objektive mit großer Lichtstärke wählen
9. Große Sensorpixel wählen
10. Optionaler Einsatz eines IR- bzw. UV-Filters

Realisierung des Video-Systems

Die geforderte Auflösung kann nicht für alle Bereiche des Spielfeldes erfüllt werden. Ein Beispiel für Extrembereiche stellen die vier Eckpunkte des Spielfeldes dar. Es gilt daher, einen Kompromiss zu finden, bei dem die geforderte Auflösung für die Bildbereiche erfüllt ist, in denen sich das Geschehen hauptsächlich abspielt. Für das beschriebene System wird folgendermaßen vorgegangen: Im grün gefärbten Bereich aus Abbildung 4.12 soll die Mindestauflösung garantiert werden. Dieser Bereich wurde durch eigene Praxiserfahrungen als derjenige Bereich identifiziert, in dem ein Großteil des Spielgeschehens stattfindet. Als problematisch kann der Übergang von einer zur anderen Spielfeldhälfte im Randbereich angesehen werden. Da für diesen Bereich eine geradlinige Bewegung angenommen wird, können mögliche Abweichungen, bedingt durch eine geringere räumliche Auflösung, mittels nachgeschalteter Filterungen abgeschwächt werden. Die relative Flächenauflösung A wird aus Gleichung (4.5) abgeleitet und für einen Radius von r_{min} um den Mittelpunkt des optischen Systems garantiert, wobei \tilde{f} definiert ist als f_{obj}/d_{px} .

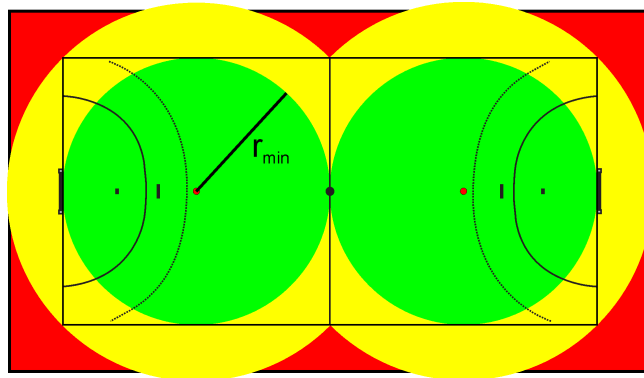


Abbildung 4.12: Die relative Flächenauflösung nimmt bei Fischaugenobjektiven vom Objektivmittelpunkt ausgehend ab. Im grünen Bereich soll die Mindestauflösung garantiert werden.

$$A = \left. \frac{d}{dr} \left(\frac{res_{cam}}{2} \right) \right|_{r_{min}} = \left. \frac{d}{dr} \left(\tilde{f} \cdot \arctan \left(\frac{r}{h_{cam}} \right) \right) \right|_{r_{min}} = \tilde{f} \cdot \frac{h_{cam}}{h_{cam}^2 + r_{min}^2} \quad (4.20)$$

Gleichung (4.20) kann als Zielvorgabe zur Optimierung des Video-Systems angesehen werden. Die relative Flächenauflösung A ist zu maximieren. Folgende Nebenbedingungen sind dabei zu erfüllen:

$$A \geq A_{min} = 20 \frac{\text{px}}{\text{m}} \quad (4.21a)$$

$$res_{cam,hor} \geq 2 \cdot \tilde{f} \cdot \arctan \left(\frac{r_{min}}{h_{cam} - h_{goal}} \right) \quad (4.21b)$$

$$res_{cam,ver} \geq 2 \cdot \tilde{f} \cdot \arctan \left(\frac{r_{min}}{h_{cam} - h_{player}} \right) \quad (4.21c)$$

$$(4.21d)$$

h_{cam}	Kamerahöhe	Abhängig von der Architektur der Sporthalle
r_{min}	Minimaler Radius, in der die Flächenauflösung garantiert wird	Abhängig von der Sportart (Handball: 10 m, Basketball: 7,5 m)
h_{goal}	Tor- bzw. Korbhöhe	Abhängig von der Sportart (Handball: 2 m, Basketball: 4 m (inklusive Brett))
h_{player}	Spielerhöhe	
f_v	Bildwiederholrate	

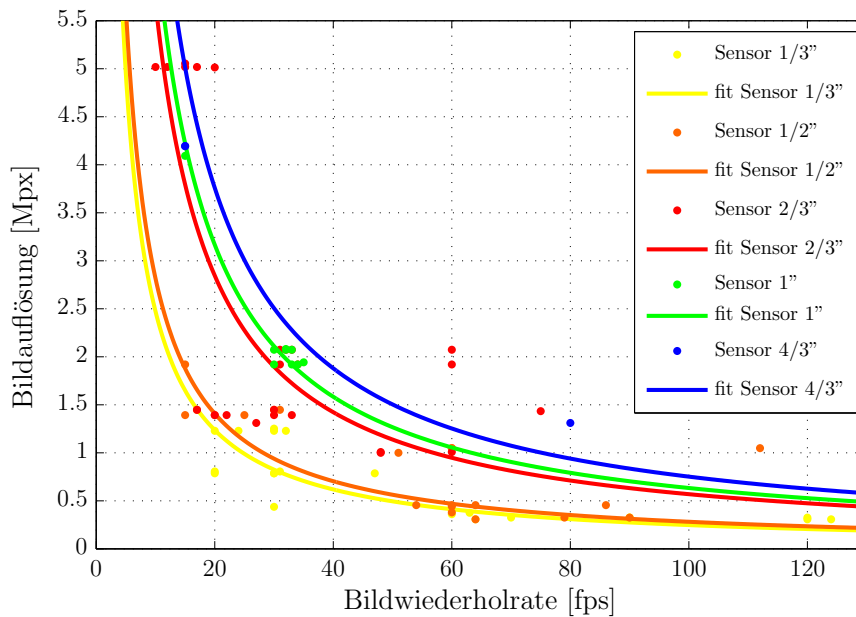


Abbildung 4.13: Bildsensoren in Videokameras; dargestellt ist die Auflösung [Mpx] in Abhängigkeit von der Bildwiederholrate [fps] für unterschiedliche Bilddiagonalklassen (Stand: Ende 2009).

Eine Analyse der verfügbaren Bildsensoren in kommerziellen Kameras zur industriellen Bildverarbeitung illustriert den Zusammenhang, dass höhere Auflösungen mit höheren Wiederholraten in größeren Bilddiagonalklassen zu finden sind. In der Praxis fallen die Klassen für $1/3''$ - und $4/3''$ -Sensoren aus unserer Auswahl heraus, da zu diesem Zeitpunkt keine entsprechenden Fischaugenobjektive verfügbar waren.

Aus Abbildung 4.13 lassen sich die zu verwendenden Sensorgrößen eingrenzen. Für unsere Applikation werden Bildsensoren der $1/2''$ - und $2/3''$ -Klasse in Betracht gezogen werden. Diese Sensoren werden maßgeblich in Kameras für die industrielle Bildverarbeitung eingesetzt, bieten eine ausreichende Lichtempfindlichkeit und sind standardmäßig mit einem C-Mount Objektivanschluss ausgestattet. Diese Anschlussart bietet eine große Auswahl an Objektiven inklusive des Zugriffs auf die kleine Gruppe der Fischaugenobjektive mit linearer Abbildungsfunktion. Die untere Bildwiederholrate f_v schränkt die Auswahl der Kameras aus Abbildung 4.13 weiter ein. Jede der noch zur Auswahl stehenden Kameras wird nun mit jedem sinnvoll kombinierbarem²⁹ Fischaugenobjektiv auf die Einhaltung der Nebenbedingungen überprüft. Die optimale Kombination aus Kamera und Objektiv hält alle

²⁹Die objektivseitig angegebene Bilddiagonalklasse sollte nicht überschritten werden. Eine Unterschreitung ist jedoch möglich und oft sinnvoll; es werden dann kleinere Blickwinkel erreicht.

Restriktionen ein und liefert die größte Flächenauflösung A aller möglichen Kombinationen. Aus technischer Sicht sollte daher das Kamerasetup (Kombination aus Kamera und Objektiv) gewählt werden, welches die höchste Flächenauflösung bietet. Spielen wirtschaftliche Gesichtspunkte eine Rolle, so kann zwischen der berechneten Flächenauflösung und der Investitionssumme abgewägt werden, zumal eine höhere Flächenauflösung mit einer höheren Datenrate einhergeht, was beispielsweise zu erhöhten Folgekosten für die Speicherung führt. Als ein typisches Beispiel für ein realisiertes System wird die Installation eines Video-Systems in einer Schulsport-halle mit folgenden Nebenbedingungen betrachtet: $h_{cam} = 7\text{ m}$; $r_{min} = 10\text{ m}$; $h_{goal} = 2\text{ m}$; $h_{player} = 2\text{ m}$.

Das Ergebnis besteht für das Video-System in einer Kombination aus dem Fischaugenobjektiv FE185C086HA-1 von Fujinon (siehe Abbildung C.9 in Anhang C.2) und der Gigabit-Ethernet Kamera TMC-1327 GE von Jai (siehe Abbildung C.7 und C.8 in Anhang C.2).

4.3 Signalübertragung

Analoge Sensordaten oder bereits in digitaler Form vorliegende Daten müssen am Ende der Verarbeitungskette aufbereitet und analysiert werden. Ziel des Systems ist die Bereitstellung dieser Daten auf einer zentralen Auswertungseinheit.

Daten von mobilen Sensorknoten sind kabellos an die Auswertungseinheit zu senden. Hier stellte sich die Frage, ob die Daten analog oder digital bzw. ob als Roh- oder Nutzdaten zu übertragen sind.

Die analoge Funkübertragung ermöglicht keine komfortable Identifizierung eines Senderknotens. Selbst eine analoge Codierung kann zu Zuordnungsschwierigkeiten führen (siehe Abschnitt 3.1.2). Aufgrund der Möglichkeit einer eindeutigen Identifizierung wurde sich für den digitalen Übertragungsweg entschieden. Zur Entwicklung eigener Auswertungsalgorithmen werden die Rohdaten übertragen; bei einer Online-Auswertung auf dem mobilen Sensorknoten werden lediglich die extrahierten Merkmale übertragen.

Bei Daten von stationären Systemen (Video-System) stellte sich die Frage, ob eine verlustfreie oder verlustbehaftete (Daten-)Übertragung gewählt werden soll. Um zukünftige bzw. andere Trackingalgorithmen einsetzen zu können, wird die größt mögliche Flexibilität bewahrt, indem die Videorohdaten verlustfrei übertragen werden.

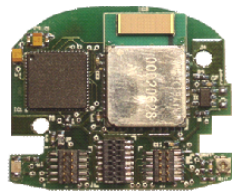
Für eine Online-Visualisierung der Videodaten ist eine geringe Verzögerung (Latenz) wünschenswert. Ebenfalls sollte eine Speicherung der Videodaten in Echtzeit für eine spätere Offline-Bearbeitung durchgeführt werden, da ansonsten Zwischenspeicher erheblicher Größe vorhanden sein müssten. Hier kann das Überspringen einzelner Bilder in Erwägung gezogen werden, um eine Speicherung in Echtzeit zu ermöglichen. Die Übertragung der Videodaten ist prinzipiell per Kabel oder Funk bzw. analog oder digital möglich. Bei der analogen Übertragung ist zu beachten, dass der Signalverlust mit zunehmender Entfernung steigt und Störeinflüsse zunehmen. Bei der digitalen Übertragung sind nach diskreten maximalen Entfernungen Repeater bzw. Extender einzusetzen, um größere Distanzen zu überwinden. Eine Verringerung der Signalqualität hat dies nicht zur Folge. Funktechnologien für die Datenübertragung mit hohen Bandbreiten werden erst zukünftig verfügbar sein. Analoge Technologien (z. B. analoges terrestrisches Fernsehen) werden hierbei durch digitale (DVB-T) ersetzt. Zum Zeitpunkt dieser Arbeit gab es weder analoge noch digitale kommerziell verfügbare Funkübertragungssysteme, die unsere Anforderungen an die Datenübertragungsrate erfüllt hätten.

Für die Übertragung der hohen Bilddatenmengen wurde sich daher für einen digitalen, kabelgebundenen Übertragungsweg entschieden. Zur Übertragung von Biosignaldaten werden digitale Funknetzwerke eingesetzt.

4.3.1 Drahtlose Sensornetzwerke

Das drahtlose Sensornetzwerk wird verwendet, um physiologische (z. B. Herzfrequenz) und kinematische Daten eines jeden Athleten in Echtzeit zu überwachen. Zu den Systemeinschränkungen zählt: Die Datenerfassung erfolgt in geschlossenen Räumen mit einer abzudeckenden Größe von $20\text{ m} \times 40\text{ m}$, bis zu 30 Athleten können parallel erfasst werden, die Sensorknoten müssen hinreichend klein sein, um von dem Sportler ohne Beeinträchtigung getragen werden zu können und die Batterielebensdauer muss im Betrieb einen Wert von mindestens 24 h aufweisen. Schließlich muss eine ausreichend hohe Dienstgüte erreicht werden, damit eine kontinuierliche und valide Datenübertragung gewährleistet wird.

Es existieren bereits viele standardisierte und nicht-standardisierte Lösungen zur Umsetzung von drahtlosen Netzwerken. Die standardisierten Lösungen *Bluetooth* und *ZigBee* bieten eine einfache Integration und eine breite Auswahl an bestehenden Produkten. Demgegenüber stehen die Lösungen führender Pulsuhrenhersteller wie Polar, Suunto oder Garmin. Das Gros der existierenden Komponenten arbeitet im lizenzfreien 2,4 GHz ISM Band. In den lizenzfreien Frequenzbändern unterhalb von 1 GHz sind wenig standardisierte Lösungen zu finden, wenngleich eine Vielzahl an stromsparenden Transceivern oder Single-Chip-Lösungen existieren [127].



(a) Bluetooth V1.1 (BG-V1)



(b) Bluetooth V2.0 (BG-V2)



(c) ZigBee (BG-V3)



(d) ANT (BG-V4)

Abbildung 4.14: Brustgurtmodule zur Aufnahme physiologischer und kinematischer Größen mit unterschiedlichen Funkübertragungstechnologien

Es wurden zwei Hardware-Lösungen für die Aufnahme der Herzfrequenz mit einer Bluetooth-Übertragungseinheit (Bluetooth 1.1 und 2.1), eine Lösung mit einer ZigBee-Übertragungseinheit (MC13214 von Freescale Semiconductor) sowie ein finales Brustgurtmodul entwickelt (siehe Abbildung 4.14).

4.3.1.1 Bluetooth

Die Hauptaufgabe des drahtlosen Sensornetzwerkes ist die Übertragung der gemessenen Daten an eine zentrale Einheit. Bluetooth ist der bekannteste Standard für die Funkvernetzung von Geräten mit geringer Reichweite (engl. *Wireless Personal Area Network* – WPAN). Allerdings verhindern einige Einschränkungen Bluetooth als geeignete Technologie für unsere Anwendung. Erstens erlaubt die Bluetooth Piconet-Topologie nur 1 Master und 7 Slaves, was weit weniger als unsere angestrebte Zahl von 30 Knoten ist. Die Scatternet-Topologie würde das System noch komplizierter machen. Weiterhin erfordert ein Bluetooth-Knoten ca. 3 s Aktivierungszeit aus dem Sleep-Modus, was einen energieeffizienten Betrieb basierend auf kleinen Datenpaketen nicht möglich macht. Schließlich führt Bluetooth als Ersatz für eine kabelgebundene Lösung, die sich in einer hohen Datenrate, Zuverlässigkeit und Sicherheit widerspiegelt, zu einer komplexen Hardware mit hohem Energiebedarf. Diese Merkmale von Bluetooth sind für unsere Anwendung allerdings entbehrlich. Daher wird der Blick auf eine andere Funktechnologie gerichtet, namentlich ZigBee.

4.3.1.2 IEEE 802.15.4 bzw. ZigBee

Im Vergleich zu Bluetooth bietet ZigBee im Hinblick auf Datenrate und Zuverlässigkeit Möglichkeiten an, den Hardware-Aufwand zu reduzieren und Energie zu sparen. Weiterhin ist die Aktivierungszeit auf rund 15 ms reduziert, was energieeffiziente Entwürfe ermöglicht. Ein weiterer Vorteil von ZigBee ist seine Fähigkeit, große Netzwerke aufzubauen. Zusammenfassend ist ZigBee geeignet für großflächige Netze mit kleinen Datenpaketen. Basierend auf den vorangegangenen Überlegungen wird ZigBee als drahtlose Kommunikationstechnologie in unserer dritten Generation von Herzfrequenzsendern (BG-V3) eingesetzt, die aus einem Modul zur EKG-Signalverarbeitung und einem ZigBee-Übertragungsmodul bestanden. Zum ersten Modul gehört eine analoge Signalaufbereitung, ein Mikrocontroller mit AD-Wandler-Funktion und die Software für den EKG-Signalverarbeitungsalgorithmus auf dem Mikrocontroller. Dieses Modul kann zwei Arten von Daten ausgeben: wahlweise die berechnete Herzfrequenz oder das originale, aber digitalisierte EKG-Signal. Letzteres Modul besteht aus einem ZigBee-Transceiver und einem Mikrocontroller zum Ausführen des ZigBee Software-Stacks. Entsprechend kann es optional die berechnete Herzfrequenz oder das digitale EKG-Signal übertragen. In einem Prototypen wurde nicht die komplizierte Netzwerk-Topologie oder die Multi-Hop-Übertragung, sondern die einfachste Punkt-zu-Punkt-Übertragung implementiert. Leider musste bereits bei dieser einfachsten Betriebsart festgestellt werden, dass eine Standard-Knopfzelle (CR2032) nicht für die Spitzenstromaufnahme des Brustgurtmoduls ausreichte, egal ob für die Übertragung der Herzfrequenz oder des digitalen EKG-Signals. Zwei parallel verwendete Knopfzellen konnten zusammen einen ausreichenden Spitzenstrom liefern. Allerdings erhöhen zwei Knopfzellen

die Größe und Gewicht des Moduls über die geforderten Restriktionen hinaus. Der hohe Spitzenstrom ist begründet durch die starke Komplexität der ZigBee-Hardware aufgrund der hohen Anforderungen für Sicherheit (mindestens 32 bit-Verschlüsselung). Diese genannte Eigenschaft ist vorteilhaft, allerdings für unsere Anwendung nicht zwingend erforderlich.

4.3.1.3 ANT

Basierend auf den Erfahrungen, die mit Bluetooth und ZigBee gemacht wurden, ergab sich als Ergebnis, dass der Spitzenstrombedarf das größte Problem darstellte, das es zu lösen gilt. Eine hohe Zuverlässigkeit, Datenrate, Sicherheit und Netzwerkkapazität werden vorausgesetzt, stellen aber nicht die Schlüsselanforderungen an unsere Anwendung dar. Daher muss eine drahtlose Kommunikationstechnologie eingesetzt werden, die unsere Anforderungen in Sachen Leistungsbedarf, Reichweite, Knotenanzahl und Netzwerkkapazität erfüllt. In der neuartigen Übertragungstechnologie *ANT* findet sich ein potenzieller Vertreter. *ANT* wird durch Dynastream Innovation Inc. vertrieben und stellt eine Spezifikation für die physikalische (PHY) Schicht, Media Access Control (MAC)-Schicht und die Netzwerk-Schicht dar. Die physikalische Schicht wird hauptsächlich durch den RF-Transceiver-Chip realisiert, während MAC- und Routing-Funktionen per Software auf einem Low-Cost-MCU implementiert sind. Da unsere Anwendung nur eine Multipunkt-zu-Punkt (auch Stern)-Topologie benötigt, wurde beschlossen, eine eigene Software anstelle der *ANT*-spezifischen MAC & Routing-Software zu verwenden, um eine weitere Verringerung der Spitzen- und durchschnittlichen Leistungsaufnahme zu erreichen. Aus diesem Grund wurde der *ANT*-kompatible HF-Transceiver nRF24L01 von Nordic Semiconductor eingesetzt. Dieser Chip benötigt weniger als 3 μ W im Schlafmodus (Sleep-Modus, Power Down) und weniger als 34 mW im Sendebetrieb (TX-Modus) (bei 0 dBm Sendeleistung). Er benötigt weniger als 300 μ s, um aus dem Schlafmodus aktiviert zu werden und arbeitet im 2,4 GHz ISM-Band mit 125 RF-Kanälen, von denen jeder eine Bandbreite von 1 MHz hat (bei 1 Mbit/s Datenrate). Er ist in der Lage, bis zu 2 Mbit/s bei bis zu 32 Byte Nutzdaten je Paket zu übertragen. Seine variable Datenrate, 125 HF-Kanäle, 3 Byte–5 Byte je Adresse, variable Nutzlastlänge und bis zu 2 Byte CRC-Prüfsumme gewährleisten eine relativ hohe Sicherheitsstufe. Nur für den Fall, dass Datenrate, HF-Kanal, Adresslänge und -inhalt, die Länge der Nutzlast und die CRC-Länge und -Inhalt alle korrekt sind, kann der Receiver das Paket korrekt empfangen. Softwareseitige Ver- und Entschlüsselung sind möglich, benötigen aber zusätzliche Ressourcen des Mikrocontrollers und werden daher in unserem System nicht verwendet. Empfangsbestätigung und Sendewiederholung (für den Fall, dass eine Empfangsbestätigung ausbleibt) können helfen, die Zuverlässigkeit zu erhöhen, werden aber nicht eingesetzt. Dies würde das System komplexer machen und damit zusätzliche Ressourcen bedürfen. Darüber hinaus spricht dagegen,

dass eine geringe Paketverlustrate die Leistungsfähigkeit des Gesamtsystems kaum beeinträchtigt.

Der ausgewählte Mikrocontroller zur Steuerung des nRF24L01 ist der ATmega88, der ausreichend Rechenleistung und Speicherkapazität bietet sowie eine zufriedenstellende Leistungsaufnahme von 0,45 W @ 1 MHz im Betrieb und 19 μ W im Ruhezustand hat. Zusammen mit dem nRF24L01 wird abgeschätzt, dass die Spitzenleistung während der Übertragung rund 35 mW (11,67 mA @ 3 V) und die Leistung im Sleep-Mode rund 21 μ W beträgt. Vorausgesetzt, dass jedes Paket 300 μ s für die Übertragung benötigt (32 Byte @ 1 Mbit/s) und die Paketrage 5 Hz beträgt (\Rightarrow 0,15 % Einschaltdauer), kann die durchschnittliche Leistungsaufnahme auf 70,5 μ W gesenkt werden, wenn ein entsprechender Leistungs-Management-Algorithmus verwendet wird. Basierend auf dieser Analyse des Kommunikationsmoduls wurde erkannt, dass der benötigte Spitzenstrom weit unter dem Höchstwert des Stromes liegt, den Standard-Knopfzellen (CR2032) liefern können (11,67 mA gegenüber 20 mA) und dass die Lebensdauer der Batterie mehr als 1 Jahr betragen kann (für eine 220 mAh CR2032); sogar für den Fall, dass das Kommunikationsmodul in Betrieb ist.

Das oben beschriebene Kommunikationsmodul wird für das BG-V4 eingesetzt (siehe Abbildung 4.15). Für das Online-Monitoring der Geschwindigkeit werden die kommerziellen Foot-Pods verwendet, da die Beschleunigungssensoren nicht einzeln verfügbar sind. Es bleibt anzumerken, dass das BG-V4 und die Foot-Pods auf verschiedenen Frequenzkanälen operieren können, sodass die Anforderungen in Sachen Netzwerkkapazität und Dienstgüte strikt erfüllt werden können. Dies erfordert einen Empfänger, der auf zwei Frequenzkanälen betrieben werden kann. Der Empfängerchip nRF2401A ist in der Lage, mittels einer speziellen DuoCeiver-Funktion zwei Frequenzkanäle gleichzeitig zu empfangen (8 MHz getrennt). Außerdem ist es möglich, zwei nRF2401A- oder nRF24L01-Chips einzusetzen, von denen jeder auf einem Frequenzkanal arbeitet.

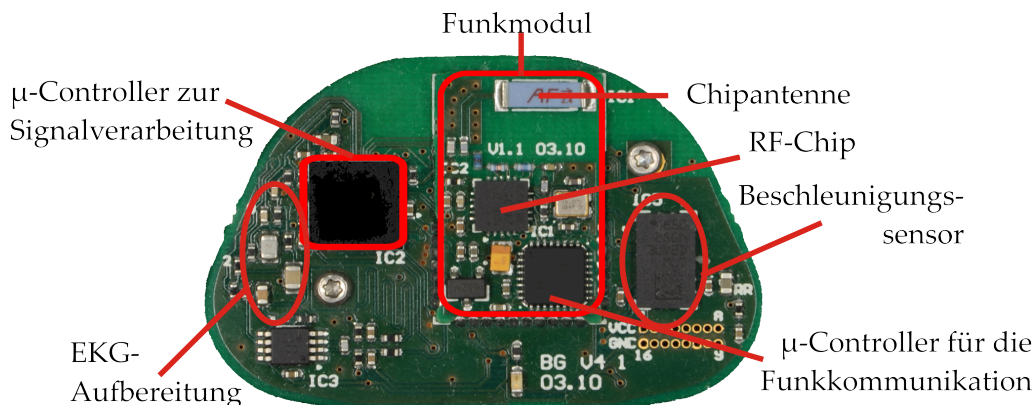


Abbildung 4.15: BG-V4 (Revision 1) mit 2,4 GHz ANT-kompatibles Funkmodul

4.3.1.4 Zusammenfassung drahtlose Sensornetzwerke

Im direkten Vergleich zwischen ZigBee und ANT in Bezug auf das Anwendungsszenario ist das Protokoll von Dynastream Innovations die bessere Wahl. Der IEEE 802.15.4 Standard bietet wesentlich mehr Möglichkeiten zum Aufbau von Netzwerken. Für den erwünschten geringen Strombedarf wird allerdings ausschließlich eine einfache asynchrone unidirektionale (eventuell sind Acknowledge-Pakete sinnvoll) Übertragung verwendet. Dies macht die Nutzung des ZigBee-Protokolls überflüssig. Mit den Transceivern von Nordic Semiconductor verfügen die ANT-Umsetzungen zudem über energieeffizientere Lösungen.

Für das Anwendungsszenario der leistungsdiagnostischen Anwendung im Sport existieren schon Umsetzungen der Firmen Suunto, Polar, Garmin sowie Geräte weiterer Pulsuhrenhersteller. Diese verwenden das 2,4 GHz Frequenzband und die Transceiver Grundlage des ANT-Protokolls. Aus diesem Grund sollte die mögliche Kompatibilität zu den bereits existierenden Lösungen bei vergleichbarer Effizienz das ausschlaggebende Kriterium für eine Lösung im 2,4 GHz Frequenzband sein. Daher sind die energieeffizienten-Transceiver der ANT-Lösungen die bevorzugte Wahl für diese Umsetzung. Auf Basis einer gemeinsamen Bitübertragungsschicht ist es theoretisch jederzeit möglich, das ANT-Protokoll auf die entwickelte Anwendung zu portieren. Die Entwicklung eines proprietären Netzwerkprotokolls bietet die Möglichkeit auf sämtlichen Ebenen in das Protokoll einzugreifen. Durch die Separierung von Mikrocontroller und RF-Transceiver kann auch bei der Hardwareauswahl die Energieeffizienz optimiert werden. In Tabelle 4.5 werden abschließend die Merkmale der betrachteten Lösungen verglichen.

Tabelle 4.5: 2,4 GHz RF-Transceiver

	BlueCore 4	JN5139	MC13214	nRF24AP1 ³⁰	nRF24L01
Funktechnologie	Bluetooth	ZigBee	ZigBee	ANT	ANT
Typ	Single Chip	Single Chip	Single Chip	Single Chip	Transceiver
Gehäuse	8 × 8 mm ² QFN	8 × 8 mm ² QFN	9 × 9 mm ² QFN	5 × 5 mm ² QFN	4 × 4 mm ² QFN
Spitzenstrom RX (bei $U_{DD} = 3\text{ V}$)	39 mA	34 mA	37 mA	22 mA	12,3 mA
Spitzenstrom TX (bei $U_{DD} = 3\text{ V}$)	51,5 mA	34 mA	30 mA	16 mA	11,3 mA
Versorgungsspannung U_{DD}	1,7 V– 3,6 V	2,2 V– 3,6 V	2,0 V– 3,4 V	1,9 V– 3,6 V	1,9 V– 3,6 V
max. Datenrate	2 Mbps	250 kbps	250 kbps	1 Mbps	2 Mbps

³⁰Nordic ANT-Transceiver mit integriertem μC .

4.3.2 Digitale Kameraschnittstellen

Bei der Wahl einer digitalen Kameraschnittstelle kann zwischen Standard-PC-Schnittstellen und proprietären, kameraspezifischen Lösungen unterschieden werden. Zu Beginn diese Jahrtausends waren USB 1.0 (Universelles serielles Bussystem) und Fast-Ethernet die aktuellen Standards bei den Computerschnittstellen, mit Datenraten von 12 Mbit/s bzw. 100 Mbit/s. Diese Datenraten stellten einen Engpass für Kamerarohdaten dar, wie sie in der industriellen Bildverarbeitung benötigt werden. Als Konsequenz daraus wurde eine Schnittstelle speziell für diese Anforderungen geschaffen: CameraLink. Unterdessen wurden die Standard-PC-Schnittstellen weiterentwickelt, vor allem im Hinblick auf den Datendurchsatz.

Tabelle 4.6: *Digitale Kameraschnittstellen [90]*

	CameraLink	FireWire 800	USB 2.0	Gigabit Ethernet
Datentransferrate	bis 3600 Mbit/s	800 Mbit/s	480 Mbit/s	1000 Mbit/s
Maximale Kabellänge	10 m	4,5 m	5 m	100 m
Anzahl Kanäle	1	bis zu 63	bis zu 127	unbegrenzt
Stecker	26 pin	9 pin	4 pin	8 pin
Framegrabber	ja	optional	optional	nein
Ext. Stromversorgung	optional	optional	optional	ja

Aus Tabelle 4.6 wird deutlich, dass sich für größere Kabellängen die Gigabit-Ethernet-Technologie empfiehlt. Prinzipiell lassen sich die Kabel aller übrigen digitalen Schnittstellen mittels (fiberoptischen) Repeatern bzw. Extendern auf die gewünschten Maße verlängern. Der (finanzielle) Aufwand dafür wäre aber immens, da diese Verstärker keine Massenware sind.

4.4 Speicherung

Für der Speicherung von Daten ist ein geeignetes Dateiformat zu wählen. Es existieren *offene* und *proprietäre* Dateiformate. Bei offenen Dateiformaten stellt sich zwangsläufig die Frage nach der Verfügbarkeit; ob diese frei verfügbar sind oder Lizenzgebühren anfallen. Aus Kostengründen sollten nach Möglichkeit freie Dateiformate zum Einsatz kommen.

Für offene Dateiformate spricht, dass sie von externen Programmen gelesen bzw. bearbeitet werden können. Selbst wenn ein partieller Datenverlust entsteht oder Teile durcheinander kommen, ist der Rest weiterhin lesbar. Die Gefahr eines totalen Datenverlustes geht gegen Null. Das Speichern in offenen Datenformaten sorgt auch dafür, dass die Dateien unter anderen Betriebssystemen gelesen und bearbeitet werden können.

Proprietäre Dateiformate können nur mit dem Programm gelesen werden, mit dem sie auch gespeichert wurden. Ist die Datei defekt, weil beispielsweise durch den Absturz eines Programms oder des Betriebssystems Teile durcheinander gekommen sind oder fehlen, ist das Dokument in der Regel nicht zu retten. Dennoch gibt es plausible Gründe, ein proprietäres Dateiformat einzusetzen. Ein Grund ist, wenn vorhandene Dateiformate die Anforderungen nicht erfüllen können, z. B. eine Aufzeichnung hoher Bandbreite aufgrund von Performanzrestriktionen nicht realisiert werden kann. Ein weiterer Grund kann die Vermarktung eines Produktes sein.

4.4.1 Videodaten

Videos sind die Aneinanderreihung von Bildern. Dieser Bilderstrom kann als solcher (Speichern von Einzelbildern) oder in einer separaten Videodatei gespeichert werden. Bei keiner oder einer verlustfreien Kompression der Bilder spielt das keine Rolle, da jedes Bild einzeln behandelt wird. Lediglich der Header, der bei jedem Bild entstehen würde, führt zu einem vermeidbaren Mehraufwand.

Bei verlustbehafteter Komprimierung von Videodaten werden bei einigen Komprimierungsalgorithmen die Änderungen aufeinanderfolgender Bilder gespeichert. Dort ist die Speicherung in einer Datei obligatorisch. Zur Speicherung von Videodaten eignet sich der .avi-Container (Audio Video Interleave – Abbildung 4.16). Der Audio-Stream bleibt unbenutzt.

Für die weitere Verarbeitung durch die Trackingalgorithmen werden die Videodateien in ihrer ursprünglichen Qualität benötigt, um mögliche Fehlerquellen in Form von Kompressionsarte-

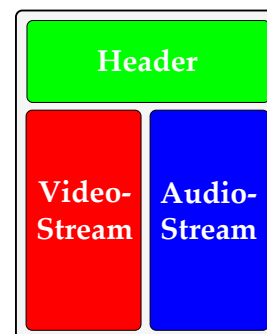


Abbildung 4.16: avi-Container

fakten auszuschließen. Daher kommt eine verlustbehaftete Komprimierung und Speicherung nicht in Betracht. Die Rohdaten sind folgerichtig unkomprimiert oder verlustfrei komprimiert zu speichern.

Vorhandene Standard-Komprimierungsmethoden beschränken sich auf Farbbilder (3 evtl. 4 Farbkanäle). Das Bayer-Mosaik (1 Kanal) lässt sich daher nicht ohne Weiteres komprimieren. Eine mögliche Maßnahme ist die Aufteilung des Bayer-Bildes in vier Kanäle (RGBA – siehe Abbildung 4.17). Der vierte Kanal (Alpha-Kanal) stellt laut Definition standardmäßig die Transparenz der einzelnen Bildpunkte dar. In unserem Fall wird er für die Darstellung eines vierten Farbkanals zweckentfremdet. Die Erhöhung der Farbkanäle von einem auf vier Kanäle hat zur Folge, dass die Auflösung je Kanal um den Faktor vier reduziert wird, damit die Anzahl der Bildpunkte konstant bleibt. Standard-Mediaplayer ignorieren diesen vierten Kanal und können somit eine farbiges Vorschaubild (engl. *Preview*) in reduzierter Auflösung anzeigen.

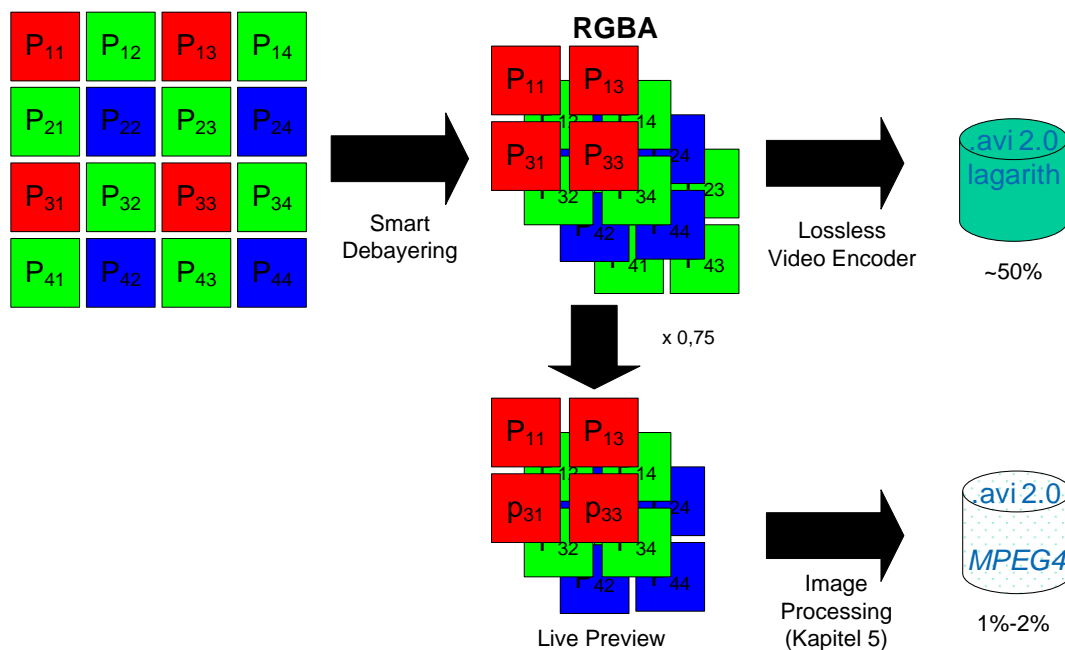


Abbildung 4.17: Videodatenstorage: Ein Bayer-Bild wird in vier Kanäle aufgeteilt (*Smart Debayering*) und daraufhin mit Standard-Codecs verlustfrei und komprimiert gespeichert. Drei Kanäle können für ein Live-Preview mit einem Viertel der Auflösung genutzt werden; eine optionale verlustbehaftete Komprimierung und Speicherung ist möglich.

Bei den verlustfreien Kompressions-Algorithmen zeigt der *Lagarith*-Codec laut Abbildung 4.18 die beste Performanz im Hinblick auf Geschwindigkeit und Kompressionsfaktor. Zusätzlich handelt es sich beim Lagarith Lossless Video Codec um eine quelloffene Lösung, die Multiprozessorsysteme unterstützt. Bei der verlustbehafteten Kompression zum späteren Betrachten des Videos empfiehlt sich ein modernes Derivat des MPEG4-Codex (z. B. H.264).

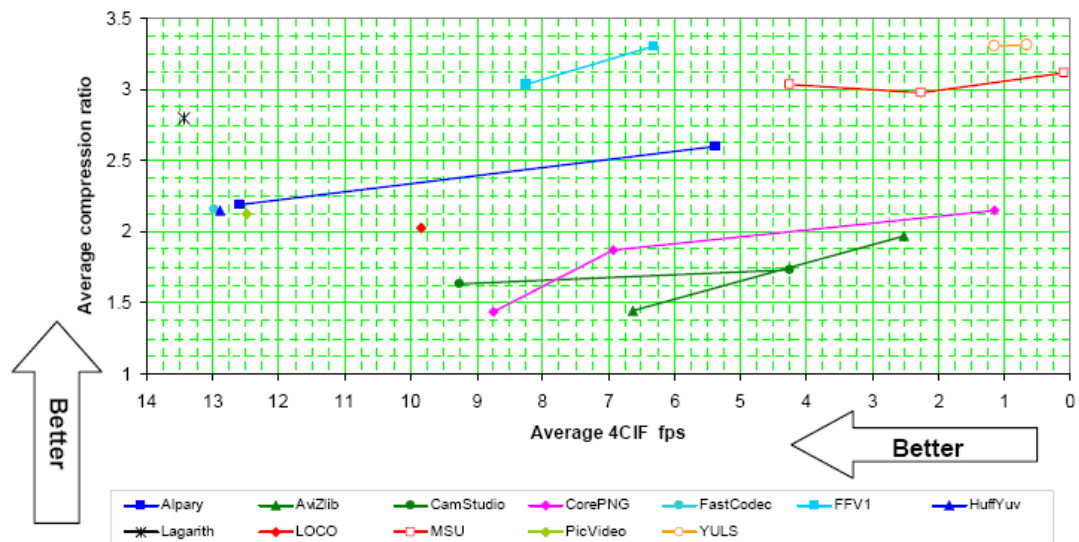


Abbildung 4.18: Vergleich von verlustfreien Video-Kompressions-Algorithmen: Geschwindigkeits- und Kompressionsraten für den RGB-Farbraum [96]

4.4.2 Biosignale

Biosignaldaten können wie Audiodateien behandelt werden. Einkanalige als Mono-, zweikanalige als Stereo-Datei, usw. Als Containerformat bietet sich das WAVE-Dateiformat zur Speicherung (von Audiodaten) an. Die Daten können je nach Bedarf als unkomprimierte Rohdaten oder verlustfrei-komprimiert gespeichert werden.

Werden ausgewertete Merkmale übertragen, so können die Daten aufgrund der geringen Übertragungsrate in separaten Textdateien gespeichert werden.

4.5 Zusammenfassung

In Kapitel 4 wurden die notwendigen Schritte zur Erfassung von analogen Sensordaten aufgezeigt und hinsichtlich der Sensorik, Aufbereitung, Übertragung und Speicherung im Detail erläutert. Die in diesem Kapitel beschriebenen Maßnahmen sind notwendige Voraussetzungen für die nun folgende digitale Signalverarbeitung (Kapitel 5) und die Ergebnisse stellen bereits ein erstes Teilziel dar. Erkenntnisse aus den Rohdaten von Biosignalen können allerdings nur ausgebildete Spezialisten erlangen (z. B. Kardiologen bei der Betrachtung von Artefakten in den EKG-Signalen). Videodaten können bereits für eine spieltaktische Analyse genutzt werden. Allerdings müssten im vorliegenden Fall einige Einschränkungen in Kauf genommen werden: Verzerrte Bilder aufgrund des Fischaugenobjektivs und bedingt durch das Bayer-Pattern entweder Graustufenbilder oder Farbbilder in reduzierter Auflösung. Abbildung 4.19 zeigt eine Erweiterung des schematischen Aufbaus des SPA-Systems aus Kapitel 3.

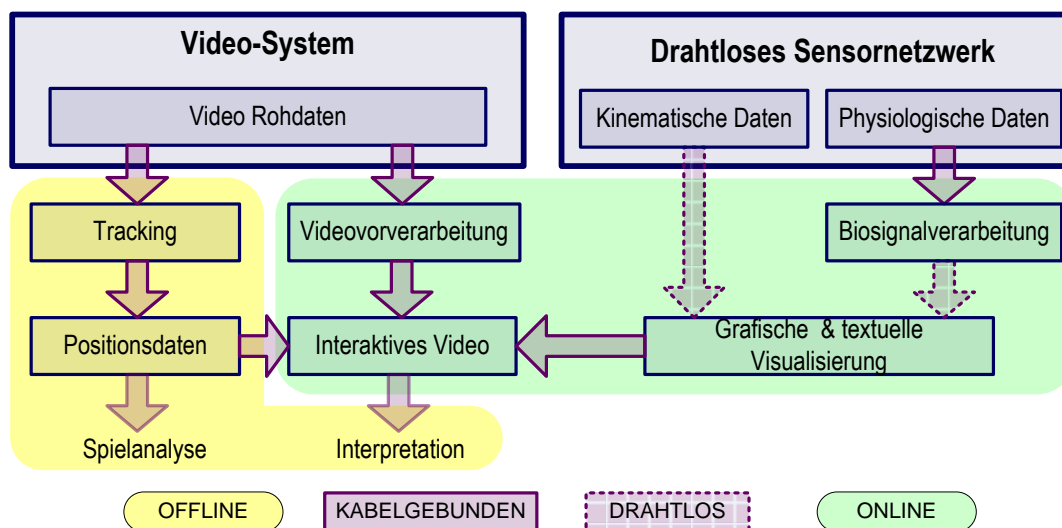


Abbildung 4.19: Erweiterter schematischer Aufbau des SPA-Systems bestehend aus einem Video-System und einem drahtlosen Sensornetzwerk

Technisch umgesetzt wurde das System zur Leistungserfassung mit der Installation mehrerer SPA-Systeme in Sporthallen in der Region Westfalen nach dem in Abbildung 4.20 vorliegenden Aufbau.

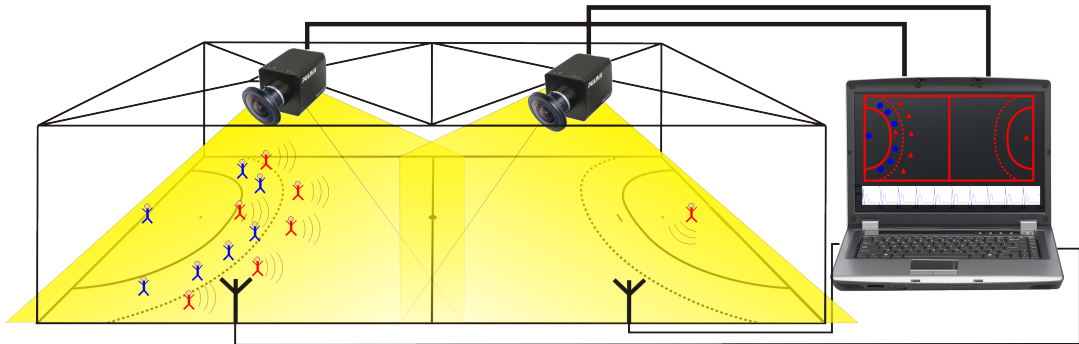


Abbildung 4.20: Prototypischer Aufbau des SPA-Systems: Das Videoanalysesystem zur Spielerfassung und -verfolgung besteht aus zwei hochauflösenden Kameras mit Fischaugenobjektiven, welche unter der Hallendecke montiert sind. Das Monitoringsystem für Biosignale empfängt und verarbeitet die physiologischen Daten des Brustgurtmoduls mit integrierter Sensorik, Auswerte- und Datenübertragungseinheit sowie Energieversorgung

5 Signalverarbeitung

Ziel des SPA-Systems ist es, aussagekräftige Merkmale aus Sensordaten zu extrahieren und aufbereitet zur Verfügung zu stellen. Mittels der durchgeführten Maßnahmen aus Kapitel 4 liegen die Sensordaten in digitaler Form vor und stehen für weiterführende Signalverarbeitungsschritte zur Verfügung. Für das Beispiel des Biosignal-Monitoring ist dies die EKG-Analyse zur Herzfrequenzbestimmung (QRS-Detektion), für das Video-System die Extraktion der Positionsdaten (Tracking), aus denen Parameter wie der zurückgelegte Weg oder die Geschwindigkeit abgeleitet werden. Dieses Kapitel beschäftigt sich daher mit den hinreichenden Aufgabenstellungen der Signalverarbeitung. Da die Daten der Bilder und Biosignale bereits in digitaler Form vorliegen, handelt es sich um eine digitale Signalverarbeitung.

