

Aus der
Medizinischen Klinik und Poliklinik I
Klinik der Universität München
Direktor: Prof. Dr. Steffen Massberg

***Validierung einer EKG-basierten Leistungsdiagnostik
bei Hobby- und Leistungssportlern***

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Simone Verena Stemmer, geb. Krammer

aus
Kirchdorf/Krems, ÖSTERREICH

Jahr
2024

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. Stefan Brunner
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. Karsten Köhler
	PD Dr. Florian Straube
	PD Dr. Dr. Dr. habil. Heribert Stich
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	Dr. Wolfgang Hamm
Dekan:	Prof. Dr. med. Thomas Gudermann
Tag der mündlichen Prüfung:	21.11.2024

Affidavit



Eidesstattliche Versicherung

Stemmer, Simone Verena

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel:

Validierung einer EKG-basierten Leistungsdiagnostik bei Hobby- und Leistungssportlern

selbstständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Wels, 28.11.2024

Ort, Datum

Simone Verena Stemmer

Unterschrift Doktorandin bzw. Doktorand

Inhaltsverzeichnis

Affidavit	3
Inhaltsverzeichnis	4
Abkürzungsverzeichnis	5
Publikationsliste für die kumulative Dissertation	6
1. Eigenanteil zu den Veröffentlichungen	7
1.1 Beitrag zur Veröffentlichung I	7
1.2 Beitrag zur Veröffentlichung II	7
2. Einleitung	9
2.1 Entwicklung der Leistungsdiagnostik	9
2.1.1 Anfänge der Leistungsdiagnostik	9
2.1.2 Geschichte der klinischen Leistungsdiagnostik	10
2.1.3 Entdeckung von submaximalen Belastungsmethoden	11
2.2 Submaximale Belastungsparameter	12
2.2.1 Laktatdiagnostik	13
2.2.2 Ventilatorische Schwellen	14
2.3 Biomarker des autonomen Nervensystems	15
2.3.1 Periodische Repolarisationsdynamik	18
2.4 Corona-Lockdown und Auswirkungen auf den Sport	19
3. Zielsetzung	21
3.1 Validierung einer EKG-basierten Leistungsdiagnostik	21
3.2 Änderung der Trainingsmodalitäten	21
4. Methoden und Ergebnisse	22
4.1 Ermittlung der anaeroben Schwelle durch kardiale Repolarisationsinstabilität: Eine prospektive Validierungsstudie	22
4.2 Am Ball bleiben während der COVID-19-Pandemie: Auswirkungen auf die Trainingsmodalitäten bei Fußballspielern	23
5. Zusammenfassung	25
6. Abstract	28
7. Veröffentlichung I	30
8. Veröffentlichung II	31
9. Literaturverzeichnis	32
Danksagung	36

Abkürzungsverzeichnis

ANS	autonome Nervensystem
AT	anaerobe Schwelle (Engl.: anaerobic threshold)
ATdT°	anaerobe Schwelle mit neuer Methode bestimmt
AMV	Atemminutenvolumen
AÄ	Atemäquivalent
CO ₂	Kohlendioxid
DC	Dezelerationskapazität
EKG (ECG)	Elektrokardiogramm (Engl.: electrocardiogram)
H ⁺	Wasserstoffionen
HMV	Herzminutenvolumen
HRV	Herzfrequenzvariabilität
HRR	Heart Rate Recovery
HZV	Herzzeitvolumen
IAS	individuelle anaerobe Schwelle
LLK	Laktatleistungskurven
LT1	1. Laktatschwelle
LT2	2. Laktatschwelle
LTs	Laktatschwellen
mL	Milliliter
PoW	„Punkt des optimalen Wirkungsgrades der Atmung“
PRD	periodische Repolarisationsdynamik
SARS-CoV2	Severe acute respiratory syndrome coronavirus type 2
O ₂	Sauerstoff
VT1	1. ventilatorische Schwelle
VT2	2. ventilatorische Schwelle
VO _{2max}	maximale Sauerstoffaufnahme
W	Watt

Publikationsliste für die kumulative Dissertation

Als Doktorandin der Kardiologie mit Schwerpunkt Sportmedizin konnte ich, zusammen mit dem Team von Prof. Dr. med. Stefan Brunner und Dr. med. Wolfgang Hamm, die folgenden Publikationen als Erst- und Coautor veröffentlichen.

- I. Estimation of anaerobic threshold by cardiac repolarization instability: a prospective validation study.
Schuttler D*, **Krammer S***, von Stulpnagel L, Sams L, Bauer A, Hamm W, et al.
BMC Sports Sci Med Rehabil. 2021 Aug 6;13(1):85.
(*equally contributed)

- II. Staying on the ball during COVID-19 pandemic: impact on training modalities in football players.
Schuttler D, Hamm W, **Krammer S**, Steffen J, Deuster E, Lauseker M, et al.
J Sports Med Phys Fitness. 2022 May;62(5):595-601.

1. Eigenanteil zu den Veröffentlichungen

1.1 Beitrag zur Veröffentlichung I

Estimation of anaerobic threshold by cardiac repolarization instability: a prospective validation study

Die Autorin war maßgeblich für die Erstellung des Studiendesigns, inklusive Festlegung des Testablaufs (Wattzahl zu Beginn, Stufendauer, Erholungszeit) und der benötigten Probandenanzahl, verantwortlich.

Neben der Erstellung des Studiendesigns umfassten ihre Aufgaben die Probandenrekrutierung, die Durchführung der Belastungstests inklusive Laktatmessungen, die Kontrolle sämtlicher EKGs im SMARTLab Programm in Bezug auf das richtige Erkennen der T-Wellen, das manuelle Einfügen aller nicht erkannter T-Wellen und das Korrigieren falsch eingetragener T-Wellen. Die Testungen der Profimannschaften mussten aufgrund reduzierter Zeitressourcen teilweise parallel erfolgen, wodurch auf eine Unterstützung durch eine wissenschaftliche Mitarbeiterin (Monika Baylacher), durch Prof. Dr. med. Brunner oder Dr. med. Hamm zurückgegriffen wurde.

Darüber hinaus arbeitete die Autorin an der Konzeption der Datenauswertung sowie an der Erstellung des Publikationsmanuskriptes.

Beide Erstautoren waren in alle Abschnitte involviert, wobei der Schwerpunkt der Autorin vorrangig am Studiendesign, der Probandenrekrutierung, der Durchführung der Belastungstests sowie der Datenerhebung und der von Dr. med. Schüttler bei der Analysierung der erhobenen Daten sowie der Erstellung des Rohkonzeptes des Manuskripts lag.

Die geteilte Erstautorenschaft begründet sich in der gleichwertigen Arbeit beider Erstautoren.

1.2 Beitrag zur Veröffentlichung II

Staying on the ball during COVID-19 pandemic: impact on training modalities in football players.

Die Co-Autorin war in der Auswahl und Spezifizierung der geeigneten Fragestellungen involviert. Explizit im Fragenteil „spezielles Training mit dem Ball“ konnte der Fragebogen durch ihre Expertise systematisch überarbeitet werden. Neben der Erstellung des Fragebogens war die Co-Autorin für

substanzielle Teilaspekte der Publikation verantwortlich. Die Co-Autorin rekrutierte sämtliche Probanden und ermöglichte ihnen den Zugang zum Online-Fragebogen. Für etwaige Fragen zum Online-Fragebogen stand sie jederzeit zur Verfügung.

Zudem arbeitete die Co-Autorin an der Erstellung des Manuskriptes mit und unterstützte die Veröffentlichung.

2. Einleitung

Historisch betrachtet war das Ziel der sportmedizinischen Leistungsdiagnostik eventuelle Kontraindikation, wie zum Beispiel Herz-Kreislauf-Erkrankungen, für eine sportliche Belastung auszuschließen. Neben der Überprüfung der Gesundheit steht mittlerweile das Erreichen der maximalen körperlichen Leistungsfähigkeit sowie die optimale Steuerung im Trainings- und Rehabilitationsprozess im Mittelpunkt. [1]

Der Goldstandard der sportmedizinischen Leistungsdiagnostik ist seit über 70 Jahren (1949) die Spiroergometrie. Durch dieses diagnostische Verfahren wird die Reaktion von Herz, Kreislauf, Atmung und Stoffwechsel während einer körperlichen Belastung analysiert. Zusätzlich ermöglichen die quantitativen und qualitativen Parameter die Beurteilung der kardiorespiratorischen Leistungsfähigkeit. Dieses Verfahren setzt sich aus der Spirometrie, welche der Atemgasmessung entspricht, und der Ergometrie, durch die körperliche Belastungen genau dosierbar und konstant reproduzierbar sind, zusammen. [2] Ein weiteres diagnostisches Verfahren zur Bestimmung der körperlichen Leistungsfähigkeit ist die Laktatdiagnostik, bei der während körperlicher Belastung die Blutlaktatkonzentration gemessen wird. Die alleinige Laktatdiagnostik wird vor allem in der Ausdauerleistungsdiagnostik eingesetzt. Eine Kombination beider Testverfahren ist möglich. [3]

