



JOHANNES GUTENBERG
UNIVERSITÄT MAINZ

ANPASSUNG DES METAMODELLS
PERPOT AN DEN
AUSDAUERORIENTIERTEN LAUFSPORT
ZUR TRAININGS- UND
WETTKAMPOPTIMIERUNG

Dissertation

zur Erlangung des Grades
Doktor der Naturwissenschaften (Dr. rer. nat)
des Fachbereichs Physik, Mathematik und Informatik
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

am 24. Juli 2013 vorgelegt von

Stefan Endler

Abgabedatum: 24. Juli 2013

Erstgutachter:

Zweitgutachter:

Mündlichen Prüfung: 16. Dezember 2013

DEUTSCHES ABSTRACT

Schon seit einigen Jahrzehnten wird die Sportwissenschaft durch computergestützte Methoden in ihrer Arbeit unterstützt. Mit der stetigen Weiterentwicklung der Technik kann seit einigen Jahren auch zunehmend die Sportpraxis von deren Einsatz profitieren. Mathematische und informatische Modelle sowie Algorithmen werden zur Leistungsoptimierung sowohl im Mannschafts- als auch im Individualsport genutzt.

In der vorliegenden Arbeit wird das von Prof. Perl im Jahr 2000 entwickelte Metamodell PerPot an den ausdauerorientierten Laufsport angepasst. Die Änderungen betreffen sowohl die interne Modellstruktur als auch die Art der Ermittlung der Modellparameter. Damit das Modell in der Sportpraxis eingesetzt werden kann, wurde ein Kalibrierungs-Test entwickelt, mit dem die spezifischen Modellparameter an den jeweiligen Sportler individuell angepasst werden. Mit dem angepassten Modell ist es möglich, aus gegebenen Geschwindigkeitsprofilen die korrespondierenden Herzfrequenzverläufe abzubilden.

Mit dem auf den Athleten eingestellten Modell können anschließend Simulationen von Läufen durch die Eingabe von Geschwindigkeitsprofilen durchgeführt werden. Die Simulationen können in der Praxis zur Optimierung des Trainings und der Wettkämpfe verwendet werden. Das Training kann durch die Ermittlung einer simulativ bestimmten individuellen anaeroben Schwellenherzfrequenz optimal gesteuert werden. Die statistische Auswertung der PerPot-Schwelle zeigt signifikante Übereinstimmungen mit den in der Sportpraxis üblichen invasiv bestimmten Laktatschwellen. Die Wettkämpfe können durch die Ermittlung eines optimalen Geschwindigkeitsprofils durch verschiedene simulationsbasierte Optimierungsverfahren unterstützt werden. Bei der neuesten Methode erhält der Athlet sogar im Laufe des Wettkampfs aktuelle Prognosen, die auf den Geschwindigkeits- und Herzfrequenzdaten basieren, die während des Wettkampfs gemessen werden. Die mit PerPot optimierten Wettkampfzielzeiten für die Athleten zeigen eine hohe Prognosegüte im Vergleich zu den tatsächlich erreichten Zielzeiten.

ENGLISH ABSTRACT

Sport science has been supported by computer-aided methods already for several decades. Advances in technology have increasingly benefited the practice of sports in recent times. Mathematical and computer science models as well as algorithms are now used to optimize performance in team and individual sport.

In this thesis, the metamodel PerPot, which was developed by Prof. Perl in the year 2000, is adapted to the endurance-oriented sport of running. The adaptations concern both the internal model structure and the manner of determining the model parameters. In order to use the model in sports practice, a calibration-test has been developed to adapt the specific model parameters to the individual athlete. The adapted model allows mapping a given speed profile to a corresponding heart rate profile.

Once the model has been set to the athlete's characteristics, simulations of running can be done using given speed profiles. In practice, the simulations can be used for the optimization of training and competition. The training can be optimized by determining the simulated individual anaerobic threshold heart rate. The statistical analysis of the PerPot-threshold compared to the invasively determined lactate thresholds, which are usually used in sports practice, shows significant similarities. Competition can be supported by determining an optimal speed profile using various simulation-based optimization methods. The latest optimization method even allow the athlete to get updated predictions in the course of competition based on the speed and heart rate data measured during the competition. The competition target times of the athletes optimized by PerPot show a high prediction accuracy in comparison to the target times actually achieved.

DANKSAGUNG

Zu aller erst möchte ich mich vielmals bei meinem Doktorvater bedanken. Sein Betreuungsstil war absolut vorbildhaft! Er ließ mir einerseits die absolute Freiheit, Probleme eigenständig zu erforschen und eigene Ideen zu entwickeln und einzubringen. Auf der anderen Seite konnte ich ihn immer um Rat fragen und von seinem enormen Erfahrungsschatz profitieren.

Auch bei meinem Zweitgutachter möchte ich mich bedanken. Er konnte mir bei allen sportwissenschaftlichen Fragen behilflich sein. Dabei hat er sich trotz des Antritts seiner Professur in Mainz und der damit verbundenen geringen zur Verfügung stehenden Zeit, immer die Zeit für wissenschaftliche Gespräche genommen.

Bei meiner Frau möchte ich mich vor allem für die letzten Monate herzlich bedanken. Trotz Deiner nicht so leichten Schwangerschaft hast Du vieles erledigt und Dich häufig um unsere Tochter gekümmert, damit ich die Zeit zur Verfügung hatte, um meine Arbeit zu schreiben. Ich liebe Dich!

Meiner kleinen Tochter möchte ich für die vielen Spielstunden danken, die mir eine super Abwechslung zum Alltag ermöglichten und mir neue Kraft für die Arbeit gaben.

Meinem ungeborenen Sohn möchte ich danken, dass er nächste Woche zur Welt kommt. Somit hatte ich immer eine Deadline für die Abgabe der Arbeit, was mich zusätzlich motiviert hat.

Der wahrscheinlich größte Dank gilt meinen Probanden. Nur durch Euch konnte diese Arbeit zu dem werden, was sie ist. Ihr habt mir mit Euren Daten und durch viele Gespräche geholfen, das Modell immer weiter verbessern zu können, und habt Euch häufig zur Verfügung gestellt, noch nicht ausgereifte Trainings- und Wettkampfvorgaben zu testen.

Zum Schluss möchte ich mich noch bei meiner Familie bedanken, die mich vor allem während meines Studiums unterstützt hat und mir damit eine Promotion erst ermöglicht hat.

INHALTSVERZEICHNIS

1	EINLEITUNG	1
1.1	Motivation	1
1.2	Zielsetzung	2
1.3	Aufbau der Arbeit	4
2	GRUNDLAGEN DER MODELLBILDUNG UND SIMULATIONEN	7
2.1	Einführung in die Modellbildung	8
2.2	Die Wahl des passenden Modells	10
2.3	Klassifikation von Modellen	12
2.3.1	Kontinuierlich vs. diskret	12
2.3.2	Deterministisch vs. stochastisch	13
2.3.3	Statisch vs. dynamisch	14
2.3.4	Stationär vs. nichtstationär	15
2.3.5	Zeitinvariant vs. Zeitvariant	15
2.4	Zeichen und Symbole diskreter dynamischer Modelle	16
2.4.1	Modellgrößen	16
2.4.2	Veränderungsraten	17
3	GRUNDLAGEN DER AUSDAUERLEISTUNGSFÄHIGKEIT UND DES AUSDAUERTRAININGS	19
3.1	Ausdauerleistungsfähigkeit	19
3.1.1	Energiebereitstellungsprozesse	21
3.1.2	Laktatdiagnostik	24
3.2	Ausdauertraining	32
3.2.1	Parameter der Trainingssteuerung	32
3.2.2	Trainingssteuerung im Ausdauertraining	32
4	PERFORMANCE POTENTIAL METAMODEL	37
4.1	Das Basismodell PerPot	39
4.2	Anpassung des Modells an den Laufsport	42
4.2.1	Vereinfachung der Modellgleichungen	44
4.2.2	Atrophie für Langzeitausdauerbelastung	46
4.2.3	Basisbelastung	47
4.3	Kalibrierung	48
4.3.1	Einschränkung der Verzögerungsparameter	50
4.3.2	Einschränkung Bedingt durch Stufentest	51
4.4	Simulation der IAS mit PerPot	52
4.5	Simulation von Ausdauerwettkämpfen mit PerPot	53
4.5.1	Basisberechnung	55

4.5.2	Nutzung von Trainingsdaten	57
4.5.3	Nutzung der während des Wettkampfs gesammelten Daten .	58
5	STUDIEN	65
5.1	Validierungsstudie zu den mit PerPot ermittelten IAS-Werten	66
5.1.1	Methode	67
5.1.2	Ergebnisse	70
5.1.3	Diskussion	72
5.2	Studie zur Simulation von (Halb-)Marathonzielzeiten	75
5.2.1	Methode	75
5.2.2	Ergebnisse: Basisberechnung	79
5.2.3	Diskussion: Basisberechnung	81
5.2.4	Ergebnisse: Nutzung der Trainingsdaten	83
5.2.5	Diskussion: Nutzung der Trainingsdaten	84
5.2.6	Ergebnisse: Nutzung der während des Wettkampfs gesammelten Daten	86
5.2.7	Diskussion: Nutzung der während des Wettkampfs gesammelten Daten	90
5.3	Fazit	92
6	ZUSAMMENFASSUNG UND AUSBLICK	95
6.1	Anpassung des Modells an weitere Ausdauersportarten	96
6.2	Optimierung der MMA-PerPot-Variante	97
6.3	Optimierung von Intervalltrainingseinheiten	98
6.4	Validierungsstudie zur PerPot-Schwelle	99
6.5	Einsatz von PerPot in der Schule	100
	LITERATURVERZEICHNIS	103

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 2.1	Wahl des passenden Modells frei nach Futo & Gergely [27]	10
Abbildung 2.2	Schematische Darstellung von algebraischen Operationen und Funktionen	18
Abbildung 2.3	Schematische Darstellung der Integration	18
Abbildung 3.1	Zusammenfassung der vier Resyntheseprozesse frei nach Badtke [7] und Hollmann & Hettinger [36]	23
Abbildung 3.2	Mader-Modell zur Ermittlung der anaeroben Schwelle	28
Abbildung 3.3	Keul-Modell zur Ermittlung der individuellen anaeroben Schwelle	29
Abbildung 3.4	Simon-Modell zur Ermittlung der individuellen anaeroben Schwelle	30
Abbildung 3.5	Dickhuth-Modell zur Ermittlung der individuellen anaeroben Schwelle	31
Abbildung 3.6	Das Superkompensationsmodell von Jakowlew [38] zum langfristigen Leistungsaufbau	35
Abbildung 4.1	Schematische Darstellung des Basis-Metamodells PerPot	39
Abbildung 4.2	Erhobene λ -Werte (graues Band) und Kennlinie für ein festes v_0 aus Perl & Endler [58]	43
Abbildung 4.3	Schematische Darstellung des vereinfachten Metamodells PerPot	45
Abbildung 4.4	Schematische Darstellung des Metamodells PerPot mit der Erweiterung der Langzeitatrophie	47
Abbildung 4.5	Ablauf einer simulationsbasierten Kalibrierung aus Perl & Mester [63]	49
Abbildung 4.6	Darstellung der zeitlichen Verläufe von originalen und simulierten Werten bei einem typischen Kalibrierungslauf	52
Abbildung 4.7	Typischer Verlauf der Herzfrequenz bei einem 30km-Trainingslauf mit konstanter Geschwindigkeit	54
Abbildung 4.8	Schematischer Aufbau des Mobile Motion Advisor [3]	59
Abbildung 4.9	Erweiterung des MMA mit Modulen zur automatischen Auswertung der Daten aus Tampier et al. [72]	61

TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 3.1	Differenzierung der Ausdauer in Abhängigkeit von der Dauer der Belastung	20
Tabelle 3.2	Trainingsbereiche im Ausdauersport	32
Tabelle 3.3	Ansteuerung der Trainingsbereiche über die Herzfrequenz prozentual zur IAS	33
Tabelle 5.1	Anthropometrische und trainingspezifische Kenndaten der Teilnehmer aus Hoffmann [34]	68
Tabelle 5.2	Vergleich zwischen den unbereinigten und bereinigten Dickhuth-Schwellen	71
Tabelle 5.3	Die individuellen anaeroben Schwellen berechnet durch verschiedene Schwellenmodelle	72
Tabelle 5.4	Deskriptive Statistik zu den Ergebnissen der einzelnen Schwellenmodelle	73
Tabelle 5.5	Intra-Class-Korrelationskoeffizienten zwischen den einzelnen Schwellenmodellen	73
Tabelle 5.6	Vergleich zwischen tatsächlicher und simulierter Zielzeit (erste Basismethode)	80
Tabelle 5.7	Vergleich zwischen tatsächlicher und simulierter Zielzeit (zweite Basismethode)	82
Tabelle 5.8	Vergleich zwischen tatsächlicher und simulierter Zielzeit (Methode bei der die Trainingseinheiten mit in die Berechnung einfließen)	85
Tabelle 5.9	Vergleich zwischen tatsächlicher und simulierter Zielzeit (MMA-PerPot-Variante)	88
Tabelle 5.9	Vergleich zwischen tatsächlicher und simulierter Zielzeit (MMA-PerPot-Variante)	89

ABKÜRZUNGSLISTE

ADP	Adenosindiphosphat
AR	Atrophy-Rate (Atrophierate)
ATP	Adenosintriphosphat
B_{ori}	originale Belastung
BMI	Body-Mass-Index
CO_2	Kohlendioxid
CrP	Kreatinphosphat
DA	Delay of Atrophy (Atrophie)
DO	Delay of Overflow (Überlastungsverzögerung)
DR	Delay of Response (Erholungsverzögerung)
DS	Delay of Strain (Ermüdungsverzögerung)
EDGE	Enhanced Data Rates for GSM Evolution
GA	Grundlagenausdauer
GPRS	General Packet Radio Service
GPS	Global Positioning System
H_2O	Wasser
HF	Herzfrequenz
HFmax	maximale Herzfrequenz
HM	Halbmarathon
HTTP	Hypertext Transfer Protocol
IAS	individuelle anaerobe Schwelle
ICC	Intra-Class-Korrelationskoeffizient
IrDA	Infrared Data Association
KZA	Kurzzeitausdauer
L_{ori}	originale Leistung
L_{sim}	simulierte Leistung
LeiPot	Leistungs-Potential Modell
LZA	Langzeitausdauer
MMA	Mobile Motion Advisor
MZA	Mittelzeitausdauer
O_2	Sauerstoff

OR	Overflow Rate (Überlastrate)
P	Phosphat
P_{ka1}	Modellparameter
PerPot	Performance Potential Metamodell
PP	Performance Potential (Leistungspotential)
REKOM	Regeneration/Kompensation
RP	Response Potential (Erholungspotential)
RR	Response Rate (Erholungsrate)
SA	Schnelligkeitsausdauer
SP	Strain-Potential (Ermüdungspotential)
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
SR	Strain Rate (Ermüdungsrate)
SRM	Schoberer Rad Messtechnik
TCP	Transport Control Protokoll
TM	unregistered Trade Mark
UMTS	Universal Mobile Telecommunications System
VO_2max	maximalen Sauerstoffaufnahme
WLAN	Wireless Local Area Network
WSA	Wettkampfspezifische Ausdauer

1 Einleitung

1.1 Motivation

Laufen ist, bedingt durch die Evolution, die natürliche Art der Fortbewegung des Menschen. Unter diesem Aspekt ist der Trend hin zum Laufsport, obwohl Sportarten wie Schwimmen aus gesundheitlicher Hinsicht besser geeignet sind, nicht überraschend. Den möglichen negativen Effekten, wie die Abnutzung von Gelenken, stehen viele positive Effekte, wie die Stärkung des Herz-Kreislauf- und des Immunsystems, gegenüber. Auch positive psychologische Effekte, wie z.B. Ausgeglichenheit, werden mit dem Laufsport in Verbindung gebracht.

Der Aufschwung des Laufsports ist in erster Linie im Ausdauerbereich zu erkennen. Die Zahl der Marathon- und Halbmarathonveranstaltungen ist in den letzten Jahren kontinuierlich gestiegen. Neben den großen Stadtmarathons existieren auch viele Landschaftsmarathons, bei denen nicht unbedingt eine besondere Leistung im Vordergrund steht. Im Gegensatz dazu werden allerdings auch Marathons angeboten, die nur von sehr gut trainierten Sportlern gelaufen werden sollten, wie beispielsweise der Untertagemarathon in Sondershausen, der 700m unter der Erde ausgetragen wird oder der Jungfrau-Marathon in Interlaken mit knapp 2000 Höhenmetern.

Bei großen Veranstaltungen finden auch immer häufiger Neben-Events mit Läufen über kürzere Distanzen statt. Auch kleinere Volksläufe mit Streckenlängen bis zu 10km werden immer öfter durch lokale Vereine angeboten. Diese kurzen Läufe bieten einen perfekten Einstieg in den Laufsport.

Das Teilnehmerfeld bei Marathon- und Halbmarathon-Veranstaltungen reicht vom Hochleistungssportler bis hin zum Breitensportler. Die wenigen Hochleistungssportler werden durch erfahrene Trainer und sportmedizinische Leistungsdiagnostik beim Training und in den Wettkämpfen unterstützt. Dank Sponsoring fallen für diese Leistungsgruppe meist keine Kosten an. Die Möglichkeiten der Hochleistungssportler bieten sich jedoch schon Leistungssportlern und erst recht ambitionierten Hobbysportlern oder Breitensportlern nicht.

Die sportmedizinische Leistungsdiagnostik kann zur Trainingssteuerung im ausdauerorientierten Laufsport genutzt werden. Parameter wie die individuelle anaerobe Schwelle helfen den Sportlern beim Einteilen ihrer Kräfte sowohl im Training als auch im Wettkampf.

Erfahrene Trainer bieten darüber hinaus, basierend auf den Ergebnissen der Leistungsdiagnostik und ihren Beobachtungen, passende individuelle Trainingspläne zur optimalen Förderung der Sportler. Im Wettkampf können sie ihren Sportlern durch relativ präzise Zielvorgaben helfen, um eine Überlastung speziell zu Beginn

des Wettkampfs zu verhindern.

Bei Marathon und Halbmarathonläufen haben Läufer ohne einen erfahrenen Trainer einen weiteren Nachteil. Gerade bei Großveranstaltungen mit mehreren tausend Teilnehmern übernehmen sich viele Sportler vorwiegend zu Beginn des Wettkampfs. Die euphorische Stimmung verleitet die unerfahrenen Läufer zu einem zu hohen Anfangstempo, was im späteren Verlauf des Wettkampfs zu massiven Leistungseinbrüchen bis hin zum Abbruch führen kann.

Neben der fehlenden individuellen Betreuung ergibt sich für die restliche Läufergruppe ein weiteres Problem. Im Gegensatz zu Hochleistungssportlern verdienen andere Läufer kein Geld mit dem Laufsport. Für diese Gruppe ist Laufen ein Hobby, welches mit dem Beruf, der Familie und möglichen weiteren Komponenten in Einklang gebracht werden muss. Dabei steht dem Hobby meist nicht ausreichend Zeit zur Verfügung um höhere Leistungen zu erbringen. Eine individuelle Betreuung und eine optimale Trainingssteuerung wäre gerade für diese Gruppe sehr wichtig.

Ein großer Anteil der Läufer trainiert trotz der fehlenden individuellen Diagnostik mit der Herzfrequenz als Steuergröße. Die anfallenden Daten (Herzfrequenz und häufig auch Geschwindigkeit) werden jedoch nicht individuell für die Trainingssteuerung ausgewertet. Stattdessen wird die Unterteilung des Herzfrequenzspektrums in Trainingsbereiche meistens ausgehend von der maximalen Herzfrequenz berechnet. Da die maximale Herzfrequenz nur sehr schwer bestimmt werden kann, werden leider noch immer überwiegend Faustformeln zur Ermittlung herangezogen. Diese basieren jedoch auf empirischen Auswertungen, die in der Folge auf die Grundgesamtheit übertragen werden. Somit ist die Gefahr einer falschen Einteilung der Trainingsbereiche sehr groß.

1.2 Zielsetzung

Ziel dieser Arbeit ist die computergestützte Auswertung der gemessenen und gespeicherten Herzfrequenz- und Geschwindigkeitswerte, um einerseits die Trainingssteuerung zu individualisieren und andererseits dem Sportler bei der Wettkampfeinteilung helfen zu können. Die Vorgaben sollen dabei unabhängig vom Leistungsvermögen des Sportlers gegeben werden, so dass insbesondere auch ambitionierte Hobbysportler und Breitensportler von den individuellen Vorgaben profitieren.

Dazu muss zunächst das Verhältnis zwischen der Geschwindigkeit und der Herzfrequenz in einem Modell abgebildet werden, damit es in der Folge für Simulationen zur Optimierung von Training und Wettkampf verwendet werden kann.

Das von Perl [47] entwickelte Performance Potential Metamodell (PerPot) wurde zur Abbildung von allgemeinen phänomenischen Wechselwirkungen zwischen Belastung und Leistung entwickelt. Geschwindigkeit und Puls stellen eine spezielle Form von Belastung und Leistung dar und sind somit ideale Eingabegrößen für die Nutzung von PerPot.

Im ersten Arbeitsschritt dieser Arbeit wurde PerPot einer genauen Modellanalyse unterzogen, um ein Verständnis für das allgemeine Modellverhalten bei verschiedenen Parametereinstellungen und mit unterschiedlichen Eingabegrößen zu erhalten. Mit den gewonnenen Erkenntnissen über das Modell konnte ich im nächsten Schritt mein Wissen über den ausdauerorientierten Laufsport nutzen, um das Modell an die besonderen Gegebenheiten dieses Anwendungsszenarios anzupassen.

Zunächst wurden Anpassungen der Modellstruktur an den speziellen Kontext des Laufsports vorgenommen. Des Weiteren müssen interne Parameter festgelegt beziehungsweise Suchräume für variable Parameter vorgegeben werden, um die Wechselwirkung zwischen Geschwindigkeit und Herzfrequenz mit dem Modell optimal abzubilden. Zusätzlich können weitere Einschränkungen durch die speziellen Wechselwirkungen im Vergleich zu allgemeinen Belastungs-Leistungs-Wechselwirkungen entstehen und müssen bei der Umsetzung beachtet werden. Ein positiver Nebeneffekt der Einschränkungen ist eine Beschleunigung der Berechnungen des an den Laufsport angepassten PerPot im Vergleich zum originalen PerPot.

Sobald das Modell zufriedenstellend an den Laufsport adaptiert ist, d.h. die Wechselwirkung zwischen Geschwindigkeit und Herzfrequenz akzeptabel abgebildet wird, muss im nächsten Arbeitsschritt ein Kalibrierungs-Test entwickelt werden, mit dem das Modell an den jeweiligen Sportler individuell angepasst werden kann. Schließlich ist die Wirkung einer Steigerung oder Reduktion der Geschwindigkeit auf die Herzfrequenz bei jedem Sportler verschieden. Nach der Anpassung des Modells an den Sportler ist es möglich, Simulationen mit gegebenen Geschwindigkeitsprofilen durchzuführen. Dabei wird der zur Geschwindigkeitsprofil passende verzögerte Herzfrequenzverlauf und die so genannte Reserve simuliert. Die Reserve dient als Maß der Ausbelastung des Sportlers und kann zu Optimierungszwecken eingesetzt werden.

Im letzten Arbeitsschritt sollen Methoden entwickelt werden, die mit Hilfe von Simulationen das Training und die Wettkämpfe optimieren.

Das Training soll unterstützt werden, indem die individuelle anaerobe Schwelle simulativ bestimmt wird und die daraus ableitbare Einteilung der Herzfrequenz in Bereiche zur Trainingssteuerung von ausdauerorientierten Trainingseinheiten genutzt wird. Für die Simulationen kann auf den so genannten maxLass-Test zurückgegriffen werden, der den Übergangspunkt vom aeroben in den anaeroben Bereich

mit Hilfe mehrerer Dauerbelastungen ermittelt.

Bei Wettkämpfen sollen Simulationen eingesetzt werden, um optimale Geschwindigkeitsprofile zu bestimmen. Mit Hilfe eines Geschwindigkeitsprofils kann dem Sportler somit seine erwartete optimale Zielzeit vor dem Wettkampf vorhergesagt werden. In einer PerPot-Variante werden die während eines Wettkampfs gesammelten Daten ausgewertet, um im Verlauf des Wettkampfs an die Tagesform angepasste Prognosen zu berechnen und dem Athleten mitzuteilen.

1.3 Aufbau der Arbeit

Zunächst werden in den Kapiteln 2 und 3 die informatischen und sportwissenschaftlichen Grundlagen, die für das weitere Verständnis dieser Arbeit benötigt werden, beschrieben.

Kapitel 2 erläutert die Grundlagen zu Modellbildung und Simulationen. Dort werden zunächst die wesentlichen Begriffe definiert und Kategorien beschrieben, in die die Modelle nach ihren Eigenschaften zugeordnet werden können. Das in dieser Arbeit angepasste Modell PerPot lässt sich unter anderem in die Kategorienausprägungen *diskret* und *dynamisch* einteilen. Am Ende des Kapitels werden die Zeichen und Symbole zur Darstellung von diskreten dynamischen Modellen, die zum Beschreiben des in dieser Arbeit verwendeten Modells dienen, gezeigt und erläutert.

Das sportwissenschaftliche Grundlagenkapitel 3 beschäftigt sich speziell mit dem Thema Ausdauer. Der Hauptteil des Kapitels konzentriert sich auf die Ausdauerleistungsfähigkeit und deren Bestimmung. Ausgehend davon wird die Laktatdiagnostik und vier verschiedene Berechnungsmodelle im Detail beschrieben. Die aus den Laktattests resultierenden invasiv bestimmten individuellen anaeroben Schwellen werden in dieser Arbeit durch das an den Laufsport angepasste Modell PerPot simuliert. Abschließend wird im Kapitel der sportpraktische Einsatz der Schwelle zur Trainingssteuerung beschrieben.

In Kapitel 4 wird zunächst das von Perl entwickelte Basis-Metamodell PerPot eingeführt. Im Anschluss werden die verschiedenen Anpassungen des Modells beschrieben, die für den Einsatz im ausdauerorientierten Laufsport nötig sind. Nach der theoretischen Beschreibung des Modells wird im weiteren Verlauf auf die Methoden zum direkten Einsatz im Laufsport eingegangen. Zunächst wird der benötigte Kalibrierungslauf definiert, mit dem das Modell auf den Sportler individuell angepasst wird. Die letzten beiden Abschnitte des Kapitels beschreiben zum einen die Bestimmung der individuellen anaeroben Schwelle mittels der Simulation von maxLass-Tests und zum anderen die unterschiedlichen Methoden zur simulativen Optimierung der Geschwindigkeitsprofile von Wettkämpfen.

Im 5. Kapitel werden zwei Studien zum sportpraktischen Einsatz von PerPot vorgestellt. In diesem Kapitel befinden sich sowohl die Ergebnisse als auch die Diskussion zu den Ergebnissen. Die erste Studie befasst sich mit dem Vergleich zwischen den sportmedizinisch bestimmten laktatbasierten Schwellen und den mit PerPot simulierten Schwellen. In der zweiten Studie werden in einer Re-Analyse der im Rahmen dieser Arbeit gesammelten Daten die optimierten Wettkampfzielzeiten der verschiedenen Simulationsmethoden mit den tatsächlich erreichten Zielzeiten verglichen.

Abschließend wird in Kapitel 6 zunächst die Arbeit zusammengefasst. Im darauffolgenden Ausblick werden die weiteren möglichen Schritte beschrieben. Dies betrifft einerseits die Weiterentwicklung des Modells und der damit durchgeführten Simulationen für den Laufsport und andererseits die Anpassung des Modells an andere Kontexte, wie z.B. dem Radsport. Darüber hinaus werden im Ausblick weitere mögliche Einsatzgebiete innerhalb des Laufsports aufgezeigt.

2 Grundlagen der Modellbildung und Simulationen

Modelle haben in der heutigen Zeit in fast allen Bereichen des täglichen Lebens, sowie in allen Bereichen des wissenschaftlichen Arbeitens, Einzug erhalten. Modelle beschreiben durch Abstraktion/Vereinfachung einen Ausschnitt der Realität (bzw. eines Systems). Ziel des Modells ist eine möglichst genaue Abbildung des Systems und dessen Prozesse. Spielzeuge sind beispielsweise häufig genaue Abbilder von großen Systemen im kleinen Maßstab (z.B. Spielzeugautos). Dieses Kapitel widmet sich einem Teilgebiet der Modellbildung, den Computermodellen, die sich durch mathematische Beschreibungen auszeichnen, die schließlich durch Programme umgesetzt werden. In der Folge sind daher mit dem Begriff Modelle in der Regel explizit Computermodelle gemeint.

Oftmals sind hohe Kosten der Antrieb, Modelle und daraus resultierende Simulationen zu verwenden, statt aufwendige und teure Experimente durchzuführen. Die Herstellung pharmazeutischer Produkte ist beispielsweise sehr kostenintensiv und wird zunehmend durch Modelle und Simulationen unterstützt [41]. Durch den Einsatz der Modelle werden unnötige Experimente bzw. viel versprechende Kandidaten für Medikamente bereits vorher durch Simulationen herausgefiltert. Die aussichtsreichen Kandidaten können anschließend durch reale Experimente umfassender geprüft werden.

Ein anderer Grund für den unumgänglichen Einsatz von Modellen ist die rasant gestiegene Menge an Daten, die erfasst werden. Ein Beispiel dafür sind Strömungssimulationen in der Automobilbranche und speziell im Motorsport. Es werden entweder Prototypen oder miniaturisierte Modelle der Autos im Windkanal auf ihre Aerodynamik getestet. Die dort anfallende Masse an Daten kann unmöglich von Menschen gesichtet und verarbeitet werden. Stattdessen dienen die Daten als Eingabe für komplexe Modelle, die Strömungssimulationen durchführen können. Damit lässt sich eine optimale Form des Autos berechnen.

Weitere Beispiele von Modellen, die im alltäglichen Leben eingesetzt werden, sind:

- Modelle zur Risikoabschätzung bei Versicherungen und Banken
- Modelle zur Vermeidung von Staus in der Verkehrstechnik
- Modelle zur Trendangabe in der Meinungsforschung
- Populationsmodelle zur Unterstützung der Städteplanung
- ...

Weitere Beispiele von Modellen in der Forschung:

- Modelle zur Entstehung und Entwicklung des Universums in der Astrophysik
- Modelle zur Erforschung von Erdbeben in der Geologie
- Modelle zur Erforschung von Materialverhalten in der theoretischen Chemie
- Ökonomische Modelle zur Ermittlung des Konjunkturverlaufs in der Wirtschaftswissenschaft
- ...

Spezielle Beispiele von Modellen in der Sportinformatik:

- Biomechanische Modelle zur Abbildung sportlicher Bewegungen
- Modelle zur taktischen Analyse von Mannschaftssportarten
- Mathematische Modellierung von Leistungsentwicklungen
- Modelle zur Abbildung physiologischer Adaptation
- ...

Mehr Beispiele für den Einsatz von Modellen mit ausführlichen Beschreibungen finden sich in Bungartz et al.[13].

2.1 Einführung in die Modellbildung

Die Frage, die sich aus den zuvor beschriebenen Beispielen ergibt, ist: „Was sind Modelle“? Sauerbier [69] definiert den Begriff wie folgt:

Definition 2.1

Unter einem Modell versteht man die (vereinfachte) Nachbildung eines Originalsystems. Das Modell muss dem Originalsystem im Hinblick auf den Zweck seiner Realisierung hinreichend ähnlich sein.

Ein Modell beschreibt also ein vereinfachtes Abbild eines Systems. Dazu müssen Modellziele formuliert werden, die das Modell mindestens abbilden können muss. Generell ist das Ziel eines Modells, mit Hilfe mathematischer Beschreibungen bzw. informatischer Methoden, Systeme und deren Verhalten zu imitieren. Eine hinreichende Ähnlichkeit hängt stark vom jeweiligen Anwendungsgebiet ab. Beim manchen Anwendungen ist eine hohe Genauigkeit der Abbildung nötig, bei anderen wiederum reicht eine grobe Abbildung des Systemverhaltens aus. Der Begriff System wird laut Bossel [11] durch drei Kriterien definiert:

Definition 2.2

1. *Ein System besteht aus einem oder mehreren strukturell verbundenen Elementen, deren Zustände von anderen Elementen (oder sich selbst) abhängen und die die Zustände anderer Elemente (oder sich selbst) beeinflusst. Das bedeutet, dass ein System (a) Elemente und (b) Struktur enthält; beide sind notwendige Bestandteile eines Systems.*
2. *Ein System hat einen Zweck (bzw. es ist möglich, ihm einen Zweck zuzuschreiben).*
3. *Ein System hat eine Systemgrenze, die es von seiner Systemumwelt trennt.*

Kapitel 2.4 widmet sich dem ersten Punkt, der Strukturierung von Modellen durch Komponenten und deren Interaktionen. Der Zweck des Systems ist ein sehr wichtiger Faktor, der bei der Wahl bzw. der Erstellung des Modells zu jeder Zeit zu beachten ist. Daher sollte der Zweck, den das System und später das darauf bezogene Modell hat, vorher festgelegt werden. Auch die Grenze des Systems sollte vorher gesetzt werden. Ein Modell bildet immer nur einen Ausschnitt der Realität ab und ist über Eingaben mit der Systemumwelt, die hinter der Grenze liegt, verbunden.

Beschreibt ein Modell das Verhalten mehrerer Systeme, so handelt es sich um ein Metamodell. Perl et al. [61] definieren den Begriff der Metamodelle wie folgt:

Definition 2.3

Metamodelle modellieren Modelle in der gleichen Weise, wie Modelle Systeme modellieren.

Metamodelle abstrahieren das Verhalten von konkreten Systemen. Sie sind abstrakte Abbilder von Modellen, die interpretationsunabhängige Eigenschaften einer ganzen Klasse von Systemen beschreiben. Solche Metamodelle dienen der Wiederverwendbarkeit und werden häufig in der Informatik verwendet, beispielsweise bei der Modellierung von Klassen und Objekten mit Hilfe von UML-Diagrammen [68] oder bei Design Patterns, die Lösungen für verschiedene Entwurfsprobleme in der Softwareentwicklung liefern [28]. Zur Nutzung eines Metamodells für eine bestimmte Anwendung muss es durch Spezialisierung der Modelleigenschaften an das konkrete System angepasst werden.

Simulationen basieren auf Modellen, um Voraussagen über die Zukunft zu treffen. Sie können auch als virtuelle Experimente bezeichnet werden. Die benötigten zukünftigen Eingabedaten werden entweder geschätzt oder durch ein weiteres Modell bzw. mathematisches Verfahren ermittelt. Wo sich Wolken in mehreren Stunden befinden, kann beispielsweise berechnet werden, indem man sich die momentane Windrichtung und -stärke sowie die Lage der Wolken betrachtet. Mit den berechneten fiktiven zukünftigen Daten kann das Modell die zukünftigen Ausgaben (z.B. Regenmenge) simulieren und somit eine Vorhersage treffen.

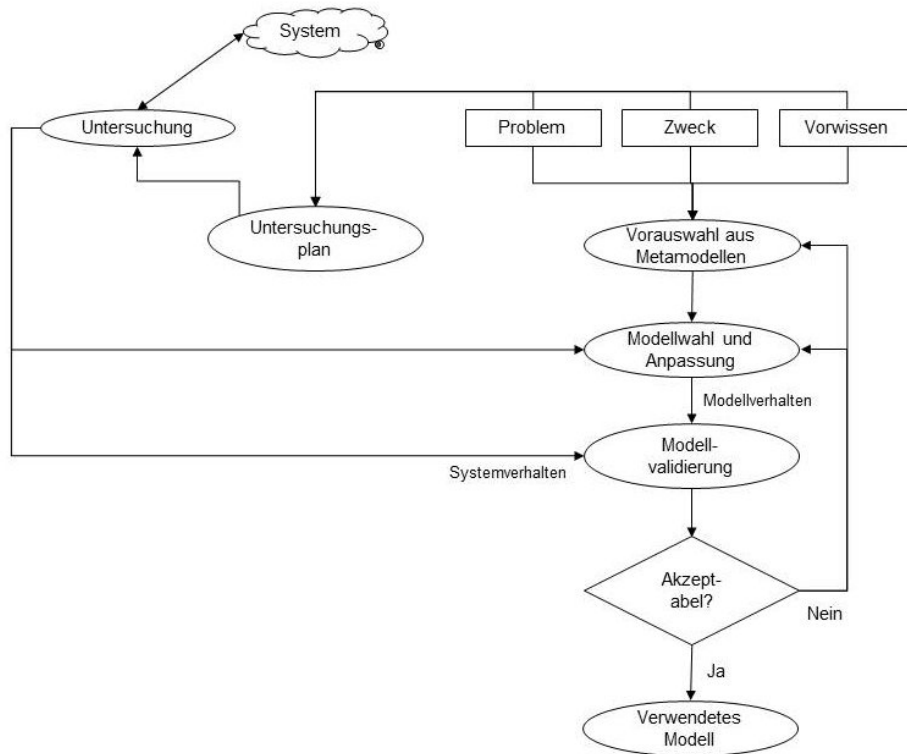


Abbildung 2.1: Wahl des passenden Modells frei nach Futo & Gergely [27]

Simulationen werden häufig zu Optimierungszwecken genutzt. Das Modell wird in diesem Fall nicht für direkte Vorhersagen aufgrund von Eingabedaten verwendet. Stattdessen werden Wünsche für die zukünftige Ausgabe oder Entwicklung des Systems vorgegeben. Optimierungsverfahren versuchen daraufhin, die Eingabedaten so vorzugeben, dass die gewünschte Ausgabe erzielt wird. Eine solche Optimierung wird in dieser Arbeit im Kontext der Marathon-Zielzeitberechnung angewendet (siehe Abschnitt 4.5).

2.2 Die Wahl des passenden Modells

Bevor Simulationen durchgeführt werden können, muss das zu simulierende System durch ein Modell repräsentiert werden. Ein geeignetes Modell zu wählen oder neu zu entwickeln kann zu einem langwierigen Prozess werden. Das Aktivitätsdiagramm 2.1 stellt den Prozess vom System bis hin zum dazu passenden Modell dar.

Zunächst muss das System bzw. der Ausschnitt des Systems, der vom Modell abgedeckt werden soll, genau untersucht werden. Die Untersuchung sollte das abzubildende Systemverhalten sowie die Grenzen des Systems und die damit

verbundenen Ein- und Ausgabegrößen dokumentieren. Das zu lösende Problem, der Modellzweck und Vorwissen fließen in den Untersuchungsplan mit ein.

Mit Hilfe der drei Komponenten ist es darüber hinaus möglich, eine Vorauswahl von bereits existierenden Modelltypen zu treffen. Sind ähnliche Problemstellungen bekannt, so ist es nicht ausgeschlossen, vorhandene Modelltypen bzw. Metamodelle zu nutzen oder an die konkrete Problemstellung anzupassen. Beispielsweise können Neuronale Netze für verschiedene Problemstellungen genutzt werden (z.B. bei der Investment-Risikoabschätzung, in der Sprachforschung oder auch zu taktischen Analysen im Fußball [29]). Die Wiederverwendung eines bereits vorhandenen Metamodells sollte immer zuerst überprüft werden, bevor versucht wird, ein komplett neues Modell aufzustellen.

Auf Grundlage der Vorauswahl und der Ergebnisse der Untersuchung des Systems wird nun ein Modell ausgewählt, eventuell durch Parameteroptimierungen an die Gegebenheiten angepasst und implementiert. Daraufhin folgt die Validierung des Modells. Es wird geprüft, ob das Modell dem System hinreichend ähnlich ist, d.h. ob das Modell das Systemverhalten mit diversen Eingabegrößen in sinnvoller Weise abbildet. Ob eine hinreichende Abbildung des Verhaltens durch das Modell erreicht ist, hängt von der späteren Anwendung des Modells ab. So gibt es Situationen, in denen die Abweichungen zwischen dem Systemverhalten und dem Modellverhalten sehr genau sein muss, wie z.B. bei der Medikamentenherstellung. Es gibt aber auch durchaus Fälle, bei denen ein gewisser Fehlergrad erlaubt ist. Bei der Wettervorhersage muss beispielsweise die Angabe der Temperatur in Grad nicht unbedingt auf mehrere Kommastellen genau sein, jedoch sollte das Modell nicht Regen anzeigen, wenn tatsächlich die Sonne scheint. Das Wettermodell wird demnach auf sein generelles Verhalten überprüft, allerdings wird in der Detailtreue ein gewisser Fehler zugelassen.