Im Gegensatz zum vorherigen Kapitel erfolgt keine allgemeine Beschreibung der Aufgabenpunkte, um anschließend auf die speziellen Einsatzszenarien einzugehen, sondern eine in sich abgeschlossene Bearbeitung der jeweiligen Anwendungsszenarien. Zuerst wird auf die Biosignalverarbeitung (Abschnitt 5.1) und anschließend auf die Bildverarbeitung (Abschnitt 5.2) eingegangen.

Dabei lässt sich eine parallele Vorgehensweise erkennen. Sowohl bei der Biosignalverarbeitung als auch bei der Bildverarbeitung erfolgt eine Unterteilung in Vorverarbeitung und eigentliche Logik. Die Ausarbeitung dieses Kapitels erfolgt jeweils anhand der konkreten Anwendung: Ziel im Bereich der Biosignalverarbeitung ist die Herzfrequenzerkennung, im Bereich der Bildverarbeitung das Tracking.

5.1 Biosignalverarbeitung zur Herzfrequenzerkennung (QRS-Detektion)

Neben der Sensorik, Aufbereitung und Übertragung bzw. Speicherung physiologischer Daten kommt der digitalen Signalverarbeitung dieser Daten ein hoher Stellenwert zu. Bei dieser sogenannten Biosignalverarbeitung werden aus dem Zeitsignal für Sportmediziner und -wissenschaftler relevante Parameter berechnet. Dies sind zum einen direkt abgeleitete Parameter im Zeitbereich, zum anderen werden aber auch mathematische Verfahren zur Frequenzanalyse eingesetzt.

Ausgangspunkt ist ein hinreichend störungsfreies Rohdatensignal am Ausgang des AD-Wandlers, aus welchem die entsprechenden Merkmale noch extrahiert werden müssen. Das entsprechende Zeitsignal für die Herzfrequenzberechnung

ist das EKG-Signal. Charakteristisch für das EKG-Zeitsignal ist der ausgeprägte R-Zacken (siehe Abbildung 4.3). Der Abstand zweier Herzschläge wird daher auch als der (zeitliche) Abstand zweier R-Zacken definiert; der Kehrwert ist entsprechend die Herz(schlag)frequenz, welche der entscheidende Parameter zur Abschätzung der inneren Leistung ist. Eine Möglichkeit zur Ermittlung der Herzfrequenz stellt die Erkennung des aus den Q, R und S-Zacken bestehenden QRS-Komplexes dar (QRS-Komplexerkennung). Hierfür existieren mehrere Algorithmen, die sich auch auf Mikroprozessorebene implementieren lassen. Als weitergehende Literatur sei auf Köhler u. a. [51] verwiesen. Die Arbeiten von Pan und Tompkins [75], die in dem entsprechenden Algorithmus mündeten, können als Standardwerk angesehen werden. Später entwickelte Algorithmen haben sich an diesem zu messen. Geringe Steigerungen der Gütekriterien Sensitivität (*SE*) bzw. Prädiktivität (*PP*) (siehe Anhang D.2.4) werden durch einen stark erhöhten Rechenaufwand erkauft (siehe Tabelle 5.1). Akzeptabel ist dieser gesteigerte Ressourcenaufwand beispielsweise bei stationären Geräten im Medizinbereich, die in ihrer Rechenleistung, Energieversorgung und Größe nicht den Einschränkungen mobiler Geräte unterliegen.

Tabelle 5.1: Übersicht der Leistungsfähigkeit verschiedener QRS-Detektionsalgorithmen [12, 97]

Verfahren	Entwicklungs-jahr	Testdatenbank	Sensitivität (<i>SE</i>)	Prädiktions-fähigkeit (<i>PP</i>)
Pan/Tompkins [75]	1985	MIT/BIH	99,76 %	99,33 %
Charakteristische-Punkte-Detektion [35]	2002	MIT/BIH	97,65 %	k.A.
MOBD-Verfahren [97]	1989–94	MIT/BIH	98,92 %	99,21 %
Matched Filter [82]	1997	MIT/BIH	k.A.	99,90 %
Wavelet I [50]	1999	AHA #2206	k.A.	99,80 %
Wavelet II [59]	1995	MIT/BIH	99,90 %	99,85 %

Durch die rasante Entwicklung der Mikroelektronik sind Hardware-QRS-Detektoren mittlerweile durch Softwaredetektoren abgelöst worden. Auf mehr als 40 Jahre Entwicklungsgeschichte blickt diese Sparte der medizinischen Signalverarbeitung zurück. Während anfangs mit dem Ziel eines geringen Rechenaufwands entwickelt wurde, wurde später aufgrund zunehmender Rechenleistung mehr und mehr die Detektionsleistung optimiert. Die Ressource *Rechenleistung* spielte zunehmend eine untergeordnete Rolle. Einzige Ausnahme ist die Detektion mit mobilen Geräten. Da es sich in vorliegendem Fall genau um dieses Anwendungsszenario handelt, kommen vermehrt speziell auf den Energiebedarf optimierte Detektoren

5.1 Biosignalverarbeitung zur Herzfrequenzerkennung (QRS-Detektion)

in Betracht. Köhler u. a. [51] betrachteten in ihrem Überblick über QRS-Detektoren neben vielen anderen Ansätzen³¹ drei größere Klassen von Verfahren:

1. Signalableitungen und digitale Filter
2. Wavelet-basierte Verfahren
3. Ansätze mit neuronalen Netzwerken

Werden in dieser Übersicht nur Implementierungen mit einer Sensitivität und positiven Prädiktivität von über 99 % betrachtet, fällt der Vergleich für den Rechenaufwand wie folgt aus:

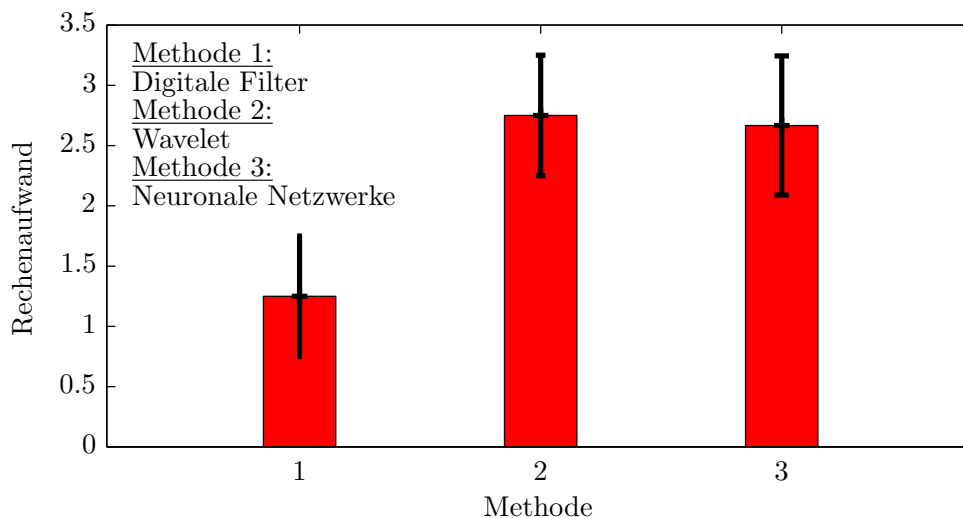


Abbildung 5.1: Vergleich des Rechenaufwandes verschiedener QRS-Detektionsverfahren – Bewertung der Rechenleistung nach Köhler u. a. [51]: Niedrig=1, Mittel=2, Hoch=3

Für das Anwendungsszenario *Implementierung eines QRS-Detektionsalgorithmus auf einer mobilen Plattform* kommen daher bevorzugt Ansätze basierend auf Signalableitungen und digitalen Filtern zum Einsatz. Diese QRS-Detektions-Algorithmen beruhen

„im Wesentlichen auf dem EKG-Amplitudenverlauf, dessen erster und zum Teil auch dessen zweiter Ableitung [...] Ein QRS-Komplex wird erkannt, wenn der Wert der Amplitude oder einer Ableitung einen Schwellenwert übersteigt. Dabei werden die Schwellenwerte zum Teil dynamisch der Signalstärke angepasst.“ Bolz und Urbaszek [12].

³¹ Adaptive Filter, Versteckte Markov Modelle, Mathematische Morphologie, Matched Filter, Genetische Algorithmen, Hilbert Transformationen, Länge- und Energietransformationen, Syntaktische Modelle, MAP Schätzungen, Zero-Crossing.

Struktur des QRS-Detektors

Die Struktur von QRS-Detektoren, welche auf digitalen Filtern basiert, setzt sich aus zwei Abschnitten zusammen: Der *Vorverarbeitungs-* und der *Entscheiderstufe*. In der Vorverarbeitungsstufe wird eine lineare bzw. nichtlineare Filterung des EKG-Signals durchgeführt. Eine Schwellwerterkennung mit dynamisch adaptierten Schwellwerten sorgt für eine Peak-Erkennung im gefilterten EKG-Signal. Der Entscheider befindet darüber, ob ein Peak auf ein Störsignal oder einen QRS-Komplex zurückzuführen ist. Das Ausgangssignal der Entscheiderstufe gibt über den Zeitpunkt eines QRS-Komplexes Auskunft.

Die Grundstruktur des QRS-Detektors wird in Abbildung 5.2 gezeigt und besteht aus folgenden zwei beschriebenen Schritten [74]:

1. Filtern
2. Anwendung von Detektionsregeln

Laut Köhler u. a. [51] unterscheiden sich die Algorithmen im Hinblick auf ihre Vorverarbeitungsstufe; die Entscheiderstufe, die eigentliche Logik des Algorithmus, ist vielmehr heuristisch oder abhängig von den Ergebnissen der Vorverarbeitungsstufe. Daher wird im Folgenden hauptsächlich auf die Maßnahmen in der Vorverarbeitungsstufe eingegangen. Die detaillierten Methoden der Entscheiderstufe können der aufgeführten Literatur entnommen werden.

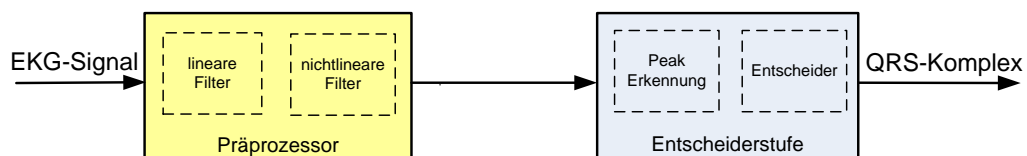


Abbildung 5.2: Grundstruktur von QRS-Detektoren nach Köhler u. a. [51]

5.1.1 QRS-Detektor nach Pan/Tompkins

Ein häufig beschriebener QRS-Detektor wurde 1985 von Jiapu Pan und Willis J. Tompkins vorgestellt [75]. Dieser Detektor besteht wie beschrieben aus zwei Arbeitsschritten, erstens dem Filtern und zweitens der Anwendung von Detektionsregeln.

5.1.1.1 Vorverarbeitungsstufe

Der erste Schritt der Signalvorverarbeitung besteht aus unterschiedlichen Filtern, die das Signal in einer festgelegten Reihenfolge durchläuft (siehe Abbildung 5.3).

Auch wenn das Eingangssignal des AD-Wandlers bereits analog gefiltert worden ist, kommt im Digitalteil noch eine weitere Filterung hinzu. Die erste Stufe der Signalvor-

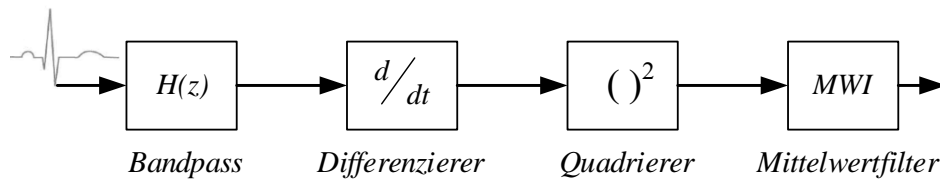


Abbildung 5.3: Signalvorverarbeitung des Pan/Tompkins QRS-Detektionsalgorithmus mit verschiedenen Filterstufen

verarbeitung besteht aus einer Bandpassfilterung³² des Signals mit einem Durchlassbereich von 5 Hz–12 Hz, welches grob die Bandbreite beschreibt, die die meiste Energie des QRS-Komplexes erhält [12]. Bei der Bandpassfilterung kommt ein IIR-Filter (siehe Anhang D.1.3) zum Einsatz, welches gegenüber FIR-Filtern (siehe Anhang D.1.2) den Vorteil einer niedrigeren Ordnung und einem damit verbundenen geringeren Rechenbedarf hat. Die Filterkoeffizienten können mit Designprogrammen wie etwa dem *Filter Design & Analysis Tool FDA-Tool* von MATLAB berechnet und entsprechend simuliert werden. Der Differenzierer hebt die Informationen des QRS-Komplexes hervor. Der anschließende Quadrierer³³ wandelt die negativen Signalanteile in positive um und vergrößert die von der Ableitung hervorgehobenen Signalanteile. Nach der Quadrierung³³ durchläuft das Signal einen gleitenden Mittelwertfilter (engl. *Moving Window Integrator* – MWI). Das Fenster des MWI-Filters sollte näherungsweise der Breite des QRS-Komplexes entsprechen, damit die T-Welle nicht in das Signal integriert wird. Für jeden QRS-Komplex ergibt sich am Ende der Filterung im Idealfall ein trapezförmiger Impuls.

Zusammenfassend ergeben sich folgende Punkte für die Vorverarbeitungsstufe:

- Tiefpassfilter
 - IIR-Filter 12. Ordnung, Grenzfrequenz: 12 Hz
 - Verzögerung: 5 Samples (25 ms @ 200 Hz)
- Hochpassfilter
 - IIR-Filter 32. Ordnung, Grenzfrequenz: 5 Hz
 - Verzögerung: 16 Samples (80 ms @ 200 Hz)
- Ableitung
 - FIR-Filter 4. Ordnung – Diese Realisierung entspricht annähernd einer idealen Ableitung zwischen 0 Hz und 30 Hz.
 - Verzögerung: 2 Samples (10ms @ 200 Hz)
- Quadrierer³³
- Mittelwertfilter (Moving Average)
 - FIR-Filter mit Verzögerungsgliedern und konstanten Faktoren – Dies entspricht allgemein einem Tiefpass und in diesem Fall einem einfachen gleitenden Mittelwert.
 - Fensterbreite: 80 ms–150 ms (16–30 Samples @ 200 Hz)

³²Die Realisierung des Bandpassfilters erfolgt durch Reihenschaltung eines Tief- und Hochpassfilters.

³³Alternativ kann hier der Absolutbetrag verwendet werden [33].

Die Gesamtverzögerung der hier aufgelisteten Filter beträgt mindestens 39 Samples (195 ms @ 200 Hz). Hinzu kommt noch die Verzögerung durch den Detektionsteil. Eine harte Echtzeitdetektion ist mit dieser Methode nicht möglich. Abbildung 5.4 zeigt die Vorverarbeitungsstufen des Pan/Tompkins-Algorithmus.

5.1.1.2 Entscheiderstufe

Die Entscheiderstufe beinhaltet eine Peak-Erkennung und einen nachgeschalteten Entscheider. Nach der Mittelwertfilterung sind noch kleinere lokale Peaks im Signal enthalten (siehe Abbildung 5.4). Die Peak-Erkennung trennt lokale von globalen Peaks.

Der eigentliche QRS-Detektor erhält als Eingangsinformation das MWI-Signal, das bandpass-gefilterte EKG-Signal und das Peak-Detektionssignal. Der Detektor wird nur aktiviert, wenn im MWI-Signal ein Peak erkannt wurde. Daraufhin wird mittels eines Schwellwertes überprüft, ob ein erkannter Peak zu einem QRS-Komplex gehört oder nicht. Ist die Amplitude größer als die Schwelle, wird der Peak dem QRS-Komplex zugeschrieben, ansonsten als Signalstörung verworfen. Die Entscheiderschwelle wird dem Signal adaptiv angepasst [74]. Abschließend findet eine genauere Detektion der R-Zacke statt.

Eine detaillierte Beschreibung der Entscheiderstufe nach Pan/Tompkins ist in [9, 34, 74, 75, 94, 97] zu finden.

5.1.2 Eigenentwicklung eines QRS-Detektors (logikbasierter Ansatz)

Das Ziel eines eigenen Algorithmus zur Herzfrequenzdetektion im Rahmen einer Diplomarbeit [105] war die Entwicklung eines Verfahrens, welches eine besonders zuverlässige Analyse des Herzzeitsignals erlaubt. Das Analyseverfahren sollte möglichst einfach und robust aufgebaut sein. Die aufgenommenen EKG-Signale sportlicher Aktivitäten – insbesondere der Spielsportarten – sollen trotz starker Artefakte mit einer hohen Güte analysiert werden können. Bei selbst aufgenommenen EKG-Signalen ergeben sich insbesondere Störungen durch Bewegungsartefakte, die z. B. durch plötzliches Verrutschen der Elektroden oder die Deformation des Hautgewebes entstehen. Die Identifikation geeigneter mathematischer Verfahren, deren Anpassung an die Aufgabenstellung und die inkrementelle Verbesserung dieser Verfahren standen im Mittelpunkt. Dafür mussten geeignete Merkmale des EKG-Signals identifiziert und in den Detektionsalgorithmus integriert werden. Aufgrund der portablen Anwendung des Aufnahmesystems waren besonders der Energiebedarf und die Leistungsfähigkeit des Mikrocontrollers wichtige Rahmenbedingungen, die bei der Entwicklung des Detektionsalgorithmus beachtet werden mussten. Die Herzfrequenz soll *online* berechnet werden und für die Weiterverarbeitung an einen Computer übertragen werden.

5.1 Biosignalverarbeitung zur Herzfrequenzerkennung (QRS-Detektion)

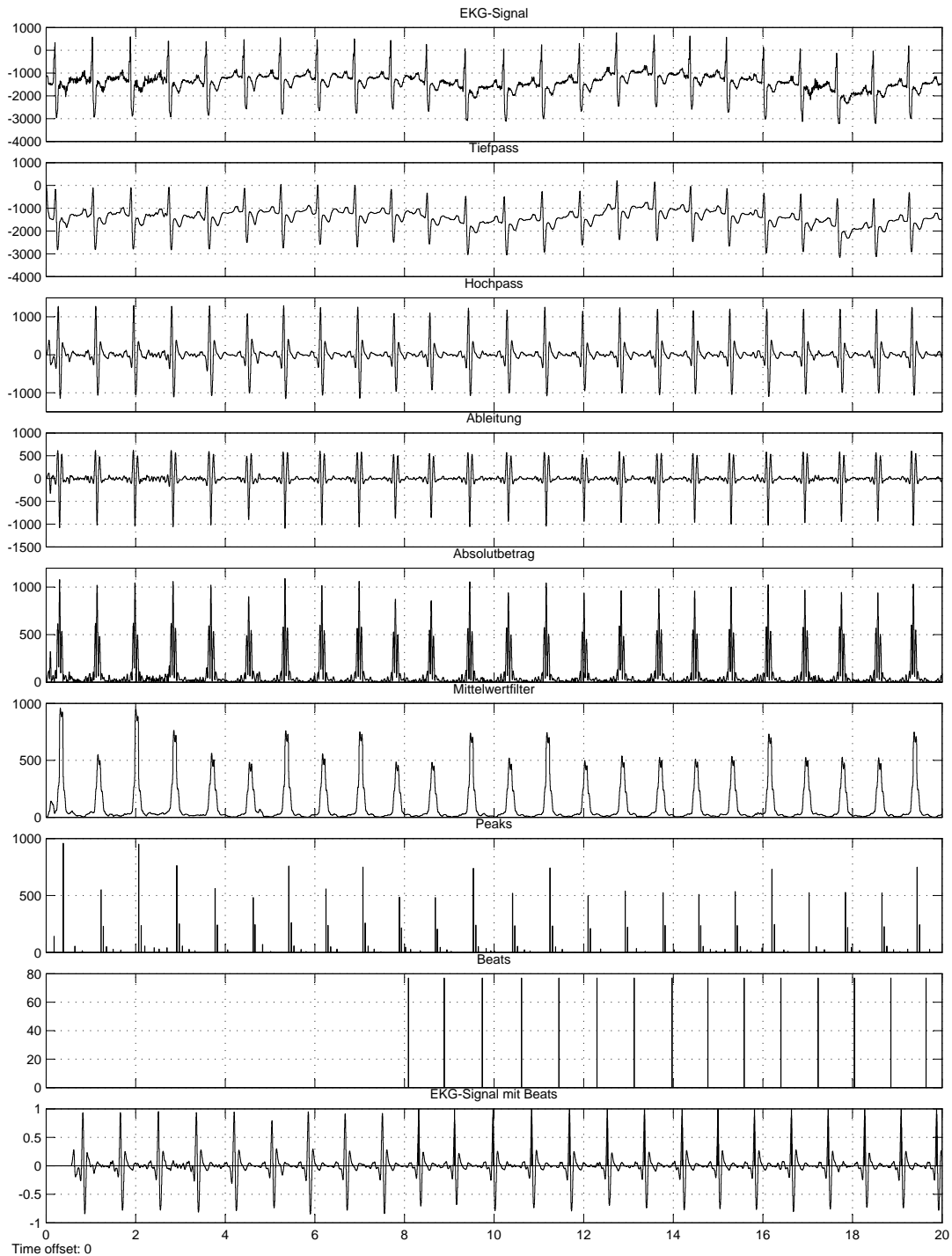


Abbildung 5.4: QRS Detektion – Verarbeitungsstufen des Pan/Tompkins-Algorithmus ([Abszisse]=s, [Ordinate]=mV)

Die Detektion von Signalmustern oder Ereignissen geschieht meistens durch Schwellwertüberschreitung eines spezifischen Signalparameters. Dabei ist das gesuchte Signal in einen Rauschprozess eingebettet. Allgemein gilt, dass mit einem geringeren Signalstörabstand (SNR) zwischen Signal und Rauschen eine höhere relative Detektionsschwelle gewählt werden muss, damit Fehldetektionen weitgehend vermieden werden. Um die Position des QRS-Komplexes sicher aus dem EKG-Signal extrahieren zu können, muss sich das Nutzsignal deutlich vom Hintergrundrauschen abheben. Fällt das SNR, steigt die Fehlerrate bei gleichbleibender Detektionsschwelle an. Deshalb muss sich der Algorithmus automatisch an die sich ständig ändernde Signalqualität anpassen, indem die Detektionsschwellen für die Signalparameter fortlaufend an das Eingangssignal angepasst werden.

Das Verfahren basiert auf einfachen mathematischen Operationen im Zeitbereich, deren Ergebnisse mit einer Logikprüfung unterzogen werden. Die Grundstruktur des Algorithmus setzt sich aus zwei Abschnitten zusammen: Der Signalvorverarbeitung³⁴ und der eigentlichen Logik (Peakdetektion), die wiederum drei Unterprogramme enthält [105].

5.1.2.1 Vorverarbeitungsstufe

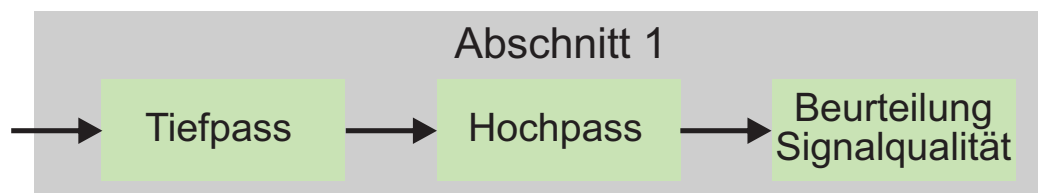


Abbildung 5.5: Signalvorverarbeitung der Eigenentwicklung des QRS-Detektors

Wie bereits angesprochen, wird in der Vorverarbeitungsstufe das EKG-Signal gefiltert und die Signalqualität beurteilt (siehe Abbildung 5.5). Die erste Schritt ist die Bandpassfilterung. Sie unterdrückt nicht zum QRS-Komplex gehörende Signalanteile und erhöht den Signalrauschabstand. Das Bandpassfilter wird aus zwei getrennten Filtern aufgebaut: Einem Tiefpass und einem nachfolgenden Hochpass. Hoch- und Tiefpassfilter werden als IIR-Filter realisiert. Die Filterkoeffizienten werden mit dem Filter Design & Analysis Tool FDA-Tool von MATLAB berechnet und entsprechend simuliert. Der Durchlassbereich der Filterstufe beträgt ca. 5 Hz–15 Hz. Bei der Umsetzung der Filterstufe wurde eine relativ hohe untere Grenzfrequenz von 5 Hz gewählt, weil das Hochpassfilter mit deutlich weniger Koeffizienten realisiert werden kann.

³⁴Die Signalvorverarbeitung beinhaltet die Filterung des EKG-Signals, beurteilt die Signalqualität und unterbricht – ggf. bei starken Störungen – die Detektion.

5.1 Biosignalverarbeitung zur Herzfrequenzerkennung (QRS-Detektion)

Die Filter werden im Programm durch Bitschiebe- und Addieroperationen nachgebildet, wobei ausschließlich Integerkoeffizienten genutzt werden.

Der Vorteil der IIR-Filter gegenüber FIR-Filtern ist deren niedrigere Ordnung und der damit verbundene geringere Rechenbedarf. Die Übertragungsfunktion des Tiefpassfilters lautet:

$$H_{TP}(z) = \frac{(1 - z^{-6})^2}{(1 - z^{-1})^2} \quad (5.1)$$

Das Filter besitzt sechs doppelte Nullstellen auf dem Einheitskreis sowie eine doppelte Polstelle im Punkt $z = 1$. Die Übertragungsfunktion des Hochpassfilters lautet:

$$H_{HP}(z) = \frac{1}{32} \cdot \frac{-1 + 32 \cdot z^{-16} - 32 \cdot z^{-17} + z^{-32}}{1 - z^{-1}} \quad (5.2)$$

Hoch- und Tiefpassfilter besitzen einen linearen Phasengang und haben eine feste Gruppenlaufzeit, d. h. die Zeitverzögerung durch das Filter (Verzögerung: 21 Samples (105 ms @ 200 Hz)) ist konstant. Die Signalverläufe der Verarbeitungsstufen der Eigenentwicklung sind Abbildung 5.6 zu entnehmen.

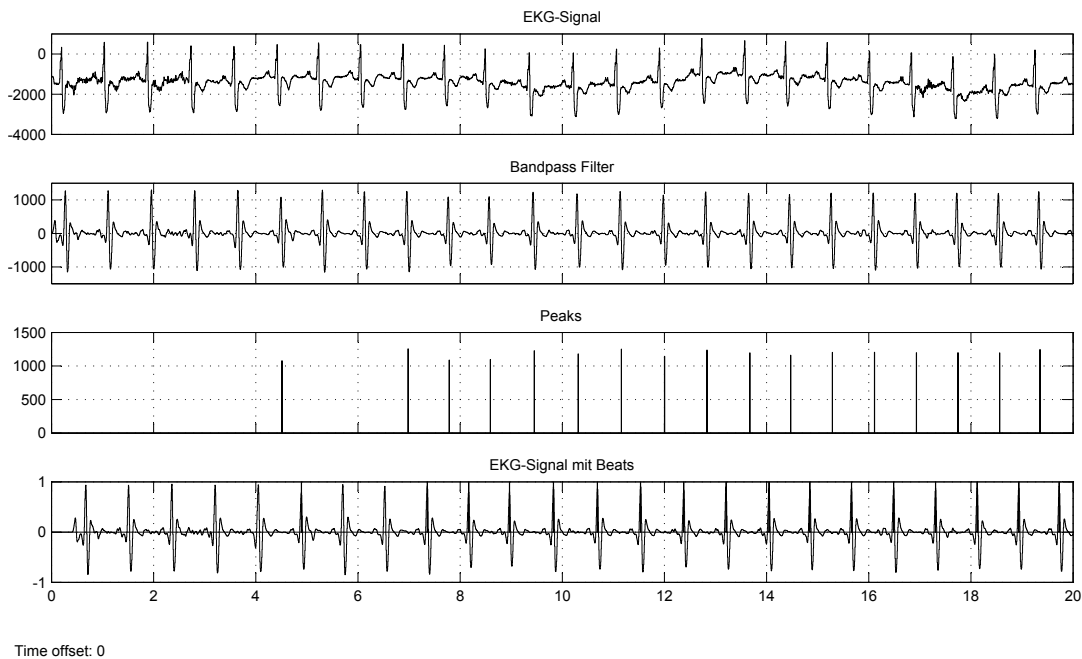


Abbildung 5.6: QRS-Detektion – Verarbeitungsstufen der Eigenentwicklung
([Abszisse]=s, [Ordinate]=mV)

5.1.2.2 Entscheiderstufe

Im zweiten Abschnitt des Verfahrens erfolgt die eigentliche Peakdetektion, die auf Schwellenwertvergleiche von markanten Steigungsabschnitten beruht. Anschließend werden die Resultate einer Logikprüfung unterzogen. Die Grenzwerte werden während der Detektion laufend angepasst und jede Detektion wird auf Plausibilität überprüft. Eine detaillierte Beschreibung der Entscheiderstufe des eigens entwickelten Algorithmus kann der Arbeit von Brüne [105] entnommen werden.

5.1.3 Testergebnisse

Die Gesamtdetektionsleistung wird mit verschiedenen Testreihen und EKG-Datensätzen beurteilt. Grundlage sind ausgewählte Datensätze der MIT-NSTB Datenbank [77]. Getestet wurde der Algorithmus zuerst in einer MATLAB/Simulink-Testumgebung und anschließend auf dem Mikrocontroller. In die Simulink-Testreihe wird ebenfalls der Pan/Tompkins-Algorithmus in der Umsetzung nach Hamilton integriert.

5.1.3.1 Detektionsleistung

Eine wichtige Rolle spielt die Detektionsleistung bei verrauschten EKG-Signalen, die mit der MIT-NSTB-Datenbank beurteilt wird (siehe Anhang D.2.3). Grundlage für diese Testreihe sind die Datensätze 118e0-188e24 der NSTB-Datenbank. Die Bezeichnung dieser Datensätze gibt Aufschluss über die bei ihrer Erzeugung verwendeten SNRs. Die NSTB-Datensätze entstanden durch Kombination der MIT-BIH-Datensätze 118 bzw. 119 (siehe Anhang D.2.2) mit verschiedenen Störsignalen (Muskelartefakte, Elektrodenartefakte, Nullliniendrift, etc.). Vorteilhaft bei der Beurteilung der Detektionsleistung verrauschter Signale mit der NSTB-Datenbank sind die Originalnotationen der Datensätze 118 bzw. 119, die auch für diejenigen Abschnitte verwendet werden können, in denen für den menschlichen Befunder keine Detektion von QRS-Komplexen mehr möglich ist.

Die Ergebnisse der Simulink-Testreihe mit dem logikbasierten Ansatz und dem Pan/Tompkins-Algorithmus sind in Tabelle 5.2 dargestellt. Zudem werden sie um die Resultate des logikbasierten Ansatzes auf Mikrocontroller-Ebene ergänzt. Diese Testreihe verdeutlicht die Unterschiede im Verhalten und der Leistungsfähigkeit der beiden Algorithmen.

Mit den Testreihen der NSTB-Datensätze wurde nachgewiesen, dass bei verrauschten Signalen der eigens entworfene Algorithmus eine hohe positive Prädiktivität erreicht. Der logikbasierte Ansatz unterbricht bei starken Störungen die Detektion und erreicht mit einer zusätzlichen Plausibilitätsprüfung eine durchschnittliche positive Prädiktivität von ca. 98 % bei den NSTB-Datensätzen. Im direkten Vergleich musste sich der Pan/Tompkins-Algorithmus in der Implementierung nach Hamilton

Tabelle 5.2: Testergebnisse der QRS-Detektoren von Pan/Tompkins und der Eigenentwicklung (logikbasierter Ansatz)

Datensatz	Testergebnisse Simulink				Testergebnisse μC	
	logikbasierter Ansatz		Pan/Tompkins		logikbasierter Ansatz	
	SE [%]	PP [%]	SE [%]	PP [%]	SE [%]	PP [%]
118 e 24	97,16	99,47	100,00	97,37	97,42	99,74
118 e 18	97,16	99,34	100,00	96,76	97,42	99,47
118 e 12	94,85	99,06	98,84	95,28	94,85	98,79
118 e 6	80,03	95,04	97,94	90,58	80,80	95,00
118 e 0	70,32	93,13	94,58	82,73	71,48	96,35
	$\varnothing SE$ [%]	$\varnothing PP$ [%]	$\varnothing SE$ [%]	$\varnothing PP$ [%]	$\varnothing SE$ [%]	$\varnothing PP$ [%]
	87,90	97,21	98,27	92,54	88,39	97,87

mit lediglich 92,5 % geschlagen geben. Die durchschnittliche Sensitivität liegt mit 88 % bei den NSTB-Datensätzen unterhalb der Ergebnisse des Pan/Tompkins-Algorithmus (Implementierung nach Hamilton) von 98 %. Der logikbasierte Ansatz weist somit eine geringere, aber sichere Erkennungsrate von QRS-Komplexen auf.

5.1.3.2 Energiebedarf

Ein weiteres wichtiges Kriterium für die Gesamtbeurteilung des Algorithmus ist neben der Detektionsleistung der Energiebedarf. Die Messung des Energiebedarfs wurde bei einer Versorgungsspannung von 3 V durchgeführt. Während der Messungen wurden sämtliche Peripheriemodule deaktiviert. Ziel der Messung war die Ermittlung des tatsächlichen Energiebedarfs des Algorithmus ohne zusätzliche Peripherie, um eine Abschätzung für die spätere Systemlaufzeit des EKG-Messsystems vorzunehmen. Die Messungen wurden mit verschiedenen EKG-Datensätzen durchgeführt und über einen längeren Verlauf beobachtet.

Der ausgewählte Mikrocontroller (TI-MSP430FG4616 siehe Anhang C.1.1) hat bei einem Prozessortakt von 8 MHz eine Stromaufnahme von 2,15 mA. Der Leistungsbedarf beträgt somit 6,45 mW. Eine Knopfzelle vom Typ CR2032 mit einer Kapazität von 220 mAh würde demnach eine Systemlaufzeit von etwa 100 h gewährleisten. Zum Vergleich: In der Arbeit von von Wagner [97] wird ein Leistungsbedarf von 82,5 mW für eine Detektion von zwei EKG-Kanälen für den Pan/Tompkins-Algorithmus angegeben.

5.2 Bildverarbeitung

Analog zur Biosignalverarbeitung setzt sich die digitale Bildverarbeitung ebenfalls aus Komponenten der Vorverarbeitung (engl. *Pre-Processing*) und nachfolgenden Verarbeitungsschritten zusammen. Ergänzt werden diese Komponenten durch Schritte der Nachbearbeitung (engl. *Post-Processing*), wie in Abbildung 5.7 dargestellt.

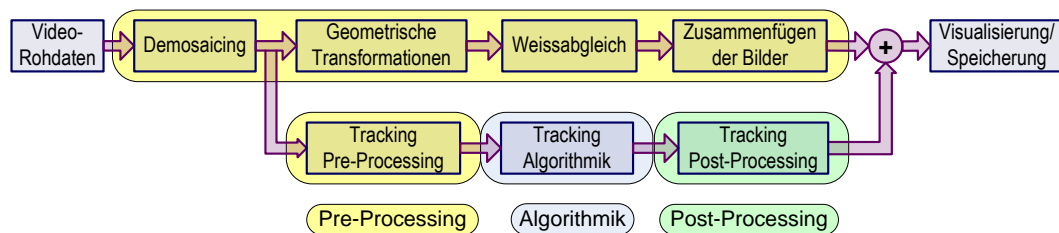


Abbildung 5.7: Komponenten der digitalen Bildverarbeitung

Eingangsdaten der digitalen Bildverarbeitung sind zwei von Fischaugenobjektiven verzerrte Rohbilder im Bayer-Format. Ziel der Bildvorverarbeitung ist die Aufbereitung der Videorohdaten hin zu einer farbigen und verzerrungsfreien Abbildung aus der Vogelperspektive. Dies erfordert verschiedene Bildverarbeitungsschritte in einer definierten Reihenfolge.

Ziel der eigentlichen Logik der digitalen Bildverarbeitung ist die Identifikation, Verfolgung und Positionsbestimmung der Spieler auf dem Spielfeld. Das Ergebnis dieses Trackings sind die Positionsdaten der Spieler, welche anschließend gefiltert werden. Der zurückgelegte Weg und die Geschwindigkeit werden berechnet. Die Geschwindigkeit ist dabei als relevanter Parameter zur Berechnung der äußeren Leistung von besonderer Bedeutung.

5.2.1 Digitale Bildvorverarbeitung

Die Aufbereitung der Videodaten mit dem Ziel einer farbigen und verzerrungsfreien Abbildung aus der Vogelperspektive erfordert unterschiedliche Verarbeitungsschritte in einer festgelegten Reihenfolge. Für den jeweiligen Anwendungsmodus (Aufnahme oder Visualisierung) ist festzulegen, wie groß die darzustellende Wiederholrate und Auflösung sein sollen. Beim Erstellen des finalen Videos ist auf eine hohe Auflösung inklusive fernsehtauglicher Wiederholrate von 25 bzw. 30 Vollbildern pro Sekunde zurückzugreifen. Für eine Livedarstellung während der Aufnahme ist die halbe Bildwiederholrate und ein Viertel der Auflösung ausreichend.

In Abbildung 5.8 wird der Videodatenfluss zur Visualisierung des Spielgeschehens dargestellt. Die Vogelperspektive ergibt sich aus den zwei an der Decke

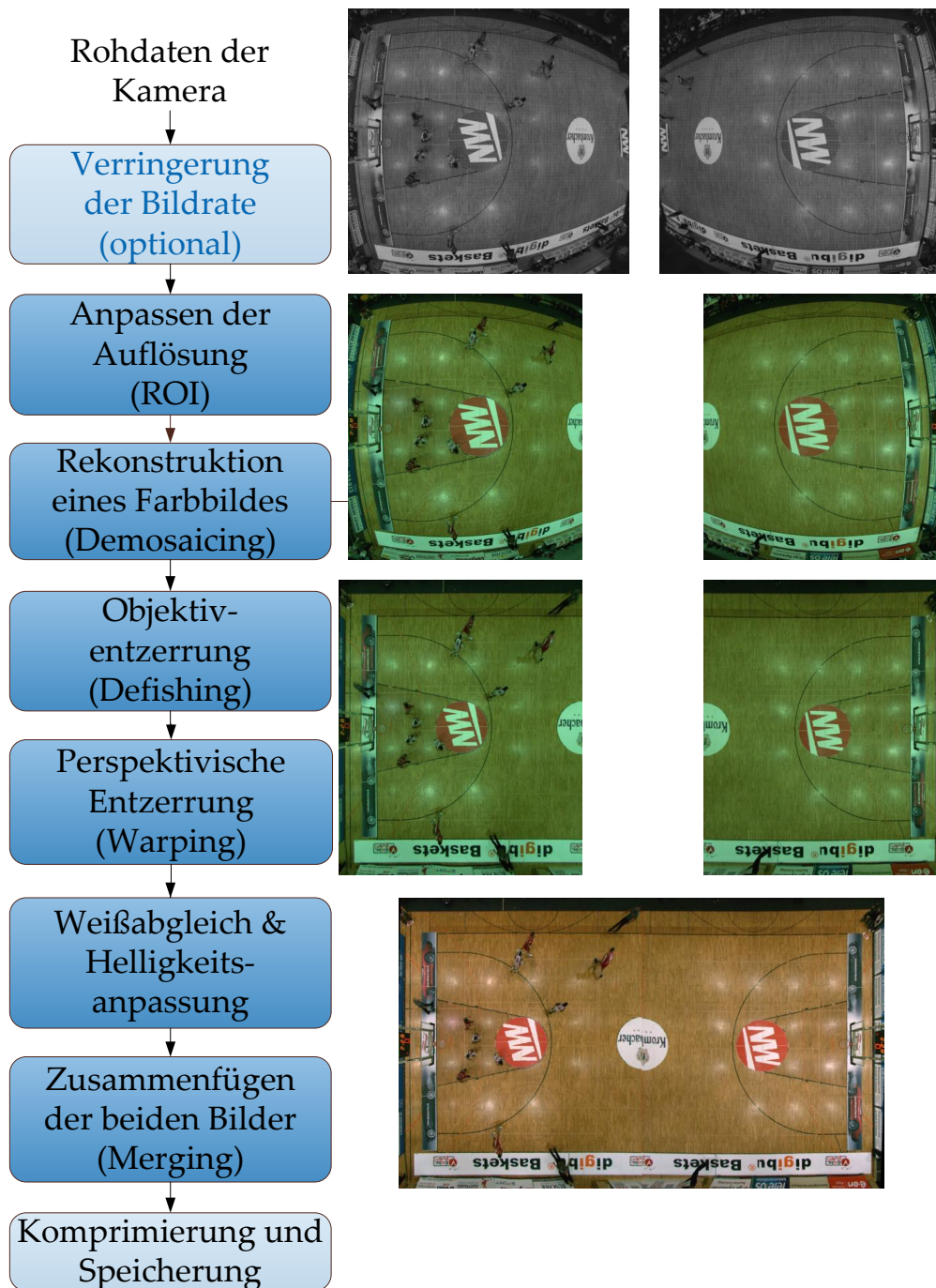


Abbildung 5.8: Schritte der Bildvorverarbeitung

montierten Kameras. Als Quelle für die Bildvorverarbeitung dienen die unkomprimierten Rohbilder der Kameras in Form eines sogenannten Bayer-Mosaiks. Zunächst wird eine *Region of Interest* (ROI) ermittelt, auf der ein Farbbild rekonstruiert wird, was als *Demosaicing* bezeichnet wird (siehe Abschnitt 5.2.1.1). Das Demosaicing ist zwingend als erster Verarbeitungsschritt durchzuführen, da jede weitere Operation das Farbmuster des Bayer-Mosaiks zerstören würde. Im nächsten Schritt werden geometrische Transformationen (Objektivverzerrung – *Defishing*, Perspektivische Entzerrung – *Warping*) durchgeführt, um die Verzerrungen der Bilder zu korrigieren (siehe Abschnitt 5.2.1.2). Die Verzerrungen ergeben sich einerseits aus dem Einsatz von Fischaugenobjektiven und andererseits aus Montageungenauigkeiten bei der Installation der zwei Kameras pro Spielfeldhälfte. Das Defishing ist vor dem Warping durchzuführen, da für die Objektivverzerrung der Mittelpunkt des optischen Systems bekannt sein muss, welcher durch das Warping auf eine neue unbekannte Position verschoben werden könnte. Wird die Implementierung beim Defishing und Warping mittels Lookup-Tabellen durchgeführt, so können die geometrischen Transformationen zu einem Schritt (einer gemeinsamen Lookup-Tabelle) zusammengefasst werden. Weißabgleich und Helligkeitsanpassung werden für jedes Bild individuell durchgeführt und können sowohl vor, zwischen oder nach den geometrischen Transformationen durchgeführt werden (siehe Abschnitt 5.2.1.3). Für den Spezialfall der reduzierten Auflösung können das Demosaicing und die geometrischen Transformationen zusammengefasst werden. Daher werden der Weißabgleich und die Helligkeitsanpassung abschließend auf das RGB-Farbbild angewandt. Im letzten Schritt werden die Bilder der beiden Spielhälften für eine Online-Vorschau zusammengefügt (*Merging*). Ist dieser Schritt abgeschlossen, kann das Video als komprimierte Datei (avi-Container mit MPEG4-Codec) abgespeichert werden.

5.2.1.1 Demosaicing

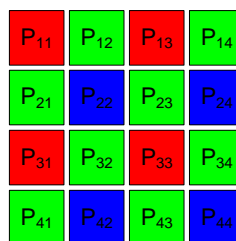


Abbildung 5.9: Bayer-Farbfilter

Schnelle Berechnung für eine Livedarstellung

Für die Darstellung eines Farbbildes im Livemodus wird ein Verfahren eingesetzt, welches wenig Rechenaufwand benötigt. Wird in Abbildung 5.9 sowohl in horizon-

taler als auch in vertikaler Richtung nur jedes zweite Pixel betrachtet, ergeben sich vier Bildebenen. Werden diese resultierenden Kanäle übereinander gelegt, ergibt sich ein Farbbild mit jeweils der halben horizontalen und vertikalen Auflösung des Originalbildes. Bei diesem Bild sind die einzelnen Farbauszüge um jeweils ein halbes Pixel in horizontaler und vertikaler Richtung gegenüber der Realität verschoben. Für eine Vorschau während der Aufnahme sind reduzierte Auflösungen ausreichend. Bei einer Reduktion der Auflösung um den Faktor 2^n sowohl in vertikaler als in horizontaler Richtung kann dieses einfache Verfahren zum Einsatz kommen. Die Farbkomponenten pro Pixel können direkt aus dem Ausgangsbild bestimmt werden. Die Farbwerte der Pixel P_{11} , P_{12} , P_{21} und P_{22} seien wie in Abbildung 5.9 definiert. Ein Pixel des zu erzeugenden Farbbildes (P_{RGB}) berechnet sich wie folgt:

$$P_{RGB} = \begin{bmatrix} P_R(1,1) \\ P_G(1,1) \\ P_B(1,1) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} P_{11} \\ \frac{1}{2}(P_{12} + P_{21}) \\ P_{22} \end{bmatrix} \text{ oder } \begin{bmatrix} P_{11} \\ P_{12} \\ P_{22} \end{bmatrix} \text{ bzw. } \begin{bmatrix} P_{11} \\ P_{21} \\ P_{22} \end{bmatrix} \quad (5.3)$$

Die Farbwerte der Pixel P_{11} und P_{22} können direkt übernommen werden; aus den Werten der Pixel P_{12} und P_{21} wird entweder der arithmetische Mittelwert gebildet oder es wird direkt einer der zwei Grünwerte übernommen. Ein großer Nachteil des Verfahrens ist die Halbierung der Auflösung (sowohl horizontal als auch vertikal). Falls dieses beabsichtigt ist, wird sogar ein weiterer Bearbeitungsschritt gespart.