2.1 Entwicklung der Leistungsdiagnostik

2.1.1 Anfänge der Leistungsdiagnostik

Die Naturwissenschaftler Lavoisier und Seguin führten 1789 erstmals Untersuchungen über den menschlichen Gasstoffwechsel während dosierter körperlicher Arbeit durch und zeigten hierbei eine Erhöhung des Sauerstoffverbrauchs. [2]

Die maximale Sauerstoffaufnahme (VO_{2max}) wurde als Kriterium für die Bestimmung der menschlichen Leistungsfähigkeit erstmals 1925 durch den Nobelpreisträger A. V. Hill beschrieben. [4] Die VO_{2max} entspricht der maximalen Menge an Sauerstoff, welche während schwerer körperlicher Arbeit aufgenommen wird, und umfasst alle an der Leistungserbringung beteiligten

Mechanismen. Zu denen zählen die äußere Atmung, der Gasaustausch in der Lunge, das Herzminutenvolumen (HMV), der Sauerstofftransport im Blut, die belastungsgerechte Verteilung des HMV und die Sauerstoffaufnahme in der Muskulatur. Aufgrund dessen wird die VO_{2max} als „Bruttokriterium“ der kardio-pulmonal-metabolischen Kapazität bezeichnet. [5]

Generell liegt die VO_{2max} bei nicht ausdauertrainierten gesunden 30-jährigen Menschen zwischen 35 und 50 mL/min/kg. Bei Frauen ist die VO_{2max} aufgrund der geringeren Muskelmasse um 10-15% niedriger im Vergleich zu Männern. [6]

2.1.2 Geschichte der klinischen Leistungsdiagnostik

Knipping und Brauer kombinierten 1929 die Spirometrie und die Ergometrie zu einem standardisierten klinischen Untersuchungsverfahren mit dem Namen „Spiroergometrie“. Diese stellt die erste dosierbare und präzise reproduzierbare Methode dar, um die Atmung kontinuierlich während der körperlichen Belastung zu registrieren. [2, 7]

Erstmals dokumentiert wurde die Anwendung der klinischen Spiroergometrie als klinische Routineuntersuchung nach dem zweiten Weltkrieg. Im Jahr 1949 wurde in Deutschland die erste Spiroergometrieanlage der Firma Dargatz (Hamburg) in der Sporthochschule Köln errichtet. Durch die eingebaute Spirographenanlage konnte zum ersten Mal eine Leistungsfähigkeit bis zu einer maximalen O_2 -Aufnahme von 3.500mL/min zuverlässig registriert werden. [2, 8, 9]

Nach weiteren Verbesserungen der Apparaturen (maximale O_2 -Aufnahme 6000mL/min) konnten bereits 1953 routinemäßige Untersuchungen an Patienten des Universitätsklinikum Köln zur Messung der VO_{2max} , dem zugehörigen Atemminutenvolumen (AMV) und dem Atemäquivalent (AÄ) durchgeführt werden. Aufgrund der im Stehen zu verrichtenden Drehkurbelarbeit waren die technischen Herausforderungen zu groß, um während der Arbeit die Herzfrequenz, den Sauerstoffpuls und den Blutdruck zu erfassen. [10]

Ab 1955 konnten durch die Umstellung auf das Fahrradergometer, die Konstruktion eines halbautomatisch messenden Blutdruckgeräts und die Messung der Herzfrequenz am Ohrläppchen, welche die Erfassung des Sauerstoffpuls ermöglicht, auch die oben genannten Parameter ermittelt werden. [10, 11]

Die alleinige Messung der VO_{2max} zeigte zwei limitierende Nachteile. Zum einen wird das Ergebnis bedeutend durch die Arbeitsphilosophie des Untersuchten beeinflusst. Zum anderen kann die körperliche Ausbelastung bei Herz-, Lungen-, Stoffwechselkranken oder bei Patienten mit Bluterkrankungen zu provozierten Zwischenfällen führen. In Anbetracht der großen gesundheitlichen Gefahren bei maximaler körperlicher Belastung wurde nach submaximalen Belastungsmethoden gesucht. [10, 12]

2.1.3 Entdeckung von submaximalen Belastungsmethoden

Zunächst wurden im venösen Blut, bei stufenförmig ansteigenden Belastungstests, die Parameter Pyruvat und Laktat - die ein Zwischenprodukt des aeroben und anaeroben Stoffwechsels darstellen - untersucht. Bei moderater Belastung ist die Differenz der Messwerte gering, wodurch in weiterer Folge auch der Kaliumgehalt im venösen Blut in Verbindung mit dem Verhalten des AMV und dem AÄ weiteranalysiert wurden. Zur arterio-venösen O_2 -Differenz und Bestimmung des Herzzeitvolumen war es von Nöten eine arterielle Punktion der Arteria brachialis (arterielles Blutgefäß im Bereich des Oberarms) durchzuführen, um ebenfalls Pyruvat, Laktat und Kalium zu bestimmen. [10, 12]

Dies führte dazu, dass der Kölner Arbeitskreis rund um Hollmann auf unterschiedliche Laktatkonzentrationen im arteriellen und venösen Blut während stufenförmigen Belastungstests stieß, wobei der arterielle Laktatwert um bis zu 15% höher lag. Nach einem konstanten Plateau des Laktatwertes zu Beginn der Messung, folgte eine eindeutige Zunahme der arteriellen Konzentration bei einer Belastungsstufe von 60-70% der individuellen Leistungsfähigkeit. In der optischen Darstellung konnte ein sehr ähnlicher Kurvenverlauf mit simultanem Anstieg des AMV und des AÄ beobachtet werden. [10, 12]

Die Datenlage wurde so interpretiert, dass bei geringen Belastungen der Sauerstoffbedarf der arbeitenden Muskulatur vollkommen gedeckt war. Bei intensiveren Belastungen war hingegen eine zusätzliche anaerobe Energiegewinnung notwendig. Schlussfolgernd existiert eine Belastungsstufe bei der, der Sauerstoffbedarf der arbeitenden Muskulatur vollkommen gedeckt ist, und über einen längeren Zeitraum ausgeführt werden kann. An diesem Moment der Belastung kann somit ein Maximum an Sauerstoff mit einem Minimum an Ventilation und Laktatproduktion aufgenommen werden. Dieser Zeitpunkt wurde

als „Punkt des optimalen Wirkungsgrades der Atmung (PoW)“ definiert. Die gemessene Herzfrequenz hierbei wurde als „Puls-Dauerleistungsgrenze“ benannt. [10, 12, 13]

Wassermann ermittelte 1964 eine ventilatorische Schwelle, die den Beginn des anaeroben Stoffwechsels kennzeichnet. Die Schwelle entsprach dem PoW und bestätigte somit die oben erwähnten Untersuchungsergebnisse. [14] Dadurch wurde der Begriff der „anaerobic threshold“ in die Leistungsdiagnostik eingeführt. Beim anaeroben Stoffwechsel kommt es bei höheren Belastungen zu einer inadäquaten O₂-Versorgung, wodurch eine zusätzliche anaerobe Energiebereitstellung erfolgen muss. Dies gelingt durch eine verstärkte Laktatproduktion und führt im Verlauf zu einer metabolischen Azidose, die zunächst über eine Hyperventilation kompensiert werden kann. [15]

Die Einführung eines enzymatischen Analyseverfahren der Laktatkonzentration rückte die Bestimmung der Laktatleistungskurven (LLK), anstelle von Ventilationskurven, in den Vordergrund. Zu Beginn wurde das Blut aus der Fingerkuppe abgenommen, doch dieses zeigte eine Differenz von 2 % im Vergleich zu den Laktatwerten aus der A. brachialis. Erst ab 1973 erfolgte die kapilläre Blutabnahme aus dem hyperämisierten Ohrläppchen – infolge einer Steigerung der Durchblutung durch eine Salbe. Hierdurch konnten arterielle Laktatkonzentrationen ohne Abweichung im Vergleich zu den Werten aus der A. brachialis gewonnen werden. [10]

2.2 Submaximale Belastungsparameter

Das klassische Prinzip mit Messung von maximalen Leistungsparametern (VO_{2max}) zur Leistungsdiagnostik wurde durch Methoden ergänzt, die auf submaximalen Werten basieren. Es werden vor allem Blutlaktatkonzentrationen (Laktatschwellen) und respiratorische Parameter (ventilatorische Schwellen) zur Bestimmung der kardiorespiratorischen Leistungsfähigkeit verwendet. [16]

Außerdem kann anhand der folgenden Parameter die Trainingsintensität geplant werden und infolgedessen zur maßgeblichen Verbesserung der Ausdauerleistung beitragen. [17, 18]

2.2.1 Laktatdiagnostik

Laktatleistungskurven (LLK) sind aufgrund von Stoffwechselveränderungen während stufenförmiger Belastungstests durch zwei typische Knickpunkte gekennzeichnet, die den aerob-anaeroben Übergang begrenzen. [16]