Die Prüfung ergibt entweder akzeptable oder nicht akzeptable Ausgabewerte und Verhalten. Bei akzeptablem Verhalten kann das Modell fortan zur Simulation des Systems verwendet werden. Sollte das Modell sich als nicht geeignet erweisen, so gibt es drei Optionen, wie fortgefahren werden kann:

1. Das verwendete Modell (z.B. durch bessere Einstellung interner Parameter) anpassen
2. Ein anderes Modell aus der Vorauswahl wählen
3. Ein neues Modell entwickeln

Die Wahl bzw. Anpassung des Modells mit Implementation und anschließender Verifikation wird solange wiederholt, bis ein geeignetes Modell gefunden wurde. Dieser iterative Prozess wird in der Literatur auch mit dem Begriff Simulationspipeline [13] bezeichnet.

2.3 Klassifikation von Modellen

Im vorherigen Abschnitt ist bereits das große Spektrum existierender Modelle angesprochen worden. Zum besseren Überblick lassen sich Modell und ihm zugrunde liegende Systeme gut in Kategorien einteilen. Die folgende Auswahl wichtiger Kategorien sind aus Bossel [12] und Sauerbier [69] zusammengefasst und erhebt keinen Anspruch auf Vollständigkeit.

Neben der Beschreibung der verschiedenen Kategorien wird eine Einteilung in die entsprechende Kategorie für das in dieser Arbeit betrachtete System der Interaktion von Belastung und Leistung im Kontext des Laufsports vorgenommen.

2.3.1 Kontinuierlich vs. diskret

Ein kontinuierliches System definiert sich durch (Mess-)werte, die beliebig viele Werte innerhalb eines endlichen Intervalls annehmen können. Mit Werten sind sowohl die Ein- und Ausgabewerte als auch die internen Werte, die durch Berechnungen entstehen, gemeint. Die Kontinuität kann entweder zeitlich, räumlich oder zeitlich und räumlich bedingt sein.

Im Gegensatz dazu sind diskrete Werte in endlich viele Ausprägungen einteilbar. Dies beinhaltet alle nominal und ordinal skalierten Größen, wie z.B. Geschlecht oder Dienstränge. In vielen Fällen wird aufgrund der diskreten Messgenauigkeit, mit der Werte erfasst werden, ein diskretes Modell verwendet, obwohl das zugrunde liegende System kontinuierlich ist. Generell kann man sagen, dass jedes Computermodell diskret ist, schließlich lassen sich Zahlen nur mit endlicher Genauigkeit im Computer darstellen. Die Überführung kontinuierlicher in diskrete Systeme wird mit „Diskretisierung“ bezeichnet. Ein Rechenbeispiel findet sich in Bialynicki-Birula & Bialynicki-Birula [10]: An einer U-Bahn Haltestelle hält alle 10 Minuten ein Zug und verweilt dort für eine Minute. Wie hoch ist die Wahrscheinlichkeit, dass eine Person die Haltestelle betritt, wenn der Zug gerade hält? Theoretisch kann der Zug in unendlich vielen einminütigen Intervallen innerhalb der 10 Minuten an der Haltestelle stehen. Abstrahiert man allerdings von der Zeit und definiert sich diskrete Zustände $A = \text{„der Zug hält“}$ und $B = \text{„der Zug hält nicht“}$, so lässt sich die Wahrscheinlichkeit

$$P(A) = \frac{\text{Minuten } A}{\text{Minuten } A + \text{Minuten } B} = \frac{1}{10}$$

einfach berechnen.

Die Leistung im Laufsport, die in dieser Arbeit als Ausgabegröße verwendet wird, ist die Herzfrequenz. Diese lässt sich nur in diskreten ganzen Schritten erfassen, denn halbe Herzschläge ergeben keinen Sinn. Darüber hinaus können Pulsuhren die Herzfrequenz nur in diskreten Zeitschritten erfassen. Das genaueste Erfassungsintervall der derzeit auf dem Markt erhältlichen Pulsuhren liegt bei

einer Sekunde.

Die Belastung im Laufsport ist die Geschwindigkeit, die sich prinzipiell zwar kontinuierlich darstellen lässt, jedoch ist es für einen Sportler nicht durchführbar, die Geschwindigkeit beliebig fein zu justieren. Bereits eine Feineinstellung von 0,1 km/h bedarf eines sehr guten Gespürs für Geschwindigkeit. Die Erfassung der Geschwindigkeitsdaten kann durch die verwendeten Messsensoren, genauso wie die Herzfrequenzdaten, nur in diskreten Zeitschritten erfasst werden.

Aufgrund der diskreten Zeitschritte der Messwerterhebung wird in dieser Arbeit ein diskretes Modell verwendet.

Prinzipiell wäre es aber auch möglich, ein kontinuierliches Modell zu verwenden. Als Ausgabe würden in diesem Fall lediglich die Werte zu diskreten Zeitpunkten verwendet werden. Das Fitness-Fatigue Modell von Banister [9] wird im Kontext des Ausdauersports verwendet und ist ein kontinuierliches Modell. Es stellt die Wechselwirkung von Belastung und Leistung über Exponentialfunktionen her. Mit Exponentialfunktionen ist es u.a. möglich, logistisches Wachstum zu simulieren [77], welches dem Verhalten der Leistung auf einen Belastungswechsel ähnlich ist.

2.3.2 Deterministisch vs. stochastisch

Ein deterministisches System liefert bei gleicher Eingabe stets das gleiche Ergebnis. Auch das Systemverhalten bleibt bei jeder Ausführung mit den gleichen Eingaben identisch. Die meisten grundlegenden physikalischen Prozesse, wie z.B. der schiefe Wurf, sind deterministische Prozesse. Ein Objekt nimmt bei Invarianz der Kontextbedingungen stets die gleiche Flugbahn und landet an gleicher Stelle, wenn die gleiche Startkonfiguration aus Abwurfwinkel und Abwurfgeschwindigkeit zugrunde liegt.

Im Gegensatz dazu spielt bei stochastischen Systemen der Zufall eine Rolle. Dies kann sowohl externe Einflüsse als auch interne Abläufe betreffen. Externe zufällige Einflüsse finden sich beispielsweise bei der automatischen Befüllung von Verpackungen mit Hilfe einer Abfüllanlage. Dabei können kleinere Abweichungen von der eigentlichen Füllmenge entstehen, die in einem Modell durch eine statistisch verteilte Zufallsgröße abgebildet werden. Betrachtet man einzelne Individuen, so kann es während eines Prozesses häufiger zu Wahlmöglichkeiten kommen.

Stochastische Modelle liefern demzufolge bei gleichen Eingaben unterschiedliche Ergebnisse. Führt man eine große Zahl von Simulationen stochastischer Modelle mit Hilfe zufällig verteilter Zustandsgrößen durch, so erhält man unterschiedliches Modellverhalten und somit statistisch verteilte Ergebnisse. Solche Simulationen werden als Monte-Carlo-Simulationen bezeichnet.

Bei Systemen mit einer Vielzahl einzelner Individuen ist es oftmals nicht sinnvoll, jedes für sich zu betrachten, sondern das aggregierte Verhalten zu modellieren.

Bildet man jeden einzelnen Ablauf eines Individuums ab, würde dies zu einem enormen Rechenaufwand führen. Oftmals reicht es jedoch aus, das mittlere Verhalten und somit einen Durchschnitt als Ergebnis zu ermitteln. Somit kann zu einem stochastischen System mit vielen individuell agierenden Individuen ein deterministisches Modell entwickelt werden.

Die Ein- und Ausgabegröße in dieser Arbeit sind Geschwindigkeit und Herzfrequenz. Diese Werte unterliegen nur bedingt dem Zufall. Interne Prozesse, d.h. die Reaktion der Herzfrequenz auf eine wechselnde Geschwindigkeit, sollten stets den gleichen Verlauf nehmen, ohne die kleinen zufälligen Schwankungen, die in der Realität gemessen werden, zu beachten. Dementsprechend ist das in dieser Arbeit verwendete Modell ein deterministisches Modell.

2.3.3 Statisch vs. dynamisch

Ein System wird als statisch bezeichnet, wenn es seinen Zustand zu keinem Zeitpunkt ändert. Solche Systeme werden beispielsweise in der Architektur oder der Automobilbranche durch Modelle abgebildet. Dabei werden entweder reale Objekte im kleineren Maßstab oder Computermodelle eingesetzt. Diese Modelle dienen einerseits dazu, bereits vor der Errichtung bzw. der Produktion das Objekt plastisch darzustellen und eventuell vorab Korrekturen vorzunehmen. Andererseits können mit solchen Modellen natürlich Simulationen durchgeführt werden, mit denen äußere Einflüsse auf das Objekt untersucht werden. Diese Simulationen sind jedoch dynamisch, denn äußere Einflüsse können zu einer Zustandsänderung des Modells führen.

Alle Systeme, bei denen Zustandsänderungen vorliegen, werden als dynamische Systeme bezeichnet. Somit ist auch jedes Modell, welches ein bestimmtes Systemverhalten abbildet, ein dynamisches Modell, denn ein Verhalten impliziert eine Zustandsveränderung. Genau genommen ist jedes System ein dynamisches System, denn äußere Einflüsse sind überall vorhanden und verändern das System, auch wenn man dies teilweise erst über sehr lange Zeiträume feststellen kann. Ein Bauwerk verwittert z.B. durch äußere Einflüsse wie dem Regen oder auch der Luft, allerdings wird ein Unterschied zum ursprünglichen Zustand häufig erst nach vielen Jahren erkennbar.

Selbstverständlich wird in dieser Arbeit ein dynamisches Modell verwendet, denn das verwendete Modell bildet das dynamische Verhalten zwischen Belastung und Leistung ab.

2.3.4 Stationär vs. nichtstationär

Stationär werden Systeme genannt, die einen natürlichen Endpunkt erreichen. Diese sind definiert durch einen so genannten steady-state, der durch gewisse Eingaben nach einer bestimmten Einschwingphase erreicht wird. Ein steady-state zeichnet sich dadurch aus, dass die betrachteten Ausgabengrößen keine weitere Veränderung aufweisen.

Nichtstationäre Systeme erreichen im Gegensatz dazu keinen Endpunkt. Dies sind häufig Systeme die einen fortlaufenden Trend angeben, wie z.B. die Entwicklung von Aktienkursen. Ein weiteres Beispiel für nichtstationäre Systeme sind oszillierende Systeme. Die Entwicklung der Population von Jäger- und Beutetieren kann unter bestimmten Bedingungen zu einem oszillierenden Verhalten führen. Das dazu passende Modell bezeichnet man als Räuber-Beute-Modell und wird praktisch in jedem Standardwerk der Modellbildung erläutert.

Das in dieser Arbeit verwendete Modell ist ein stationäres Modell. Nach einer gewissen Zeit wird immer ein steady-state der Leistung durch eine Belastungsänderung erreicht.

2.3.5 Zeitinvariant vs. Zeitvariant

Ein zeitinvariantes System zeigt unabhängig von der Zeit der Betrachtung das gleiche Verhalten bei gleichen äußeren Einflüssen. In einem Modell wird ein solches Verhalten durch konstante interne Parameter erreicht. D.h. auch geschlossene Systeme, bei denen kein äußerer Einfluss wirkt, können zeitinvariant sein.

Zeitvariante Systeme zeigen zu unterschiedlichen Zeiten unterschiedliches Verhalten. Organismen wie der Mensch sind zeitvariant, denn ein Mensch im Kindesalter verhält sich anders als ein alter Mensch.

In dieser Arbeit wird sowohl zeitinvariantes als auch zeitvariantes Verhalten betrachtet. Über kurze Zeiträume, also bei kurzen Läufen, sollte sich die Herzfrequenz bei gleichbleibender Geschwindigkeit nicht verändern. Bei einer Veränderung der Geschwindigkeit sollte sich bei gleichbleibenden Kontextbedingungen der Herzfrequenzverlauf ebenfalls immer in gleicher Weise entwickeln. Dagegen kann man bei längeren Läufen erkennen, dass die Herzfrequenz sich über die Zeit auch bei gleichbleibender Geschwindigkeit leicht erhöht. Der zu simulierende Herzfrequenzwert ist demnach für lange Läufe zeitvariant. Das verwendete Modell ist in der Lage beide Verhaltensweisen abzubilden.

2.4 Zeichen und Symbole diskreter dynamischer Modelle

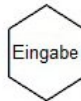
Dieser Teil des Kapitels widmet sich der schematischen Darstellung von diskreten dynamischen Modellen. Die unterschiedlichen Modellgrößen und die darauf angewendeten Berechnungen lassen sich durch Zeichen und Symbole anschaulich darstellen. Aus dieser bildhaften Modellbeschreibung werden Zusammenhänge zwischen Ein- und Ausgabegrößen klar und verständlich. Aus der schematischen Darstellung heraus lassen sich zudem die mathematischen Formeln zur Computersimulation entwickeln. In dieser Arbeit werden so genannte Zustands-Ereignis-Diagramme aus dem Buch von Bossel [12] verwendet.

2.4.1 Modellgrößen

Zunächst werden die Modellgrößen beschrieben. Jede Größe hat zu jedem Zeitpunkt einen bestimmten Wert, der als Zustand oder Level bezeichnet wird. Die Modellgrößen lassen sich in unterschiedliche Kategorien einteilen und werden durch unterschiedliche Symbole dargestellt:

- **Eingabegröße**

Jede Einwirkung auf das Modell, welches nicht vom Modell selbst beeinflusst wird, ist eine Eingabegröße. Diese von außen einwirkende Größe aus der Umwelt des Modells wird durch ein Sechseck dargestellt. Innerhalb des Symbols wird ein eindeutiger Name vermerkt.

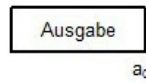


Auch feste Modellparameter innerhalb des Modells werden als Eingabegrößen aufgefasst und somit ebenfalls durch das Sechsecksymbol angezeigt.

- **Zustandsgröße**

Eine Zustandsgröße nimmt zu jedem Zeitpunkt einen Wert an, der einen Teil des Zustands des Modells beschreibt. Nimmt man alle Zustandsgrößen zusammen, so erhält man den Gesamtzustand des Systems. Eine Zustandsgröße wird auch Speichergröße genannt. Würde man eine Simulation zu einem bestimmten Zeitpunkt anhalten und zu einem späteren Zeitpunkt wieder in dieser Situation starten lassen wollen ohne die dynamische Entwicklung zu verlieren, so reicht alleine die Kenntnis über die Zustandsgrößen dafür aus. Eine Zustandsgröße wird durch einen rechteckigen Kasten dargestellt. Auch hier wird innerhalb des Symbols ein eindeutiger Name vergeben. Optional kann unterhalb des Symbols ein Startwert angegeben werden.

Die Ausgabegrößen sind spezielle Zustandsgrößen. Sie beinhalten die Größen, die bei der Modellbetrachtung von primärem Interesse sind.



- **Zwischengröße**

Zwischengrößen lassen sich direkt aus Zustands- und Eingabegrößen sowie Veränderungsraten berechnen. Sie dienen lediglich der Vereinfachung der Lesbarkeit und haben keine Systemrelevanz wie die Zustandsgrößen.

Diese Größen werden, wie die Zustandsgrößen, durch das rechteckige Symbol dargestellt.

2.4.2 Veränderungsraten

Neben den Modellgrößen gibt es Veränderungsraten, die sich in der Regel aus algebraischen Berechnungen und Funktionen ergeben. Die Veränderungsraten können optional durch Zwischengrößen dargestellt werden. Dies macht vor allem Sinn, wenn Raten mehrere unterschiedliche Zustandsgrößen beeinflussen. Berechnete Raten können aber auch direkt, ohne den Zwischenschritt der Speicherung in Zwischengrößen, auf Zustandsgrößen einwirken.

Abbildung 2.2 zeigt verschiedene algebraische Operationen bzw. Funktionen, die in dieser Arbeit verwendet werden. Der Kreis stellt jeweils die Berechnung dar, die Pfeile zum Kreis geben die Operatoren für die Berechnung an. Dies können sowohl Eingabe-, Zustands- oder Zwischengrößen sein, aber auch Ergebnisse von anderen Operationen können als Eingabe verwendet werden. Wie die Minimumsfunktion rechts unten in Abbildung 2.2 zeigt, können auch mehr als zwei Eingabewerte verwendet werden. Auch ein einzelner Eingabewert ist nicht ausgeschlossen, z.B. bei der Verwendung der Sinusfunktion. Jeder vom Kreis wegzeigende Pfeil liefert das Ergebnis der Operation.

Die zuvor beschriebenen Zustandsgrößen haben selbstverständlich ebenfalls Zuflüsse. Aus jeder Zustandsgröße ergibt sich eine Zeitintegration aus den additiven Beiträgen der Zuflüsse, z.B. aus Veränderungsraten. Abbildung 2.3 zeigt die schematische Darstellung der Integration. Die linke Integration führt zur Differenzialgleichung $\frac{dx}{dt} = a + b$ mit dem Startzustand $x = x_0$.

Abflüsse aus den Zustandsgrößen werden durch negative Zuflüsse erreicht. Dies wird mit dem Zusatz -1 am Eingangspfeil markiert, wie der rechte Teil der Abbildung 2.3 zeigt. Der rechte Teil lässt sich durch die Differenzialgleichung $\frac{dx}{dt} = a - b$ ausdrücken.

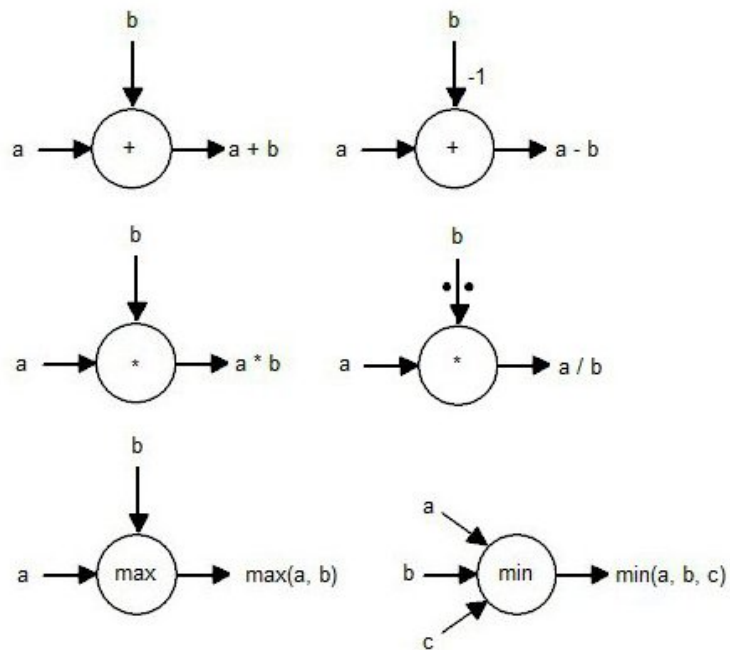


Abbildung 2.2: Schematische Darstellung von algebraischen Operationen und Funktionen

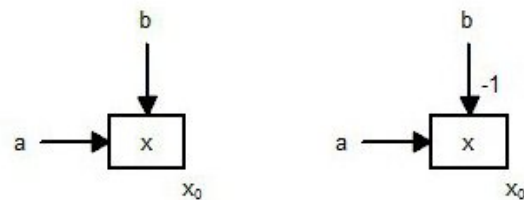


Abbildung 2.3: Schematische Darstellung der Integration

3 Grundlagen der Ausdauerleistungsfähigkeit und des Ausdauertrainings

Im Leistungssport gehört nach Aussagen von Ziert [78] im Rahmen der Trainingssteuerung die Durchführung leistungsdiagnostischer Maßnahmen mittlerweile zur Routine. Auch im Amateurbereich und im Breitensport versuchen ambitionierte Sportler, ihre Leistungsfähigkeit mit Hilfe der Leistungsdiagnostik zu erhöhen. Ergebnisse aus den Diagnosen können von Trainern genutzt werden, um den Sportlern exakte Trainingsbereiche (siehe Kapitel 3.2.2) vorzugeben, die je nach Trainingsschwerpunkt durch bestimmte Trainingsmethoden angesteuert werden. Laut Schnabel [70] haben Trainer durch ihre subjektiven Erfahrungen bereits vor der wissenschaftlichen Leistungsdiagnostik das Training beurteilt und Empfehlungen ausgesprochen. Diese subjektiven Diagnosen sind seitdem weitestgehend durch objektive Diagnosen ersetzt oder zumindest ergänzt worden.

In dieser Arbeit wird speziell die Ausdauer und die damit verbundene Ermittlung der Ausdauerleistungsfähigkeit sowie die durch die Ausdauerleistungsdiagnostik unterstützte Trainingssteuerung betrachtet.

3.1 Ausdauerleistungsfähigkeit

Weineck [76] definiert den Begriff der Ausdauer wie folgt:

Definition 3.1

Unter Ausdauer wird allgemein die psycho-physische Ermüdungswiderstandsfähigkeit des Sportlers verstanden. Dabei beinhaltet die psychische Ausdauer die Fähigkeit des Sportlers, einem Reiz, der zum Abbruch einer Belastung auffordert, möglichst lange widerstehen zu können, die physische Ausdauer die Ermüdungswiderstandsfähigkeit des gesamten Organismus bzw. einzelner Teilsysteme.

Darüber hinaus zählt laut Hohmann et al. [35] neben der psychischen und physischen Ermüdungswiderstandsfähigkeit während sportlicher Belastung auch die Regenerationsfähigkeit im Anschluss an die Belastung zum Begriff der Ausdauer. Die Ausdauerleistung ist laut Schnabel [70] immer an konkrete Bedingungen der Bewegungshandlung geknüpft. Sie hängt ab von:

- der Art der Bewegung (zyklisch oder azyklisch)
- der Dauer eines Bewegungszyklus
- dem Verhältnis von aktiver und passiver Phase
- der Arbeitsweise der Muskulatur (dynamisch oder statisch)
- der Körperlage (sitzend, stehend, ...)

- der technischen Anforderung der Bewegung
- der Masse der angesprochenen Muskulatur
- der Größe des zu überwindenden Widerstands
- dem Zusammenwirken mit anderen konditionellen Fähigkeiten

Die Ausdauerleistungsfähigkeit eines Athleten ergibt sich aus psychischer Sicht durch den Willen des Athleten, also der mentalen Stärke im Sinne des Durchhaltevermögens und der Leidensfähigkeit.

Aus physischer Sicht resultiert die Ausdauerleistungsfähigkeit aus den zugrunde liegenden physiologischen Leistungsvoraussetzungen des Körpers. So spielt beispielsweise die Zusammensetzung der Muskulatur aus den verschiedenen Muskelfasertypen eine große Rolle. Gut ausdauertrainierte Personen besitzen in der Regel einen größeren Anteil an langsamzuckenden Muskelfasern vom Typ I. Eng damit verbunden ist laut Weineck [76] das Bruttokriterium der Ausdauerleistungsfähigkeit, die maximale Sauerstoffaufnahme ($VO_2\max$), die die Funktionstüchtigkeit des Gesamtsystems beschreibt. Sie sollte jedoch nicht der einzige Indikator für die Ausdauerleistungsfähigkeit sein. Auch Parameter wie die Herzgröße, das Blutvolumen oder Stoffwechselgrößen spielen eine entscheidende Rolle.

Stoffwechselgrößen (z.B. Laktat) fallen bei den unterschiedlichen Energiebereitstellungsprozessen an. Die Prozesse der Energiebereitstellung werden im folgenden Abschnitt 3.1.1 näher beschrieben. Durch die verschiedenen Mechanismen zur Energiebereitstellung ergibt sich eine Differenzierung des Ausdauerbegriffs (siehe Tabelle 3.1) anhand der Dauer der ausgeübten Belastung. Je nach Dauer verändern sich die prozentualen Anteile der Energiebereitstellung.

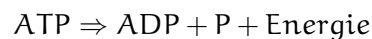
Bereich	Abkürzung	Dauer	Beispieldisziplin
Schnelligkeitsausdauer	SA	10 Sek. - 35 Sek.	100m-Lauf
Kurzzeitausdauer	KZA	35 Sek. - 2 Min.	400m-Lauf
Mittelzeitausdauer	MZA	2 - 10 Min.	1.000m-Lauf
Langzeitausdauer 1	LZA1	10 - 35 Min.	5.000m-Lauf
Langzeitausdauer 2	LZA2	35 - 90 Min.	10.000m-Lauf
Langzeitausdauer 3	LZA3	90 Min. - 6 Std.	Marathon
Langzeitausdauer 4	LZA4	> 6 Std.	Ironman

Tabelle 3.1: Differenzierung der Ausdauer in Abhängigkeit von der Dauer der Belastung

3.1.1 Energiebereitstellungsprozesse

Die in Abschnitt 3.1.2 beschriebene sportwissenschaftliche Methode zur Bestimmung einer Leistungsgrenze im Ausdauersport basiert auf den muskulären Energiebereitstellungsprozessen. Mechanische Energie, welche z.B. die Kontraktion von Muskeln bewirkt und thermische Energie (Wärme) werden durch chemische Energie gewonnen. Die Energie in diesem geschlossenen System muss aufgrund des Ersten Hauptsatzes der Thermodynamik aus der Physik konstant bleiben, wie Lang & Lang [43] feststellen. Sie geben des Weiteren die Arbeit pro verbrauchter Energie mit maximal 25%, also einem sehr geringen Wert, an. Der Rest wird als Wärme über den Muskel abgegeben. Die Wärme entsteht sowohl beim Prozess der Umwandlung von chemischer Energie in mechanische Energie als auch beim Rückgewinnungsprozess der chemischen Energie, wodurch sich der geringe Anteil mechanischer Energie im Gesamtprozess erklären lässt.

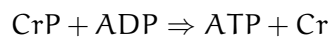
Der wichtigste Energielieferant in den einzelnen Muskelzellen ist das Adenosintriphosphat (ATP). Zur Energiefreisetzung wird ATP zu Adenosindiphosphat (ADP) und einem Phosphat (P) gespalten:



Nur eine sehr geringe Menge an ATP ist in den Muskelzellen gespeichert. Somit ist es bei längeren sportlichen Leistungen zwingend nötig, neues ATP zu bilden. Dazu stehen im Wesentlichen vier Mechanismen zur Verfügung, welche in zahlreichen Quellen [8, 17, 20] eingehend beschrieben werden:

- **anaerob alaktazid**

Die Resynthese von ATP wird durch das in den Muskelzellen eingelagerte Kreatinphosphat (CrP) eingeleitet. Die chemische Reaktion findet ohne Verwendung von Sauerstoff, d.h. anaerob, statt. Darüber hinaus fällt kein Laktat als Nebenprodukt an, was als alaktazid bezeichnet wird. Die Reaktionsgleichung der Resynthese sieht wie folgt aus:

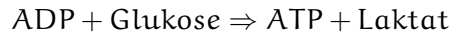


Aufgrund der geringen gespeicherten Menge an CrP in den Zellen kann diese Energiebereitstellung nur für sehr kurze Leistungen zwischen 6 und 10 Sekunden eingesetzt werden. Wegen der direkten Verfügbarkeit der energiereichen Phosphate kann durch diese Resynthese allerdings die höchstmögliche Leistung erbracht werden.

- **anaerob laktazid**

Diese Art der Energierückgewinnung wird auch als unvollständige Glykolyse bezeichnet. Glukose (Traubenzucker), welches als das Kohlehydrat Glykogen in der Muskelzelle gespeichert ist, wird unvollständig abgebaut. Das

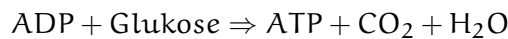
freiwerdende Phosphat wird zur Resynthese von ATP aus ADP genutzt. Dabei fällt Pyruvat als Zwischenprodukt an, welches ohne Oxidation zu Laktat umgewandelt wird:



Das Laktat häuft sich in der Muskulatur an und führt nach etwa 45 - 60 Sekunden zu einer metabolischen Azidose. Diese Übersäuerung führt zu einem Belastungsabbruch bzw. zu einer deutlichen Verringerung der Belastungsintensität.

- **aerobe Glykolyse**

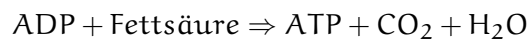
Die aerobe Glykolyse gewinnt die Energie ebenfalls durch die Verwendung von Kohlehydraten. Jedoch wird durch die Hinzunahme von Sauerstoff (O_2) die Laktatbildung verhindert. Stattdessen wird das Zwischenprodukt Pyruvat durch Oxidation und die Hinzunahme von freien Fettsäuren in mehreren Reaktionsschritten weiterverwertet und zusätzliches ATP im so genannten Zitronensäurezyklus gebildet. Im Wesentlichen fallen lediglich die Nebenprodukte Kohlendioxid und Wasser an:



Der Oxidationsprozess dauert deutlich länger, wodurch nicht die hohen Belastungen wie bei den anaeroben Prozessen erreicht werden können. Allerdings wird durch die Oxidation aus der gleichen Menge Glukose deutlich mehr ATP gebildet, weshalb eine Belastung von 60 - 90 Minuten in diesem Energiestoffwechselfbereich möglich ist.

- **Lipolyse**

Dieser Energiebereitstellungsprozess wird auch Fettverbrennung genannt. Das Fett wird zu freien Fettsäuren gespalten (Lipolyse) und kann in der Folge durch die so genannte β -Oxidation abgebaut und zur ATP-Gewinnung genutzt werden. Auch in diesem Fall sind die Nebenprodukte lediglich Kohlendioxid und Wasser:



Fett ist in unserem Körper nahezu unerschöpflich vorhanden. Somit kann mit Hilfe dieser Energiegewinnung der Körper praktisch unbegrenzt belastet werden. Die Gewinnung von ATP durch β -Oxidation ist jedoch wiederum langsamer als die aerobe Glykolyse, weshalb die Belastungsintensität geringer ausfällt.

Alle vier Resyntheseprozesse sind in Abbildung 3.1 zusammengefasst dargestellt. Die Dicke der Pfeile soll die Schnelligkeit (die Durchflussrate) des Prozesses verdeutlichen. Je dicker der Pfeil, desto schneller der Prozess und desto höher die

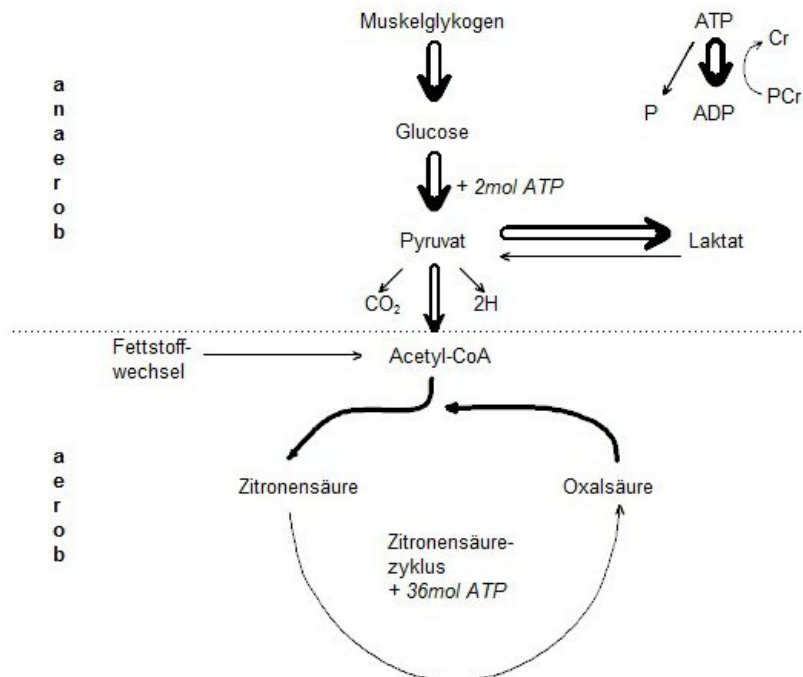


Abbildung 3.1: Zusammenfassung der vier Resyntheseprozesse frei nach Badtke [7] und Hollmann & Hettinger [36]

mögliche resultierende Leistung.

Die ersten beiden beschriebenen Prozesse bilden ATP ohne Verwendung von Sauerstoff und werden daher auch anaerobe Energiebereitstellungsprozesse genannt. Diese Form der Energiegewinnung setzt vorwiegend bei Sprintbelastungen bis maximal 90 Sekunden ein. Nähere Informationen zur sprintspezifischen Leistungsdiagnostik finden sich bei Hellwig [33].

Bei den anderen beiden Prozessen wird Sauerstoff verbraucht, sie werden dementsprechend als aerobe oder oxidative Energiebereitstellungsprozesse bezeichnet. Welcher Prozess vom Körper verwendet wird, hängt von der Belastungsintensität ab. Allerdings gibt es keine klaren Grenzen, vielmehr laufen die Prozesse nebeneinander ab und bilden fließende Übergänge.

Aufgrund dieser Tatsache wird auch bei mittlerer bis submaximaler Belastung der Muskeln die laktazide Energiebereitstellung von den Muskelzellen verwendet. Von besonderem Interesse ist der Belastungs- bzw. Leistungspunkt, an dem der Laktataufbau und die Laktatelimination sich genau die Waage halten. Dieser Punkt wird als individuelle anaerobe Schwelle (IAS) bezeichnet.

Der folgende Abschnitt widmet sich der Laktatdiagnostik, deren Ziel die Bestimmung der IAS ist.

3.1.2 Laktatdiagnostik

Seitdem Mader im Jahr 1976 mit seinem fixen 4mmol/l Schwellenwert die erste laktatbasierte aerob-anaerobe Schwelle definierte, wird die Laktatdiagnostik zur Beurteilung der Ausdauerleistungsfähigkeit verwendet und die Trainingssteuerung mit Hilfe der aerob-anaeroben Schwelle durchgeführt. In den folgenden beiden Jahrzehnten, vor allem in den 1980er Jahren, haben viele Forschungsgruppen nach einem einfachen Berechnungsmodell zur individuellen Bestimmung des Übergangspunktes von aerobem zu anaerobem Stoffwechsel gesucht. Heute werden vorzugsweise solche IAS zur Trainingssteuerung verwendet, bei denen die individuelle Dynamik der Laktatleistungskurve (LLK) berücksichtigt wird. Dörr [21] nennt insgesamt 27 verschiedene Modelle zur Berechnung der (individuellen) Schwelle.

Die Nutzung von Laktatschwellen in der Trainingssteuerung wird seit vielen Jahren kontrovers diskutiert. Wahl et al. [75] sprechen dem Laktat die Eigenschaft eines überschätzten und zugleich unterschätzten Moleküls zu. Aufgrund der Überschätzung halten sie eine Trainingssteuerung nur aufgrund des einen Parameters für nicht angemessen. Viele Studien zeigen Veränderungen in der Laktatkurve durch äußere Einflussfaktoren. Beispielsweise spielt die Ernährung vor der Leistungsdiagnostik eine große Rolle, aber auch das verwendete Stufenprotokoll (Kapitel 3.1.2.1) kann Auswirkungen haben [14]. Durch eine veränderte Laktatkurve im Vergleich zu normierten Bedingungen berechnen auch die darauf basierenden Berechnungsmodelle falsche Werte. Ein weiterer Unsicherheitsfaktor ist die Messung des Laktats bzw. der Herzfrequenz. Sowohl der Laktatspiegel, als auch die Herzfrequenz fallen je nach Trainingszustand im Anschluss an eine Belastung, also in einer Ruhephase, schnell ab. Wird die Messung demnach nicht direkt am Ende einer Belastungsstufe durchgeführt, sondern zeitverzögert in der Pause, so kann dies zu Messfehlern und fehlerhaften LLK führen.

3.1.2.1 Methodik der Laktatdiagnostik

In dieser Arbeit werden vier Laktatschwellenkonzepte vorgestellt, eine fixe (Mader-Schwelle) und drei individuelle Schwelle (Keul-, Simon- und Dickhuth-Schwelle). Zuvor wird der maximale Laktat steady-state (maxLass) und der Test zur eindeutigen Bestimmung des maxLass beschrieben. Alle beschriebenen Berechnungsmodelle, außer der Keul-Schwelle, wurden von Dörr [21] mit dem maxLass validiert.

Die laktatbasierte Leistungsdiagnostik verwendet die Ergometrie, um die Leistungsfähigkeit eines Sportlers zu messen und auszuwerten. Löllgen [44] definiert den Begriff Ergometrie wie folgt:

Definition 3.2

Unter Ergometrie versteht man die quantitative Messung und Beurteilung der körperlichen Leistungsfähigkeit und Belastbarkeit von Gesunden und Kranken. Die Ergometrie erfolgt mit einer definierten Belastung, sie soll reproduzierbar sein, dosierbar, vergleichbar und objektiv. Die Ergometrie setzt, wie eine vergleichbare Labormethode, ein standardisiertes Vorgehen mit Qualitätskontrolle voraus.

Die Geräte, mit denen diese objektiven Belastungen erzeugt werden, nennt man Ergometer. Die gängigsten Ergometer in der sportmedizinischen Leistungsdiagnostik sind das Fahrrad- und das Laufbandergometer, wobei durchaus noch weitere sportartspezifische Ergometer existieren. Bei der Nutzung eines Laufbands im Labor wird eine Steigung von 1-1,5% angelegt, um Widerstände, die im freien herrschen, wie Wind und Reibung, zu approximieren.

Neben dem Gerät zählt auch das vom Sportler durchzuführende Belastungsprofil zur Ergometrie. Das Profil hängt stark vom Diagnoseziel ab, welches mit der Ergometrie überprüft werden soll. In der Schule wird beispielsweise der so genannte Cooper-Test durchgeführt, um die Ausdauerleistungsfähigkeit im Laufen zu überprüfen und zu benoten. In der laktatbasierten Leistungsdiagnostik wird in der Regel ein Stufenprotokoll eingesetzt, um ein möglichst breites Belastungsspektrum abzudecken. Ein Stufenprotokoll im Laufbereich hat den folgenden Aufbau:

Der Stufentest beginnt bei einer Startgeschwindigkeit zwischen 4 und 8 km/h, je nach Leistungsstand des Athleten. Die Geschwindigkeit wird für eine festgelegte Stufendauer, in der Regel drei Minuten, gehalten und erhöht sich anschließend um:

- 1 km/h (Freizeitsportler)
- 1,5 km/h (ambitionierter Amateur)
- 2 km/h (Leistungssportler)

Nach jeder Stufe wird die Geschwindigkeit erhöht, bis die subjektive Ausbelastung des Probanden erreicht ist. Der Abbruch kann auch mitten in einer Stufe erfolgen. Im Anschluss an die letzte Belastungsstufe findet eine mehrminütige Auslaufphase in der Startgeschwindigkeit statt. Statt des Auslaufens ist alternativ auch stilles stehen auf dem Laufband möglich. Zwischen den einzelnen Stufen entnimmt eine Person kapillares Blut zur Ermittlung des Laktatwerts aus dem Ohrläppchen. Dafür ist eine kurze Stehpause nötig, die häufig auf eine bestimmte Dauer (z.B. 30 Sekunden) genormt wird. Darüber hinaus wird der Herzfrequenzwert am Ende jeder Stufe protokolliert.

Die ermittelten Daten Laktatkonzentration und Herzfrequenz werden in einem Diagramm über die Stufengeschwindigkeit (x) aufgetragen. Die Herzfrequenzkurve ergibt sich in der Regel durch lineare Interpolation. Die Laktatkurve wird hingegen durch eine Exponentialfunktion der Form

$$\text{Laktat} = a \cdot e^{b \cdot x} + c$$

approximiert. Die Parameter a , b und c werden so gewählt, dass sie die real gemessenen Laktatwerte bestmöglich abbilden. Das Verfahren geht auf Pansold et al. [49] zurück. In der Praxis wird die Laktatkurve auch häufig durch eine polynomielle Gleichung 3. Ordnung der Form

$$\text{Laktat} = a \cdot x^3 + b \cdot x^2 + c \cdot x + d$$

approximiert. Der Parameter d gibt den Basislaktat Spiegel an, a , b und c werden erneut anhand der vorliegenden Laktatwerte optimiert.

3.1.2.2 Maximales Laktat-steady-state

Alle Berechnungsmodelle zielen auf die Bestimmung des Punktes ab, an dem die Laktatbildung und die Laktatelimination sich die Waage halten. Dieser Zustand wird auch als steady-state bezeichnet. Sobald eine höhere Belastung als die steady-state Belastung auf den Körper wirkt, steigt der Laktat Spiegel immer weiter an, was zwangsläufig zu einer metabolischen Azidose und einem Belastungsabbruch führt. Heck [30] erweitert diese Beschreibung des maximalen Laktat-steady-state um eine praxisrelevante Bemerkung:

Definition 3.3

Das maximale Laktat-steady-state entspricht der höchsten Belastungsintensität, bei der Laktatbildung und -elimination im Gleichgewicht stehen oder aber bei der das Laktat in den letzten 20 Minuten der Dauerbelastung um weniger als 1 mmol/l ansteigt.