Allgemeine Interpolation

Wird die Originalauflösung des Videobildes benötigt, beispielsweise für eine hochauflösende Visualisierung, so sind Interpolationen für die fehlenden Farbwerte der einzelnen Bildpunkte erforderlich. Dies führt final zu einem 3-kanaligen RGB-Bild mit der dreifachen Datenmenge. Interpolationsalgorithmen unterscheiden sich hinsichtlich Qualität und Rechenaufwand. In Abbildung 5.10 ist der Rechenaufwand gegenüber der Qualität von Demosaic-Algorithmen dargestellt. Als Maß für die Qualität dient der *Mean Squared Error* (MSE), normalisiert zum Minimum, dem *Laplace Color Correction I*-Algorithmus, dargestellt. Anstatt jeden Farbkanal einzeln zu betrachten, wurde der Mittelwert über alle drei Farbkanäle (R,G,B) berechnet. Beim Punkt Rechenaufwand wurde bezüglich des *Bilinear*-Algorithmus normalisiert. Die Daten stammen aus Chen [18]; als Referenz diente ein 3CCD-Bild. Es lassen sich folgende Aussagen treffen:

- Die Algorithmen oberhalb der Linie fallen komplett aus der weiteren Betrachtung heraus, da es andere Algorithmen gibt, die weniger rechenintensiv bei gleichzeitig höherer Qualität sind.
- Der schnellste und zugleich qualitätsärmste Algorithmus ist der *Nearest Neighbor*-Algorithmus.
- Der Algorithmus mit der höchsten Qualität und zugleich der langsamste ist der *Laplace Color Correction I*-Algorithmus.

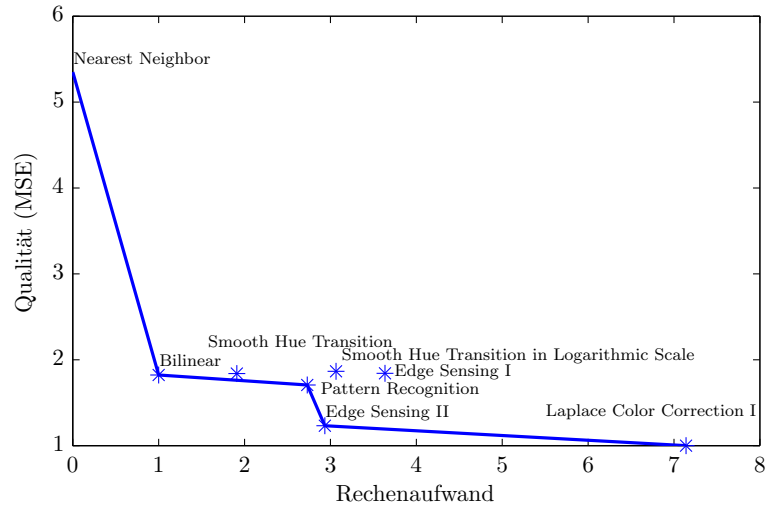


Abbildung 5.10: Rechenaufwand gegenüber Qualität für Demosaicing-Algorithmen nach [18] – Die Qualität nimmt mit zunehmenden Werten ab.

- Dem *Pattern Recognition*-Algorithmus sollte im Hinblick auf die Verarbeitungsgeschwindigkeit der *Bilinear*-Algorithmus vorgezogen werden, da letzterer eine nur unwesentlich schlechtere Qualität bei gleichzeitig wesentlich weniger Rechenaufwand zeigt. In Bezug auf die Qualität sollte der *Edge Sensing II*-Algorithmus bevorzugt werden, da dieser eine erheblich bessere Qualität bei nur geringfügig höherem Rechenaufwand aufweist.
- Einen guten Kompromiss, bezogen auf die Zielvorgabe Qualität, stellt der *Edge Sensing II*-Algorithmus dar.
- Einen guten Kompromiss, bezogen auf die Zielvorgabe Geschwindigkeit, stellt der *Bilinear*-Algorithmus dar.

Zur Darstellung von bewegten Bildern (Videos) erweist sich der bilineare Algorithmus als eine Methode mit guter Qualität bei akzeptablem Rechenaufwand. Daher wird er für die Implementierung innerhalb des SPA-Systems favorisiert. Der Algorithmus geht aus nachfolgender Matrixschreibweise hervor:

$$\begin{aligned}
 \begin{bmatrix} P_R(1, 1) \\ P_G(1, 1) \\ P_B(1, 1) \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} P_{11} \\ \frac{1}{2}(P_{12} + P_{21}) \\ P_{22} \end{bmatrix} & \quad \begin{bmatrix} P_R(1, 2) \\ P_G(1, 2) \\ P_B(1, 2) \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} \frac{1}{2}(P_{11} + P_{13}) \\ P_{12} \\ P_{22} \end{bmatrix} \\
 \\ \\
 \begin{bmatrix} P_R(2, 1) \\ P_G(2, 1) \\ P_B(2, 1) \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} \frac{1}{2}(P_{11} + P_{31}) \\ P_{21} \\ P_{22} \end{bmatrix} & \quad \begin{bmatrix} P_R(2, 2) \\ P_G(2, 2) \\ P_B(2, 2) \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} \frac{1}{4}(P_{11} + P_{13} + P_{31} + P_{33}) \\ \frac{1}{4}(P_{12} + P_{21} + P_{23} + P_{32}) \\ P_{22} \end{bmatrix}
 \end{aligned} \tag{5.4}$$

5.2.1.2 Geometrische Transformationen

Objektivverzerrung – Defishing

Für die Visualisierung ist es notwendig, die verzerrten Fischaugenbilder zu entzerren. Die Abbildung mittels der Transferfunktion vom Eingang auf den Ausgang stellt die einfachste Lösung dar. Die Transferfunktion bildet jeden Eingangswert auf genau einen Ausgangswert ab. Das Problem dieser Realisierung besteht darin, dass es zu nichtbelegten Werten am Ausgang kommen kann (siehe Abbildung 5.11). Um ausgangsseitig eine eindeutige Zuordnung zu bekommen, sind Interpolationen nötig, welche zusätzliche vermeidbare Operationen darstellen.

Ein alternativer Weg, um Interpolationen zu vermeiden, stellt die inverse Abbildungsfunktion dar. Die inverse Transferfunktion findet zu jedem Wert im Ausgangsvektor einen entsprechenden Wert im Eingangsvektor. Diese Vorgehensweise führt dazu, dass ein Eingangswert auf mehrere Ausgangswerte abgebildet werden kann, sodass keine Interpolation mehr nötig ist. Sollte ein Eingangswert nicht vorhanden sein, kann der Ausgangswert direkt durch einen vordefinierten Wert für diesen Fall belegt werden (z. B. Wert 0 oder 1 bzw. 255). Mit der inversen Transferfunktion ist es möglich, jedem Pixel im korrigierten Bild ein Pixel aus dem verzerrten Bild zuzuordnen. Die Lücken in den Randbereichen werden geschlossen, indem mehrfach auf das gleiche Pixel abgebildet wird und somit eine Wiederholung von Bildpixeln im entzerrten Bild zu beobachten ist. In Abbildung 5.11 ist die Anwendung beider Transferfunktionen anhand einer Bildzeile dargestellt.

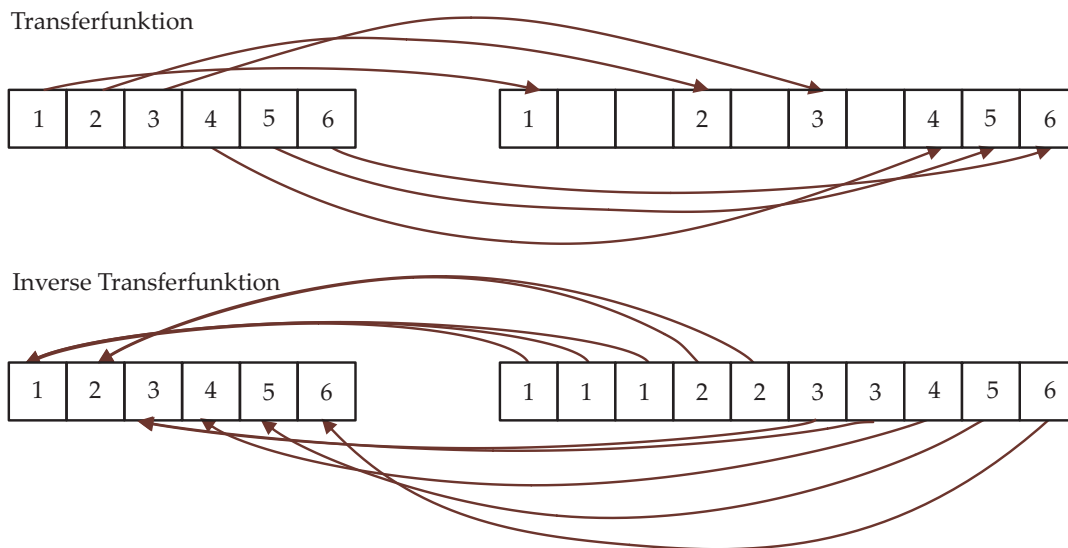


Abbildung 5.11: Bildentzerrung mit Hilfe der Transferfunktion und ihrer Inversen. Links befinden sich die Pixel einer Bildzeile im verzerrten Bild und rechts die Pixel einer Bildzeile im entzerrten Bild. Die Lücken in den Randbereichen werden geschlossen.

Für die nachfolgenden Berechnungen gelten folgende Annahmen: Das Objektiv bildet linear geteilt ab und weist nur radiale und keine tangentialen Verzerrungen auf. Unter diesen Voraussetzungen gibt es eine einfache Transformationsfunktion, welche als einzigen Parameter die Brennweite f beinhaltet:

$$r_{Defish} = f \cdot \tan\left(\frac{r_{Fisheye}}{f}\right) \quad (5.5)$$

Dabei ist r_{Defish} der radiale Abstand vom Mittelpunkt in dem korrigierten (entzerrten) Bild und $r_{Fisheye}$ der radiale Abstand vom Mittelpunkt im originalen (verzerrten) Bild. Der genaue Verlauf der Transferfunktion ist in Abbildung 5.12 dargestellt. Die Werte der x- und y-Achse sind in Bildpixel angegeben.³⁵ Ein Bildpunkt mit einem Abstand von 400 px zur Bildmitte im verzerrtem Bild würde zum Beispiel einen Abstand von 593 px zur Bildmitte im entzerrten Bild haben. Die Funktion verläuft für kleinere Werte (nahe des Objektivmittelpunkts) annähernd linear, steigt jedoch für größere Werte (Randbereich des Objektivs) sehr stark an (tan-Funktion). Dies ist typisch für Fischaugenobjektive und spiegelt die starken Verzerrung in den Randbereichen wider. Diese Verzerrung resultiert in einer Vergrößerung des korrigierten Bildes im Vergleich zum verzerrten Bild, weshalb in den Randbereichen die Qualität abnimmt.

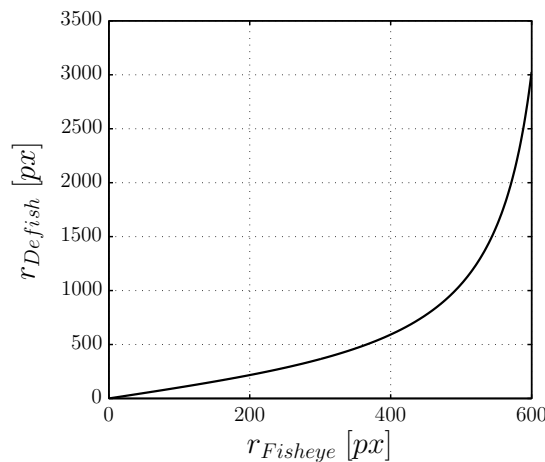


Abbildung 5.12: Verlauf der Transformationsfunktion zur Bildentzerrung: Verhält sich die Tangensfunktion für kleine Werte nahe des Mittelpunkts des optischen Systems noch nahezu linear, so bildet das Objektiv annähernd verzerrungsfrei ab, wie ein Weitwinkelobjektiv mit entsprechender Brennweite.

³⁵Verwendet wurde ein Fischaugenobjektiv mit der Brennweite $f = 2,7$ mm bei einer Pixelgröße von $d_{px} = 6,45$ μ m.

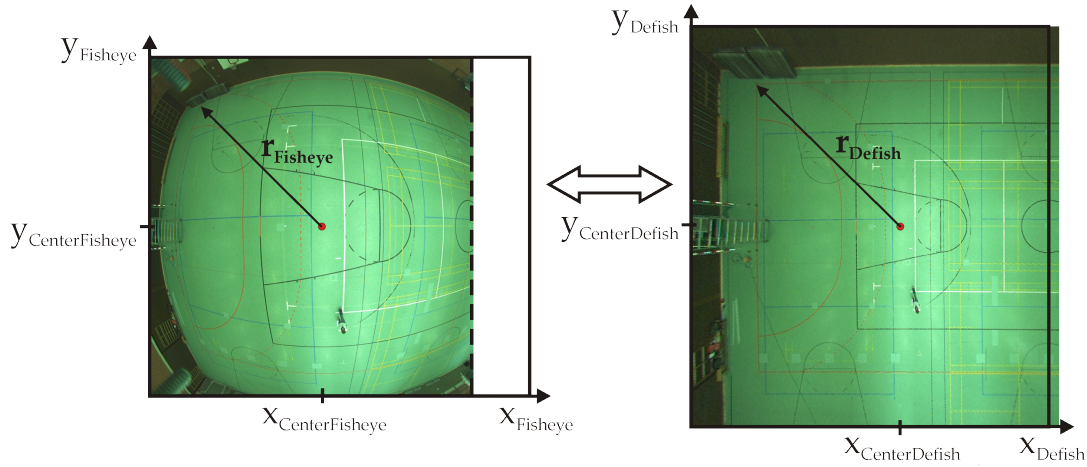


Abbildung 5.13: $x_{CenterFisheye}$ und $y_{CenterFisheye}$ sind die Koordinaten des Mittelpunkts des optischen Systems, welcher nicht Mittelpunkt des Bildes sein muss.

Objektivverzerrung mittels Transferfunktion Die Transferfunktion rechnet mit den radialen Abständen der Bildpixel zum Mittelpunkt (vgl. Abbildung 5.13). Im Bild sind jedoch typischerweise nur die Koordinaten der Pixel gegeben. Der radiale Abstand $r_{Fisheye}$ lässt sich mit dem euklidischen Abstand berechnen.

$$r_{Fisheye} = \sqrt{(x_{Fisheye} - x_{CenterFisheye})^2 + (y_{Fisheye} - y_{CenterFisheye})^2} \quad (5.6)$$

Nach Berechnung des radialen Abstandes $r_{Fisheye}$ im verzerrten Bild wird mithilfe der Transferfunktion (5.5) der radiale Abstand r_{Defish} im entzerrten Bild bestimmt. Mit diesen Daten lässt sich das entsprechende Bildpixel im entzerrten Bild berechnen:

$$x_{Defish} = (x_{Fisheye} - x_{CenterFisheye}) \cdot \frac{r_{Defish}}{r_{Fisheye}} + x_{CenterDefish} \quad (5.7a)$$

$$y_{Defish} = (y_{Fisheye} - y_{CenterFisheye}) \cdot \frac{r_{Defish}}{r_{Fisheye}} + y_{CenterDefish} \quad (5.7b)$$

Objektivverzerrung mittels inverser Transferfunktion

$$r_{Fisheye} = f \cdot \arctan\left(\frac{r_{Defish}}{f}\right) \quad (5.8)$$

$$r_{Defish} = \sqrt{(x_{Defish} - x_{CenterDefish})^2 + (y_{Defish} - y_{CenterDefish})^2} \quad (5.9)$$

$$x_{Fisheye} = (x_{Defish} - x_{CenterDefish}) \cdot \frac{r_{Fisheye}}{r_{Defish}} + x_{CenterFisheye} \quad (5.10a)$$

$$y_{Fisheye} = (y_{Defish} - y_{CenterDefish}) \cdot \frac{r_{Fisheye}}{r_{Defish}} + y_{CenterFisheye} \quad (5.10b)$$

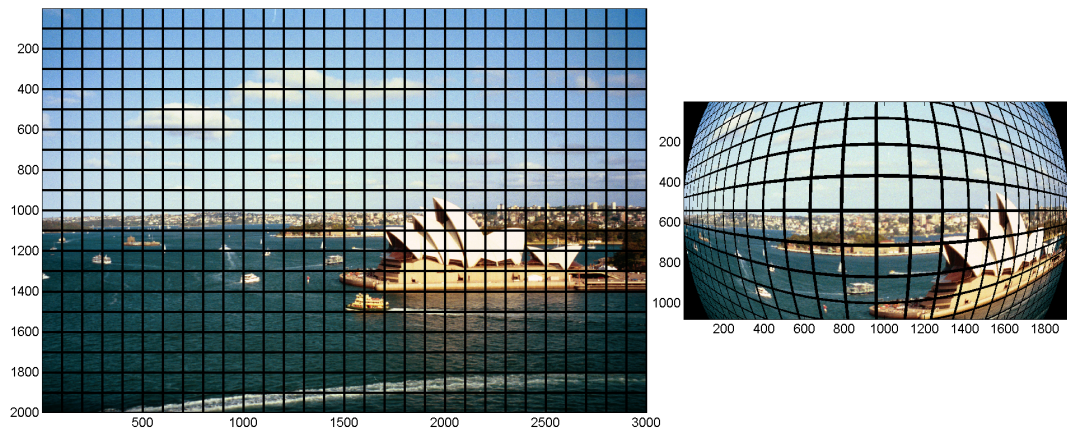


Abbildung 5.14: Erstellung eines Fischaugenbildes aus dem Original

In Abbildung 5.14 ist die Erstellung eines verzerrten Bilds aus dem Original zu sehen. In Abbildung 5.15 ist nach der Entzerrung deutlich die Verringerung der effektiven Bildauflösung in den Randbereichen (Linien mit Treppeneffekt) sichtbar. Anhand des Gebäudes in den Abbildungen ist die korrekte Entzerrung zu erkennen. Die im verzerrten Bild noch kurvenartigen Verläufe der Linien sind nach der Entzerrung korrekt dargestellt.

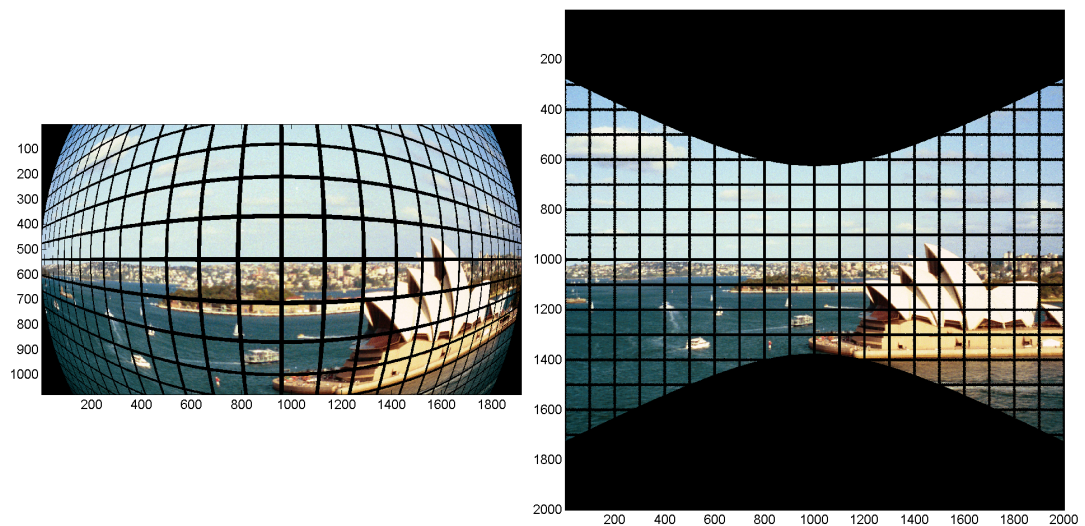
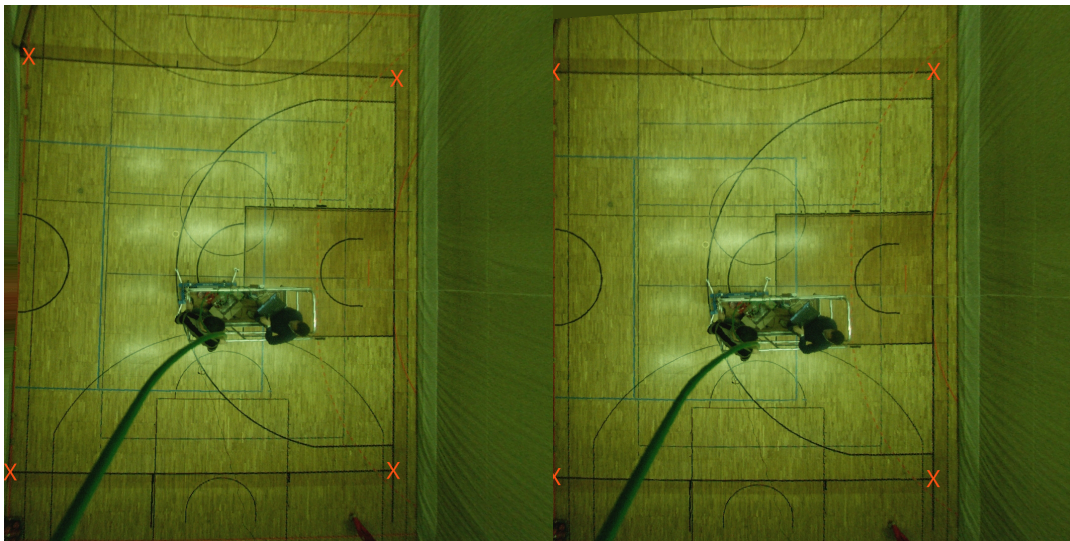


Abbildung 5.15: Entzerrtes Bild mit sichtbarem Qualitätsverlust (Nadelkisseneffekt)

Perspektivische Entzerrung – Warping

Die perspektivische Entzerrung (*Warping*) ermöglicht in der Praxis nachträglich Montageungenauigkeiten bei der Kamerainstallation auszugleichen. Es wird somit die Betrachtung des Bildes aus einem anderen Blickpunkt ermöglicht. Gelingt es, durch eine mechanische Apparatur, die Kameras pixelgenau einzumessen (justieren) und ist nicht mit einer späteren Änderung der Kameraposition zu rechnen (z. B. durch Kollision mit einem Ball), kann dieser Schritt ersatzlos wegfallen. Da dies in der Praxis jedoch kaum gewährleistet werden kann, kommt der perspektivischen Entzerrung eine wichtige Bedeutung zu.

Perspektivische Entzerrungen werden vergleichbar zur Objektverzerrung genutzt, um verzerrte Bilder zu korrigieren. Neben der perspektivischen gibt es noch weitere Verzerrungen, welche sich über unterschiedliche Parameter beschreiben lassen. Die bekanntesten Arten sind veränderte Seitenverhältnisse und Parallelverschiebung sowie translatorische, rotatorische und zylindrische Verzerrung. Im Fall des SPA-Systems handelt es sich um die perspektivische Verzerrung mit einer festen Position der Kamera (vgl. Abbildung 5.16). Daher muss eine perspektivische Entzerrung der Videodaten vorgenommen werden, um Drehungen oder falsche Blickwinkel zu kompensieren [2].



(a) Sporthalle mit perspektivischer Verzerrung (b) Sporthalle ohne perspektivische Verzerrung

Abbildung 5.16: Perspektivische Entzerrung am Beispiel einer Spielfeldhälfte

Um ein perspektivisch verzerrtes Bild zu entzerren, wird zunächst eine Transformationsfunktion bestimmt. Eine solche wurde für die Objektverzerrung bereits in Abschnitt 5.2.1.2 vorgestellt. Mit dieser Funktion werden die Bildkoordinaten

vom Quell- zum Zielbild derart abgebildet, dass die Verzerrungen korrigiert werden. Jedoch gibt es beim Warping mehrere Transformationsfunktionen, die eingesetzt werden. Es wird hier nur das grundlegende Verfahren und die projektive Transformation erläutert, welche eine 2D-linear-Transformation ist.

Das Mapping der Bildpunkte wird beim Warping im Allgemeinen durch $\hat{p} = M \cdot p$ beschrieben. p steht für den Bildpunkt (Pixel) aus dem Quellbild, \hat{p} für den Pixel aus dem Zielbild und M für die Transformationsmatrix [89].

$$\begin{bmatrix} \hat{x} \\ \hat{y} \end{bmatrix} = M \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} \\ m_{21} & m_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \quad (5.11)$$

Dies bedeutet, dass die Quellkoordinaten $[x \ y]^T$ multipliziert mit der Matrix M die Zielkoordinaten $[\hat{x} \ \hat{y}]^T$ ergeben. Weiterhin beschreibt die erste und die zweite Spalte der Matrix M jeweils die Transformation der x- und y-Achse.

Diese 2D-linear-Transformationen sind Kombinationen von Basistransformationen z. B. Verschiebung, Skalierung, Scherung oder Drehung (vgl. Abbildung 5.17). Das bedeutet, dass mehrere Transformationsmatrizen mit dem Quellvektor (die Koordinaten des Pixels) multipliziert werden können und somit ein Bild z. B. rotiert, skaliert und gespiegelt wird. Dabei ist die Reihenfolge zu beachten, in der die Transformationsmatrizen angewendet werden, um das gewünschte Ergebnis zu erhalten. Wenn ausschließlich das Endergebnis eines transformierten Bildes von Relevanz ist und nicht die Zwischenschritte, kann die Gesamttransformation aus den Einzeltransformationen durch Matrixmultiplikationen berechnet und dann auf den Quellvektor angewendet werden. Für diese Ausführung wird jedoch ein homogenes Koordinatensystem benötigt. Dieses Koordinatensystem wird für geometrische Transformationen verwendet, um einerseits eine einheitliche Beschreibung zu definieren und andererseits die Möglichkeit zu haben, eine Gesamttransformationsmatrix zu berechnen, mit der die Einzelausführung mehrerer Transformationen wegfällt. Hierbei ist eine 2×2 -Matrix beispielsweise für eine Verschiebung bzw. Scherung nicht mehr ausreichend.

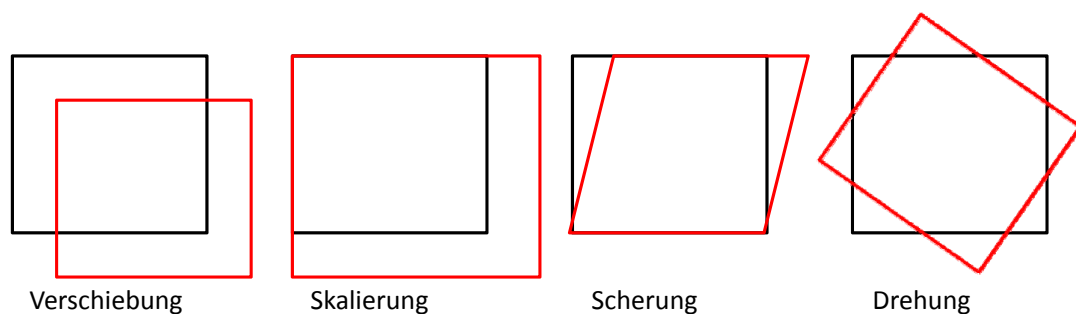


Abbildung 5.17: Die vier Basis-2D-Transformationen für die perspektivische Entzerrung (perspektivische Transformationen) [66]

Ein homogenes Koordinatensystem repräsentiert eine zweidimensionale Koordinate (x, y) durch $(h \cdot x, h \cdot y, h)$ mit einem 3×1 -Vektor, wobei $h \in \mathbb{R}$ und $h \neq 0$ ist. Dies bedeutet, dass ein $\begin{bmatrix} x & y \end{bmatrix}^T$ Vektor, der die x, y Koordinaten eines Bildes repräsentiert, im homogenen Koordinatensystem zu $\begin{bmatrix} x & y & 1 \end{bmatrix}^T$ umgewandelt wird. Für die perspektivische Transformation wird im homogenen Koordinatensystem folgende 3×3 -Gesamttransformationsmatrix verwendet [89]:

$$\begin{bmatrix} \acute{x} \\ \acute{y} \\ \acute{h} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ h \end{bmatrix} \quad (5.12)$$

Beim Mapping von Bildpunkten besteht ein ähnliches Problem wie beim Defishing. Beim Defishing entstehen durch eine Transformation Lücken in den Bildern, die durch Interpolation aufgefüllt werden können. Beim Warping mittels Transferfunktion kann es z. B. passieren, dass der Originalbildpunkt in seiner Position zwischen zwei Pixelpositionen im Zielbereich abgebildet wird. Die Lösung ist hier, die Farbe des Pixels auf die benachbarten Pixel zu verteilen. Dieser Vorgang wird auch als *Splattting* bezeichnet. Beim Warping mittels inverser Transformationsfunktion, welches im homogenen Koordinatensystem durch eine Matrixinversion erreicht wird, kann es sein, dass ein Pixel betrachtet wird, das zwischen zwei Pixeln lag. Hier wird eine Interpolation durch die Nachbarpixel vorgenommen. Verfahren für eine solche Interpolation sind z. B. *Nearest Neighbor*, *Bilinear*, *Gaussian* oder *Bicubic* [29, 40, 69].

Im Fall des SPA-Systems werden die Videobilder mit einer einmalig vorberechneten Lookup-Tabelle entzerrt. Aufwendige kontinuierliche Berechnungen für die Transformationen entfallen und können durch schnelles Indizieren der entsprechenden Tabellenposition ersetzt werden. Für alle nachfolgenden Operationen genügt das Nachschauen in der Tabelle, um die Transformation auszuführen. Damit wird die Komplexität im Endeffekt auf einen Speicherzugriff pro Pixel reduziert.

Zur Berechnung der Lookup-Tabelle wird der *Estimate geometric transformation*-Block aus MATLAB/Simulink genutzt, welcher eine 3×3 -Matrix berechnet. Dieser Block erhält dazu als Eingabe verzerrte (IST-Koordinaten) sowie entzerrte Positionsdaten (SOLL-Koordinaten) von vier Referenzpunkten und berechnet daraus die Matrix. Die Referenzpunkte dienen als Orientierungen anhand derer die Entzerrung vorgenommen wird. Die maximale Anzahl von Referenzpunkten ist eingeschränkt durch die Anzahl aller Pixel im Bild. Bei MATLAB/Simulink ist die minimale Anzahl an Referenzpunkten vier, aus denen auch die Matrix berechnet wird [67]. Um mit geringem Aufwand die Lookup-Tabelle zu generieren, wird ein Trick angewendet: IST- und SOLL-Koordinaten werden in der Eingabe vertauscht und mittels der inversen Matrix wird eine Ausgabe generiert, die zwei Kanäle für die x, y -Koordinaten des Bildes enthält. Das Ergebnis ist die zur Entzerrung benötigte Lookup-Tabelle.

5.2.1.3 Weißabgleich & Helligkeitsanpassung

Der Mensch ist in der Lage, Farben unabhängig von der Beleuchtungssituationen weitgehend korrekt wahrzunehmen. Ein weißes Blatt Papier z. B. erscheint daher in der Regel weiß. Dies ist für Menschen normal, denn die sogenannte chromatische Adaption sorgt automatisch für eine Anpassung an die aktuelle Beleuchtungssituation. Diese ist notwendig, da verschiedene Lichtquellen unterschiedliche Farbtemperaturen aufweisen. Sonnenlicht mit einer Farbtemperatur von 5000 K–6000 K ist als weiß anzusehen, wohingegen eine Glühlampe mit 2500 K–3000 K deutlich höhere Rotanteile besitzt. Wird ein weißes Blatt Papier mit einer Glühlampenbeleuchtung fotografiert, ist im Bild ein deutlicher Rotstich wahrnehmbar. Eine Anpassung in Form eines Weißabgleichs ist somit notwendig. Ein Weißpunkt-Algorithmus geht davon aus, dass sich etwas Weißes im Bild befindet. Die Position dieser Stelle kann manuell angegeben oder auch automatisch vom Algorithmus detektiert werden. Bei der automatischen Detektion wird genau das Pixel gefunden, welches die größte Helligkeit aufweist. Die Helligkeit eines Pixels ist durch die Summe der drei Farbkanäle (im RGB-Farbraum) definiert. Gesucht wird also genau das Pixel P_W an der Stelle (x, y) , dessen Summe über die Farbkanäle maximal ist [16]:

$$P_W = \max(P_R(x, y) + P_G(x, y) + P_B(x, y)) \quad (5.13)$$

Dieser Weißpunkt dient nun dazu, die Farbabweichung zu bestimmen. Eine Farbabweichung liegt dann vor, falls die Farbkanäle nicht auf gleichem Niveau liegen. Daraus lässt sich direkt der Algorithmus zum Weißabgleich herleiten [116]. Die Verstärkungsfaktoren V für die Farbkanäle berechnen sich wie folgt:

$$\begin{aligned} V_R &= \frac{\max(P_{W,R}, P_{W,G}, P_{W,B})}{P_{W,R}} \\ V_G &= \frac{\max(P_{W,R}, P_{W,G}, P_{W,B})}{P_{W,G}} \\ V_B &= \frac{\max(P_{W,R}, P_{W,G}, P_{W,B})}{P_{W,B}} \end{aligned} \quad (5.14)$$

Nach der Anpassung der einzelnen Farbkanäle ist es nun möglich, die Helligkeit des Bildes zu verändern. Um die beim Weißabgleich gewichteten Farbkanäle nicht mehr zu verändern, wird jeder der drei Kanäle mit der gleichen (Helligkeits-) Verstärkung angepasst.

5.2.2 Trackingverfahren zur Positionsbestimmung und -verfolgung

Für eine Spielanalyse von Mannschaftssportarten in physiologischer und spieltaktischer Hinsicht stellen die Laufwege der Spieler eine große Bedeutung (Information) dar [10, 19, 85]. Zudem sind videobasierte Visualisierungen viel anschaulicher als eine Präsentation der Ergebnisse in Tabellen- oder Textform. Um die Laufwegsinformationen zu bekommen, wird eine Trainingseinheit oder ein Spiel mit dem Video-System aufgenommen. Die Videodaten werden offline bearbeitet und ein Tracking der Spieler auf dem Feld wird durchgeführt.

Für die Durchführung des Trackings bestehen zwei entgegengesetzte Vorgehensweisen. Die erste verwendet die Rohdatenbilder in ihrer unbearbeiteten Form, die zweite führt erst sämtliche in Abbildung 5.8 aufgeführten Schritte der Bildvorverarbeitung durch, bevor das eigentliche Tracking einsetzt. Beide Verfahren haben ihre Vor- und Nachteile. Beim SPA-System wurde sich für einen Mittelweg entschieden, welcher wie folgt aussieht: Da vom Anwender eine Beobachtung des Spielgeschehens vorgesehen ist, um manuelle Eingriffe vorzunehmen, findet zur besseren Veranschaulichung ein Demosaicing und optional ein Weißabgleich der Rohdatenbilder statt. Von weiteren geometrische Transformationen der Bilddaten (Defishing, Warping) wird aus Gründen der Verarbeitungsgeschwindigkeit abgesehen. Diese Transformationen werden nicht mehr auf das komplette Bild, sondern lediglich auf die getrackten Bildpunkte angewendet. Das Tracking selbst wird folglich auf den farbigen verzerrten Bilddaten durchgeführt, da kein zusätzlicher Gewinn durch das Anwenden weiterer Bildvorverarbeitungsschritte erreicht werden kann.

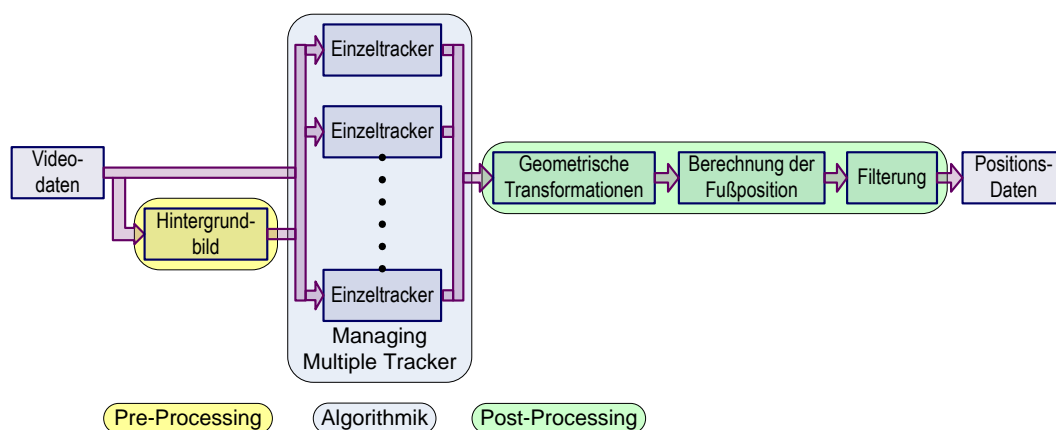


Abbildung 5.18: Komponenten des Trackings

Das videobasierte Tracking von Spielern wurde detailliert in der Arbeit von Monier [71] beschrieben, weshalb im Folgenden nur ein kurzer Überblick präsen-

tiert wird. In Monier [71] werden zwei verschiedene Verfahren, das *Template-Tracking* und das *Partikelfilter-basierte Tracking*, beschrieben. Die in Kapitel 6 präsentierten Ergebnisse beruhen zum Großteil auf dem Template-Tracking, welches im Folgenden genauer dargestellt wird. Das Tracking-Verfahren des SPA-Systems wird durch Abbildung 5.18 beschrieben. Die erforderliche Vorverarbeitung und die grundlegenden Algorithmen werden jeweils in den Abschnitten 5.2.2.1 und 5.2.2.2 vorgestellt. Die Verwaltung mehrerer Tracker wird in Abschnitt 5.2.2.3 vorgestellt.

5.2.2.1 Tracking – Vorverarbeitung

Hintergrundschtätzung und -differenzbildung stellen grundlegende Verarbeitungsschritte der digitalen Bildverarbeitung dar, bei denen jedes Pixel eines aktuellen Bildes als Hintergrund oder Vordergrund eingestuft wird, sodass sich die Berechnung auf Objekte im Vordergrund beschränken kann. Um diese Segmentierung zu erhalten, wird ein Modell des Hintergrundes erstellt. Dies kann durch Speichern eines Bildes von einem leeren Spielfeld erfolgen. Sich ändernde Lichtverhältnisse können dazu führen, dass das Hintergrundbild neu geschätzt und aktualisiert werden muss. Eine Lösungsmöglichkeit ist das Erstellen eines Hintergrundmodells vor der weiterführenden Analyse und die bedarfsorientierte Aktualisierung des Modells während des Prozesses. In dem von uns realisierten Trackingsystem wird die Verwendung eines zuvor gespeicherten leeren Hintergrundbildes erlaubt. Es kann ebenfalls ein Hintergrundmodell aus mehreren aufeinanderfolgenden Bildern vor dem Start des Trackingvorganges aufgebaut werden.

5.2.2.2 Tracking – Einzeltracker

Template-Tracking

Eine Tracking-Methode, die im SPA-System genutzt wird, ist das Template-Matching (Mustererkennung) und geht zurück auf Lewis [58]. Dieses Verfahren wird eingesetzt, um Teile eines Bildes zu finden, die mit einem Referenzbild übereinstimmen. Nach einigen Experimenten wurde beschlossen, das Template auf Teile des Körpers einzuschränken, die aus der gewählten Kamerasicht (Vogelperspektive) mit der größten Wahrscheinlichkeit zu erkennen sind; dies ist der Kopf inklusive der Schultern.

Zu Beginn des Trackings markiert der Benutzer den Mittelpunkt des Kopfes eines Spielers, um den anschließend ein Teilbild generiert wird, welches als Start-Template genutzt wird. Die Größe des Templates hängt von der relativen Flächenauflösung³⁶ ab.

³⁶Die relative Flächenauflösung A setzt sich aus der Größe der Sensorbildpunkte der Kamera, der Höhe der Aufhängung der Kamera, dem verwendeten Objektiv und der Spielfeldgröße zusammen (siehe Gleichung 4.20). In unserer Implementierung erwies sich eine Templategröße von $20 \text{ px} \times 20 \text{ px}$ als ausreichend.

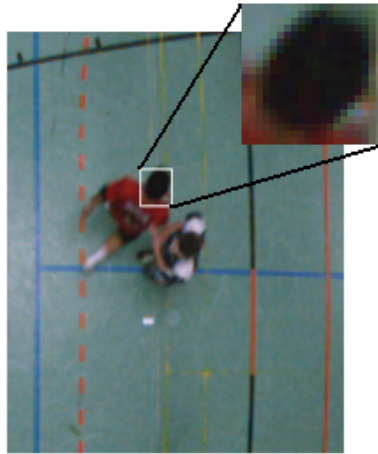


Abbildung 5.19: Auswahl eines Start-Templates für einen Handballspieler

Abbildung 5.19 zeigt die Auswahl eines Start-Templates. Dieses Template wird benutzt, um den Spieler im nächsten Bild in einem benachbarten Suchbereich wiederzufinden. Die Größe des Suchbereichs ist abhängig von der relativen Flächenauflösung, dem Abstand zum Kameramittelpunkt und der Geschwindigkeit des Spielers.³⁷ Das Template wird mit allen Teilen im gesuchten Bildbereich verglichen und die Übereinstimmung wird für jeden Vergleichsschritt berechnet. Wenn die Position mit der größten Ähnlichkeit im folgenden Bild gefunden ist, wird diese als Position für das Template im folgenden Bild angenommen.

Aufgrund der hohen Dynamik des Spiels und des sich ändernden Aussehens der Spieler stellt sich der Einsatz eines statischen Templates als nicht optimal heraus [118, 119]. Ebenso ist die Nutzung einer großen Anzahl an Templates nicht möglich, da es zu viele potentielle Orientierungen für jeden Spieler gibt. Es kommt ein dynamisches Template zum Einsatz, welches von Bild zu Bild angepasst wird, da sich die Form des Spielers zwischen zwei aufeinanderfolgenden Bildern nur leicht verändert. Je höher die Bildrate, umso kleiner sind die Veränderungen zwischen zwei aufeinanderfolgenden Bildern. In unserer Implementierung liefert eine Bildwiederholrate von 30 fps gute Resultate.

Für den Fall, dass Fehler bei der Spielerverfolgung auftreten, steht eine grafische Benutzeroberfläche (engl. *Graphical User Interface* – GUI) zur Verfügung, die es dem Benutzer erlaubt, in das System einzugreifen und manuell eine Fehlerkorrektur vorzunehmen.

³⁷Zur Vereinfachung wurden lediglich die Parameter der relativen Flächenauflösung im optischen Zentrum und die der Maximalgeschwindigkeit der Spieler berücksichtigt. Dies hat einen konstant großen Suchbereich für ein Kamerasystem zur Folge. In unserer Implementierung entspricht dies in etwa einem Suchbereich von $100 \text{ px} \times 100 \text{ px}$ um den Mittelpunkt des Templates.

Partikelfilter-basiertes Tracking

In Mannschaftssportarten, wie sie vom SPA-System betrachtet werden, führen die einzelnen Spieler schnelle und unvorhersehbare Bewegungen aus, um z. B. den Gegenspieler zu täuschen und ihm zu entkommen. Um unter solch unsicheren, nicht deterministischen Bedingungen dennoch gute Ergebnisse beim Tracking der Spieler zu erzielen, wurden probabilistische Ansätze entwickelt. Die Grundlage dieser Ansätze bildet in den meisten Fällen das Bayes-Filter [71, 11].

Eines dieser Verfahren, welches häufig verwendet wird, ist das Kalmanfilter, das jedoch nur unter bestimmten Bedingungen einsetzbar ist. Dieses geht von einem System aus, bei dem Größen um einen Erwartungswert gaußverteilt sind. Bei Mannschaftssportarten, bei denen ein dynamisches System ohne eindeutig zuordbare Verteilungsfunktion vorliegt, trifft dies jedoch nicht zu. Um auch solche Systeme zu verarbeiten, die nicht linear verteilt sind, wurde der Ansatz der Monte-Carlo-Simulation angewendet.

Eines der probabilistischen Verfahren, welches diesen Ansatz nutzt, ist das Partikelfilter³⁸. Das Partikelfilter ist zusammengefasst eine nichtparametrische Implementierung des Bayes-Filter und wird hauptsächlich zur Zustandsschätzung von dynamischen Systemen verwendet. Die Arbeit von Isard und Blake [46] hat maßgeblich zur Popularität des Partikelfilters beigetragen. Isard und Blake waren die Ersten, die den Ansatz des Partikelfilters in der Bildverarbeitung angewendet haben und als Condensation-Algorithmus bekannt machten. Bei der Implementierung im SPA-System wurde eine Variante des Partikelfilters eingesetzt, welches auf Farbhistogrammen (RGB-Farbraum) basiert. Die Berechnungsgrundlage der Histogramme sind die Pixel einer Ellipse, welche den Spieler umgibt (vgl. Abbildung 5.20). Histogramme werden bevorzugt benutzt, um menschliche Erscheinungen zu repräsentieren, denn es hat sich gezeigt, dass dies eine robuste Form der Repräsentation ist [108].

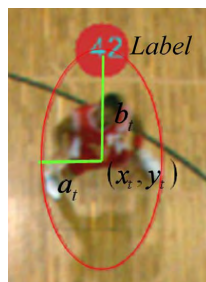


Abbildung 5.20: Spielermodell beim Partikelfilter-basierten Tracking

³⁸ Auch bekannt als sequenzielle Monte-Carlo-Filter (SMC-Filter), sampling importance resampling (SIR), sequential importance sampling (SIS), bootstrap filters, condensation trackers, interacting particle approximations.