Der aerob-anaerobe Übergang bestimmt die individuelle Ausdauerleistung und liefert eine exakte Vorgabe für die Trainingsintensitäten zur Verbesserung der körperlichen Leistungsfähigkeit. [17]

Der erste Knickpunkt wird als erste Laktatschwelle (LT1) oder aerobe Schwelle bezeichnet und entspricht dem ersten Blutlaktatanstieg, der bei ca. 2 mmol/l liegt, gegenüber dem Basislaktat. Die LT1 markiert die obere Grenze einer fast ausschließlich aeroben Energiebereitstellung, bei der Belastungen über mehrere Stunden in diesem Bereich durchgeführt werden können. [16, 17]

Der zweite Knickpunkt entspricht der zweiten Laktatschwelle (LT2) bzw. anaeroben Schwelle und korrespondiert mit der höchsten konstanten Dauerleistung, bei der noch ein Gleichgewicht zwischen der Laktatproduktion und der Laktatelimination herrscht. Dieses wird als maximaler Laktat-Steady-State (MLSS) bezeichnet und bestimmt den Übergang zwischen rein aerober zu teilweise anaerober laktazider Energiebereitstellung. Belastungen sind in diesem Bereich über 45-60 Minuten durchführbar. [16, 17, 19]

Bei Belastungen oberhalb der LT2 überwiegt die Laktatproduktion und das angesammelte Laktat akkumuliert im Muskel. Dadurch sinkt der pH-Wert und die Fortführung der Belastung auf dem Intensitätsniveau wird erschwert. [16, 20]

Beim Überschreiten der LT2 steigen außerdem die Plasmakatecholamine Adrenalin und Noradrenalin (Stresshormone) überproportional an. [16]

2.2.1.1 Laktatschwellenkonzepte

Mader et al. (1976) definierten eine Blutlaktatkonzentration von 4 mmol/l bei stufenförmiger Belastung als Ende des aerob-anaeroben Übergangs. Leistungen, die mit diesem Laktatwert korrelierten, konnten über einen längeren Zeitraum aufrechterhalten werden. [21]

Kindermann et al. stellten (1979) fest, dass die Laufbandgeschwindigkeit bei rein aerober Energiegewinnung durch einen signifikanten Laktatanstieg in der LLK gekennzeichnet ist. Diese Laufbandgeschwindigkeit ist geringer als die Laufbandgeschwindigkeit an der aerob-anaeroben Schwelle nach Mader. [21]

Daraufhin wurde ein zwei Schwellenkonzept bestehend aus einer aeroben Schwelle (2 mmol/l Blutlaktat) und einer anaeroben Schwelle (4 mmol/l Blutlaktat) definiert. Der Bereich zwischen den beiden Schwellen wurde als aerob-anaerober Übergang bezeichnet. [22]

1979 wurde die erste individuelle anaerobe Schwelle (IAS) nach Keul präsentiert, da eine fixe Schwelle bei 4 mmol/l Blutlaktat nicht den individuellen Gegebenheiten entspricht. Unter der Annahme der Validität des Mader-Modells wurden die Tangentenwinkel an 60 Laktatleistungskurven bei einem Blutlaktatwert von 4 mmol/l berechnet und es ergab sich ein mittlerer Steigungswinkel von $51^{\circ}34'$. Die Bestimmung der IAS erfolgt somit bei einem Tangentenanstieg der Laktatkurve von $51^{\circ}34'$ und zeigt eine variable Laktatkonzentration. [23]

Stegmann und Kindermann (1981) definierten den Zeitpunkt, an dem die maximale Eliminationsrate und Diffusionsrate des Laktats im Gleichgewicht sind, als IAS. Vom Laktatwert der Erholungsphase, der dem Laktatwert bei Belastungsabbruch entspricht, wird eine Tangente an die Laktatkurve gelegt und der Berührungspunkt bestimmt die IAS mit entsprechender Leistung. Die Tangentensteigung stellt die maximale Eliminationsrate dar. [19, 24]

Dickhuth et al. (1988) legten die individuelle anaerobe Schwelle bei einer Laktatkonzentration fest, die um 1,5 mmol/l höher als die Basislaktatkonzentration ist. [19, 25]

Trotz der verschiedenen Herangehensweisen bei der Ermittlung der LTs, zeigte die überwiegende Mehrheit der Schwellenmodelle eine starke Korrelation zwischen den LTs und der Ausdauerleistung. [17]

Die LT2 erfasst mit einer hohen Sensitivität Veränderungen in der Ausdauerleistung. [16]

2.2.2 Ventilatorische Schwellen

Die Ventilationskurve ist durch zwei typische Knickpunkte gekennzeichnet, die die respiratorische Antwort auf Stoffwechseleränderungen bei ansteigender Belastungsintensität darstellen. Die beiden Knickpunkte begrenzen den aerob-anaeroben Übergang. [15, 16]

Der erste Knickpunkt wird als erste ventilatorische Schwelle (VT1) bezeichnet und entspricht spiroergometrisch dem ersten Laktatanstieg während der

Messung. Bei kontinuierlich steigender Belastung kommt es im Rahmen einer vermehrten anaeroben muskulären Energiegewinnung zu einem plötzlichen Laktatanstieg. Das angehäuften Laktat im arteriellen Blut führt zu einem Überschuss an Wasserstoff-Ionen (H^+ -Ionen) und verursacht eine beginnende metabolische Azidose (erniedrigter pH-Wert im Blut). Um den physiologischen pH-Wert konstant halten zu können, werden die H^+ -Ionen durch Bikarbonat abgepuffert. Das dabei entstehende Kohlendioxid (CO_2) muss vermehrt abgeatmet werden und führt zu einem überproportionalen Anstieg der Ventilation. Die CO_2 -Abgabe entspricht dabei dem Verhältnis der Sauerstoffaufnahme. [16, 26]

Der „Punkt des optimalen Wirkungsgrades der Atmung (PoW)“ von Hollmann [13] sowie die „anaerobic threshold“ von Wassermann [14] stimmen mit der VT1 überein. [16]

Die VT1 liegt bei Untrainierten zwischen 40-60% VO_{2max} und bei Ausdauerleistungssportlern zwischen 60-70% VO_{2max} . [27]

Der zweite Knickpunkt wird als zweite ventilatorische Schwelle (VT2) oder als respiratorischer Kompensationspunkt (RCP) bezeichnet und liegt im Bereich der LT2, aber tritt meist etwas verzögert im Vergleich zu dieser auf. In diesem Intensitätsbereich können die aus dem Laktat anfallenden H^+ -Ionen nicht mehr vollständig durch Bikarbonat abgepuffert werden und führen zu einer zunehmenden metabolischen Azidose, die die Hyperventilation bedingt. Die VT2 ist somit durch einen überproportionalen Anstieg der Ventilation infolge einer zunehmenden metabolischen Azidose gekennzeichnet. [16, 26, 28]

Die VT2 liegt bei Untrainierten zwischen 70-80% VO_{2max} und bei Ausdauerleistungssportlern bei 80-90% VO_{2max} . [27]

Die ventilatorischen Schwellen sind im Gegensatz zur VO_{2max} unabhängig von der Motivation und erfassen geringe Leistungsunterschiede sensibler. [16, 28]

2.3 Biomarker des autonomen Nervensystems

Das autonome Nervensystem (ANS) regelt unterbewusst einen Großteil lebensnotwendiger Körperfunktionen, wie z.B. den Herzschlag, den Kreislauf und die Atmung. Das ANS wird in zwei antagonistisch wirkende Systeme, den Sympathikus (aktivitätssteigernd) und den Parasympathikus

(aktivierungshemmend) unterteilt. Der ausgeprägteste Nerv des Parasympathikus ist der Nervus vagus, der unter anderem einen direkten Einfluss auf das Herz hat und zur Verlangsamung der Herzfrequenz führt. [29] Der Begriff Biomarker wurde als „ein Merkmal, das objektiv gemessen und als Indikator für normale biologische Prozesse, pathogene Prozesse oder pharmakologische Reaktionen auf eine therapeutische Intervention bewertet wird“ definiert. Biomarker werden in der Medizin häufig eingesetzt, da Informationen oft schneller, einfacher und kostengünstiger eingeholt werden können. [30, 31]

Biomarker des ANS rückten in den letzten Jahren immer mehr in den Fokus der Sportmedizin und werden zur Kontrolle von Trainingsintensitäten und zum Erkennen von trainingsinduzierten Ermüdungssituationen eingesetzt. Diese werden in ausführlich validierte Herzfrequenz-basierte und neueren Elektrokardiogramm-basierte Biomarker unterteilt. [32]