Der zugelassene leichte Anstieg ist aufgrund der durchaus schwankenden Laktatkonzentration während eines Ausdauer Tests bei gleichbleibender Belastung in der Praxis sinnvoll.

Zur exakten Bestimmung des steady-state kann keines der Laktatschwellenmodelle verwendet werden, da diese auf Basis eines stufenförmig ansteigenden Belastungsniveaus den Punkt approximativ versuchen zu berechnen. Nur mit Hilfe mehrerer Dauerbelastungen mit leicht unterschiedlichen Belastungsintensitäten kann der Punkte eindeutig bestimmt werden. Dieses Verfahren wird maxLass-Test genannt.

Als Richtlinie dienen die Belastungen an den modellbasiert berechneten IAS, sofern diese zuvor ermittelt wurde. Ansonsten wird eine Belastungsgrenze geschätzt. Der Sportler wird im ersten Dauerlauf-Test mit dieser Belastung für 30-60 Min. beansprucht. In bestimmten Zeitabständen wird Blut entnommen und die Laktatkonzentration ermittelt. Schließlich gibt es zwei Möglichkeiten, wie beim maxLass-Test fortgefahren wird:

1. Falls der Sportler während des Dauerlaufs abbrechen musste oder es einen Laktatanstieg über die letzten 20 Minuten der Belastung von mehr als 1mmol/l gab, wird der nächste Dauerlauf-Test mit einer leicht geringeren Belastung wiederholt.
2. Falls beim Sportler kein Laktatanstieg während des Dauerlaufs festzustellen ist, wird der nächste Dauerlauf-Test mit einer leicht höheren Belastung durchgeführt.

Diese Erhöhung bzw. Verringerung der Belastung wird so lange wiederholt, bis die höchste Belastung gefunden wurde, bei der der Laktatspiegel konstant bleibt. Da die einzelnen Dauerläufe nicht direkt hintereinander durchgeführt werden können, sondern über mehrere Tage verteilt werden, ist dieses Verfahren zur Bestimmung der Schwelle nicht praktikabel. Zudem kann nicht ausgeschlossen werden, dass Trainingseffekte der Dauerläufe die folgenden Dauerläufe beeinflussen.

Allerdings wird es zur Absicherung von approximativ berechneten Schwellenwerten verwendet. Untersuchungen von Heck [30] zeigen signifikante Abweichungen der Schwellen mittels laktatbasierten Schwellenmodellen und den mit dem maxLass-Test ermittelten Schwellen auf dem Fahrradergometer. Dagegen konnte Dörr [21] unter Verwendung der Laufbandergometrie zumindest bei den Schwellenmodellen von Stegmann, Dickhuth und Simon eine ausreichend präzise maxLass-Prognose von 69% - 75% ermitteln. Die Mader-Schwelle hingegen überschätzt auch bei seiner Studie den maxLass systematisch.

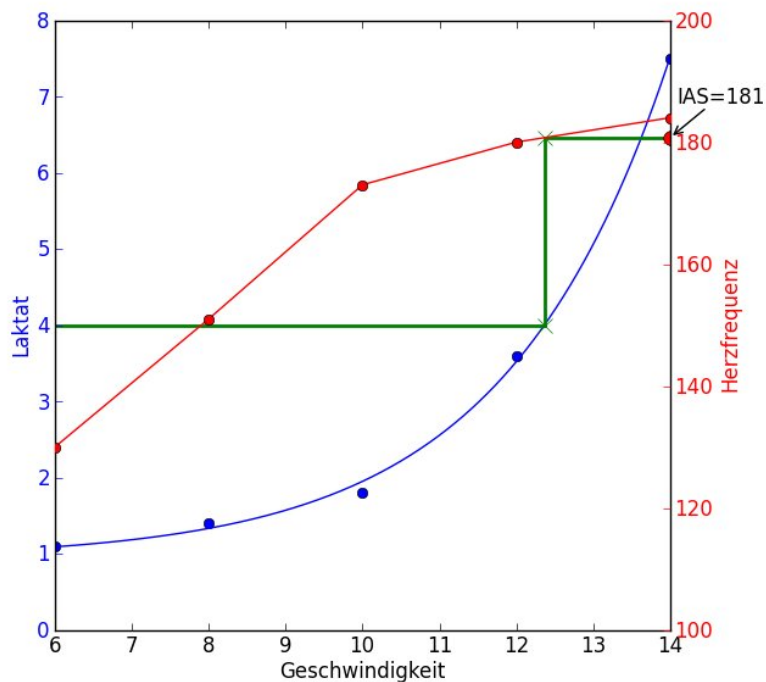


Abbildung 3.2: Mader-Modell zur Ermittlung der anaeroben Schwelle

3.1.2.3 Das Laktatschwellenmodell nach Mader

Mader et al. [46] gehörten zu den Ersten, die ausgehend von der Laktatkonzentration im Blut eine Beurteilung der Ausdauerleistungsfähigkeit vorgenommen haben. Sie setzen als Kriterium für den aerob-anaeroben Übergang eine Laktatkonzentration von 4 mmol/l fest. In ihren Laufbanduntersuchungen verwenden sie ein heutzutage eher unkonventionelles Stufenprotokoll (Startgeschwindigkeit = $3\text{ m/s} = 10,8\text{ km/h}$; Stufensteigung = $0,4\text{ m/s} = 1,44\text{ km/h}$; Stufendauer = $5,5\text{ Min.}$; Pause = 30 Sek.). Die lange Stufendauer von über fünf Minuten begründen sie mit der Annahme, dass die Laktatausschwemmung von der Muskulatur ins Blut ca. zwei Minuten dauert. Die Laktatbildung in der Muskulatur bis zu einem konstanten Zustand wird ebenfalls mit zwei Minuten angenommen. Daher sollte in einem Stufenprotokoll ihrer Meinung nach eine Stufentestdauer von mindestens vier Minuten verwendet werden. Heck et al. [32] zeigen in ihrer Arbeit, dass bei einer Verringerung der Stufendauer von fünf auf drei Minuten, die Belastung an der 4 mmol/l Schwelle signifikant höher liegt. Um die entsprechende Schwelle für dreiminütige Stufentests zu erhalten sollte stattdessen eine fixe Schwelle bei $3,5\text{ mmol/l}$ verwendet werden.

Abbildung 3.2 zeigt beispielhaft die Ermittlung der anaeroben Schwelle durch die 4 mmol -Grenze. Die beiden am Ende jeder Stufe gemessenen Werte, Herzfrequenz

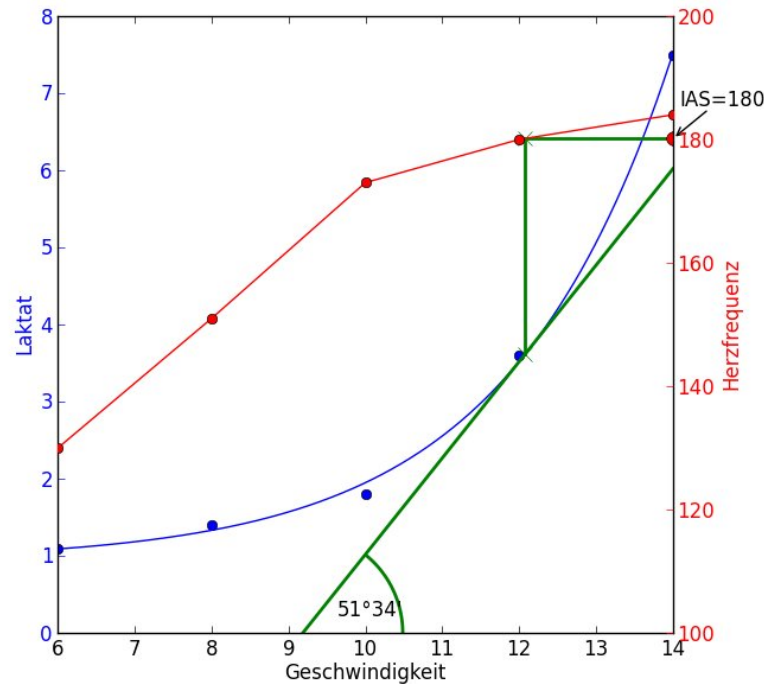


Abbildung 3.3: Keul-Modell zur Ermittlung der individuellen anaeroben Schwelle

und Laktatkonzentration, werden in einem Diagramm im zeitlichen Verlauf dargestellt. Der korrespondierende Herzfrequenzwert an der Geschwindigkeit, an der sich die Laktatkurve mit der 4 mmol/l-Linie schneidet, wird zur Trainingssteuerung verwendet.

3.1.2.4 Das Laktatschwellenmodell nach Keul

Keul et al. [40] versuchen in ihrem Modell, im Gegensatz zum starren Mader-Modell, mit dem nur intraindividuelle Unterschiede gemessen werden können, eine individuelle Schwelle zu ermitteln. Die Modellentwickler gingen von einem im Mittel korrekten Schwellenwert bei 4 mmol/l aus. Um individuelle Gegebenheiten besser abbilden zu können wurde eine Studie mit 20 Skilangläufern durchgeführt, die insgesamt drei Laktattests zu unterschiedlichen Saisonzeitpunkten durchführten. Die LLK wurden in allen Fällen durch die polynomielle Gleichung 3. Grades approximiert. An alle 60 vorhandenen LLK wurde am Schnittpunkt mit der 4 mmol/l Linie eine Tangente angelegt. Von diesen Tangenten wurde der Steigungswinkel, also der Winkel zwischen der Tangente und der x-Achse, berechnet. Der mittlere Steigungswinkel wurde mit $\alpha = 51^\circ 34'$ angegeben.

Die Keul-Schwelle wird auch als Freies Winkelmodell bezeichnet. Abbildung 3.3 zeigt beispielhaft die Ermittlung der Schwelle. An die LLK wird eine Tangente mit

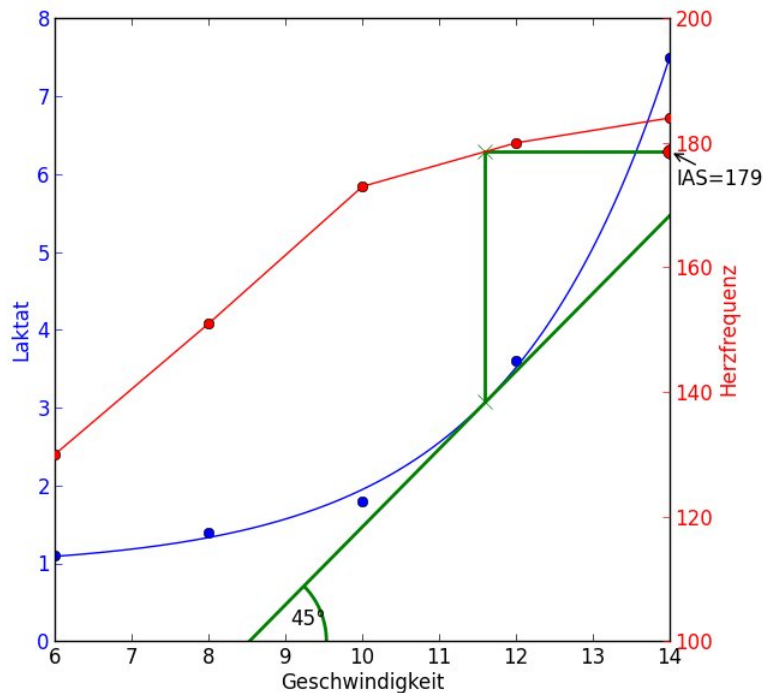


Abbildung 3.4: Simon-Modell zur Ermittlung der individuellen anaeroben Schwelle

einem Steigungswinkel von $\alpha = 51^{\circ}34'$ angelegt. Wie beim Mader-Modell wird der korrespondierende Herzfrequenzwert am Schnittpunkt für die Trainingssteuerung verwendet.

3.1.2.5 Das Laktatschwellenmodell nach Simon

Zwar nutzen Simon et al. [71] das gleiche Verfahren wie das Freie Winkelmodell, jedoch wurde der Steigungswinkel für dieses Modell nicht empirisch ermittelt. Statt dessen wird der Winkel $\alpha = 45^{\circ}$ vorgegeben. Am Schnittpunkt der LLK mit der Tangente wird ein Umschlagpunkt des Metabolismus vermutet, denn der Schnittpunkt entspricht der größten Änderung der Kurvensteigung ($\tan(45^{\circ}) = 1$).

Abbildung 3.4 zeigt ein ähnliches Ermittlungsverfahren der individuellen anaeroben Schwelle, wie bei der Keul-Schwelle. Der einzige Unterschied besteht im Steigungswinkel von $\alpha = 45^{\circ}$.

3.1.2.6 Das Laktatschwellenmodell nach Dickhuth

Das letzte in dieser Arbeit vorgestellte Berechnungsmodell zur Bestimmung einer individuellen Schwelle wurde von Dickhuth et al. [19] entwickelt. Sie

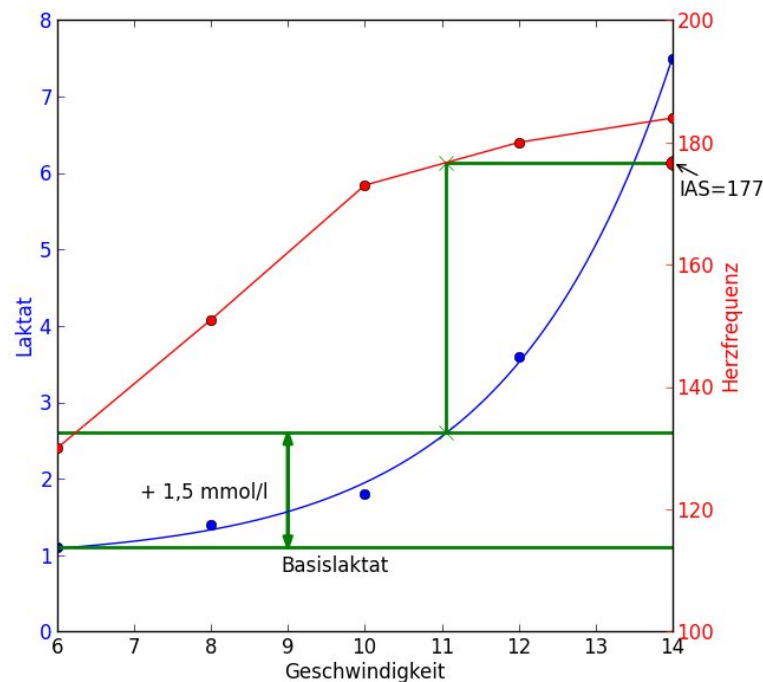


Abbildung 3.5: Dickhuth-Modell zur Ermittlung der individuellen anaeroben Schwelle

verwenden für ihre Bestimmung einen Stufentest mit dreiminütiger Stufendauer. Rühl [67] ermittelte keine signifikanten Unterschiede der Pulswerte an der mit dem Dickhuth-Modell ermittelten IAS beim Vergleich von Stufentests mit einer Stufendauer von drei und fünf Minuten. Diese Methode lässt sich, verglichen mit weiteren Schwellenmodellen wie der Stegmann- oder der Simon-Schwelle, sehr leicht auch ohne Computerunterstützung ermitteln. Aufgrund dieser Einfachheit der Bestimmung hat sich die Dickhuth-Schwelle in der Praxis weitestgehend durchgesetzt.

Zur Ermittlung der Schwelle wird der Basislaktat Spiegel bestimmt, der auf den unteren Belastungsstufen erreicht wird. Ausgehend von diesem Basislaktatwert wird die IAS bei einem um $1,5 \text{ mmol/l}$ höheren Laktatwert angenommen. Der korrespondierende Pulswert an der IAS wird zur Trainingssteuerung genutzt. Abbildung 3.5 zeigt die Ermittlung schematisch.

3.2 Ausdauertraining

3.2.1 Parameter der Trainingssteuerung

Zur Trainingssteuerung im Ausdauersport lassen sich laut Ziert [78] fünf Verfahren aus der weiteren Literatur benennen:

- Bestimmung der maximalen Sauerstoffaufnahme $VO_2\max$
- Bestimmung der Laktatkonzentration im Blut
- Bestimmung der maximalen Herzfrequenz HFmax
- Bestimmung der Herzfrequenzvariabilität und
- Bestimmung des Deflektionspunktes mittels Conconi-Test

Der einzig praktikable und messbare Parameter zur Trainingssteuerung des alltäglichen Ausdauertraining ist die Herzfrequenz. Die anerkannteste Kenngröße, aus der sich Trainingsbereiche berechnen lassen, ist der korrespondierende Herzfrequenzwert an der IAS. In der Praxis, vor allem im Breitensport, ist allerdings auch immer noch die Ermittlung bzw. Schätzung der HFmax weit verbreitet, mit deren Hilfe sich ebenfalls Trainingsbereiche einteilen lassen.

3.2.2 Trainingssteuerung im Ausdauertraining

Die verschiedenen Trainingsbereiche decken die unterschiedlichen Energiebereitstellungsprozesse ab. Es lassen sich laut Hottenrott & Neumann [37] fünf Bereiche für das Ausdauertraining unterscheiden. Tabelle 3.2 benennt die fünf Trainingsbereiche.

Bereich	Abkürzung	Stoffwechsellage
Regeneration und Kompensation	REKOM	aerob
Grundlagenausdauer 1	GA 1	aerob
Grundlagenausdauer 2	GA 2	aerob-anaerob
Wettkampfspezifische Ausdauer	WSA	aerob-anaerob bis anaerob
Schnelligkeitsausdauer	SA	anaerob

Tabelle 3.2: Trainingsbereiche im Ausdauersport

Die Steuerung der Trainingsbelastung lässt sich nach Coen [15] am geeignetsten mit Hilfe des Herzfrequenzverhaltens realisieren. Die Bereiche lassen sich prozentual zur IAS berechnen, jedoch geben verschiedene Autoren unterschiedliche prozentuale Einteilungen vor. Die Unterschiede bei der Einteilung ergeben sich aus den nicht fest definierbaren Grenzen der Energiebereitstellung. Die verschiedenen Prozesse gehen fließend ineinander über (siehe Abschnitt 3.1.1), wodurch auch eine feste Begrenzung der Pulsbereiche nicht strikt definiert werden kann. Auch die unterschiedlich berechneten IAS können zu den Abweichungen der Berechnungen der verschiedenen Autoren führen. Tabelle 3.3 zeigt die Einteilung der Bereiche prozentual zur IAS aus verschiedenen Quellen:

Bereich	Einteilung nach Janssen [39] (% IAS)	Einteilung nach Neumann et al. [48] (% IAS)	Einteilung nach Coen [15] (% IAS)
REKOM	< 75 %	< 75 %	70 - 80 %
GA 1	75 - 85 %	75 - 90 %	80 - 90 %
GA 2	85 - 95 %	90 - 95 %	90 - 95 %
WSA	95 - 100 %	95 - 105 %	95 - 100 %
SA	> 100 %	> 105 %	> 100 %

Tabelle 3.3: Ansteuerung der Trainingsbereiche über die Herzfrequenz prozentual zur IAS

Die IAS kann auch zur Trainingssteuerung im anaeroben Bereich verwendet werden. Coen et al. [16] legen den Fokus ihrer Arbeit auf den aerob-anaeroben und den rein anaeroben Bereich. Sie differenzieren die Bereiche SA, KZA und MZA deutlich feiner und geben Empfehlungen für bestimmte Intervalltrainingsprogramme.

Die unterschiedlichen Bereiche werden durch verschiedene Trainingsformen angesteuert. Die Trainingsformen lassen sich im Ausdauerbereich nach Schnabel et al. [70] in vier Kategorien untergliedern:

- **Dauermethode**

Trainingsformen aus der Kategorie Dauermethode kennzeichnen sich durch eine ununterbrochene Belastung. Die Dauer der Belastung sollte eine Mindestlänge von LZA2 haben. Die Intensität wird somit aus dem aeroben Bereich gewählt. Die Dauermethoden dienen hauptsächlich zur Verbesserung der Grundlagenausdauer und sollten bei einem Marathontraining über 80% des gesamten Trainingsumfangs ausmachen. Die einzelnen Trainingsformen dieser Kategorie unterscheiden sich im Wesentlichen nur in ihrem Umfang und ihrer Intensität. Je länger eine Trainingseinheit dauert, desto geringer muss die Intensität gewählt werden. Eine andere Trainingsform in dieser Ka-

tegorie ist das Fahrtspiel bei dem die Intensität mehrfach während des Trainings gewechselt wird. Bei dieser Form können auch kurze anaerobe Belastungsphasen eingebaut werden.

- **Intervallmethode**

Diese Kategorie enthält alle Trainingsformen mit kurzen wechselnden Belastungs- und Erholungsphasen. Während der Erholungsphase darf der Sportler sich nicht vollständig erholen, wodurch sich die Ermüdung akkumulierend aufbaut. Die Belastung ist in dieser Kategorie aus dem aerob-anaeroben Übergangsbereich oder dem rein anaeroben Bereich zu wählen. Die Dauer und die Intensität der Belastungs- und Erholungsphasen sowie die Anzahl der Wiederholungen sind Faktoren, welche die genaue Struktur der Trainingsform beeinflussen.

- **Wiederholungsmethode**

Im Gegensatz zur Intervallmethode werden bei der Wiederholungsmethode lange Erholungsphasen eingebaut, um eine annähernd komplette Erholung zu bewirken. Dadurch können bei Trainingseinheiten aus dieser Kategorie höhere Intensitäten gewählt werden.

- **Wettkampfmethode**

Zur Wettkampfmethode zählen alle Trainingseinheiten und Wettkämpfe, welche die Wettkampfsituation nachahmt. Sie werden in der Regel zur Kontrolle der Leistungsfähigkeit eingesetzt. Es zählen sowohl Unter- als auch Überdistanzen verglichen mit der eigentlichen Wettkampfdistanz in diese Kategorie. Als Intensität sollte die WSA gewählt werden.

Zu einem systematischen Leistungsaufbau ist neben der Kenntnis der beschriebenen Methoden und Trainingsinhalten auch eine sinnvolle zeitliche Einteilung nötig. Schließlich ist es keinem Sportler möglich einen sehr hohen Leistungsstand, wie er beim Wettkampf vorliegen sollte über das komplette Trainingsjahr zu halten. Ein dauerhaftes Training in hohen Intensitäten um das hohe Leistungsniveau zu halten würde darüber hinaus zwangsläufig in einen Übertrainingszustand führen.

Es ist somit nötig das Training in bestimmte Abschnitte einzuteilen. In der Trainingswissenschaft wird diese Einteilung mit Periodisierung oder Zyklisierung bezeichnet. Dabei sollte insbesondere auf die Einteilung von Be- und Entlastung geachtet werden. Jakowlew [38] entwarf hierzu das Superkompensationsmodell. Es zeigt das Verhalten des Leistungsniveaus am Beispiel des Energievorrats (Muskelglykogen), welches nach einer Belastungsphase abfällt, aber während der Erholungsphase über das ursprüngliche Niveau steigt. Durch einen gezielten neuen Trainingsreiz auf dem erhöhten Leistungsniveau kann somit ein kontinuierlicher Leistungsanstieg erfolgen (siehe Abbildung 3.6). Das Modell aus dem Jahr 1976 gibt jedoch keine Auskunft über sinnvolle oder gar optimale zeitliche Einteilungen von Belastungs- und Erholungsphasen.

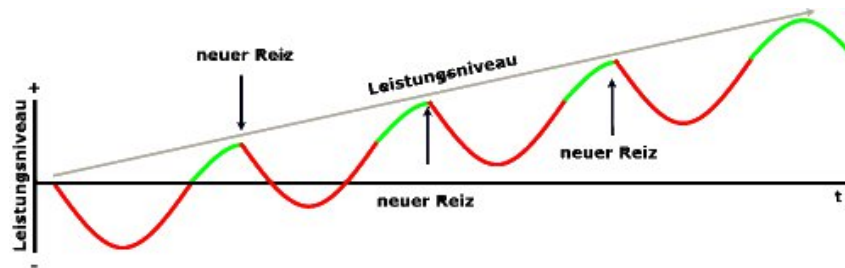


Abbildung 3.6: Das Superkompensationsmodell von Jakowlew [38] zum langfristigen Leistungsaufbau

In praktisch allen trainingswissenschaftlichen Standardwerken [35, 37, 48, 70, 76] werden drei unterschiedliche Zyklen vorgegeben, die sich hauptsächlich in der entsprechend abgedeckten Zeitspanne des Trainings unterscheiden:

- **Mikrozyklus**

Ein Mikrozyklus setzt sich aus mehreren Trainingseinheiten zusammen und erfasst lediglich einen kurzen Zeitraum von bis zu einer Woche. Bei der Planung eines Mikrozyklus muss in erster Linie auf die unterschiedlichen zeitlichen Verzögerungen der Wiederherstellungsprozesse verschiedener Funktionssysteme des Körpers geachtet werden. Regenerative Trainingseinheiten sollten eingesetzt werden um die Wiederherstellung der Funktionssysteme zu beschleunigen und den Superkompensationseffekt zu erzeugen. Hohe Belastungen sollten an Tagen durchgeführt werden, an denen eine hohe Leistungsfähigkeit vorliegt.

- **Mesozyklus**

Ein Mesozyklus besteht aus mehreren Mikrozyklen. Die Planung eines Mesozyklus umfasst zwei Zielstellungen. Zum einen soll beim Mesozyklus ähnlich wie beim Mikrozyklus ein optimales Belastungs-Erholungs-Verhältnis abgebildet werden. Durch die additive Ermüdungswirkung belastender Mikrozyklen sind erholende Mikrozyklen zum erhöhten Leistungsaufbau zwingend nötig. Zum anderen soll ein Mesozyklus eine übergeordnete Aufgabe erfüllen, die wiederum Einfluss auf die Planung der einzelnen Mikrozyklen hat. Beispielsweise werden bei einem einleitenden Mesozyklus im Ausdauersport vorwiegend Trainingseinheiten zur Erhöhung der grundlegenden Belastbarkeit in die Mikrozyklen eingebaut, während beispielsweise bei einem Vorbereitungs- und Kontroll-Mesozyklus spezielle wettkampforientierte Trainingseinheiten und Kontrollwettkämpfe im Vordergrund stehen.

- **Makrozyklus**

Ein Makrozyklus umfasst den längsten Trainingszeitraum. Er setzt sich wiederum aus mehreren Mesozyklen zusammen und umfasst in der Regel ein komplettes Trainingsjahr. Ein Makrozyklus unterteilt sich aufgrund von festgelegten Wettkampfterminen in drei Phasen, die Vorbereitungs-, Wettkampf-

und Übergangsphase. In der Vorbereitungsphase soll die sportliche Form herausgebildet werden um die Wettkämpfe mit einem optimalen Leistungsniveau bestreiten zu könne. Während der Wettkampfphase soll die Leistungsfähigkeit auf hohem Niveau stabilisiert werden. Die Übergangsphase dient zur Regeneration und schließt eine zeitweilige Absenkung der Leistungsfähigkeit nicht aus.

4 Performance Potential Metamodel

Das Performance Potential Metamodell (PerPot) wurde Ende der 1990er Jahr von Prof. Perl entwickelt und erstmals zusammen mit Mester in einem Artikel publiziert [47]. Da das Modell zunächst nur im deutschsprachigen Raum veröffentlicht und genutzt wurde, erhielt es den Name Leistungs-Potential Modell (LeiPot) und wurde erst später in das heute bekannte PerPot umbenannt.

Ursprünglich wurde das Modell konzipiert, um verschiedene phänomenische Wechselwirkungen zwischen Belastung auf der einen und Leistung auf der anderen Seite abzubilden. Diese phänomenischen Wechselwirkungen sind in sehr vielen verschiedenen Systemen, z.B. in der Sportphysiologie und der Medizin, zu beobachten. Auf Grund dessen wurde das Modell als Metamodell (siehe Abschnitt 2.1) konzipiert, um es somit für die unterschiedlichsten Ein-/Ausgabekombinationen von Belastung und Leistung offen zu halten. Durch spezielle Konkretisierungen des Modells können daraufhin spezifische Dynamiken, beispielsweise aus der Physiologie, beschrieben werden.

Wird eine Einteilung von PerPot in die Kategorien aus Kapitel 2.3 vorgenommen, so handelt es sich um ein diskretes und deterministisches Modell, da die verwendeten Messwerte nur in diskreten Zeitschritten erfasst werden können und keinerlei Zufall das Modellverhalten beeinflusst. Des Weiteren handelt es sich um ein dynamisches Modell, denn es modelliert Systeme, die durch eine externe Einflussgröße ein Einschwingen der Ausgabegröße von einem Startzustand in einen Zielzustand beschreibt. Die adaptive Dynamik ist eine der beiden grundlegenden Modellcharakterisierungen. Der Zielzustand bleibt ohne weitere Veränderung der Einflussgröße stabil, wodurch PerPot den stationären Modellen zugeordnet werden kann. Darüber hinaus ist das Modell grundsätzlich zeitinvariant, jedoch lässt sich durch zeitabhängige Veränderung interner Parameter durchaus auch zeitvariantes Verhalten abbilden.

Die zweite grundlegende charakteristische Eigenschaft von PerPot ist der Antagonismus. Damit ist die sowohl positive als auch negative Wirkungsweise einer Einflussgröße gemeint. Bei PerPot wirkt sich die zentrale Eingabegröße, die Belastung, positiv und negativ auf die resultierende Leistung aus. Eine große Zahl von Lern-, Trainings- und therapeutischen Prozessen kann durch die beiden Charakteristiken, adaptive Dynamik und Antagonismus, beschrieben werden.

Mit Hilfe der beiden charakteristischen Eigenschaften ist es möglich, vier zeitabhängige Grundphänomene der Wechselwirkung von Belastung und Leistung, wie sie beispielsweise bei physiologischen Adaptationsprozessen bekannt sind, zu modellieren:

1. Der Superkompensationseffekt

Dieser Effekt beschreibt eine Leistungssteigerung nach einer hohen Belastung mit anschließender Ruhepause. Respektive kann nach der Superkompensation die gleiche Leistung bei geringerer Belastung erzielt werden.

2. Der Kollaps-Effekt

Durch Überlastung bricht die Leistung mit einer gewissen zeitlichen Verzögerung ein.

3. Die umgekehrte U-Funktion

Die Leistungskurve sollte nach der Studie von Mader [45] die Form einer umgekehrten U-Funktion annehmen, wenn die Belastung über die Zeit linear gesteigert wird.

4. Der asymptotische Leistungsverlauf

Bei einer Leistungssteigerung, die anschließend konstant gehalten wird, passt sich die Leistung asymptotisch, also mit stetig geringer werdendem Wachstum, an einen oberen Grenzwert an. Gleiches gilt für eine Belastungsreduktion im umgekehrten Sinn. In diesem Fall passt sich die Leistung asymptotisch an einen unteren Grenzwert an.

Die Abbildung physiologischer Adaptionsprozesse im Training war die erste konkrete Anwendung des Metamodells PerPot. Aufgrund der hochindividuellen Anpassungsprozesse von Trainingsbelastungen, welche auf verschiedene Personen wirkt, ist eine Einzelfallanalyse mit einem dynamischen Modell wie PerPot immer einer gruppenstatistischen Methode vorzuziehen. Schließlich kann ein bestimmtes Trainingsmaß in manchen Fällen eine Unterforderung bedeuten, während es in anderen Fällen zur Überforderung oder gar zur Überlastung führt. Ein solches Übertraining sollte stets vermieden werden, da ein starker Leistungseinbruch die Folge ist und der Körper eine lange Zeit der Regeneration benötigt, um aus diesem Zustand wieder heraus zu kommen. Die Anpassungsprozesse von Training im Sport werden auch mit Trainingswirkungsanalyse bezeichnet. Sie werden auch aktuell noch mit Hilfe von PerPot und auf PerPot basierenden Weiterentwicklungen untersucht [56,64].

Seit der Entwicklung wurde PerPot zu vielen weiteren Analysen genutzt, nicht nur im Kontext des Sports. Beispielsweise konnte PerPot in der Medizin zur Erkennung versteckter Strukturen in der pathologischen Physiologie bei Patienten eingesetzt werden. Perl [52] beschreibt zwei Anwendungsszenarien: Die Erkennung selbstständiger Lungenfunktion unter künstlicher Beatmung und die Erkennung pathologischer Herzfrequenzkurven. Im Sport wurde das Modell beispielsweise in Zusammenarbeit mit Lames [42, 55] im Sportspiel Handball zur Simulation dynamischer Interaktionsprozesse beider Mannschaften verwendet. Hierzu wurden zwei PerPot-Modelle eingesetzt, eines pro Mannschaft. Die resultierenden Leistungen der Mannschaften wurden als Belastungseingabe für die jeweils gegnerische

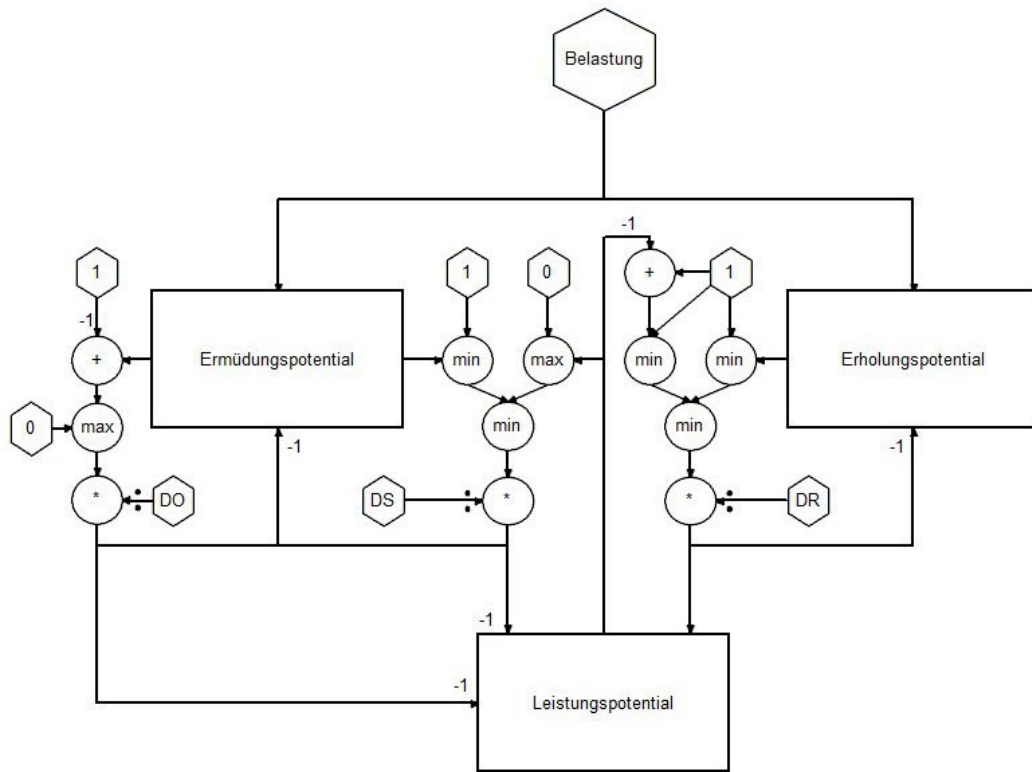


Abbildung 4.1: Schematische Darstellung des Basis-Metamodells PerPot

Mannschaft verwendet. Dies führt zwangsläufig zu einem oszillierenden Verhalten, wie es in Sportspielen mit zwei konkurrierenden Parteien üblich ist.

4.1 Das Basismodell PerPot

Im folgenden Abschnitt wird das Basis-Metamodell PerPot, wie es von Perl [47] vorgestellt wurde, beschrieben. Eine schematische Darstellung des Metamodells nach den Vorgaben aus Kapitel 2.4 ist in Abbildung 4.1 zu sehen.

Die Abbildung zeigt im oberen Teil die Eingangsgröße Belastung. Sie ist die einzige Schnittstelle zur Umwelt. Belastungswerte können reale Meßwerte oder eigene vorgegebene Werte für Simulationen sein. Prinzipiell gibt es keine Begrenzung der Belastung, d.h. es kann theoretisch jede Eingabe, auch negative Werte, erfolgen. Im Rahmen dieser Arbeit kann allerdings davon ausgegangen werden, dass die Belastung immer ≥ 0 ist, denn eine negative Geschwindigkeitsvorgabe, also eine entlastende Vorgabe, kann ausgeschlossen werden. Selbst wenn eine negative Geschwindigkeit als „Rückwärtslaufen“ interpretiert wird, so sollte der Betrag der Geschwindigkeit als Eingabe in das Modell verwendet werden. Schließlich erzeugt „Rückwärtslaufen“ keine Entlastung, sondern eine ähnliche Belastung wie

das normale Vorwärtslaufen.

Die Abbildung 4.1 zeigt drei Zustandsgrößen, wobei nur das unten dargestellte Leistungspotential (PP, aus dem englischen Performance Potential) als Ausgabegröße anzusehen ist. Die beiden Zustandsgrößen Ermüdungspotential (SP, aus dem englischen Strain Potential) und Erholungspotential (RP, aus dem englischen Response Potential) fungieren als eine Art Zwischenspeicher der eingegebenen Belastung. Dabei zeigt sich die grundlegende Eigenschaft des Antagonismus. Die eingegebene Belastung geht gleichermaßen in das Ermüdungs- und Erholungspotential ein, allerdings wirkt das Ermüdungspotential abbauend auf das Leistungspotential, während das Entwicklungspotential sich aufbauend auswirkt.

Alle Zustandsgrößen werden als natürliche Potentiale angenommen und sind somit sowohl nach oben als auch nach unten beschränkt. Zur Vereinfachung wurden die Potentiale auf das Intervall $[0, 1]$ begrenzt. Dadurch ist eine Normierung der tatsächlichen Ein- und Ausgabewerte auf dieses Intervall nötig. Die entsprechenden Normierungsfaktoren hängen in erster Linie von den tatsächlich messbaren Belastungs- und Leistungswerten ab, die je nach Einsatzgebiet sehr stark voneinander abweichen können. Beispielsweise könnte die Belastung eines Trainings durch den Umfang vorgegeben werden, der je nach Sportart (Laufen, Radfahren, Schwimmen, ...) und Maßeinheit (Meter, Kilometer, ...) deutlich unterschiedliche Eingaberäume zulässt. Auch interindividuelle Unterschiede (Profisportler, Amateur, Breitensportler, ...) führen zu unterschiedlichen Eingaberäumen, wodurch eine Kalibrierung zur Ermittlung individueller Normierungsfaktoren benötigt wird.

Die Pfeile, die in Abbildung 4.1 von unten in die beiden Potentiale Ermüdung und Erholung, bzw. von oben und von links in das Leistungspotential fließen, geben die Flussraten an, mit denen die Potentiale schrittweise erhöht bzw. verringert werden. Alle Raten sollen mit einer zeitlichen Verzögerung auf die Potentiale wirken. Eine Möglichkeit bietet die Division der Rate durch einen Verzögerungsfaktor. Dadurch wird die zeitlichen Verzögerungen, die ein Fluss von einem Potential in ein anderes Potential benötigt, in linearer Form modelliert. Der zeitliche Einfluss der Ermüdung auf der einen Seite und der Erholung auf der anderen Seite, kann unterschiedlich sein und wird durch die Eingabegrößen DS (Delay of Strain) und DR (Delay of Response) gesteuert.

Nach Perl [53] können diese beiden Verzögerungsparameter eine Aussage darüber geben, wie lange es dauert, bis ein stabiles Leistungslevel nach einer Belastungsänderung erreicht ist. Bei einer Belastungssteigerung werden $\approx 3 \cdot DR$ Zeiteinheiten benötigt bis zum stabilen Zustand, während es bei einer Belastungsreduktion $\approx 3 \cdot DS$ Zeiteinheiten dauert. Der Faktor 3 wird im Folgenden Stabilisierungsfaktor genannt.

Das Modell ist prinzipiell Skalenunabhängig. Erst durch die Eingabe von echten Daten wird ein zeitlicher Bezug vorgenommen. Eine Belastungssteuerung im

Training durch Intensität oder Umfang würde beispielsweise in Tagen gemessen werden. Im Gegensatz dazu würde aus der Anwendung von Geschwindigkeit als Belastungsparameter eine Zeiteinheit im Sekundenbereich hervorgehen.

Der Stabilisierungsfaktor ergibt sich durch die resultierende Leistungskurve bei einer Belastungsänderung. Die Kurve kann wegen der linearen Verzögerung als asymptotische Exponentialfunktion approximiert werden, wobei die Verzögerungsparameter das asymptotische Verhalten beschreiben. Durch die Verwendung der Verzögerungsparameter ist das zuvor beschriebene Grundphänomen des asymptotischen Leistungsverlaufs in PerPot modelliert.