5.2.2.3 Tracking – Nutzung mehrfacher Tracker

Um erfolgreich mehrere Spieler zu verfolgen, werden die vorliegenden Informationen der Einzeltracker ausgewertet und verwendet, um Verwechslungen zu vermeiden. Grundlage dafür ist die Berücksichtigung der Annahme, dass sich zu einem bestimmten Zeitpunkt mehrere Spieler nicht an der gleichen Position aufhalten können. Dazu wird vorausgesetzt, dass beim Tracking von N Spielern zum Zeitpunkt t_i alle Positionen der einzelnen Spieler bekannt sind. Dadurch ist es möglich, das Bild in N disjunkte Partitionen zu unterteilen, sodass jede Region nur einen Spieler enthält. Diese Art von Aufteilung wird Voronoi-Partitionierung genannt.³⁹

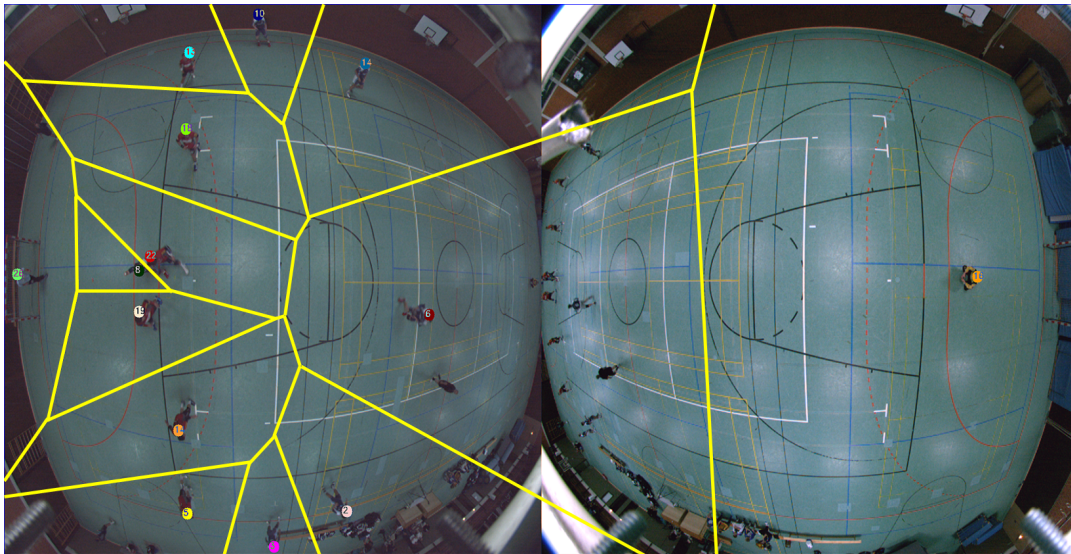


Abbildung 5.21: Voronoi-Partitionierung in einer multiplen Tracker-Umgebung

Abbildung 5.21 zeigt ein Beispiel für eine Voronoi-Partitionierung für mehrere Spieler während eines Handballspiels. Diese Partitionierung wird verwendet, um den Trackern disjunkte Suchbereiche zuzuweisen.

³⁹In unserem System wurde die Implementierung der Map Manager Library [64] verwendet.

5.2.2.4 Tracking – Nachbearbeitung

Geometrische Transformationen

Wie bereits erwähnt, findet das Tracking auf den verzerrten Bilddaten statt. Zur Umwandlung der getrackten Bildpunkte in reale Weltkoordinaten sind eine Vielzahl von Transformationen anzuwenden. Die einzelnen Schritte sind Abbildung 5.22 zu entnehmen [115].

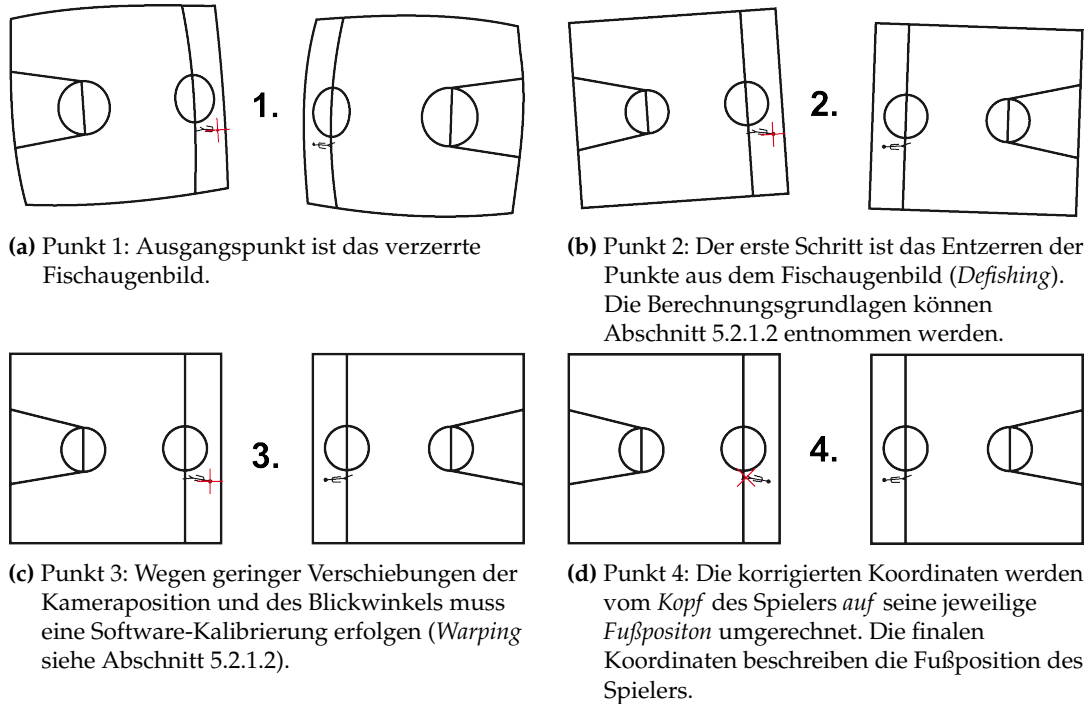


Abbildung 5.22: Koordinatentransformation (Punkt 1–4)

Abbildung 5.23 zeigt die Kameraposition $x_{CenterDefish}$, die getrackte Kopfposition x_{Head} sowie die korrekte Fußposition x_{Foot} des Spielers. Mittels elementarer geometrischer Rechenvorschriften kann folgende Beziehung hergeleitet werden:

$$\frac{h_{cam}}{h_{player}} = \frac{(x_{Head} - x_{CenterDefish})}{(x_{Head} - x_{CenterDefish}) - (x_{Foot} - x_{CenterDefish})} \quad (5.15)$$

Umgestellt nach der gesuchten Fußposition x_{Foot} ergibt sich⁴⁰:

$$x_{Foot} = x_{Head} \cdot \left(1 - \frac{h_{cam}}{h_{player}}\right) + x_{CenterDefish} \cdot \frac{h_{cam}}{h_{player}} \quad (5.16)$$

⁴⁰Die Berechnung für y_{Foot} erfolgt analog.

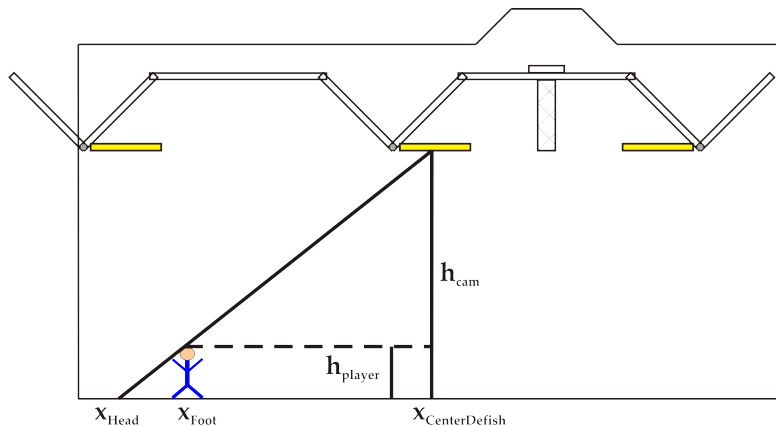


Abbildung 5.23: Transformation der Kopfposition auf die entsprechende Fußposition

Alle weiteren Transformationsschritte (Punkt 5–8 siehe Abbildung 5.24) werden durchgeführt, sobald ein Spieler die Spielfeldhälfte wechselt. Dann wird das Tracking mit der gegenüberliegenden Kamera fortgesetzt, da der Spieler mit dieser Kamera höher aufgelöst wird. Angekommen auf der anderen Spielfeldhälfte müssen sämtliche Transformationen rückgängig gemacht werden, um die realen Weltkoordinaten (Fußposition) wieder in die Bildpunkte in der verzerrten Ansicht (Kopfposition) zurückzuwandeln.

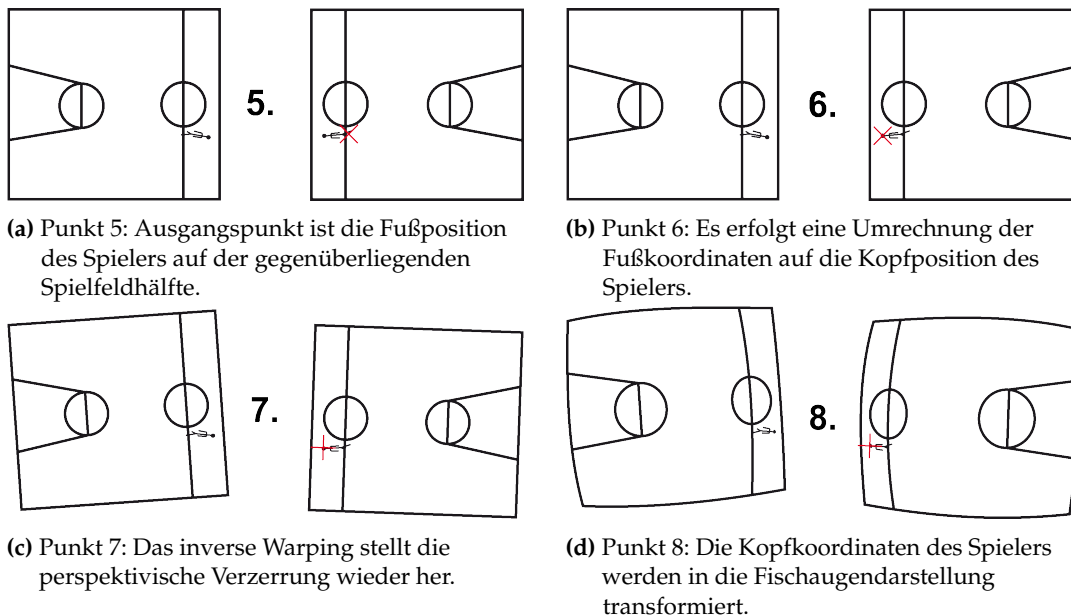


Abbildung 5.24: Inverse Koordinatentransformation (Punkt 5–8)

Filterung

Das Ergebnis des Trackingverfahrens sind aus den Videos extrahierte Positionsdaten. Diese sind mit Fehlern behaftet, welche verschiedene Ursachen haben. Gründe dafür sind systembedingte Fehler bzw. nicht deterministische Abweichungen von Seiten des Tracking-Algorithmus.⁴¹

„Wie alle experimentell erhobenen Daten sind auch kinematische Daten mit Fehlern behaftet. Dabei muss man zwischen ‚systematischen‘ und ‚zufälligen‘ Fehlern unterscheiden. Systematische Fehler treten beispielsweise in der Videometrie durch eine fehlerhafte Optik der Kamera, durch mangelhafte mathematische Algorithmen oder durch eine unzureichende Kalibration des Messvolumens auf. Da systematische Fehler nicht erhoben werden können, ist auch deren Abschätzung nicht möglich. Zufällige Fehler entstehen in der Videometrie oder bei elektrooptischen Systemen durch Fehler bei der Punkterfassung (manuelles Digitalisieren bzw. automatisches Tracking) oder auf Grund unzureichender räumlicher Auflösung der Mess-Systeme. Zufällige Fehler können durch geeignete Methoden wie Glätten und Filtern deutlich reduziert werden.“ Gollhofer und Alt [31]

Die zwei aufgeführten Fehlergründe sorgen dafür, dass sich Abweichungen verschiedener Ursachen addieren, was dazu führt, dass sich Fehler aufschaukeln oder auslösen können. Eine Untersuchung getrennt nach den zwei Fehlerursachen fand nicht statt, da davon ausgegangen werden kann, dass keine gegenseitige Abhängigkeit besteht. Daher wurde eine Filterung der vom Trackingsystem generierten Trajektorien vorgenommen.

Bei zeitlich niedrig aufgelösten Messwerten kann die Momentangeschwindigkeit stark von der mittleren Geschwindigkeit abweichen. Die vorhandenen Daten sollten daher geglättet bzw. interpoliert werden (z. B. durch sogenannte *Splines*). Bei zeitlich hoch aufgelösten Daten wirken sich Messfehler bei der Geschwindigkeitsberechnung erheblich aus. Diese hochfrequenten Rauschanteile im Signal sollten gefiltert werden [31]. Beim SPA-System wird von hochfrequenten Daten ausgegangen und daher eine Filterung der Messwerte vorgesehen. Für die durchzuführende Filterung wird ein moderater Zero-Phase-Tiefpassfilter (FIR-Filter siehe Anhang D.1.2) eingesetzt. Die Verzögerung bzw. Phasenverschiebung kann vermieden werden, indem das FIR-Filter zunächst wie gewohnt und danach zusätzlich rückwärts auf die Daten

⁴¹In den Bewegungswissenschaften wird der Körperschwerpunkt erfasst. Sowohl beim Template-Tracking (Muster: Kopf und Schultern) als auch beim Partikelfilter-basierten Tracking (kompletter Torso) werden vom Schwerpunkt entfernte Körperteile erfasst und die Koordinaten anschließend auf die Fußposition umgerechnet. Dieser systembedingte Fehler führt dazu, dass der Spieler auf einer zurückgelegten geraden Strecke eine Zickzack-Bewegung in Richtung Ziel erfährt. Dies führt final zu einer längeren Wegstrecke.

angewendet wird. Durch diese doppelte Filterung erhöht sich die effektive Ordnung des Filters um den Faktor 2. Die zu bestimmenden Parameter des digitalen FIR-Tiefpassfilters sind die Ordnung n sowie die Grenzfrequenz ω_n .

$$\begin{bmatrix} \tilde{x} \\ \tilde{y} \end{bmatrix} = FIR \left(\begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix}, n, \omega_n \right) \quad (5.17)$$

Die zugrunde liegenden Daten für die Bestimmung der Filterparameter beruhen auf den Tests aus der Diplomarbeit von Paier [110]. In dieser Arbeit wurde die SPA-Teilkomponente Videotracking hinsichtlich Validität, Reliabilität und Objektivität bewertet. Es wurde eine Testserie mit zwölf Teilnehmern durchgeführt, die typische Elemente von Spielsportarten enthielt (siehe Abbildung 5.25). Im Rahmen dieser Arbeit konnte eine Unabhängigkeit vom Untersucher sowie eine hohe Zuverlässigkeit bei der Reproduzierbarkeit von Tests nachgewiesen werden. Des Weiteren wurde die Gültigkeit des Tracking-Verfahrens bestätigt und eine Genauigkeit mit einer Toleranz von +5,02% im Hinblick auf die zurückgelegten Laufstrecken ermittelt. Diese ermittelte Abweichung beinhaltet noch keine finale Filterung. Daher waren leicht erhöhte Laufstrecken zu erwarten. Für die Bestimmung der Filterparameter kommen zwei Zielbedingungen in Betracht (Mehrzieloptimierung). Zum einen soll die Differenz von zurückgelegter IST- zu SOLL-Strecke minimiert werden (% E). Zum anderen sollen die gefilterten Positionsdaten eine möglichst geringe Abweichung zu den Sollpositionen aufweisen (E_{RMS}).

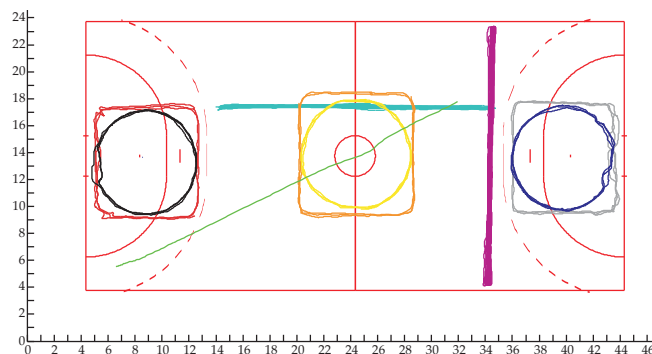


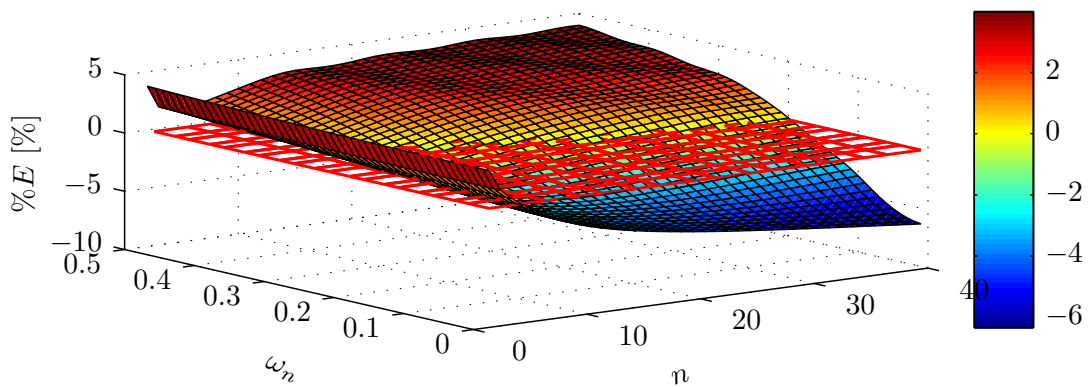
Abbildung 5.25: Testserie zur Bewertung des Videotrackings hinsichtlich Validität, Reliabilität und Objektivität (Zahlenangaben in m). Durchgeführt wurden Pendel-, Quadrat- und Kreisläufe sowie Diagonalsprints.

Idealerweise sollten die Ergebnisse der zwei Optimierungen eine gemeinsame Lösung bzw. Lösungsmenge ergeben, sodass keine Gewichtung der Optimierungsziele vorgenommen werden muss. *Optimierung 1* könnte dabei als eine notwendige und *Optimierung 2* als hinreichende Bedingung angesehen werden. Die zwei Optimierungen werden unabhängig voneinander durchgeführt.

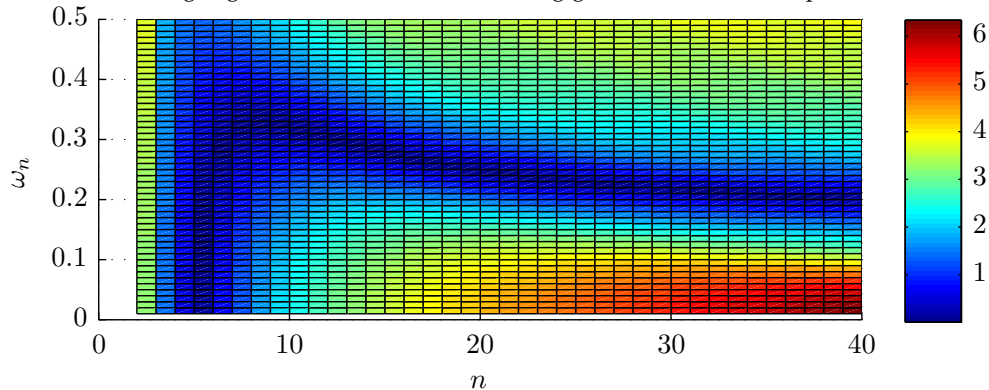
Zielfunktion 1: Minimierung der Differenz von zurückgelegter IST- zu SOLL-Strecke.

$$\%E = \frac{d_{IST} - d_{SOLL}}{d_{SOLL}} \cdot 100\% \quad (5.18)$$

wobei
$$d_{IST} = \sum_{t=2}^T \sqrt{(\tilde{x}_{t,IST} - \tilde{x}_{t-1,IST})^2 + (\tilde{y}_{t,IST} - \tilde{y}_{t-1,IST})^2}$$



(a) Fehler der zurückgelegten Laufstrecke $\%E$ in Abhängigkeit der beiden Filterparameter n und ω_n



(b) Projektion des absoluten prozentualen Fehlers auf die n - ω_n -Ebene: Die Grenzfrequenz $\omega_n = 0,2$ bzw. die Ordnung $n = 5$ stellen optimale Ergebnisse dar.

Abbildung 5.26: Ergebnisse der Optimierung zur Bestimmung der Filterparameter im Hinblick auf den zurückgelegten Weg

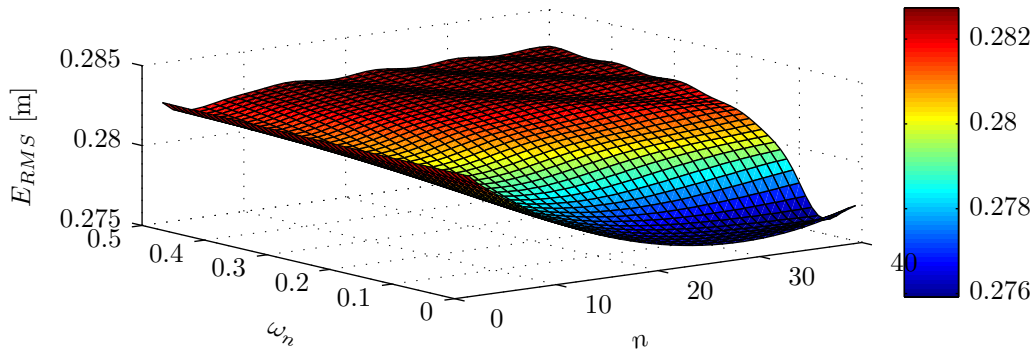
Ein optimales Ergebnis bezogen auf die Zielvorgabe 1 wird in den Schnittpunkten der Ergebnisfläche mit der Nullfehler-Ebene erreicht (siehe Abbildung 5.26). Auf dieser Schnittmengenkurve erreichen die Sportler in ihrer Gesamtheit durchschnittlich die geringsten Abweichungen von der SOLL-Laufstrecke.

Zielfunktion 2: Minimierung der Abweichung zwischen den gefilterten IST-Positionen ($\tilde{x}_{IST}, \tilde{y}_{IST}$) und den SOLL-Koordinaten (x_{SOLL}, y_{SOLL}).

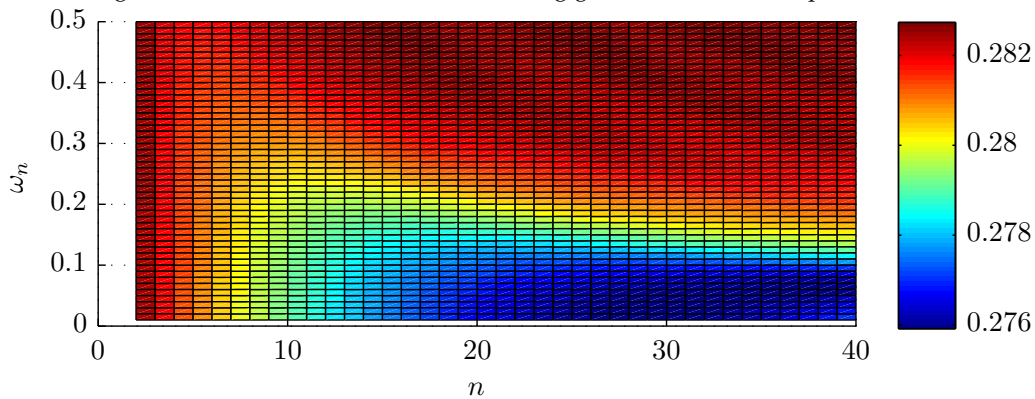
$$E_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{t=1}^n s_t^2} \quad (5.19)$$

wobei: $s_t = \sqrt{(\tilde{x}_{t,IST} - x_{t,SOLL})^2 + (\tilde{y}_{t,IST} - y_{t,SOLL})^2}$

Die Bestimmung der Referenzkoordinaten (tatsächlichen SOLL-Koordinaten x_{SOLL}, y_{SOLL}) zur Durchführung der 2. Optimierung gestaltet sich bei menschlichen Probanden als nicht praktikabel, da exakt vorgegebene Positionen und Geschwindigkeiten eingehalten werden müssten. Die SOLL-Position der Probanden wird daher von den gemittelten IST-Positionen abgeleitet. Die Ergebnisse sind in Abbildung 5.27 dargestellt.



(a) Abweichung von der SOLL-Position E_{RMS} in Abhängigkeit der beiden Filterparameter n und ω_n

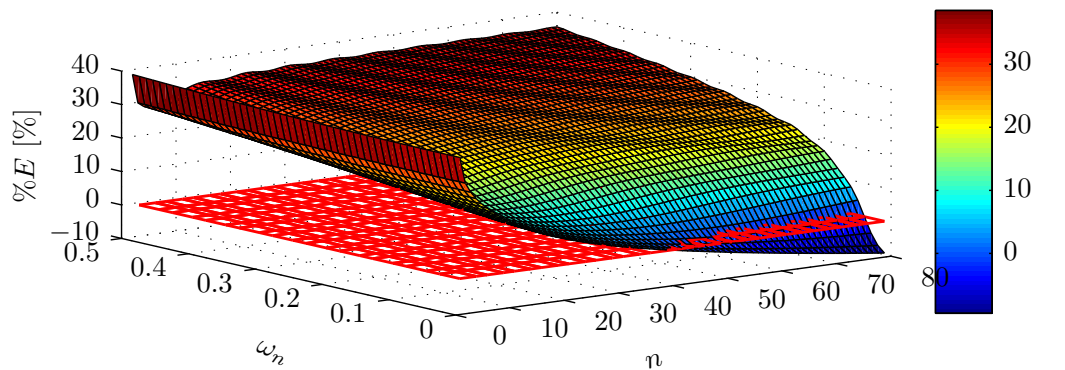


(b) Projektion auf die n - ω_n -Ebene: Die Grenzfrequenz $\omega_n = 0,05$ stellt sich ab einer Ordnung von $n = 28$ als optimal dar.

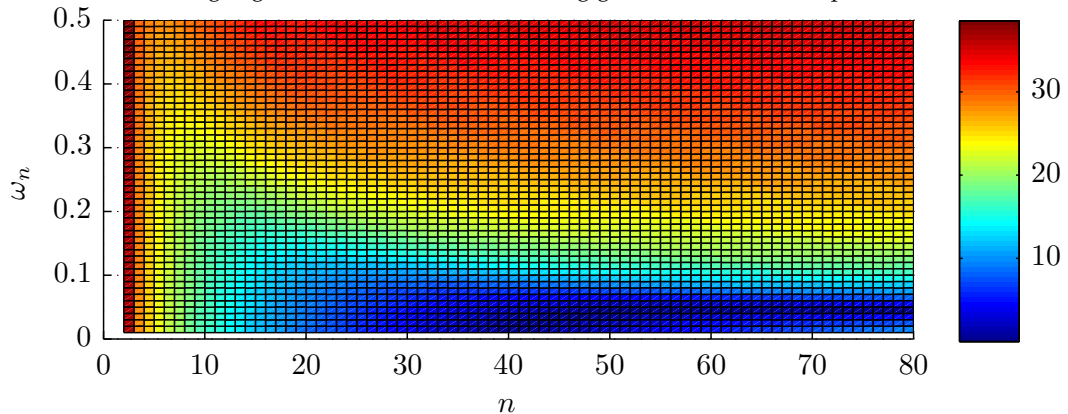
Abbildung 5.27: Ergebnisse der Optimierung zur Bestimmung der Filterparameter im Hinblick auf die Koordinatenabweichung von der SOLL-Position

Die Ergebnisse der zwei Optimierungen zur Parameterbestimmung liefern keine Übereinstimmungen (Schnittpunkte oder Ebenen). Das Ergebnis der 1. Optimierung ($n = 5, w_n = 0,2$) bedeutet sowohl in Bezug auf die Filterordnung als auch in Bezug auf die Grenzfrequenz eine moderatere Filterung als beim Optimierungsziel 2 ($n = 28, w_n = 0,05$). Dies führte schließlich zur Entscheidung für eine Filterordnung von $n = 16$ und einer Grenzfrequenz von $w_n = 0,1$.

Nach dreijähriger Nutzung des Template-Tracking-Verfahrens erfolgte eine Umstellung auf das Partikelfilter-basierte Tracking aufgrund der höheren Robustheit, welches weniger manuelle Eingriffe bedeutet. Für das Partikelfilter-basierte Tracking müsste nun grundsätzlich die Vorgehensweise zur Ermittlung der Filterparameter wiederholt werden. Diese Vorgehensweise würde allerdings zu unterschiedlich langen Laufwegen bei ein und demselben Spiel für die zwei Tracking-Methoden führen. Daher wird lediglich Zielfunktion 1 zur Optimierung der Filterparameter



(a) Fehler der zurückgelegten Laufstrecke $\%E$ in Abhängigkeit der beiden Filterparameter n und w_n



(b) Projektion des absoluten prozentualen Fehlers auf die n - w_n -Ebene: Die Grenzfrequenz $w_n = 0,04$ bzw. die Ordnung $n = 40$ stellen optimale Ergebnisse dar

Abbildung 5.28: Ergebnisse der Optimierung der Filterparameter im Hinblick auf den zurückgelegten Weg

verfolgt: Minimierung der Differenz von zurückgelegter IST- zu SOLL-Strecke. Als Referenz dienen die Laufstrecken eines ausgewählten Basketballspiels, welches mit dem Template-Tracking Algorithmus analysiert wurde. Anschließend wurde das Spiel mit dem Partikelfilter-basierten Verfahren erneut getrackt. Erste Stichproben zeigten bereits, dass das Partikelfilter-basierte Tracking mit einem größeren Rauschen behaftet ist (der Tracker springt hin und her). Dies liegt darin begründet, dass beim Partikelfilter-basierten Tracking der komplette Torso des Spielers im Gegensatz zum relativ kleinen Muster (Kopf inklusive Schultern) beim Template-Tracking größere Sprünge verursacht. Daher wird final eine stärkere Filterung erwartet (größeres n , kleineres W_n). Das Ergebnis der Optimierung ($n = 40$, $w_n = 0,04$ nach Abbildung 5.28) bestätigt die Erwartungen.

5.2.3 Testergebnisse

Eine Bewertung der Teilkomponente *Videotracking* hinsichtlich Validität, Reliabilität und Objektivität des Sport Performance Analyzer wurde in einer vom Verfasser dieser Arbeit mitbetreuten Diplomarbeit im Arbeitsbereich Sportmedizin durchgeführt [110]. Ziel war die Überprüfung, ob mit dem SPA-System die Laufwege und -intensitäten exakt bestimmt werden können. Dazu wurde eine Testserie aufgebaut, deren Parcours in Abbildung 5.25 dargestellt ist. Folgende Hypothesen konnten bestätigt werden:

1. Das System gibt die exakten Positionen der Spieler auf dem Spielfeld wieder.
2. Das System ermittelt exakt die ausgeführten Wegstrecken und Geschwindigkeitsverläufe.⁴²
3. Das System ermittelt bei zwei identisch durchgeführten Tests gleiche Ergebnisse.
4. Zwei unabhängige Untersucher erzielen bei der Auswertung von identischen Datensätzen gleiche Ergebnisse.

⁴²Die Laufstrecken der Tests werden in der Analyse mit einer Abweichung der tatsächlich gelaufenen Strecke von +5,02 % angegeben. Die Messungen zeigen in Anlehnung an Carling u. a. [17] also insgesamt ein gutes Ergebnis [110].

6 Anwendung

Im bisherigen Verlauf dieser Arbeit wurde ein System zur Messung leistungsdiagnostischer Daten im Sport, speziell für Hallenmannschaftssportarten, vorgestellt und dessen Gültigkeit gezeigt. Zur Bestimmung der inneren Leistung⁴³ wird der Herzfrequenzverlauf, zur Bestimmung der äußeren Leistung⁴⁴ der Geschwindigkeitsverlauf aufgezeichnet. In diesem Kapitel sollen die Einsatzmöglichkeiten des Gesamtsystems anhand von Trainings- und Wettkampfanalysen gezeigt werden. Für die Nutzung von drahtlosen Sensornetzwerken am Körper der Athleten fehlte bei offiziellen Meisterschaftsspielen die Zustimmung der Vereine und Verbände, da eine potentielle Verletzungsgefahr besteht und somit die Auflagen des Regelwerks verletzt werden. Daher konnte in Pflichtspielen nur das passive Video-, in Testspielen hingegen das gesamte System zum Einsatz kommen.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein Software-Analysewerkzeug entwickelt, welches als Eingabewerte die Positionsdaten sowie die Herzfrequenzwerte der Spieler nutzt. Die prototypische Implementierung inklusive grafischer Benutzeroberfläche erfolgte mit der Software MATLAB, in deren eigener Hochsprache (Abschnitt 6.1). Des Weiteren wurden im Rahmen dieser Arbeit 18 Bundesligaspiele des Paderborner Basketballvereins Paderborn Baskets 91 e.V. über drei Jahre (Spielzeiten) aufgenommen und analysiert. Diese Datenbasis bildet eine ausreichende statistische Grundlage, um Aussagen über die läuferische Leistung im deutschen Profibasketball zu treffen (Abschnitt 6.2). Das Gesamtsystem, inklusive der Aufzeichnung der Herzfrequenzdaten, kam im Rahmen eines Handballtestspiels (3.Liga gegen 5.Liga) sowie einer Basketballdemonstration im Rahmen der Eröffnungsfeier der Sonderausstellung Computer.Sport im Heinz Nixdorf MuseumsForum (HNF) in Paderborn zum Einsatz (Abschnitt 6.3). Im Rahmen einer weiteren wissenschaftlichen Arbeit wurde die Laufleistung von Grundschulern im Sportunterricht untersucht [114].

Aussagen auf Grundlage der im Folgenden dargelegten Analysedaten werden nur getätigt, wenn eine eindeutige Schlussfolgerung gezogen werden kann. Mutmaßungen, als Konsequenz aus den Analyseergebnissen, werden nur getätigt, sofern eigene sportwissenschaftliche Kompetenz vorhanden ist; diese liegt beim Verfasser dieser Arbeit aufgrund langjähriger Praxiserfahrungen im Bereich des Handballsports vor.

⁴³Die Berechnung der Leistung erfolgt über die innere Beanspruchung.

⁴⁴Die Berechnung der Leistung erfolgt über die äußere Belastung.

6.1 Analysewerkzeug

Die Ergebnisse des Biosignal-Monitorings sind die Merkmale aus den physiologischen Sensordaten, welche für jeden Spieler separat gespeichert werden. Die Resultate des Videotrackings sind die 2D-Positionen der Athleten auf dem Spielfeld. Bei der Analyse der Daten kommt die höhere (abstraktere) Sprache MATLAB zum Einsatz, die ihre Stärken in der Lösung mathematischer Probleme und der grafischen Darstellung von Ergebnissen hat (siehe Abbildung 6.1).

MATLAB bietet neben der numerischen Berechnung auch die Nutzung einer grafischen Benutzeroberfläche, mit deren Hilfe Anwender der Analysesoftware Möglichkeiten zur Visualisierung bekommen. Grafiken können als Bilder oder Texte direkt in Tabellenkalkulationsprogramme exportiert werden. Somit bietet MATLAB die Möglichkeit, eine Anwendungssoftware komplett aus einer Hand zu generieren. Die Kompilierung eines selbst laufenden Programms ist unter Integration der entsprechenden Laufzeitumgebung möglich, wodurch dessen Nutzbarkeit auch ohne eine MATLAB-Installation bzw. Lizenz gegeben ist.

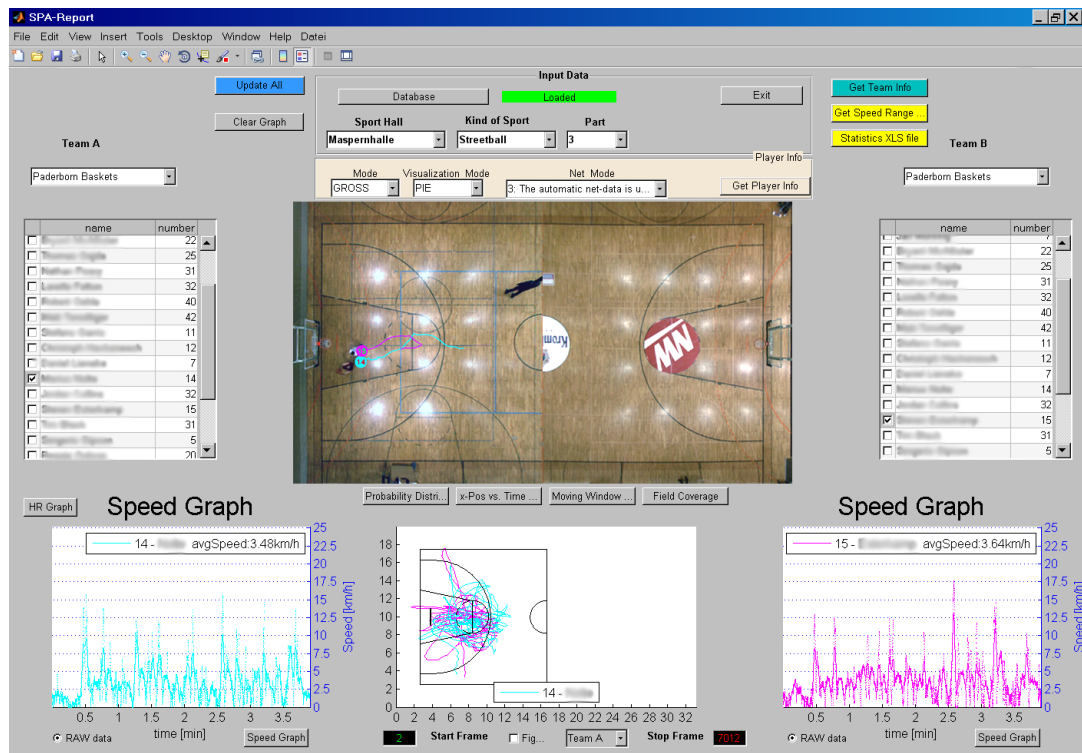


Abbildung 6.1: Grafische Benutzeroberfläche (GUI) des Software-Analysewerkzeugs

6.2 Konditionelles Anforderungsprofil in Bezug auf die läuferische Leistung

„Die wissenschaftliche Leistungsdiagnostik ist die Nahtstelle zur Trainingspraxis. Sie diagnostiziert Wettkampfverhalten und Leistungszustand. Will man Trainingsmaßnahmen, -inhalte und -methoden aus dem Wettkampfverhalten ableiten, so muß das Wettkampfgeschehen beschrieben werden. Auch im Hallenhandball bestimmt der Wettkampf die Ziele und Inhalte des Konditionstrainings. Aus ihm ergibt sich das konditionelle Anforderungsprofil. Die Analyse der wettkampfspezifischen Belastung ist damit die Grundlage der konditionellen Trainingssteuerung.“ Böttcher [14]

Daraus ergibt sich die für die Sportwissenschaft wichtige Aufgabe der Erstellung eines Anforderungsprofils während einer wettkampfspezifischen Belastung. Diese Aufgabe erfüllt unser Monitoringsystem. Verglichen mit dem Anforderungsprofil kann eine Einstufung des Spielers erfolgen. Individuelle Trainingsprogramme können jetzt auch für Spieler von Mannschaftssportarten erstellt werden.

In der Vergangenheit stellte sich diese Aufgabe als sehr aufwendig und zeitintensiv dar, da keine Möglichkeiten der computergestützten und interaktiven Videoauswertung zur Verfügung standen, die die manuellen Arbeitsgänge der Auswertung hätten erleichtern können [14]. Daher gibt es nur wenige Untersuchungen, die bereits vor Jahrzehnten durchgeführt wurden und die die aktuellen Anforderungen in den jeweiligen Sportarten nicht mehr widerspiegeln. Dies liegt zum einen an der zunehmenden Dynamik im Spiel, zum anderen wird es bedingt durch zwischenzeitliche Regeländerungen. Des Weiteren gelten die bisherigen Analysen nur für die untersuchte Leistungsklasse und halten aufgrund ihrer geringen Stichprobengröße den Anforderungen eines Normprofils nicht stand. Folgende Daten können der Literatur entnommen werden (Tabelle 6.1):

Tabelle 6.1: Untersuchungen bezüglich der Laufleistung in Sportspielen

Sportart	Leistungsniveau	Ø Laufleistung		Saison	Analysierte Feldspieler	Quelle
		Netto	Brutto			
Basketball	1. Liga GER Män.	4636 m		2000	10	[84]
	1. Liga SLO Män.	4404 m	6235 m	04/05	23	[24]
Handball	3. & 4. Liga GER Män.		3524 m	92/93	24	[14]
	2. Liga GER Män.		4134 m	89–93	12	[14]
	Nationalteams Fr.	4182 m	5251 m	2004	12	[63]
	SLO Män. ⁴⁵		5666 m	2004	24	[83, 81]

⁴⁵Dieser Wert wurde von einem 40 min Spiel auf ein 60 min Spiel hochgerechnet.



Abbildung 6.2: Installation des Video-Systems in der Masperrnhalle in Paderborn

Zu Beginn der Spielzeit 2007/2008 wurde in der Paderborner Masperrnhalle ein Video-System installiert, mit dem Ziel, die Heimspiele des Erstbundesligisten Paderborn Baskets aufzuzeichnen und zu analysieren (siehe Abbildung 6.2). Ein Ziel der Auswertung war die Erstellung eines Anforderungsprofils für den deutschen Spitzenbasketball. Innerhalb von drei Jahren⁴⁶ wurden je Spielzeit 6 Spiele ausgewählt, aufgezeichnet und analysiert. Aufgrund der Objektivität des Trackingsystems (siehe Paier [110] und Paier u. a. [120]) konnten unterschiedliche Untersucher eingesetzt werden, ohne das Ergebnis zu beeinflussen. Da das eingesetzte Trackingverfahren das Ziel einer Vollautomation hat, wurde keine (manuelle) Einteilung bezüglich der Spielposition und keine Unterscheidung nach Brutto- und Nettospielzeit durch den Untersucher vorgenommen. Eine nachträgliche Unterscheidung von Spielpositionen aufgrund der in einer Datenbank⁴⁷ hinterlegten Position stellte sich als nicht praktikabel heraus, da Spieler auch auf anderen als der ihr angestammten Position eingesetzt wurden. Die Einteilung nach Brutto- und Nettospielzeit konnte dagegen nachträglich durchgeführt werden.

⁴⁶Saison 2007/2008, Saison 2008/2009 und Saison 2009/2010.

⁴⁷<http://statistik.basketball-bundesliga.de/>.

Für die Berechnung der Nettospielzeit standen drei Verfahren zur Auswahl:

1. Statistische Daten der Basketball-Bundesliga
Bei jedem Spiel wird ein Protokoll über wichtige Spielereignisse erstellt [7]. Diese Protokolldatei kann analysiert werden, um die Nettozeit zu extrahieren. Leider sind nicht alle Ereignisse gespeichert, wie etwa das Stoppen der Spieluhr, wenn beispielsweise der Ball im Aus ist.
2. Automatischer Algorithmus
Die automatische Einteilung nutzt ein stochastisches Modell mit Trainingsdaten zur Berechnung der Nettospielzeit eines Spielabschnitts. Eine detaillierte Erklärung ist in [126] zu finden.
3. Videoüberwachung
Das Videomaterial zeigt die Spieluhr. Durch die Überwachung dieser Uhr mittels eines Software-Werkzeuges oder eines manuellen Ablesens kann entschieden werden, ob das Spiel lief oder unterbrochen war. Im Prinzip findet ein Auslesen der Spieluhr statt.

Die Methode 3 der Videoüberwachung erwies sich als zuverlässiges und genaues Instrumentarium zur Bestimmung der Nettospielzeit. Die Ergebnisse dieser Methode dienten zugleich als Eingangs(SOLL)daten zum Training des automatischen Algorithmus (Methode 2). Dieser kann sodann für den Fall eingesetzt werden, dass keine Spieluhr zur Verfügung steht bzw. nicht in den Sichtbereich der Kamera fällt. Zukünftig wünschenswert wäre die Protokollierung des Spieluhrstatus innerhalb der Statistikdaten (Verfahren 1), um eine Synchronisation zu ermöglichen.

Neben dem Erstellen eines repräsentativen Anforderungsprofils für den deutschen Profibasketball wurden exemplarisch zwei Handballspiele in unterschiedlichen Leistungsklassen untersucht. Dabei wurde eine Mannschaft aus der dritten deutschen Männerliga sowie die deutsche Herrennationalmannschaft bei einem Spiel der Weltmeisterschaft 2007 analysiert. Diese Ergebnisse enthalten Ansatzpunkte, wie sich die Intensität des Spiels durch zunehmende Dynamik und vornehmlich durch eine entscheidende Regeländerung⁴⁸ aus dem Jahre 2001 geändert hat. Desweiteren werden läuferische Leistungsunterschiede zwischen den beiden Spielniveaus aufgezeigt. Repräsentativ sind diese Ergebnisse aufgrund der geringen Stichprobengröße nicht.

⁴⁸Einführung der *Schnellen Mitte*, Regel 10.4 [45]: Beim Anwurf nach einem Tor können sich die Gegenspieler des Werfers jedoch in beiden Hälften der Spielfläche aufhalten.

6.2.1 Anforderungsprofil Handball

Während der Handball-Weltmeisterschaft der Männer vom 19. Januar bis zum 4. Februar 2007 in Deutschland zeichneten Wissenschaftler der Ruhr-Universität Bochum unter der Leitung von der Sportmedizin-Professorin Petra Platen mehrere Spiele ab der Hauptrunde in den Arenen in Dortmund, Halle/Westfalen und Mannheim auf. Die Aufzeichnung fand im Rahmen eines vom BISP (Bundesinstitut für Sportwissenschaften) unterstützten Forschungsprojektes statt, in dem die Laufwege der Sportler analysiert werden sollten. Ziel war die Bestandsaufnahme der Leistung der deutschen Mannschaft im Vergleich zur internationalen Konkurrenz. Dankenswerter Weise wurde uns ein Spiel der deutschen Nationalmannschaft zur Verfügung gestellt. Es handelt sich dabei um das Hauptrundenspiel gegen Slowenien vom 24. Januar 2007 in Halle/Westfalen (Abbildung 6.3).