Das Elektrokardiogramm (EKG) leitet die kardiale Erregungsausbreitung und Erregungsrückbildung durch Elektroden auf der Haut (Standard 12-Kanal-EKG: 6 Elektroden am Brustkorb, 4 Elektroden an den Extremitäten) ab und stellt einen optischen, charakteristischen Verlauf, durch elektrische Reize dar. Dadurch können bestimmte Abschnitte des EKGs der Erregungsausbreitung/-rückbildung zugeordnet werden und ermöglichen somit eine genauere Analyse der elektrischen Signalwege im Herzen. Die erste Welle (P-Welle) repräsentiert die Erregungsausbreitung im Vorhofmyokard, der zweite Komplex (QRS-Komplex) bildet die Erregungsausbreitung im Ventrikelmyokard ab und die letzte Welle (T-Welle) zeigt die Erregungsrückbildung des Ventrikels an. [33]

- Herzfrequenzvariabilität

Die Herzfrequenzvariabilität (HRV) gehört zu den Herzfrequenz-basierten Biomarkern, die nicht-invasiv mittels EKG gemessen werden und den Aktivitätszustand des ANS anzeigen. [34] Der Sympathikus und der Parasympathikus beeinflussen den Sinusknoten (Taktgeber des Herzens) gegensätzlich und führen zu belastungsabhängigen Änderungen der Entladungsfrequenzen des Sinusknoten, wodurch unterschiedliche Abstände zwischen den Kammererregungen zwei hintereinander folgenden Herzschlägen (RR-Intervall) entstehen. [35] Die RR-Intervalle haben eine natürliche zeitliche Variation, die durch physiologische

Anpassungsreaktionen des Herzens auf endogene und exogene Belastungen entstehen. Die HRV spiegelt die zeitliche Variation von aufeinanderfolgenden Herzschlägen über einen bestimmten Aufzeichnungszeitraum wider und gilt als Indikator für die Anpassungsfähigkeit des Herzens durch das ANS auf wechselnde Beanspruchungen. [36] Zur Auswertung der HRV wurden verbindliche Standards für zeitbasierte, frequenzbasierte und nichtlineare Analysemethoden festgelegt. [37] Eine hohe HRV ist ein Zeichen für eine gute Anpassungsfähigkeit und eine effiziente autonome Funktionsweise, wohingegen eine erniedrigte HRV eine unzureichende Anpassung durch das ANS widerspiegelt. [38] Bei trainierten Probanden zeigen sich unter Ruhebedingungen höhere HRV aufgrund einer vermehrten parasympathischen Aktivität im Vergleich zu Untrainierten. [39] Ein Zusammenhang zwischen HRV abgeleiteten Parametern und der AT konnte sowohl in gesunden als auch bei Probanden mit Begleiterkrankungen gezeigt werden. [40-43]

- Heart Rate Recovery

Zu den Herzfrequenz-basierten Biomarkern gehört ebenfalls die Heart Rate Recovery (HRR). Diese definiert sich durch den Rückgang der Herzfrequenz nach Beendigung einer Belastung und wird auf eine sukzessive Zunahme der vagalen Aktivität zurückgeführt. [44] Für die Messung des Abfalls der Herzfrequenz sind viele verschiedene Protokolle vorhanden, die sich sowohl in der zu erreichenden Arbeitsbelastung als auch zum Zeitpunkt der Messung der Herzfrequenzen unterscheiden. Als zuverlässigste Messung erwies sich die Differenz zwischen der Herzfrequenz am Ende einer Belastung und nach einer Erholungszeit von 60 Sekunden. [45] Im Vergleich zu untrainierten gesunden Erwachsenen zeigten Sportler eine deutlich schnellere Senkung der Herzfrequenz, unabhängig davon, ob Kraft- oder Ausdauersport ausgeübt wurde. [46]

- Dezelerationskapazität

Die Dezelerationskapazität (DC) der Herzfrequenz ist ein neuer EKG-basierter Parameter der HRV, welcher auf einem neuen mathematischen Signalanalyseverfahren (phase-rectified signal averaging, PRSA) basiert. Das Signal beinhaltet ausschließlich periodische Komponenten der Herzfrequenz, da diese die typischen autonomen Prozesse des

Nervensystems widerspiegeln. Durch dieses Verfahren können Oszillationen, die mit der Beschleunigung oder der Entschleunigung der Herzfrequenz einhergehen, getrennt voneinander analysiert werden. Die DC stellt ein integrales Maß der Amplitude aller Oszillationen dar, die durch eine Entschleunigung der Herzfrequenz verursacht werden. Daraus wird geschlossen, dass die DC vor allem den vagalen Anteil des ANS widerspiegelt. [35, 47, 48] Bis dato gibt es nur wenige Studien, die den Parameter im Kontext der Sportmedizin untersuchten. McNarry et al. konnte zeigen, dass bei Probanden mit einem höheren Fitnessniveau und bei jüngeren Probanden signifikant höhere DC-Werte gemessen werden. [49]

2.3.1 Periodische Repolarisationsdynamik

Die periodische Repolarisationsdynamik (PRD) ist ein neuer EKG-basierter Biomarker, der den Einfluss der sympathischen Aktivität auf Ebene des Ventrikelmyokards während der Repolarisation widerspiegelt.[50, 51]

Die Repolarisation des ventrikulären Myokards ist ein sehr komplexer Vorgang, welcher den Ruhezustand des Herzzyklus wiederherstellt. Der ventrikuläre Erholungsprozess entspricht einem Transmembrantransport von Kaliumionen aus dem positiveren Zellinneren in den Extrazellularraum. Dadurch entsteht eine endozelluläre Elektronegativität, die die Voraussetzung für eine neue Herzkontraktion ist. Für die Steuerung dieses Vorgangs sind die Herzfrequenz, der Herzstoffwechsel und das ANS verantwortlich. [52, 53]

Bei der PRD werden die Schlag-zu-Schlag-Änderungen des T-Wellenvektors (dT°) mit periodischen Repolarisationskomponenten im niederfrequenten Bereich ($\leq 0,1\text{Hz}$) mittels hochauflösendem EKG beurteilt, das in den drei orthogonalen Achsen X, Y und Z (Ableitung nach Frank - Vektrokardiographie) aufgezeichnet wird. [50, 51]

Vereinfacht lässt sich sagen, dass die elektrokardiografische Repolarisation sowohl räumlich als auch zeitlich auftritt, deswegen müssen die Informationen einer jeden T-Welle zuerst mathematisch in einen Vektor T° integriert werden. Der Winkel dT° zwischen zwei aufeinanderfolgenden T-Wellenvektoren wird zur Berechnung der momentanen Repolarisationsinstabilität verwendet. Werden alle aufgezeichneten Winkel dT° über die Zeit aufgetragen, zeigt das dT° -Signal unter Ruhebedingungen eine erhebliche Variabilität mit typischen niederfrequenten (\leq

0,1 Hz) Oszillationen. Die PRD unterliegt dabei weder der HRV noch der respiratorischen Aktivität. Außerdem konnte gezeigt werden, dass die PRD durch die sympathische Aktivität verstärkt und durch pharmakologische Blockaden des sympathischen Nervensystems unterdrückt wird. [50]

Im klinischen Setting zeigte sich bereits, dass eine erhöhte PRD ein starker Prädiktor für die Mortalität bei Patienten mit Herzinsuffizienz sowie nach akutem Myokardinfarkt ist. [50, 54, 55]

Die ventrikuläre Repolarisation wird stark durch körperliche/pharmakologische Belastung beeinflusst. [32, 56] Aufgrund dessen wurde die Repolarisationsinstabilität (dT°) bereits in einer vorherigen Studie während eines Belastungstests untersucht. [57]

Das dT° -Signal zeigt sich als ein charakteristisches, dreiphasiges Muster und ermöglicht bei gesunden Hobbysportlern eine nicht-invasive, zuverlässige Ermittlung der anaeroben Schwelle ($ATdT^\circ$). In Ruhe zeigt sich ein niedriges dT° -Signal, das mit Belastungsbeginn ebenfalls, wie die HF sofort ansteigt. Das dT° -Signal fällt dann im Bereich der $ATdT^\circ$ vorübergehend ab, während die HF stetig zunimmt. Nach dem Abfall kommt es zu einem erneuten Anstieg des dT° -Signals bis zum Ende der Belastung. In der Erholungsphase kommt es zu einem Abfall des dT° -Signals, wobei es auf einem höheren Level als das Ausgangsniveau bleibt. Die Stelle der $ATdT^\circ$ wird durch die maximale Diskrepanz zwischen dem dT° -Signal und der Herzfrequenz gekennzeichnet und zeigt eine sehr starke Korrelation mit den gemessenen Laktatschwellen nach Dickhuth und Mader. [17, 57, 58]

2.4 Corona-Lockdown und Auswirkungen auf den Sport

Das Coronavirus mit dem Kürzel SARS-CoV2 (Severe acute respiratory syndrome coronavirus type 2) verursachte eine schwerwiegende Lungenentzündung mit hoher Mortalitätswahrscheinlichkeit. [59]

Die 2019 neu aufgetretene Mutation des Virus breitete sich rasant über die ganze Welt aus und verursachte eine massive Überlastung der Gesundheitssysteme, die sowohl zu öffentlichen als auch sozialen Beschränkungen führten, um eine weitere Übertragung zu verhindern. [60] Der internationale und nationale Sport war von diesen Beschränkungen ebenfalls stark betroffen. [61]