Neben den Verzögerungen DS und DR gibt es den Verzögerungswert DO (Delay of Overload), der die zeitliche Verzögerung der Überlastung angibt. Bevor die Überlastung thematisiert wird, sollen zunächst die beiden Flüsse beschrieben werden, die das Basisverhalten des Leistungspotentials in Abhängigkeit von der Belastung erzeugen.

Die schrittweise Veränderung des Leistungspotentials wird nicht unbedingt durch Flüsse vom Ermüdungs- und Erholungspotential beeinflusst. Durch Rückkopplung des Leistungspotentials kann sich die negative Flussrate auch aus dem aktuellen Bestand des Leistungspotentials ergeben. Die Rate ergibt sich aus dem Minimum des Ermüdungs- und des Leistungspotentials. Aufgrund der Begrenzungen der Potentiale auf das Intervall $[0, 1]$ sind im PerPot-Metamodell weitere vorgeschaltete Minimum- und Maximum-Operationen nötig.

Die Flussrate, mit der das Leistungspotential positiv beeinflusst wird, kann entweder vom Erholungspotential oder von der noch vorhandenen Kapazität bis zum Maximum des Leistungspotentials abhängen. Analog zur negativen Flussrate wird erneut das Minimum der beiden möglichen Einflussgrößen gewählt. Die vorgeschalteten Minimum-Operationen sind erneut den Kapazitätsgrenzen geschuldet.

Die dadurch erzeugte Dynamik in Kombination mit entsprechend eingestellten Verzögerungen ($DS < DR$) erzeugt das zuvor beschriebene Grundphänomen der Superkompensation.

Die beiden Flussraten lassen sich leicht aus der Abbildung herleiten und sind darüber hinaus auch in den ersten Publikationen von Perl [47, 50] zum Thema PerPot zu finden:

Ermüdungsrate:

$$SR[t, t + \Delta t] = \min(\min(1, SP[t]), \max(0, PP[t])) / DS$$

Erholungsrate:

$$RR[t, t + \Delta t] = \min(\min(1, RP[t]), \min(1, 1 - PP[t])) / DR$$

Zur Modellierung des Kollaps-Effekts und der umgekehrten U-Funktion wird ein Überlauffluss konstruiert. Sobald das Ermüdungspotential sein Maximum von 1 er-

reicht und durch weitere externe Belastungszugabe überschreitet, findet der Überlauf statt. In Abbildung 4.1 findet man die Berechnung des Überlaufs links neben dem Ermüdungspotential schematisch dargestellt. Die Überlaufrate setzt sich aus der Differenz des aktuellen Bestands des Ermüdungspotentials und des Maximums des Ermüdungspotentials zusammen. Ist der maximale Füllstand nicht erreicht, so soll kein Überlauf stattfinden, wodurch die Verwendung einer Maximum-Operation mit Null nötig ist. Die Überlastung wirkt mit der bereits zuvor erwähnten Verzögerung DO negativ auf das Leistungspotential. Die Überlaufflussrate wird durch die folgende Formel berechnet:

$$\begin{aligned} &\text{Überlaufrate:} \\ &OR[t, t + \Delta t] = \max(0, SP[t] - 1) / DO \end{aligned}$$

Die Differenzgleichungen der Zustandsgrößen können nun mit Hilfe der drei Flussraten folgendermaßen aufgestellt werden:

$$\begin{aligned} SP[t + \Delta t] &= SP[t] + \Delta t \cdot (\text{Belastung}[t] - SR[t, t + \Delta t] - OR[t, t + \Delta t]) \\ RP[t + \Delta t] &= RP[t] + \Delta t \cdot (\text{Belastung}[t] - RR[t, t + \Delta t]) \\ PP[t + \Delta t] &= PP[t] + \Delta t \cdot (RR[t, t + \Delta t] - SR[t, t + \Delta t] - OR[t, t + \Delta t]) \end{aligned}$$

Abschließend soll in diesem Abschnitt noch eine für die Simulationen sehr wichtige Größe eingeführt werden, die sich aus dem Ermüdungspotential berechnen lässt und daher nicht als eigene Zustandsgröße bzw. Zwischengröße in der Abbildung zu finden ist. Es handelt sich um die Reserve R , die angibt, wie weit der Gesamtzustand des modellierten Systems noch von der Überlastung entfernt ist. Dazu muss man lediglich die Differenz des Bestands des Ermüdungspotentials zu seinem Maximum 1 bilden:

$$R[t] = 1 - SP[t]$$

Wie man leicht erkennen kann, wird die Reserve negativ, sobald eine Überlastung eintritt. Dieser Fall sollte vermieden werden, was in Simulationen ausgenutzt werden kann, um optimale Belastungsprofile zu erstellen, die sowohl eine Unterforderung, als auch eine Überforderung vermeiden.

4.2 Anpassung des Modells an den Laufsport

Bei PerPot handelt es sich, wie bereits mehrfach erwähnt, um ein Metamodell. Metamodelle müssen für den Einsatz in speziellen Gebieten auf die dort herrschenden Systembedingungen eingestellt werden.

Das Einsatzgebiet dieser Arbeit ist der Laufsport. Die erste systembedingte Festlegung ist die Wahl der verwendeten Ein- und Ausgabewerte. Als Belastung wird die Geschwindigkeit in km/h verwendet. Sie lässt sich über Geschwindigkeitssensoren, die am Laufschuh fixiert werden, ermitteln. Alternativ wäre auch eine Messung mit Hilfe von GPS-Empfängern möglich, jedoch zeigte sich bei der Auswertung vieler Laufdaten, die in der Vorbereitungsphase dieser Arbeit

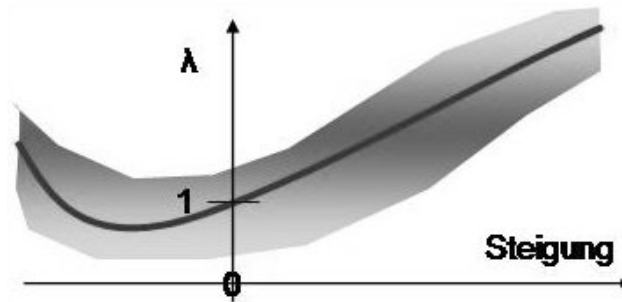


Abbildung 4.2: Erhobene λ -Werte (graues Band) und Kennlinie für ein festes v_0 aus Perl & Endler [58]

gesammelt wurden, eine teilweise deutliche Abweichung von den tatsächlichen Laufgeschwindigkeiten durch diese Art der Messgeräte. Somit wurden im Rahmen dieser Arbeit ausschließlich Geschwindigkeitssensoren verwendet, die deutlich genauere Messwerte erzeugen. Die resultierende Leistung kann in diesem Kontext als Beanspruchung durch die Belastung gewertet werden. Aufgrund der festgelegten Terminologie aus dem Metamodell wird im weiteren Verlauf der Arbeit allerdings trotzdem der Begriff *Leistung* weiter verwendet. Es werden die Herzfrequenzwerte in Schlägen pro Minute verwendet, die durch den Empfänger am Brustgurt erfasst und an die Pulsuhr gesendet werden können.

Der erste Einsatz von PerPot im Laufsport erfolgte im Jahr 2006. Es konnte festgestellt werden, dass die Wechselwirkung von Geschwindigkeit und Puls von weiteren externen Faktoren wie dem Wetter oder dem Höhenprofil abhängig ist. Am Beispiel der Höheninformationen, die mit Hilfe der verwendeten Messgeräte gleichzeitig zur Geschwindigkeit und dem Puls erfasst werden konnte, wurde eine angepasste Belastung in Form einer Referenzgeschwindigkeit v_R berechnet. Diese Geschwindigkeit hängt von der gemessenen Geschwindigkeit v_0 und der Steigung bzw. dem Gefälle S ab. Die Referenzgeschwindigkeit ergibt sich aus der Formel:

$$v_R = \lambda(S, v_0) \cdot v_0$$

Der grobe Verlauf der Funktion λ konnte in der Studie von Perl & Endler [58, 59] durch den Trend aus dem Diagramm in Abbildung 4.2 angegeben werden. Der genaue Verlauf ist jedoch individuell unterschiedlich und muss somit für jede Person neu ermittelt werden. Bei der Ermittlung der Funktion λ ergeben sich zwei Probleme:

1. Die Belastungs-Leistungs-Wechselwirkung in profiliertem Gelände stellt eine komplexe Dynamik dar. Wegen der zeitlichen Verzögerungen reicht es nicht aus, die Leistungswerte an einem bestimmten Zeitpunkt mit den normalen Leistungswerten bei einer Steigung von 0% zu vergleichen. Vielmehr müssen die Sportler eine konstante Geschwindigkeit bei einer konstanten Steigung

über eine gewisse Zeit halten, um einen stabilen Leistungswert zum Vergleichen zu ermitteln.

2. Aus der ersten Problematik lässt sich bereits der enorme Aufwand erkennen, mit dem die Funktion λ ermittelt werden muss. Jeder Sportler müsste für unterschiedliche Geschwindigkeiten und unterschiedliche Steigungen Testläufe zur Ermittlung stabiler Vergleichs-Leistungswerte durchführen.

Die Verwendung von Höheninformationen ist also theoretisch möglich, jedoch praktisch nicht durchführbar. Zum Einen steht die Masse an erforderlichen Testläufen nicht im Verhältnis zum späteren Nutzen. Zum Anderen ist die Durchführung solcher Testläufe in der Praxis fast nicht möglich, denn man würde sehr viele unterschiedliche Strecken mit konstanter Steigung benötigen. Somit wären die Testläufe praktisch nur auf Laufbändern durchführbar, was die Problematik aufwirft, ob sich die auf dem Laufband durchgeführten Testläufe auf Läufe im Freien problemlos übertragen lassen.

Aufgrund der beschriebenen Problematiken wurde in dieser Arbeit auf eine Verwendung der Höheninformationen verzichtet. Bei den simulierten Halbmarathon- und Marathon-Veranstaltungen wurde auf überwiegend flache Streckenverläufe geachtet, womit der Einfluss von Steigung und Gefälle vernachlässigt werden kann. Bei der Trainingsoptimierung spielen die Höheninformationen ohnehin keine Rolle, da das Training über die Herzfrequenz und nicht über die Geschwindigkeit gesteuert wird. Man passt also die Geschwindigkeit im Training an die aktuelle Herzfrequenz an.

In den nun folgenden Abschnitten werden die Anpassungen des Modells an den Laufsport detailliert beschrieben. Die ersten beiden Abschnitte beschreiben eine Veränderung bzw. Erweiterung der Modellgleichungen. Die restlichen Anpassungen sind Einschränkungen, die bei der Kalibrierung (siehe Abschnitt 4.3) und bei den Simulationen beachtet werden müssen.

4.2.1 Vereinfachung der Modellgleichungen

Betrachtet man die schematische Modellabbildung 4.1 und die damit verbundenen Modellgleichungen, so werden einige Grenzbedingungen durch Minimum- und Maximum-Operationen abgesichert. Im allgemeinen Fall, den das Metamodell abbilden muss, ist diese Begrenzung nötig. Im speziellen Einsatzszenario Laufsport sind jedoch nicht alle Begrenzungen nötig bzw. sinnvoll.

Das Leistungspotential stellt in dieser Arbeit in der Realität die Herzfrequenz des Sportlers dar. Während in der Theorie durchaus ein negatives Leistungspotential denkbar ist, sollte in der Praxis des Laufsports das Leistungspotential nie 0 oder gar negativ werden. Ganz im Gegenteil ist es sogar nötig, ein gewisses Grundniveau des Leistungspotential anzunehmen, welches nicht unterschritten werden

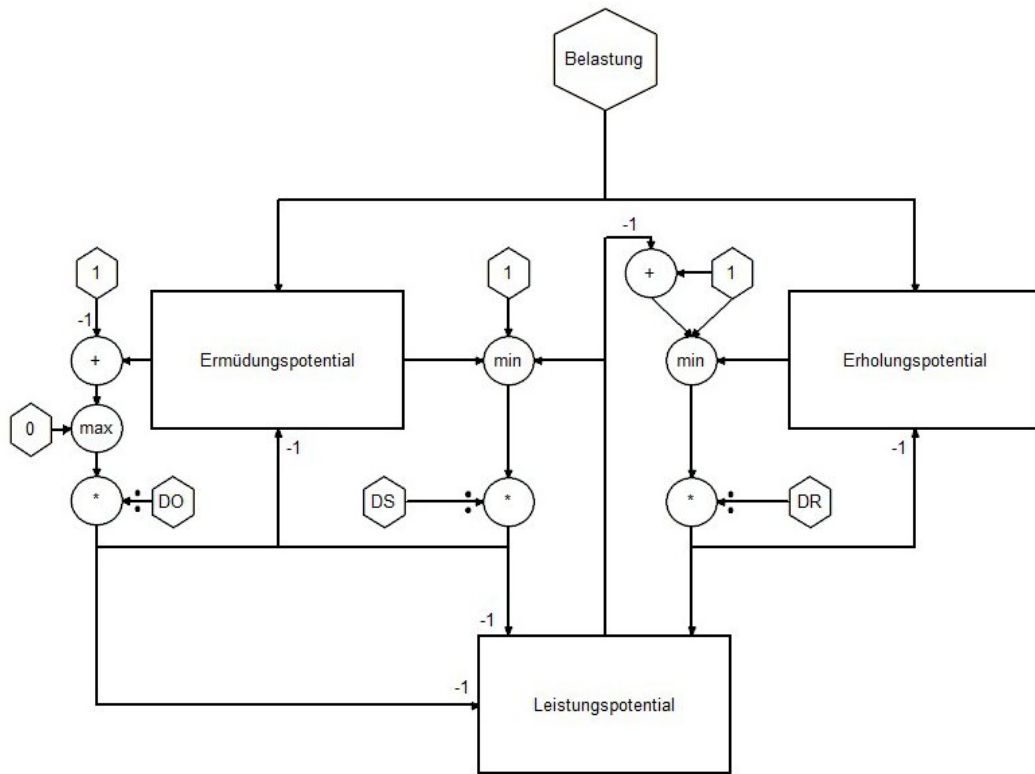


Abbildung 4.3: Schematische Darstellung des vereinfachten Metamodells PerPot

sollte. Physiologisch spiegelt diese Basisleistung den Ruhepuls wider. Diese Einschränkung kann durch die Nutzung einer Basisbelastung (siehe Abschnitt 4.2.3) erfüllt werden.

Durch die Beschränkung auf ein stets positives Leistungspotentials fällt zum Einen die Maximum-Operation aus 0 und PP in der Ermüdungsrate SR weg, denn eine 0 würde nur im Fall $PP < 0$ in die darauf folgende Minimum-Operation einfließen. Analog fällt die Minimumsfunktion aus 1 und $PP - 1$ weg, denn eine 1 würde ebenfalls nur im Fall $PP < 0$ in die weitere Berechnung einfließen. Dies vereinfacht die schematische Darstellung deutlich, wie Abbildung 4.3 zeigt. Darüber hinaus beschleunigt die Vereinfachung der Gleichungen die Simulationsberechnungen um ca. 15%.

Die modifizierten Gleichungen für die Ermüdungs- und Erholungsraten nach der Vereinfachung sehen wie folgt aus:

$$\begin{aligned}
 SR[t, t + \Delta t] &= \min(1, SP[t], PP[t]) / DS \\
 RR[t, t + \Delta t] &= \min(1, RP[t], 1 - PP[t]) / DR
 \end{aligned}$$

4.2.2 Atrophie für Langzeitausdauerbelastung

Bereits wenige Jahre nach der ersten Veröffentlichung von PerPot haben Perl et al. [57] eine Modellerweiterung für die Behandlung von Langzeitverhalten vorgenommen. Ein solches Langzeitverhalten wird im Rahmen der Simulationen von Langzeitausdauerwettkämpfen wie Halbmarathon oder Marathon benötigt, um die sich stetig entleerenden Kohlehydratspeicher im Körper abbilden zu können. Die Entleerung kann durch gute Ernährung während des Wettkampfs verzögert, aber nicht komplett gestoppt, werden. Sind die Kohlehydratspeicher aufgebraucht, so wird die Energiebereitstellung lediglich über die Fettverbrennung gewährleistet, was eine deutliche Leistungsreduktion zur Folge hat.

Im Artikel von Perl et al. [57] wird das Phänomen mit Atrophie bezeichnet. Dabei unterscheiden sie zwei Typen von Atrophie:

1. Temporäre Atrophie:

Diese Art der Atrophie wird mathematisch durch einen verzögerten Rückfluss vom Leistungspotential in das Erholungspotential modelliert. Dadurch wird das Leistungspotential kurzfristig reduziert, jedoch bewirkt die Erhöhung des Erholungspotential eine verzögerte größere Erholung des Leistungspotential. Auf diese Weise geht die konstante Bilanz der Potentiale nicht verloren. Der Effekt ist eine Superkompensation, die durch eine Reduktion der Belastung hervorgerufen wird. Nach kurzer Wirkungszeit der Atrophie stellt sich der Normalzustand ein, d.h. die Atrophie wirkt nur temporär.

2. Langzeitatrophie:

Eine andauernde und akkumulierende Atrophie kann nur durch eine nachhaltige Reduktion des Leistungspotentials erzeugt werden. Dadurch wird die interne Bilanz gestört, denn die Reduktion des Leistungspotentials bewirkt eine Erhöhung des Ermüdungs- und des Erholungspotentials. Somit wird bei Eingabe einer konstanten Belastung langfristig eine Überlaufsituation geschaffen, die zu einem Leistungseinbruch führt. Nur durch eine Belastungsreduktion kann daraufhin weitere Leistung erbracht werden.

Für den Einsatz des Modells zur Simulation von Langzeitausdauerwettkämpfen über einer halben Stunde wird der zweite Atrophietyp benötigt. Er bildet eine nicht umkehrbare Reduktion des Leistungsvermögens ab, in Anlehnung an die Leerung der Kohlehydratspeicher bei körperlicher Belastung. Der Überlauf bildet den komplett aufgebrauchten Kohlehydratspeicher ab. Weitere Leistung kann daraufhin nur durch eine langsamere Laufgeschwindigkeit erbracht werden.

Abbildung 4.4 zeigt die schematische Darstellung des vereinfachten Metamodells PerPot, erweitert um den Abfluss der Langzeitatrophie DA (Delay of Atrophy). Die Atrophierate AR ergibt sich durch die Formel

$$AR[t, t + \Delta t] = PP[t] / DA$$

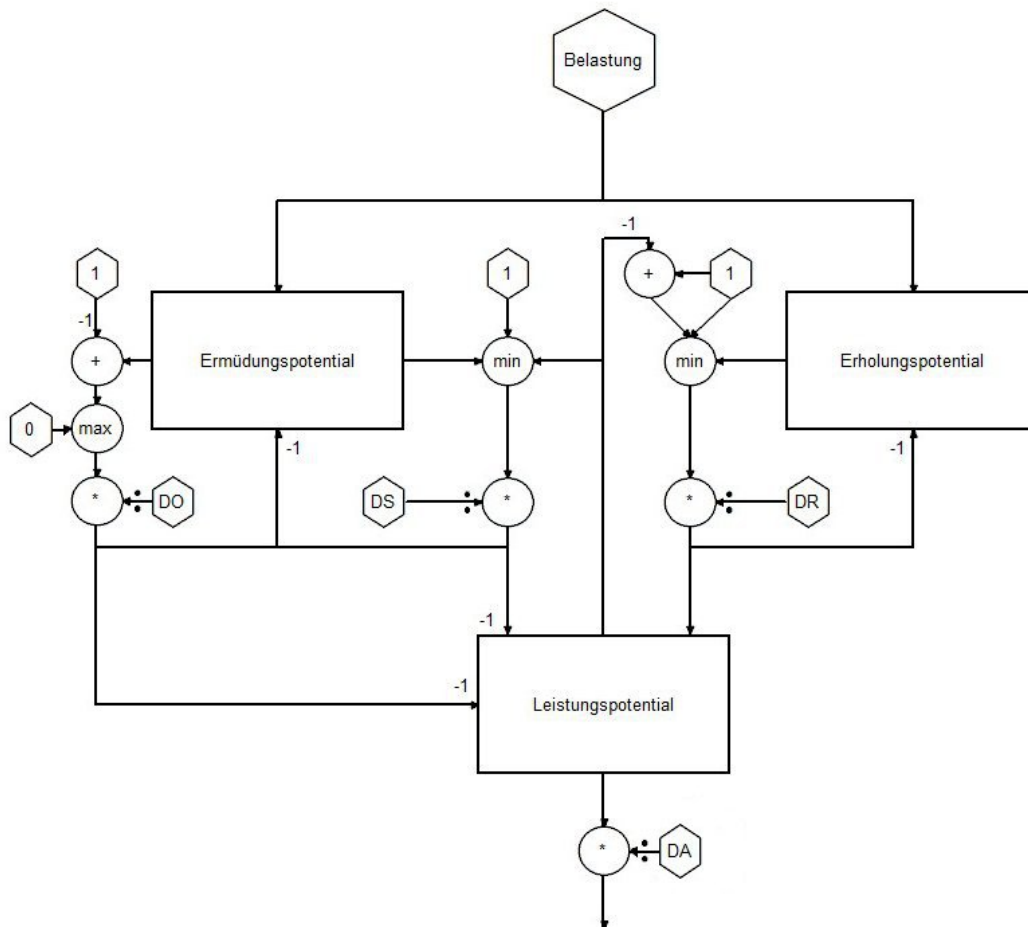


Abbildung 4.4: Schematische Darstellung des Metamodells PerPot mit der Erweiterung der Langzeitatrophie

Durch den zusätzlichen Abfluss aus dem Leistungspotential muss die Differenzgleichung des Leistungspotentials wie folgt angepasst werden:

$$PP[t + \Delta t] = PP[t] + \Delta t \cdot (RR[t, t + \Delta t] - SR[t, t + \Delta t] - OR[t, t + \Delta t] - AR[t, t + \Delta t])$$

4.2.3 Basisbelastung

Wie bereits im Abschnitt 4.2.1 kurz erwähnt wurde, besitzt jeder Mensch eine Ruheherzfrequenz, die nicht unterschritten werden kann. Bei gesunden Erwachsenen liegt die Ruheherzfrequenz bei ca. 60 Schlägen pro Minute, bei sehr gut ausdauertrainierten Sportlern kann die Ruheherzfrequenz sogar bei Rund 40 Schlägen pro Minute liegen.

Um dieses Grundniveau der Herzfrequenz zu gewährleisten gibt es zwei Umsetzungsansätze:

1. Durch eine geänderte Limitierung des Leistungspotentials kann die untere Grenze individuell nach oben verschoben werden. Dazu müsste jedoch auf die ursprünglichen Modellgleichungen zurückgegriffen werden, bei denen mit zusätzlichen Minimum- bzw. Maximum-Operationen die Grenzen für die Berechnung der Erholungs- und Ermüdungsraten mit berücksichtigt werden. Diese Begrenzung konnte aufgrund der stets positiven Belastungseingabe gestrichen werden. Allerdings kann bei der Belastungseingabe Null auch das Leistungspotential, also die Herzfrequenz, auf Null sinken, was verhindert werden soll.
2. Ein Grundniveau des Leistungspotentials kann auch durch ein konstantes Grundniveau der Belastungseingabe erreicht werden. Dieses Grundniveau wird in der Folge mit dem Begriff *Basisbelastung* bezeichnet. Bei dieser Umsetzungsoption ist es nicht nötig, die Modellgleichungen anzupassen.

In beiden Fällen muss ein weiterer Parameter, entweder die untere Beschränkung des Leistungspotentials oder die Basisbelastung, an den Sportler angepasst werden. Da die zweite Option im Vergleich zur ersten Option keine Anpassungen an den Modellgleichungen vornimmt, wurde in dieser Arbeit die Lösung mittels einer Basisbelastung bevorzugt.

4.3 Kalibrierung

Um das Modell für Simulationen von Trainingseinheiten und Wettkämpfen verwenden zu können, ist eine Anpassung an den Athleten notwendig. Dazu wird ein originaler Datensatz des Athleten benötigt. Ziel der Kalibrierung ist es, die Wechselwirkung der originalen Belastungs- und Leistungsverläufe durch Anpassung der internen Parameter des Modells möglichst genau abzubilden.

Perl & Mester [63] benennen die wesentlichen internen Parameter, die angepasst werden müssen:

- Belastungsverzögerung DS
- Erholungsverzögerung DR
- Überlaufverzögerung DO
- Atrophie DA
- Leistungspotential-Kapazität
- Leistungspotential-Kapazität

Diese sechs Parameter lassen sich in zwei Kategorien einteilen, die auch physiologisch erklärt werden können. Bei den ersten vier Parametern handelt es sich ausschließlich um Verzögerungen. Verzögerungen treten bei sehr vielen Transport-

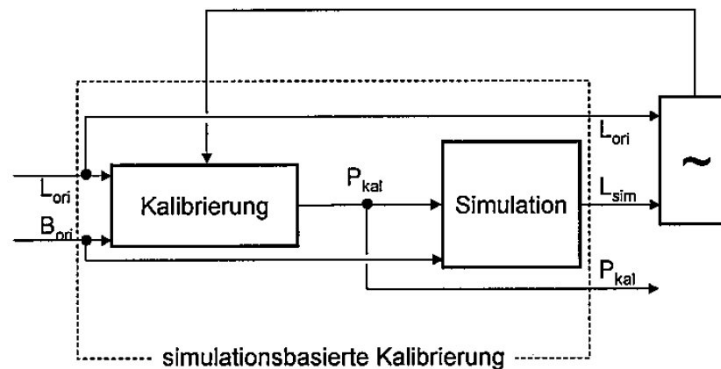


Abbildung 4.5: Ablauf einer simulationsbasierten Kalibrierung aus Perl & Mester [63]

und Reaktionsprozessen in unserem Körper auf. Diese Prozesse sind hochindividuell.

Die letzten beiden genannten Parameter sind Kapazitätsbegrenzungen, die sich aus Normierungsfaktoren ergeben. Durch eine Normierung werden die Ein- und Ausgabewerte in ein einheitliches Intervall $[0, 1]$ umgerechnet. Begrenzende Komponenten sind in unserem Körper in einer Vielzahl vorhanden (z.B. die maximale Sauerstoffaufnahme $VO_2 \max$).

Zusätzlich zu den zuvor aufgeführten Parametern muss die in Abschnitt 4.2.3 beschriebene Basisbelastung für den jeweiligen Athleten ermittelt werden.

Um die optimalen Parameter für den Athleten zu finden, wird ein simulationsbasiertes Kalibrierungsverfahren genutzt, wie es Perl & Mester [63] bereits 2001 verwendet haben. Dazu wird im Kontext des Laufsports eine Trainingseinheit benötigt, welche die spezifische Wechselwirkung von Geschwindigkeits- und Herzfrequenzverläufen des Athleten enthält. Abbildung 4.5 zeigt den typischen Ablauf des Kalibrierungsverfahrens. Die originalen Belastungs- (B_{ori}) und Leistungsdaten (L_{ori}) fließen in die Kalibrierungskomponente ein und liefern eine Näherung der Modellparameter (P_{kal}). Die Parameter P_{kal} werden nun genutzt, um eine Simulation durchzuführen. Als Eingabedaten dienen die originalen Belastungsdaten B_{ori} . Das Resultat der Simulation sind simulierte Leistungsdaten (L_{sim}). Die beiden Datenreihen L_{ori} und L_{sim} werden anschließend in einer Vergleichskomponente miteinander verglichen. Ist eine hinreichende Genauigkeit erreicht, so werden in der Folge die Modellparameter P_{kal} verwendet. Ansonsten wird erneut versucht, über die Kalibrierungskomponente Parameter zu generieren, mit denen eine bessere Approximation der L_{ori} erreicht wird.

Die Trainingseinheit, die zur Kalibrierung benötigt wird, sollte einige grundlegende Bedingungen erfüllen. Um die verschiedenen Verzögerungen der

Herzfrequenzen auf eine Geschwindigkeitsänderung simulieren zu können, muss die Trainingseinheit aus wechselnden Geschwindigkeiten bestehen, die anschließend für eine ausreichende Zeitspanne gehalten werden, damit die Herzfrequenz genügend Zeit hat, um sich an die jeweils neue Situation anzupassen. Es werden sowohl positive als auch negative Geschwindigkeitswechsel benötigt.

Ein möglichst breites Spektrum von Geschwindigkeiten ist eine weitere Bedingung für den Kalibrierungslauf. Dies dient in erster Linie zur Ermittlung der athletenspezifischen Normierungsfaktoren, damit der komplette Belastungs- und Leistungsbereich abgebildet werden kann. Durch kurzzeitig hohe Geschwindigkeiten soll darüber hinaus zumindest ein Überlauf erzeugt werden. Um den Athleten im Kalibrierungslauf nicht zu überfordern, reicht eine einmalige Überschreitung der subjektiven Belastungsgrenze.

Diese Bedingungen werden alle durch einen Stufentest, wie er in Abschnitt 3.1.2.1 beschrieben wird, erfüllt. Darüber hinaus wird der Stufentest auch für die Ermittlung der Ausdauerleistungsfähigkeit mit Laktattests verwendet. Dadurch ist es möglich, PerPot mit dem leistungsdiagnostischen Standardverfahren der Sportmedizin zu vergleichen (siehe Abschnitt 5.1).

Bei der Kalibrierung des angepassten PerPot für den Laufbereich ergeben sich weitere Einschränkungen, die die Wahl der Modellparameter reduziert. Diese Einschränkungen werden in den folgenden beiden Abschnitten näher erläutert.

4.3.1 Einschränkung der Verzögerungsparameter

Eines der Grundphänomene der Wechselwirkung von Belastung und Leistung, welches von PerPot abgebildet werden kann, ist die Superkompensation. Bei der Superkompensation wird durch eine Belastung mit anschließender Ruhepause in der Folge ein erhöhtes Leistungsniveau erreicht. Dieses Phänomen ist aus der Trainingswissenschaft im Bereich von Adaptionsprozessen sportlicher Belastungen im Training bekannt. PerPot bildet dieses Phänomen ab, wenn die Ermüdungsverzögerung kleiner als die Erholungsverzögerung ist.

In dieser Arbeit wird nicht der gesamte Trainingsprozess betrachtet, sondern einzelne Trainings- und Wettkampfeinheiten. In diesem Einsatzgebiet, in dem die Wechselwirkung von Geschwindigkeit und Herzfrequenz betrachtet wird, gibt es das Phänomen der Superkompensation nicht. Schließlich soll auf eine Belastungssteigerung die Herzfrequenz direkt steigen, bei einer Belastungsreduktion direkt fallen und sich im Anschluss asymptotisch an einen oberen bzw. unteren Grenzwert annähern. Diese Wechselwirkung wird in PerPot durch eine höhere Ermüdungsverzögerung im Vergleich zur Erholungsverzögerung erzeugt.

Wegen der fehlenden Superkompensation im speziellen Anwendungsszenario wird die zusätzliche Einschränkung

$$DS \geq DR$$

vorgenommen.

4.3.2 Einschränkung Bedingt durch Stufentest

Der Stufentest (siehe Abschnitt 3.1.2.1) soll ein möglichst breites Spektrum von Geschwindigkeiten abdecken, die der Athlet erreichen kann. Es ist demnach erforderlich, zumindest kurzzeitig im anaeroben Bereich zu laufen. Dadurch ergibt sich eine weitere Einschränkung beim Suchen der optimalen Parametereinstellung mit Hilfe der simulativen Kalibrierung. Durch die festgelegte kurzfristige Ausbelastung während des Stufentests kann ein Überlauf auf der bzw. den letzten Stufen angenommen werden.

Ein Überlauf findet statt, wenn die Reserve unter Null fällt. Das heißt, ermittelte interne Parameter können nur als Kandidaten für eine optimale Einstellung gelten, wenn bei der Simulation mit den Stufentestbelastungen die Reserve zu irgend einem Zeitpunkt unter Null fällt. Das Kalibrierungsverfahren schränkt die Suche nach den optimalen Parametern auf die Kandidaten ein, mit denen ein Überlauf gewährleistet wird. Durch diese Vorgehensweise werden möglicherweise Parameterkombinationen nicht berücksichtigt, die eine bessere Approximation bei den Kalibrierungsdaten erzeugen würde. Dafür wird die Simulationsgenauigkeit, vor allem im Hinblick auf eine Ausbelastungssituation, verbessert.

Eine weitere Einschränkung, die sich aus dem konkreten Stufentest ergibt, ist das Ausschalten der Atrophie bei den Simulationen mit den originalen Geschwindigkeitsdaten. In der Regel dauert ein Stufentest zwischen 15 und 30 Minuten. Bei einem Stufentest handelt es sich somit nicht um eine Langzeitausdauerbelastung > LZA2, womit der Einsatz der Atrophie nicht benötigt wird.

Abbildung 4.6 zeigt den typischen Verlauf eines Kalibrierungslaufs. Die rote Linie zeigt deutlich den stufenweisen Geschwindigkeitsanstieg. Sowohl bei der in grün gezeichneten originalen Herzfrequenzkurve, als auch bei der in blau gezeichneten simulierten Herzfrequenzkurve ist der asymptotische Verlauf an einen Grenzwert bei Belastungsänderung sehr gut zu erkennen. Die schwarze Linie stellt die Reserve zu jedem Zeitpunkt des Kalibrierungslaufs dar.

Am Ende der letzten Belastungsstufe vor der Auslaufphase ist die geforderte Einschränkung des Überlaufs zu sehen, da in diesem Zeitraum die Reserve unter Null fällt, d.h. aus dem sichtbaren Bereich des Diagramms verschwindet. Die Deckelung der Herzfrequenz durch den Überlauf ist ebenfalls am Ende der letzten Belastungsstufe an der simulierten Herzfrequenzkurve zu erkennen. Während dieses

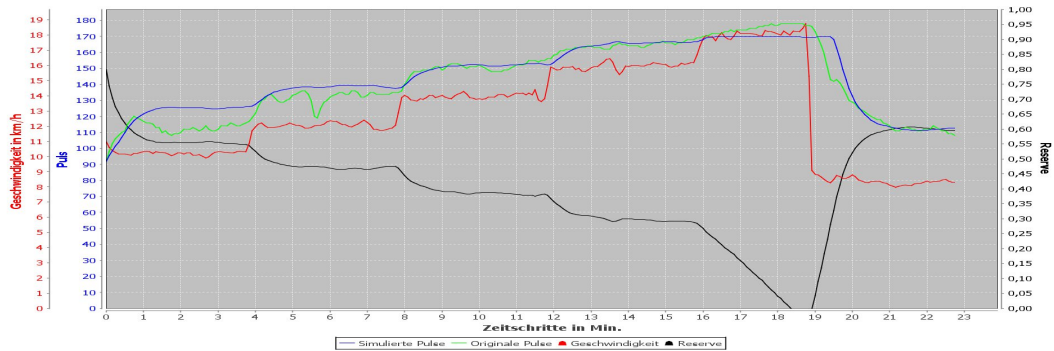


Abbildung 4.6: Darstellung der zeitlichen Verläufe von originalen und simulierten Werten bei einem typischen Kalibrierungslauf

Zeitraum können durchaus größere Differenzen zwischen den originalen und den simulierten Herzfrequenzwerten auftreten.

4.4 Simulation der IAS mit PerPot

Sobald PerPot durch eine Kalibrierung an den Sportler angepasst ist, können Simulationen von Läufen durchgeführt werden. Dazu ist lediglich die Eingabe von Geschwindigkeiten nötig. Die wichtigsten Kenngrößen, die sich aus der Simulation ergeben sind die simulierten Herzfrequenzwerte und die Reserve. Die Reserve gilt als Maß, wie stark der Athlet noch belastet werden kann bzw. wie weit er noch von einer Überlastung entfernt ist. Eine Reserve unter Null gilt laut Perl [51] als Indiz für einen drohenden Kollapseffekt, der nur durch eine umgehende Reduktion der Belastung vermieden werden kann.

Simulationen können insbesondere dazu genutzt werden, Belastungen zu simulieren, die nur theoretisch durchgeführt werden können oder in der Praxis schwer zu regulieren sind. Solche Belastungen finden beispielsweise im Rahmen eines maxLass-Tests statt, der aus mehreren Dauerläufen mit Geschwindigkeiten um die angenommene IAS besteht. Der Test wurde in Abschnitt 3.1.2.2 vorgestellt. Dieser Test wird nur eingesetzt, um Laktatschwellenmodelle zu validieren. Allerdings wird er aufgrund seiner zu starken Beanspruchung in der Trainingspraxis nicht zur eindeutigen Ermittlung der IAS eingesetzt.

Mit Hilfe von PerPot ist es nun jedoch möglich, den maxLass-Test zu simulieren [24, 60]. Dazu werden mehrere Simulationen mit konstanten Geschwindigkeiten über 45 Minuten durchgeführt. Die Reserve dient als Maß zur Ermittlung der simulierten IAS. Ist die Reserve am Ende eines Simulationsdurchlaufs kleiner als Null, dann war die gewählte Geschwindigkeit zu hoch und wird im nächsten Simulationsdurchlauf verringert. Ist sie hingegen größer als Null, dann war die Geschwindigkeit zu niedrig, so dass die Geschwindigkeit im nächsten Durchlauf

erhöht wird. Physiologisch lässt sich ein Reservewert unter Null mit einem stetig ansteigenden Laktat Spiegel vergleichen. Ähnlich zum ansteigenden Laktat bei gleichbleibender Belastung, fällt die Reserve bei gleichbleibender Belastung immer weiter, wenn sie einmal unter Null gesunken ist.

Nach einigen Simulationsdurchläufen findet das Simulationsverfahren die Geschwindigkeit, bei der die Reserve am Ende der Belastung genau Null wird. Diese Geschwindigkeit ist vergleichbar mit der höchsten Geschwindigkeit bei einem maxLass-Test, bei der sich noch ein Laktat steady-state einstellt. Die Herzfrequenz am Ende des mit dieser Geschwindigkeit simulierten Laufs ist die von PerPot simulierte IAS. Der Herzfrequenzwert an der simulierten IAS kann nun zur Trainingssteuerung des Ausdauertrainings beitragen, indem eine prozentuale Einteilung in Herzfrequenzbereiche fürs Training vorgenommen wird (siehe Abschnitt 3.2.2).

4.5 Simulation von Ausdauerwettkämpfen mit PerPot

Wie bereits im Abschnitt zuvor beschrieben wurde, bieten Simulationen die Chance, Belastungen zu untersuchen, die nur theoretisch im Training durchgeführt werden könnten, in der Praxis aber aufgrund der hohen Beanspruchung nicht verwirklicht werden. Ein Athlet könnte beispielsweise theoretisch die komplette Wettkampfdistanz bei subjektiv maximalem Tempo im Training testen. Jedoch wäre die Beanspruchung deutlich zu hoch für ein Training. Dies kann in der Folge negative Auswirkungen für die Leistungsentwicklung und schließlich für den eigentlichen Wettkampf bedeuten. Mit PerPot ist es nun möglich den Wettkampf für unterschiedliche Geschwindigkeiten zu simulieren und somit eine optimale Geschwindigkeit für den Wettkampf zu berechnen.

Prinzipiell kann jedes Belastungsprofil für Simulationen mit PerPot verwendet werden. Für Ausdauerwettkämpfe gibt verschiedene Pacing Strategien. Im Folgenden werden die vier gängigsten Strategien vorgestellt:

- **Gleichmäßiges Tempo**
Bei dieser Strategie wird eine konstante Laufgeschwindigkeit über die komplette Wettkampfdistanz angestrebt. Diese Strategie wird von den Profiläulern bevorzugt und bringt die besten Resultate hervor.
- **Negative Splits**
Mit Splits wird die Dauer in Minuten für eine bestimmte Distanz, z.B. ein Kilometer, bezeichnet. Negative Splits bedeuten somit eine Verringerung der Dauer auf eine Teildistanz, d.h. eine Geschwindigkeitssteigerung. Diese Strategie wird vorwiegend bei kürzeren Audauerdistanzen bis 10 Kilometer angewendet.
- **Positive Splits**
Im Gegensatz zu den negativen Splits wird bei den positiven Splits die Ge-



Abbildung 4.7: Typischer Verlauf der Herzfrequenz bei einem 30km-Trainingslauf mit konstanter Geschwindigkeit

schwindigkeit über die Gesamtdistanz reduziert. Diese Strategie sollte nicht verwendet werden, da sie häufig zu schlechten Resultaten führt, denn durch eine schnelle Startgeschwindigkeit wird der Kohlehydratspeicher schneller geleert, wodurch der Speicher deutlich früher ein kritisches Niveau erreicht. Somit muss eine längere Restdistanz unter erschwerten Bedingungen überstanden werden, was häufig zu einer deutlichen Belastungsreduktion, auch aufgrund der hohen mentalen Belastung, führt. Vor allem Anfänger „nutzen“ diese Strategie unfreiwillig. Sie beginnen, häufig wegen der fehlenden Erfahrung, auf den langen Distanzen mit einer zu hohen Geschwindigkeit und werden über die gesamte Distanz stetig langsamer.