Abbildung 6.3: Spiel der deutschen Handballnationalmannschaft der Männer (r.) gegen Slowenien während der Heimweltmeisterschaft in Halle/Westfalen

Die Ergebnisse der Analyse sind Abbildung 6.4 zu entnehmen. Dargestellt sind die Laufwege der deutschen Nationalspieler unterteilt nach Spielpositionen⁴⁹ und Geschwindigkeitsklassen. Eine Spielposition kann mehrere Spieler enthalten. Auffallend sind die relativ geringen Laufwege der Kreisspieler (*Pivot*). Dies liegt darin

⁴⁹Relevant ist dabei die Angriffsposition.

6.2 Konditionelles Anforderungsprofil in Bezug auf die läuferische Leistung

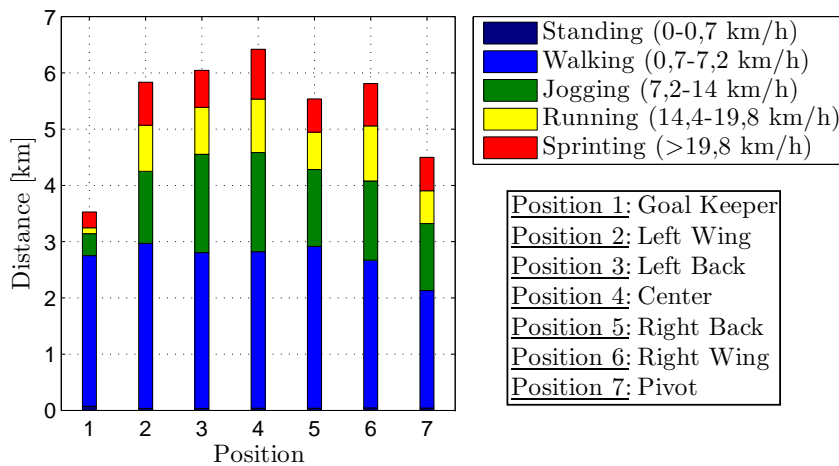


Abbildung 6.4: Positionsspezifisches Profil der Brutto-Laufleistung der deutschen Handballnationalmannschaft im Weltmeisterschaftsspiel 2007 gegen Slowenien in unterschiedlichen Intensitätsbereichen

begründet, dass die Kreisläuferposition bei der Hinausstellung aufgrund eines Fouls eines Spielers oder einer Regelverletzung aufgelöst wird. Diese taktische Maßnahme stellt das Standardvorgehen beim Verhängen von Zeitstrafen gegen eine Mannschaft dar. Die Mannschaft spielt ohne Kreisläufer was zu einem geringeren Laufumfang für diese Position führt. In diesem Spiel gab es sieben Zeitstrafen (Einzeldauer: 2 min) gegen die deutsche Mannschaft, vier in der ersten und drei in der zweiten Halbzeit. Dies hatte zur Folge, dass die deutsche Mannschaft zu etwa 23 % der Gesamtspielzeit mit einem Feldspieler weniger agieren musste. Würde die Laufstrecke der Kreisläuferposition entsprechend extrapoliert, so wäre die Laufleistung der Kreisposition etwa im Durchschnitt der Feldspieler anzusiedeln. Es lässt sich also sagen, dass die läuferische Leistung der Kreisposition abhängig von den Zeitstrafen ist, die gegen die entsprechende Mannschaft verhängt werden. Weiterhin ist zu erwähnen, dass die Position Rückraum Links (*Left Back*) eine höhere Strecke zurücklegt als die Position Rückraum Rechts (*Right Back*). Dies liegt in diesem Spiel darin begründet, dass die Position Rückraum Links in der ersten Halbzeit einen Angriff-Abwehr-Wechsel vornimmt (Spezialistenwechsel). Diese Wechselaktivität führt zu vermehrten und höheren Laufumfängen gegenüber der Position Rückraum Rechts. Der Vollständigkeit halber ist anzumerken, dass auch die Position Rückraum Mitte (*Center*) in der zweiten Spielhälfte einen Spezialistenwechsel vorgenommen hat; somit ist die vermehrte Laufleistung dieser Position gegenüber den übrigen Rückraum-Positionen teilweise erklärbar.

Das zweite exemplarische Beispiel aus dem Bereich Handball zeigt die Laufwege einer Handballmannschaft der 3. Liga in einem Vorbereitungsspiel gegen eine

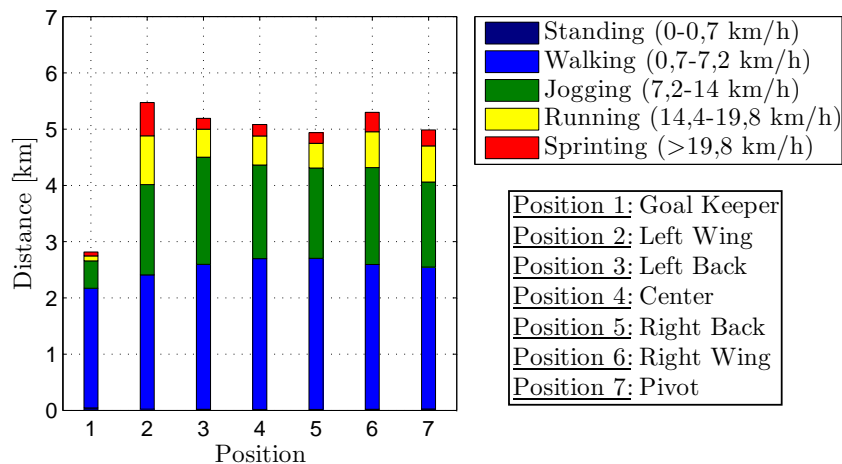


Abbildung 6.5: Positionsspezifisches Profil der Laufleistung einer Handballmannschaft der 3. Liga in einer Wettkampfsimulation in unterschiedlichen Intensitätsbereichen

Mannschaft der 5. Liga unterteilt nach Positionen und Geschwindigkeitsklassen (siehe Abbildung 6.5). In diesem Testspiel (3 x 20 min) fanden nahezu keine Spielunterbrechungen und Wechsel zwischen Angriff und Abwehr statt, sodass vermehrte Laufwege aufgrund von Auswechselungen ausblieben. Die angegebenen Positionen beziehen sich auf die eingenommenen Angriffspositionen.

Wird die hochgerechnete Laufleistung der deutschen Elite als Basis angenommen, so haben die Feldspieler des gehobenen Amateurbereichs (3. Liga) einen um etwa 13 % geringeren Laufumfang. Finden keine Wechsel zwischen Abwehr und Angriff statt, so richtet sich die läuferische Leistung nach den angesteuerten Positionen auf dem Spielfeld. Die Außenspieler (*Left Wing*, *Right Wing*) haben dabei die entsprechend größten (Lauf-)Umfänge.

Diese Positionsprofile von zwei analysierten Spielen zeigen exemplarisch das Anforderungsprofil für einen Handballer in der jeweiligen Spiel- bzw. Leistungsklasse. Von einem Normprofil kann hier jedoch nicht gesprochen werden, da die Stichprobengröße für eine repräsentative statistische Anzahl an analysierten Spielen nicht erreicht wird. Große Unterschiede sind vor allem für die Bruttolaufwege im letzten Spielabschnitt zu erwarten, da die Anzahl und Länge von Spielunterbrechungen oft vom Spielstand abhängig ist. Besonders ausgeprägt ist diese Tatsache in der Sportart Basketball, in der eigens Taktiken zur Spielunterbrechung (z. B. taktische Fouls) existieren. Im anschließend folgenden Anforderungsprofil für Basketballer werden daher auch Algorithmen zur Bestimmung der Nettolaufwege eingesetzt, die Spielpausen herausfiltern.

6.2.2 Anforderungsprofil Basketball

Eine umfangreiche Untersuchung der läuferischen Leistung von Basketballspielern wurde im Jahr 2007 begonnen (siehe Abbildung 6.6). Über drei aufeinander folgende Spielzeiten wurden in Abstimmung mit dem Arbeitsbereich Sportmedizin (siehe Abschnitt 3.3.4.2) je sechs Meisterschaftsspiele des Erstbundesligisten Paderborn Baskets aufgezeichnet und in Kooperation mit der Arbeitsgruppe Angewandte Mathematik (siehe Abschnitt 3.3.4.1) ausgewertet [113, 106]. Die Aufnahme und Analyse der Spiele erfolgte von unterschiedlichen Studierenden aus den verschiedenen Fachbereichen. Teilergebnisse wurden bereits auf verschiedenen Konferenzen und Kongressen präsentiert und veröffentlicht [121, 126, 122]. Validität, Objektivität und Reliabilität wurden in der Arbeit von Paier [110] nachgewiesen und publiziert [120].

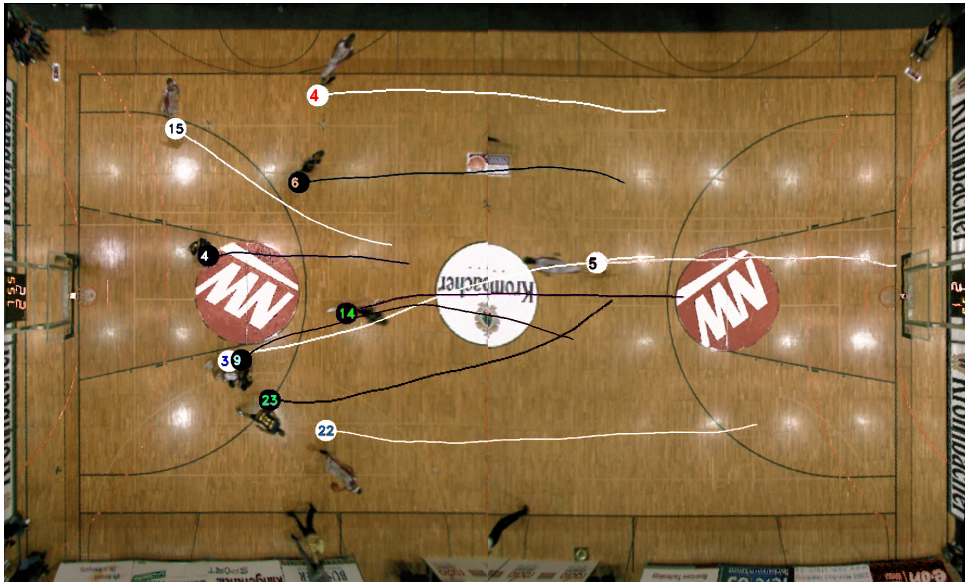


Abbildung 6.6: Blick aus der Vogelperspektive im Spiel der Paderborn-Baskets (weiße Trikots) gegen Berlin in der Masperrnhalle in Paderborn

Bei der Analyse der 18 Spiele (72 Quarter) wurde keine Unterteilung nach Spielpositionen vorgenommen. Eine nachträgliche Einteilung der Spieler in ihre angestammten Spielposition, wie sie in entsprechenden Datenbanken hinterlegt ist, konnte nicht durchgeführt werden, da Spieler sowohl von Spiel zu Spiel als auch innerhalb eines Spiels (oftmals) die Positionen wechseln. Eine manuelle Markierung der jeweiligen Spielposition fand ebenso wenig statt, da der Aufwand (zeitlich und personell) dafür sehr hoch gewesen wäre und das spieltaktische Basketballwissen nicht bei allen Untersuchern vorhanden war.

Als ein weiteres Merkmal der Analyse findet eine Einteilung nach Brutto- und Nettolaufwegen statt. Im Gegensatz zu Sportarten wie Handball oder Fußball findet im Basketball bei jeder Spielunterbrechung auch eine Spielzeitunterbrechung statt. Daraus folgt für die Sportart Basketball, dass die offizielle Spielzeit⁵⁰ gleich der Nettospielzeit ist. Die Methode zum Auslesen der Spieluhr (siehe Seite 133) und deren Kopplung mit den Analysedaten ermöglichte eine Einteilung nach Brutto- und Nettospielzeit sowie -laufwegen.

Weitergehende Analysen gehen davon aus, dass die Einsatzzeit der Spieler über den regulären Spielzeiten liegen. Schmidt und von Benckendorff [84] ermittelten bei der Untersuchung eines Basketballspiels eine effektive Spielzeit von 43,7 min. Der Grund für diese erhöhte Spielzeit liegt darin, dass eine Spielzeitunterbrechung oft vor der eigentlichen Spielunterbrechung erfolgt. Die Spieler sind bei einer Spielzeitunterbrechung zumeist noch in (voller) Bewegung. Dieser Bewegungsvektor der einzelnen Spieler ist die Grundlage eines Algorithmus zur Berechnung der (effektiven) Nettospielzeit (siehe Seite 133), welcher im Institut für Angewandte Mathematik der Universität Paderborn entwickelt wird [126]. Die nachfolgenden Analyseergebnisse beinhalten jedoch eine Kopplung mit der Spieluhr, also der Nettospielzeit nach dem Regelwerk.

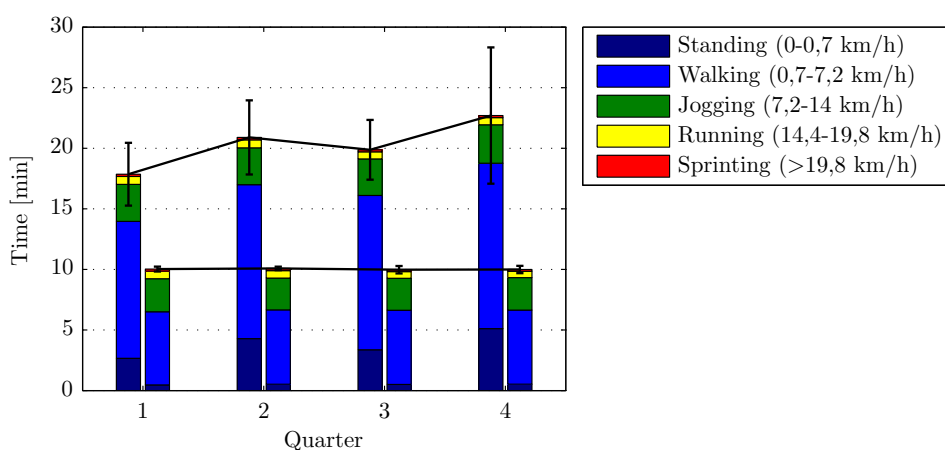


Abbildung 6.7: Zeitliche Spielumfänge (Mittelwert und Standardabweichung) für einen Basketballer der 1. Bundesliga unterteilt nach Brutto- (l.) und Nettospielzeiten (r.) für unterschiedliche Geschwindigkeitsklassen

In Abbildung 6.7 sind die durchschnittlichen Brutto- und Nettospielzeiten sowie deren Standardabweichung für einen Basketballer der höchsten deutschen Spielklasse dargestellt (Datenbasis: 18 analysierte Spiele). Zusätzlich erfolgt jeweils eine Einteilung in entsprechende Geschwindigkeitsklassen. Die Nettospielzeiten entsprechen laut Definition den Spielzeiten⁵⁰ nach den Reglement.

⁵⁰Nach den Regeln der FIBA [25] $4 \times 10 \text{ min} = 40 \text{ min}$.

6.2 Konditionelles Anforderungsprofil in Bezug auf die läuferische Leistung

Tendenziell ist eine Erhöhung der Bruttospielzeit in Richtung Spielende zu registrieren. Diese Zunahme im 4. Quarter als längstem Spielabschnitt ist mit dem bevorstehenden Spielende und dem damit verbundenen Spielausgang zu erklären. Dies ist insbesondere dann zu beobachten, wenn es sich vom Spielstand her um enge Spiele handelt, die am Ende entschieden werden. Im Basketball kann durch taktische Fouls und Auszeiten (Spiel(zeit)unterbrechungen) die Bruttospielzeit in die Höhe getrieben werden. Nicht eindeutig bleibt die Erklärung, warum die Bruttospielzeit im zweiten Spielabschnitt größer ist als im dritten. Möglich sind hier sowohl taktische Gründe (Wechselabsichten, Ausschöpfen der Auszeiten) als auch psychologische Gründe (mit einer positiven Tendenz in die Halbzeitpause zu gehen). Die Erklärung dieses Phänomens erfordert weitere Untersuchungen seitens der Sportwissenschaften.

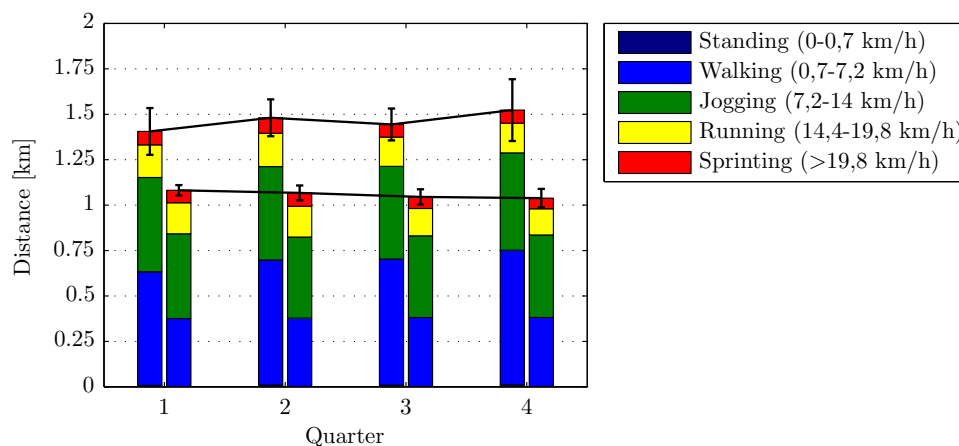


Abbildung 6.8: Durchschnittliche Laufleistung und Standardabweichung für einen Basketballer der 1. Bundesliga unterteilt nach Brutto- (l.) und Nettoumfängen (r.) für unterschiedliche Geschwindigkeitsklassen

Abbildung 6.8 zeigt die durchschnittliche Laufleistung und deren Standardabweichung für einen Basketballer der 1. Bundesliga für verschiedene Geschwindigkeitsklassen unterteilt nach Brutto- und Nettoumfängen. Die Erhöhung der Bruttolaufwege korrespondiert bei zunehmender Spielzeit mit der gestiegenen Bruttospielzeit. Eine Erklärung dafür wurde bereits oben gegeben. Interessanter ist hierbei der Verlauf der Nettolaufleistung, welcher im Verlauf des Spielgeschehens abnimmt. Hier können Parallelen zu anderen Sportarten gezogen werden. Sowohl Šbila u. a. [83] als auch Machado u. a. [62] fanden für den Handballsport heraus, dass das durchschnittliche Laufpensum der zweiten Halbzeit im Vergleich zum ersten Spielabschnitt sinkt. Als Ursache wurde hierfür jeweils die belastungsbedingte Ermüdung der Feldspieler/innen angegeben. Vergleichbare repräsentative Ergebnisse können nun erstmals für den deutschen Basketballsport angegeben werden. Erste Ansätze dazu sind in der Arbeit von Jakobsmeier [109] zu finden.

6.3 Individuelle Beanspruchung

„Aussagen zur tatsächlichen individuellen Beanspruchung im Wettkampf können aber nur getroffen werden, wenn die Beziehung der beobachtbaren Belastungen (Bewegungs- und Spielhandlungen) zur Beanspruchung (physiologischen und biochemischen Parametern) hergestellt wird.“ Böttcher [14]

Zur Beurteilung der individuellen Beanspruchung müssen neben Bewegungsparametern wie der Geschwindigkeit auch physiologische Parameter wie die Herz- bzw. Atemtätigkeit oder Stoffwechselfvorgänge erfasst werden. Im Sport hat sich die Erhebung der Herzfrequenz zur Beurteilung der inneren Beanspruchung als praxistauglich erwiesen. Wie in Kapitel 3.1 beschrieben, existieren Systeme zur Herzfrequenzmessung, deren Nutzung für Männer unter offiziellen Wettkampfbedingungen aber nicht möglich ist [14]. Im Frauenhandball wurde dagegen bereits ein Brustgurt zur Pulsmessung mit internem Speicher im Wettkampf eingesetzt [62]. Aufgrund der Speicherung der Herzfrequenzwerte im Brustgurt entfiel die Nutzung eines externen Armband(uhr)empfängers, wodurch es zu keiner weiteren Beeinträchtigung und Gefährdung der Mitspielerinnen oder Gegnerinnen kam. Auf eine Online-Überwachung musste allerdings verzichtet werden. Mit unserem System ist es nun möglich, die innere Leistung gegenüber der äußeren Leistung darzustellen, um somit den individuellen Beanspruchungsgrad angeben zu können. Beispielhaft gezeigt wird dies bei einem Streetball Szenario, bei dem zwei Akteure des Erstbundesligisten Paderborn Baskets gegeneinander antraten.



Abbildung 6.9: Streetball-Demonstration während der ZDF-Sendung *das aktuelle Sportstudio* im Heinz Nixdorf MuseumsForum (HNF) in Paderborn vom 17.01.2009 zur Eröffnung der Sonderausstellung Computer.Sport (Foto: Jan Braun, HNF)

Die Demonstration wurde sowohl während einer Fernsehsendung im HNF (siehe Abbildung 6.9) als auch mehrfach zur Probe in der Maspornhalle in Paderborn durchgeführt. Die Ergebnisse waren jeweils vergleichbar, sodass emotionale Einflüsse auf ein Minimum reduziert werden konnten. In den folgenden zwei Abbildungen beschreibt die grüne Fläche den Herzfrequenzbereich des Sportlers, der während eines Laktat-Lauftests vor Saisonbeginn ermittelt wurde, um Läufe im regenerativen Tempo vorzugeben. Die obere Grenze stellt die Herzfrequenz an der aeroben Schwelle dar, also den ersten messbaren Anstieg des Laktatwerts über dem Basisniveau. Im Erholungsbereich findet primär ein aerober Stoffwechsel statt.

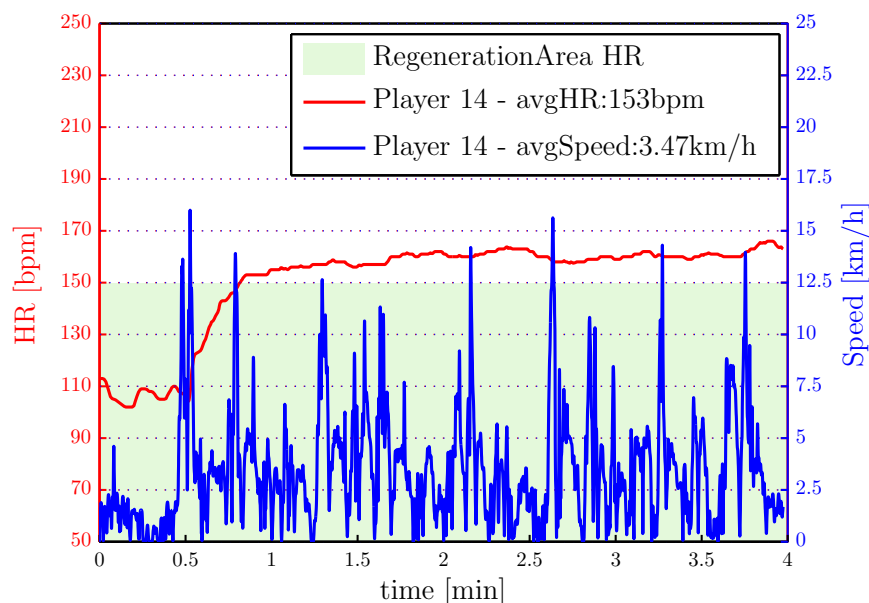


Abbildung 6.10: Herzfrequenz- und Geschwindigkeitsverlauf von Spieler 14

Auffällig in Abbildung 6.10 ist, dass Spieler 14 kleine Pausen (gekennzeichnet durch geringe Geschwindigkeiten) nicht dazu nutzen kann, seine Herzfrequenz zu drosseln; seine innere Beanspruchung ist kontinuierlich auf hohem Niveau, während die äußere Belastung (Geschwindigkeit) variiert. Bereits nach kurzer Spielzeit (< 1 min) muss die Energiebereitstellung um anaerobe Quellen ergänzt werden.

Bei Spieler 15 ist dagegen eine Reaktion der Herzfrequenz auf Änderungen der physikalischen Laufleistung zu erkennen (siehe Abbildung 6.11). In Spielpausen verringert sich seine Herzfrequenz; er ist in der Lage, sich in diesen Phasen des Spiels zirkulatorisch⁵¹ zu erholen. Nur bei hohen Belastungsspitzen sowie gegen Ende des Spiels muss die Energiebereitstellung um anaerobe Anteile ergänzt werden.

⁵¹Dies bedeutet nicht, dass sich der Sportler auch *metabolisch* erholt, sprich seine Sauerstoffschuld ausgleicht, Laktat abbaut oder Verschiebungen an Mineralien wieder zurückstellt [101].

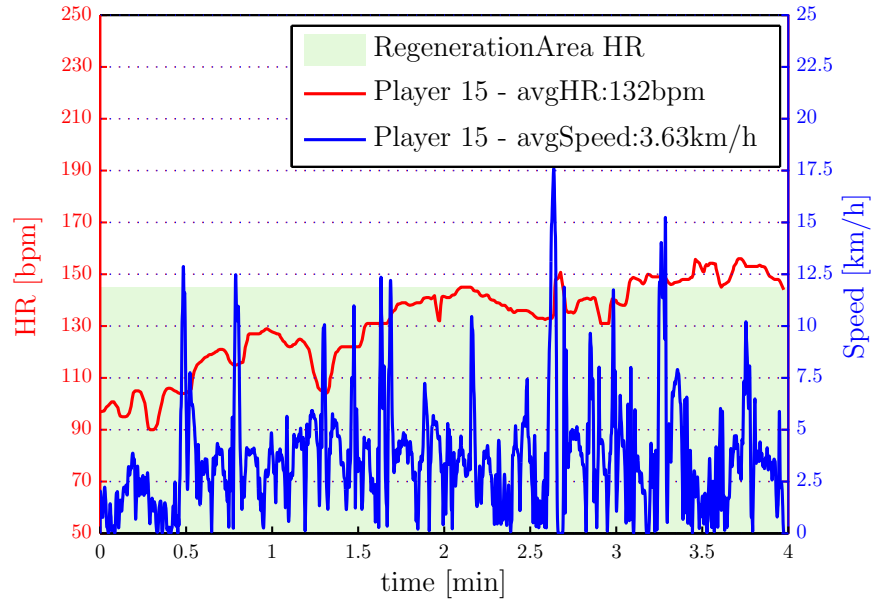


Abbildung 6.11: Herzfrequenz- und Geschwindigkeitsverlauf von Spieler 15

6.3.1 Wirkungsgrad

In dieser Arbeit sind die kontinuierlich vorliegenden Herzfrequenzdaten die Grundlage zur Berechnung der inneren Beanspruchung. Zur Berechnung der äußeren Belastung ist neben externen Eingabeparametern (Geschlecht, Gewicht m , Größe h_{player} , Alter a) die hochaufgelöste Geschwindigkeit der Spieler erforderlich.

Ausgangspunkt ist die Berechnung der inneren Leistung über die Herzfrequenz. Damit lässt sich eine Abschätzung über den gesamten Energieumsatz des Körpers (P_{supply}) berechnen. Die Bedarfsseite (P_{demand}) setzt sich aus dem Ruheumsatz (P_{rest}) und der metabolischen Arbeitsleistung des Körpers ($P_{met,work}$) aufgrund der mechanisch verrichteten Arbeit (P_{mech}) auf dem Spielfeld zusammen. Entstehungs- (P_{supply}) und Bedarfsseite (P_{demand}) sind definitionsgemäß gleich groß.

$$\begin{aligned}
 P_{supply} &\stackrel{!}{=} P_{demand} \\
 P_{supply} &= P_{rest} + P_{met,work} \\
 &= P_{rest} + \frac{1}{\eta} \cdot P_{mech} \\
 \Rightarrow \eta &= \frac{P_{mech}}{P_{supply} - P_{rest}} \cdot 100 \%
 \end{aligned} \tag{6.1}$$

Der Nettowirkungsgrad η stellt ein Maß für die Umsetzung der zugeführten Leistung ($P_{in} = P_{supply} - P_{rest}$) in die abgegebene Leistung ($P_{out} = P_{mech}$) dar und kann somit

zur Beurteilung der Leistungsfähigkeit herangezogen werden. Die in der Literatur angegebenen fixen Werte für Wirkungsgrade können keinen Bestand haben, da die Umsetzung von biochemischer in mechanische Energie bei verschiedenen Personen individuell unterschiedlich abläuft; die Effizienz der Energiewandlung differiert [65]. Die Literatur sieht für die Bewegungsform Laufen ($v \geq 8 \text{ km/h}$) auf einer ebenen Fläche einen mit der Geschwindigkeit linear ansteigenden Wert für die metabolische Leistung $P_{met,run}$ vor. Die Steigung beträgt laut Di Prampero [20] durchschnittlich $3,8 \text{ J}/(\text{m kg})$. Der durchschnittliche Wirkungsgrad beim Laufsport wird in der Literatur mit $\eta_{run} = 0,2$ angegeben [65]. Dieser Wirkungsgrad wird erreicht, wenn kinetische sowie Luftwiderstandsleistung vernachlässigbar sind. Der in dieser Arbeit verfolgte Ansatz sieht vor, ein Modell für die mechanische Leistung P_{forw} (Leistung, um sich vorwärts zu bewegen) zu erstellen. Da im Rahmen dieser Arbeit kein personenabhängiges biomechanisches Modell erstellt werden konnte, wird die Leistung P_{forw} aus P_{met} und η für den Laufsport berechnet:

$$\begin{aligned} P_{forw} &= \eta_{run} \cdot P_{met,run} \\ &= 0,2 \cdot 3,8 \frac{\text{J}}{\text{m kg}} \cdot m \cdot v \\ &= 0,76 \frac{\text{W s}}{\text{m kg}} \cdot m \cdot v \end{aligned} \quad (6.2)$$

6.3.2 Wirkungsgrad Dauerlauf

Zur Überprüfung des im Labor mittels Spiroergometrie ermittelten Wirkungsgrades η_{run} (Gleichung 6.3), wurden Dauerläufe mit gleichmäßigem Tempo auf einem ebenen Gelände (keine Steigung) durchgeführt. Auf dem bekannten Rundkurs wurde mittels eines HRMs die durchschnittliche Herzfrequenz ermittelt. Die durchschnittliche Geschwindigkeit wurde durch Stoppen der Laufzeit ermittelt.

$$\eta_{run} = \frac{P_{out}}{P_{in}} \cdot 100 \% = \frac{P_{mech}}{P_{supply} - P_{rest}} \cdot 100 \% = \frac{P_{forw}}{P_{supply} - P_{rest}} \cdot 100 \% \quad (6.3)$$

Für die Auswertung muss berücksichtigt werden, dass die Nachbelastungsphase nicht erfasst wurde, in der der Bilanzausgleich des Sauerstoffdefizits zum Beginn der Belastung stattfindet. Daher muss entweder ein intensives Aufwärmen stattfinden, bei dem der Proband seine *Betriebsherzfrequenz* erreicht, oder die Auswertung setzt erst nach einem absolvierten Teilstück der Laufstrecke ein. Letzteres wurde im vorliegenden Fall durchgeführt. Es wurde eine Einlaufphase von einem Kilometer gewählt, welche sich für den Einschwingvorgang der Herzfrequenz als angemessen darstellte. Der Gesamtlaufumfang sollte im durchschnittlichen Bereich des Probanden liegen, damit beispielsweise keine Ausschöpfung der Energiereserven oder keine Gelenkermüdung eintritt. Im Ganzen fanden über einem Zeitraum von ca. 14 Monaten

21 Testläufe statt. Wie in Abbildung 6.12 dargestellt, wurde 13mal eine Strecke von 6 km absolviert und 8mal eine Strecke von 4 km, wobei jeweils der erste Kilometer dem Einlaufen diente.

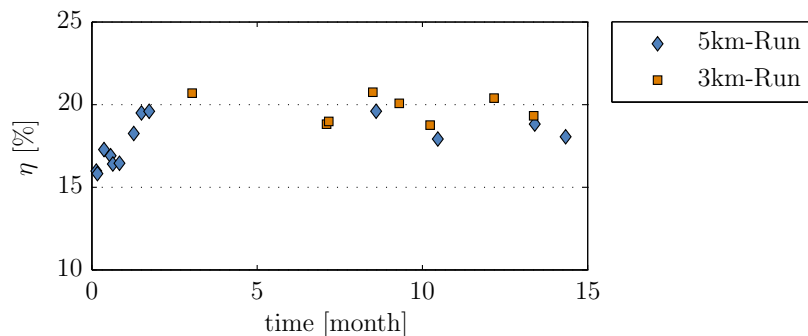


Abbildung 6.12: Wirkungsgradänderung beim Dauerlauf innerhalb von 14 Monaten

Die Verknüpfung des Wirkungsgrades mit der Leistungsfähigkeit konnte sowohl subjektiv als auch objektiv nachvollzogen werden. In den ersten drei Monaten fand beim Probanden ein Rehabilitationsprogramm nach einer schwerwiegenden Verletzung statt. Dieses Aufbautraining diente dazu, den Sportler wieder an Wettkampfniveau in seiner spezifischen Sportart (Handball) heranzuführen. Inwiefern die Erhöhung des Wirkungsgrades ursächlich durch verbesserte Lauftechnik oder Ausdauer herbeigeführt wurde, kann nicht gesagt werden. Wichtig in diesem Zusammenhang ist jedoch die verbesserte Leistungsfähigkeit. In Monat 7 begann die Vorbereitung auf eine neue Saison, die im Monat 9 ihren Höhepunkt fand. Die konditionelle Leistungsfähigkeit konnte nicht über die komplette Hinserie (Monat 9,5–11,5) gehalten werden. Erst während einer Spielpause (Weihnachtsunterbrechung von Monat 11,5–12,5) konnten die Speicher wieder aufgefüllt werden. Im austrainierten Zustand wurden Wirkungsgrade von über 20% berechnet. Bei professionellen Läufern wird von einem Wirkungsgrad von 25% ausgegangen [4]. Entscheidend für den Einzelnen ist nicht der absolute, sondern der relative Wert; das bedeutet, dass sich ein Sportler mit dem Verlauf seiner eigenen Leistungskurve messen soll.

Mittels der gezeigten Herangehensweise ist es nun auch möglich, Wirkungsgrade in Mannschaftsportarten zu berechnen. Derartige Angaben sind in der Literatur nicht zu finden. Es ist zu vermuten, dass die Wirkungsgrade in Mannschaftssportarten unter denen des Laufsports liegen. Die Luftwiderstandsleistung wird bei den in Sporthallen zu erzielenden Geschwindigkeiten keine entscheidende Rolle spielen. Entscheidend ist vielmehr die kinetische Leistung, die für Beschleunigungsvorgänge (positive und negative) aufgebracht werden muss. Obwohl absolute Werte aufgrund der vielen individuellen Parameter mit großer Vorsicht zu genießen sind, sollte eine tendenzielle Aussage zu treffen sein.

6.3.3 Wirkungsgrad Streetball

Für die verschiedenen Sportarten muss von unterschiedlichen und personen-abhängigen Wirkungsgraden ausgegangen werden. Das Ziel besteht darin, einen individuellen Wirkungsgrad für jeden Spieler in seiner Sportart zu bestimmen und mittels einer größeren Stichprobe einen Gültigkeitsbereich des Wirkungsgrades für unterschiedliche Sportspiele angeben zu können. Letztere Aufgabe kann im Rahmen dieser Arbeit nicht erbracht werden, da Brustgurte zur Herzfrequenzmessung in offiziellen Wettkampfsportarten nicht zugelassen sind; es wird allerdings der Weg aufgezeigt, um eine größere Studie durchzuführen.

Beispielhaft findet eine Darstellung des Leistungsverlaufs für das Szenario aus Abschnitt 6.3 statt. Bei diesem Streetball-Szenario spielen lediglich zwei Spieler gegeneinander, sodass ein direkter Vergleich möglich ist. Die Berechnung der mechanischen Leistung setzt sich aus drei Teilen zusammen: Die Leistung, um sich vorwärts zu bewegen, die Luftwiderstandsleistung und die kinetische Leistung (siehe Gleichung 2.9). Die Leistung, um sich vorwärts zu bewegen (Gleichung 6.2), ist abhängig von der Geschwindigkeit und dem Gewicht des Sportlers und die Luftwiderstandsleistung (Gleichung 2.10b) von dessen Querschnittsfläche, eventuell vorhandenem Wind und der Geschwindigkeit. Die zeitliche Änderung der kinetischen Energie (Gleichung 2.10a) wird bestimmt vom Gewicht und der Änderung der Geschwindigkeit des Probanden. Um eine bessere Vergleichbarkeit zwischen unterschiedlichen Personen zu bekommen, wird die Leistung in Abhängigkeit vom Gewicht angegeben (relative Leistung). Anzumerken ist an dieser Stelle, dass kinetische Leistungen mit negativem Betrag, die bei Bremsvorgängen entstehen, dem Körper nicht wieder zugeführt werden können und daher zu Null gesetzt werden. Vertikale Bewegungen (z. B. Sprünge) können nicht erfasst werden, da das Trackingsystem nur 2D-Daten liefert. Ebenso erfolgte keine Erfassung der Korbwürfe. Eine Kopplung mit den Statistikdaten bei einer biomechanischen Angabe für den Energieumsatz eines Wurfes bzw. Wurfversuches könnte die mechanische Leistung ergänzen.

$$\eta = \frac{P_{out}}{P_{in}} \cdot 100 \% = \frac{P_{mech}}{P_{supply} - P_{rest}} \cdot 100 \% = \frac{P_{forw} + P_{aero} + P_{kin}}{P_{supply} - P_{rest}} \cdot 100 \% \quad (6.4)$$

Für die Auswertung muss ebenfalls berücksichtigt werden, dass die Nachbelastungsphase nicht erfasst wurde, in der der Bilanzausgleich des Sauerstoffdefizits zum Beginn der Belastung stattfindet. Daher findet die Analyse erst nach einer Zeitspanne von 1 min statt, welche als Einschwingphase für die Herzfrequenz angesehen werden kann.

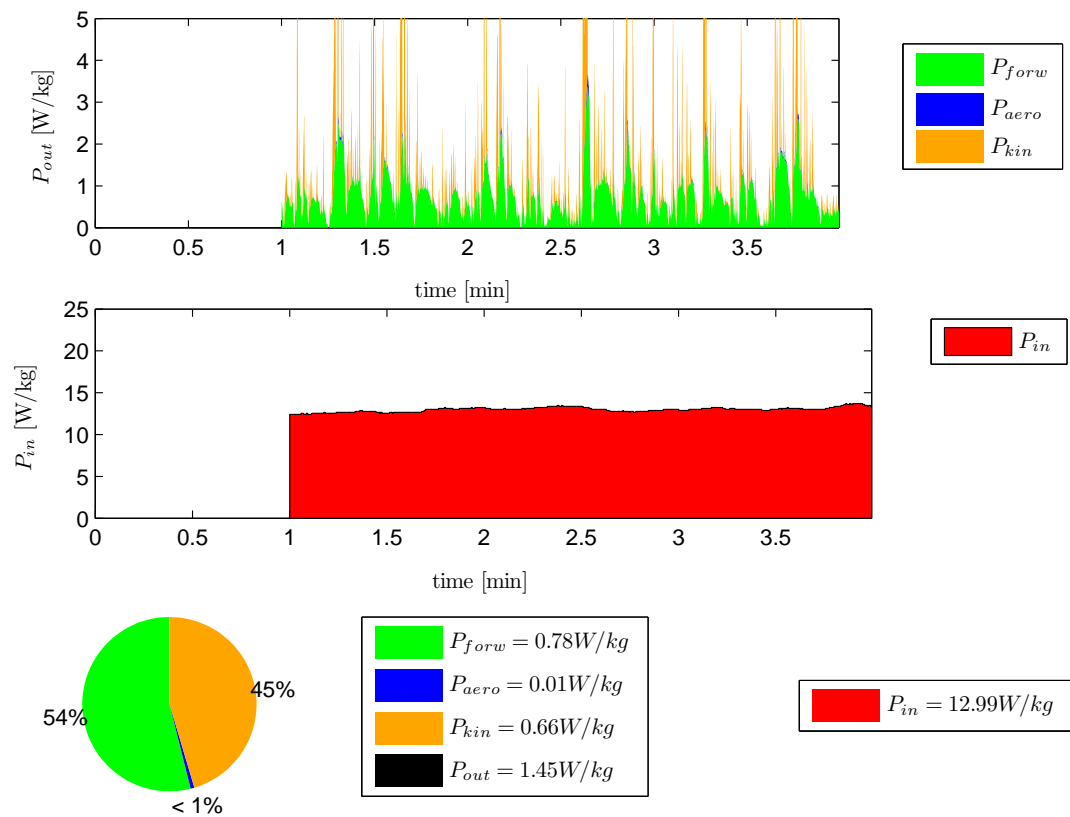


Abbildung 6.13: Äußere (oberer Graph) und innere Leistung (unterer Graph) von Spieler 14

Abbildung 6.13 und 6.14 zeigen den zeitlichen Verlauf der äußeren Leistung P_{out} und inneren Leistung P_{in} für die beiden Streetballspieler. Die Leistung der Vorwärtsbewegung P_{forw} ist bei Spieler 15 leicht erhöht gegenüber Spieler 14, da erstgenannter eine geringfügig längere Strecke zurücklegt (siehe auch Abbildung 6.10 und 6.11). Die Luftwiderstandsleistung P_{aero} ist in beiden Fällen, aufgrund der relativ niedrigen Geschwindigkeiten, gegenüber den übrigen Teilleistungen zu vernachlässigen. Die höhere relative kinetische Leistung P_{kin} von Spieler 15 gegenüber Spieler 14 besagt, dass erstgenannter höhere Bewegungsleistungen aufgrund von in der Summe durchschnittlich höheren Geschwindigkeitsänderungen (Beschleunigungen) erzielt. Dies ist insofern nicht verwunderlich, da dieser Spieler die dafür auslösenden Bewegungen (Richtungsänderungen, Geschwindigkeitswechsel) gewohnt ist. Die Art des Spiels (schnelle und viele Bewegungswechsel) kommt dem Spieler 15 bezogen auf seine angestammte Position (*Small Forward*) mehr entgegen als Spieler 14 (*Center*), für den diese Bewegungsabläufe eher ungewohnt sind.

Mithilfe der Entstehungsseite, der inneren Leistung, lässt sich nun der Wirkungsgrad für die beiden Spieler bestimmen. Nach Gleichung (6.4) ergibt sich für Spieler 14 ein Wirkungsgrad von 11,14% und für Spieler 15 ein Wirkungsgrad von 16,25%. Spieler 15 weist in seiner aktuellen Verfassung für die Spielform Streetball einen erheblich besseren Wirkungsgrad bezogen auf die physiologische Leistung auf als Spieler 14. Da Streetball ein Derivat des Basketball ist, kann gesagt werden, dass beim Basketball erheblich niedrigere Wirkungsgrade erreicht werden als im reinen Laufsport. Dies liegt hauptsächlich in dem Aufwand für Beschleunigungen begründet, zumal die Bremsenergie dem Körper nicht wieder zugeführt werden kann.