Österreich gehörte zu den ersten europäischen Ländern, das von der COVID-19-Pandemie betroffen war. [62] Dies hatte zur Folge, dass der gesamte Trainings- und Spielbetrieb des nationalen Fußballs ausgesetzt wurde. [63, 64]

Weltweit wurde die Durchführung von Wettkämpfen und Mannschaftstrainings in diesem Zeitraum verboten. Die ungeplante Pause stellte viele (Fußball)Vereine vor ein großes Problem, da die gewohnten Trainingsmodalitäten rasch an die äußeren Umstände angepasst werden mussten. [65]

3. Zielsetzung

3.1 Validierung einer EKG-basierten Leistungsdiagnostik

Hamm et al. konnten in einer kleinen Kohorte bereits zeigen, dass die AT durch eine nicht-invasive EKG-basierte Messung der kardialen Repolarisationsinstabilität während eines Belastungstests bei Freizeitsportlern zuverlässig ermittelt werden kann. [57] Das übergeordnete Ziel der Dissertation war es, die Gültigkeit der oben beschriebenen EKG-basierten Bestimmung der AT bei Hobby- und Leistungssportlern aus verschiedenen Sportarten zu überprüfen. Außerdem wurde die Validität der Methode durch besser trainierte Probanden auch bei höheren maximalen Arbeitsbelastungen und der damit erhöhten Arbeitsbelastung bei den Laktatschwellen untersucht. Das charakteristische dreiphasige Muster des dT° -Signals während eines Belastungstests, das bei der oben genannten Studie von Hamm bereits gezeigt wurde, sollte validiert werden.

3.2 Änderung der Trainingsmodalitäten

Der Ausbruch von SARS-CoV2 im Anschluss an die Hauptstudie und somit die Undurchführbarkeit weiterer Belastungstests, hat uns dazu bewogen, den Aspekt der eingeschränkten Trainingsmöglichkeiten genauer zu untersuchen. Zum Zeitpunkt der Trainingsumstellung und während des gesamten Lockdowns war keine Leistungsdiagnostik möglich und somit gestaltete sich die Trainingssteuerung für die Trainer äußerst schwierig. Der erste Lockdown zeigte, dass man in allen Bereichen des Lebens rascher anpassungsfähig werden musste und somit auch in der üblichen Leistungsdiagnostik. Der COVID-19-Lockdown 2020 führte zu deutlichen Veränderungen in den Trainingsmodalitäten. Diese Veränderungen wurden sowohl für Profi- als auch für Amateurfußballspieler systematisch ermittelt, klassifiziert und analysiert.

4. Methoden und Ergebnisse

4.1 Ermittlung der anaeroben Schwelle durch kardiale Repolarisationsinstabilität: Eine prospektive Validierungsstudie

In die Studie wurden 65 gesunde Mannschaftssportler (14 Frauen, 51 Männer), von denen 32 Profisportler (Fußball und Basketball) und 33 Amateursportler (Fußball) eingeschlossen, die sich einem Stufentest am Fahrradergometer bis zur maximalen Erschöpfung unterzogen. Ausschlusskriterien für die Teilnahme waren Kontraindikationen für einen Belastungstest wie zum Beispiel akute bzw. chronische Infektionen oder Herz-Kreislauf-Erkrankungen. [66]

Die aufgezeichneten Daten des hochauflösenden EKGs wurden während des gesamten Belastungstests in der Frank leads Konfiguration (1000Hz, Schiller medilog AR4 plus, Schiller Diagnostik, CH) aufgenommen und mit Hilfe des SMARTlab-Computerprogramms sowie dem R-Peak- und den T-Wellen-Erkennungsalgorithmen analysiert [67, 68] und das dT° -Signal berechnet. Der Moment der maximalen Diskrepanz zwischen dem dT° -Signal und der Herzfrequenz ist als $ATdT^\circ$ bekannt. [57] Unter Annahme einer linearen Erhöhung der Belastung wurde der Punkt der anaeroben Schwelle in die zu diesem Zeitpunkt erbrachte Leistung (W) umgerechnet und die dazugehörige HF aus dem EKG herausgelesen. Des Weiteren wurden bei jedem Sportler Kapillarblutproben aus dem Ohrläppchen entnommen und die Laktatkonzentration (Lactate Scout+) gemessen. Anschließend wurde mit einer standardisierten Computersoftware (winlactat V 5.2.1.6) die individuelle Laktatschwelle nach den Methoden von Mader und Dickhuth berechnet. [17, 58] Es konnte bei allen Sportlern, unabhängig des Geschlechts und des sportlichen Niveaus, das typische zuvor beschriebene dreiphasige dT° -Muster während des Belastungstests am Fahrradergometer gezeigt werden. Außerdem bestand bei $ATdT^\circ$ die geringste Korrelation zwischen dem dT° -Signal und der HF (**Abb. 1: typisches dT° -Muster und $ATdT^\circ$**). Die $ATdT^\circ$ korrelierte in Bezug auf die umgerechnete Leistung sowohl mit der Leistung bei der LTDickhuth ($R=0.96$, $R^2=0,92$, $p<0,001$) als auch bei der LTMader ($R=0.98$, $R^2= 0,96$, $p<0,001$) hochsignifikant (**Abb. 2A&C**). Mit Hilfe von Bland-Altman-Plots kann die enge

Übereinstimmung zwischen ATdT° und LTDickhuth sowie zwischen ATdT° und LTMader auch noch einmal visuell gezeigt werden (**Abb. 2B&D**). Die Herzfrequenzen bei ATdT° zeigten eine starke Korrelation mit jenen bei LTDickhuth ($R=0.97$, $R^2=0,94$, $p<0,001$) und LTMader ($R=0.92$, $R^2=0,85$, $p<0,001$). Der Intraklassen-Korrelationskoeffizient (ICC) von 0,95 bei der Leistung und 0,93 bei der HF für die drei verwendeten Methoden stellt eine ausgezeichnete Intraklassen-Korrelation dar. Bei der Betrachtung der jeweiligen Untergruppen, Profisportlern und Amateursportlern, konnte bei beiden ebenfalls die starke Korrelation zwischen ATdT° und den verwendeten LTs demonstriert werden. Durch die Zuhilfenahme der angefertigten Box Plots (**Abb. 4A&B**) konnte noch einmal anschaulich präsentiert werden, dass es keine signifikanten Unterschiede bei ATdT°, LTDickhuth und LTMader, sowohl bei der AT (Leistung) als auch bei der HF zwischen den verschiedenen Methoden der Schwellenbestimmung gab. [69]

4.2 Am Ball bleiben während der COVID-19-Pandemie: Auswirkungen auf die Trainingsmodalitäten bei Fußballspielern

Es wurde eine Querschnittsstudie bei Profi- und Amateurfußballspielern in Österreich durchgeführt, die die Änderung der Trainingsmodalitäten aufgrund des COVID-19-Lockdowns untersuchte. An der Studie nahmen 101 Fußballspieler (47 Profis, 54 Amateure) teil und die Datenerhebung erfolgte anonym über einen skalierten Online-Fragebogen, wobei sich die Fragen auf eine normale Trainingswoche vor und während des COVID-19-Lockdowns bezogen. In dem Fragebogen wurden insgesamt 20 verschiedene Trainingsmodalitäten für Ausdauertraining, Muskelkräftigung, Training mit Ball sowie gezielte Übungen mit Ball, wie Pass beziehungsweise Schusstraining, Training/taktisches Verhalten mit Videoschulung und der Trainingsort abgefragt. Die Zeit, die pro Trainingsmodalität aufgebracht wurde, wurde anhand einer 5-stufigen Skala durch die Fußballspieler angegeben. Um die Zeit pro Trainingsmodalität zu quantifizieren, wurde das Produkt aus Mittelwert von Tagen pro Woche und Minuten pro Tag berechnet. Des Weiteren wurde von

jeder/jedem Sportler noch der McLean-Fragebogen zu dem selbst wahrgenommenen Wohlbefinden und den Ermüdungsreaktionen ausgefüllt. [70] Das wöchentliche Ausdauertraining nahm bei den Profis am stärksten beim Radfahren um eine mittlere Zeit von 37,5 [IQR 46,5] min/Woche auf 187,5 [IQR 127,5] min/Woche, zu. Bei den Amateuren zeigte sich eine ähnliche Tendenz und bei beiden Gruppen steigerte sich die Laufzeit (**Abb. 1**). Es kam zu einer Zunahme der mittleren Trainingszeit bei diversen Muskelkräftigungsübungen in beiden Gruppen. Sowohl bei den Profis als auch bei den Amateuren kam es zu einem drastischen Rückgang beim spezifischen Training mit dem Ball aufgrund der geschlossenen Sportstätten. Allgemein verlagerte sich das Training vor allem ins eigene zuhause und in die Natur (**Abb. 4**). Bei den Videoschulungen bezüglich taktischem Verhalten und Trainingsanleitungen erhöhte sich die mittlere Zeit lediglich zuhause. Der McLean-Score blieb bei den Amateuren unverändert und stieg bei den Profis um einen Punkt von 16 auf 17 ([IQR 3], $p=0,056$) an. [65]

5. Zusammenfassung

Seit Jahrzehnten werden sowohl die Spiroergometrie als auch die Laktatdiagnostik zur Bestimmung der anaeroben Schwelle in der sportmedizinischen Leistungsdiagnostik verwendet. Mit der vorliegenden Doktorarbeit sollte eine nicht-invasive EKG-basierte Messung der kardialen Repolarisationsinstabilität zur Bestimmung der anaeroben Schwelle während eines Belastungstests in einer großen Kohorte validiert werden.