- **Taktisch geprägte Strategien**

Athleten, die keinen besonderen Wert auf Zielzeiten legen, sondern um Platzierungen kämpfen, wählen eine taktisch geprägte Strategie. Dabei wird das Tempo an die teilnehmenden Konkurrenten angepasst. Häufig versuchen die Athleten, sich durch kurze Zwischensprints von den Gegnern abzusetzen.

In dieser Arbeit wird ein gleichmäßiges Tempo als Pacing Strategie für die Simulationen verwendet. Es ist für die Sportler am einfachsten zu steuern und bietet die besten Zielzeiten. Zudem bevorzugen de Marées & Mester [18] wegen der Energiebereitstellung ein gleichmäßiges Tempo über die gesamte Strecke.

Bei der Simulation von Langzeitausdauerwettkämpfen ab LZA2 muss das zeitvariante Verhalten der Herzfrequenz beachtet werden. Bei einer konstanten Geschwindigkeit über einen längeren Zeitraum erhöht sich die Herzfrequenz sukzessive. Somit ist bei gleichbleibenden Bedingungen die Anfangsherzfrequenz geringer als am Ende eines Laufs. Die konstante Steigung der Herzfrequenz bei gleichbleibender Geschwindigkeit lässt sich am Originaldatensatz eines 30km-Trainingslaufs (siehe Abbildung 4.7) gut erkennen.

Um dieses Verhalten im Modell abbilden zu können, muss einer der Verzögerungsparameter DS oder DR über die Zeit verändert werden. Es reicht, einen der beiden Parameter zu verändern, da das Verhalten maßgeblich von deren Verhältnis zueinander bestimmt wird. Perl [54] nutzte ein linear ansteigendes DS zur Simulation des zeitvarianten Verhaltens der Herzfrequenz. Ein erhöhtes DS bewirkt eine geringere Ermüdungsrate, woraufhin das Ermüdungs- und das Leistungspotential weniger verringert wird. Die Folge ist ein erhöhtes Leistungspotential, also eine erhöhte simulierte Herzfrequenz.

Damit die optimale Laufgeschwindigkeit für einen Wettkampf ermittelt werden kann, wird ein ähnliches Optimierungsverfahren angewendet, wie bei der zuvor in Abschnitt 4.4 beschriebenen Simulation des maxLass-Test. Jedoch ist in diesem Fall die Streckenlänge bekannt und die Dauer der Belastung variabel. Der Lauf wird in mehreren Simulationsdurchgängen für unterschiedliche Geschwindigkeiten simuliert. Begonnen wird das Optimierungsverfahren bei einer sehr geringen Geschwindigkeit von 5km/h und in den folgenden Simulationsdurchgängen sukzessive erhöht. Erneut bietet die Reserve das Maß, um die Ermüdung des Athleten zu quantifizieren. Um einen Kollapseffekt zu vermeiden, darf die Reserve über die gesamte Belastungsdauer nicht negativ werden. Das Ziel ist es, die Reserve genau am Ende eines Wettkampfs aufgebraucht zu haben, ansonsten ist der Athlet entweder unterfordert oder muss aufgrund einer Überforderung die Geschwindigkeit reduzieren.

Eine zweite Bedingung betrifft die Herzfrequenz. Sie darf während des Laufs nicht die IAS überschreiten, sonst droht ebenfalls eine Überforderung. Es muss also gewährleistet sein, dass die simulierte Herzfrequenz die simulierte IAS während des Laufs nicht übersteigt.

Als optimierte Wettkampfgeschwindigkeit wird die simulierte Geschwindigkeit angenommen, bei der beide Bedingungen erfüllt sind und die Simulation mit der nächsthöheren Geschwindigkeit eine der beiden Bedingungen nicht mehr erfüllt. Aus der Streckenlänge und der optimierten Geschwindigkeit lässt sich die simulierte Zielzeit des Wettkampfs berechnen.

Die folgenden Abschnitte beschreiben nun die verschiedenen Verfahren zur Ermittlung des Ermüdungsverzögerungsverlaufs, welches für die Simulationen beim Optimierungsverfahren verwendet wird. Der DS-Startwert sowie die lineare Steigung des DS tragen maßgeblich zur Zielzeitoptimierung bei. Die Abschnitte sind chronologisch nach der Entwicklungszeit geordnet.

4.5.1 Basisberechnung

Zu Beginn der Arbeit waren keine Daten und somit keine Erfahrung über den optimalen Startwert und Verlauf des DS während eines Wettkampfs vorhanden. Daher musste zu diesem Zeitpunkt der lineare Anstieg des DS geschätzt werden.

Er wurde zunächst auf 0,1 pro Stunde festgelegt. Als Startwert der Simulationen wurde der in der Kalibrierung ermittelte DS Wert verwendet.

Mit diesem sehr einfachen Mittel konnten zum Teil bereits sehr gute Ergebnisse erzielt werden [23]. Jedoch gab es auch einige Prognosen, die die Zielzeit nur unzureichend prognostizierten. Ein Grund für die größere Abweichung in einigen Fällen liegt in der Nutzung eines festen Steigerungswertes, obwohl sich das zugrundeliegende DS aus der Kalibrierung individuell deutlich unterscheiden kann. D.h. ein Anstieg von 0,1 pro Stunde lässt das Leistungspotential ausgehend von einem niedrigen DS-Startwert prozentual stärker steigen als ausgehend von einem hohen DS-Startwert.

Die Idee bestand nun darin, die gesammelten Wettkampfdaten zu nutzen, um einen prozentualen Anstieg des DS bezogen auf den ermittelten DS-Wert aus der Kalibrierung zu bestimmen. Dazu wurden alle Wettkampfdaten von 2009 bis 2012 und die dazugehörigen Kalibrierungsläufe, die vor dem jeweiligen Wettkampf stattgefunden haben, in einer Re-Analyse ausgewertet. Es handelte sich um insgesamt $n = 30$ (Halb-)Marathons, die von einer inhomogenen Gruppe aus Läuferinnen und Läufern unterschiedlichen Alters gelaufen wurden. Die Wahl der Daten aus einer inhomogenen Gruppe begründet sich durch die Gefahr der Anpassung des Modells an eine homogene Gruppe, wodurch das Modell möglicherweise nur noch für diese Personengruppe hätte angewendet werden können. Da PerPot allerdings unabhängig von Alter, Geschlecht, Trainingszustand etc. des Athleten verwendet werden soll, ist es sinnvoll, die zur Ermittlung des prozentualen DS-Anstiegs verwendeten Daten aus einem breiten Anwenderfeld zu akquirieren.

Die Re-Analyse wurden folgendermaßen durchgeführt:

Zunächst wurde PerPot mit dem Stufentest, der vor den Wettkampf stattfand, kalibriert. Im Anschluss wurden die Wettkampfdaten in PerPot geladen. Mit den originalen Geschwindigkeitsdaten wurden Simulationen mit verschiedenen linear ansteigenden DS-Verläufen durchgeführt. Die simulierten Herzfrequenzdaten wurden mit den originalen Herzfrequenzdaten verglichen. Die Steigung, bei der die simulierten Herzfrequenzwerte die geringste Abweichung im Vergleich zu den originalen Herzfrequenzwerten aufwies, wurde als optimale DS-Steigung für diesen Wettkampf angenommen. Der Wert wurde auf einen Steigerungswert pro Stunde normiert und in einen Prozentwert zum DS-Wert aus der Kalibrierung ausgedrückt. Die deskriptive Statistik der 30 Prozentwerte ergab:

$$\bar{x} = 3,666\% \quad \sigma^2 = 1,214\%, \quad \sigma = 1,102\%$$

Die Verwendung der Steigung pro Stunde von 3,666% vom jeweiligen DS-Startwert ist eine Verbesserung zum vorher verwendeten fixen Steigerungswert. Allerdings ergibt eine Streuung von $\pm 1,102\%$ bereits deutlich unterschiedlich simulierte Zielzeiten. Darüber hinaus handelt es sich lediglich um einen Mittelwert, mit dem

die DS-Steigung pro Stunde berechnet wird, d.h. die individuellen Gegebenheiten des Athleten werden nicht berücksichtigt.

Die Ergebnisse, die mit diesen Berechnungsmethoden erzielt wurden, werden in Abschnitt 5.2.2 beschrieben.

4.5.2 Nutzung von Trainingsdaten

Die zuvor vorgestellte Basisberechnung berücksichtigt bei der Ermittlung der DS-Steigung keine individuellen Gegebenheiten des Athleten. Wegen der kurzen Dauer des Stufentests ist es nicht möglich, aus diesem Datensatz eine Aussage über die Entwicklung der Herzfrequenz bei einem Ausdauerlauf abzuleiten.

So entstand die Idee der Nutzung der Trainingsdaten, um den individuellen Parameter, DS-Steigung pro Stunde, für die Simulationen zu ermitteln. Zunächst mussten aber zwei Bedingungen an die zu verwendeten Trainingsdaten gestellt werden.

Ein Trainingslauf sollte nicht zu alt sein, wenn er zur Ermittlung der Parameter eingesetzt werden soll. Durch die Trainingsreize aus dem Ausdauertraining passt sich der Körper schrittweise an die Belastungssituation an. Aus diesem Grund sollten Sportler, die ihr Training mit Hilfe der Ausdauerleistungsdiagnostik steuern, die Diagnostik typischerweise jeden Monat wiederholen. Nur dadurch kann im Training immer der aktuell passende Trainingsreiz gesetzt werden. Dasselbe gilt selbstverständlich auch für die Nutzung von PerPot zur Trainingssteuerung. Sowohl die Verzögerungen als auch die Kapazitätsgrenzen verändern sich durch das Ausdauertraining, welches in der Regel in drei- bis vierwöchige Mesozyklen untergliedert ist (siehe Abschnitt 3.2.2). Somit ist es auch nicht sinnvoll, Trainingsdateien, die älter als einen Monat und somit mehr als einen Mesozyklus vergangen gelaufen wurden, für die Ermittlung der Parameter zur Simulation eines Wettkampfs zu verwenden. Für diese Arbeit wird der Zeitraum der genutzten Trainingseinheiten auf einen Monat festgelegt.

Des Weiteren sollten nur Trainingsdateien von Läufen verwendet werden, die einen Langzeitausdauercharakter haben. D.h. der charakteristische Verlauf einer stetig steigenden Herzfrequenz bei gleichbleibender Geschwindigkeit sollte erkennbar sein. Es wurden daher nur Trainingseinheiten aus den Bereichen LZA3 verwendet.

Mit den vorliegenden Trainingsdaten vor dem Wettkampf konnten nun die individuellen Parameter bestimmt werden. Zunächst wird mit dem Stufentest, der vor dem Wettkampf stattfand, eine Kalibrierung durchgeführt, um PerPot initial an den Sportler anzupassen. Die Trainingsdaten werden nun in ähnlicher Weise eingesetzt, wie im Abschnitt 4.5.1 die gesammelten Wettkampfdaten. Es wird eine optimale Kombination aus DS-Startwert und DS-Steigung gesucht, aus der sich die

geringste Differenz zwischen simuliertem und originale Herzfrequenzverlauf ergibt. Als Parameter für die darauf folgende Wettkampfoptimierung wird der Mittelwert aus allen vorhandenen DS-Steigungen gebildet und verwendet.

Als DS-Startwert wird weiterhin der DS-Wert aus der Kalibrierung für die Simulationen eingesetzt. Der DS-Startwert gibt das Anfangslevel der Herzfrequenz vor. Daher sollte in diesem Fall der aktuellste zur Verfügung stehende Wert verwendet werden, was in der Regel der DS-Wert aus der Kalibrierung ist, schließlich wird die Kalibrierung nur wenige Tage vor dem Wettkampf durchgeführt.

Die erzielten Ergebnisse der Berechnungsmethode unter Berücksichtigung der Trainingsdaten werden in Abschnitt 5.2.4 vorgestellt.

4.5.3 Nutzung der während des Wettkampfs gesammelten Daten

Die Nutzung der Trainingsdaten für die Simulation ermittelt zwar individuell zum Athleten passende DS-Steigungen, allerdings können mit dieser Methode weiterhin nicht alle Probleme gelöst werden. Der individuelle Parameter basiert auf Trainingseinheiten, die zu unterschiedlichen Zeitpunkten und somit unter verschiedenen Kontextbedingungen gelaufen wurden. Er ist beispielsweise extrem abhängig von der Temperatur. Ist die Temperatur während eines Trainingslaufs deutlich höher als während des zu grundlegenden Stufentests, dann wird auch die Herzfrequenz höher sein, wodurch auch die prozentuale Steigung des Verlaufs betroffen ist. Umgekehrt gilt dies selbstverständlich auch für niedrigere Temperaturen. Wird nun der Mittelwert aller optimierten DS-Steigungen aus den Trainingseinheiten für die Wettkampfsimulation verwendet, so wird der Wettkampf quasi für eine durchschnittliche Temperatur über den Trainingszeitraum simuliert. Allerdings kann die Temperatur am Wettkampftag von diesem Durchschnittswert abweichen, wodurch die gesamte Wettkampfoptimierung fehlerhaft wird.

Nicht nur die Temperatur ist ein Einflussfaktor, der sich zwischen Kalibrierungs- und Wettkampftag verändern kann. Auch weitere wetterbedingte Faktoren wie beispielsweise Wind und Regen nehmen Einfluss auf die Leistung des Athleten. Änderungen des Laufuntergrunds sowie krankheitsbedingte Veränderungen im Körper sind weitere Einflussfaktoren die sich ändern können. Abschließend lässt sich auch die Tagesform als Faktor benennen, die natürlich einen starken Einfluss auf die Leistung nehmen kann.

Ein weiterer Schwachpunkt ist der für die Simulationen verwendete DS-Startwert, der aus dem Stufentest stammt. Dieser Lauf findet einige Tage vor dem Wettkampf statt. Somit sind auch in diesem Fall Änderungen der Kontextbedingungen durch die genannten Einflussfaktoren möglich. Der DS-Startwert ist maßgeblich am Anfangslevel der Herzfrequenz beteiligt und daher vor allem stark temperaturab-

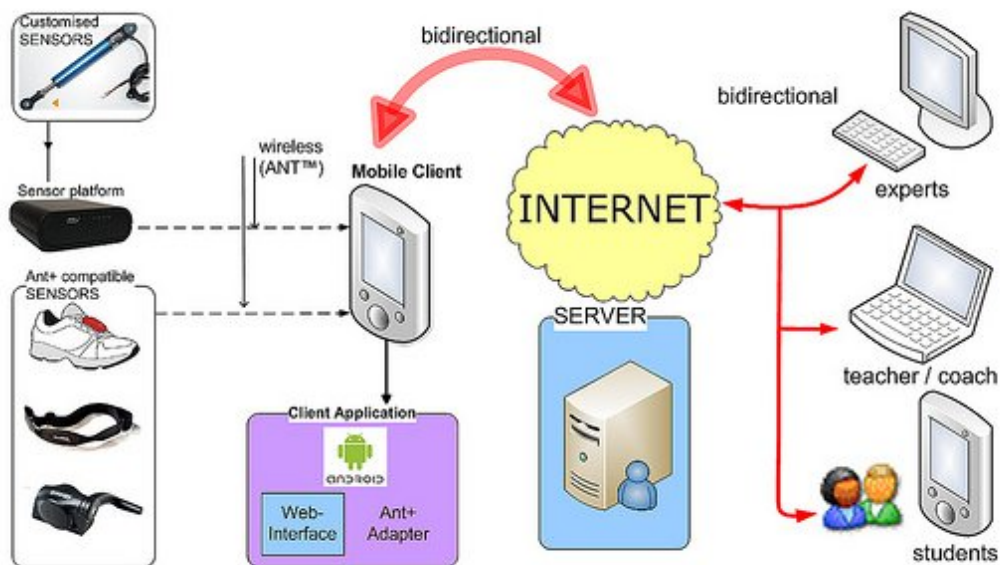


Abbildung 4.8: Schematischer Aufbau des Mobile Motion Advisor [3]

hängig.

Alle Einflussfaktoren können weder durch den Stufentest, der einige Tage vor dem Wettkampf stattfindet, noch von den Trainingsläufen im Zeitraum vor dem Wettkampf in geeigneter Weise berücksichtigt werden. Lediglich die Geschwindigkeits- und Herzfrequenzdaten, die während des Wettkampfs erfasst werden, können Aufschluss über die tagesgültigen Parameter am Wettkampftag geben.

Zu diesem Zweck wurde ein Projekt in Kooperation mit der Arbeitsgruppe Biomechanik, Bewegungswissenschaft und Sportinformatik der Universität Wien ins Leben gerufen. Dort wurde bereits vor einigen Jahren ein System namens Mobile Motion Advisor (MMA) entwickelt mit dem es möglich ist, während einer sportlichen Aktivität auf Daten, wie die Herzfrequenz oder die Geschwindigkeit über ein Web-Portal zuzugreifen. Das Projekt wird durch das Bundesministerium für Wissenschaft und Forschung in Österreich im Rahmen der Sparkling Science Förderung [4] unterstützt.

Abbildung 4.8 zeigt den schematischen Aufbau des Frameworks MMA. Es besteht aus vier funktionalen Bestandteilen, die von links nach rechts folgendermaßen abgebildet sind:

1. Drahtlose Sensoren
2. Mobiler Client

3. Server mit Datenbankanbindung

4. Experten Clients

Der MMA kann jegliche Art von Sensoren nutzen, z.B. Brustgurte zur Herzfrequenzmessung, Geschwindigkeitssensoren oder Kraftmesser. Weitere mögliche Sensoren werden in Perl et al. [62] benannt. Je nach Einsatzgebiet kann der Sportler die entsprechend nützlichen Sensoren während der sportlichen Aktivität einsetzen. Die Daten der Sensoren werden durch das so genannte ANT+ Protokoll [2] auf den mobilen Client übertragen. Damit nicht nur ANT+ kompatible Sensoren verwendet werden können, gibt es eine so genannte Sensorplattform. Mit deren Hilfe ist es möglich auf Daten von nicht ANT+ kompatiblen Sensoren zuzugreifen, ohne auf das ANT+ Protokoll zur Datenübertragung verzichten zu müssen.

Der mobile Client wird auch Athletenclient genannt. Dabei handelt es sich um ein Smartphone, welches bereits einen GPS-Empfänger integriert hat. Somit können die Positionsdaten des Sportlers sowie die daraus ableitbaren Geschwindigkeiten direkt auf dem Client gesammelt werden. Auf dem Smartphone befindet sich eine Applikation, welche die Kommunikation mit den Sensoren regelt. Mit der Applikation ist es möglich, die vorhandenen Sensoren im Umfeld auszuwählen. Die Konfiguration wird automatisch vom Programm durchgeführt. Während der Datensammlung verarbeitet die Software die gemessenen Daten vor, um beispielsweise Messfehler zu korrigieren. Des Weiteren wird eine HTTP Verbindung mit einem Webserver gestartet. Je nach Signalstärke der umliegenden Funkzellen wird ein entsprechendes Kommunikationsinterface (z.B. GPRS, EDGE, UMTS, WLAN, ...) automatisch gewählt, um die Daten an den Server zu übertragen. Bei einem Verbindungsabbruch speichert das Smartphone die gemessenen Daten lokal ab, bis eine erneute Übertragung möglich ist.

Auf dem Server werden die Daten in einer Datenbank abgespeichert. Über ein Web-Portal können gleichzeitig mehrere Experten Clients diese Daten nun praktisch in Echtzeit aus der Datenbank auslesen, sich visualisieren lassen und auswerten. Als Clients können erneut Smartphones, aber auch Laptops und PCs fungieren. Trainer haben dadurch die Möglichkeit, überall auf der Welt die Daten eines Athleten zu sichten und zu bewerten, die während eines Trainings oder Wettkampfs anfallen. Da die Verbindungen mit dem Server, sowohl vom Athleten Client als auch vom Experten Client, bidirektional sind, kann der Trainer seinem Athleten auch ein Feedback während der sportlichen Aktivität geben. Die Nachricht wird an den mobilen Client übermittelt und von einem auf dem Smartphone installierten Sprachsynthesizer vorgelesen.

Technische Details zu den einzelnen Komponenten sind in Baca et al. [6] beschrieben.

Das System ist nicht nur für Trainer einsetzbar. Es konnte auch bereits erfolgreich von Lehrern im Schulsport eingesetzt werden, wie Preuschl et al. [66] berichten. Neben den Feedback Nachrichten, die durch reale Experten generiert werden können, bietet das MMA durch seinen modularen Aufbau auch die Möglichkeit,

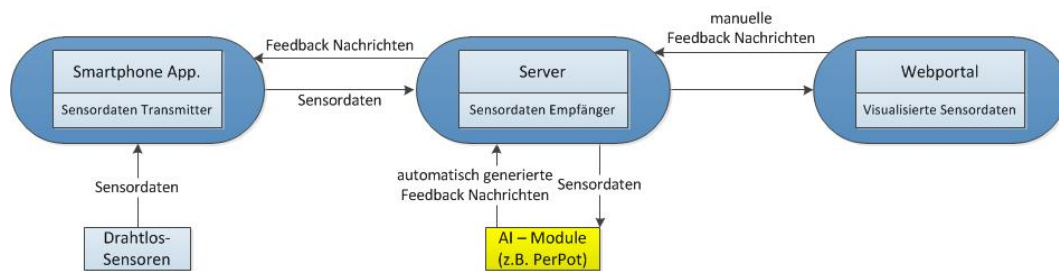


Abbildung 4.9: Erweiterung des MMA mit Modulen zur automatischen Auswertung der Daten aus Tampier et al. [72]

automatische Feedback-Nachrichten zu generieren und an den Athleten zu übermitteln. Dazu können intelligente Programme zur automatischen Auswertung der Daten auf dem Server installiert werden. Sie können direkt von dort auf die Daten zugreifen und sie verarbeiten. Basierend auf den Ergebnissen der automatischen Auswertungen können nun automatisch generierte Feedbacknachrichten an den Sportler versendet werden. Abbildung 4.9 stellt diese Art der Nutzung des MMA dar.

Aus Sicht des MMA bietet PerPot die Möglichkeit einer intelligenten Auswertung der Echtzeitdaten. Benötigt werden lediglich die Geschwindigkeits- und Herzfrequenzdaten. Aus Sicht von PerPot bietet der MMA die Möglichkeit, Prognosen zu berechnen, die auf den tagesaktuellen Wettkampfdaten basieren. Somit können beide Systeme voneinander profitieren. In Zusammenarbeit mit der Arbeitsgruppe Biomechanik, Bewegungswissenschaft und Sportinformatik der Universität Wien wurde eine Variante des MMA mit einem integrierten PerPot entwickelt.

PerPot liegt auf dem Server und kann dort direkt auf die Daten aus der Datenbank zugreifen. Die aktuelle Version der MMA-PerPot-Variante (Mai 2013) nutzt die gleiche Herangehensweise zur Optimierung der Marathonprognose, wie das standardmäßige PerPot durch Nutzung der Trainingsdaten (siehe Abschnitt 4.5.2). Statt mehrere Trainingsdaten auszuwerten, werden die bis dahin gesammelten Echtzeitdaten aus dem Wettkampf verwendet, um den DS-Startwert und die DS-Steigung zu optimieren.

Ausgangspunkt ist erneut die ermittelte Ermüdungsverzögerung aus der Kalibrierung, die vor dem Wettkampf stattgefunden hat. Der Sportler beginnt den Lauf zunächst mit einer optimierten Geschwindigkeit aus einer der beiden vorher beschriebenen Verfahren. In der ersten halben Stunde des Wettkampfs wird lediglich der DS-Startwert mit Hilfe der bereits in den Abschnitten 4.5.1 und 4.5.2 beschriebenen simulativen Optimierung angepasst.

Erst nach der ersten halben Stunde wird auch ein möglicher linear steigender DS Verlauf in der Parameteroptimierung mit einbezogen. Vor allem in den ersten Minuten des Wettkampfs kann ein falscher Herzfrequenzverlauf durch die Aufre-

gung des Athleten vor dem Wettkampf entstehen. Ferner ist es vor allem in der Phase direkt nach dem Start häufig nicht möglich, ein konstantes Tempo zu laufen, denn bei Massenveranstaltungen wie Marathons und Halbmarathons ist nicht zwingend ausreichend Platz zum freien Laufen vorhanden. Viele Starter ordnen sich im Startbereich nicht an der geeigneten Stelle ein, wodurch es zu Beginn des Wettkampfs zu häufigen Positionswechseln kommt. Oft läuft man auf langsame Läufer oder gar Läufergruppen auf und kann wegen mangelndem Platzes nicht überholen, wodurch eine deutliche Geschwindigkeitsverringerung nötig wird. Beim Überholen wird im Gegensatz dazu häufig ein zu hohes Tempo gewählt, statt im optimierten Tempo gleichmäßig am langsameren Sportler vorbei zu ziehen. All dies zeigt sich natürlich ebenfalls im Herzfrequenzverlauf, womit die erste Phase ungeeignet für eine Aussage zur Steigung des DS Anstiegs ist. Darüber hinaus ist es fraglich, ob in einer Dauer von unter 30 Minuten überhaupt bereits ein sichtbarer Anstieg stattfindet.

Bei der eigentlichen Bestimmung der optimalen Wettkampfgeschwindigkeit gibt es im Gegensatz zum beschriebenen Verfahren aus Abschnitt 4.5 zwei kleine Anpassungen.

Die erste Änderung betrifft die zu simulierende Wettkampfdistanz. Es wird nicht die komplette Wettkampfdistanz erneut simuliert, schließlich hat der Sportler zu den Optimierungszeitpunkten bereits eine bestimmte Strecke absolviert. Somit ist es nur noch nötig, die entsprechende Reststrecke zu optimieren. Zusätzlich wird die bereits gelaufene Strecke mit den originalen Geschwindigkeiten simuliert, so dass die Optimierungssimulationen mit einem, nach den Originalgeschwindigkeiten eingeschwungenen PerPot, beginnen können. Bei den vorherigen Verfahren wurde stets die Gesamtstrecke simuliert und eine fiktive Startkonfiguration von PerPot angenommen.

Die zweite Änderung ergibt sich aus der Ersten. Um die optimale Geschwindigkeit zu ermitteln wird überprüft, ob die Reserve zu einem Zeitpunkt der Simulation unter Null fällt. Ist dies der Fall, so wird mit einer geringeren Geschwindigkeit erneut simuliert. Bei der Simulation der bereits gelaufenen Strecke kann es nun aber zu der Situation kommen, dass die Reserve am Ende bereits unter Null gefallen ist. Dies kann der Fall sein, wenn der Sportler z.B. eine zu hohe Anfangsgeschwindigkeit gewählt und die Warnungen vom System ignoriert hat. Dadurch würde die Simulation der Reststrecke mit einer negativen Reserve starten und mit jeder Simulationsgeschwindigkeit die Bedingung der Wettkampfoptimierung nicht erfüllen. Daher wurden die ersten 1,5 Minuten von der Erfüllung der Bedingung ausgenommen. Somit kann die Reserve durch eine langsamer gewählte Geschwindigkeit zunächst aus dem Reservetief in den positiven Bereich zurückkehren.

In der aktuellen Version wird zudem die letzte Minute der Simulation nicht überprüft, d.h. die Reserve darf in dieser Zeit negativ werden. Somit wird der Endspurt bei einem Wettkampf mit berücksichtigt.

Wird die MMA-PerPot-Variante während eines Wettkampfs eingesetzt, so erhält der Sportler automatisch erzeugte Feedbacknachrichten, basierend auf den Optimierungssimulationen. Damit der Sportler nicht durch eine Vielzahl von Nachrichten überfordert wird, wird die Optimierung lediglich alle 5 Minuten mit allen bis dahin gesammelten Echtzeitdaten durchgeführt. Der Sportler wird über seine neu berechnete Zielzeit informiert. Bei einer Abweichung der neu berechneten zu der zuvor berechneten Geschwindigkeit, bekommt der Sportler zudem die neu zu laufende Geschwindigkeit mitgeteilt.

Darüber hinaus erhält der Athlet maximal alle 15 Sekunden eine Nachricht, wenn:

1. seine Herzfrequenz über die simulierte IAS steigt. Zu Beginn wird die simulierte IAS, die sich aus der Kalibrierung ergibt, verwendet. Nach jedem Optimierungsdurchlauf wird auf Grundlage der ermittelten optimierten Parameter die IAS neu simuliert. Nach dem ersten Optimierungsdurchlauf kann sich die IAS durchaus von der zuvor ermittelten IAS unterscheiden. Während eines Laufs verändert sich die IAS praktisch nicht.
2. seine Geschwindigkeit nicht mit der optimierten Geschwindigkeit übereinstimmt. Es wird ein Intervall von $\pm 0,2 \text{ km/h}$ um die optimale Geschwindigkeit zugelassen, da es praktisch unmöglich ist, eine absolut genaue Geschwindigkeit über eine längere Strecke zu halten.

Die Vorteile gegenüber einer herkömmlichen Pulsuhr liegen demnach nicht nur in der Wettkampfoptimierung. Auch ein Feedback über zwei unterschiedliche Datentypen gleichzeitig ist bei keiner gängigen Pulsuhr möglich. Sie ermöglichen es lediglich, für einen Parameter, z.B. Herz- oder Schrittfrequenz, einen Bereich zu kontrollieren. Wird dieser unter- oder überschritten, dann gibt die Uhr einen Piepslaut in langsamer bzw. schneller Frequenz ab. Statt eines Piepslauts als Feedback können mit der MMA-PerPot-Variante noch zusätzliche Informationen an den Sportler in Textform übergeben werden, beispielsweise, wie stark ein bestimmter Bereich über- oder unterschritten wurde. Somit bekommt der Sportler noch zusätzlich die Information, wie stark er die Geschwindigkeit erhöhen bzw. verringern muss, um wieder im entsprechenden Bereich zu laufen.

Ergebnisse zur beschriebenen Optimierungsmethode befinden sich in Abschnitt 5.2.6

5 Studien

Mit dem an den Laufsport angepassten Metamodell PerPot können sowohl das Training als auch der Wettkampf durch Simulationen optimiert werden. Zur Wettkampfoptimierung ist bei der einfachsten Berechnungsmethode lediglich eine Kalibrierung des Athleten an das Modell mit Hilfe eines Stufentestlaufs nötig (siehe Abschnitt 4.3). Später entwickelte kompliziertere Berechnungsmethoden nutzen die Daten des Trainings oder gar die Daten, die während des Wettkampfs ermittelt werden, um bessere Prognosen zu erzielen.

Üblicherweise wird die Trainingssteuerung im Ausdauersport über die Herzfrequenz vorgenommen (siehe Abschnitt 3.2.2). Zur Ermittlung optimaler Trainingsbereiche kann der Herzfrequenzwert an der individuellen anaeroben Schwelle (IAS) herangezogen. Dieser Herzfrequenzwert trennt den aeroben vom anaeroben Bereich. Ausgehend von diesem Wert können Trainingsbereiche des ausdauerorientierten Trainings durch prozentuale Einteilungen vorgenommen werden. Als so genannter Goldstandard gilt in der Sportmedizin die Ermittlung der IAS mit Hilfe des invasiven Laktattestes. PerPot bietet eine nicht-invasive Alternative zur Ermittlung der IAS durch Simulation des maxLass-Tests (siehe Abschnitt 4.4). Die erste in diesem Kapitel vorgestellte Validierungsstudie in Abschnitt 5.1 vergleicht verschiedene laktatbasierte Schwellenwerte mit den simulativ ermittelten PerPot-Schwellen.

Nachdem das Modell durch die Kalibrierung an den Sportler angepasst ist, kann praktisch jeder Lauf simuliert werden. Dazu ist nur die Eingabe eines Geschwindigkeitsverlaufs nötig. PerPot ermittelt den dazu passenden Herzfrequenzverlauf und stellt durch die Reservewerte zu jedem Zeitpunkt eine Information zur Verfügung, ob der Sportler durch das Geschwindigkeitsprofil unter- oder überfordert wird. Durch Optimierungsverfahren, welche mehrere Simulationen mit unterschiedlichen konstanten Geschwindigkeiten nutzen, können somit Läufe optimiert werden. Beim einer optimal gewählten Geschwindigkeit wird zwar die Reserve komplett aufgebraucht, jedoch darf sie nicht negativ werden. Dadurch wird sowohl die Unter- als auch die Überforderung vermieden. Diese Optimierung kann auch zur Ermittlung einer optimalen konstanten Geschwindigkeit für einen Wettkampf (siehe Abschnitt 4.5) verwendet werden. Die prognostizierten Zielzeiten lassen sich aus der optimalen Geschwindigkeit und der Streckenlänge berechnen.

Seit 2009 wurden Wettkämpfe und das davor stattfindende Training mehrerer Probanden mit PerPot unterstützt. Die dabei angefallenen Daten wurden zur Weiterentwicklung von PerPot genutzt. In dieser Zeit sind einige unterschiedliche Methoden zur Optimierung des Wettkampfs entwickelt worden. In Abschnitt 5.2

werden alle gesammelten Daten in einer Re-Analyse ausgewertet. Die simulativ ermittelten Geschwindigkeitsverläufe der verschiedenen Methoden und die daraus resultierenden Zielzeiten werden mit den tatsächlich gelaufenen Zielzeiten verglichen.

5.1 Validierungsstudie zu den mit PerPot ermittelten IAS-Werten

Eine Anwendung des an den Laufsport angepassten PerPot ist die Simulation der Herzfrequenz an der IAS. Dieser Herzfrequenzwert kann durch prozentuale Einteilung in Trainingsbereiche zur Optimierung des Ausdauertrainings beitragen. Vor allem im Spitzensport wird die IAS durch Laktattests ermittelt und zur Trainingssteuerung eingesetzt. Aufgrund der hohen Kosten einer solchen laktatbasierten sportmedizinischen Leistungsdiagnostik und des zusätzlichen Aufwands, der durch die damit verbundene Laboruntersuchung entsteht, wird das Verfahren von ambitionierten Hobbysportlern oder gar Breitensportlern in der Regel nicht genutzt. Diese Sportler verwenden leider häufig noch Faustformeln (z.B. 220 Minus Lebensalter) zur Ermittlung der maximalen Herzfrequenz HF_{max} , um ausgehend von diesem Wert ihre Trainingsbereiche einzuteilen. PerPot bietet eine Alternative zur invasiv ermittelten IAS unter Laborbedingungen, die auch durch ambitionierte Hobbysportler und Breitensportler ohne großen zusätzlichen Aufwand genutzt werden kann. Ziel der Studie ist es, die Vergleichbarkeit zwischen simulierten IAS mittels PerPot und laktatbasierten IAS zu prüfen.

In einer 2011 erstellten Studie von Pietzonka [65] wurden anhand einer Re-Analyse der Daten von 14 Probanden im Alter zwischen 23 und 26 sieben laktatbasierte Schwellen mit den PerPot-Schwellen verglichen. Der Vergleich wurde in einem Doppelblindtest-Verfahren durchgeführt, d.h. die Schwellen wurden von zwei Personen mit den beiden verschiedenen Methoden unabhängig voneinander berechnet. Die Ergebnisse wurden im Anschluss an die jeweils andere Person weitergeleitet und konnten daraufhin statistisch ausgewertet werden. Die Auswertung zeigte eine signifikante Übereinstimmung (siehe Tabelle 5.5) der mit PerPot simulierten Schwelle und den laktatbasierten Schwellen [25].

Leider handelte es sich bei der Studie um eine Re-Analyse bereits existierender Daten, so dass auf die Methodik kein Einfluss genommen werden konnte.

Ein Kritikpunkt der Studie ist der Ablauf des Stufentests, der im Rahmen der Laktatdiagnostik durchgeführt wurde. Die Pausen zwischen den Stufen wurden nicht standardisiert. Das Laufband wurde so lange gestoppt, bis die nötige Blutentnahme abgeschlossen war. Dadurch ergaben sich unterschiedliche Pausenlängen zwischen 30 und 90 Sekunden, die dokumentiert wurden. Für die Auswertung mit PerPot werden Paare von Herzfrequenz- und Geschwindigkeitswerten zu jedem Zeitpunkt benötigt. Die Geschwindigkeitswerte mussten jedoch nachgetragen werden, da die Probanden keine Geschwindigkeitssensoren trugen. Somit war es nötig sich bei der Erstellung des Geschwindigkeitsprofils auf die dokumentierten

Pausenlängen zu verlassen. In einigen Fällen ergab jedoch bereits die visuelle Betrachtung der entstandenen Herzfrequenz- und Geschwindigkeitsverläufe keinen Sinn, was auf eine ungenaue Dokumentation schließen lässt. Da die Dauer jeder Pause unterschiedlich sein konnte, akkumuliert sich die Differenz zwischen dokumentierter und tatsächlicher Pause bis zum Ende des Stufentests. Zum Teil mussten nicht plausible durch selbst geschätzte Pausenlängen ersetzt werden. Die aus der Kalibrierung resultierenden Verzögerungen mit diesen Daten, die wesentlich zu Ermittlung der PerPot-Schwelle beitragen, ergeben sich demnach zum Teil aus geschätzten Werten.

Ein weiterer Kritikpunkt betrifft ebenfalls die Erstellung des Geschwindigkeitsprofils. Wie in den meisten Fällen üblich wurden die Laktattests auf einem Laufband im Labor durchgeführt. Das Band wird nach jeder Stufe auf 0km/h heruntergefahren und nach der Blutentnahme auf die kommende Stufengeschwindigkeit hochgefahren. Das Herunter- und Hochfahren des Bandes benötigt eine gewisse Zeit, die bei der Erstellung der Geschwindigkeitsprofile jedoch nicht berücksichtigt werden konnten, schließlich war die benötigte Zeit für das Herunter- bzw. Hochfahren nicht bekannt. Sie hängt von der Art und vom Hersteller des Laufbandes ab und hätte höchstens geschätzt werden können, da das spezielle Laufband während der Erstellung der Studie nicht zur Verfügung stand.

Wegen der fehlenden Sicherheit beim nachträglichen Erstellen der Eingabedateien zur Kalibrierung von PerPot sollte daher eine eigens erstellte Studie für Klarheit sorgen. Die Studie wurde in Zusammenarbeit mit Sabine Hoffmann aus der Arbeitsgruppe Theorie und Praxis der Sportarten der Universität Mainz erstellt [34]. In den folgenden Abschnitten werden die Methodik und die wichtigsten Ergebnisse aus ihrer Studie präsentiert und im Anschluss diskutiert.

5.1.1 Methode

Die Studie wurde in Kooperation mit der Abteilung Sportmedizin der Johannes Gutenberg Universität durchgeführt und von deren Ethikkommission genehmigt. Zur Ermittlung der laktatbasierten Schwellen wurde eine sportmedizinische Leistungsdiagnostik im Labor durchgeführt. Dadurch konnten im Vergleich zu Feldstudien externe Störgrößen durch die kontrollierten Bedingungen minimiert werden.

Im Rahmen der Studie wurden 14 männliche Handballspieler im Alter zwischen 20 und 27 Jahren untersucht. Die anthropometrischen Daten der Probanden sind in Tabelle 5.1 aufgeführt. Alle Teilnehmer hatten einen ähnlichen Leistungsstand. Sie bestritten mindestens drei sportartspezifische Trainingseinheiten bzw. zwei Trainingseinheiten und einen Wettkampf pro Woche. Keiner der Teilnehmer durfte kardiologische Krankheiten aufweisen, regelmäßig Medikamente einnehmen und Zigaretten konsumieren. Am Tag vor der leistungsdiagnostischen Untersuchung

Anthropometrische Daten	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Alter	20	27	23,29	2,2
Gewicht in kg	70,9	110,6	87,92	11,06
Größe in cm	174	200	185,71	7,7
BMI in kg/m ²	23,2	29,7	25,41	1,95

Tabelle 5.1: Anthropometrische und trainingsspezifische Kenndaten der Teilnehmer aus Hoffmann [34]

wurden die Teilnehmer angewiesen, keinen Alkohol zu konsumieren und auf intensive oder lang andauernde körperliche Belastungen zu verzichten. Der genaue Studienablauf wurde den Teilnehmern vorab schriftlich mitgeteilt. Eine schriftliche Einverständniserklärung jedes Teilnehmers lag zum Untersuchungstermin vor.

Der zu absolvierende Stufentest wurde zwischen dem 08.11.2012 und dem 06.12.2012, jeweils in der Zeit zwischen 13 und 19 Uhr, durchgeführt. Die Hälfte der Probanden führte den Test auf dem Laufband hp Cosmos Saturn der Firma h/p/cosmos sports & medical GmbH aus Nussdorf-Traunstein mit einer Lauffläche von 250 x 75 cm durch. Wegen eines technischen Defekts musste die andere Hälfte der Probanden auf das Laufband hp Cosmos Venus der gleichen Firma mit einer geringeren Lauffläche von 170 x 65 cm ausweichen. Damit der fehlende Luftwiderstand im Vergleich zu einem Feldtest ausgeglichen wird, wurde eine von Urhausen et. al. [74] empfohlene Steigung von 1,5% am Laufband eingestellt.