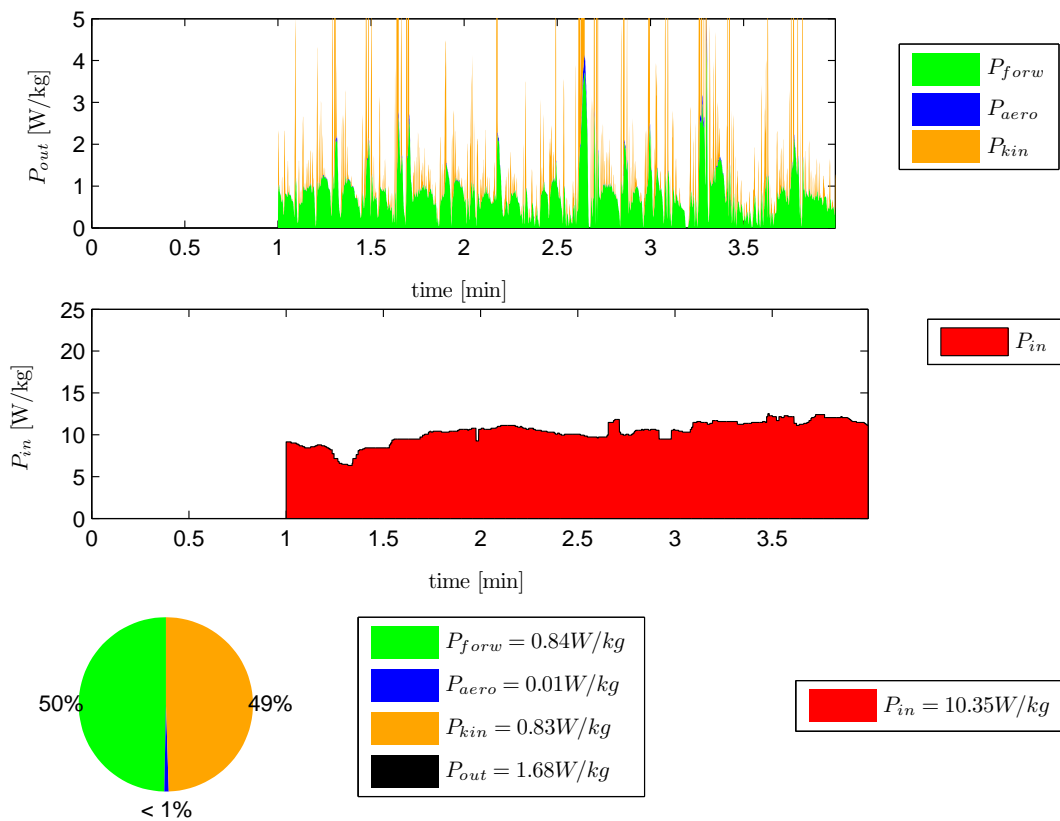


Abbildung 6.14: Äußere (oberer Graph) und innere Leistung (unterer Graph) von Spieler 15

7 Zusammenfassung und Ausblick

Ziel dieser Arbeit war die Herleitung eines Modells sowie Entwicklung eines Systems zur objektiven Erfassung von Energieumsätzen im Sport. Betrachtet wurde sowohl die Anwender- als auch die Systemseite. Die Innovation aus der Sicht der Sportwissenschaften liegt darin, dass Abstand von einer einseitigen Betrachtung, d.h. entweder von der Entstehungs- (Sportmedizin) oder der Bedarfsseite der Energieumsetzung (Bewegungswissenschaften) genommen wird, um die Leistungsfähigkeit eines Athleten bezüglich seiner Sportart anhand beider Sichtweisen zu beurteilen. Wie in den Ingenieurwissenschaften üblich, wird die Effizienz der Energieumsetzung als Quotient aus zugeführter zu abgegebener Leistung angegeben (Wirkungsgrad). Es konnte aufgezeigt werden, dass die Entstehungsseite (*Innere Leistung*) mit ausreichender Genauigkeit und vertretbarem Aufwand über die physiologische Größe Herzfrequenz bestimmbar ist. Zur Ermittlung (auf) der Bedarfsseite (*Äußere Leistung*) erweist sich die kinematische Größe Geschwindigkeit als der relevante Parameter. Dieser muss zeitlich und räumlich hochaufgelöst vorliegen, damit Geschwindigkeitsänderungen (Beschleunigungen) mit hoher Präzision erfasst werden können. Ferner fließen individuelle Körperparameter als externe Daten mit in die Berechnung der inneren und äußeren Leistung ein. Die Wirkungsgradermittlung im Sport ist daher personen- sowie darüber hinaus sportartabhängig. Ein Vergleich der Wirkungsgrade zwischen verschiedenen Sportlern und Sportarten kann ohne weiterführende Untersuchungen nicht empfohlen werden. Stattdessen wird eine kontinuierliche Analyse der Wirkungsgrade einer Einzelperson in ihrer Sportart im zeitlichen Verlauf vorgeschlagen. Ein weiterer Vorteil dieser Vorgehensweise ist, dass sie nicht abhängig von der Motivation des Probanden ist, so wie viele bisher gängige leistungsdiagnostische Verfahren, die nur bei einer Ausbelastung des Probanden gültig sind.

Ein möglicher Grund, weshalb diese Vorgehensweise noch keine Anwendung fand, kann in nicht vorhandenen Werkzeugen liegen bzw. darin, dass diese nicht in geeigneter Kombination eingesetzt wurden. Prinzipiell lagen entsprechende Werkzeuge bereits zu Beginn dieser Arbeit vor. Verschiedene Restriktionen verhinderten allerdings den Einsatz in kontaktbehafteten Mannschaftssportarten. Für die Individualsportart Laufen gab es beispielsweise bereits Uhren mit Herzfrequenz- und Geschwindigkeitsaufzeichnung in einer für diese Sportart ausreichenden Auflösung, um eine Wirkungsgradberechnung durchführen zu können. Die Einschränkungen in Bezug auf Kontaktsportarten liegen in einer möglichen Behinderung des Spielers bzw. einer potenziellen Verletzungsgefahr für Mit- und Gegenspieler sowie einer nicht ausreichenden zeitlichen und räumlichen Auflösung bei der Geschwindigkeitserfassung, da azyklische, intervallartige und hochdynamische Bewegungen erfolgen.

Aufgrund dieser vorhandenen Einschränkungen erfolgte der Entwurf und die Realisierung eines eigenen Systems zur Leistungsmessung im Sport (Sport Performance Analyzer – SPA), welches videometrische, kinematische und physiologische Daten aller Spieler synchron aufzeichnet.

Spielerbewegungen werden durch ein Kamerasystem optisch erfasst und kinematische Daten mittels eines entwickelten Trackingverfahrens extrahiert [71]. Aktuell existiert kein Trackingverfahren, welches eine vollautomatische Identifikation und Verfolgung von Personen in einer Menschenmenge ermöglicht. Sich kreuzende Laufbahnen oder eng zusammenstehende Spieler verursachen Erkennungsprobleme, welche den automatischen Vorgang unterbrechen und ein manuelles Eingreifen erforderlich machen. Es werden zwei Ansätze für das Tracking eingesetzt: Ein Verfahren, welches eine hohe Messgenauigkeit ermöglicht (Verfahren auf Grundlage von Musterrerkennung – Template-Tracking) und ein weiteres, welches eine hohe Robustheit mit dem Ziel einer Vollautomation verfolgt (Partikelfilter-basiertes Tracking). Beide Verfahren zeichnen sich zudem durch eine gute Reproduzierbarkeit und Objektivität aus.

Ein eigenes entwickeltes Brustgurtmodul ist in der Lage, Daten über die Herzrätigkeit, die Hauttemperatur und dreiaxiale Beschleunigungswerte des Körpers zu erfassen und zu übertragen. Dies können sowohl die Rohdaten als auch ausgewertete Merkmale wie z. B. die Herzschlagfrequenz sein. Über mehrere in der Sporthalle verteilte Empfangsstationen ist es möglich, physiologische und kinematische Daten der mobilen Sensorknoten online in Echtzeit zu empfangen. Da vorhandene energieeffiziente Algorithmen zur Herzfrequenzmessung nicht auf Robustheit und Zuverlässigkeit ausgelegt sind, wurde ein eigenes Verfahren entwickelt, welches auf einem stromsparenden Mikrocontroller implementiert wurde. Diese Lösung weist für das spezifische Anwendungsszenario eine im Vergleich etwas geringere, aber dafür sicherere Erkennungsrate auf und erfüllt damit die an sie gestellten Anforderungen.

Das in dieser Arbeit entworfene System ist praktikabel und ermöglicht Untersuchungen, die vorher derartig nicht durchgeführt werden konnten. Durch drei realisierte Installationen und eine geplante ist somit die Grundlage für weiterführende Arbeiten gelegt.

Hinter der Vorgehensweise zur Leistungsmessung und -beurteilung steht ein abstraktes Modell, welches systembedingte Ungenauigkeiten aufweist und weiter feiner modelliert werden sollte; sowohl auf der Entstehungs- als auch auf der Bedarfsseite. Zu den Energieumsätzen auf der Bedarfsseite gehören in vielen Mannschaftsportarten vertikale sowie Oberkörperbewegungen. Durch Nutzung des Beschleunigungssensors im Brustbereich besteht die Erwartung, dass diese mechanischen Leistungen zukünftig mit in das Modell und die Berechnung einfließen. Auf der Entstehungsseite gibt es Forschungsaktivitäten, den Energieumsatz auf Basis einer hochpräzisen Temperaturmessung im Ohr zu ermitteln [55]. Die dazu benutzten Sensoren und Methoden könnten alternativ oder unterstützend zum bisherigen System eingesetzt werden.

Anhang A Tabellen, Normen und Formeln der Sportphysiologie

A.1 Maximale Herzfrequenz (HR_{max})

Die von der American Heart Association entwickelte Formel $HR_{max} = 220$ minus Lebensalter (a) wird mit einem mittleren Fehler von 15 Schlägen pro Minute angegeben [43]. Diese allgemeingültige Abschätzung wurde etwas verfeinert. Neueste Untersuchungen sehen in den bisherigen Formeln eine unzureichende Berücksichtigung des weiblichen Geschlechts und entwickelten spezielle Formeln für Frauen.

$$HR_{max}(Allgemein) = 206,9 \text{ bpm} - 0,67 \frac{\text{bpm}}{\text{y}} \cdot a \quad [3] \quad (\text{A.1a})$$

$$HR_{max}(Frauen) = 206 \text{ bpm} - 0,88 \frac{\text{bpm}}{\text{y}} \cdot a \quad [32] \quad (\text{A.1b})$$

Für einen 30-jährigen Mann bedeutet dies eine maximale Herzfrequenz von 186,8 bpm.

A.2 Respiratorischer Quotient (RQ)

Der respiratorische Quotient RQ beschreibt das Verhältnis von abgegebenem Kohlendioxid VCO_2 zu aufgenommenem Sauerstoff VO_2 .

$$RQ = \frac{VCO_2}{VO_2} \quad (\text{A.2})$$

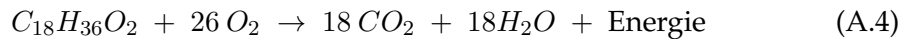
Im aeroben Bereich existiert eine lineare Beziehung zwischen dem RQ und dem Kalorienäquivalent CE . Um das CE einer Mischverbrennung zu berechnen, ist der prozentuale Anteil der Fettverbrennung (Fat) sowie der Kohlenhydratverbrennung (CHO) zu berechnen:

$$p_{Fat} = \frac{RQ_{CHO} - RQ}{RQ_{CHO} - RQ_{Fat}} \quad (\text{A.3a})$$

$$p_{CHO} = 1 - p_{Fat} \quad (\text{A.3b})$$

A.3 Fettstoffwechsel

Fettsäuren oxidieren zu Kohlenstoffdioxid (CO_2) und Wasser (H_2O). Ein typischer Vertreter der Fettsäuren ist die Stearinsäure.



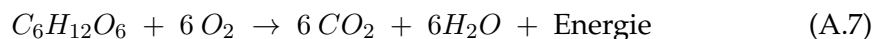
Die freiwerdende Energie beträgt 10 974 kJ/mol Stearinsäure. Dividiert durch die molekulare Masse von etwa 284 mol ergibt sich der Energiegehalt der Stearinsäure von 38,64 kJ/g. Zur Verstoffwechslung von 1 mol Stearinsäure werden 26 mol Sauerstoff benötigt, welches ein Volumen von 582,4 l O_2 bedeutet. Daraus ergeben sich folgende CE und RQ für Stearinsäure:

$$CE_{\text{Stearinsäure}} = \frac{10\,974 \frac{\text{kJ}}{\text{mol}}}{582,4 \text{ l } O_2} = 18,84 \frac{\text{kJ}}{\text{l } O_2} \quad (\text{A.5})$$

$$RQ_{\text{Stearinsäure}} = \frac{18 CO_2}{26 O_2} = 0,69 \quad (\text{A.6})$$

A.4 Kohlenhydratstoffwechsel

Aerob werden Kohlenhydrate zu Kohlenstoffdioxid und Wasser abgebaut. Ein typischer Vertreter der Kohlenhydrate ist die Glukose.



Die freiwerdende Energie beträgt 2830 kJ/mol Glukose. Dividiert durch die molekulare Masse von etwa 180 g/mol ergibt sich der Energiegehalt von Glukose von 15,7 kJ/g. Zur Verstoffwechslung von 1 mol Glukose werden 6 mol Sauerstoff benötigt, welches ein Volumen von 134,4 l O_2 bedeutet. Daraus ergibt sich für das Kalorienäquivalent von Glukose:

$$CE_{\text{Glukose}} = \frac{2830 \frac{\text{kJ}}{\text{mol}}}{134,4 \text{ l } O_2} = 21,1 \frac{\text{kJ}}{\text{l } O_2} \quad (\text{A.8})$$

Der durchschnittliche Energiegehalt von Kohlenhydratkost weicht vom Brennwert reiner Glukose ab. Für mitteleuropäische Mischkost kann ein mittlerer Brennwert von 17,2 kJ/g angesetzt werden. Die Werte für das Kalorienäquivalent bzw. den respiratorischen Quotienten bleiben nahezu unverändert.

$$RQ_{\text{Glukose}} = \frac{6 CO_2}{6 O_2} = 1,00 \quad (\text{A.9})$$

A.5 Kalorienäquivalent (CE)

Im aeroben Bereich (unterhalb der anaeroben Schwelle) existiert eine lineare Beziehung zwischen dem RQ und dem CE . Ein RQ von 0,7 bedeutet reine Fettverbrennung mit einem CE von 4,686 kcal/(1 O₂). Ein RQ von 1,0 bedeutet eine reine Verbrennung von Kohlenhydraten mit einem CE von 5,047 kcal/(1 O₂). Die prozentualen Fett- bzw. Kohlenhydratanteile bei unterschiedlichen RQ berechnen sich nach Gleichung (A.3a) respektive Gleichung (A.3b); das resultierende Kalorienäquivalent ergibt sich aus Gleichung (2.2) (siehe Tabelle A.1).

Tabelle A.1: *Respiratorischer Quotient (RQ), prozentualer Fett- (p_{Fat}) und Kohlenhydratanteil (p_{CHO}) sowie Kalorienäquivalent (CE)*

RQ	p_{Fat} [%]	p_{CHO} [%]	CE $\frac{kcal}{lO_2}$	CE $\frac{kJ}{lO_2}$
0,7	100	0	4,686	19,619
0,71	97	3	4,698	19,670
0,72	93	7	4,710	19,720
0,73	90	10	4,722	19,770
0,74	87	13	4,734	19,821
0,75	83	17	4,746	19,871
0,76	80	20	4,758	19,922
0,77	77	23	4,770	19,972
0,78	73	27	4,782	20,022
0,79	70	30	4,794	20,073
0,8	67	33	4,806	20,123
0,81	63	37	4,818	20,174
0,82	60	40	4,830	20,224
0,83	57	43	4,842	20,274
0,84	53	47	4,854	20,325
0,85	50	50	4,867	20,375
0,86	47	53	4,879	20,425
0,87	43	57	4,891	20,476
0,88	40	60	4,903	20,526
0,89	37	63	4,915	20,577
0,9	33	67	4,927	20,627
0,91	30	70	4,939	20,677
0,92	27	73	4,951	20,728
0,93	23	77	4,963	20,778
0,94	20	80	4,975	20,828
0,95	17	83	4,987	20,879
0,96	13	87	4,999	20,929
0,97	10	90	5,011	20,980
0,98	7	93	5,023	21,030
0,99	3	97	5,035	21,080
1	0	100	5,047	21,131

A.6 Ruheumsatz (P_{rest})

Der Ruheumsatz P_{rest} liegt etwa zehn Prozent über dem Grundumsatzes P_{BMR} , welcher sich nach der Formel von Harris und Benedict [36], unter Berücksichtigung des Normalgewichts nach dem französischen Arzt Paul Broca (1824–1880), berechnen lässt.

$$P_{BMR,male}(m, h, a) = 0,165 \frac{\text{W}}{\text{kg}} \cdot m + 0,741 \frac{\text{W}}{\text{cm}} \cdot h - 0,330 \frac{\text{W}}{\text{y}} \cdot a - 46,6 \text{ W} \quad (\text{A.10a})$$

$$P_{BMR,female}(m, h, a) = 0,116 \frac{\text{W}}{\text{kg}} \cdot m + 0,436 \frac{\text{W}}{\text{cm}} \cdot h - 0,228 \frac{\text{W}}{\text{y}} \cdot a - 3,15 \text{ W} \quad (\text{A.10b})$$

Für einen 30-jährigen Mann (Größe h_{player} : 2,00 m; Gewicht m : 100 kg) bedeutet dies einen Ruheumsatz von 119 W.

A.7 Maximalleistung ($P_{mech,max}$)

Die nachfolgend angegebenen Faustformeln sind Richtwerte für die mechanische SOLL-Leistung $P_{mech,max}$ und gelten für untrainierte bis normal leistungsfähige Personen. Ausdauertrainierte Sportler können erheblich höhere Werte erreichen [65].

Bis zum 30. Lebensjahr:

$$P_{mech,max}(\text{Männer}) = 3 \frac{\text{W}}{\text{kg}} \cdot m \quad (\text{A.11a})$$

$$P_{mech,max}(\text{Frauen}) = 2,5 \frac{\text{W}}{\text{kg}} \cdot m \quad (\text{A.11b})$$

Ab dem 30. Lebensjahr:

$$P_{mech,max}(\text{Männer}) = 3 \frac{\text{W}}{\text{kg}} \cdot m - \frac{130 - a}{100} \quad (\text{A.11c})$$

$$P_{mech,max}(\text{Frauen}) = 2,5 \frac{\text{W}}{\text{kg}} \cdot m - \frac{124 - 0,8 \cdot a}{100} \quad (\text{A.11d})$$

Für einen 30-jährigen Mann (Gewicht m : 100 kg) bedeutet dies eine SOLL-Leistung von 299 W.

A.8 Sauerstoffaufnahme in Ruhe ($VO_{2,rest}$)

Es wird davon ausgegangen, dass in Ruhe die Energiebereitstellung aerob zu einem Großteil durch Fettverbrennung (zwei Drittel) und zu einem geringen Anteil durch die Verbrennung von Kohlenhydraten (ein Drittel) abläuft [57]. Aus dem Kalorienäquivalent für einen Liter verbrauchten Sauerstoff bei reiner Fettverbrennung (Gleichung 2.4) sowie reiner Kohlenhydratverbrennung (Gleichung 2.5) ergibt sich bei der oben erwähnten Mischverbrennung ein resultierendes Kalorienäquivalent von $20,123 \text{ kJ}/(1 \text{ O}_2)$. Mithilfe der Gleichungen für den Grundumsatz (A.10) sowie der Gleichung zur Leistungsberechnung (2.3) lässt sich $VO_{2,rest}$ bestimmen. Für einen 30-jährigen Mann (Gewicht: 100 kg) bedeutet dies einen Sauerstoffverbrauch von $355 \text{ ml}/\text{min}$ in Ruhe.

A.9 Maximale Sauerstoffaufnahme ($VO_{2,max}$)

Die Sauerstoffaufnahme setzt sich aus der Sauerstoffaufnahme in Ruhe $VO_{2,rest}$ (A.8) und der unter Belastung zusammen. Die Sauerstoffaufnahme unter Belastung ergibt sich durch die Umstellung der Gleichung 2.3 nach VO_2 :

$$VO_{2,max} = VO_{2,rest} + \frac{1}{CE} \cdot \frac{P_{mech,max}}{\eta} \quad (\text{A.12})$$

Für einen 30-jährigen Mann (Größe: 2,00 m; Gewicht: 100 kg) ergeben sich für die Belastungsform Radfahren folgende Werte:

$$VO_{2,rest} = 355 \frac{\text{ml}}{\text{min}}; \quad CE_{active} = 20,9 \frac{\text{kJ}}{1 \text{ O}_2}; \quad \eta = 20\%; \quad P_{mech,max} = 299 \text{ W}$$

Dies führt zu einem Sollwert für $VO_{2,max}$ von $4647 \text{ ml}/\text{min}$ bzw. $46,47 \text{ ml}/(\text{min kg})$.

Alternativ existieren statistische Normen zur Abschätzung der relativen maximalen Sauerstoffaufnahme (siehe Tabelle A.2).

Tabelle A.2: *Statistische Normen von Kaderuntersuchungen auf dem Fahrradergometer für die relative maximale Sauerstoffaufnahme verschiedener Mannschaftsspiele [72]*

Sportart	$VO_{2,max}(\text{Männer})$	$VO_{2,max}(\text{Frauen})$
	$\left[\frac{\text{ml}}{\text{kg min}} \right]$	$\left[\frac{\text{ml}}{\text{kg min}} \right]$
Basketball	50–55	40–55
Eis-Hockey	55–60	
Fußball	50–57	48–53
Handball	55–60	48–52
Volleyball	55–60	48–52

A.10 Leistungsdiagnostische Untersuchungen

Tabelle A.3: Übersicht der gängigsten leistungsdiagnostischen Untersuchungen
(Stand: 2008)

	Lauftest Leistung als Geschwindigkeit 50 W \equiv 0,5 m/s (1,8 km/h)	Radtest
Conconi-Test	<ul style="list-style-type: none"> A = 8 km/h (schwach ausdauertrainiert) A = 10 km/h (Standard) A = 12 km/h (gut ausdauertrainiert) Lauf von 200m-Abschnitten Steigerung der Geschwindigkeit (0,5 km/h) bei konstanter Laufabschnittslänge – Arbeit bleibt konstant 	<ul style="list-style-type: none"> A = 50 W (bei mäßig trainierten und Frauen) A = 100 W (Standard) konstante Drehzahl (zwischen ca. 60-90 U/min) Erhöhung der Leistung um 20 W (bzw. 10 W bei mäßig trainierten und Frauen) bei gleichzeitiger Reduktion der Belastungsdauer (Zeit) – Arbeit bleibt konstant
Ventilationstest (Spiroergometrie)	<ul style="list-style-type: none"> Balke Protokoll: konstante Geschwindigkeit und Zunahme der Steigung um 1% / min 	<ul style="list-style-type: none"> rampenförmiges Belastungsprotokoll: A = 60-100 W ; S = 1 W; D = 8 s; Tf = 60-80 U/min (Klinik Lindenplatz Bad Sassendorf – Orthopädische Rehabilitationsklinik mit Sportmedizinischer Abteilung)
Laktatstufentest	<ul style="list-style-type: none"> Standardprotokoll: A = 6 km/h S = 2 km/h D = 3 min (www.ergonizer.de) ZeLD-Protokoll: A = 5,4-10,08 km/h S = 1,44-1,8 km/h D = 5 min (www.zeld.de) 	<ul style="list-style-type: none"> BDR-Protokoll: A = 100 W (Frauen: A = 80 W) S = 20 W; D = 3 min ; Tf = 90-100 U/min (www.radlabor.de) XPS-Protokoll: A = 60-100 W ; S = 30-40 W; D = 3 min; Tf = 90 U/min (www.stufentest.de) ZeLD-Protokoll: A = 60-100 W; S = 40 W; D = 5 min; Tf = 80-90 U/min (www.zeld.de) Herz- und Diabeteszentrum NRW: A = 100; S = 50; D = 3 min; Tf = 60-80 U/min (www.hdz-nrw.de)

Ausgangslast A; Stufenhöhe S; Stufendauer D; Trittfrequenz Tf

Die Spirometrie kann begleitend zum Stufentest durchgeführt werden.

BDR – Bund Deutscher Radfahrer

XPS – SportConsulting Kerpen

ZeLD - Zentrum für Leistungsdiagnostik der Deutschen Sporthochschule Köln

Anhang B Distanzmesser

B.1 Übersicht kommerzieller Distanzmesser

Tabelle B.1: Übersicht kommerzieller Distanzmesser (Stand: 2009)

Prinzip	Befestigung	Hersteller	Modell	Sendefrequenz, Reichweite	Preis	Genauigkeit SOLL	Genauigkeit IST	
GPS Empfänger	Oberarm	Polar	RS800CX	2,4 GHz ca. 1 m	399,95 € 129,95 €	1 %	6,4 %	[98]
		Timex Garmin	Bodylink Speed + Distance Forerunner 405	UKW-Bereich 2,4 GHz bis zu 10 m	299,00 € 169,00 € 339,00 €	1 % 1 %	7,3 % 2,7 %	[99] [99]
Radar	Hosengelenk	Ciclo-sport	RDS-System II	868 MHz bis zu 2 m	99,95 €	1 %	3,8 %	[73]
Bewegungssensor	Schuh	Garmin	Forerunner 405CX	2,4 GHz bis zu 10 m	379,00 € 99,00 €	1%-3 %	0,2 %	[100]
			Laufsensor S 625X	5,3 kHz ca. 1 m	379,95 € 129,95 €	1%-3 %	1,5 %	[73]
		Polar	S1 Laufsensor RS800CX	2,4 GHz ca. 1 m	399,95 € 129,95 €	1%-3 %	1,1 %	[98] [99]
			S3 Laufsensor T-Modell	2,4 GHz bis zu 10 m	499,95 € 99,90 €	1%-3 %	0,63 %	[98] [99]
			FootPOD Nike+ & Sportband Sensor	2,4 GHz ca. 1 m	60,00 € 29,00 €	1%-3 %	9,85 %	[98] [99]

B.2 Test eines Distanzmessers (Foot-Pod)

B.2.1 Test 1: Best-Case-Szenario für komplexe Mannschaftsspiele

Für diesen Test (Ergebnisse siehe Tabelle B.2) wurden beide Schuhe des Probanden mit je einem Sensor ausgestattet. Die Sensordaten beider Foot-Pods wurden von einem externen Empfänger (*Home Brand*) aufgezeichnet. Dieser befand sich direkt neben dem Testparcours (Parcours siehe Abbildung B.1), sodass Übertragungsfehler ausgeschlossen werden konnten. Zur Redundanz wurden die Daten von einem Foot-Pod zusätzlich mit einem Armband(uhr)empfänger (*Suunto Watch*) aufgezeichnet.

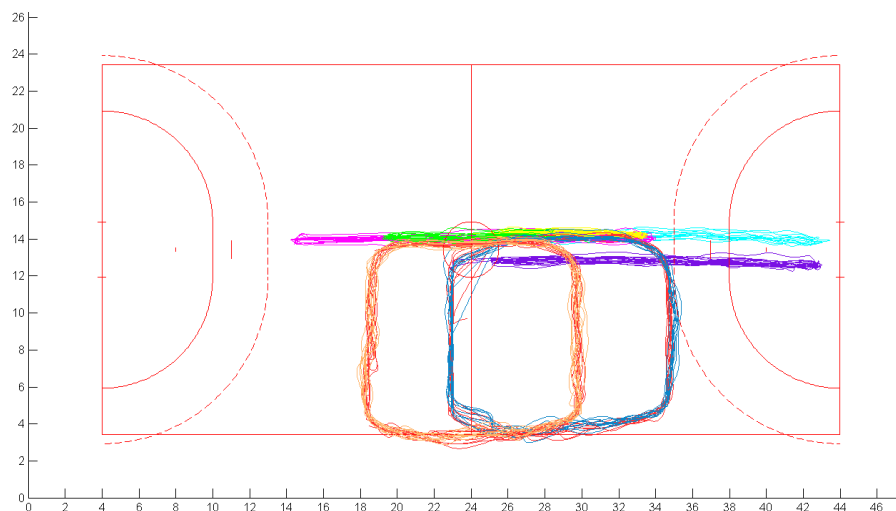


Abbildung B.1: Parcours zum Testen der Speed-Pods für einfache Bewegungsabläufe (Zahlenangaben in m)

Tabelle B.2: Testergebnis Best-Case-Szenario (Zahlenangaben in m)

No. Description	d_{SOLL}	Foot-Pod 'Right Foot'				Foot-Pod 'Left Foot'	
		Suunto Watch d_{IST}	Δd	Home Brand d_{IST}	Δd	Home Brand d_{IST}	Δd
2 Shuttle Run 20m Side	400	386	14	400,87	0,87	395,32	4,68
3 Shuttle Run 20m Central	400	392	8	408,81	8,81	432,36	32,36
4 Shuttle Run 10m Side	200	234	34	231,64	31,64	228,68	28,68
5 Shuttle Run 10m Central	200	205	5	209,00	9,00	220,25	20,25
6 Square Run 10m Side ccw	400	402	2	418,32	18,32	413,19	13,19
7 Square Run 10m Side cw	400	408	8	417,94	17,94	404,06	4,06
8 Square Run 10m Central ccw	400	401	1	413,26	13,26	407,62	7,62
9 Square Run 10m Central cw	400	420	20	413,94	13,94	400,36	0,36
Σ	2800	2848	92	2913,77	113,77	2901,85	111,20
$\%E$			3,29%		4,06%		3,97%

B.2.2 Test 2: Typical-Case-Szenario für komplexe Mannschaftsspiele

Der zweite Test (Ergebnisse siehe Tabelle B.3) beinhaltete einen Parcours (siehe Abbildung B.2), welcher die komplexen Bewegungsabläufe von Mannschaftssportspielen realistisch abbildete. Dieser Test wurde im Jahre 2009 von zwei Probanden (*Per*, *Pet*) durchgeführt; zusätzlich wiederholte der erste Proband diesen Test im Jahre 2010. Neben dem der Validität konnte somit zusätzlich die Objektivität und Reliabilität getestet werden.

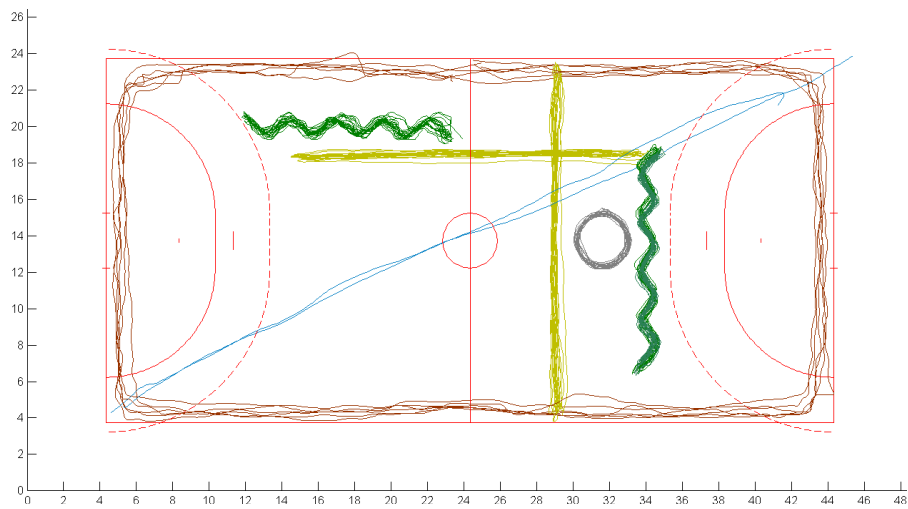


Abbildung B.2: Parcours zum Testen der Speed-Pods für komplexe Bewegungsabläufe (Zahlenangaben in m)

Tabelle B.3: Testergebnis Typical-Case-Szenario (Zahlenangaben in m)

No.	Description	d_{SOLL}	Foot-Pod 'Right Foot'		Foot-Pod 'Right Foot'		Foot-Pod 'Left Foot'	
			Suunto Watch Per 2010	Δd	Suunto Watch Per 2009	Δd	Suunto Watch Per 2009	Δd
		d_{IST}	d_{IST}	d_{IST}	d_{IST}	d_{IST}	Δd	
1	Square Run	240	230	10,00	219	21,00	240	0,00
2	Square Run	240	232	8,00	224	16,00	240	0,00
3	Shuttle Run	400	405	5,00	423	23,00	450	50,00
4	Shuttle Run	400	406	6,00	414	14,00	440	40,00
5	Circle Run	113	96	17,10	124	10,90	160	46,90
6	Circle Run	113	117	3,90	86	27,10	150	36,90
7	Diagonal Sprint	44,7	23	21,72	19	25,72	50	5,28
9	Zig-Zag Run	360	338	22,00	329	31,00	330	30,00
10	Zig-Zag Run	360	322	38,00	324	36,00	320	40,00
11	Zig-Zag Run	360	304	56,00	400	40,00	400	40,00
12	Zig-Zag Run	360	277	83,00	402	42,00	410	50,00
Σ		2991	2750	270,72	2964	286,72	3190	339,08
$\%E$				9,05%		9,59%		11,34%

Anhang C Verwendete Hardware

Die Marktbewertung kommerzieller Hardware zur Überwachung physiologischer Daten hat ergeben, dass nicht alle notwendigen Anforderungen erfüllt werden können. Daher wurde sich für die Entwicklung einer eigenen Hardware im Bereich Biosignal-Monitoring entschieden. Die Ergebnisse beruhen dabei auf Kenntnissen aus der Betreuung der Arbeiten von Parketny [111, 112].

Eine Technologiebewertung für das videometrische System hat ergeben, dass die wichtigsten Anforderungen durch auf dem Markt verfügbare Produkte abgedeckt werden können. Daher wurden die entsprechenden Komponenten für das Video-System ausgewählt.

C.1 Biosignal-Monitoring

C.1.1 Mikrocontroller für die Biosignalverarbeitung

Bei der Auswahl eines geeigneten Mikrocontrollers mussten einige Randbedingungen beachtet werden. Die Reihenfolge entspricht der Relevanz:

1. Stromaufnahme - Die 3 V-Knopfzelle arbeitet konstant nur bis zu einer gewissen Maximalbelastung. Diese liegt bei ca. 5 mA
2. AD-Wandler - Der μC muss über integrierte Analog-zu-Digital Wandler verfügen. Diese sollten eine Auflösung von mindestens 12 Bit besitzen
3. Platzbedarf - Der μC darf aufgrund der vorgegebenen Größe des Gehäuses eine gewisse Größe nicht überschreiten
4. Schnittstellen - Zur Kommunikation mit dem Funkmodul ist eine UART Schnittstelle erforderlich
5. Performanz - Der Controller muss ausreichend Rechenleistung für einen QRS-Detektionsalgorithmus besitzen

Der MSP430FG4616 von Texas Instruments erfüllt oben genannte Bedingungen und bietet zusätzlich noch die Möglichkeit drei integrierte Operationsverstärker zu verwenden. Die Mikrocontroller vom Typ MSP430 basieren auf einer 16 bit-Bit RISC (engl. *Reduced Instruction Set Computing*) Architektur und verfügen über 5 Stromsparmodi. Der MSP430FG4616 ist in einem 7 mm \times 7 mm BGA-Gehäuse (*Ball-Grid-Array*) unter der Produktbezeichnung MSP430FG4616IZQWR erhältlich. Tabelle C.1

zeigt die in dieser Anwendung zu erwartende Stromaufnahme der CPU und der Peripherie-Module.

Tabelle C.1: *Typische Stromaufnahme MSP430FG4616 bei 25° C*

	aktiv	LPM0	LPM2	LPM3	LPM4
CPU (Strom in AV_{cc} und DV_{cc} , 1 MHz Takt)	600 μ A	100 μ A	24 μ A	1,9 μ A	0,3 μ A
ADC ($f_{ADC} = 5$ MHz)	800 μ A	800 μ A	800 μ A	800 μ A	800 μ A
Referenzspannungsgenerator	500 μ A	500 μ A	500 μ A	500 μ A	500 μ A
DAC	50 μ A	50 μ A	50 μ A	50 μ A	50 μ A
OPA (Anstiegsrate 0,3 V/ μ s)	50 μ A	50 μ A	50 μ A	50 μ A	50 μ A
OPA Anstiegsrate 0,8 V/ μ s	110 μ A	110 μ A	110 μ A	110 μ A	110 μ A
OPA Anstiegsrate 1,2 V/ μ s	180 μ A	180 μ A	180 μ A	180 μ A	180 μ A

C.1.2 Herzfrequenzmessung

Der MSP430FG4616 ermöglicht den Einsatz der integrierten Operationsverstärker für die Aufbereitung des Herzfrequenzsignals. Die EKG-Verstärkerstufe des Brustgurtmoduls umfasst ein passives Tiefpassfilter mit einer Grenzfrequenz von $f_g = 280$ Hz sowie einen Instrumentationsverstärker vom Typ INA321 von Texas Instruments. Für das aktive Bandpassfilter ($f_u = 1,59$ Hz, $f_o = 33,86$ Hz) werden zwei der drei integrierten Operationsverstärker des Mikrocontrollers verwendet. Die Operationsverstärker haben eine einstellbare Anstiegsgeschwindigkeit und sind separat an-/abschaltbar. Die Stromaufnahme ergibt sich bei der schnellsten Anstiegsgeschwindigkeit zu 180 μ A (*Rail-to-Rail mode* deaktiviert). Mit einem zusätzlichen Kondensator und Widerstand wird die Ordnung des Filters auf zwei erhöht. Die Implementierung eines zusätzlichen Filters mit dem dritten integrierten Operationsverstärker des μ Cs ist eine energieeffiziente Lösung und ein guter Kompromiss zwischen Filterung höherer Ordnung (z.B. Maxim Filter IC) und Energieeffizienz. Es kann folglich mit den internen Operationsverstärkern ein aktiver Tiefpass vierter Ordnung realisiert werden. Der MSP430FG4616 bietet die Möglichkeit den Verstärkungsfaktor des Operationsverstärkers intern zu verändern.

Um die volle Funktionalität des μ Cs zu nutzen, wird ein Tiefpass vierter Ordnung mit einer voreingestellten (Hardware-)Verstärkung von $V = 100$ gewählt. Bei den Filtern wird die erste Stufe als *Multiple-Feedback* (Mehrfach-Gegenkopplung)- und die zweite Stufe als *Sallen-Key* (Einfach-Mitkopplung)-Architektur implementiert.

C.1.2.1 Berechnung der ersten Filterstufe

Abbildung C.1 zeigt die erste Stufe des Tiefpassfilters vierter Ordnung. Die Übertragungsfunktion lautet [92]:

$$A(s_n) = -\frac{R_2/R_1}{1 + \omega_g C_1 (R_2 + R_3 + \frac{R_2 R_3}{R_1}) s_n + \omega_g^2 C_1 C_2 R_2 R_3 s_n^2} \quad (C.1)$$

Mit den Butterworth Filterkoeffizienten

$$a_1 = 1,8478 = \omega_g C_1 (R_2 + R_3 + \frac{R_2 R_3}{R_1}) \quad (C.2a)$$

$$b_1 = 1,0 = \omega_g^2 C_1 C_2 R_2 R_3 \quad (C.2b)$$

sowie der Verstärkung

$$V_0 = -\frac{R_2}{R_1} \quad (C.2c)$$

wird die Dimensionierung für eine Grenzfrequenz von $f_o = 33,86$ Hz berechnet. Die Werte der Kondensatoren und Widerstände werden auf die nächst größeren Werte der Normreihen gerundet. Die genaue Grenzfrequenz nach der Rundung ist angegeben: $f_o = 33,527$ Hz

$$C_1 = 4,7 \text{ nF}; \quad C_2 = 680 \text{ nF}; \quad R_1 = 5,23 \text{ k}\Omega; \quad R_2 = 523 \text{ k}\Omega; \quad R_3 = 13,3 \text{ k}\Omega$$

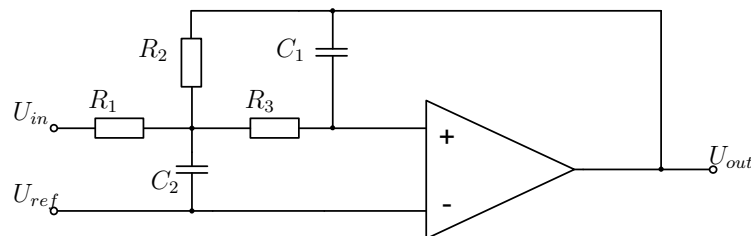


Abbildung C.1: Aktives Tiefpassfilter 2. Ordnung mit Mehrfachgegenkopplung

C.1.2.2 Berechnung der zweiten Filterstufe

Abbildung C.2 zeigt die zweite Stufe des Tiefpassfilters vierter Ordnung. Die Übertragungsfunktion lautet [92]:

$$A(s_n) = \frac{\alpha}{1 + \omega_g (C_1 (R_1 + R_2) + (1 - \alpha) R_1 C_1) s_n + \omega_g^2 C_1 C_2 R_1 R_2 s_n^2} \quad (C.3)$$

Für die innere Verstärkung gilt:

$$\alpha = V_0 = 1 + \frac{R_3}{R_4} \quad (\text{C.4})$$

Folgende Widerstandsverhältnisse sind einstellbar:

$R_3/R_4 = 0; 4/12; 8/8; 10/6; 12/4; 13/3; 14/2; 15/1$

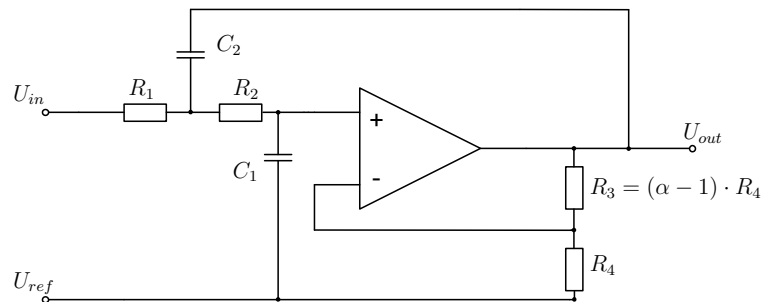


Abbildung C.2: Aktives Tiefpassfilter 2. Ordnung mit Einfachmitkopplung „Sallen-Key“-Schaltung

Für die Filterdimensionierung werden die Widerstände R_1 und R_2 sowie die Kondensatoren C_1 und C_2 gleich gewählt. Die Dimensionierung kann über

$$RC = \frac{\sqrt{b_1}}{2\pi f_o} \quad (\text{C.5})$$

berechnet werden. Die innere Verstärkung ist in diesem Fall nicht mehr abhängig von der Grenzfrequenz f_o . Sie bestimmt vielmehr den Typ des Filters. Die Werte der Kondensatoren werden mit $C_1 = C_2 = 4,7 \text{ nF}$ vorgegeben. Damit berechnen sich die Widerstände zu $R_1 = R_2 = 1 \text{ M}\Omega$. Tabelle C.2 zeigt die innere Verstärkung bei dieser Filterauslegung. Über die Widerstandsleiter des Operationsverstärkers können folgende Werte eingestellt werden:

$$\alpha = 1 \quad 1,3 \quad 2 \quad 2,66 \quad 4 \quad 5,33 \quad 8 \quad 16 \quad (\text{C.6})$$

Es ist also möglich ein Filter vierter Ordnung zu entwerfen, welches über eine

Tabelle C.2: Innere Verstärkung bei Einfach-Mitkopplung [92]

	Kritisch	Bessel	Butterworth	3 dB-Tschebyscheff	ungedämpft
α	1,000	1,268	1,586	2,234	3,000

variable zweite Stufe verfügt. Abbildung C.3 zeigt den Frequenzverlauf der Filter dritter und vierter Ordnung für die Verstärkungen:

$$\alpha = 1 \quad 1,3 \quad 2 \quad 2,66 \quad 4 \quad (C.7)$$

Die Simulation mit verschiedenen Verstärkungen zeigt, dass die Veränderung der Grenzfrequenz des Gesamtfilters vierter Ordnung durch den Wechsel der Filtercharakteristik in der zweiten Stufe vernachlässigbar gering ist. Lediglich der Bereich für α , der dem 3 dB-Tschebyscheff-Filter nahe kommt, verändert die Eigenschaften des Filters wesentlich. Das starke Überschwingen, welches für die Tschebyscheff-Filter charakteristisch ist, kommt in diesem Fall zum Tragen, sodass der Wert $\alpha = 2,66$ vermieden werden sollte. Mit dem entworfenen Filter ist es möglich auf verschiedene Bedingungen in der EKG-Aufzeichnung zu reagieren. Z. B. wird bei großer äußerer Belastung und starken Nulllinienschwankungen die Verstärkung auf 1 belassen und bei einem Ruhesignal auf 2 oder mehr erhöht, um die volle Auflösung des AD-Wandlers auszunutzen. Unterstützt wird diese Variabilität durch die einstellbare Referenzspannung, welche durch die Ausnutzung des Digital/Analog-Wandlers des μCs die Referenzspannung zur Laufzeit angepasst werden kann.

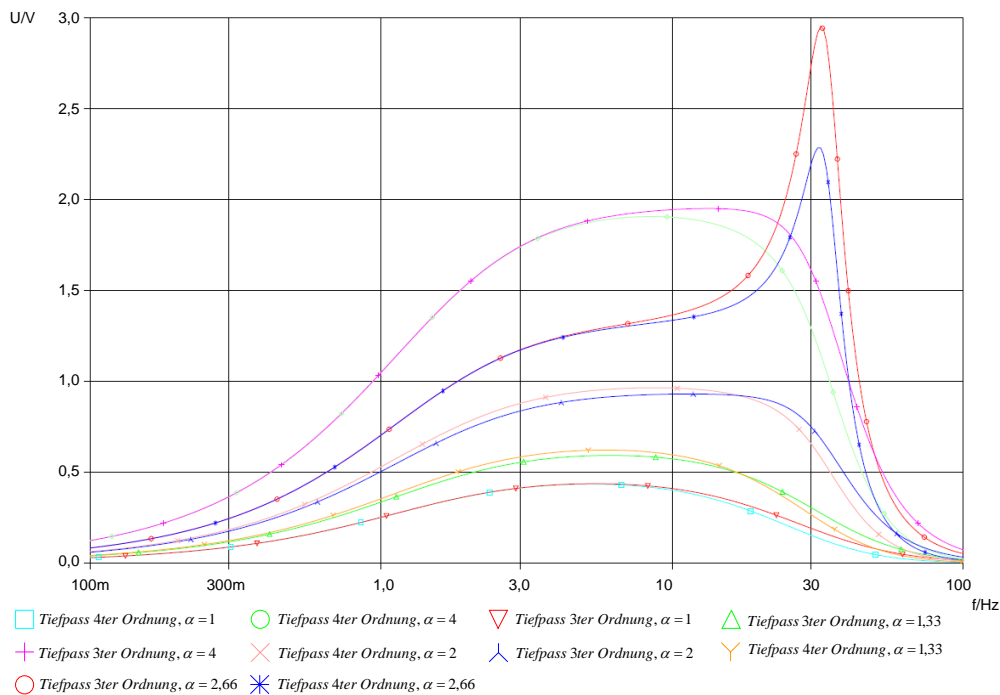


Abbildung C.3: Frequenzverläufe der Filter dritter und vierter Ordnung

C.1.2.3 Leistungsfähigkeit des EKG-Verstärkers

Die analoge EKG-Signal-Aufbereitungseinheit verwendet die Operationsverstärker OA0, OA1 und OA2 des MSP430FG4616. Die Referenzspannung wird über den DAC0 Port generiert. Das EKG-Signal kann an dem Ausgang von jedem einzelnen Operationsverstärker digitalisiert werden. Tabelle C.3 zeigt die Stromaufnahme der einzelnen Komponenten der Schaltung. Der implementierte analoge EKG-Verstärker verfügt über folgende Eigenschaften:

- Hohe Gleichtaktunterdrückung
- Variable Verstärkung, $V = 500-1000$
- Variable Referenzspannung, $U_{ref} = 0 V-3 V$
- Anpassung der Anstiegsgeschwindigkeit der Operationsverstärker zur Kontrolle der Stromaufnahme
- Möglichkeit zur Abschaltung der zweiten Stufe des Tiefpassfilters zur Reduzierung der Stromaufnahme
- Passive Eingangstiefpassfilterung bei $f_u = 280 \text{ Hz}$
- Aktive Hochpassfilterung erster Ordnung bei $f_u = 1,56 \text{ Hz}$
- Aktive Tiefpassfilterung vierter Ordnung bei ca. $f_o = 33,86 \text{ Hz}$

Es ist bei der genauen Betrachtung der Werte darauf zu achten, dass sämtliche passiven Komponenten der Schaltung (Widerstände, Kondensatoren) Bauteiltoleranzen aufweisen. Die Normreihe E96 für Widerstände weist 1%ige Toleranzen auf. Einige der Kondensatoren besitzen sogar eine 5%ige Toleranz. Den Worst-Case angenommen, kann selbst die 1%ige Toleranz die Grenzfrequenz erheblich beeinflussen. Für diesen Worst-Case kann die Grenzfrequenz der ersten Filterstufe zwischen 31,1657 Hz–36,1584 Hz schwanken. Die zweite Filterstufe ist Schwankungen im Bereich von 31,9309 Hz–36,0050 Hz unterworfen. Diese Variabilitäten im Bereich von 5 Hz beeinflussen die Filtercharakteristik zwar stark, aber die Aufgabe des Tiefpassfilters liegt darin, das 50 Hz Netzrauschen zu filtern. Diese Funktionalität wird nicht beeinträchtigt.