Im Untersuchungszeitraum, von März 2018 bis August 2019, nahmen 65 gesunde Mannschaftssportler (32 Profisportler, 35 Amateursportler – davon 14 Frauen) an einem Stufentest am Fahrradergometer bis zur maximalen Erschöpfung teil. Die aufgezeichneten Daten des hochauflösenden EKGs wurden während des gesamten Belastungstests in Frank leads Konfiguration aufgenommen, mit Hilfe des SMARTlab-Computerprogramms sowie dem R-Peak- und den T-Wellen-Erkennungsalgorithmen analysiert und das dT° -Signal berechnet. Zusätzlich wurden bei jedem Sportler Kapillarblutproben aus dem Ohrläppchen entnommen, die Laktatkonzentration (Lactate scout+) gemessen und anschließend die individuellen Laktatschwellen mit einem standardisierten Computerprogramm (winlactat V 5.2.1.6) nach den Methoden von Mader und Dickhuth berechnet. Bei allen Sportlern konnte das typische zuvor beschriebene charakteristische dreiphasige Muster des dT° -Signals gezeigt werden. Die Stelle der anaeroben Schwelle ($ATdT^\circ$), die durch die maximale Diskrepanz zwischen dem dT° -Signal und der Herzfrequenz gekennzeichnet ist, korrelierte hochsignifikant mit den gemessenen Laktatwerten nach den etablierten Methoden nach Dickhuth und Mader. Außerdem zeigte sich, dass auch bei höheren maximalen Arbeitsbelastungen die EKG-basierte Messung ihre Gültigkeit behält.

Die Studie liefert interessante Rückschlüsse sowie praktische Erleichterungen für die Sportmedizin, das Gesundheitswesen und auch für die Trainingsphysiologie. Ein großer Vorteil der EKG-basierten Methode ist, dass keine Blutproben zur Bestimmung der anaeroben Schwelle benötigt werden und sie somit nicht-invasiv ist. Darüber hinaus ist die EKG-basierte Messung um ein Vielfaches kosteneffizienter als die Laktatmessung, da lediglich ein entsprechendes EKG-Gerät inklusive passender Software benötigt wird. Ein weiterer bedeutender

Aspekt ist, dass das dT° -Signal die sympathische Aktivität des ventrikulären Myokards widerspiegelt und sich jene elektrische Aktivität beim Erreichen der anaeroben Schwelle erkennbar verändert. Diese Erkenntnis könnte eine neue Möglichkeit bieten, um die Komplexität der anaeroben Schwelle besser zu verstehen. Es müssen noch weitere Studien durchgeführt werden, um die Methode bei Ausdauersportlern zu überprüfen und zusätzlich die Durchführbarkeit auf dem Laufband zu evaluieren. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Bestimmung der anaeroben Schwelle durch $ATdT^{\circ}$ aufgrund der vorliegenden signifikanten Ergebnisse und der einfacheren Handhabung ein vielversprechendes Instrument für die Zukunft sein könnte.

Der erste COVID-19-Lockdown 2020 führte zu großen Veränderungen in der Gesellschaft und im Sport. Weltweit mussten die standardisierten und individuell angepassten Trainingspläne der Fußballspieler an die aktuellen Gegebenheiten angepasst werden. Die vorliegende Querschnittstudie sollte die Änderung der Trainingsmodalitäten vor und während des COVID-19-Lockdowns quantifizieren. An der Studie nahmen 101 Fußballspieler (47 Profis, 54 Amateure) teil und die Datenerhebung erfolgte anonym über einen Online-Fragebogen. Dieser beinhaltete die Abfrage von 20 verschiedenen Trainingsmodalitäten und die Zeit, die pro Trainingsmodalität aufgebracht wurde, anhand einer 5-stufigen Skala. Die mittlere Trainingszeit nahm sowohl beim Ausdauertraining als auch bei den Muskelkräftigungsübungen zu. Das spezielle Fußballtraining nahm angesichts der geschlossenen Sportstätten auf ein Minimum ab. Allgemein wurde das Training vor allem nach Hause und ins Freie verlegt.

Bei einer derartig abrupten Umstellung des Trainings, fehlender Anleitungen und falschen Ausführen von Kräftigungsübungen kann es zu De-/Übertraining, einer erhöhten Verletzungsanfälligkeit und muskulären Dysbalancen führen. Es bleibt abzuwarten, wie sich die Trainingsumstellungen auf die Leistungsfähigkeit auswirken und ob es nach Wiederbeginn des Trainings- und Spielbetriebs zu einer Häufung von Verletzungen kommen wird. Vor der Wiederaufnahme des regulären Trainingsbetriebs wäre eine Leistungsdiagnostik zur Anpassung der Trainingsintensität und Minimierung des Verletzungsrisikos empfehlenswert.

Die vorgestellte EKG-basierte Ermittlung der anaeroben Schwelle wäre eine leistbare und machbare Alternative, insbesondere für kleinere Vereine.

(Zur besseren Lesbarkeit wird in der vorliegenden Arbeit auf die gleichzeitige Verwendung männlicher und weiblicher Sprachformen verzichtet.)

6. Abstract

For decades, both spiroergometric and lactate diagnostics have been used in sports medicine performance to determine the anaerobic threshold. This present doctoral thesis is aimed to validate a non-invasive ECG-based measurement of cardiac repolarization instability for determining the anaerobic threshold during an exercise test in a large cohort.

During the study period from March 2018 to August 2019, 65 healthy athletes (32 professional athletes, 35 amateur athletes – including 14 women) participated in a graded exercise test on a cycle ergometer until maximum exhaustion. The recorded data from the high-resolution ECG were captured in Frank leads configuration which was analyzed by using the SMARTlab computer program, R-peak- and T-wave-detection algorithms and calculating the dT° -signal. Additionally, capillary blood sample were taken from the earlobe of each athlete, measuring lactate concentration (Lactate scout+). The individual lactate thresholds were calculated using a standardized computer program (winlactat V 5.2.1.6) based on the methods of Mader and Dickhuth. All athletes exhibited the typical three-phase pattern of the dT° -signal as described previously. The location of the anaerobic threshold (AT_{dT°), characterized by the maximum discrepancy between the dT° -signal and heart rate, correlated significantly with the measured lactate values using established methods by Dickhuth and Mader. Furthermore, the ECG-based measurement retained validity even at higher maximal values.

The study provides valuable insights and practical benefits for sports medicine, healthcare, and training physiology. A significant advantage of the ECG-based method is its non-invasiveness, eliminating the need for blood samples to determine the anaerobic threshold. Additionally, the ECG-based measurement is much more cost-effective than lactate measurement, requiring only an appropriate ECG device with compatible software. Another important aspect is that the dT° -signal reflects the sympathetic activity of the ventricular myocardium, and this electrical activity undergoes noticeable changes upon reaching the anaerobic threshold. This insight could offer a new avenue for better understanding the complexity of the anaerobic threshold. Further studies are needed to validate the method in endurance athletes and assess its feasibility on a treadmill.

In summary, the determination of the anaerobic threshold through ATdT° could be a promising tool for the future, given the significant results and easier handling. The first COVID-19 lockdown in 2020 led to significant changes in society and sports worldwide. Standardized and individually tailored training plans for football players had to be adjusted to the current circumstances. The cross-sectional study is aimed to quantify the changes in training modalities before and during the COVID-19 lockdown.

A total of 101 football players (47 professionals, 54 amateurs) participated in the study and data collection was anonymous through an online questionnaire. The questionnaire included inquiries about 20 different training modalities and the time allocated for each modality on a 5-point scale. The average training time increased for both endurance training and muscle strengthening exercises. Specific football training decreased significantly due to closed sports facilities. Overall, training was shifted mainly to home and outdoor settings.

With such a sudden change in training, lack of guidance and improper execution of strength exercises, there is a risk of de-/overtraining, increased susceptibility to injuries and muscular imbalances. It remains to be seen how these training adjustments will affect performance and whether there will be an increase in injuries after the resumption of training and competition. Before regular training resumes, performance diagnostics to adjust training intensity and minimize the risk of injury would be advisable.

The presented ECG-based determination of the anaerobic threshold could be an affordable and feasible alternative, especially for smaller clubs.

7. Veröffentlichung I

Estimation of anaerobic threshold by cardiac repolarization instability: a prospective validation study.

