



Fakultät für Sport- und Gesundheitswissenschaften

Fachgebiet: Angewandte Sportwissenschaft

Paralympic Alpine Skiing Sitting Class-

Anforderungsprofil auf Basis der zugrundeliegenden Stoffwechselprozesse und muskulären Aspekte

Maren E. Goll

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Sport- und Gesundheitswissenschaften der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der Philosophie (Dr. phil.) genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. Jörg Königstorfer

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.-Prof. Dr. Peter Spitzenpfeil
2. Univ.-Prof. Dr. Hermann Schwameder
Paris Lodron Universität Salzburg (AUT)
3. Univ.-Prof. Dr. Thomas Abel
Deutsche Sporthochschule Köln

Die Dissertation wurde am 02.12.2015 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Sport- und Gesundheitswissenschaften am 20.04.2016 angenommen.

Inhalt

I)	Wissenschaftliches Problem	1
1.	Einleitung	1
2.	Das Sportgerät Monoski.....	3
3.	Hintergrund zu Paralympic Alpine Skiing.....	4
4.	Medizinische Hintergründe und Leistungsvermögen von Athleten mit Rückenmarkverletzungen.....	5
4.1.	Rückenmarkverletzungen.....	5
4.2.	Quantifizierung von Aktivitätseinschränkungen	8
4.3.	Medizinische Komplikationen in Bezug auf paralympischen Skirennlauf	9
5.	Klassifizierung	10
6.	Anforderungsprofil des alpinen Skirennlaufs (nicht-behinderter Athleten).....	13
6.1.	Physiologie Ski alpin	13
6.1.1.	Beanspruchte Muskulatur und Muskelfasercharakteristik	13
6.1.2.	Glykogenverbrauch unter Belastung	16
6.1.3.	Energetische Systeme und Anforderungen des alpinen Skirennlaufs.....	18
6.1.4.	Messparameter und ihre Verhältnisse zur Leistung.....	20
6.1.4.1.	Aerobe Messparameter	20
6.1.4.2.	Anaerobe Messparameter	23
6.2.	Biomechanisch-muskuläre Anforderungen der Sportart Ski alpin	26
6.3.	Zusammenfassung Ski alpin	30
7.	Physiologische Leistungsfähigkeit von paralympischen Athleten.....	31
7.1.	Beanspruchte Muskulatur und Muskelfasercharakteristik	31
7.2.	Anaerobe Fähigkeiten nach Rückenmarkverletzung.....	32
7.3.	Kardiorespiratorische und pulmonale Funktion bei Rückenmarkverletzung	33
7.4.	Leistungsfähigkeit paralympischer Athleten.....	38
7.4.1.	Leistungsfähigkeit paralympischer Wintersportler.....	42
7.5.	Muskuläre Aspekte nach Rückenmarkverletzung	43
7.5.1.	Muskuläre Aspekte nach Rückenmarkverletzung bei Rollstuhl-spezifischen Aktivitäten	50
7.5.2.	Muskuläre Aspekte in paralympischen Sportarten.....	51
7.5.2.1.	Muskuläre Aspekte bei paralympischem Skirennlauf der sitzenden Klasse	52
7.6.	Zusammenfassung der physiologischen und muskulären Aspekte nach Rückenmarkverletzung.....	53
8.	Abgeleitete Fragestellungen und Ziele der vorliegenden Arbeit.....	54
II)	Verwendete Lösungsansätze	55
1.	Probanden	55
2.	Physiologisch-metabolische Aspekte	55

2.1.	Labortests	56
2.2.	Untersuchungen unter standardisierten Skibedingungen (Skihalle).....	56
2.3.	Untersuchungen im Feld (reale Simulation von Rennbedingungen)	57
3.	Biomechanisch-muskuläre Aspekte.....	58
3.1.	Maximalkrafttests isometrisch und isokinetisch	58
3.2.	Messung der Muskelaktivität	58
3.2.1.	Messungen zur Muskelaktivität / MVC.....	58
3.2.2.	Messungen der muskulären Aktivität während des Skifahrens	59
3.2.2.1.	Schwungphasen Separierung	59
4.	Auftretende externe Kräfte	62
III)	Erzielte Ergebnisse und Schlussfolgerungen	63
1.	Metabolisch-physiologische Aspekte	63
1.1.	Buchbeitrag Goll et al. (2012) in Science & Skiing V	63
1.2.	Artikel Goll et al. (2015) in Journal of Sports Science & Medicine.....	73
2.	Biomechanisch- muskuläre Aspekte.....	80
2.1.	Buchbeitrag Goll et al. (2014) in Science and Skiing VI zur Muskelaktivität im Riesenslalom.....	80
2.1.1.	Weitere Ergebnisse zur Muskelaktivität	91
2.2.	Isometrische und isokinetische Maximalkraftfähigkeiten.....	94
3.	Externe Kräfte und Feder-/ Dämpfersystem	95
IV)	Schlussfolgerungen für das Anforderungsprofil des paralympischen Skirennlaufs der sitzenden Klasse	97
1.	Limitierungen der Studienergebnisse	97
2.	Zusammenfassung der Ergebnisse und Anforderungsprofil der Sportart.....	100
3.	Weiterführende Überlegungen und Transfer	102
3.1	Eingereichter Artikel Goll et al. (2015) in Medicine & Science in Sports & Exercise.....	103
V)	Literaturverzeichnis	126
VI)	Abbildungsverzeichnis	138
VII)	Tabellenverzeichnis	140