Tabelle C.3: Stromaufnahme EKG-Verstärker

Peripherie	Standby	minimale Anstiegsgeschw.	normale Anstiegsgeschw.	maximale Anstiegsgeschw.
INA321	140 μA	140 μA	140 μA	140 μA
OA0+OA1+OA2	0 μA	150 μA	330 μA	540 μA

C.1.3 Temperaturmessung

Zur Temperaturmessung kommen Thermistoren zum Einsatz. Thermistoren (Kunstwort aus engl. *thermal* und *resistor*) sind variable elektrische Widerstände, deren Werte sich abhängig von der Temperatur reproduzierbar verändern. Üblicherweise liegt die Hauttemperatur des Menschen zwischen 28 °C und 38 °C [103].

C.1.3.1 PTC – Positive Temperature Coefficient

Der elektrische Widerstand von sogenannten Kaltleitern auf Siliziumbasis steigt mit zunehmender Temperatur an, verdoppelt sich bei einer Temperaturerhöhung von ungefähr 100 K und besitzt somit einen positiven Temperaturkoeffizienten [92].

$$R_T = R_{25} \cdot [1 + \alpha \cdot (T - 25 \text{ °C}) + \beta \cdot (T - 25 \text{ °C})^2] \quad (\text{C.8})$$

T	Temperatur	Temperaturbereich: –50 °C–150 °C
R_T	Temperaturabhängiger Widerstand	
R_{25}	Elektrischer Widerstand bei 25 °C	Widerstandsbereich: 1 kΩ–2 kΩ
α, β	PTC Parameter	$\alpha \cong 8 \cdot 10^{-3} \frac{1}{\text{K}}, \beta \cong 2 \cdot 10^{-5} \frac{1}{\text{K}^2}$

C.1.3.2 NTC – Negative Temperature Coefficient

Mit steigender Temperatur sinkt der elektrische Widerstandswert der sogenannten Heißeiter (siehe Abbildung C.4). Die temperaturabhängige Widerstandsänderung kann den entsprechenden SPICE-Modellen entnommen werden (Gleichung C.9 für NTC-Widerstände). Beim Einsatz einer Differenzverstärkerschaltung (Subtrahierer) führt eine Verringerung der Spannung am temperaturabhängigen Widerstand zu einer Erhöhung der Ausgangsspannung der Operationsverstärkerschaltung. In dem interessanten Messbereich steigt die Spannung linear mit der zunehmenden Temperatur T an.

$$R_T = R_{25} \cdot e^{b_0 + \frac{b_1}{TK+T} + \frac{b_2}{(TK+T)^2} + \frac{b_3}{(TK+T)^3} + \frac{b_4}{(TK+T)^4}} \quad (\text{C.9})$$

b_0, b_1, b_2, b_3, b_4	NTC Parameter
TK	Absoluter Nullpunkt: 273,15 K
$TK + T$	Absolute Temperatur in K



Abbildung C.4: NTC-Widerstand (Heißeiter)

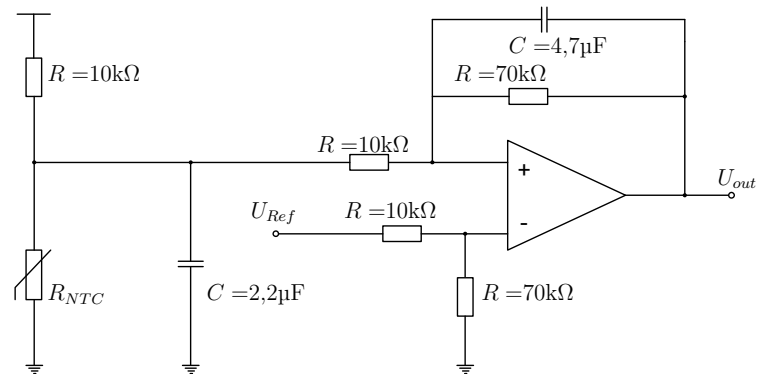


Abbildung C.5: Schaltung zur Messung der Hauttemperatur

Die Messung der Hauttemperatur (siehe Abbildung C.5) erfolgt über den Spannungsabfall über einen temperaturabhängigen Widerstand (NTC, engl. *Negative Temperature Coefficient Resistor*). Das gewonnene Eingangssignal wird gefiltert und um den Faktor 7 verstärkt. Die aktive Tiefpassfilterung wird von einem Operationsverstärker des Typs OPA334 von Texas Instruments übernommen. Dieser OPA ist separat an-/abschaltbar. Die Referenzspannung für die Hauttemperaturmessung wird über den zweiten DAC des MSP430FG4616 übernommen. Tabelle C.4 zeigt die Stromaufnahme der gesamten Schaltung, die zur Digitalisierung der Hauttemperatur benötigt wird.

Tabelle C.4: Stromaufnahme der Hauttemperaturmessung

Peripherie	Standby	Aktivmodus
OPA334	2 μ A	285 μ A

C.1.4 Hautleitwertmessung

Bei der Hautleitwertmessung (siehe Abbildung C.6) wird mittels zweier Elektroden ein konstanter Strom durch die Haut geschickt und der Spannungsabfall registriert. Mit erhöhter Schweißbildung sinkt der Spannungsabfall und erlaubt so Rückschlüsse auf die Transpirationsrate. Bei der Messung ist darauf zu achten, dass der Proband nur einem begrenzten Strom ausgesetzt wird, welcher laut den gesetzlichen Bestimmungen der EU maximal 9 μ A betragen darf. Die Konstantstromquelle wird durch einen Operationsverstärker OPA334 und einen NPN-Transistor realisiert. Der Strom wird auf 5 μ A eingestellt. Vor dem Eingang des AD-Wandlers wird das Signal tiefpassgefiltert. Tabelle C.5 zeigt die Stromaufnahme der Schaltung. Der Opera-

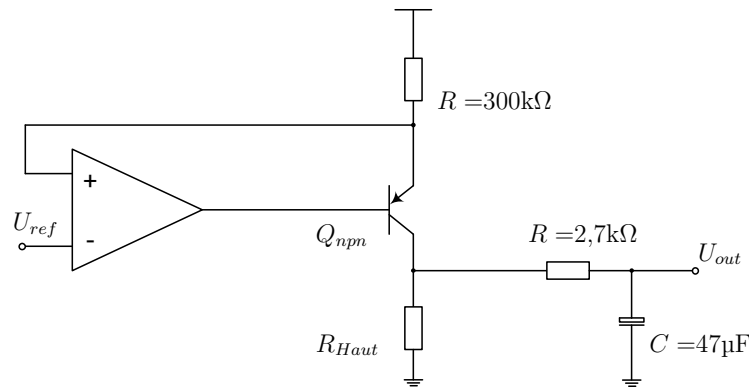


Abbildung C.6: Schaltung zur Messung des Hautleitwertes

tionsverstärker ist an-/abschaltbar. Die Referenzspannung wird mit der Schaltung zur Hauttemperaturmessung geteilt.

Tabelle C.5: Stromaufnahme der Hautleitwertmessung

Peripherie	Standby	Aktivmodus
OPA334	2 μA	285 μA

C.1.5 Beschleunigungsmessung

Das Brustgurtmodul V4 ist mit einem Beschleunigungssensor vom Typ LIS3LV02DL bestückt. Dieser Sensor wertet die Beschleunigungen in x-, y- und z-Achsenrichtung aus. Es können somit sämtliche Bewegungen des Oberkörpers erfasst werden. Es wird die Aufnahme von Beschleunigungen von bis zu $\pm 2\text{G}$ oder $\pm 6\text{G}$ ermöglicht. Der LIS3LV02DL wird über eine SPI-Schnittstelle eingestellt. Der Beschleunigungssensor im Brustbereich wird zur Erkennung von Oberkörperbewegungen eingesetzt [107]. Die Stromaufnahme beträgt:

Aktiv: 650 μA

Standby: 1 μA

C.2 Video-System

C.2.1 Kamera

TM-1327 GE / TMC-1327 GE Progressive Scan CCD

▪ 1392 x 1040 ▪ 30 FPS ▪ GigE Vision



- 2/3" progressive scan IT CCD (ICX285AL/ICX285AQ)
- 1392(H) x 1040(V) @ 30 fps
- 6.45 μm square pixels
- Compact 51 x 51 x 85 mm housing
- High speed point-to-point connection, up to 1Gbps
- Gigabit Ethernet output (8-bit/10-bit selectable)
- Maximum dynamic range control through built-in look-up table (8-bit only)
- User-definable variable partial scan
- Full-frame shutter to 1/21,000 sec.
- Asynchronous reset, no-delay shutter
- High gain CCD output and near IR sensitivity
- Extensive software developer's kit (SDK)
- Monochrome or color

GigE
VISION

jai[®]

www.jai.com

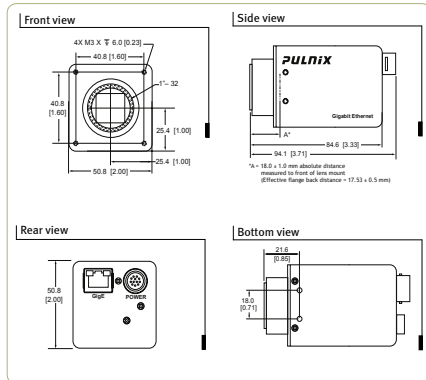
See the possibilities

Abbildung C.7: Gigabit-Ethernet Kamera TMC-1327 GE von Jai: Datenblatt - Seite 1
[47]

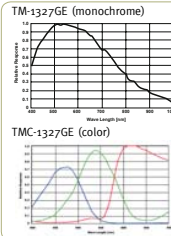
Specifications for TM-1327GE/TMC-1327GE

Specifications	TM-1327GE/TMC-1327GE
Sensor	2/3" progressive scan interline transfer CCD
Active area	8.98mm x 6.71mm
Active pixels	1392 (H) x 1040 (V)
Cell size	6.45 μm x 6.45 μm
Readout mode	1392 (H) x 1040 (V) @ 30 Hz User-definable partial scan
Synchronization	Internal/External auto switch HD/VD, 4.0 Vp-p impedance 4.7K Ω VD= 30 Hz ± 5%, non-interface HD=31.59 kHz ± 5%
Pixel clock	55.00 MHz
S/N ratio	>52 dB
Sensitivity	Mono 0.4 lux F=1.4 (no shutter) @ 30 fps, Color 3.2 lux F=1.4 (no shutter) @ 30 fps,
Video output	Gigabit Ethernet (8-bit/10-bit)
Color (RMC/TMC-1327 only)	Raw Bayer output for host-based interpolation
Gamma	Programmable LUT (Gamma 1.0 std)
Shutter speed (programmable)	1/30 to 1/21,000 in increments of 31.65 μs
Lens mount	C-mount (use 1/2" format lenses)
Power	12V DC ± 10%, 430 mA (typical at 25° C)
Operating temperature	-10° C to 50° C
Vibration	7 Grms (10 Hz to 2000 Hz) Random
Shock	70 G, 11 ms, half-sine
Dimensions (H x W x L)	51 mm x 51 mm x 85 mm
Weight	212 g (without tripod)

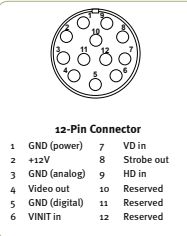
Dimensions



Spectral Response



Connector Pin-out



12-Pin Connector

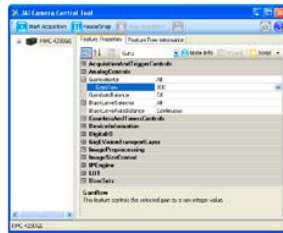
1 GND (power)	7 VD in
2 +12V	8 Strobe out
3 GND (analog)	9 HD in
4 Video out	10 Reserved
5 GND (digital)	11 Reserved
6 VIN in	12 Reserved

GUI Interface

This camera can interface with any GigE Vision compliant software and hardware. The JAI SDK is provided to allow users to control various camera functions including:

- Exposure control for free running, triggered, and pulse width control.
- Gain and black Level
- Save settings
- Load settings
- LUT control to maximize dynamic range
- Scan mode selection.
- Pulse generators

The SDK provides functions for controlling image capture, as well as easy interfaces for setting camera functions and an API for .NET and C++ interfaces. CPU usage can be kept low via the JAI GigE Vision Filter Driver.



Ordering Information

Camera	
Lead Processing	TM-1327GE (mono), TMC-1327GE (color)
RoHS Compliant	RM-1327GE (mono), RMC-1327GE (color)
Optional Functions	
Internal IR Cut Filter Added	OP3-1
Optical Filter Removal	OP3-2 (color only)
Configure to 15 fps	OP7-5
Optional Accessories (must be ordered separately)	
Tripod Adapter Kit	TP-20
Power Cable	12P-02S
Power Supply	PD-12UUP series (includes power connector)

Europe, Middle East & Africa Phone +45 4457 8888 Fax +45 4491 3252
 Asia Pacific Phone +81 45 440 0154 Fax +81 45 440 0166
 Americas Phone (Toll-Free) 1 800 445 5444 Phone +1 408 383 0300

Visit our web site on www.jai.com



See the possibilities

Copyright © 2010 JAI America, Inc. All rights reserved. This document is the property of JAI America, Inc. and is confidential. It is to be used only for the specific application for which it was prepared. JAI is not responsible for any technical or operational errors that may occur as a result of using the information contained herein without prior notification.

Abbildung C.8: Gigabit-Ethernet Kamera TMC-1327 GE von Jai: Datenblatt - Seite 2 [47]

C.2.2 Objektiv



**For Security
Fish-Eye**

MP MEGA PIXELS

FE185C086HA-1

Applicable camera (model)

1 2/3 1/2 1/3 1/4

FIXED

Fixed Focal

Fish-Eye 185

Fish-Eye

5 Mega

For Megapixel Camera

MANUAL

Manual Iris

C-mt

C Mount

METAL

Metal Mount

RoHS

RoHS Compliant



*Photograph is a similar model.

- High-resolution design, providing support for up to 5 megapixel camera resolution.
- Super wide angle of 185 degrees that eliminates dead angles and enables effective, wide-area surveillance.
- Designed with the f-theta system, most suited for uniform displaying of images. Allows high-quality image display, partial enlargement, and conversion to ordinary-looking images to be performed easily with imaging software.



Unit : mm

Focal Length (mm)		2.7
Iris Range		F1.8 ~ F16
Operation	Focus	Fixed
	Iris	Manual
Angle Of View (H×V)	1"	185° × 185° (φ8.6mm)
	2/3"	185° × 140°35'
	1/2"	136°18' × 102°19'
Focusing Range (From Front Of The Lens) (m)		∞ ~ 0.2
Back Focal Distance (in air) (mm)		9.75
Exit Pupil Position (From Image Plane) (mm)		-49
Filter Thread (mm)		—
Mount		C
Mass (g)		160
Remarks		・With Metal Mount ・With Locking Knob for Iris

[Fish-Eye Lens Image]

1"


2/3"


1/2"


Abbildung C.9: Fischaugenobjektiv FE185C086HA-1 von Fujinon (Datenblatt) [26]

Anhang D Digitale Signalverarbeitung

D.1 Digitale Filterung

Ein Filter ist ein System, das gewisse Frequenzkomponenten im Vergleich zu anderen verändert (z. B. verstärkt, unterdrückt oder in der Phase verschiebt). Generell wird zwischen analogen und digitalen Filtern unterschieden. Analoge Filter werden mit passiven Bauelementen (Widerstand, Kondensator und Spule) aufgebaut, wobei das Verhalten der Filter direkt von den Kennwerten der Bauelemente abhängig ist. Digitale Filter basieren auf Rechenverfahren, die Filtereigenschaften ermöglichen, die mit Analogfiltern nicht realisierbar sind.

D.1.1 Allgemein

Lineare Digitalfilter werden in FIR- und IIR-Filter eingeteilt. Beide Filter haben interessante Eigenschaften, die im Folgenden dargestellt werden. Die allgemeine Form einer linearen Differenzgleichung ist zugleich die Grundstruktur digitaler Filter. Dabei sind im Allgemeinen m Verzögerungsglieder für das Eingangssignal und weitere n Verzögerungsglieder für das Ausgangssignal notwendig. Die allgemeine Übertragungsfunktion im z -Bereich lautet für die Eingangsgröße x und die Ausgangsgröße y :

$$\begin{aligned} F_z(z^{-1}) &= \frac{y(z^{-1})}{x(z^{-1})} = \frac{B(z^{-1})}{A(z^{-1})} = \frac{b_0 + b_1 \cdot z^{-1} + \dots + b_m \cdot z^{-(m-1)}}{a_0 + a_1 \cdot z^{-1} + \dots + a_n \cdot z^{-(n-1)}} \\ &= \frac{\sum_{i=0}^{m-1} b_i \cdot z^{-i}}{\sum_{i=0}^{n-1} a_i \cdot z^{-i}} \end{aligned} \quad (\text{D.1})$$

Das Filter besteht aus zwei gewichteten Summen, dem rekursiven und dem nichtrekursiven Teil. Der nichtrekursive Teil hängt nur von den $m - 1$ letzten Werten des Eingangssignals x und den gewichteten b_i ab, der rekursive Teil dagegen von den gewichteten bisherigen Ausgangswerten.

$$\begin{aligned} a_0 \cdot y(k) &= \sum_{i=0}^{m-1} b_i \cdot x(k-i) - \sum_{i=1}^{n-1} a_i \cdot y(k-i) \\ &= b_0 \cdot x(k) + b_1 \cdot x(k-1) + \dots + b_m \cdot x(k-m-1) \\ &\quad - a_1 \cdot y(k-1) - \dots - a_n \cdot y(k-n-1) \end{aligned} \quad (\text{D.2})$$

D.1.2 Finite Impulse Response-Filter (FIR-Filter)

Das FIR-Filter berücksichtigt bei der Berechnung seines Ausgangssignals nur die bisherigen $m - 1$ Eingangssignale und greift nicht auf frühere Werte zurück. Alle Koeffizienten a_i für $i > 0$ sind somit gleich 0. Es ist ein rein nichtrekursives System gegeben, dessen Form die Gleichung (D.3) darstellt.

$$y(k) = \sum_{i=0}^{m-1} b_i \cdot x(k - i) \quad (\text{D.3})$$

Die Übertragungsfunktion eines FIR-Filters im z -Bereich ergibt sich zu

$$F_z(z^{-1}) = \sum_{i=0}^{m-1} b_i \cdot z^{-i} \quad (\text{D.4})$$

$F_z(z^{-1})$ besitzt eine $(m - 1)$ -fache Polstelle bei $z = 0$ und $m - 1$ Nullstellen und ist somit stabil. Die Impulsantwort eines FIR-Filters besteht aus einer endlichen Anzahl nicht verschwindender Elemente. Solche Filter werden deshalb als Finite Impulse Response-Systeme bezeichnet. Die in Abbildung D.1 aufgezeigte Struktur ist ein genaues Abbild der Übertragungsfunktion, bestehend aus Registern, Addierern und Multiplizierern. Ein FIR-Filter mit m Gliedern, bei dem alle Faktoren gleich

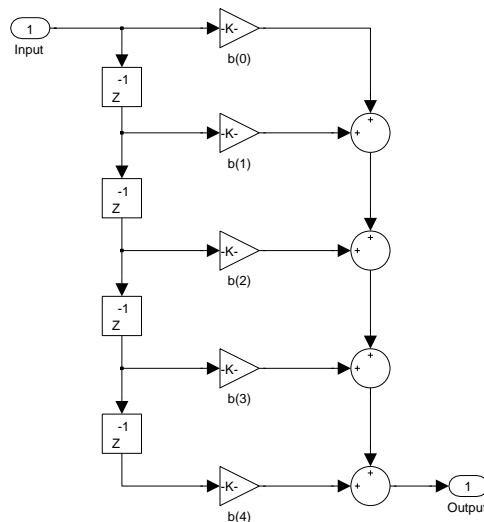


Abbildung D.1: FIR-Filter – Grundstruktur

sind, entspricht einem einfachen gleitenden Mittelwert (Moving Average). Beim gewichteten gleitenden Mittelwert sind die Faktoren zwar unterschiedlich, aber so gewählt, dass die Summe den Wert 1 ergibt. In beiden Fällen handelt es sich um digitale Tiefpassfilter.

D.1.3 Infinite Impulse Response-Filter (IIR-Filter)

Die IIR-Filter berücksichtigen im Gegensatz zum FIR-Filter neben den nicht-rekursiven auch den rekursiven Teil. Es existiert auch die Sonderform eines rein rekursiven IIR-Filters bei dem alle $b_i = 0$ sind. Die Filtergleichung entspricht nun der allgemeinen Filterfunktion nach Gleichung (D.2). Es entsteht eine Übertragungsfunktion der Form (D.1).

Im Unterschied zu FIR-Filtern besitzen Filter mit Polen außerhalb des Nullpunktes grundsätzlich unendlich ausgedehnte Impulsantworten (Infinite Impulse Response). Solche Netzwerke lassen jedoch durch die Wahl der Polstellen bessere Gestaltungsmöglichkeiten der Übertragungsfunktion zu. Im Gegensatz zu FIR-Filtern ist es durch IIR-Filter möglich, mit einer wesentlich geringeren Anzahl an Filterkoeffizienten eine erheblich größere Steilheit im Frequenzgang beim Übergang in den Sperrbereich zu erreichen. FIR-Filter benötigen hingegen mehr Pole und Nullstellen für ein vergleichbares Übertragungsverhalten, was einen erhöhten Aufwand bedeutet.

Erreicht wird dieser Vorteil durch die freie Wahl der Lage von Polen und Nullstellen zueinander. So erzeugt ein dicht neben der Nullstelle gelagerter Pol einen sehr steilen Übergang vom Durchlass- in den Sperrbereich. Beim FIR-Filter hingegen ist die Lage der Pole durch die Übertragungsfunktion vorgegeben. Eine Nullstelle kann nicht gleichzeitig nahe am Einheitskreis und nahe an den Polen liegen. Dadurch entstehen die charakteristischen Wellen im Sperrbereich von FIR-Filtern. Im Gegensatz zum FIR-Filter kann das IIR-Filter auch instabil sein, wenn die Pole außerhalb des Einheitskreises liegen. Bei sehr steilflankigen Filtern liegen die Polstellen nahe am Einheitskreis. Diese Filter müssen daher sehr präzise eingestellt werden.

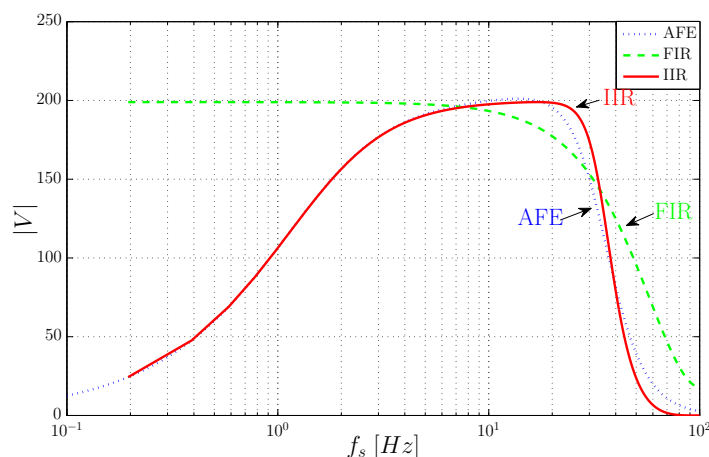


Abbildung D.2: Vergleich des Tiefpassverhaltens von einem FIR- und einem IIR-Filter 4. Ordnung. Zum Vergleich: Das analoge Bandpassfilter des realisierten EKG-Verstärkers (AFE)

Abbildung D.2 vergleicht ein Fensterfilter (FIR - basierend auf einem Hammingfenster) mit einem Butterworthfilter in seiner digitalen (IIR) sowie analog realisierten Form (AFE). Dargestellt ist ein Bandpass, welcher sich aus einem Hochpass erster Ordnung sowie einem Tiefpass vierter Ordnung zusammensetzt. Das analog realisierte Bandpassfilter kommt auf AFE der EKG-Verstärkerschaltung zum Einsatz. Wird in der Abbildung D.2 das Tiefpassverhalten betrachtet, so ist zu erkennen, dass im Allgemeinen die erforderliche Ordnung eines FIR-Filters mehr als doppelt so hoch ist wie bei einem vergleichbaren IIR-Filter. IIR-Filter neigen jedoch zu Schwingungen, je höher ihre Polgüte bzw. je niedriger ihre Grenzfrequenz im Vergleich zur Abtastfrequenz ist. Um keine starken Abweichungen vom berechneten Frequenzgang zu erhalten, müssen die Koeffizienten von IIR-Filtern deutlich genauer realisiert werden als bei FIR-Filtern. Das erfordert eine höhere Wortbreite und höhere Rechenleistung.

D.1.4 Besonderheiten digitaler Filter

Ein Problem digitaler Filter ist die verwendete endliche Wortlänge, sowohl für die Koeffizienten als auch bei den Ein- und Ausgabewerten. Es sind Rundungen notwendig, welche die Lage der Nullstellen und Pole verändern. Die Übertragungsfunktion wird somit verfälscht, im Extremen kann der Filter instabil werden. Um einen günstigen Signal-zu-Rauschabstand zu erreichen, ist es erstrebenswert, die Schaltung so nahe wie möglich an der Aussteuergrenze zu betreiben. Dies kann zur Folge haben, dass innerhalb von Netzwerken (z. B. Addierern) oder am Systemausgang der zulässige Zahlenbereich überschritten wird. Überschreitungen des Zahlenbereichs können erhebliche Signalverzerrungen zur Folge haben und müssen daher nach Möglichkeit ausgeschlossen werden.

D.2 Referenz-Datenbanken

In diesem Abschnitt soll ein Überblick über die öffentlich zugänglichen EKG-Datenbanken gegeben werden. Dazu gehört die Verwendung einer standardisierten EKG-Datenbank und die Berücksichtigung international anerkannter Normen während der Validierung. Im Internet sind mittlerweile eine Vielzahl von EKG-Datensätzen erhältlich, die unterschiedliche Eigenschaften aufweisen. Die Online-Ressource PhysioNet ist Teil der Research Resource for Complex Physiologic Signals, eines Gemeinschaftsprojektes des Boston Beth Israel Deaconess Medical Center der Harvard Medical School, der Boston University, der McGill University und des Massachusetts Institute of Technology (MIT) unter der Leitung des National Center for Research Resources des National Institutes of Health. PhysioNet ist eine frei zugängliche Plattform und soll für die Verbreitung und den Austausch von physiologischen Datensätzen verwendet werden. Außerdem stehen eine Vielzahl von Funktionen und Programmen für die Verarbeitung von EKG-Datensätzen zur Verfügung [30]. Den einzelnen Datensätzen sind Annotationen (im Deutschen auch oft Notationen) angefügt. Diese enthalten Informationen darüber, wo im Datensatz QRS-Komplexe, Extrasystolen, etc. zeitlich liegen. Zur Validierung werden die Datensätze vom Algorithmus analysiert, der die Zeitpunkte der QRS-Komplexe durch Notationen kennzeichnet. Anschließend werden die vom Algorithmus erzeugten Notationen mit den bestehenden Datensatznotationen verglichen, um die Qualität des Algorithmus zu bestimmen. Es gibt mehrere internationale und nationale Normen, die die Vorgehensweise zum Test der Analyseverfahren beschreiben. Die Norm DIN EN 60601-2-47 und die ANSI⁵²/AAMI⁵³ EC38 schreiben bestimmte Datenbanken zur Evaluierung der Auswertungsalgorithmen vor. Insgesamt sind fünf Standarddatenbanken für die Validierung vorgesehen:

- **AHA-DB:** The American Heart Association Database for Evaluation of Ventricular Arrhythmia Detectors. Die Datenbank besteht aus 80 Datensätzen, die Langzeit-EKG-Aufnahmen enthalten.
- **MIT-DB:** The Massachusetts Institute of Technology Beth Israel Hospital Arrhythmia Database. Die Datenbank besteht aus insgesamt 48 Datensätzen mit einer Länge von 30 Minuten (siehe Abschnitt D.2.2).
- **ESC-DB:** The European of Cardiology ST-T Database. Diese Datenbank wurde für die Evaluierung von Algorithmen zur Analyse von ST-Strecken und T-Wellen-Veränderungen entwickelt.

⁵²ANSI - American National Standards Institute, ist die US-amerikanische Stelle zur Normierung industrieller Verfahrensweisen. Das deutsche Gegenstück ist das Deutsche Institut für Normung e.V. (DIN).

⁵³AAMI - Association for the Advancement of Medical Instrumentation

- **NST-DB:** The Noise Stress Database. Für die Validierung dieser Arbeit wird diese Datenbank hauptsächlich verwendet. Sie wird im Abschnitt D.2.3 ausführlich beschrieben.
- **CU-DB:** The Creighton University Sustained Ventricular Arrhythmia Database. Die Datenbank besteht aus 35 Datensätzen von Patienten mit Episoden von ventrikulären Tachykardien, Flattern und Flimmern.

D.2.1 WFDB-Datenformat

Das bei PhysioNet verwendete WFDB-Datenformat (WFDB - Waveform Database) besteht aus drei Dateien:

Headerdatei Die Headerdatei beinhaltet Informationen, wie z. B. Namen und Anzahl der verwendeten Ableitungen, Format und Zahl der aufgenommenen Samples, die Samplingrate, die Auflösung und der Offset des AD-Wandlers, Checksumme der EKG-Daten, etc., des Datensatzes. Die Headerdatei hat meist die Endung `.hea`.

Datendatei In der Datendatei werden die eigentlichen EKG-Daten in einem binären Format gespeichert. Häufig wird dabei das sogenannte 212-Format verwendet. Dabei werden zwei vorzeichenbehaftete 12 bit-Werte des EKGs in drei Byte abgespeichert. Die Datendateien haben meist die Endung `.dat`.

Annotationsdatei Die Annotationsdatei enthält, wie bereits zuvor erwähnt, die Annotationen zum Datensatz, also die Informationen, wo im Datensatz QRS-Komplexe, Rhythmussegmente etc. auftreten und welcher Art diese sind. Diese Informationen werden ebenfalls binär gespeichert. Referenznotationen werden in auf Windows basierenden Systemen mit der Endung `.atr` gespeichert. Jede Notation ist in verschiedene Felder unterteilt, die z. B. die zeitliche Lokalisation der Annotation oder den Klassifikationscode (Ereignisbeschreibung der Annotation) enthalten [97].

Für die Bearbeitung der EKG-Datensätze im WFDB-Format können bei PhysioNet verschiedene Programme und Funktionen heruntergeladen werden. Speziell für die Weiterverarbeitung der EKG-Datensätze mit *MATLAB* stehen im PhysioNet-Forum Routinen für das Einlesen von WFDB-Daten zur Verfügung.

D.2.2 MIT-BIH Datensatz (MITDB)

Die am häufigsten verwendete Testdatenbank für QRS-Detektionsverfahren ist die MIT-BIH Datenbank (MITDB). Die MITDB besteht aus insgesamt 48 Datensätzen mit einer Länge von 30 min. Die Grundlage dafür bildeten 4000 Langzeit-EKG-Aufnahmen aus den Jahren 1975 bis 1979, die am Beth Israel Deaconess Medical Center in Boston (USA) aufgenommen wurden. In Zusammenarbeit mit dem Massachusetts Institute of Technology (MIT) wurden aus dieser Datensammlung 23

Aufnahmen zufällig ausgewählt. Die restlichen 25 Datensätze stammen aus der gleichen Datensammlung, wurden jedoch bewusst aufgrund des Vorkommens klinisch relevanter Arrhythmien ausgewählt [97]. Alle Aufnahmen wurden mit einer Abtastrate von 360 Hz pro Kanal und einer Auflösung von 11 bit auf einer Amplitudenbandbreite von 10 mV digitalisiert. Für den ersten Kanal wurde meist die modifizierte Einthoven-II-Ableitung verwendet, der zweite Kanal wurde mit einer modifizierten V1-Ableitung nach Wilson aufgezeichnet.

D.2.3 MIT-BIH Noise Stress Test Database (NSTB)

Die im Rahmen dieser Arbeit für die Validierung verwendete EKG-Datenbank ist die MIT Noise Stress Database [77]. Die NSTB-Datenbank ist aus der Kombination der MITDB-Datensätze 118 und 119 mit verschiedenen Störsignalen (Muskelartefakte, Elektrodenartefakte und Nulllinienschwankungen) entstanden. Für die NSTDB wurden nach den ersten fünf Minuten des Datensatzes im Wechsel zwei Minuten mit den Störsignalen beaufschlagt, danach folgen wieder zwei rauschfreie Minuten [97]. Die Namen der Datensätze spiegeln die bei der Erzeugung verwendeten SNRs wider (siehe Tabelle D.1).

Tabelle D.1: NSTB-Datensätze mit zugehörigem Signal-Rausch-Abstand

Datensatz	SNR [dB]	Datensatz	SNR [dB]
118e 24	24	119 e24	24
118e 18	18	119 e18	18
118e 12	12	119 e12	12
118e 06	6	119 e06	6
118e 00	0	119 e00	0
118e _6	-6	119 e_6	-6

Der Vorteil dieser Datenbank liegt in der Verwendung der originalen MITDB-Datensätze, da die vorhandenen Originalannotationen auch für diejenigen Signalabschnitte verfügbar bleiben, in denen für den menschlichen Befund keine Detektion von QRS-Komplexen mehr möglich ist. Mit dem Programm *nstdbgen* von PhysioNet ist es möglich, andere Datensätze im WFDB-Format mit den einzelnen Störsignalen zu kombinieren. Der Einfluss der Störsignale lässt sich über eine Angabe des gewünschten Signal-Rauschabstandes festlegen.

D.2.4 Bewertung und Vergleich

Für die Beurteilung von EKG-Klassifikationssystemen werden Kenngrößen benötigt, die es ermöglichen, Testdatensätze vergleichend darzustellen. Für die Berechnung dieser Parameter sind Größen zu bestimmen, die die Richtigkeit der Zuordnung von Ereignissen zu bestimmten Ereignisklassen beschreiben. Seien x, y Ereignisse,

die den Ereignisklassen X, Y zuzuordnen sind, dann werden für die Zuordnung der Ereignisse zu den Klassen folgende Bezeichnungen verwendet: **TP(X), TP(Y)** (true positiv): Das Ereignis x wird korrekt der Klasse X zugeordnet, das Ereignis y korrekt der Klasse Y . **TN(X), TN(Y)** (true negativ): Das Ereignis y wird korrekt nicht der Klasse X zugeordnet, das Ereignis x korrekt nicht der Klasse Y . **FP(X), FP(Y)** (false positive): Das Ereignis y wird fälschlicherweise der Klasse X zugeordnet, das Ereignis x fälschlicherweise der Klasse Y . Dies wird auch Fehler 1. Art genannt. **FN(X), FN(Y)** (false negativ): Das Ereignis x wird fälschlicherweise nicht der Klasse X zugeordnet, das Ereignis y wird fälschlicherweise nicht der Klasse Y zugeordnet. Dies wird auch als Fehler 2. Art bezeichnet.

Tabelle D.2: Übersicht Klassifikation von Detektionsstrategien

	Detektion erfolgreich	Detektion fehlgeschlagen
QRS-Komplex	TP - true positiv Ein QRS-Komplex wird auch als solcher identifiziert	FN - false negativ Ein QRS-Komplex wird nicht als solcher identifiziert
Kein QRS-Komplex	TN - true negativ Kein QRS-Komplex anstehend; keine QRS-Detektion	FP - false positiv Kein QRS-Komplex anstehend; QRS-Komplex wird erkannt

Anhand der Zuordnungen können folgende medizinische Parameter berechnet werden:

SE(X) Die Sensitivität in % (engl. *Sensitivity*),

$$SE(X) = \frac{TP(X)}{TP(X) + FN(X)} \quad (D.5)$$

gibt an, wie viele der Ereignisse der Klasse X tatsächlich vom betrachteten Verfahren erkannt werden. Sie gibt somit Auskunft über die Fähigkeit des Algorithmus, einen vorliegenden QRS-Komplex als solchen zu identifizieren.

PP(X) Mit der positiven Prädiktivität (Prädiktionsfähigkeit) in % (engl. *positive predictivity*),

$$PP(X) = \frac{TP(X)}{TP(X) + FP(X)} \quad (D.6)$$

wird ermittelt, wie hoch die Wahrscheinlichkeit ist, dass ein X zugeordnetes Ereignis tatsächlich dieser Klasse angehört. Die positive Prädiktivität $PP(X)$ ist also indirekt ein Maß für die *Fehlalarmquote* $FA(X)$ eines Verfahrens für die Klasse X , die durch $FA(X) = 1 - PP(X)$ gegeben ist. Die positive Prädiktionsfähigkeit gibt die Menge der erkannten QRS-Komplexe an, die auch auf echte QRS-Komplexe zurückzuführen sind.

SP(X) Die Spezifität (engl. specificity),

$$SP(X) = \frac{TN(X)}{TN(X) + FP(X)} \quad (D.7)$$

gibt die Wahrscheinlichkeit für das Verfahren an, dass ein Ereignis nicht der Klasse X zugeordnet wird, wenn es dieser nicht angehört.

NP(X) Die negative Prädiktivität (engl. negative predictivity),

$$PP(X) = \frac{TP(X)}{TP(X) + FP(X)} \quad (D.8)$$

gibt dagegen an, wie hoch die Wahrscheinlichkeit ist, dass ein Ereignis nicht der Klasse X angehört, wenn das Verfahren dies nicht dieser Klasse zuordnet.

Für die Güte von QRS-Detektionsverfahren interessiert allein die Unterscheidung zwischen den Ergebnissen *QRS-Komplex* und *Kein-QRS-Komplex*. In den meisten Fällen werden keine Einträge für TN-Ergebnisse auftreten, da das Ergebnis *Kein-QRS-Komplex* in den Referenzdaten nicht annotiert wird. Es ist deshalb nicht möglich, einen Wert für die Spezifität zu berechnen. Für die Beurteilung von QRS-Detektionsverfahren werden ausschließlich die Werte für SE und PP bestimmt [97].

Anhang E Modellierung und Visualisierung

E.1 Modellierung des energetischen Modells fürs Laufen

Arsac und Locatelli [4] berechnen die metabolische Leistung im Laufsport auf der Entstehungsseite über die äußere Belastung, welche sich aus der Leistung, um sich vorwärts zu bewegen, der Luftwiderstandsleistung und der kinetischen Leistung zusammensetzt. Ergänzt werden die drei Teilleistungen um die Ruheleistung, welche dazu dient, die Grundfunktionen des Körpers aufrecht zu halten. Die Ruheleistung des Sportlers ist konstant und abhängig von Geschlecht, Gewicht, Größe und Alter (siehe Anhang A.6).

Zur Validierung des energetischen Modells aus Abschnitt 2.3.2.2 wurde der Finallauf des 100 m-Sprintrennens der Männer bei den Weltmeisterschaften 1997 in Athen nachmodelliert (siehe Tabelle E.1 und Abbildung E.1). Zur Berechnung der gesamten metabolischen Leistung aus der mechanischen Leistung wird ein Wirkungsgrad aus der Literatur entnommen ($\eta = 0,25$ laut Arsac und Locatelli [4]), der teilweise – für die Luftwiderstandsleistung und die kinetische Leistung – noch abhängig von der Geschwindigkeit ist. Diese Annahme kann für Profisprinter getroffen werden, da davon auszugehen ist, dass alle hochgradig und nahezu identisch austrainiert sind.

Bei der Umrechnung von mechanischer in metabolische Leistung wird in neusten Studien berücksichtigt, dass die ausübenden Muskeln (elastische) Energie speichern und diese auch wieder zurückgeben können [4]. Dieser Einfluss erhöht sich mit der Geschwindigkeit und gilt für die Luftwiderstandsleistung und die kinetische Leistung. Zur Verfügung standen die 10 m-Zwischenzeiten aus Brüggemann u. a. [13].

$$P_{met} = P_{rest} + \frac{1}{\eta} \cdot P_{forw} + \frac{1}{\eta + \eta \cdot \frac{v}{v_{max}}} \cdot (P_{aero} + P_{kin}) \quad (E.1)$$

Tabelle E.1: Wirkungsgrade im 100 m-Sprintfinale der Männer bei den Weltmeisterschaften 1997 in Athen aus Brüggemann u. a. [13]

Name	Platzierung	Resultat [s]	Reaktionszeit [ms]	Netto-Wirkungsgrad [%]
Greene (USA)	1	9,86	134	32,51
Bailey (CAN)	2	9,91	145	32,37
Montgomery (USA)	3	9,94	134	32,38
Fredericks (NAM)	4	9,95	129	32,46
Boldon (TRI)	5	10,02	123	32,10
Ezinwa (NGR)	6	10,10	135	31,97

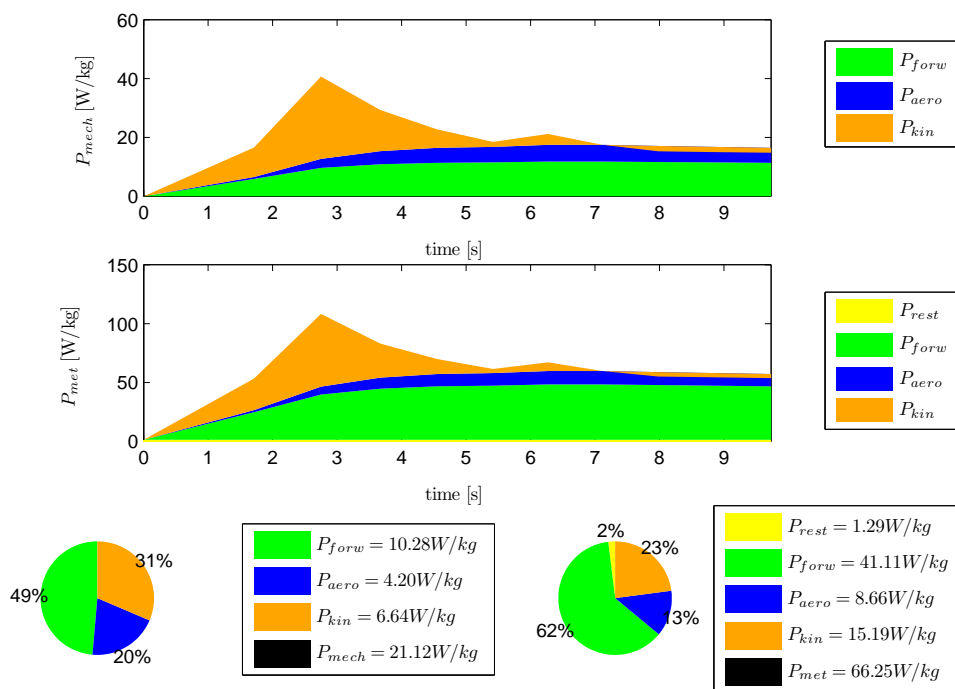
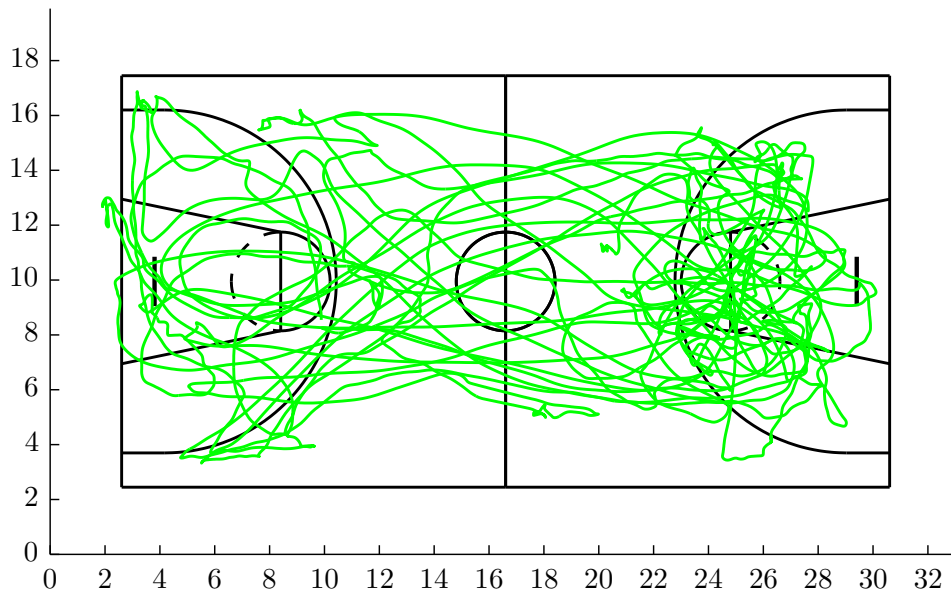


Abbildung E.1: Energetische Modellierung des Siegers des 100 m-Sprintfinales bei den Weltmeisterschaften 1997 in Athen

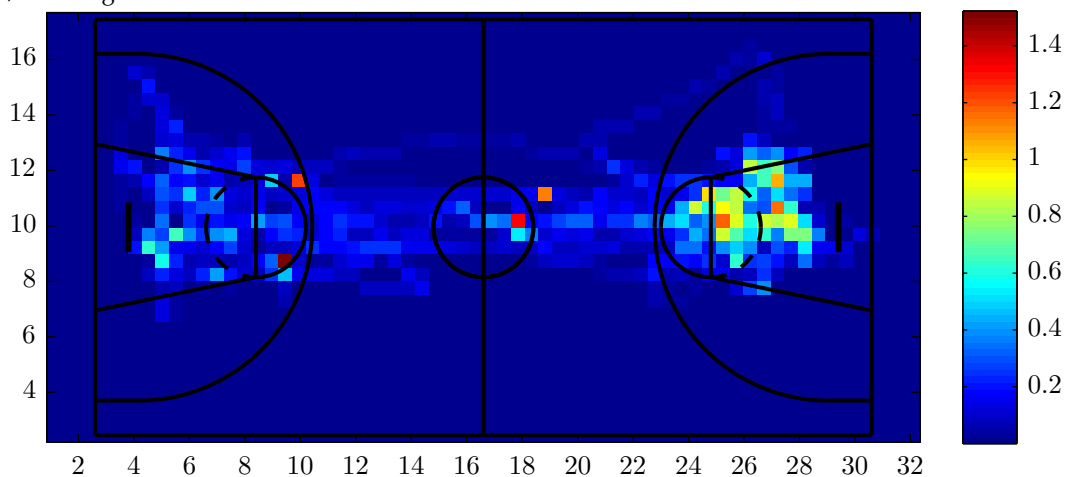
E.2 Spielanalyse

Neben der Angabe der metrischen Laufumfänge ist der Verlauf über die Zeit von großem Interesse (z. B. für taktische Analysen). Einzelne Spielabschnitte, wie z. B. ein Angriff, können visualisiert werden, um die taktischen Vorgaben, wie z. B.