Schuttler D, **Krammer S**, von Stulpnagel L, Sams L, Bauer A, Hamm W, et al.

BMC Sports Sci Med Rehabil. 2021 Aug 6;13(1):85.

<https://doi.org/10.1186/s13102-021-00312-1>

8. Veröffentlichung II

Staying on the ball during COVID-19 pandemic: impact on training modalities in football players.

Schuttler D, Hamm W, **Krammer S**, Steffen J, Deuster E, Lauseker M, et al.

J Sports Med Phys Fitness. 2022 May;62(5):595-601.

<https://doi.org/10.23736/S0022-4707.21.12256-X>

9. Literaturverzeichnis

1. Dickhuth H-H. Einführung in die Sport- und Leistungsmedizin. Schorndorf: Karl Hofmann Verlag; 2000. 186-7 p.
2. Hollmann W. Sportmedizin - Grundlagen für Arbeit, Training und Präventivmedizin. 4., völlig neu bearb. u. erw. ed. Hollmann W, Hettinger T, editors. Stuttgart: Schattauer; 2000. 332-5 p.
3. Roecker K. Die sportmedizinische Laktatdiagnostik: Technische Rahmenbedingungen und Einsatzbereiche. Deutsche Zeitschrift Fur Sportmedizin. 2013;2013.
4. Hill AV. THE Physiological Basis OF ATHLETIC RECORDS. The Lancet. 1925;206(5323):481-6.
5. Meyer T KW. Die maximale Sauerstoffaufnahme (VO₂max). Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. 1999;Jahrgang 50, Nr 9:285-6.
6. Rosenberger F, Schommer K. Standards der Sportmedizin: Spiroergometrie in der Sportmedizin. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. 2013;64:362-6.
7. Knipping HW. Die Untersuchung der Ökonomie von Muskelarbeit von Gesunden und Kranken. Z exper Med. 1929;66:517.
8. Knipping HW, Bolt W, Venrath H, Valentin H, Ludes H, Endler P. [A new method of heart and lung function testing, the regional functional analysis in the lung and heart clinic by the radioactive noble gas xenon 133 (isotope thoracography)]. Dtsch Med Wochenschr. 1955;80(31-32):1146-7.
9. Kroidl RFea. 10.1 Spiroergometrie in Deutschland – Wie es war und wie es ist. 2015 2015/02/10. In: Kursbuch Spiroergometrie [Internet]. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG. 3., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage. Available from: <http://www.thieme-connect.de/products/ebooks/lookinside/10.1055/b-0035-104115>.
10. Hollmann W. Vor 40 Jahren: ventilatorische und Laktatschwelle - Wie es dazu kam. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. 1999;50, Nr. 10:323-6.
11. Hollmann W, Prinz JP. [The history and clinical importance of cardiopulmonary assessment of working fitness with special reference to spiroergometry]. Z Kardiol. 1994;83(4):247-57.
12. Hollmann W. 42 years ago--development of the concepts of ventilatory and lactate threshold. Sports Med. 2001;31(5):315-20.
13. Hollmann W. Historical remarks on the development of the aerobic-anaerobic threshold up to 1966. Int J Sports Med. 1985;6(3):109-16.
14. Wasserman K, McIlroy MB. Detecting the Threshold of Anaerobic Metabolism in Cardiac Patients during Exercise. Am J Cardiol. 1964;14:844-52.
15. Wasserman K, Whipp BJ, Koyn SN, Beaver WL. Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. J Appl Physiol. 1973;35(2):236-43.
16. Kindermann W. Anaerobe Schwelle. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. 2004;Jahrgang 55, Nr. 6:161-62.
17. Faude O, Kindermann W, Meyer T. Lactate threshold concepts: how valid are they? Sports Med. 2009;39(6):469-90.
18. Manzi V, Bovenzi A, Franco Impellizzeri M, Carminati I, Castagna C. Individual training-load and aerobic-fitness variables in premiership soccer players during the precompetitive season. J Strength Cond Res. 2013;27(3):631-6.
19. Heck H. 30 Jahre Laktatschwellen – was bleibt zu tun? Heck H, Beneke R, editors 2008. S. 297-302 p.
20. Hauser T. Reliabilität der Leistung und Laktatkonzentration im maximalen Laktat-steady-state bei Radergometrie. Hauser T, Bartsch D, Schulz H, editors 2011. S. 320-3 p.
21. Mader A. Zur Beurteilung der sportartspezifischen Ausdauerleistungsfähigkeit im Labor. Mader A, Liesen H, Heck H, Philippi H, Rost R, Schuerch P, et al., editors 1976. S. 80-8, 5, S. 109-10, 12, 4 Darst. p.
22. Kindermann W, Simon G, Keul J. The significance of the aerobic-anaerobic transition for the determination of work load intensities during endurance training. Eur J Appl Physiol Occup Physiol. 1979;42(1):25-34.
23. Keul J. Bestimmung der individuellen anaeroben Schwelle zur Leistungsbewertung und Trainingsgestaltung. Keul J, Simon G, Berg A, Dickhuth HH, Goertler I, Kuebel R, editors 1979. S. 212-8 p.
24. Stegmann H, Kindermann W, Schnabel A. Lactate kinetics and individual anaerobic threshold. Int J Sports Med. 1981;2(3):160-5.

25. Dickhuth H, Wohlfahrt B, Hildebrand D, Rokitzki L, Huonker M, Keul J. Jahreszyklische Schwankungen der Ausdauerleistungsfähigkeit von hochtrainierten Mittelstreckenläufern. *Dtsch Z Sportmed.* 1988;39(9):346-53.
26. Binder RK, Wonisch M, Corra U, Cohen-Solal A, Vanhees L, Saner H, et al. Methodological approach to the first and second lactate threshold in incremental cardiopulmonary exercise testing. *Eur J Cardiovasc Prev Rehabil.* 2008;15(6):726-34.
27. Meyer T, Lucia A, Earnest CP, Kindermann W. A conceptual framework for performance diagnosis and training prescription from submaximal gas exchange parameters--theory and application. *Int J Sports Med.* 2005;26 Suppl 1:S38-48.
28. Scharhag-Rosenberger F. Spiroergometrie zur Ausdauerleistungsdiagnostik. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin.* 2010;61(6):146-47.
29. Amboss. Vegetatives Nervensystem [Internet]. Zitiert am 20.05.2023/2023.
30. Group BDW, Atkinson Jr AJ, Colburn WA, DeGruttola VG, DeMets DL, Downing GJ, et al. Biomarkers and surrogate endpoints: preferred definitions and conceptual framework. *Clinical pharmacology & therapeutics.* 2001;69(3):89-95.
31. Aronson JK. Biomarkers and surrogate endpoints. *Br J Clin Pharmacol.* 2005;59(5):491-4.
32. Schüttler D, Hamm W, Bauer A, Brunner S. Routine heart rate-based and novel ECG-based biomarkers of autonomic nervous system in sports medicine. *Dtsch Z Sportmed.* 2020(71 (5-6)):141-50.
33. Trappe H-J, Schuster H-P. EKG-Kurs für Isabel. 7., überarbeitete und erweiterte Auflage ed. Stuttgart ; New York: Georg Thieme Verlag KG; 2017. 12-3 p.
34. Cygankiewicz I, Zareba W. Heart rate variability. *Handb Clin Neurol.* 2013;117:379-93.
35. Wolfgang Hamm KR, Axel Bauer. Ischämische Kardiomyopathie: Marker des autonomen Tonus. *Herzschrittmachertherapie + Elektrophysiologie* 2015;1:12-6.
36. Hottenrott K. Herzfrequenzvariabilität im Sport : Prävention - Rehabilitation -Training ; Symposium am 8. Dezember 2001 in Marburg. 1 ed. Hottenrott K, editor. Hamburg: Czwalina; 2002.
37. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *Eur Heart J.* 1996;17(3):354-81.
38. Vanderlei LC, Pastre CM, Hoshi RA, Carvalho TD, Godoy MF. Basic notions of heart rate variability and its clinical applicability. *Rev Bras Cir Cardiovasc.* 2009;24(2):205-17.
39. Goldsmith RL, Bigger JT, Jr., Steinman RC, Fleiss JL. Comparison of 24-hour parasympathetic activity in endurance-trained and untrained young men. *J Am Coll Cardiol.* 1992;20(3):552-8.
40. Simoes RP, Mendes RG, Castello V, Machado HG, Almeida LB, Baldissera V, et al. Heart-rate variability and blood-lactate threshold interaction during progressive resistance exercise in healthy older men. *J Strength Cond Res.* 2010;24(5):1313-20.
41. Di Michele R, Gatta G, Di Leo A, Cortesi M, Andina F, Tam E, et al. Estimation of the anaerobic threshold from heart rate variability in an incremental swimming test. *J Strength Cond Res.* 2012;26(11):3059-66.
42. Simoes RP, Castello-Simoes V, Mendes RG, Archiza B, Dos Santos DA, Bonjorno JC, Jr., et al. Identification of anaerobic threshold by analysis of heart rate variability during discontinuous dynamic and resistance exercise protocols in healthy older men. *Clin Physiol Funct Imaging.* 2014;34(2):98-108.
43. Simoes RP, Mendes RG, Castello-Simoes V, Catai AM, Arena R, Borghi-Silva A. Use of Heart Rate Variability to Estimate Lactate Threshold in Coronary Artery Disease Patients during Resistance Exercise. *J Sports Sci Med.* 2016;15(4):649-57.
44. Arai Y, Saul JP, Albrecht P, Hartley LH, Lilly LS, Cohen RJ, et al. Modulation of cardiac autonomic activity during and immediately after exercise. *Am J Physiol.* 1989;256(1 Pt 2):H132-41.
45. Dupuy O, Mekary S, Berryman N, Bherer L, Audiffren M, Bosquet L. Reliability of heart rate measures used to assess post-exercise parasympathetic reactivation. *Clin Physiol Funct Imaging.* 2012;32(4):296-304.
46. Otsuki T, Maeda S, Iemitsu M, Saito Y, Tanimura Y, Sugawara J, et al. Postexercise heart rate recovery accelerates in strength-trained athletes. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39(2):365-70.