Das Profil des Stufentests wurde wie folgt vorgegeben: Der Test begann mit einer Startgeschwindigkeit von 6 km/h. Die Geschwindigkeit wurde jeweils nach drei Minuten um 2 km/h gesteigert. Die Pause zwischen den Stufen wurde auf 30 Sekunden festgelegt. Der Abbruch des Stufentests konnte zu jedem Zeitpunkt, auch mitten in einer Belastungsstufe, erfolgen. Nach der letzten Belastung wurde eine mindestens dreiminütige Entlastung (stilles Stehen) durchgeführt.

Während der Pausen, sowie 1, 3, 5 und 20 Minuten nach der Belastung, wurde dem Probanden kapillares Blut aus dem Ohrläppchen, welches zuvor desinfiziert und mit Finalgon[®] forte-Salbe hyperämisiert wurde, entnommen. Die Entnahme erfolgte mit einem 20µl natrium-heparinisierten End-to-end-Kunststoff-Kapillar. Das Blut wurde umgehend nach der Entnahme mit einer Hämolyselösung im Verhältnis 1/50 verdünnt und bei 5-8 °C gekühlt gelagert. Die Laktatkonzentration wurde durch das Laktatmessgerät BIOSEN 5140[®] der Firma EFK Diagnostik polarographisch ermittelt. Die Auswertung der Laktatwerte erfolgte mit der Software Winlactat 3.3 der Firma Mesics GmbH. Dazu wurden die Laktatkonzentrationen und die korrespondierenden Herzfrequenzwerte am Ende jeder Stufe in das Programm eingegeben. Die Laktatkurve lässt sich vom Programm sowohl durch

eine Exponentialfunktion als auch durch eine polynomische Gleichung 3. Grades an die Laktatwerte fitten. Welche Funktion angewendet wurde, hing vom Verlauf der ersten Laktatwerte ab und wurde von einer geschulten Person entschieden. Die Herzfrequenzwerte wurden linear approximiert. Mit dem Programm wurden u.a. die IAS nach Dickhuth (siehe Abschnitt 3.1.2.6) und nach Mader (siehe Abschnitt 3.1.2.3) bestimmt. Wegen der 3-minütigen Stufendauer wurde in dieser Arbeit die von Heck et. al. [32] empfohlene reduzierte 3,5mmol/l Mader-Schwelle statt der üblichen 4mmol/l-Schwelle angewendet.

Um die IAS mit PerPot simulieren zu können, wurde zusätzlich die Herzfrequenz während des Stufentests aufgezeichnet. Dazu wurde die Pulsuhr RS800CX der Firma Polar Electro Oy in Verbindung mit einem Brustgurt und dem Sender WearLink[®] eingesetzt. Die Herzfrequenzen wurden in dieser Studie im Sekundenintervall erfasst, für die Auswertung allerdings auf fünf Sekunden gemittelt. Die sekundlich erfassten Herzfrequenzwerte sind sehr anfällig für Schwankungen. Diese können durch die Fünfsekunden-Mittelung deutlich reduziert werden, was zu genaueren Ergebnissen führt. Die Daten können mit Hilfe des Infrarot USB-Geräts IrDA auf den Computer übertragen werden. Im Anschluss an die Übertragung stehen die Herzfrequenzdaten als Textdatei mit der Endung .hrm [1] zur Verfügung. Da die Geschwindigkeiten nicht durch einen Sensor gemessen wurden, musste das Geschwindigkeitsprofil manuell in die .hrm-Dateien eingetragen werden. Damit dieses Profil möglichst genau den tatsächlichen Geschwindigkeiten inklusive des Hoch- und Herunterfahrens des Laufbands entspricht, wurden bestimmte Zeitpunkte bei jeder Stufe durch eine geübte Person auf der Uhr markiert:

1. Das Ende der Stufe
2. Der Zeitpunkt, an dem das Laufband den Stillstand nach der Abbremsung erreicht hat
3. Der Beginn einer Stufe
4. Der Zeitpunkt, an dem das Laufband die Stufengeschwindigkeit nach der Beschleunigung erreicht hat

Sowohl das Abbremsen als auch das Beschleunigen des Bandes verlief gedämpft-exponentiell bis zum Erreichen des Stillstands bzw. der Stufengeschwindigkeit. Dadurch konnten die Geschwindigkeiten zu jedem Zeitpunkt exakt berechnet werden.

Mit der präparierten Stufentestdatei konnte letztlich PerPot kalibriert und die IAS simuliert werden. In der Studie von Hoffmann wurde die Ermittlung der simulierten Schwellen mit der PerPot-Version vom Februar 2013 durchgeführt.

Die verschiedenen Schwellen wurden im Anschluss mit dem Statistikprogramm SPSS Statistics 21 analysiert. Neben der deskriptiven Statistik zu den Schwellenwerten wurde u.a. die absolute Übereinstimmung der verschiedenen

Schwellenmodelle mit dem Intra-Class-Korrelationskoeffizienten (ICC) bestimmt. Die Wertigkeit der Korrelationen wurde mit

$0,2 < r \leq 0,5$	geringe Korrelation	*
$0,5 < r \leq 0,7$	mittlere Korrelation	**
$0,7 < r \leq 0,9$	hohe Korrelation	***
$r > 0,9$	sehr hohe Korrelation	****

festgelegt. Hoffmann [34] berechnet in ihrer Studienauswertung noch weitere Korrelationskoeffizienten, die jedoch zu vergleichbaren Ergebnissen führen und somit in dieser Arbeit nicht erneut aufgeführt werden.

5.1.2 Ergebnisse

Nach der ersten statistischen Auswertung wurden zum Teil hohe Abweichungen von bis zu 18 Herzschlägen pro Minute zwischen der PerPot-Schwelle und den laktatbasierten Schwellen festgestellt. Bei genauerer Betrachtung der Diagramme aus der Software Winlactat 3.3, bei denen die Laktatleistungskurve und die Herzfrequenzen eingezeichnet sind, mussten die laktatbasierten Ergebnisse jedoch stark angezweifelt werden. In einigen Fällen waren ungewöhnliche Verläufe der Herzfrequenzwerte über die Stufen zu erkennen. Somit ließ sich vermuten, dass einzelne Herzfrequenzwerte entweder durch inkorrektes Übertragen in die Software oder durch fehlerhafte Messung während des Stufentests falsch sein mussten. Glücklicherweise konnten die korrekten Werte am Ende jeder Stufe Dank der sekundengenau erfassten Herzfrequenzen mit den Polar Uhren rekonstruiert werden. Tabelle 5.2 zeigt den Vergleich zwischen den bereinigten und unbereinigten Schwellenwerten am Beispiel der Dickhuth-Schwellen.

Bei 8 von 14 Schwellen wurden die Daten korrekt erfasst und übertragen, wodurch sich keine Veränderungen ergeben. Von den anderen sechs Schwellenwerten weichen vier nur marginal ab. In zwei Fällen ergeben sich deutliche Unterschiede durch die ungenaue Durchführung der Laktatdiagnostik, die bei einem schwellenbasierten Ausdauertraining zu erheblichen Unterforderungen führen würden. Bei allen sechs Abweichungen werden durch die Bereinigung höhere Schwellenwerte erzielt. Dies lässt auf eine zu späte Erfassung der Herzfrequenz schließen.

Auch einige Eingabedateien zur Kalibrierung von PerPot mussten nach der ersten Sichtung und Auswertung bearbeitet werden. Zum einen wurden objektive Fehlmessungen der Herzfrequenzen durch lineare Interpolation zwischen dem letzten und dem nächsten bekannten korrekten Herzfrequenzwert ersetzt. Gerade zu Beginn der Stufentestläufe wurden viele Herzfrequenzen nicht korrekt erfasst. Bei einigen Dateien mussten wegen längerer Fehlmessungen zu Beginn des Laufs die Daten der kompletten ersten Stufe oder sogar die ersten beiden Stufen gelöscht

Proband	Dickhuth-Schwellen	bereinigte Dickhuth-Schwellen	absolute Differenz
Proband 1	176	176	0
Proband 2	172	172	0
Proband 3	169	169	0
Proband 4	184	185	1
Proband 5	169	172	3
Proband 6	173	173	0
Proband 7	178	178	0
Proband 8	178	178	0
Proband 9	189	191	2
Proband 10	159	159	0
Proband 11	160	160	0
Proband 12	165	177	12
Proband 13	169	182	13
Proband 14	158	159	1

Tabelle 5.2: Vergleich zwischen den unbereinigten und bereinigten Dickhuth-Schwellen

werden. Zum anderen wurden in einigen Fällen die Pulsuhren nicht nach der offiziellen, vom Stufenprotokoll festgelegten, Auslaufzeit gestoppt. Bei diesen Dateien wurde die Auslaufphase am Ende des Stufentests auf die zuvor festgelegten drei Minuten gekürzt.

Die Ergebnisse aller bereinigten Laktatschwellen und der mit PerPot simulierten Schwellen, basierend auf den bearbeiteten Daten der Stufentestläufe jedes Probanden, sind in Tabelle 5.3 dargestellt.

Tabelle 5.4 fasst jede einzelne Methode zur Bestimmung der IAS deskriptiv statistisch zusammen.

Im Mittel weisen die durch PerPot ermittelten IAS mit 178,36 die höchsten Werte auf. Die geringste Streuung, die sich aus der Standardabweichung von 7,78 interpretieren lässt, zeigt sich auch in der geringsten Spannweite von 24, die sich aus dem minimalen und maximalen Herzfrequenzwert berechnen lässt. Alle laktatbasierten Schwellen zeigen eine minimale IAS von unter 160, während die geringste IAS, die mit PerPot ermittelt wurde, bei 167 liegt.

Zur Überprüfung der absoluten Übereinstimmung zweier Wertereihen kann der Intra-Class-Korrelationskoeffizient (ICC) der beiden Reihen gebildet werden.

Proband	PerPot	Dickhuth	Mader 3,5	Keul	Simon
Proband 1	179	176	176	177	174
Proband 2	172	172	176	172	170
Proband 3	169	169	179	170	169
Proband 4	183	185	189	187	184
Proband 5	180	172	178	172	170
Proband 6	187	173	184	173	171
Proband 7	191	178	189	179	179
Proband 8	178	178	181	179	177
Proband 9	191	191	191	191	190
Proband 10	167	159	162	160	157
Proband 11	173	160	171	170	160
Proband 12	177	177	175	175	177
Proband 13	186	182	187	187	180
Proband 14	168	159	165	159	159

Tabelle 5.3: Die individuellen anaeroben Schwellen berechnet durch verschiedene Schwellenmodelle

Tabelle 5.5 zeigt die paarweise gebildeten ICC's der laktatbasierten Schwellen und der PerPot-Schwelle.

Die ICCs zwischen den laktatbasierten Schwellenmodellen und der mit PerPot simulierten Schwelle weisen alle eine hohe Korrelation auf. Die höchste Korrelation von $r = 0,874$ wird mit der modifizierten Mader-Schwelle erreicht. Die laktatbasierten Schwellen weisen untereinander sehr hohe Korrelationen von bis zu $r = 0,995$ aus.

5.1.3 Diskussion

Trotz zahlreicher Kritikpunkte zur Leistungsdiagnostik mittels Laktattests [14, 26, 31] hat sich das Verfahren, vor allem im Hochleistungssport, etabliert und ist bis heute der Goldstandard. Abgeleitet von der Herzfrequenz an der IAS, die mit verschiedenen Schwellenmodelle berechnet werden kann, lässt sich ein optimales herzfrequenzorientiertes Ausdauertraining erstellen. Im Idealfall sollte die Herzfrequenz an der IAS den Übergang zwischen aerobem und anaerobem Stoffwechsel markieren. Dieser so genannte maxLass wird jedoch nicht von jedem Schwellenberechnungsmodell gut abgebildet, wie Dörr [21] in seiner Studie zeigt. Die in der vorliegenden Arbeit betrachteten Simon- und Dickhuth-Schwellen approximierten jeweils mit 69% den tatsächlichen maxLass, der über einen

Schwellenmodell	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
PerPot	167	191	178,36	7,78
Dickhuth	159	191	173,64	9,59
Mader 3,5	159	187	175,00	8,47
Keul	159	191	175,07	9,34
Simon	157	190	172,64	9,55

Tabelle 5.4: Deskriptive Statistik zu den Ergebnissen der einzelnen Schwellenmodelle

Schwellenmodell	PerPot	Dickhuth	Mader 3,5	Keul	Simon
PerPot	-	0,835***	0,880***	0,874***	0,804***
Dickhuth		-	0,928****	0,972****	0,995****
Mader 3,5			-	0,942****	0,921****
Keul				-	0,960****
Simon					-

Tabelle 5.5: Intra-Class-Korrelationskoeffizienten zwischen den einzelnen Schwellenmodellen

maxLass-Test ermittelt wurde, mit einer Präzision von $\pm 0,5 \text{ km/h}$. Die 4 mmol/l Mader-Schwelle erreichte in diesem Vergleich lediglich 57%. Das heißt bei Verwendung der Dickhuth-Schwelle, welche in der Praxis am häufigsten eingesetzt wird, besteht eine 31%-ige Wahrscheinlichkeit, dass trainingsrelevante Abweichungen, verglichen zum tatsächlichen maxLass, berechnet werden. Wird die Schwelle in diesen Fällen zur Trainingssteuerung eingesetzt, so kann eine massive Unter- oder Überforderung beim Sportler auftreten.

Neben den bereits angesprochenen und vielfach veröffentlichten Kritikpunkten zur Laktatleistungsdiagnostik hat sich in dieser Arbeit noch ein weiterer Kritikpunkt ergeben. Das Problem bezieht sich auf die Durchführung des Stufentests, speziell die Zeitpunkte, zu denen die relevanten Parameter entnommen bzw. abgefragt werden. Es handelt sich um kein generelles Problem bei der Laktatdiagnostik und tritt nur bei nachlässig durchgeführten Messungen auf.

Alle Berechnungsmodelle basieren auf einem Laktat- und einem Herzfrequenzwert pro Stufe. Der Herzfrequenzwert wird am Ende der Stufe ermittelt. In der Regel trägt der Proband eine Pulsuhr und teilt dem Untersuchungsleiter den Wert mit. Gerade bei höheren Geschwindigkeiten denkt der Proband nicht zwingend selbst daran, den Wert weiterzugeben. Sollte nun auch der Untersuchungsleiter nicht nachfragen, dann ergibt sich eine verzögerte Ablesung während der Pause. Je nach Länge der Verzögerung kann dies zu erheblich niedrigeren Herzfrequenzwerten in

Bezug auf die tatsächlichen Herzfrequenzen am Ende der zuletzt durchgeführten Stufe führen. Dadurch entsteht die Gefahr einer niedriger berechneten Herzfrequenz an der IAS.

In dieser Studie konnte dank der sekundengenau erfassten und gespeicherten Herzfrequenzwerte mit der Pulsuhr die tatsächlichen Herzfrequenzen am Ende jeder Stufe rekonstruiert werden. Insgesamt ergaben sich bei 6 der 14 getesteten Probanden Abweichungen, die in zwei Fällen sogar erhebliche Auswirkungen auf die Ergebnisse hatten.

Kleinere Ungenauigkeiten können selbstverständlich auch bei der Abnahme des Bluts zur Bestimmung der Laktatkonzentration auftreten. Eine verzögerte Messung lässt sich in diesem Fall häufig durch nicht ausreichend vorhandenes Blut im Ohrläppchen erklären. Jedoch sollte die Laktatkonzentration während der Pause nicht so schnell und in so hohem Maße sinken, wie die Herzfrequenz und somit nur marginale Auswirkungen auf die Bestimmung der IAS haben.

Der Vergleich zwischen der PerPot-Schwelle und den laktatbasierten Schwellenmodellen mittels ICC (siehe Tabelle 5.5) zeigt bei jedem Koeffizienten eine hohe Korrelation. Die mit Hilfe der Fisher-Z Transformation gemittelte Korrelation zwischen der PerPot-Schwelle und den laktatbasierten Schwellen liegt bei $r = 0,851$. Im Vergleich dazu beträgt die mittlere Korrelation der laktatbasierten Schwellenmethoden untereinander einen sehr hohen Korrelationswert von $r = 0,965$

Bei Proband 11 konnte der Stufentest nicht bis zur subjektiven Erschöpfung durchgeführt werden. Zu hohe Blutdruckwerte des Probanden veranlassten den Untersuchungsleiter zum vorzeitigen Beenden des Stufentests. Die Ergebnisse des Probanden wurde trotzdem in die offizielle Statistik mit aufgenommen, da zum Abbruchzeitpunkt keine deutlichen Belastungssteigerungen mehr zu erwarten waren und somit kein massiver Einfluss auf die resultierenden IAS vermutet wurde. Beim Betrachten der Schwellen von Proband 11 in Tabelle 5.3 zeigen sich jedoch die höchsten Abweichungen zwischen der PerPot-Schwelle und der Dickhuth- und der Simon-Schwelle unter allen Probanden. Die laktatbasierten Schwellen liegen jeweils 13 Herzschläge niedriger als die simulierten PerPot-Schwellen. Somit ist die Verwendung der Ergebnisse des Probanden zumindest kritisch zu betrachten. Würden die Ergebnisse von Proband 11 außer Acht gelassen, so ergäben sich bei allen ICC's, welche die PerPot-Schwellen mit den laktatbasierten Schwellen vergleichen, erhöhte Werte. Der mittlere Korrelationswert würde auf $r = 0,872$ steigen.

Wenn die PerPot-Schwelle von den laktatbasierten Schwellen abweicht, liegt die PerPot-Schwelle in der Regel höher, wie Tabelle 5.3 zeigt. Dieser Fakt wird durch die deskriptive Statistik aus Tabelle 5.4 bestätigt. Die über alle Probanden gemittelte PerPot-Schwelle weist mit 178,36 den höchsten Wert auf.

Sollte sich diese Tatsache in einer Vergleichsstudie mit dem maxLass bestätigen, müsste dies in einer überarbeiteten PerPot-Version berücksichtigt werden. Dazu sollten die Fälle, in denen die PerPot-Schwelle vergleichsweise zu hoch ermittelt

wird, im Einzelnen begutachtet werden, um eine eventuelle Systematik in einer möglicherweise fehlerhaften Simulation zu erkennen und im Anschluss beheben zu können.

Insgesamt zeigen die hohen ICC-Werte, welche die absoluten Übereinstimmungen widerspiegeln, eine sehr genaue Approximation der laktatbasierten Schwellen durch die PerPot-Schwelle. Auch die weiteren Korrelationskoeffizienten aus der Studie von Hoffmann [34] zeigen einen signifikanten Zusammenhang zwischen der PerPot-Schwelle und den laktatbasierten Schwellen. Die Ergebnisse aus der Studie von Pietzonka [65] konnten klar bestätigt werden.

Hinsichtlich des absoluten Validitätskriteriums maxLass lässt sich momentan noch keine Aussage treffen. Hierzu ist eine weitere Validierungsstudie nötig, welche die PerPot-Schwellen mit den maxLass-Werten vergleicht. Eine solche Studie ist zum jetzigen Zeitpunkt noch nicht terminiert.

5.2 Studie zur Simulation von (Halb-)Marathonzielzeiten

Nach dem erfolgreichen Einsatz von PerPot in einem Selbstversuch im Jahr 2009 wurden weitere Probanden akquiriert, die sich zum Testen des Modells bereit erklärten. Die gesammelten Daten wurden zur Weiterentwicklung des Modells und insbesondere zur besseren Anpassung an den ausdauerorientierten Laufsport genutzt. Speziell die Simulation der Marathonprognosen konnte durch die vielen Realdaten über die gesamte Entwicklungszeit stets weiterentwickelt werden. Die verschiedenen Methoden der Simulation von Wettkämpfen wurden in Abschnitt 4.5 detailliert beschrieben.

Die nun folgende Studie vergleicht die Marathon- und Halbmarathonzielzeiten aller Probanden der letzten Jahre mit den verschiedenen simulativ prognostizierten Zielzeiten. Die statistischen Auswertungen der Abweichung zwischen den tatsächlichen und den simulativen Zielzeiten dienen dabei nur dem Vergleich der Methoden untereinander. Die gesammelten Daten waren zum Teil die Grundlage der Entwicklung einiger Methoden, womit bei diesen Methoden eine Anpassung an den speziellen Datenbestand nicht ausgeschlossen werden kann. Um die Methoden objektiv zu validieren, müssten Validierungsstudien mit homogenen Läufergruppen und zuvor einheitlich festgelegten Studiendesigns durchgeführt werden.

5.2.1 Methode

Wie bereits in der Einleitung zu dieser Studie beschrieben wurde, handelt es sich hierbei um eine Re-Analyse der gesammelten Daten zwischen September 2009 und Mai 2013. Insgesamt standen $n = 33$ Marathon- und Halbmarathonläufe für die Auswertung zur Verfügung. In die Studie wurden nur Wettkämpfe aufgenommen, die ein überwiegend flaches Streckenprofil aufweisen, d.h. keine starken Steigun-

gen oder Gefälle beinhalten.

Bei den Teilnehmern handelte es sich um sechs männliche und zwei weibliche Langstreckenläufer mit unterschiedlichem Leistungsniveau. Ihr Wettkampfalter lag zwischen 26 und 74 Jahren.

Vor jedem Wettkampf wurde ein individueller 12 - 16 wöchiger Trainingsplan, bestehend aus 3 - 4 vierwöchigen Mesozyklen, entwickelt. Vor Beginn des Trainings wurden die Geschwindigkeitssensoren mit den von den Herstellern vorgesehenen Läufen kalibriert, um eine möglichst genaue Geschwindigkeitsmessung zu garantieren. Darüber hinaus wurde ein Stufentest, wie er in Abschnitt 3.1.2.1 spezifiziert wurde, im Freien auf einer flachen Laufstrecke absolviert. Die Geschwindigkeiten wurden größtenteils mit dem Fahrrad vorgegeben. Einige Stufentests wurden jedoch mit einem zuvor erstellten Geschwindigkeitsprofil, welches auf die jeweilige Pulsuhr übertragen wurde, gelaufen. Mit diesem Stufentest wurde das auf den Laufsport angepasste Modell PerPot auf den aktuellen Stand des Probanden eingestellt und die simulierte IAS bestimmt. Die ausdauerorientierten Trainingseinheiten (Dauerläufe, Fahrtspiele etc.) wurden mittels der Herzfrequenz gesteuert. Die zu den Trainingseinheiten passenden optimalen Trainingsbereiche (siehe Tabelle 3.2) lassen sich prozentual aus der IAS berechnen (siehe Tabelle 3.3). Für diese Arbeit wurde die Einteilung von Janssen [39] gewählt. Der Stufentest und die Anpassung von PerPot an den aktuellen Leistungsstand wurde alle vier Wochen im Rahmen eines regenerativen Mikrozyklus wiederholt.

Der letzte Stufentest fand in der Woche vor dem Wettkampf, also während der Taperphase, statt. Mit dieser Kalibrierungsdatei wurde der anstehende Wettkampf mit der zu diesem Zeitpunkt aktuellen Simulationsmethode optimiert. Die Wettkampfvorgaben an den Probanden wurden in unterschiedlicher Weise vorgenommen und dienten in erster Linie dem Sammeln von Erfahrungen, welche Art der Vorgabe an den Probanden am Sinnvollsten ist. Die folgende Liste zählt die verschiedenen Vorgabeoptionen an den Probanden auf:

- keine Vorgabe
- Nennung der optimierten simulierten Zielzeit, welche in der Regel durch das zu diesem Zeitpunkt aktuellste Optimierungsverfahren ermittelt wurde.
- Vorgabe der optimalen Geschwindigkeit. Der Proband sollte während des Laufs die konstante Geschwindigkeit $\pm 0,2 \text{ km/h}$ halten
- Vorgabe des optimierten Herzfrequenzverlaufs. Auch hier wurde ein Korridor von ± 3 Schlägen pro Minute von der optimalen Herzfrequenz vorgegeben

Bei der Nutzung der Live-Optimierung im Wettkampf wurde die optimierte Geschwindigkeit aus dem Kalibrierungslauf nur für die Startphase des Wettkampfs

verwendet. Die weitere Optimierung basiert auf den Daten, die während des Wettkampfs gemessen werden. Die Live-Optimierung wurde bisher jedoch nur in zwei Fällen eingesetzt.

Die Probanden nutzten unterschiedliche Pulsuhren und Geschwindigkeitssensoren zur Erfassung und Speicherung der Herzfrequenz- und Geschwindigkeitsdaten. Zudem wurden die Daten in unterschiedlichem zeitlichen Abstand zwischen einer und fünf Sekunden erfasst, wobei für diese Auswertung alle Daten auf fünf Sekunden gemittelt wurden, wenn sie nicht bereits in diesem Intervall gemessen wurden.

Von der Firma Polar Electro Oy wurde das Herzfrequenzmessgerät RS800CX eingesetzt. Die Messung der Herzfrequenz wird mit dem Polar WearLink[®] durchgeführt und vom Hersteller mit einer Abweichung von $\pm 1\%$ angegeben. Der Sender am Brustgurt übermittelt die gemessenen Herzfrequenzen verschlüsselt an die Pulsuhr, so dass auch bei Wettkämpfen keine Störungen durch andere Teilnehmer auftreten. Zur Geschwindigkeitsmessung wird der s3 Laufsensord W.I.N.D. mit einer von Polar angegebenen Abweichung von $\pm 3\%$ verwendet. Die Daten können mit Hilfe des Infrarot USB-Geräts IrDA auf den Computer übertragen und mit der Software Polar ProTrainer 5[™] visualisiert, verändert und statistisch ausgewertet werden. Die Trainingsdaten stehen zudem nach der Übertragung als Textdatei mit der Endung .hrm [1] zur weiteren Auswertung, z.B. in PerPot, zur Verfügung.

Von der Firma Garmin wurden zwei verschiedene Geräte verwendet, der Forerunner[®] 305 und der FR 60. Der Hersteller gibt keine Genauigkeitsangaben zu den gemessenen Herzfrequenzwerten mit den Herzfrequenzmesssensoren an. Zur Geschwindigkeitsermittlung steht der Foot Pod von Garmin zur Verfügung. Nach der Kalibrierung des Sensors ergibt sich eine 98%-ige Genauigkeit der Laufgeschwindigkeit. Sowohl die Sensoren zur Messung der Herzfrequenz als auch der Geschwindigkeitssensoren übertragen die gemessenen Werte mit dem ANT+ Protokoll [2] an die jeweils verwendete Pulsuhr. Die dort gespeicherten Daten können mittels einer USB-Schnittstelle auf den Computer übertragen und mit der Software Garmin Training Center visualisiert und bearbeitet werden. Zur externen Nutzung ist es möglich, die Daten über das Programm in einem XML-Format mit der Dateierweiterung .tcx abzuspeichern. Die Dateiformatbeschreibung liegt als XML-Schema auf der Garmin-Homepage [5] vor.

Zur Live-Optimierung wird das Smartphone Xperia[™] active der Firma Sony Ericsson eingesetzt. Es dient zur Zwischenspeicherung und zur Übertragung der Daten auf einen Server. Zur Erfassung der Herzfrequenz und der Geschwindigkeit werden die Garmin Sensoren verwendet, da diese die Daten mit dem offenen ANT+ Protokoll an einen Empfänger übertragen. Das Smartphone Xperia[™] active ist in der Lage, sich mit ANT+ kompatiblen Geräten zu verbinden und Daten zu empfangen.

Bei der Re-Analyse wurden alle Methoden zur simulativen Optimierung des Wettkampfs, die in Abschnitt 4.5 beschrieben sind, angewendet. Die Basis aller

Methoden ist ein Stufentest zur initialen Anpassung von PerPot an den Probanden. Für die Auswertungen wird der Stufentest verwendet, der in der Woche vor dem Wettkampf durchgeführt wurde.

Zur Re-Analyse mit der Simulationsmethode, die auch das Training mit berücksichtigt (siehe Abschnitt 4.5.2), werden alle Trainingseinheiten, die im Monat vor dem Wettkampf durchgeführt wurden und eine Dauer von LZA3 aufweisen, genutzt. Zur Re-Analyse der Live-Optimierung werden neben der Stufentestdatei auch die Daten aus dem jeweiligen Wettkampf ausgewertet.

Alle verwendeten Daten wurden zunächst vorverarbeitet. Sichtbare grobe Messfehler wurden durch lineare Approximation zwischen dem letzten und dem nächsten bekannten Wert ausgehend vom Fehlerwert behoben. Diese Änderung in den Daten wurden sowohl bei Fehlern der gemessenen Herzfrequenz als auch bei Fehlern der gemessenen Geschwindigkeit durchgeführt. Die Geschwindigkeit 0 wird jedoch nicht immer als Fehler gewertet und korrigiert, da ein Läufer während eines Laufs natürlich auch kurz still stehen kann, z.B. an einer roten Ampel. In diesem Fall muss der Herzfrequenzverlauf mit begutachtet werden. Fällt die Herzfrequenz, dann ist von einem tatsächlichen Stillstand des Probanden zu diesem Zeitpunkt auszugehen, ansonsten wird die Geschwindigkeit korrigiert.

Ein weiteres Problem ergibt sich durch systematische Abweichungen der Geschwindigkeit. Ist der verwendete Geschwindigkeitssensor unzureichend kalibriert worden, so können die Geschwindigkeitsdaten über die gesamte Dauer von den tatsächlich gelaufenen Geschwindigkeiten abweichen. Dieser Fehler kann jedoch nur korrigiert werden, wenn die tatsächlich gelaufene Gesamtdistanz eines Laufs bekannt ist. Demnach kann dieser Fehler nur bei den Wettkampfdaten behoben werden. Hierzu wird der Fehlerfaktor

$$f = \frac{\text{tatsächliche Gesamtdistanz}}{\text{gemessene Gesamtdistanz}}$$

gebildet. Anschließend wird jeder Geschwindigkeitswert in der Wettkampfdati mit dem Faktor f multipliziert.

In den nun folgenden Abschnitten werden die Ergebnisse der Re-Analyse der Daten mit den verschiedenen Simulationsmethoden von PerPot einzeln aufgeführt und diskutiert. Bei drei Wettkämpfen wurde von der offiziell gestoppten Zielzeit die Standzeit abgezogen, die aufgrund der Verrichtung der Notdurft des jeweiligen Probanden angefallen ist.

Als Gütekriterium werden die prozentualen Abweichungen der tatsächlichen und simulierten Zielzeiten berechnet. Die mittlere prozentuale Abweichung kann Auskunft darüber geben, wie gut eine Simulationsmethode generell funktioniert. Da die hohen prozentualen Abweichungen, die durch Einbrüche beim Wettkampf entstehen können, den Mittelwert der Abweichung gravierend negativ beeinflussen, wird zusätzlich der Median angegeben. Der Median ist robuster gegen starke Abweichungen und stellt in diesem Fall die erwartete mittlere Abweichung besser dar.

5.2.2 Ergebnisse: Basisberechnung

Das Vorgehen zur Berechnung der Zielzeiten der Wettkämpfe mit den Basismethoden wurde in Abschnitt 4.5.1 beschrieben. Darin wurden zwei unterschiedliche Methoden benannt. Der wesentliche Unterschied der beiden Methoden liegt in der verwendeten DS-Steigung bei den Optimierungssimulationen. Die erste Basismethode verwendet einen fest gewählten DS-Steigungswert von 0,1. Die zweite Basismethode nutzt einen DS-Steigungswert, der sich aus dem DS-Wert der Kalibrierung berechnet. Eine Analyse der Wettkampfdaten von 2010 bis 2012 ergab eine mittlere prozentuale Steigung von 3,666%, ausgehend vom DS-Wert aus der Kalibrierung.

In den folgenden beiden Abschnitten werden die Ergebnisse der beiden Basismethoden aufgeführt. Bei dieser Re-Analyse konnten die Resultate aller $n = 33$ Wettkämpfe verwendet werden.

5.2.2.1 Basisberechnung mit fester DS-Steigung von 0,1

Tabelle 5.6 zeigt alle betrachteten Wettkämpfe, die tatsächlichen und die simulierten Zielzeiten sowie die prozentualen Unterschiede zwischen den Zielzeiten. Negative Prozentwerte ergeben sich, wenn die von PerPot optimierte simulierte Zielzeit unterschritten wurde. Lediglich beim Kölner Halbmarathon 2011 von Proband 2, beim Mainzer Halbmarathon 2010 von Proband 5 und beim München Marathon 2009 von Proband 7 wurden die simulierten Zielzeiten unterboten. Ansonsten ergeben sich teilweise deutlich zu schnell simulierte Zielzeiten, mit maximal 21,59% Differenz bei Proband 1. Es konnten aber auch bereits sehr gute Prognosen ermittelt werden, trotz der simplen Vorgehensweise der Simulationemethode. Die geringste Abweichung wurde direkt bei der ersten Nutzung von PerPot erzielt. Die Abweichung betrug -0,06%, was einer Differenz von nur sechs Sekunden auf der Marathondistanz entspricht.

Die mittlere Abweichung zwischen tatsächlichen und simulierten Zielzeiten liegt bei 6,32% ($\sigma = 5,35\%$). Zur Ermittlung des Mittelwerts und der Standardabweichung wurden die Absolutwerte der prozentualen Differenzen verwendet. Ansonsten würden sich positive und negative prozentuale Unterschiede gegenseitig aufheben. Bei der mittleren Abweichung sollte jedoch die Richtung der Abweichung keine Rolle spielen. Der Median der prozentualen Abweichungen liegt bei 4,59%. Auch bei der Ermittlung des Median wurden die Absolutwerte der prozentualen Differenzen betrachtet.

5.2.2.2 Basisberechnung mit der prozentual ermittelten DS-Steigung

Alle Ergebnisse der Auswertung der tatsächlichen Zielzeit, verglichen mit der simulierten Zielzeit dieser Methode, sind in Tabelle 5.7 dargestellt. Insgesamt wer-

Proband	Wettkampf	tatsächliche Zielzeit	simulierte Zielzeit	Differenz in %
Proband 1	Mittelrhein HM 11	2:24:16	01:58:39	21,59
Proband 2	Frankfurt 11	2:59:49	02:56:56	1,63
	Frankfurt 12	2:56:33	02:50:58	3,27
	Frankfurt HM 10	1:27:30	01:26:04	1,67
	Frankfurt HM 11	1:25:35	01:25:01	0,67
	Hamburg 12	3:00:47	02:53:54	3,96
	Köln 10	3:14:46	02:48:21	15,69
	Köln HM 11	1:21:53	01:22:41	-0,97
	Mainz 10	3:01:25	02:55:06	3,61
	Mainz 11	3:04:14	02:54:37	5,51
	Worms HM 10	1:24:13	01:23:04	1,38
Proband 3	Mittelrhein HM 10	1:47:30	01:44:38	2,74
Proband 4	Mittelrhein HM 12	2:13:27	02:00:21	10,88
Proband 5	Frankfurt HM 11	2:01:29	01:59:46	1,43
	Mainz 11	4:57:22	04:15:30	16,39
	Mainz HM 10	2:00:22	02:06:13	-4,63
	Rom 10	4:39:38	04:34:02	2,04
Proband 6	Mainz 12	4:33:22	04:14:44	7,31
	Mainz HM 10	2:18:44	02:01:37	14,07
	Mainz HM 11	2:07:38	02:05:13	1,93
Proband 7	Frankfurt 12	3:15:43	02:58:19	9,76
	Frankfurt HM 11	1:30:11	01:28:28	1,94
	Frankfurt HM 13	1:29:17	01:21:28	9,59
	Knast 13	3:11:09	02:50:37	12,03
	Köln 10	3:20:34	02:55:57	13,99
	Köln HM 12	1:30:39	01:26:43	4,54
	Mainz 10	3:13:57	03:00:59	7,16
	Mittelrhein 11	3:23:21	03:06:44	8,90
	München 09	2:56:54	02:57:00	-0,06
	Rom 10	3:10:53	03:04:25	3,51
Worms HM 10	1:31:31	01:23:37	9,45	
Proband 8	Frankfurt HM 11	1:46:42	01:42:01	4,59
	Mainz HM 11	1:42:05	01:37:10	5,06

Tabelle 5.6: Vergleich zwischen tatsächlicher und simulierter Zielzeit (erste Basis-
methode)

den mit dieser Optimierungsmethode langsamere Zielzeiten berechnet. Dadurch konnten bei 19 von 33 Wettkämpfen schnellere Zeiten erreicht werden, als es durch die Methode simuliert wurde. Die größte Abweichung ergibt sich erneut bei der Optimierung des Wettkampfs von Proband 1 mit 10,54%. Mit dieser Methode konnten bei 12 von 33 Wettkämpfen Abweichungen von unter 2% erzielt werden.

Die mittlere Abweichung, die erneut aus den absoluten Prozentwerten berechnet wurde, liegt bei 3,62% ($\sigma = 3,1\%$). Der Median beträgt 3,14%.

5.2.3 Diskussion: Basisberechnung

Die Basisberechnung mit einer festen DS-Steigung von 0,1 war die erste Methode, mit der eine Wettkampfoptimierung mit PerPot durchgeführt wurde. Der feste Wert wurde frei gewählt, da zum damaligen Zeitpunkt noch keine Erfahrungen über den DS-Verlauf bzw. die Steigung der Herzfrequenz über den Wettkampf vorlag. Somit ist es nicht erstaunlich, dass diese Methode die höchste mittlere Abweichung aller Simulationsmethoden mit 6,32% hervorruft.

Insgesamt konnten nur 3 simulierte Zeiten unterboten werden. Die mit dieser Methode optimierten Zielzeiten bilden demnach quasi eine untere Grenze. Das heißt, die Herzfrequenzsteigung, die durch das langsam steigende DS bewirkt wird, ist in fast allen Fällen zu gering. In den wenigen Fällen, in denen die simulierten Zielzeiten unterboten oder nur knapp nicht erreicht wurden, ist die Steigung demnach geeignet. Eine geringe Veränderung der Herzfrequenz über die Zeit bei gleichbleibender Geschwindigkeit lässt auf einen hervorragenden Trainingszustand schließen. Somit waren die Probanden bei den genau prognostizierten Wettkämpfen sehr gut vorbereitet.

Ein großes Problem mit einer festen DS-Steigung ist die Zeitabhängigkeit des Faktors. Sie spielte bei dieser Auswertung keine Rolle, da alle Daten im gleichen Erfassungsintervall von fünf Sekunden vorlagen. Bei einem anderen Intervall, z.B. ein- oder 15-sekündige Erfassung der Daten, würde eine feste DS-Steigung von 0,1 eine deutlich größere bzw. kleinere Steigung der Herzfrequenz über die Zeit bedeuten.

Diese Problematik kann bei der prozentualen Steigung des DS in Abhängigkeit vom DS-Wert der Kalibrierung nicht auftreten, schließlich basiert der optimale DS-Wert aus der Kalibrierung bereits auf Daten im entsprechenden Erfassungsintervall. Somit bezieht sich auch die davon prozentual berechnete DS-Steigung auf das jeweilige Erfassungsintervall.

Die Basisberechnung mit dem prozentualen Anstieg des DS erreicht im Mittel sehr gute Prognosen. Die mittlere Abweichung liegt bei 3,62%. Dies ist der beste Wert aller Simulationsmethoden. Der Median liegt mit 3,16% jedoch nur knapp unter dem arithmetischen Mittelwert, was auf wenige auffällige Abweichungen

Proband	Wettkampf	tatsächliche Zielzeit	simulierte Zielzeit	Differenz in %
Proband 1	Mittelrhein HM 11	02:24:16	02:10:31	10,54
Proband 2	Frankfurt 11	02:59:49	03:04:09	-2,35
	Frankfurt 12	02:56:33	02:59:27	-1,62
	Frankfurt HM 10	01:27:30	01:28:17	-0,89
	Frankfurt HM 11	01:25:35	01:27:37	-2,32
	Hamburg 12	03:00:47	03:02:25	-0,90
	Köln 10	03:14:46	02:59:27	8,54
	Köln HM 11	01:21:53	01:24:11	-2,73
	Mainz 10	03:01:25	03:15:13	-7,07
	Mainz 11	03:04:14	03:12:15	-4,17
	Worms HM 10	01:24:13	01:26:57	-3,14
Proband 3	Mittelrhein HM 10	01:47:30	01:51:03	-3,20
Proband 4	Mittelrhein HM 12	02:13:27	02:08:16	4,04
Proband 5	Frankfurt HM 11	02:01:29	02:07:45	-4,91
	Mainz 11	04:57:22	05:02:09	-1,58
	Mainz HM 10	02:00:22	02:11:12	-8,26
	Rom 10	04:39:38	05:06:32	-8,78
Proband 6	Mainz 12	04:33:22	04:58:14	-8,34
	Mainz HM 10	02:18:44	02:11:36	5,42
	Mainz HM 11	02:07:38	02:16:43	-6,64
Proband 7	Frankfurt 12	03:15:43	03:08:40	3,74
	Frankfurt HM 11	01:30:11	01:32:20	-2,33
	Frankfurt HM 13	01:29:17	01:23:11	7,33
	Knast 13	03:11:09	03:11:06	0,03
	Köln 10	03:20:34	03:10:14	5,43
	Köln HM 12	01:30:39	01:30:37	0,04
	Mainz 10	03:13:57	03:11:58	1,03
	Mittelrhein 11	03:23:21	03:22:53	0,23
	München 09	02:56:54	02:57:04	-0,09
	Rom 10	03:10:53	03:09:06	0,94
	Worms HM 10	01:31:31	01:26:29	5,82
Proband 8	Frankfurt HM 11	01:46:42	01:46:29	0,20
	Mainz HM 11	01:42:05	01:43:06	-0,99

Tabelle 5.7: Vergleich zwischen tatsächlicher und simulierter Zielzeit (zweite Basis-
methode)

schließen lässt. Tabelle 5.7 bestätigt diese Schlussfolgerung, denn im Vergleich zu den Ergebnissen der ersten Basisberechnung in Tabelle 5.6 weicht hier nur ein einziger Wettkampf mit über 10% von der simulierten Zielzeit ab.