Laufwege, zu überprüfen (siehe Abbildung E.2a und E.3a). Nach der Analyse kann als Konsequenz in der nächsten Übungseinheit die Anpassung der IST- an die SOLL-Laufwege vorgenommen werden. Weiterhin können die prozentualen Aufenthaltswahrscheinlichkeiten in einer sogenannten *HeatMap* dargestellt werden (siehe Abbildung E.2b und E.3b).



(a) Laufwege



(b) Aufenthaltswahrscheinlichkeiten

Abbildung E.2: Laufwege und HeatMap eines *Centers* im Basketball (Zahlenangaben in m). Die Farbskala gibt die Aufenthaltswahrscheinlichkeit pro Box ($0,5\text{ m} \times 0,5\text{ m}$) in % der gesamten Spielzeit an.

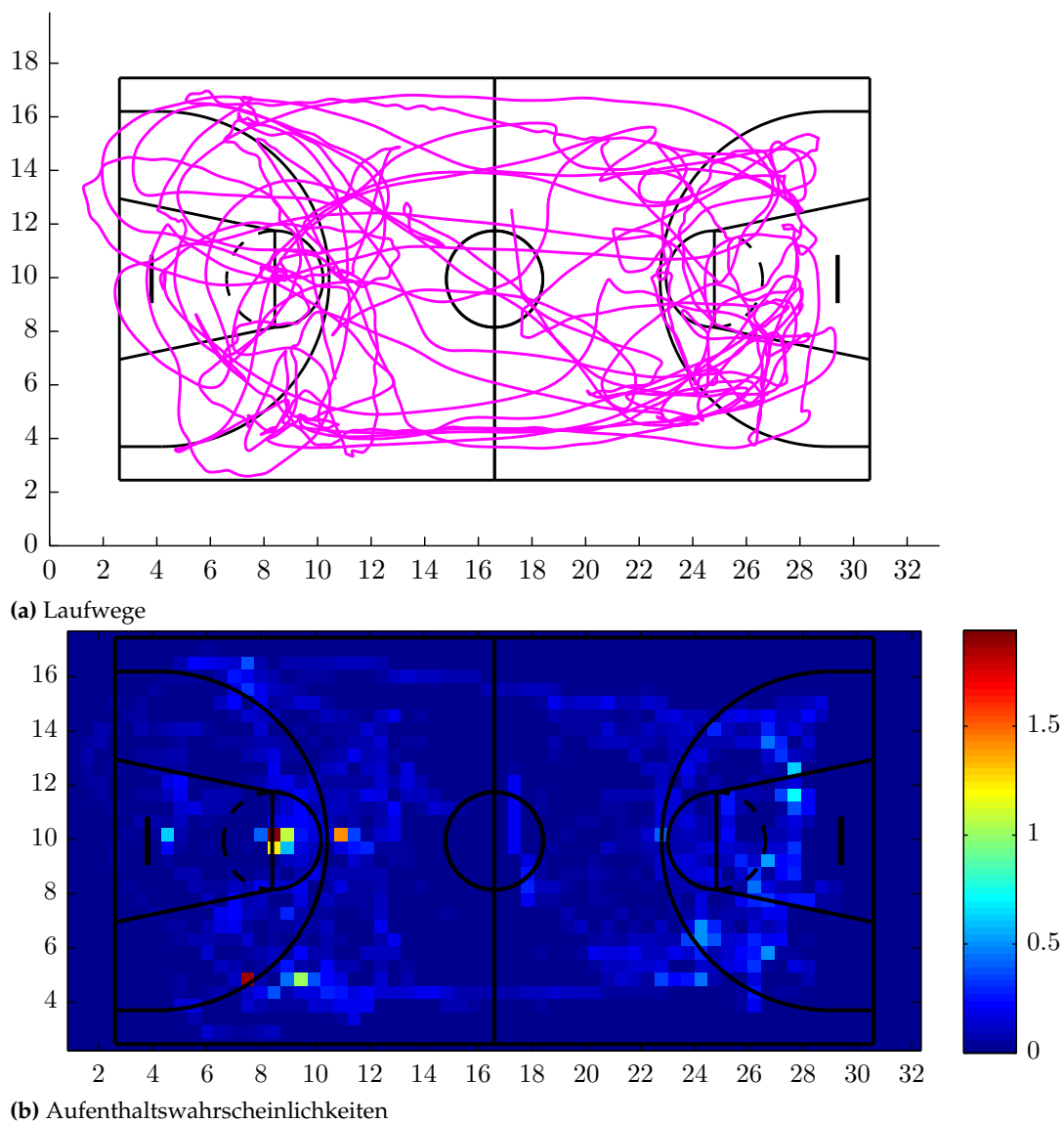


Abbildung E.3: Laufwege und HeatMap eines *Shooting Guards* im Basketball (Zahlenangaben in m). Die Farbskala gibt die Aufenthaltswahrscheinlichkeit pro Box (0,5 m × 0,5 m) in % der gesamten Spielzeit an.

Abbildungsverzeichnis

2.1	Übersicht über die Stoffwechselwege der Energiebereitstellung	9
2.2	Energiezufuhr und Energieabgabe	10
2.3	Energieumsatz bei aerober und anaerober Energieproduktion.	13
2.4	Mobile Spirometrie	16
2.5	Beziehung zwischen der Herzfrequenz und dem Sauerstoffverbrauch .	17
	(a) Lineare Beziehung zwischen HR und VO_2	17
	(b) VO_{2max} versus HR_{max}	17
2.6	O_2 -Bedarf in der Ruhe-, Arbeits- und Erholungsphase	22
	(a) bei supramaximaler Belastung	22
	(b) bei Belastung an der Dauerleistungsgrenze	22
	(c) bei submaximaler Belastung	22
2.7	Ventilatorische und Laktatschwellen	23
2.8	Laktat-Stufentest	26
2.9	Ventilations-Rampentest	27
2.10	Steuerung im Sport	29
2.11	Blockschaltbild einer Regelung	30
2.12	Trainingsbereiche nach Schwellen	31
3.1	Kommerzielle Herzfrequenzmessgeräte für Mannschaften	35
	(a) Suunto Team POD	35
	(b) Polar Team ² Pro	35
3.2	Schematischer Aufbau des SPA-Systems	44
3.3	Gesamtsystem zur Spielanalyse	45
3.4	Teilsystem zur Spielanalyse	46
3.5	Teilsystem zur Interpretation, Analyse und zum Transfer	47
4.1	Komponenten Biosignal-Monitoring	51
4.2	Datenfluss Video-System	52
4.3	EKG-Signal	53
4.4	Bildsensoren in CCD- und CMOS-Technologie	54
4.5	Versuchsaufbau Seitenansicht für ein Handballspielfeld	58
4.6	Funktionsweise des Bayer-Farbfilter	62
4.7	Operationsverstärkerschaltung	67
4.8	Instrumentationsverstärker	69

4.9	CCD-Bildsensoren	70
	(a) CCD-Sensor mit ultraviolettem Anteil	70
	(b) CCD-Sensor mit infrarotem Anteil	70
4.10	EKG Verstärker	73
4.11	Worst-Case-Analyse des Frequenzverhaltens eines EKG-Verstärkers . .	74
4.12	Relative Flächenauflösung bei Fischaugenobjektiven	76
4.13	Bildsensoren in Videokameras	77
4.14	Brustgurtmodule mit unterschiedlichen Funkübertragungstechnologien	80
	(a) Bluetooth V1.1 (BG-V1)	80
	(b) Bluetooth V2.0 (BG-V2)	80
	(c) ZigBee (BG-V3)	80
	(d) ANT (BG-V4)	80
4.15	BG-V4 mit Funkmodul	83
4.16	avi-Container	86
4.17	Videodatenspeicherung	87
4.18	Vergleich von verlustfreien Video-Kompressions-Algorithmen	88
4.19	Erweiterter schematischer Aufbau des SPA-Systems	89
4.20	Prototypischer Aufbau des SPA-Systems	90
5.1	Vergleich des Rechenaufwandes verschiedener QRS-Detektionsverfahren	93
5.2	Grundstruktur von QRS-Detektoren	94
5.3	Signalvorverarbeitung des Pan/Tompkins QRS-Detektionsalgorithmus	95
5.4	QRS Detektion – Verarbeitungsstufen des Pan/Tompkins-Algorithmus	97
5.5	Signalvorverarbeitung der Eigenentwicklung des QRS-Detektors . . .	98
5.6	QRS-Detektion – Verarbeitungsstufen der Eigenentwicklung	99
5.7	Komponenten der digitalen Bildverarbeitung	102
5.8	Bildvorverarbeitungsschritte	103
5.9	Bayer-Farbfilter	104
5.10	Rechenaufwand gegenüber Qualität für Demosaicing-Algorithmen . .	106
5.11	Bildentzerrung mithilfe der Transferfunktion und ihrer Inversen	107
5.12	Verlauf der Transformationsfunktion zur Bildentzerrung	108
5.13	Objektiventzerrung	109
5.14	Erstellung eines Fischaugenbildes aus dem Original	110
5.15	Entzerrtes Bild mit sichtbarem Qualitätsverlust (Nadelkisseneffekt) . .	110
5.16	Perspektivische Entzerrung am Beispiel einer Spielfeldhälfte	111
	(a) Sporthalle mit perspektivischer Verzerrung	111
	(b) Sporthalle ohne perspektivische Verzerrung	111
5.17	Die vier Basis-2D-Transformationen	112
5.18	Komponenten des Trackings	115
5.19	Auswahl eines Start-Templates für einen Handballspieler	117
5.20	Spielermodell beim Partikelfilter-basierten Tracking	118

5.21	Voronoi-Partitionierung in einer multiplen Tracker-Umgebung	119
5.22	Koordinatentransformation	120
(a)	Punkt 1: Ausgangspunkt ist das verzerrte Fischaugenbild	120
(b)	Punkt 2: Entzerren der Punkte aus dem Fischaugenbild	120
(c)	Punkt 3: Software-Kalibrierung (Warping)	120
(d)	Punkt 4: Umrechnung von Kopf- auf Fußpositon	120
5.23	Transformation der Kopfposition auf die Fußposition	121
5.24	Inverse Koordinatentransformation	121
(a)	Punkt 5: Ausgangspunkt ist die Fußposition des Spielers	121
(b)	Punkt 6: Umrechnung der Fußkoordinaten auf die Kopfposition	121
(c)	Punkt 7: Inverses Warping	121
(d)	Punkt 8: Transformation in die Fischaugendarstellung	121
5.25	Testserie zur Bewertung des Videotrackings	123
5.26	Filterparameteroptimierung im Hinblick auf den zurückgelegten Weg	124
(a)	Relativer prozentualer Fehler der zurückgelegten Laufstrecke	124
(b)	Projektion des absoluten prozentualen Fehlers	124
5.27	Optimierung Filterparameter im Hinblick auf die Koordinatenabweichung von der SOLL-Position	125
(a)	Abweichung von der SOLL-Position in m	125
(b)	Projektion	125
5.28	Filterparameteroptimierung im Hinblick auf den zurückgelegten Weg	126
(a)	Relativer prozentualer Fehler der zurückgelegten Laufstrecke	126
(b)	Projektion des absoluten prozentualen Fehlers	126
6.1	Grafische Benutzeroberfläche des Software-Analysewerkzeugs	130
6.2	Installation des Video-Systems in der Maspornhalle in Paderborn	132
6.3	Spiel der deutschen Handballnationalmannschaft der Männer	134
6.4	Brutto-Laufleistung der deutschen Handballnationalmannschaft	135
6.5	Laufleistung einer Handballmannschaft der 3. Liga	136
6.6	Spiel der Paderborn-Baskets gegen Berlin	137
6.7	Zeitliche Spielumfänge für einen Basketballer der 1. Bundesliga	138
6.8	Laufleistung für einen Basketballer der 1. Bundesliga	139
6.9	Streetball-Demonstration	140
6.10	Herzfrequenz- und Geschwindigkeitsverlauf von Spieler 14	141
6.11	Herzfrequenz- und Geschwindigkeitsverlauf von Spieler 15	142
6.12	Wirkungsgradänderung beim Dauerlauf innerhalb von 14 Monaten	144
6.13	Äußere und innere Leistung von Spieler 14	146
6.14	Äußere und innere Leistung von Spieler 15	147
B.1	Parcours zum Testen der Foot-Pods für einfache Bewegungsabläufe	158
B.2	Parcours zum Testen der Foot-Pods für komplexe Bewegungsabläufe	159

C.1	Aktives Tiefpassfilter 2. Ordnung mit Mehrfachgegenkopplung	163
C.2	Aktives Tiefpassfilter 2. Ordnung mit Einfachmitkopplung	164
C.3	Frequenzverläufe der Filter dritter und vierter Ordnung	165
C.4	NTC-Widerstand (Heißleiter)	167
C.5	Schaltung zur Messung der Hauttemperatur	168
C.6	Schaltung zur Messung des Hautleitwertes	169
C.7	Gigabit Ethernet Kamera TMC-1327 GE von Jai: Datenblatt - Seite 1 . .	170
C.8	Gigabit Ethernet Kamera TMC-1327 GE von Jai: Datenblatt - Seite 2 . .	171
C.9	Fischaugenobjektiv FE185C086HA-1 von Fujinon (Datenblatt)	172
D.1	FIR-Filter – Grundstruktur	174
D.2	Vergleich FIR- gegen IIR-Filter	175
E.1	Energetische Modellierung des Siegers des 100 m-Sprintfinales WM'97	184
E.2	Laufwege und Aufenthaltswahrscheinlichkeiten eines Centers	185
(a)	Laufwege	185
(b)	Aufenthaltswahrscheinlichkeiten	185
E.3	Laufwege und Aufenthaltswahrscheinlichkeiten eines Shooting Guards	186
(a)	Laufwege	186
(b)	Aufenthaltswahrscheinlichkeiten	186

Tabellenverzeichnis

1.1	Klassifizierung der Sportarten	3
2.1	Netto-Wirkungsgrade physikalisch erbrachter Leistungen	10
2.2	Kapazitäten und Leistungsfähigkeit der Energiebereitstellungssysteme	14
2.3	Metabolische Arbeitsleistungen bei verschiedenen Spielsportarten . . .	19
2.4	Leistungsdiagnostische Tests – Überblick	28
3.1	Bewertungskategorien für das Videotracking	38
3.2	Übersicht videobasierte Trackingsysteme	39
4.1	Abmessungen von Bildsensoren	60
4.2	Abtastfrequenzen relevanter Biosignale	64
4.3	Beleuchtungsstärken in Fußballstadien	66
4.4	Blendenreihe	66
4.5	2,4 GHz RF-Transceiver	84
4.6	Digitale Kameraschnittstellen	85
5.1	Übersicht der Leistungsfähigkeit von QRS-Detektionsalgorithmen . . .	92
5.2	Testergebnisse Pan/Tompkins-Algorithmus und Eigenentwicklung . .	101
6.1	Untersuchungen bezüglich der Laufleistung in Sportspielen	131
A.1	Respiratorischer Quotient und Kalorienäquivalent	153
A.2	Statistische Normen von Kaderuntersuchungen für die relative $VO_{2,max}$	155
A.3	Leistungsdiagnostische Untersuchungen	156
B.1	Übersicht kommerzieller Distanzmesser	157
B.2	Testergebnis Best-Case-Szenario	158
B.3	Testergebnis Typical-Case-Szenario	159
C.1	Typische Stromaufnahme MSP430FG4616 bei 25° C	162
C.2	Innere Verstärkung bei Einfach-Mitkopplung	164
C.3	Stromaufnahme EKG-Verstärker	166
C.4	Stromaufnahme der Hauttemperaturmessung	168
C.5	Stromaufnahme der Hautleitwertmessung	169

Tabellenverzeichnis

D.1	NSTB-Datensätze mit zugehörigem Signal-Rausch-Abstand	179
D.2	Übersicht Klassifikation von Detektionsstrategien	180
E.1	Wirkungsgrade im 100 m-Sprintfinale der Männer bei der WM'97 . . .	184

Literaturverzeichnis

- [1] ABATEC ELECTRONIC AG: *LPM | Das System | Technische Daten*. <http://www.abatec.at/>. September 2011
- [2] AGARWALA, A. ; HERTZMANN, A. ; SALESIN, D.H. ; SEITZ, S.M.: Keyframe-based tracking for rotoscoping and animation. In: *ACM SIGGRAPH 2004 Papers* ACM (Veranst.), 2004, S. 584–591
- [3] AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE: *ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription*. 8. Wolters Kluwer Lippincott Williams & Wilkins, 2010
- [4] ARSAC, L.M. ; LOCATELLI, E.: Modeling the energetics of 100m running by using speed curves of world champions. In: *Journal of Applied Physiology* 92 (2002), S. 1781–1788
- [5] BAYER, B.E.: *Color Imaging Array*. Juli 1976
- [6] BBL, Basketball Bundesliga GmbH: *Beko Basketball Bundesliga – Standards*. BBL, Basketball Bundesliga GmbH, 2010
- [7] BBL, Basketball Bundesliga GmbH: *Scouting und Statistik Daten*. <http://www.basketball-bundesliga.de/dates-und-results/stats/teams/scoutings.html>. 06 2011
- [8] BETHGE, Philip: SPORTWISSENSCHAFT: Der berechnete Sieg. In: *DER SPIEGEL* 04 (2009), S. 110–111
- [9] BIERBAUM, A.: *Implementierung und Validierung von VT-/VF -Detektionsalgorithmen für Echtzeitanwendungen*, Universität Karlsruhe (TH), Diplomarbeit, 2001
- [10] BIERMANN, C.: FUSSBALL: Der Code der Gewinner. In: *DER SPIEGEL* 11 (2007), S. 130–132
- [11] BLAKE, A. ; ISARD, M.: The condensation algorithm-conditional density propagation and applications to visual tracking. In: *Advances in Neural Information Processing Systems* (1997), S. 361–367
- [12] BOLZ, W. ; URBASZEK, A.: *Technik in der Kardiologie*. Springer, 2002
- [13] BRÜGGEMANN, G.P. ; KOSZEWSKI, D. ; MÜLLER, H.: *Biomechanical Research Project: Athens 1997: Final Report: Report on the Biomechanical Research Project at the 6th World Championships in Athletics, Athens 1997, Sponsored by the International Athletic Foundation*. Meyer und Meyer Sport, 1999
- [14] BÖTTCHER, G.: *Die Bedeutung der konditionellen Fähigkeiten im Hallenhandball: Eine theoretische Standortbestimmung und empirische Untersuchung*, Universität Gesamthochschule Kassel, Dissertation, 1998
- [15] BURNETT, C.M.L.: *Bayer pattern on sensor*. http://en.wikipedia.org/wiki/Bayer_filter. 12 2006
- [16] CARDEI, V. ; FUNT, B. ; BARNARD, K.: White point estimation for uncalibrated images. In: *Proceedings of the IS and T/SID seventh color imaging conference: color science systems and applications* Citeseer (Veranst.), 1999, S. 97–100

- [17] CARLING, C. ; BLOOMFIELD, J. ; NELSEN, L. ; REILLY, T.: The role of motion analysis in elite soccer: contemporary performance measurement techniques and work rate data. In: *Sports Medicine* 38 (2008), S. 839–862
- [18] CHEN, T.: *A Study of Spatial Color Interpolation Algorithms for Single-Detector Digital Cameras*, Information System Laboratory, Department of Electrical Engineering, Stanford University, Course Project, 1999
- [19] DFL, Deutsche Fußball Liga GmbH: *Statistik*. <http://www.bundesliga.de/de/statistik/>. 09 2011
- [20] DI PRAMPERO, P.E. ; FUSI, S. ; SEPULCRI, L. ; MORIN, J.B. ; BELLI, A. ; ANTONUTTO, G.: Sprint running: a new energetic approach. In: *Journal of experimental biology* 208 (2005), S. 2809–2816
- [21] DICKHUTH, H.-H. ; MAYER, F. ; BERG, A.: *Sportmedizin für Ärzte*. Deutscher Ärzte-Verlag, 2003
- [22] DICKHUTH, H.-H. ; RÖCKER, K. ; MAYER, F. ; NIESS, A. ; HORSTMANN, T. ; HEITKAMP, H.C. ; DOLEZAL, P.: Bedeutung der Leistungsdiagnostik und Trainingssteuerung bei Ausdauer- und Spielsportarten. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 47 (1996), S. 183–189
- [23] DYNASTREAM INNOVATIONS INC.: *SpeedMax White Paper*. Dynastream Innovations Inc., 2005
- [24] ERČULJ, F. ; DEŽMAN, B. ; VUČKOVIĆ, G. ; PERŠ, J. ; PERŠE, M. ; KRISTAN, M.: AN ANALYSIS OF BASKETBALL PLAYERS' MOVEMENTS IN THE SLOVENIAN BASKETBALL LEAGUE PLAY-OFFS USING THE SAGIT TRACKING SYSTEM. In: *Facta universitatis. Series: Physical Education and Sport* 6 (2008), S. 75–84
- [25] FIBA, Fédération Internationale de Basketball: *Official Basketball Rules*. Fédération Internationale de Basketball, 2010
- [26] FUJIFILM HOLDINGS CORPORATION: *Datenblatt – Fischaugenobjektiv FE185C086HA-1 von Fujinon*. http://www.fujifilm.com/products/optical_devices/pdf/cctv/security/fisheye/fe185c086ha-1.pdf. 09 2011
- [27] GERBER, M. ; SCHRAG, D.: *Wearable Heartbeat Logger*, Eidgenössische Technische Hochschule Zürich, Institut für Elektronik, Semesterarbeit, 2001
- [28] GÖHRING, D.: *Digitalkameratechnologien – Eine vergleichende Betrachtung: CCD kontra CMOS*, Humboldt Universität zu Berlin, Technische Informatik, Diplomarbeit, 2002
- [29] GLASBEY, C.A. ; MARDIA, K.V.: A review of image-warping methods. In: *Journal of Applied Statistics* 25 (1998), S. 155–171
- [30] GOLDBERGER, A.L. ; AMARAL, L.A.N. ; GLASS, L. ; HAUSDORFF, J.M. ; IVANOV, P.C. ; MARK, R.G. ; MIETUS, J.E. ; MOODY, G.B. ; PENG, C.-K. ; STANLEY, H.E.: PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. In: *Circulation* 101 (2000), S. 215–220
- [31] GOLLHOFER, A. ; ALT, W.: *Handbuch Sportbiomechanik*. Hofmann, 2009
- [32] GULATI, M. ; SHAW, L.J. ; THISTED, R. A. ; BLACK, H.R. ; NOEL BAIREY MERZ, C. ; ARNSDORF, M.F.: Heart Rate Response to Exercise Stress Testing in Asymptomatic Women. In: *Circulation* 122 (2010), S. 130–137

- [33] HAMILTON, P.S.: *QRSDet: A QRS detector*. <http://www.eplimited.com/software.htm>. 2000
- [34] HAMILTON, P.S. ; TOMPKINS, W.J.: Quantitative Investigation of QRS Detection rules using the MIT/BIH Arrhythmia Database. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 33 (1986), S. 1157–1165
- [35] HAQUE, M.A. ; RAHMAN, M.E. ; SAYEED, C.A.AI ; UDDIN, B.M.Z.: A Fast Algorithm in Detecting ECG Characteristic Points. In: *Second International Conference on Electrical and Computer Engineering*, 2002
- [36] HARRIS, J.A. ; BENEDICT, F.G.: *A biometric study of basal metabolism in man*. Carnegie Institution of Washington, 1919
- [37] HBL, Handball Bundesliga GmbH: *Hallenstandards für die Handball-Bundesliga*. HBL, Handball Bundesliga GmbH, 2010
- [38] HECK, H.: *Energiestoffwechsel und medizinische Leistungsdiagnostik*. Hofmann-Verlag, 1990
- [39] HECK, H. ; SCHULZ, H.: Methoden der anaeroben Leistungsdiagnostik. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 53 (2003), S. 202–212
- [40] HECKBERT, P.S.: *Fundamentals of Texture Mapping and Image Warping*, Department of Electrical Engineering and Computer Science, Diplomarbeit, 1989
- [41] HEINEMANN, R.: *PSPICE: Einführung in die Elektroniksimulation*. Hanser Verlag, 2007
- [42] HOHMANN, A. ; BRACK, R.: Thoeretische Aspekte der Leistungsdiagnostik im Sportspiel. In: *Leistungssport* 2 (1983), S. 5–10
- [43] HOLLMANN, W. ; HETTINGER, T.: *Sportmedizin: Grundlagen für Arbeit, Training und Präventivmedizin*. Schattauer, 2000
- [44] HUSAR, P.: *Biosignalverarbeitung*. Springer, 2010
- [45] IHF, Internationale Handball Federation: *Spielregeln*. IHF, Internationale Handball Federation, 2010
- [46] ISARD, M. ; BLAKE, A.: Condensation–conditional density propagation for visual tracking. In: *International journal of computer vision* 29 (1998), S. 5–28
- [47] JAI INC.: *Datenblatt – GigE Vision Kamera TMC-1327 GE von Jai*. http://www.jai.com/ProtectedDocuments/datasheets/Datasheet_TM-TMC-1327GE.pdf. 09 2011
- [48] JOST, J. ; FRIEDMANN, B. ; DORSCH, M. ; JALAK, R. ; WEISS, M.: Sportmedizinische Leistungsdiagnostik und Trainingssteuerung im Basketball. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 47 (1996), Nr. 1, S. 3–16
- [49] JURGELUCKS, B.: *Spielzuganalyse im Basketball*, Universität Paderborn, Fakultät für Elektrotechnik, Informatik und Mathematik, Institut für Mathematik, Arbeitsgruppe Angewandte Mathematik - Numerische Mathematik und dynamische Systeme, Bachelorarbeit, 2011
- [50] KADAMBE, S. ; MURRAY, R. ; BOUDREAUX-BARTELS, G.F.: Wavelet transform-based QRS complex detector. In: *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 7 (1999), S. 838–848

- [51] KÖHLER, B.-U. ; HENNIG, C. ; ORGLMEISTER, R.: The principles of software QRS detection. In: *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* 21 (2002), Nr. 1, S. 42–57
- [52] KINDERMANN, W.: Anaerobe Schwelle. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 55 (2004), Nr. 6, S. 161 – 162
- [53] KINDERMANN, W. ; DICKHUTH, H.-H. ; NIESS, A. ; RÖCKER, K. ; UHRHAUSEN, A.: *Sportkardiologie*. Steinkopf, 2007
- [54] KNECHTLE, B. ; MÜLLER, G. ; WILLMANN, F. ; KOTTECK, K. ; ESER, P. ; KNECHT, H.: Fat oxidation in men and women endurance athletes in running and cycling. In: *International journal of sports medicine* 25 (2004), Nr. 1, S. 38–44
- [55] KREUZER, J. ; DIEMER, R.: Monitoring of the Body Core Temperature while Doing Sport. In: *International Conference on Ambulatory Monitoring of Physical Activity and Movements*, 2008
- [56] KRISTAN, M. ; PERS, J. ; PERSE, M. ; KOVACIC, S.: Closed-world tracking of multiple interacting targets for indoor-sports applications. In: *Computer Vision and Image Understanding* 113(5) (2009), S. 598–611
- [57] KROIDL, R.F. ; SCHWARZ, S. ; LEHNIGK, B.: *Kursbuch Spiroergometrie*. Thime, 2010
- [58] LEWIS, J.P.: Fast normalized cross-correlation. In: *Vision Interface. Canadian Image Processing and Pattern Recognition Society*. Bd. 10 Citeseer (Veranst.), 1995, S. 120–123
- [59] LI, C. ; ZHENG, C. ; TAI, C.: Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms. In: *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 42 (1995), S. 21–28
- [60] LITWILLER, D.: CMOS vs. CCD: Maturing Technologies, Maturing Markets. In: *Photonics Spectra* 08 (2005)
- [61] LONDEREE, B.E.N.R. ; THOMAS, T.O.M.R. ; ZIOGAS, G. ; SMITH, T.D. ; ZHANG, Q.: $\% \dot{V}O_{2,max}$ versus $\%HR_{max}$ regressions for six modes of exercise. In: *Medicine & Science in Sports & Exercise* 27 (1995), S. 458–461
- [62] MANCHADO, C. ; HOFFMANN, E. ; VALDIVIELSO, F.N. ; PLATEN, P.: Beanspruchungsprofil im Frauenhandball-Belastungsdauer und Herzfrequenzverhalten bei Spielen der Nationalmannschaft. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 58 (2007), Nr. 10, S. 368–373
- [63] MANCHADO LOPEZ, C.: *Análisis del juego de Balonmano de elite femenino en relación con la intensidad y volumen de los desplazamientos y la frecuencia cardiaca individual*, Universidad Politécnica de Madrid, Dissertation, 2007
- [64] MANLY, K.F. ; CUDMORE, R.H. ; MEER, J.M.: Map Manager QTX, cross-platform software for genetic mapping. In: *Mammalian Genome* 12 (2001), S. 930–932
- [65] MAREES, H. de: *Sportphysiologie*. Strauß, 2003
- [66] MATHWORKS, INC., MATLAB R2008B: *Image Processing Toolbox, cp2tform: Infer spatial transformation from control pointpairs, Helpdocumentation*. MathWorks, Inc., 2008
- [67] MATHWORKS, INC., MATLAB R2009B: *Video and Image Processing Blockset 2*. http://www.mathworks.com/help/pdf_doc/vipblks/vipblks.pdf. 06 2009

- [68] MCARDLE, W. D. ; KATCH, F. I. ; KATCH, V. K.: *Exercise Physiology - Energy, Nutrition, and Human Performance*. Lea & Febiger, 1991
- [69] MCMILLAN JR, L.: *An image-based approach to three-dimensional computer graphics*, University of North Carolina, Dissertation, 1997
- [70] MITCHELL, J.H. ; HASKELL, W. ; SNELL, P. ; VAN CAMP, S.P.: Task Force 8: Classification of sports. In: *Journal of the American College of Cardiology* 45 (2005), S. 1364–1367
- [71] MONIER, E.: *Vision Based Tracking in Team Sports*, Universität Paderborn, Fakultät für Elektrotechnik, Informatik und Mathematik, Institut für Elektrotechnik und Informationstechnik, Fachgebiet Schaltungstechnik, Dissertation, 2011
- [72] NEUMANN, G. ; SCHÜLER, K.-P.: *Sportmedizinische Funktionsdiagnostik*. Barth Verlagsgesellschaft mbH Leipzig, 1994
- [73] NIEMEYER, J. ; REUSSE, J.: *Untersuchung der Messgenauigkeit von Sportuhren mit Geschwindigkeits- und Entfernungsfunktionen*, Leibniz Universität Hannover, Institut für Kartographie und Geoinformatik, Studienarbeit, 2007
- [74] ORGELMEISTER, R. ; KÖHLER, B.-U.: *Grundlagen der Biomedizinischen Signalverarbeitung / Fachgebiet Elektronik und Medizinische Signalverarbeitung*, Technische Universität Berlin. 2005. – Vorlesungsskript
- [75] PAN, J. ; TOMPKINS, W. J.: A Real-Time QRS Detection Algorithm. In: *IEEE Transactions of Biomedical Engineering* 32 (1985), Nr. 3, S. 230–235
- [76] PARISOT, C.: *APIDIS – Raw data content provisioning for end-of-project trials*. http://www.apidis.org/pdfs/APIDIS_D3.3_RawData.pdf. 11 2009
- [77] PHYSIONET: *The MIT-BIH Noise Stress Test Database*. <http://www.physionet.org/physiobank/database/nstadb/>. 03 2011
- [78] PLOWMAN, S.A. ; SMITH, D.L.: *Exercise Physiology for Health, Fitness, and Performance*. Wolters Kluwer, 2008
- [79] POLAR ELECTRO OY: *Polar Gebrauchsanleitung S810*. Professorintie 5, Kempele, Finnland: , 05 2001
- [80] POLAR ELECTRO OY: *Team-Sport*. http://www.polar-deutschland.de/de/b2b_produkte/team_sports. 03 2011
- [81] PORI, P. ; KOVAČIČ, S. ; BON, M. ; DOLENEC, M. ; ŠIBILA, M.: Various age category–related differences in the volume and intensity of the large-scale cyclic movements of male players in team handball. In: *Universitatis Palackianae Olomucensis Gymnica* 35 (2005), Nr. 2, S. 119–126
- [82] RUHA, A. ; SALLINEN, S. ; NIISILA, S.: A real-time microprocessor QRS detector system with a 1-ms timing accuracy for the measurement of ambulatory HRV. In: *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 44 (1997), S. 159–167
- [83] ŠIBILA, M. ; VULETA, D. ; PORI, P.: Position-related differences in volume and intensity of large-scale cyclic movements of male players in handball. In: *Kinesiology* 36 (2004), Nr. 1, S. 58–68

- [84] SCHMIDT, G.J. ; BENCKENDORFF, J. von: Zur Lauf- und Sprungbelastung im Basketball. In: *Leistungssport* 33 (2003), S. 41–48
- [85] SCHNIBBEN, C.: MATHEMATIK: Der nackte Profi. In: *DER SPIEGEL* 31 (2011), S. 110–112
- [86] SCHULTE-THOMAS, A.: *Analyse und Ordnungsreduktion eines mathematischen Modells für den Energiestoffwechsel menschlicher Muskelzellen*, Universität Paderborn, Dissertation, 2005
- [87] SONY CORPORATION: *Datenblatt – ICX205AL*. <http://www.sony.net/Products/SC-HP/datasheet/90203/confirm.html>. 09 2011
- [88] SONY CORPORATION: *Datenblatt – ICX285AL*. <http://www.sony.net/Products/SC-HP/datasheet/90203/data/a6805283.pdf>. 09 2011
- [89] STÖCKER, H.: *Taschenbuch mathematischer Formeln und moderner Verfahren*. Verlag Harri Deutsch, 1999
- [90] STEMMER IMAGING GMBH ; WILLIAMSON, Mark (Hrsg.) ; SOMMERKAMP, Astrid (Hrsg.): *The Imaging and Vision Handbook 2010-11*. 2010
- [91] SUUNTO OY: *Suunto Team POD*. <http://www.suunto.com/de/Products/Pods-Belts/Suunto-Team-POD>. 03 2011
- [92] TIETZE, U. ; SCHENK, C.: *Halbleiterschaltungstechnik*. Springer, 2002
- [93] TOMASITS, J. ; HABER, P.: *Leistungsphysiologie: Grundlagen für Trainer, Physiotherapeuten und Masseur*. Springer, 2007
- [94] TOMPKINS, W.J.: *Biomedical digital signal processing: C-language examples and laboratory experiments for the IBM PC*. Prentice Hall, 1993
- [95] UEFA, Union of European Football A.: *UEFA-Stadioninfrastruktur-Reglement*. UEFA, Union of European Football Associations, 2010
- [96] VATOLIN, D. ; SELEZNEV, I. ; SMIRNOV, M.: *Lossless Video Codecs Comparison '2007 / CS MSU Graphics&Media Lab Video Group*. 2007. – Forschungsbericht
- [97] WAGNER, G. von: *Entwicklung von Methoden zur Echtzeitanalyse von EKG-Signalen mit Neuro-Fuzzy-Systemen für Anwendungsszenarien der Telemedizin*, Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik Universität Fridericiana Karlsruhe, Dissertation, 2006
- [98] WEBER, U.: Wenn der Weg auf einmal kürzer wird. In: *Runner's World* 12 (2007), S. 82–85
- [99] WEBER, U.: Ermessenssache. In: *Runner's World* 11 (2008), S. 74–75
- [100] WEBER, U.: Schlau und genau. In: *Runner's World* 08 (2009), S. 56–57
- [101] WEISS, M.: *Gesprächsnotiz*. 2011. – geführt vom Verfasser
- [102] WILLIMCZIK, K.: *Biomechanik der Sportarten*. Rowohlt, 1989
- [103] WINFRIED, U. ; TREZZA, M.: *Therapiemessgerät zum Entspannungstraining*, Alpen-Adria-Universität Klagenfurt, Diplomarbeit, 2003
- [104] WITKOWSKI, Ulf: *Forschungspreis 2006 - Abschlussbericht / Universität Paderborn, Fakultät für Elektrotechnik, Informatik und Mathematik, Institut für Elektrotechnik und Informationstechnik, Fachgebiet Schaltungstechnik*. 2007. – Forschungsbericht

Betreute Arbeiten

- [105] BRÜNE, Stefan: *Entwicklung eines robusten Algorithmus zur QRS-Komplexerkennung*, Universität Paderborn, Fakultät für Elektrotechnik, Informatik und Mathematik, Institut für Elektrotechnik und Informationstechnik, Fachgebiet Schaltungstechnik, Diplomarbeit, März 2008
- [106] BRÜSCHKE, Steven: *Eine Untersuchung der Belastungsparameter Laufumfang und Laufintensität im Profibasketball, unter besonderer Berücksichtigung leistungsspezifischer Parameter*, Universität Paderborn, Fakultät für Naturwissenschaften, Department für Sport & Gesundheit, Arbeitsbereich Sportmedizin, Bachelorarbeit, August 2010
- [107] CHRIST, Peter: *Messung von Bewegung und körperlichem Stress mit einem mobilen EKG-System*, Universität Heidelberg, Hochschule Heilbronn, Medizinische Informatik, Diplomarbeit, Juli 2009
- [108] ETEMADI, Rosbeh: *Beschleunigung von Bildverarbeitungsrouitinen mit parallelen Hardwarearchitekturen am Beispiel von Multicore- und Grafikprozessoren*, Universität Paderborn, Fakultät für Elektrotechnik, Informatik und Mathematik, Institut für Elektrotechnik und Informationstechnik, Fachgebiet Schaltungstechnik, Diplomarbeit, November 2010
- [109] JAKOBMEYER, Rasmus: *Läuferisches Anforderungsprofil im Basketball in Abhängigkeit von der gegnerischen Laufleistung*, Universität Paderborn, Fakultät für Naturwissenschaften, Department für Sport & Gesundheit, Arbeitsbereich Sportmedizin, Masterarbeit, September 2011
- [110] PAIER, Daniel: *(S)ports(P)erformance(A)nalyzer Eine Bewertung der Teilkomponente Videotracking hinsichtlich Validität, Reliabilität und Objektivität*, Universität Paderborn, Fakultät für Naturwissenschaften, Department für Sport & Gesundheit, Arbeitsbereich Sportmedizin, Diplomarbeit, Juni 2009
- [111] PARKETNY, Tobias: *Aufnahme- und Auswerteeinheit zur Herzfähigkeitsanalyse*, Universität Paderborn, Fakultät für Elektrotechnik, Informatik und Mathematik, Institut für Elektrotechnik und Informationstechnik, Fachgebiet Schaltungstechnik, Studienarbeit, Juli 2007
- [112] PARKETNY, Tobias: *Ein energieeffizientes drahtloses Sensornetzwerk für leistungsdiagnostische Anwendungen im Sport*, Universität Paderborn, Fakultät für Elektrotechnik, Informatik und Mathematik, Institut für Elektrotechnik und Informationstechnik, Fachgebiet Schaltungstechnik, Diplomarbeit, Juni 2008
- [113] PLÖGER, Tim: *Das Anforderungsprofil eines Basketballers Eine Analyse der läuferischen Leistung*, Universität Paderborn, Fakultät für Naturwissenschaften, Department für Sport & Gesundheit, Arbeitsbereich Sportmedizin, Bachelorarbeit, August 2010
- [114] RÜCKERT, Tobias: *Bewegungsprofile im Grundschulsport - Wie bewegungsintensiv sind die im Sportunterricht durchgeführten Spiele?*, Universität Paderborn, Fakultät für Naturwissenschaften, Department für Sport & Gesundheit, Arbeitsbereich Sportpädagogik und Sportdidaktik, Examensarbeit, Februar 2011

Betreute Arbeiten

- [115] THOMAS, Patrick: *Projektmanagement in der Entwicklung hardwarenaher Softwaresysteme am Beispiel einer Anwendung zur Sportanalyse*, Universität Paderborn, Fakultät für Elektrotechnik, Informatik und Mathematik, Institut für Elektrotechnik und Informationstechnik, Fachgebiet Schaltungstechnik, Diplomarbeit, September 2009
- [116] WENDLANDT, Alexander: *Hardwarebeschleunigte Videoverarbeitung mit FPGAs*, Universität Paderborn, Fakultät für Elektrotechnik, Informatik und Mathematik, Institut für Elektrotechnik und Informationstechnik, Fachgebiet Schaltungstechnik, Diplomarbeit, Oktober 2007
- [117] ZORN, René: *Adaption und Implementation von Bildverarbeitungsalgorithmen für hochparallele Hardwareplattformen*, Universität Paderborn, Fakultät für Elektrotechnik, Informatik und Mathematik, Institut für Elektrotechnik und Informationstechnik, Fachgebiet Schaltungstechnik, Diplomarbeit, März 2011

Eigene Publikationen

- [118] MONIER, Emad ; WILHELM, Per ; RÜCKERT, Ulrich: A Computer Vision Based Tracking System for Indoor Team Sports. In: *The fourth International Conference on Intelligent Computing and Information Systems*. Cairo, Egypt, 19. - 22. Mrz. 2009
- [119] MONIER, Emad ; WILHELM, Per ; RÜCKERT, Ulrich: Template Matching Based Tracking of Players in Indoor Team Sports. In: *Third ACM/IEEE International Conference on Distributed Smart Cameras (ICDSC 2009)*. Como, Italy, 30. Aug. - 2. Sep. 2009
- [120] PAIER, Daniel ; SCHNITTKER, Reinhard ; REINECKE, Kirsten ; WILHELM, Per ; PREIS, Robert ; WEISS, Michael ; BAUMEISTER, Jochen: Physiologische Spielbeobachtung – Testgüte des Video-trackings im Sports Performance Analyzer (SPA). In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 60 (2009), Nr. 7-8, S. 186
- [121] SCHNITTKER, Reinhard ; BAUMEISTER, Jochen ; PAIER, Daniel ; WILHELM, Per ; WEISS, Michael: Leistungsvoraussetzungen und Anforderungsprofil im deutschen Profibasketball. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 60 (2009), Nr. 7-8, S. 189
- [122] SCHNITTKER, Reinhard ; PLÖGER, Tim ; JAKOBSMEYER, Rasmus ; WILHELM, Per ; WEISS, Michael: Analyse von Laufumfang und -intensität des Basketballspiels. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 62 (2011), Nr. 7-8, S. 189
- [123] WILHELM, Per: *50 Entwürfe junger Wissenschaftler für die Welt von morgen*. Kap. Hardware im Trikot – Dank moderner IT zu sportlichen Höchstleistungen, S. 168–171. Königswinter, Germany : Heel Verlag, November 2007
- [124] WILHELM, Per ; MONIER, Emad ; THOMAS, Patrick ; RÜCKERT, Ulrich: SPA–A system for analysis of indoor team sports using video tracking and wireless sensor network. In: *Proceedings of 6th International Symposium on Image and Signal Processing and Analysis - ISPA 2009*. Salzburg, Austria, 16. - 18. Sep. 2009, S. 237–241
- [125] WILHELM, Per ; MONIER, Emad ; XU, Feng ; WITKOWSKI, Ulf: Analysis of Indoor Team Sports Using Video Tracking and Wireless Sensor Network. In: *Conference proceedings of the World Congress of Performance Analysis of Sport VIII*. Magdeburg, Germany, 3. - 6. Sep. 2008, S. 165–169
- [126] WILHELM, Per ; THOMAS, Patrick ; MONIER, Emad ; TIMMERMANN, Robert ; DELLNITZ, Michael ; WERNER, Felix ; RÜCKERT, Ulrich: An Integrated Monitoring and Analysis System for Performance Data of Indoor Sport Activities. In: *The 10th Australasian Conference on Mathematics and Computers in Sport*, 5. - 7. Jul. 2010
- [127] WITKOWSKI, Ulf ; WILHELM, Per ; PARKETNY, Tobias: Einsatz von Low-Power Netzwerken zum Monitoring leistungsdiagnostischer Daten im Teamsport. In: *Wireless Technologies Kongress 2008*. Bochum, Germany, 23. - 24. Sep. 2008, S. 261–270