47. Bauer A, Kantelhardt JW, Barthel P, Schneider R, Makikallio T, Ulm K, et al. Deceleration capacity of heart rate as a predictor of mortality after myocardial infarction: cohort study. *Lancet*. 2006;367(9523):1674-81.
48. Bauer A, Barthel P, Schneider R, Ulm K, Müller A, Joeinig A, et al. Improved Stratification of Autonomic Regulation for risk prediction in post-infarction patients with preserved left ventricular function (ISAR-Risk). *Eur Heart J*. 2009;30(5):576-83.
49. McNarry MA, Lewis MJ. Interaction between age and aerobic fitness in determining heart rate dynamics. *Physiol Meas*. 2012;33(6):901-14.
50. Rizas KD, Nieminen T, Barthel P, Zurn CS, Kahonen M, Viik J, et al. Sympathetic activity-associated periodic repolarization dynamics predict mortality following myocardial infarction. *J Clin Invest*. 2014;124(4):1770-80.
51. Rizas KD, Hamm W, Kaab S, Schmidt G, Bauer A. Periodic Repolarisation Dynamics: A Natural Probe of the Ventricular Response to Sympathetic Activation. *Arrhythm Electrophysiol Rev*. 2016;5(1):31-6.
52. Kolwicz SC, Jr., Purohit S, Tian R. Cardiac metabolism and its interactions with contraction, growth, and survival of cardiomyocytes. *Circ Res*. 2013;113(5):603-16.
53. Locati ET, Bagliani G, Padeletti L. Normal Ventricular Repolarization and QT Interval: Ionic Background, Modifiers, and Measurements. *Card Electrophysiol Clin*. 2017;9(3):487-513.
54. Hamm W, Stulpnagel L, Vdovin N, Schmidt G, Rizas KD, Bauer A. Risk prediction in post-infarction patients with moderately reduced left ventricular ejection fraction by combined assessment of the sympathetic and vagal cardiac autonomic nervous system. *Int J Cardiol*. 2017;249:1-5.
55. Rizas KD, McNitt S, Hamm W, Massberg S, Kaab S, Zareba W, et al. Prediction of sudden and non-sudden cardiac death in post-infarction patients with reduced left ventricular ejection fraction by periodic repolarization dynamics: MADIT-II substudy. *Eur Heart J*. 2017;38(27):2110-8.
56. Ali A, Mehra MR, Malik FS, Lavie CJ, Bass D, Milani RV. Effects of aerobic exercise training on indices of ventricular repolarization in patients with chronic heart failure. *Chest*. 1999;116(1):83-7.
57. Hamm W, L VONS, Rizas KD, Vdovin N, Klemm M, Bauer A, et al. Dynamic Changes of Cardiac Repolarization Instability during Exercise Testing. *Med Sci Sports Exerc*. 2019;51(7):1517-22.
58. Dickhuth HH, Yin L, Niess A, Rocker K, Mayer F, Heitkamp HC, et al. Ventilatory, lactate-derived and catecholamine thresholds during incremental treadmill running: relationship and reproducibility. *Int J Sports Med*. 1999;20(2):122-7.
59. Zhou P, Yang XL, Wang XG, Hu B, Zhang L, Zhang W, et al. A pneumonia outbreak associated with a new coronavirus of probable bat origin. *Nature*. 2020;579(7798):270-3.
60. Rubin EJ, Baden LR, Morrissey S. Audio Interview: Loosening Covid-19 Restrictions. *N Engl J Med*. 2020;382(18):e67.
61. Gilat R, Cole BJ. COVID-19, Medicine, and Sports. *Arthrosc Sports Med Rehabil*. 2020.
62. SPIEGEL. A Corona Hotspot in the Alps Spread Virus Across Europe. [Internet]. Letzte Aktualisierung: 31.03.2020. Zitiert am 26.01.2022
URL: <https://www.spiegel.de/international/world/ischgl-austria-a-corona-hotspot-in-the-alps-spread-virus-across-europe-a-32b17b76-14df-4f37-bfcf-39d2ceee92ec2020>.
63. ÖFB. Gesamter Spielbetrieb wird bis auf weiteres ausgesetzt [Internet]. Letzte Aktualisierung: 12.03.2020. Zitiert am: 26.01.2022
<https://www.oefb.at/oefb/Mediainfo/OeFB-MediaInfo-049-2020-Gesamter-Spielbetrieb-wird-bis-auf-weiteres-ausgesetzt>.
64. ÖFBL. Informationen zum Coronavirus [Internet]. Letzte Aktualisierung: 29.04.2020. Zitiert am: 26.01.2022
<https://www.oefbl.at/oefbl/redaktionsbaum/news/aktuelle-informationen-zum-coronavirus/>.
65. Schuttler D, Hamm W, Krammer S, Steffen J, Deuster E, Lauseker M, et al. Staying on the ball during COVID-19 pandemic: impact on training modalities in football players. *J Sports Med Phys Fitness*. 2022 May;62(5):595-601.
66. Lollgen H, Leyk D. Exercise Testing in Sports Medicine. *Dtsch Arztebl Int*. 2018;115(24):409-16.
67. Laguna P, Jane R, Caminal P. Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals: validation with the CSE database. *Comput Biomed Res*. 1994;27(1):45-60.
68. Jameson C, Ring C. Contributions of local and central sensations to the perception of exertion during cycling: effects of work rate and cadence. *J Sports Sci*. 2000;18(4):291-8.

69. Schuttler D, Krammer S, von Stulpnagel L, Sams L, Bauer A, Hamm W, et al. Estimation of anaerobic threshold by cardiac repolarization instability: a prospective validation study. *BMC Sports Sci Med Rehabil.* 2021;13(1):85.
70. McLean BD, Coutts AJ, Kelly V, McGuigan MR, Cormack SJ. Neuromuscular, endocrine, and perceptual fatigue responses during different length between-match microcycles in professional rugby league players. *Int J Sports Physiol Perform.* 2010;5(3):367-83.

Danksagung

Abschließend möchte ich mich noch bei jenen Personen bedanken, ohne die meine Dissertationsarbeit nicht möglich gewesen wäre.

Mein herzlicher Dank gilt meinem Doktorvater und Erstbetreuer, Prof. Dr. med. Stefan Brunner, für die Möglichkeit, in der Kardiologie im Bereich der Sportmedizin promovieren zu dürfen. Er war eine große Hilfe bei meiner Arbeit, hatte bei auftretenden Problemen immer eine adäquate Lösung parat und stand mir immer motivierend zur Seite.

Meinem Mitbetreuer, Dr. med. Wolfgang Hamm, möchte ich für die Einführung in die Methode und für seine Hilfsbereitschaft sowohl bei den Testungen als auch bei der Analyse der Ergebnisse danken.

Dr. med. Dominik Schüttler möchte ich für die ausgesprochen gute wissenschaftliche Zusammenarbeit danken.

Besonderer Dank gilt auch Monika Baylacher, wissenschaftliche Mitarbeiterin, die mich bei zahlreichen Testungen tatkräftig unterstützt hat. Außerdem konnte ich die vollständig vorbereitete Testausrüstung jederzeit bei ihr abholen.

Bei meiner ehemaligen Klassenvorständin (BRG/BORG Kirchdorf/Krems), Mag.^a Bernadette Löschenbrand, bedanke ich mich für das Korrekturlesen meiner Dissertation.

Mein größter Dank gilt meiner Familie und meinem Mann David, die ein großartiger Rückhalt für mich sind und mich stets bei der Verfolgung meiner Ziele mit ganzem Herzen unterstützen.

Ganz besonders möchte ich meiner Mama, Brigitte Krammer, danken, da sie bei jeder noch so scheinbar unüberwindbaren Schwierigkeit an meiner Seite steht und mir immer Mut zuspricht, wenn ich diesen verloren habe.

Diese Arbeit ist meiner Oma, Johanna Kaltenböck, gewidmet.