Die sehr gute mittlere Abweichung und die wenigen Ausreißer sind ebenfalls nicht überraschend. Der Prozentwert von 3,666%, mit dem die DS-Steigung berechnet wird, wurde aufgrund der Auswertung von allen Wettkampfdaten zwischen 2010 und 2012 ermittelt (siehe Abschnitt 4.5.1). Die selben Wettkampfdaten wurden nun in dieser Auswertung re-analysiert, wodurch sich eine klare Abhängigkeit zwischen der Simulationsmethode und der Auswertung ergibt. Lediglich drei der vorliegenden Wettkampfdaten flossen nicht in die Ermittlung des Prozentwerts mit ein.

Insofern ist eine mittlere Abweichung von 3,62% eigentlich zu hoch. Allerdings ist für eine erfolgreiche Prognose nicht nur die DS-Steigung von Interesse. Auch der DS-Wert, mit dem die Simulationen gestartet werden, ist enorm wichtig. Dieser DS-Wert wird in dieser Simulationsmethode aus der Kalibrierung übernommen, wodurch sich die teilweise hohen Abweichungen erklären lassen. Darüber hinaus handelt es sich bei dem Prozentwert von 3,666% nur um einen Mittelwert, der dementsprechend das typische mittlere Verhalten der Herzfrequenz über die Zeit bei einem Wettkampf abbildet. Dieses typische Verhalten muss jedoch nicht bei jedem Probanden bzw. bei jedem Wettkampf vorliegen.

5.2.4 Ergebnisse: Nutzung der Trainingsdaten

Die Auswertung mit der Simulationsmethode, bei der auch die Trainingseinheiten mit berücksichtigt werden, enthält nur $n = 29$ Wettkämpfe von sechs statt acht Probanden. Für das in Abschnitt 4.5.2 beschriebene Verfahren werden alle Trainingseinheiten zur Optimierung der Parameter verwendet, die nicht länger als einen Monat vor dem Wettkampf stattgefunden und eine minimale Trainingsdauer von 1,5 Stunden haben. Durch die Einschränkung wird die Zahl der verwendbaren Trainingseinheiten, verglichen mit den tatsächlich absolvierten Trainingseinheiten in einigen Fällen drastisch gesenkt. Für die Auswertung mit dieser Berechnungsmethode wurden alle Wettkämpfe entfernt, bei denen keine Trainingseinheit die Kriterien erfüllt hat. Auch die Wettkämpfe, bei denen nur eine Trainingseinheit die Kriterien erfüllt, wurden in dieser Auswertung nicht betrachtet. In diesen Fällen würden die Wettkampfsimulationen zu stark von nur einer Trainingseinheit abhängen. Somit würde beispielsweise eine schlechte Tagesform während der einen Trainingseinheit die simulierte Zielzeit stark negativ beeinflussen.

Tabelle 5.8 zeigt die Ergebnisse dieser Simulationsmethode. Die Tabelle ist ähnlich wie die Tabellen in den Abschnitten zuvor aufgebaut. Eine weitere Spalte wurde hinzugefügt, in der die Anzahl der verwendeten Trainingseinheiten zur Parameteroptimierung angegeben wird. Der größte prozentuale Unterschied zwischen

simulierter und tatsächlicher Zielzeit ist beim Köln Marathon 2010 von Proband 7 mit einer Abweichung von 15,18% zu verzeichnen. Jedoch wurden die Parameter bei dieser Optimierung nur mit zwei Trainingseinheiten ermittelt. Bei 12 von 29 Wettkämpfen konnte die simulierte Zielzeit unterboten werden. Bei 8 Wettkämpfen wurde die tatsächliche Zielzeit mit einer Genauigkeit von unter 2% prognostiziert.

Die mittlere Abweichung der absoluten Prozentwerte liegt bei 4,84% ($\sigma = 4,19\%$). Damit werden mit dieser Berechnungsmethode die Zielzeiten im Vergleich zur zweiten Basismethode im Mittel mit über einem Prozentpunkt schlechter prognostiziert. Der Median liegt hingegen mit 3,33% nur knapp über dem Wert der zweiten Basismethode.

5.2.5 Diskussion: Nutzung der Trainingsdaten

Auf den ersten Blick erscheinen die Prognosen der Berechnungsmethode, unter Berücksichtigung der Trainingsdaten, schlechter zu sein als die der zweiten Basismethode, bei der lediglich der Kalibrierungslauf verwendet wird. Die mittlere Abweichung der simulierten von der tatsächlichen Zielzeit ist mit 4,84% im Vergleich zu 3,62% über einen Prozentpunkt höher. Betrachtet man hingegen die Mediane, die wegen großer Streuung durch starke Leistungseinbrüche während eines Wettkampfs ein besseres Maß für die mittlere Abweichung geben, ist nur ein marginaler Unterschied zwischen beiden Methoden festzustellen. Sie liegen mit 3,33% und 3,14% in etwa in derselben Größenordnung.

Die Auswertung zeigt demnach bei genauerer Betrachtung ein vergleichbar gutes Ergebnis dieser Methode im Vergleich zur zweiten Basismethode. Der Unterschied besteht in der Größenordnung der prozentualen Abweichung, wenn die Prognose stark von der tatsächlichen Zielzeit abweicht. In diesen Fällen ergibt sich mit dieser Methode eine deutlich höhere Abweichung. Prinzipiell ist bei einer Auswertung von Daten, die nicht zuvor zur Optimierung der Berechnungsverfahren herangezogen wurden, mit der trainingsberücksichtigenden Methode eine bessere Prognose der Zielzeiten im Vergleich zu den Basismethoden zu erwarten. Schließlich berücksichtigt diese Methode die individuellen Daten und basiert nicht auf empirisch ermittelten Werten einer bestimmten Gruppe.

Bei Betrachtung der Tabelle 5.8 fallen deutliche Unterschiede zwischen den Ergebnissen einzelner Probanden auf. Im Folgenden werden die Ergebnisse von Proband 2 und Proband 7 näher betrachtet. Die beiden Probanden hatten in den letzten Jahren stets einen vergleichbaren Trainingszustand. Sie sind beide männlich, im gleichen Alter und haben mit 10 bzw. 11 Wettkämpfen eine für sich statistisch aussagekräftige Anzahl von Wettkämpfen absolviert.

Bei Proband 2 wird die Zielzeit mehrheitlich unterschätzt, da er in 7 von 10 Wettkämpfen die simulierte Zielzeit unterboten hat. Dagegen konnte Proband

Proband	Wettkampf	Anzahl der Trainings- einheiten	tatsächliche Zielzeit	simulierte Zielzeit	Differenz in %
Proband 2	Frankfurt 11	2:59:49	3:14:19	6	-7,46
	Frankfurt 12	2:56:33	2:59:34	6	-1,68
	Frankfurt HM 10	1:27:30	1:24:41	3	3,33
	Frankfurt HM 11	1:25:35	1:26:11	2	-0,70
	Hamburg 12	3:00:47	2:58:19	4	1,38
	Köln 10	3:14:46	2:58:56	6	8,85
	Köln HM 11	1:21:53	1:25:29	8	-4,21
	Mainz 10	3:01:25	3:05:46	5	-2,34
	Mainz 11	3:04:14	3:04:17	4	-0,03
	Worms HM 10	1:24:13	1:24:51	6	-0,75
Proband 4	Mittelrhein HM 12	2:13:27	2:10:15	2	2,46
Proband 5	Frankfurt HM 11	2:01:29	2:04:29	4	-2,41
	Mainz 11	4:57:22	4:45:47	5	4,05
	Mainz HM 10	2:00:22	1:57:59	2	2,02
	Rom 10	4:39:38	5:12:12	4	-10,43
Proband 6	Mainz 12	4:33:22	5:03:36	4	-9,96
	Mainz HM 10	2:16:24	2:07:37	9	6,88
	Mainz HM 11	2:07:38	2:14:07	6	-4,83
Proband 7	Frankfurt 12	3:15:43	2:56:05	6	11,15
	Frankfurt HM 13	1:29:17	1:20:14	3	11,28
	Knast 13	3:11:09	3:00:44	4	5,76
	Köln 10	3:20:34	2:54:08	2	15,18
	Köln HM 12	1:30:39	1:30:41	2	-0,04
	Mainz 10	3:12:17	2:56:05	4	9,20
	Mittelrhein 11	3:23:21	3:19:41	5	1,84
	München 09	2:56:54	2:54:37	10	1,31
	Rom 10	3:09:48	3:06:44	7	1,64
Worms HM 10	1:31:31	1:23:50	2	9,17	
Proband 8	Mainz HM 11	1:42:05	1:41:17	3	0,79

Tabelle 5.8: Vergleich zwischen tatsächlicher und simulierter Zielzeit (Methode bei der die Trainingseinheiten mit in die Berechnung einfließen)

7 die Zielzeiten lediglich in zwei Wettkämpfen unterbieten. Ein ähnlich unterschiedliches Bild zeigt sich beim Vergleich der mittleren Abweichungen zwischen simulierter und tatsächlicher Zielzeit. Bei Proband 2 weichen die Zielzeiten der 10 Wettkämpfe im Mittel um 3,07%. Dagegen zeigt sich bei Proband 7 eine mehr als doppelt so hohe mittlere Abweichung von 6,48%. Bei den Medianen zeigt sich ein noch deutlicherer Unterschied. Der Median bei den prozentualen Differenzen von Proband 7 liegt mit 5,76% fast dreimal so hoch wie bei Proband 2, dessen Median der Abweichungen 2,01% beträgt.

Eine mögliche Erklärung für diesen großen Unterschied zwischen den Personen findet sich bei den Trainingsläufen. Mit den Trainingsdaten wird die Steigung der Herzfrequenz über die Zeit analysiert und für die Optimierungssimulationen verwendet. Es stellt sich jedoch die Frage, ob diese Steigung aus den Trainingsläufen auch das typische Verhalten während eines Wettkampfs abbildet, schließlich wird ein Wettkampf bei wesentlich höherer Intensität absolviert. Im Fall von Proband 2 scheinen die Trainingseinheiten das Verhalten der Herzfrequenz auch während eines Wettkampfs gut abzubilden. Bei Proband 7 hingegen weicht das Verhalten der Herzfrequenz während der Trainingsläufe deutlich vom Verhalten während der Wettkämpfe ab. Daraus lässt sich schließen, dass Proband 2 im Mittel mit höheren Intensitäten trainiert hat. Eine Verbesserung der Methode könnte also erreicht werden, indem Trainingseinheiten mit hohen Intensitäten bei der Ermittlung der DS-Steigung stärker gewichtet werden, als Trainingseinheiten in niedrigen Intensitäten.

Der Unterschied zwischen den Probanden könnte sich darüber hinaus durch die Wahl des ersten DS-Werts bei den Optimierungssimulationen erklären lassen. In dieser Methode wird dazu der DS-Wert aus der Kalibrierung verwendet. Auch hier könnte ein personenabhängiges Problem liegen, denn auch der DS-Wert aus der Kalibrierung wurde nicht unter Wettkampfbedingungen ermittelt. Somit wird beispielsweise eine erhöhte Herzfrequenz, ausgelöst durch Nervosität zu Beginn des Wettkampfs, die bei manchen Personen vorliegt, nicht mit berücksichtigt.

5.2.6 Ergebnisse: Nutzung der während des Wettkampfs gesammelten Daten

Aus der Auswertung der Berechnungsmethode, bei der die gesammelten Daten während des Wettkampfs direkt verwendet werden, wurde ein Wettkampf entfernt. Leider ist die Herzfrequenzmessung beim Wettkampf nach kurzer Zeit komplett ausgefallen. Dadurch ist eine Optimierung insbesondere der DS-Steigung nicht möglich gewesen, da hierzu die Kombination aus Geschwindigkeit und Herzfrequenz über die Zeit benötigt wird. Somit kann für diese Auswertung auf $n = 32$ Wettkämpfe zurückgegriffen werden.

Die Methode, die in Kooperation mit der Arbeitsgruppe Biomechanik, Bewegungswissenschaft und Sportinformatik der Universität Wien entwickelt wird, ist in Abschnitt 4.5.3 eingehend beschrieben. Sie befindet sich noch im Entwicklungsstadium, so dass die präsentierten Ergebnisse in diesem Abschnitt nur den aktuellen Stand von Juni 2013 widerspiegeln. Statt der live gesammelten Daten wird in der Auswertung auf die bereits gesammelten Wettkampfdaten zurückgegriffen. Es wird bei der Auswertung der einzelnen Wettkämpfe jeweils nur ein Teil der gesamten Wettkampfdaten zur Optimierung verwendet. Die daraus resultierende Prognosezielzeit wäre beim tatsächlichen Verwenden der Methode während des Wettkampfs an den Probanden übermittelt worden. Tabelle 5.9 zeigt die simulierten Zielzeiten zu den Zeitpunkten 15, 45 und 75 Minuten, sowie deren prozentuale Abweichungen zu den tatsächlich gelaufenen Zielzeiten.

Nach 15 Minuten werden mit der MMA-PerPot-Variante überwiegend zu langsame Zielzeiten simuliert (21 von 32 Wettkämpfe). Die Höhe der Differenzen ist zum Teil noch sehr groß. Maximal ergibt sich eine Abweichung von -25,56% beim Kölner Halbmarathon 2012 von Proband 7. Bei 8 Wettkämpfen konnte bereits nach dieser kurzen Zeit der Datenerfassung die Zielzeit mit einer Genauigkeit von unter 2% prognostiziert werden.

Während in den ersten 30 Minuten lediglich der DS-Wert, mit dem die Optimierungssimulationen gestartet werden, an die Tagesform und die tagesaktuellen Kontextbedingungen angepasst wird, wird ab einer Wettkampfdauer von 30 Minuten auch die DS-Steigung aus den vorhandenen Daten optimiert. Bis dahin wird die Steigung durch die prozentuale Steigung von 3,666% pro Stunde vom optimierten DS-Startwert angenommen (zweite Basismethode).

Durch die Hinzunahme der Optimierung der DS-Steigung ergibt sich bei den Prognosen der Zielzeiten nach 45 Minuten ein besseres Bild. Die maximale Abweichung liegt nur noch bei -17,38% beim Mainzer Halbmarathon 2011 von Proband 6. Auch nach 45 Minuten werden noch 19 von 32 Zielzeiten unterschätzt. Die Genauigkeit von unter 2% konnte bei 9 Wettkämpfen erreicht werden.

Nach 75 Minuten wird erneut beim Mainzer Halbmarathon 2011 von Proband 6 die schlechteste Prognose mit -19,56% Abweichung ermittelt. Nur noch knapp die Hälfte (15 von 32) der simulierten Zielzeiten werden am Ende unterboten. Bereits 13 von 32 Wettkämpfen werden mit einer Genauigkeit von unter 2% simuliert.

Nach den ersten 15 Minuten ergibt sich mit der verwendeten Methode noch eine mittlere Abweichung von 5,69% mit einer Standardabweichung von 5,44%. Auch der Median liegt mit 4,36% noch sehr hoch.

Durch die Hinzunahme der Optimierung der DS-Steigung nach 30 Minuten, zeigt sich bei der Auswertung nach 45 Minuten ein deutlich besseres Bild. Die mittlere Abweichung liegt mit 3,83% und einer Standardabweichung von 3,87% nur knapp über dem Bestwert (3,62%) der zweiten Basismethode. Der Median zeigt mit 2,51%

Tabelle 5.9: Vergleich zwischen tatsächlicher und simulierter Zielzeit (MMA-PerPot-Variante)

Proband	Wettkampf	tatsächliche Zielzeit	simulierte Zielzeit nach 15 Min.	Differenz in %	simulierte Zielzeit nach 45 Min.	Differenz in %	simulierte Zielzeit nach 75 Min.	Differenz in %
Proband 1	Mittelrhein HM 11	2:24:16	2:13:45	7,86	2:20:56	2,37	2:23:42	0,39
	Frankfurt 12	2:56:33	3:08:40	-6,42	2:56:20	0,12	2:49:04	4,43
Proband 2	Frankfurt HM 10	1:27:30	1:29:43	-2,47	1:29:45	-2,51	1:28:29	-1,11
	Frankfurt HM 11	1:25:35	1:29:27	-4,32	1:28:14	-3,00	1:26:32	-1,10
	Hamburg 12	3:00:47	3:16:22	-7,94	3:03:28	-1,46	3:07:32	-3,60
	Köln 10	3:14:46	3:36:39	-10,10	3:18:50	-2,05	3:14:10	0,31
	Köln HM 11	1:21:53	1:25:37	-4,36	1:25:10	-3,86	1:22:37	-0,89
	Mainz 10	3:01:25	3:12:34	-5,79	3:10:43	-4,88	2:59:18	1,18
Proband 3	Mainz 11	3:04:14	3:27:26	-11,18	3:26:09	-10,63	3:22:07	-8,85
	Worms HM 10	1:24:13	1:38:59	-14,92	1:25:21	-1,33	1:24:32	-0,37
Proband 4	Mittelrhein HM 10	1:47:30	1:48:43	-1,12	1:50:53	-3,05	1:49:05	-1,45
	Mittelrhein HM 12	2:13:27	2:10:52	1,97	2:17:05	-2,65	2:16:33	-2,27
Proband 5	Frankfurt HM 11	2:01:29	2:05:16	-3,02	2:07:46	-4,92	2:06:26	-3,92
	Mainz 11	4:57:22	5:07:40	-3,35	5:49:06	-14,82	5:13:54	-5,27
	Mainz HM 10	2:00:22	2:08:59	-6,68	1:58:03	1,96	1:58:47	1,33
	Rom 10	4:39:38	5:38:56	-17,50	4:39:01	0,22	4:46:11	-2,29

Tabelle 5.9: Vergleich zwischen tatsächlicher und simulierter Zielzeit (MMA-PerPot-Variante)

Proband	Wettkampf	tatsächliche Zielzeit	simulierte Zielzeit nach 15 Min.	Differenz in %	simulierte Zielzeit nach 45 Min.	Differenz in %	simulierte Zielzeit nach 75 Min.	Differenz in %
Proband 6	Mainz 12	4:33:22	4:53:44	-6,93	4:26:49	2,45	4:10:39	9,06
	Mainz HM 10	2:16:24	2:14:54	1,11	2:19:11	-2,00	2:15:03	1,00
	Mainz HM 11	2:07:38	2:17:46	-7,36	2:34:29	-17,38	2:38:40	-19,56
Proband 7	Frankfurt 12	3:15:43	3:10:50	2,56	3:09:23	3,34	2:51:11	14,33
	Frankfurt HM 11	1:30:11	1:31:17	-1,21	1:32:30	-2,50	1:32:57	-2,98
	Frankfurt HM 13	1:29:17	1:24:09	6,10	1:29:14	0,06	1:24:13	6,02
	Knast 13	3:11:09	3:08:50	1,23	3:07:47	1,79	2:58:21	7,18
	Köln 10	3:20:34	3:11:09	4,93	3:11:51	4,54	3:06:22	7,62
Proband 8	Köln HM 12	1:30:39	2:01:47	-25,56	1:33:24	-2,94	1:33:43	-3,27
	Mainz 10	3:12:17	3:15:42	-1,75	3:01:06	6,18	2:55:43	9,43
	Mittelrhein 11	3:23:21	3:17:53	2,76	3:28:12	-2,33	3:16:55	3,27
	München 09	2:56:54	3:00:01	-1,73	2:47:00	5,93	2:52:03	2,82
	Rom 10	3:09:48	3:11:15	-0,76	2:58:42	6,21	3:01:23	4,64
Proband 8	Worms HM 10	1:31:31	1:27:42	4,35	1:29:16	2,52	1:30:14	1,42
	Frankfurt HM 11	1:46:42	1:42:01	4,59	1:47:08	-0,40	1:47:30	-0,74
	Mainz HM 11	1:42:05	1:42:05	0,00	1:44:27	-2,27	1:43:30	-1,37

sogar das beste Ergebnis.

Nach 75 Minuten ergibt sich eine mittlere Abweichung von 4,17% und einer Standardabweichung von 4,35%. Der Median liegt bei 2,9%.

5.2.7 Diskussion: Nutzung der während des Wettkampfs gesammelten Daten

Die Ergebnisse zeigen einen deutlichen Unterschied der Prognosezeiten zu unterschiedlichen Zeitpunkten. Nach den ersten 15 Minuten ergibt sich eine um fast zwei Prozentpunkte höhere mittlere Abweichung im Vergleich zur Optimierung nach 45 Minuten.

Zum einen kann dieser große Unterschied durch die unterschiedlichen Vorgehensweisen bei der Optimierung erklärt werden. Während die Optimierungen in der ersten halben Stunde lediglich den Startwert des DS anpassen, wird bei allen späteren Optimierungen nach einer halben Stunde zusätzlich der Anstieg des DS angepasst. Eine Anpassung der DS-Steigung in der ersten halben Stunde ist nicht sinnvoll, da sich in diesem kurzen Zeitraum keine ansteigende Herzfrequenz bei gleichbleibender Belastung in den gemessenen Daten erkennen lässt. Auch physiologisch ließe sich ein solcher Anstieg nicht erklären oder zumindest nicht auf die konstante Dauerbelastung zurückführen.

Zum anderen stellt der kurze Zeitraum von 15 Minuten ein Problem dar. Werden in dieser Zeit Fehler durch die Erfassung der Daten produziert, dann beeinflussen diese die Parameteroptimierung, die auf den Originaldaten basiert, sehr stark. Des Weiteren können gerade zu Beginn eines Wettkampfs erhöhte Herzfrequenzen aufgrund der Nervosität auftreten. Nach kurzer Zeit legt sich die Nervosität in der Regel zwar, allerdings wird auch in diesem Fall die Parameteroptimierung in hohem Maße durch kritische Messwerte beeinträchtigt.

Die erhöhten Herzfrequenzen zu Beginn des Wettkampfs und der damit verbundene zu hoch angenommene DS-Startwert aus der Parameteroptimierung führen zu deutlich langsamer simulierten Zielzeiten. Dadurch lässt sich die große Zahl an zu langsam prognostizierten Zielzeiten im Vergleich zu den tatsächlichen Zielzeiten erklären. Da in vielen Fällen vor allem unerfahrene Läufer den Fehler begehen und zu Beginn des Wettkampfs zu schnell loslaufen, muss sich diese unterschätzte Zielzeit nicht unbedingt nachteilig auf die Endleistung auswirken. Nach einiger Zeit spielen die anfänglich kritischen Messwerte keine entscheidende Rolle mehr und der optimierte DS-Startwert sollte auf das tagesform- und kontextabhängige Niveau fallen. Dadurch werden auch die simulierten Zielzeiten automatisch schneller und der Athlet erhält beim echten Einsatz der MMA-PerPot-Variante nach einiger Zeit die Nachricht, schneller Laufen zu dürfen.

Die Ergebnisse nach 45 Minuten zeigen die absolut besten Ergebnisse im Vergleich zu allen anderen Methoden und den beiden anderen Zeitpunkten dieser Berechnungsmethode. Zwar liegt die mittlere Abweichung um 0,21% höher als

die mittlere Abweichung der zweiten Basismethode. Betrachtet man jedoch den Median, der in dieser Auswertung als ein besseres Maß für die mittlere Abweichung gilt, dann ergibt sich eine sehr gute Prognosegenauigkeit von $\pm 2,51\%$. Im Gegensatz dazu liegt der Median der zweiten Basismethode bei $3,1\%$.

Der vergleichsweise höhere arithmetische Mittelwert verglichen mit dem Median ergibt sich durch die starke Streuung der Verteilung der prozentualen Abweichung. Das heißt, dass die Wettkämpfe, bei denen die Berechnungsmethode objektiv nicht funktioniert, sehr deutlich vom Mittelwert abweichen und dadurch eine sehr starke negative Beeinflussung des arithmetischen Mittelwerts bewirken.

Betrachtet man in Tabelle 5.9 die höchsten prozentualen Differenzen zwischen simulierten und tatsächlichen Zielzeiten nach 45 Minuten, so fällt ein Zusammenhang mit einem bestimmten Wettkampf auf. Die drei größten Abweichungen fallen alle beim Mainzer (Halb-)Marathon 2011 an. An diesem Tag regnete es vor Beginn des Starts zum Teil heftig. Auch während des Starts und in den ersten ca. 30 Minuten des Wettkampfs regnete es kontinuierlich. Erst nach gut einer halben Stunde ließ der Regen nach. Im Anschluss stieg die Temperatur wegen der starken Sonneneinstrahlung innerhalb kürzester Zeit stark an. Diese extremen Veränderungen während des Wettkampfs können auch durch die Optimierung mit den gesammelten Daten im Laufe des Wettkampfs nicht abgebildet werden, da momentan alle zur Verfügung stehenden Daten des Wettkampfs für die Parameteroptimierung verwendet werden. Dadurch können wechselnde Bedingungen nicht erfasst werden.

Werden die Ergebnisse vom Mainzer (Halb-)Marathon außer Acht gelassen, so ergibt sich neben dem bereits sehr guten Median auch ein sehr guter arithmetischer Mittelwert von $2,77\%$ mit einer Standardabweichung von $1,73\%$. Dadurch würde auch dieser statische Wert zur Berechnungsmethode, zumindest nach mehr als einer halben Stunde Laufzeit, als die Bestmögliche ausweisen. Der Median bleibt durch diese Maßnahme unverändert bei $2,51\%$.

Nach 75 Minuten ergibt sich ein ähnliches Bild wie nach 45 Minuten. Allerdings sind sowohl der arithmetische Mittelwert als auch der Median etwas höher als nach 45 Minuten. Die etwas schlechteren Prognosen könnten ebenfalls an wechselnden Bedingungen während des Wettkampfs liegen. Mit 13 von 32 Wettkämpfen, bei denen die Abweichung geringer als 2% ist, erzielt die Methode auch nach 75 Minuten ein hervorragendes Ergebnis.

Werden auch in diesem Fall die Wettkampfergebnisse vom Mainzer (Halb-) Marathon 2011 außer Acht gelassen, so ergeben sich erneut deutlich bessere deskriptive Statistikwerte. Die mittlere Abweichung fällt auf $3,51\%$ mit einer Standardabweichung von $3,37\%$ und der Median sinkt auf $2,55\%$.

Wie bereits erwähnt wurde für diese Auswertung der aktuelle Stand des Live-PerPot vom Juni 2013 zur Re-Analyse der Daten verwendet. Es befindet sich jedoch noch in der Entwicklung und kann nicht zuletzt durch die gesammelten Daten dieser Arbeit in der Folge weiterentwickelt und verbessert werden.

Ein Lösungsansatz, um sowohl die Problematik mit den anfänglich kritischen Daten als auch die Problematik der wechselnden Bedingungen während des Wettkampfs zu beheben, ist es, nicht alle zur Verfügung stehenden Daten die während des Wettkampfs gemessen werden, zu verwenden. Werden beispielsweise nach einer bestimmten Zeit die erfassten Daten aus den ersten 10 Minuten des Wettkampfs nicht mehr für die Optimierung des DS-Startwertes verwendet, dann gibt es keinen negativen Effekt durch die kritischen Daten mehr. Zu prüfen ist, ob in ähnlicher Weise auch eine Verbesserung der Ermittlung der DS-Steigung durch das Ignorieren der ersten Daten erreicht wird, oder ob es in diesem Fall nicht sinnvoll wäre, weiterhin die komplett zur Verfügung stehenden Daten zu verwenden.

Wird der Zeitrahmen der zu ignorierenden Daten offen gelassen, so dass bei jeder Optimierung nur die letzten x Minuten der erfassten Daten zur Parameteroptimierung verwendet werden, so wird von der so genannten Sliding-Window Technik gesprochen. Diese Technik wird vorwiegend in Netzwerkprotokollen eingesetzt [73]. Beispielsweise nutzt das Transport Control Protokoll (TCP) das Sliding-Window Protokoll zur effizienten Datenübertragung. Mit diesem Verfahren fließen nur die aktuellsten Daten in die Parameteroptimierung ein. Somit kann besser auf Bedingungsänderungen, wie sie z.B. beim Mainz Marathon 2011 aufgetreten sind, reagiert werden. Dabei wäre zu prüfen, welches Zeitfenster angemessen ist, um gute Prognosen zu erzielen.

5.3 Fazit

Die in diesem Kapitel vorgestellten Studien belegen, dass der Einsatz von PerPot in der Sportpraxis sinnvoll ist. Sowohl das Training als auch der Wettkampf im ausdauerorientierten Laufsport lassen sich effektiv durch PerPot unterstützen.

Die herzfrequenzorientierte Trainingssteuerung sollte sich auf die Herzfrequenz an der IAS beziehen. Die vorwiegend im Hochleistungssport eingesetzten laktatbasierenden IAS können nachweislich durch PerPot approximiert werden. Die vorgestellte Studie aus Abschnitt 5.1 konnte hohe Korrelationen zwischen den PerPot-Schwellen und den laktatbasierten Schwellen aufweisen. Die absoluten Differenzen bei einigen Probanden zwischen den Schwellenwerten können nicht grundsätzlich negativ bewertet werden. Schließlich konnte Dörr [21] beim Vergleich der laktatbasierten Schwellen mit dem absoluten Validitätskriterium maxLass eine maximale Übereinstimmungsrate von nur 69% (Dickhuth-Schwelle) nachweisen. Dies bedeutet eine 31%-ige Fehlberechnung. Folglich könnte die PerPot-Schwelle sogar eine bessere Übereinstimmungsrate erzielen, wenn die abweichenden Werte zwischen der PerPot- und der Dickhuth-Schwelle identisch mit den 31%-ig fehlerberechneten Werten beim Dickhuth-Modell sind.

Dazu wäre nun eine Studie zur Überprüfung der PerPot-Schwelle im Vergleich mit dem absoluten Validitätskriterium maxLass nötig.

Ein großer Vorteil der Nutzung von PerPot zur Ermittlung der IAS ist neben der nicht-invasiven Bestimmungsmethode die Möglichkeit, den benötigten Stufentest an jedem Ort durchführen zu können. Es ist demnach nicht mehr zwingend notwendig, den Stufentest unter Laborbedingungen auf einem Laufband durchzuführen. Auch die Kosten reduzieren sich im Vergleich zur laktatbasierten Leistungsdiagnostik erheblich. Dadurch ist PerPot vor allem für Leistungssportler, ambitionierte Amateure und Breitensportler, die ohne Sponsoren auskommen müssen, von großem Interesse.

Die beschriebenen Ergebnisse vergleichen die Schwellen unter Laborbedingungen. Es sollte demnach in einer weiteren Studie überprüft werden, ob sich die Ergebnisse aufs Freie übertragen lassen.

Bei der Wettkampfoptimierung mit PerPot wurden viele verschiedene Methoden vorgestellt. Durch die Re-Analyse aller gesammelten Daten der letzten Jahre in Abschnitt 5.2 konnten die verschiedenen Methoden miteinander verglichen werden. Zudem konnten generell sehr gute Prognosen der mittels PerPot ermittelten Zielzeiten im Vergleich zu den tatsächlichen Zielzeiten festgestellt werden.

Betrachtet man die Methoden chronologisch nach der Entwicklungszeit, dann zeigt sich eine Verbesserung von Entwicklungsschritt zu Entwicklungsschritt. Während die erste Basismethode nur in einigen wenigen Fällen die tatsächlichen Zielzeiten vorhersagen konnte, ermittelte das Optimierungsverfahren mit der MMA-PerPot-Variante fast in allen Fällen gute Prognosen.

Der Grund, weshalb die zweite Basismethode auf den ersten Blick bessere Prognosen liefert als die Methode, bei der das Training mit berücksichtigt wird, liegt an der Entstehung des festen Steigungsfaktors von 3,666%. Der Faktor wurde zu einem großen Teil durch Daten ermittelt, die in der vorliegenden Re-Analyse verwendet wurden. Somit besteht eine Abhängigkeit, die zu einem besseren Ergebnis führt.

Wenn PerPot für die Optimierung eines Wettkampfs eingesetzt werden soll, dann sollte möglichst die MMA-PerPot-Variante verwendet werden, da sie die genauesten Prognosen liefert. Hierzu wird jedoch zusätzliches technisches Equipment benötigt, was die Einsatzmöglichkeit einschränkt. Nicht jeder Sportler hat ein verwendbares Smartphone zur Verfügung. Wenn diese Optimierungsmethode nicht eingesetzt werden kann, dann sollte die Optimierung des Wettkampfs mit der Methode durchgeführt werden, die neben dem Kalibrierungslauf auch die Trainingsdaten nutzt. Stellt sich heraus, dass nicht ausreichend viele Trainingsdaten vor dem Wettkampf stattfanden beziehungsweise für die Auswertung verwendet werden können, dann sollte die Optimierung mit der zweiten Basismethode durchgeführt werden. Die Optimierung mit der ersten Basismethode sollte nicht weiter eingesetzt werden. Die damit berechneten Zielzeiten könnten höchstens als untere Grenze der erreichbaren Zielzeiten dienen.

Insgesamt können die gesammelten Daten nur zu einer objektiven Einschätzung der Güte der unterschiedlichen Methoden untereinander genutzt werden,

schließlich gab es keine einheitliche Methodik beim Training und auch nicht beim Wettkampf. Nicht alle Probanden bekamen im Hinblick auf die errechneten Prognosen dieselben Informationen vor dem Wettkampf.

Somit ist zur objektiven Überprüfung der Prognosegenauigkeit eine Studie nötig, bei der ein einheitliches Studiendesign ausgearbeitet wird.

Speziell die Optimierung mit der MMA-PerPot-Variante (siehe Abschnitt 4.5.3) befindet sich noch im Anfangsstadium der Entwicklung und wird in Kooperation mit der Arbeitsgruppe Biomechanik, Bewegungswissenschaft und Sportinformatik der Universität Wien auch in Zukunft weiterentwickelt. Ein Verbesserungsvorschlag, der sich aus der Re-Analyse der gesammelten Daten ergeben hat und der in der nächsten Version der MMA-PerPot-Variante umgesetzt werden soll, ist der Einsatz der Sliding-Window Technik, wie in Abschnitt 5.2.7 beschrieben. Dadurch könnte das Modell auf wechselnde Bedingungen während eines Wettkampfs besser reagieren und fortlaufend bessere Prognosen liefern.

PerPot lieferte in den beschriebenen Einsatzszenarien mehrfach viel versprechende Ergebnisse. Das an den Laufsport angepasste Modell wurde von vielen Sportlern bereits in der Trainings- und Wettkampfpraxis eingesetzt. Die in diesem Kapitel beschriebene erste Studie zeigt einen engen Zusammenhang mit dem sportmedizinischen Standardverfahren, welches momentan zur Optimierung der Trainingssteuerung genutzt wird. Bei der Wettkampfoptimierung liegt zum gegenwärtigen Zeitpunkt noch kein vergleichbares System, welches die individuellen Gegebenheiten des Sportlers berücksichtigt, vor.

6 Zusammenfassung und Ausblick

In der vorliegenden Arbeit wurde das Metamodell PerPot für den Einsatz im ausdauerorientierten Laufsport angepasst. Mit diesem Modell kann der korrespondierende Herzfrequenzverlauf zu jedem gegebenen Geschwindigkeitsprofil simuliert werden. Mit Hilfe eines für diese Arbeit entwickelten Stufentests, der in ähnlicher Weise auch bei sportmedizinischen Ausdauerleistungsdiagnostiken eingesetzt wird, kann das Modell an einen Sportler individuell angepasst werden. Mit den aus der Kalibrierung ermittelten spezifischen Parametern können Simulationen mit jeglichen Geschwindigkeitsprofilen durchgeführt werden. Neben der Herzfrequenz wird auch ein Wert simuliert, der einen Hinweis darauf gibt, wie stark der Sportler noch belastet werden kann, bevor er in einen Überlastungszustand gelangt. Dieser Wert wird mit Reserve bezeichnet und dient der Optimierung von Geschwindigkeitsprofilen zur Vermeidung von Überlastungen. Die Simulationen konnten in dieser Arbeit sowohl zur Optimierung der Trainingssteuerung als auch zur Unterstützung von Wettkämpfen genutzt werden.

Die Trainingssteuerung im ausdauerorientierten Laufsport wird vorwiegend über die Herzfrequenz realisiert. Von besonderem Interesse ist dabei die individuelle Schwellenherzfrequenz, die den aeroben vom anaeroben Stoffwechselbereich trennt. Ausgehend von dieser Herzfrequenz können optimale Trainingsbereiche für die ausdauerorientierten Trainingseinheiten berechnet werden. PerPot wird in dieser Arbeit dazu genutzt, die Schwelle durch Simulation des maxLass-Tests zu bestimmen, der in der Praxis nur mit einem erheblichen Aufwand durchgeführt werden kann und deshalb in der Sportpraxis nicht eingesetzt wird. In einer Re-Analyse von bereits existierenden Daten, die bei einer anderen Studie angefallen sind, konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den PerPot-Schwellen und den laktatbasierten Schwellen festgestellt werden. Leider konnten die Ergebnisse aufgrund der unklaren Datenlage keine abgesicherte Aussage über die Vergleichbarkeit geben. Daher wurde eine eigens erstellte Validierungsstudie durchgeführt, welche die Ergebnisse der Re-Analyse klar bestätigt.

Die zweite Anwendung des an den ausdauerorientierten Laufsport angepassten PerPot, welche in dieser Arbeit vorgestellt wurde, befasst sich mit der Wettkampfoptimierung. Die Sportler können mit Hilfe des kalibrierten PerPot ihre optimale konstante Geschwindigkeit für einen Wettkampf bestimmen. Die vorgegebene Geschwindigkeit kann dem Athleten gerade zu Beginn des Wettkampfs helfen, keine zu hohe Belastung anzugehen, wodurch eine Überlastungssituation am Ende des Wettkampfs besser vermieden werden kann. In dieser Arbeit wurden mehrere unterschiedliche simulationsbasierte Optimierungsverfahren vorgestellt. Während die einfachsten Methoden lediglich den Kalibrierungslauf für die Optimierung benötigen, verwenden komplexere Verfahren zusätzlich die Trainingsdaten oder

die während des Wettkampfs gesammelten Daten. In einer Re-Analyse aller Daten, die im Laufe dieser Arbeit vorwiegend zur Weiterentwicklung von PerPot und den Simulationen mit dem Modell gesammelt wurden, wurden die verschiedenen Methoden untereinander auf ihre Güte hin verglichen. Darin wurden die Abweichungen der simulativ prognostizierten Zielzeiten zu den tatsächlich gelaufenen Zielzeiten der absolvierten Wettkämpfe gegenüber gestellt. Die komplexeren Verfahren erreichten, wie erwartet, eine höhere Prognosegüte im Vergleich zu den Basismethoden. Die besten Vorhersagen liefert die MMA-PerPot-Variante, bei der die Daten des Wettkampfs zu einer fortlaufenden Optimierung verwendet werden, obwohl sich das Verfahren noch im Entwicklungsstadium befindet.

Trotz der bereits sehr zufrieden stellenden Ergebnisse können weitere Datensätze zu einer kontinuierlichen Verbesserung des Modells und der Optimierungssimulationen beitragen. In den nun folgenden Abschnitten werden mögliche Weiterentwicklungen des Modells und weitere denkbare praktische Anwendungen beschrieben. Zum Teil befinden sich die beschriebenen Ansätze bereits in der Umsetzung. In den ersten drei Abschnitten werden modellbezogene Weiterentwicklungen besprochen. Die letzten beiden Abschnitte beschäftigen sich mit weiteren praktischen Einsatzgebieten des Modells.

6.1 Anpassung des Modells an weitere Ausdauersportarten

Im Rahmen dieser Arbeit wurde das Modell an den ausdauerorientierten Laufsport angepasst. Die Änderungen am Modell, sowie die meisten Einschränkungen bei der Suche der individuell vom Sportler abhängigen Modellparameter, lassen sich auch auf andere Ausdauersportarten übertragen. Somit könnten in einer weiterentwickelten PerPot-Version weitere Ausdauersportarten berücksichtigt werden.

In einem ersten Schritt würde sich der Radsport anbieten, denn die Gruppe der Radsportler ist in etwa so groß wie die Gruppe der Läufer. Darüber hinaus trainieren auch die Triathleten in einem proportional überdurchschnittlichen Umfang auf dem Rad, verglichen mit den anderen beiden Sportarten Schwimmen und Laufen.

Zunächst müsste ein neues Belastungs-Leistungs-Paar für den Radsport gewählt werden. Zwar können auch auf dem Rad die Herzfrequenz und die Geschwindigkeit erfasst und gespeichert werden, allerdings zeigen die beiden Verläufe nicht unbedingt in jedem Fall das typische Verhalten, welches mit PerPot abgebildet werden kann. So führt beispielsweise eine Geschwindigkeitssteigerung nicht zwangsläufig zu einer Erhöhung der Herzfrequenz. Bei einer Abfahrt würde das Gegenteil auftreten, die Herzfrequenz würde fallen obwohl die Geschwindigkeit möglicherweise deutlich ansteigt. Ähnlich verhält es sich mit einem Anstieg. Hier würde die Herzfrequenz steigen, obwohl die Geschwindigkeit fällt. Das Gleiche zeigt sich natürlich auch beim Laufen, jedoch werden in der Regel beim Lauftrai-

ning und bei den Wettkämpfen deutlich seltener Steigung und Gefälle eingebaut. Beim Radsport hingegen sind vor allem Anstiege essentielle Bestandteile des Trainings und der Wettkämpfe.

Im Radsport bietet sich daher die Verwendung der pyhsikalischen Leistung mit der Einheit Watt als Eingabeparameter für das Modell an. Steigung und Gefälle werden darin automatisch mit abgebildet, da die Einheit Watt die mechanische Arbeit, d.h. die Kraft, welche auf die Pedale wirkt, misst. Die Messung ist beispielsweise mit Hilfe von SRM-Kurbeln möglich. Für die Leistung bzw. die Beanspruchung könnte auch in diesem Anwendungsszenario die Herzfrequenz gewählt werden.

Im nächsten Schritt wäre eine Anpassung des Suchraums bei der Kalibrierung auf das Radszenario nötig. Dies betrifft vor allem den Normierungsfaktor für die Belastung.

Der Stufentest, der im Radsport für die Kalibrierung von PerPot eingesetzt wird, kann auch beim Radfahren eingesetzt werden. Jedoch wäre es im Gegensatz zum Laufen praktikabler, die Kalibrierung auf einem Radergometer durchzuführen. Im Freien müsste eine sehr lange flache Strecke mit wenig Straßenverkehr zur Verfügung stehen, was vor allem in Ballungsgebieten, wie dem Rhein-Main-Gebiet, schwierig zu finden sein dürfte.

Im letzten Schritt müssten eventuell die Optimierungssimulationen sowohl für die Trainingsoptimierung als auch für die Wettkampfoptimierung angepasst werden. Darüber hinaus können weitere Simulationen Aufschluss über radsportspezifische Fragestellungen geben. Beispielsweise könnten durch Simulationen die optimalen Zeitpunkte von Positionswechseln beim Windschattenfahren mit mehreren Fahrern ermittelt werden.

6.2 Optimierung der MMA-PerPot-Variante

Wie bereits in Abschnitt 5.2.6 erwähnt, befindet sich die Methode der Wettkampfoptimierung mit den während des Wettkampfs gesammelten Daten noch in der Entwicklung. In Zusammenarbeit mit der Arbeitsgruppe Biomechanik, Bewegungswissenschaft und Sportinformatik der Universität Wien wird die MMA-PerPot-Variante auch in den kommenden Jahren weiterentwickelt.

Eine Idee zur Weiterentwicklung entstand im Rahmen der Re-Analyse vorhandener Kalibrierungs- und Wettkampfdaten in dieser Arbeit und wurde in Abschnitt 5.2.7 beschrieben. Bei diesem Vorschlag geht es um die Zeiträume der verwendeten Daten zur Optimierung während des Wettkampfs. Momentan werden alle zur Verfügung stehenden Daten genutzt, was in den Fällen, bei denen sich die Kontextbedingungen im Verlauf des Wettkampfs verändern, zu Problemen führen kann. Die Idee besteht nun darin, bestimmte Parameter nur mit den aktuellsten letzten x Minuten der gesammelten Daten zu optimieren, statt den kompletten

Datensatz des Wettkampfs zu verwenden, um somit besser auf Veränderungen reagieren zu können. Dabei ist zum einen zu prüfen, ob diese Idee tatsächlich eine Verbesserung der Prognosegenauigkeit bewirkt. Zum anderen wäre bei einer festgestellten Verbesserung eine Auswertung nötig, um x zu bestimmen, also die Anzahl der zu verwendenden Minuten für die Parameteroptimierung.

Des Weiteren soll in dem durch Sparkling Science geförderten Projekt auch die automatische Generierung von Feedback-Nachrichten an den Sportler verbessert werden. Momentan wird die Zielzeitoptimierungen im Abstand von fünf Minuten durchgeführt und an den Sportler berichtet. Das Unter- oder Überschreiten der ermittelten Geschwindigkeits- und Herzfrequenzzonen wird maximal alle 15 Sekunden gemeldet. Wie häufig und in welchem zeitlichen Abstand solche Feedback-Nachrichten an den Sportler übermittelt werden sollten, wird in Zusammenarbeit mit Sportpsychologen ergründet. Auch der genaue Inhalt der Nachrichten soll überprüft werden. Auf Basis dieser Ergebnisse sollen die automatisch generierten Feedback-Nachrichten in zukünftigen Versionen verfasst und in sinnvollem zeitlichen Abstand an den Sportler versendet werden.

Abschließend sollten in diesem Projekt Studien durchgeführt werden, die den praktischen Einsatz der MMA-PerPot-Variante unter Beweis stellen. Interessant wäre beispielsweise die Fragestellung, ob Sportler unter Verwendung des Systems eine bessere Leistung erzielen als ohne das System.

6.3 Optimierung von Intervalltrainingseinheiten

Da ein Sportler nicht auf längere Dauer im anaeroben Bereich trainieren kann, wird die Verbesserung der anaeroben Kapazität trainiert, indem die IAS mehrfach kurzfristig überschritten wird. Dieses so genannte Intervalltraining wird nicht nur im ausdauerorientierten Sport genutzt um die Wettkampfgeschwindigkeit zu erhöhen und die oft genannte „Wettkampfhärte“ zu bilden. Auch in Sportarten in denen häufige kurze Sprints eine große Rolle spielen, wie in nahezu allen Ballsportarten, wird das Intervalltraining eingesetzt.

Ein typisches Intervalltraining besteht aus einer Serie von konstanten hohen Belastungen in den Intensitätsbereichen WSA und SA über eine festgelegte Streckenlänge. Zwischen den Belastungen findet eine Pause statt, die entweder trabend oder im Stehen durchgeführt werden kann. Trabpausen sind bevorzugt zu wählen, da der Laktatabbau im Körper durch die lockere Bewegung erhöht wird. Sowohl die Höhe der Belastung, also die Geschwindigkeit mit der die konstante Strecke gelaufen werden soll, als auch die Anzahl der Intervalle und die Pausenlänge sind abhängig vom Leistungsstand des Sportlers. Trainer leiten meist die Geschwindigkeit und die Pausenlänge mit Hilfe von Faustformeln von der aktuellsten Wettkampfzeit ab. Jedoch können auch Trainer

die Anzahl der Intervalle nur schätzen. Sie hängen in erster Linie von der Ausdauerleistungsfähigkeit zum Zeitpunkt des Trainings ab.

Mit PerPot könnte ein optimales und individuelles Intervalltraining simulativ bestimmt werden. Nachdem das Modell mit einem Kalibrierungslauf an den Sportlers angepasst wurde können Simulationen von verschiedenen Geschwindigkeitsprofilen durchgeführt werden. Wie bei den Wettkampfoptimierungen könnte auch beim optimieren von Intervalltrainingseinheiten die Reserve als Maß für die Ermüdung herangezogen werden. Auch bei dieser Trainingsform sollte am Ende des Trainings, also beim letzten oder vorletzten Intervall die Reserve aufgebraucht sein. Als erste Näherung für die Intervallgeschwindigkeit könnte die Geschwindigkeit verwendet werden, die bei der Ermittlung der IAS durch die Simulation des maxLass-Tests erreicht wurde multipliziert mit einem Faktor der abhängig von der Streckenlänge gewählt werden sollte. Beispielsweise sollte für eine Streckenlänge von einem Kilometer ca. 105% der Geschwindigkeit an der IAS verwendet werden. Ausgehend von diesem Wert könnte nun zunächst die Anzahl der durchzuführenden Intervalle bestimmt werden und im Anschluss die Intervallgeschwindigkeit nachoptimiert werden.

Die Intervalltrainingsoptimierung wurde bereits in die Software zu PerPot integriert. Bisher wird diese Optimierungsfunktion jedoch nur im Selbstversuch in der Praxis eingesetzt. Weitere Probanden sollten aquiriert werden, um mehr Daten in diesem Bereich zu produzieren, damit das Optimierungsverfahren verbessert werden kann. Die Probandengruppe sollte möglichst heterogen gewählt werden, damit das Optimierungsverfahren nicht nur für eine bestimmte Läufergruppe anwendbar ist, sondern möglichst allgemein genutzt werden kann. Im letzten Schritt sollte eine Studie durchgeführt werden die zeigen soll, ob ein mit PerPot optimiertes Intervalltraining zu einer effizienteren Steuerung dieser Trainingsform bzw. zu einer erhöhten Leistungssteigerung im Vergleich zu trainergesteuerten Intervalltrainingseinheiten führt.

6.4 Validierungsstudie zur PerPot-Schwelle

In der Studie aus Abschnitt 5.1 wurde der Vergleich zwischen laktatbasierten Schwellen und der mit PerPot simulativ ermittelten Schwelle beschrieben. Darin zeigten die berechneten ICC eine hohe Korrelation, was als hohe Übereinstimmung interpretiert werden kann.

Die Ermittlung laktatbasierter Schwellen mittels Schwellenberechnungsmodellen ist ein anerkanntes Verfahren in der leistungsorientierten Sportpraxis. Jedoch werden die Schwellenwerte mit einem Berechnungsmodell basierend auf nur wenigen Laktat- und Herzfrequenzinformationen, berechnet. Ein solches Verfahren ist auf mehreren Ebenen fehleranfällig, begonnen bei der Erfassung der Daten, über die

unterschiedlichen Möglichkeiten bei der Approximation einer Laktatleistungskurve, bis hin zur Wahl des Berechnungsmodells. In jedem Schritt können kleinere Fehler auftreten die in der Summe zu einer großen Abweichung führen kann. Somit bieten die verschiedenen Schwellenmodelle kein absolutes Gütekriterium. Die Vergleichsstudie ist demnach lediglich als Vergleich der PerPot-Schwelle mit den sportpraktischen Verfahren anzusehen.

Um die PerPot-Schwelle letztlich ernsthaft zu validieren ist ein Vergleich mit dem absoluten Gütekriterium maxLass nötig. Leider lässt sich das maxLass nur durch einen sehr aufwändigen maxLass-Test korrekt bestimmen. Die Bestimmung setzt darüber hinaus eine hohe Belastbarkeit der teilnehmenden Probanden voraus, was den Teilnehmerkreis stark einschränkt und somit die Rekrutierung von Probanden für die Studie deutlich erschwert. Zudem fallen bei den maxLass-Tests hohe Kosten durch die große Zahl an Laktatmessungen an.

Ein genauer Zeitpunkt für den Beginn der Studie ist aufgrund der genannten Probleme momentan noch nicht abzusehen.

6.5 Einsatz von PerPot in der Schule

In den vergangenen beiden Jahren wurde PerPot in Lauf-AG's aus zwei Schulen getestet. Bei den beiden Schulen handelt es sich um das Elisabeth-Langgässer-Gymnasium in Alzey und das Gymnasium an der Stadtmauer in Bad Kreuznach. In den Laufgruppen werden Schüler aus verschiedenen Klassenstufen durch ambitionierte Lehrer ehrenamtlich betreut. Vor allem wegen des unterschiedlichen Alters der Schüler ist ein einheitliches Training praktisch ausgeschlossen. Somit bietet sich der Einsatz von PerPot zur individualisierung des Trainings an.

Bei den durchgeführten Tests mit den Lauf-AG's galt es herauszufinden, ob eine Kalibrierung mit größeren Gruppen von 10-15 Schülern durchgeführt werden kann. Darüber hinaus bestand sowohl bei den betreuenden Lehrern als auch bei den Schülern großes Interesse an den Prognosen von Wettkämpfen bis zu einer Länge von 10km.

Die Durchführung der Kalibrierung gestaltete sich zunächst als sehr schwierig. Es gab beispielsweise nicht genügend Pulsuhren, um jeden Schüler auszustatten. Somit wurden Kalibrierungsläufe in kleineren Gruppen von drei bis vier Schülern durchgeführt. Der Vorteil bei den Kleingruppen lag in der flexibleren Wahl des Kalibrierungslaufs. So bestritten die jüngeren Teilnehmer einen Stufentest mit 1km/h Steigung pro Stufe, während die älteren und schnelleren Schüler die Geschwindigkeit um 1,5km/h oder 2km/h steigerten.

Ein Problem ergab sich bei den Tempovorgaben. Die Geschwindigkeit wurde mit einem Fahrrad vorgegeben. Es wurden keine Geschwindigkeitssensoren eingesetzt, da diese zuvor hätten kalibriert werden müssen. Wird nur eine Person

betreut, so kann der Radfahrer den Läufer individuell begleiten. Dadurch ist auch die Begleitung in der Auslaufphase des Stufentests möglich. In einer Gruppe ist es jedoch schwierig, auf jeden einzelnen Läufer zu achten, nicht jeder bricht schließlich zum selben Zeitpunkt im Stufentest ab. Da das Geschwindigkeitsprofil allerdings vor der Auswertung noch in die Datei nachgetragen werden muss, ist es wichtig, den Zeitpunkt des Abbruchs, also den Beginn der Auslaufphase, zu kennen. Das Problem ließ sich durch genauere Vorgaben an die Schüler lösen. Jedem Schüler wurde vor dem Stufentestlauf eindringlich mitgeteilt, dass die Auslaufphase genau drei Minuten dauern muss und sie am Ende der Auslaufphase die Uhr stoppen müssen.

Nach einigen Durchführungen der Kalibrierung mit den Laufgruppen konnten alle anfänglichen Probleme vor allem durch eindeutigere Ansagen gelöst werden.

Im Rahmen der Zusammenarbeit mit den Schulen wurde in Kooperation mit dem rheinland-pfälzischen Ministerium für Bildung, Wissenschaft, Weiterbildung und Kultur eine Empfehlungsbroschüre [22] für Schulen über die Trainingssteuerung im Ausdauersport erarbeitet. Diese enthält u.a. einen Beitrag über die Möglichkeiten und den Einsatz von PerPot in Lauf-AG's und im Schulsport.

Eine weitere Zusammenarbeit mit den beiden genannten Schulen, aber auch weiteren interessierten Schulen, ist in Planung.

LITERATURVERZEICHNIS

- [1] *Polar HRM2 File Format Description*, November 2009.
- [2] ANT Message Protocol and Usage. Technical Report 5, Dynastream Innovations Inc., 228 River Avenue, Cochrane, Alberta, Canada, 2013.
- [3] Mobile Motion Advisor - Analysis & Feedback Routine. <http://xpert.motionadvisor.at/>, Juli 2013.
- [4] Sparkling Science. <http://www.sparklingscience.at/de/projekte/300-intelligente-bewegungsbetreuung-mobile-motion-advisor-/>, Juli 2013.
- [5] XML-Schema des .tcx Dateiformats. <http://www.garmin.com/xmlschemas/TrainingCenterDatabasev2.xsd>, Juli 2013.
- [6] A. Baca, P. Kornfeind, E. Preuschl, S. Bichler, M. Tampier & H. Novatchkov. A Server-Based Mobile Coaching System. *Sensors*, 10(12), S. 10640–10662, 2010.
- [7] G. Badtke. *Sportmedizin : Grundlagen der sportmedizinischen Betreuung*. Barth, Leipzig, 1990.
- [8] G. Badtke (Hrsg.). *Lehrbuch der Sportmedizin*. UTB für Wissenschaft. Barth, Heidelberg [u.a.], 1999.
- [9] E. W. Banister, T. W. Clavert, M. V. Savage & T. Bach. A systems model of training for athletic performance. *Australian Journal Sports Medicine*, 7, S. 57–61, 1975.
- [10] I. Bialynicki-Birula & I. Bialynicki-Birula. *Modeling reality : how computers mirror life*. Univ. Press, Oxford, 2004.
- [11] H. Bossel. *Simulation dynamischer Systeme : Grundwissen, Methoden, Programme*. Vieweg, Braunschweig [u.a.], 1989.
- [12] H. Bossel. *Modellbildung und Simulation : Konzepte, Verfahren und Modelle zum Verhalten dynamischer Systeme ; ein Lehr- und Arbeitsbuch*. Vieweg, Braunschweig [u.a.], 1994.
- [13] H.-J. Bungartz, S. Zimmer, M. Buchholz & D. Pflüger. *Modellbildung und Simulation : eine anwendungsorientierte Einführung*. eXamen.press. Springer, Berlin [u.a.], 2009.
- [14] D. Clasing, H. Weicker & D. H. Böning (Hrsg.). *Stellenwert der Laktatbestimmung in der Leistungsdiagnostik*. G. Fischer, Stuttgart [u.a.], 1994.

- [15] B. Coen. *Individuelle anaerobe Schwelle : Methodik und Anwendung in der sportmedizinischen Leistungsdiagnostik und Trainingssteuerung leichtathletischer Laufdisziplinen*. Berichte und Materialien des Bundesinstituts für Sportwissenschaft. Sport und Buch Strauß, Köln, 1997.
- [16] B. Coen, A. Urhausen, L. Schwarz & W. Kindermann. Trainingssteuerung im Mittel- und Langstreckenlauf anhand der individuellen anaeroben Schwelle. *Leistungssport*, 2, S. 55–60, 1992.
- [17] H. de Marées. *Sportphysiologie*. Sport und Buch Strauss, Köln, 2003.
- [18] H. de Marées & J. Mester. *Sportphysiologie*, volume 2. Diesterweg [u.a.], Frankfurt am Main [u.a.], 1982.
- [19] H.-H. Dickhuth, W. Aufenanger, P. Schmidt, G. Simon, M. Huonker & J. Keul. Möglichkeiten und Grenzen der Leistungsdiagnostik und Trainingssteuerung im Mittel- und Langstreckenlauf. *Leistungssport*, 4, S. 21–24, 1989.
- [20] H.-H. Dickhuth, F. Mayer, K. Röcker & A. Berg (Hrsg.). *Sportmedizin für Ärzte : Lehrbuch auf der Grundlage des Weiterbildungssystems der Deutschen Gesellschaft für Sportmedizin und Prävention (DGSP)*. Dt. Ärzte-Verl., Köln, 2010.
- [21] C. Dörr. *Untersuchung der Validität verschiedener Laktatschwellenkonzepte an Ausdauersportlern*. Dissertation, Justus-Liebig-Universität Gießen, 2010.
- [22] S. Endler, H.-J. Langen, J. Perl, M. Stäudt & H. Tokarski. Trainingssteuerung im Ausdauerbereich - eine Arbeitshilfe für Schulen. Broschüre für Schulen, 2013.
- [23] S. Endler & J. Perl. Leistungsoptimierung beim Marathon mit sportinformatischen Modellen. In Link & Wiemeyer (Hrsg.), *Sportinformatik trifft Sporttechnologie*, S. 221–225, 2011.
- [24] S. Endler & J. Perl. Optimizing practice and competition in marathon running by means of the meta-model PerPot. In Y. Jiang & A. Baca (Hrsg.), *Pre-Olympic Congress on Sports Science and Computer Science in Sport*, S. 127–131, 2012.
- [25] S. Endler, M. Pietzonka, M. Pfeiffer, D. Reim & J. Perl. Ein Methodenvergleich zwischen laktatbasierten Schwellenkonzepten und informatischem Modell. In S. Hottenrott & Wollny (Hrsg.), *Kreativität - Innovation - Leistung*, S. 127, 2011.
- [26] O. Faude, W. Kindermann & T. Meyer. Lactate threshold concepts - how valid are they? *Sports Med*, 39(6), S. 469–490, 2009.
- [27] I. Futo & T. Gergely. *Artificial intelligence in simulation*. Ellis Horwood series in artificial intelligence. Horwood, New York [u.a.], 1990.
- [28] E. Gamma, R. Helm, R. Johnson & J. Vlissides (Hrsg.). *Design patterns : elements of reusable object-oriented software*. Addison-Wesley professional computing series. Addison-Wesley, Reading, Mass. [u.a.]4. print., 1995.

- [29] A. Grunz, S. Endler, D. Memmert & J. Perl. Netz-gestützte Konstellations-Analyse im Fußball. In Link & Wiemeyer (Hrsg.), *Sportinformatik trifft Sport-technologie*, S. 111–115, 2011.
- [30] H. Heck. *Laktat in der Leistungsdiagnostik*. Wissenschaftliche Schriftenreihe des Deutschen Sportbundes 22. Hofmann, Schorndorf, 1990.
- [31] H. Heck & R. Benecke. 30 Jahre Laktatschwellen - was bleibt zu tun? *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 59(12), S. 297–302, 2008.
- [32] H. Heck, M. Noack, B. Büngener, N. Kunze & W. Hollmann. Veränderungen der Ausdauerleistungsfähigkeit in Abhängigkeit von der Trainingsintensität bei Nachwuchsmittelstrecklerinnen. In N. Bachl, P. Baumgartl, G. Huber & J. H. Keul (Hrsg.), *Die trainingsphysiologische und klinische Bedeutung der anaeroben Kapazität*, Wiener medizinische Wochenschrift ; 135, S. 200–212, Wien, 1985. Hollinek.
- [33] T.-A. Hellwig. *Das Verhalten der Blutlaktatkonzentration nach Sprintbelastungen unterschiedlicher Belastungsdauer und -intensität unter besonderer Berücksichtigung der Entwicklung einer speziellen Testmethodik zur sprintspezifischen Leistungsdiagnostik und Trainingssteuerung*. Dissertation, Deutsche Sporthochschule Köln, Konstanz, 1991.
- [34] S. Hoffmann. Die Bestimmung der individuellen anaeroben Schwelle anhand eines sportinformatischen Modells im Vergleich zur klassischen Leistungsdiagnostik im Ausdauersport. Diplomarbeit, Johannes Gutenberg Universität Mainz, 2013.
- [35] A. Hohmann, M. Lames & M. Letzelter. *Einführung in die Trainingswissenschaft*. Limpert, Wiebelsheim, 2010.
- [36] W. Hollmann & H. K. Strüder. *Sportmedizin : Grundlagen für körperliche Aktivität, Training und Präventivmedizin*. Schattauer, Stuttgart [u.a.], 2009.
- [37] K. Hottenrott & G. Neumann. *Trainingswissenschaft : ein Lehrbuch in 14 Lektionen*. Sportwissenschaft studieren. Meyer & Meyer, Aachen [u.a.], 2010.
- [38] N. Jakowlew. Erweiterung der Regulationsbereiche des Stoffwechsels bei Anpassung an verstärkte Muskeltätigkeit. *Medicine Sport*, 16, S. 66–70, 1976.
- [39] P. G. J. M. Janssen. *Ausdauertraining : Trainingssteuerung über die Herzfrequenz- und Milchsäurebestimmung*. Spitta-Verl., Balingen, 2003.
- [40] J. Keul, G. Simon, A. Berg, H.-H. Dickhuth, I. Goertler & R. Kübel. Bestimmung der individuellen anaeroben Schwelle zur Leistungsbewertung und Trainingsgestaltung. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 7, S. 212–218, 1979.

- [41] B. Kneissl. *Automated in silico protein modeling strategies - applications and limits in g-protein coupled peceptor modeling*. Dissertation, Universität des Saarlandes, 2012.
- [42] M. Lames & J. Perl. Prozessmodellierung von Handballspielen - stochastische Beschreibung und antagonistische Modellierung. In A. Raab, K. Gärtner, T. Lempertz & Zastrow (Hrsg.), *Schriftenreihe Human Performance and Sport*, volume 2, S. 186–190, 2006.
- [43] F. Lang & P. A. F. Lang. *Basiswissen Physiologie*. Springer-Lehrbuch. Springer-Medizin-Verl., Heidelberg, 2007.
- [44] H. H. Löllgen (Hrsg.). *Ergometrie : Belastungsuntersuchungen in Klinik und Praxis*. Springer, Heidelberg, 2010.
- [45] A. Mader. A Transcription-Translation activation feedback cicuet as a function of protein degradation, with the quality of protein mass daptation related to the average functional load. *Journal of Theoretical Biology*, 134, S. 2–17, 1988.
- [46] A. Mader, H. Liesen, H. Heck, H. Philippi, R. Rost, P. Schürch & W. Hollmann. Zur Beurteilung der sportartspezifisport Ausdauerleistungsfähigkeit im Labor. *Sportarzt und Sportmedizin*, 4 & 5, S. 80–88 & 109–112, 1976.
- [47] J. Mester & J. Perl. Grenzen der Anpassungs- und Leistungsfähigkeit aus systemischer Sicht - Zeitreihenanalyse und ein informatisches Metamodell zur Untersuchung physiologischer Adaptationsprozesse. *Leistungssport*, 30(1), S. 43–51, 2000.
- [48] G. Neumann, A. Pfützner & A. Berbalk. *Optimiertes Ausdauertraining : [Trainingsplanung; Leistungsaufbau; Ernährungstipps]*. Meyer and Meyer, Aachen [u.a.], 2011.
- [49] B. Pansold & J. Zinner. Selection, analysis and validity of sportspecific and ergometric incremental test programms. In N. H. Bachl (Hrsg.), *Advances in ergometry*, Berlin [u.a.], 1991. Springer.
- [50] J. Perl. Antagonistic Adaptation Systems: An Example of How to Improve Understanding and Simulating Complex System Behaviour by Use of Meta-Models and On Line-Simulation. In *Conference Report at IMACS*, 2000.
- [51] J. Perl. PerPot : A Metamodel for Simulation of Load Performance Interaction. *Electronic Journal of Sport Science*, 1(2), 2001.
- [52] J. Perl. Adaptation, Antagonism, and System Dynamics. In K. Ghent & Jones (Hrsg.), *Perspectives - The Multidisciplinary Series of Physical Education an Sport Science* 4, 2002.

- [53] J. Perl. Modelling Dynamic Systems - basic aspects and application to performance analysis. *International Journal of Computer Science in Sport*, 3(2), S. 19–28, 2004.
- [54] J. Perl. Dynamic Simulation of Performance Development: Prediction and optimal Scheduling. *International Journal of Computer Science in Sport*, 4(2), S. 28–37, 2005.
- [55] J. Perl. Interaction in Games: Qualitative Analysis by Means of the Load-Performance-Metamodell PerPot. *International Journal of Computer Science in Sport*, 5(2), S. 38–41, 2006.
- [56] J. Perl. Trainingswirkungsanalyse: Planung und Optimierung mithilfe des antagonistischen Metamodells PerPot. *Zeitschrift für Angewandte Trainingswissenschaft*, 2, S. 117–127, 2010.
- [57] J. Perl, P. Dauscher & M. Hawlitzky. On the long term behaviour of the Performance-Potential-Metamodel PerPot. *International Journal of Computer Science in Sport*, Special Edition, S. 12–21, 2003.
- [58] J. Perl & S. Endler. Modellierung dynamischer Systeme: Grundlagen und Anwendungen in der Leistungsanalyse. In S. Witte, Edelmann-Nusser & Moritz (Hrsg.), *Sporttechnologie zwischen Theorie und Praxis IV*, S. 29–38, 2006.
- [59] J. Perl & S. Endler. Training- and Contest-scheduling in Endurance Sports by Means of Course Profiles and PerPot-based Analysis. *International Journal of Computer Science in Sport*, 5(2), S. 42–46, 2006.
- [60] J. Perl & S. Endler. PerPot Individual Anaerobe Threshold Marathon Scheduling. *International Journal of Computer Science in Sport*, 11(2), S. 52–60, 2012.
- [61] J. Perl, M. Lames & U. Glitsch (Hrsg.). *Modellbildung in der Sportwissenschaft*. Beiträge zur Lehre und Forschung im Sport. Hofmann, Schorndorf, 2002.
- [62] J. Perl, D. Memmert, A. Baca, S. Endler, A. Grunz, M. Rebel & A. Schmidt. *Sensors, Monitoring and Model-Based Data Analysis in Sports, Exercise and Rehabilitation*, chapter 14, S. 375–405. CRC Press, 2012.
- [63] J. Perl & J. Mester. Modellgestützte Analyse und Optimierung der Wechselwirkung zwischen Belastung und Leistung. *Leistungssport*, 31, S. 54–62, 2001.
- [64] M. Pfeiffer & J. Perl. Simulative Trainingswirkungsanalyse bei einem Fahrradergometertraining mittels antagonistischer Modelle. In Lame, Augste, Cordes, Dreckmann, Görsdorf & Siegle (Hrsg.), *Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft*, volume 189, S. 41–51, 2009.
- [65] M. Pietzonka. *Vergleich zweier Methoden zur Trainingssteuerung im Ausdauerbereich - Laktatbasierte Schwellenkonzepte vs. informatisches Schwellenkonzept*. Bachelorarbeit, Universität Bayreuth, 2011.

- [66] E. Preuschl, A. Baca, H. Novatchkov, P. Kornfeind, S. Bichler & M. Boeckscoer. Mobile Motion Advisor - a feedback system for physical exercise in schools. *Procedia Engineering*, 2(2), S. 2741 – 2747, 2010.
- [67] S. Rühl. *Einfluss verschiedener Mehrstufentest-Laufbandprotokolle auf die Laktatkonzentration*. Dissertation, Albert-Ludwigs-Universität, Freiburg im Breisgau, Karlsruhe, 2010.
- [68] C. Rupp, S. Queins & B. Zengler. *UML 2 glasklar : Praxiswissen für die UML-Modellierung*. Hanser, München [u.a.], 2007.
- [69] T. Sauerbier. *Theorie und Praxis von Simulationssystemen : eine Einführung für Ingenieure und Informatiker ; mit Programmbeispielen und Projekten aus der Technik*. Studium Technik. Vieweg, Braunschweig [u.a.], 1999.
- [70] G. H. Schnabel (Hrsg.). *Trainingslehre - Trainingswissenschaft : Leistung - Training - Wettkampf*. Meyer & Meyer, Aachen, 2011.
- [71] G. Simon, A. Berg, H.-H. Dickhuth, A. Simon-Alt & J. Keul. Bestimmung der anaeroben Schwelle in Abhängigkeit vom Alter und von der Leistungsfähigkeit. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 1, S. 7–14, 1981.
- [72] M. Tampier, S. Endler, A. Baca & J. Perl. Entwicklung eines intelligenten Echtzeit Feedback Systems. In *9. Symposium der dvs-Sektion Sportinformatik*, Konstanz, 2012.
- [73] A. Tanenbaum & D. Wetherall. *Computernetzwerke*. Pearson Studium - IT. Pearson Studium, 2012.
- [74] A. Urhausen, B. Coen, B. Weiler & W. Kindermann. Individual anaerobic threshold and maximum lactate steady state. *International journal of sports medicine*, 14(3), S. 134–139, 1993.
- [75] P. Wahl, W. Bloch & J. Mester. Moderne Betrachtungsweisen des Laktats: Laktat ein überschätztes und zugleich unterschätztes Molekül. *Schweizerische Zeitschrift für Medizin und Traumatologie*, 57(3), S. 100–107, 2009.
- [76] J. Weineck. *Optimales Training : leistungsphysiologische Trainingslehre unter besonderer Berücksichtigung des Kinder- und Jugendtrainings*. Spitta, Balingen, 2010.
- [77] B. P. Zeigler, H. Praehofer & T. G. Kim. *Theory of modeling and simulation : integrating discrete event and continuous complex dynamic systems*. Academic Press, San Diego, Calif. [u.a.], 2000.
- [78] U. G. Ziert. *Trainingssteuerung in der Leichtathletik : fachwissenschaftliche Analysen und wissenschaftstheoretische Reflexionen zum (praxisgerechten) Einsatz von Computerprogrammen in den Ausdauerdisziplinen*. Sportwissenschaftliche Dissertationen und Habilitationen. Czwalina, Hamburg, 2009.

Stefan Endler

Lebenslauf

Persönliche Daten

Geburtsdatum	08.08.1983
Geburtsort	Mainz
Staatsangehörigkeit	Deutsch
E-Mail	endler@uni-mainz.de
Web	http://www.sport.informatik.uni-mainz.de

Studium

09/2008 – 12/2013	Promotion in Informatik Johannes Gutenberg-Universität, Mainz Gesamtnote 1,0 (Magna Cum Laude) Doktorvater: Univ.-Prof. Dr. em. Jürgen Perl
04/2006 – 05/2008	Master in Informatik Technische Universität, Darmstadt Gesamtnote 2,2 Wissenschaftlicher Betreuer: Univ.-Prof. Dr. Dieter W. Fellner
10/2002 – 02/2006	Bachelor in Informatik Johannes Gutenberg-Universität, Mainz Gesamtnote 2,1
08/1993 – 03/2002	Abitur Willigis Gymnasium, Mainz Gesamtnote 2,6

Berufserfahrung

seit 09/2008	Wissenschaftlicher Mitarbeiter Johannes Gutenberg-Universität Mainz
--------------	--

Sprachkenntnisse

<i>Deutsch</i>	Muttersprache
<i>Englisch</i>	Fließend
<i>Italienisch</i>	Gute Kenntnisse
<i>Französisch</i>	Grundkenntnisse

Veröffentlichungen

1. Endler, S., Langen, H., Perl, J., Stäudt & M, and Tokarski, H (2013). *Trainingssteuerung im Ausdauerbereich - eine Arbeitshilfe für Schulen*. Booklet, Broschüre für Schulen.
2. Endler, S. & Perl, J. (2012). *Optimizing practice and competition in marathon running by means of the meta-model PerPot*. In: Pre-Olympic Congress on Sports Science and Computer Science in Sport. Jiang, Y & Baca, A. (Hrsg.), S. 127-131.
3. Perl, J. & Endler, S. (2012). PerPot Individual Anaerobe Threshold Marathon Scheduling. *International Journal of Computer Science in Sport*, 11(2).
4. Perl, J., Memmert, D., Baca, A., Endler, S., Grunz, A., Rebel, M., & Schmidt, A (2012). *Sensors, Monitoring and Model-Based Data Analysis in Sports, Exercise and Rehabilitation*. In: Healthcare Sensor Networks. Challenges Towards Practical Implementation. Begg, L. & Palaniswami (Hrsg.), S. 375-405, CRC Press.
5. Endler, S. & Perl, J. (2011). *Leistungsoptimierung beim Marathon mit sportinformatischen Modellen*. In: Sportinformatik trifft Sporttechnologie. Link and Wiemeyer (Hrsg.), S. 221-225.
6. Endler, S., Pietzonka, M., Pfeiffer, M., Reim, D. & Perl, J. (2011). *Ein Methodenvergleich zwischen laktatbasierten Schwellenkonzepten und informatischem Modell*. In: Kreativität - Innovation - Leistung. Hottenrott, K., Stoll, O. & Wollny, R. (Hrsg.), S. 127.
7. Grunz, A., Endler, S., Memmert, D. & Perl, J. (2011). *Netz-gestützte Konstellations-Analyse im Fußball*. In: Sportinformatik trifft Sporttechnologie. Link, D. & Wiemeyer, J. (Hrsg.), S. 111-115.
8. Endler, S. & Perl, J. (2010). *Leistungsoptimierung beim Marathon mit sportinformatischen Modellen*. In: Bewegung und Leistung. Mattes, K. & Wollesen, B. (Hrsg.), 204, S. 98.
9. Endler, S. & Perl, J. (2010). *Leistungsoptimierung beim Marathon mit sportinformatischen Modellen*. In: Sportinformatik trifft Sporttechnologie. Wiemeyer, J.,

Link, D., Angert R., Holler B., Kliem A., Roznawski, N., Schöberl, D. & Stroß, M. (Hrsg.), S. 152-154.

10. Grunz, A., Perl, J., Memmert, D. & Endler, S. (2010). *Klassifizierung taktischer Muster im Fussball mit hierarchischen Neuronalen Netzen*. In: Sportinformatik trifft Sporttechnologie. Wiemeyer, J., Link, D., Angert R., Holler B., Kliem A., Roznawski, N., Schöberl, D. & Stroß, M. (Hrsg.), S. 74 f.
11. Doenigus, D., Endler, S., Fischlin, M., Huelsing, A., Jaeger, P., Lehmann, A., Podrazhansky, S., Schipp, S., Tews, E., Vowe, S., Walthart, M. & Weidemann, F. (2007). *Security of Invertible Media Authentication Schemes Revisited*. In: Information Hiding 2007, 4567, S. 189-203, Springer-Verlag.
12. Perl, J. and Endler, S. (2006). *Modellierung dynamischer Systeme: Grundlagen und Anwendungen in der Leistungsanalyse*. In: Sporttechnologie zwischen Theorie und Praxis IV. Witte, Edelmann-Nusser, Sabo & Moritz (Hrsg.), S. 29-38.
13. Perl, J. and Endler, S. (2006). Training- and Contest-scheduling in Endurance Sports by Means of Course Profiles and PerPot-based Analysis. *International Journal of Computer Science in Sport*, 5(2):42-46.

Abschlussarbeiten

1. Endler, S. – *Anpassung des Metamodells PerPot an den ausdauerorientierten Laufsport zur Trainings- und Wettkampfoptimierung*, Dissertation, Johannes Gutenberg-Universität Mainz, 2013.
2. Endler, S. – *Konzeption und Implementierung von Angreifermodellen und verbesserten Methoden für die Angriffserkennung in mobilen Ad-hoc-Netzen*, Masterarbeit, Technische Universität Darmstadt, 2008.
3. Endler, S. – *Modell-basierte Trainingsplanung mit GPS-Daten*, Bachelorarbeit, Johannes Gutenberg-Universität Mainz, 2006.

Lehrtätigkeit

- Johannes Gutenberg-Universität, Wintersemester 2013/14:
Oberassistent für *Einführung in die Programmierung*
- Johannes Gutenberg-Universität, Wintersemester 2012/13:
Oberassistent für *Einführung in die Programmierung*
- Johannes Gutenberg-Universität, Sommersemester 2012:
Oberassistent für *Einführung in die Softwareentwicklung*
- Johannes Gutenberg-Universität, Wintersemester 2011/12:
Oberassistent für *Einführung in die Programmierung*

- Johannes Gutenberg-Universität, Wintersemester 2011/12:
Oberassistent für *Software Engineering*
- Johannes Gutenberg-Universität, Wintersemester 2011/12:
Betreuung des Praktikums *Software Engineering*
- Johannes Gutenberg-Universität, Sommersemester 2011:
Oberassistent für *Einführung in die Softwareentwicklung*
- Johannes Gutenberg-Universität, Wintersemester 2010/11:
Oberassistent für *Einführung in die Programmierung*
- Johannes Gutenberg-Universität, Sommersemester 2010:
Oberassistent für *Einführung in die Softwareentwicklung*
- Johannes Gutenberg-Universität, Wintersemester 2009/10:
Oberassistent für *Technische Informatik*
- Johannes Gutenberg-Universität, Sommersemester 2009:
Oberassistent für *Einführung in die Softwareentwicklung*
- Johannes Gutenberg-Universität, Wintersemester 2008/09:
Übungsleiter in *Technische Informatik*
- Johannes Gutenberg-Universität, Wintersemester 2007/08:
Übungsleiter in *Technische Informatik*
- Johannes Gutenberg-Universität, Sommersemester 2007:
Übungsleiter in *Kommunikationsnetze*
- Johannes Gutenberg-Universität, Wintersemester 2006/07:
Übungsleiter in *Technische Informatik*
- Johannes Gutenberg-Universität, Wintersemester 2005/06:
Übungsleiter in *Technische Informatik*
- Johannes Gutenberg-Universität, Wintersemester 2004/05:
Übungsleiter in *Technische Informatik*