I) Wissenschaftliches Problem

1. Einleitung

Bei den letzten paralympischen Winterspielen von Sochi 2014 faszinierten die teilnehmenden Athleten insgesamt über zwei Billionen Menschen weltweit an den TV Geräten; in Deutschland belief sich dabei die Zahl der Zuschauer auf 414 Millionen, was Platz drei in der internationalen Rangliste an Zuschauern bedeutet (International Paralympic Committee, 2014).

Der Präsident des International Paralympic Committee (IPC), Sir Philip Craven stellte fest: „Looking at the age range of athletes who competed in Sochi there was so much young talent. For example, in alpine skiing, nearly half of all gold medallists were aged 23 or under. This talent pool will be even stronger in four years' time, whilst more youngsters are sure to make their breakthrough between now and 2018” (International Paralympic Committee, 2014).

Die Tatsache, dass die paralympischen Medaillengewinner eine den nichtbehinderten Athleten ähnliche Altersstruktur aufweisen, kann als ein Anzeichen für die zunehmende Professionalisierung des paralympischen Sports gewertet werden. Training, Betreuung, Material und Sponsoring sind zwar, verglichen mit olympischen Athleten, noch nicht auf dem selben Stand angekommen, jedoch zeigt sich ein Wandel, der sich nicht zuletzt an einem zunehmenden Interesse der Wissenschaft im Bereich des paralympischen Leistungssports verdeutlicht. In der wissenschaftlichen Begleitung der unterschiedlichsten trainings- oder materialtechnischen Aspekte liegt großes Potential für leistungsoptimierende Prozesse.

Jedoch ist der paralympische Sport in der Wissenschaft noch nicht in demselben Maße Gegenstand der Forschung, wie es für Fragestellungen aus dem Bereich des nicht-behinderten Leistungssports der Fall ist. Eine Literaturrecherche auf der Meta-Datenbank Pubmed unter den Begriffen ‚Paralympic‘ und ‚Medicine‘ lieferte bis Juli 2012 lediglich 40 Suchergebnisse (Webborn & Van de Vliet, 2012). Die selben Suchbegriffe ergeben aktuell 98 Ergebnisse, die sich hauptsächlich aus Beiträgen zu paralympischen Sommersportarten zusammen setzen, was unter anderem mit der großen Popularität der Spiele von London 2012 begründet werden kann.

Führt man dieselbe Suche für die Begriffe ‚Paralympic‘ und ‚winter sports‘ durch, ergeben sich 34 Suchergebnisse aus den verschiedensten Themenfeldern - wie Doping oder Psychologie - und beinhalten unter anderem auch sechs Berichte des Gesundheitsmanagements der paralympischen Winterspiele von Sotschi.

Bei weiterer Eingrenzung und unter der Verwendung der Begriffe ‚Paralympic‘ und ‚Alpine skiing‘, liefert PubMed fünf Treffer. Im Vergleich dazu ergibt die Suche nach allen Forschungsergebnissen aus dem Bereich ‚Alpine skiing‘ 463 Suchergebnisse.

Diese Zahlen machen deutlich, dass paralympische Forschung bisher noch ein kleines wissenschaftliches Forschungsfeld ist; jedoch zeigt sich ein steigendes Interesse nicht zuletzt an der Zunahme der veröffentlichten Forschungsarbeiten um mehr als 100% zwischen den Jahren 2012 und 2015, wie oben beschrieben.

Neben anderen Nationen wie zum Beispiel Canada mit der ‚Own the Podium‘ Initiative (OTP, 2015) oder Großbritannien mit der gleichberechtigten Einbindung der paralympischen Sportarten in das ‚English Institute of Sport‘ (English Institute of Sport, 2015), wird auch in Deutschland seit einigen Jahren die sportwissenschaftliche Förderung paralympischer Sportarten vorangetrieben, was sich im Jahrbuch zur Forschungsförderung des Bundesinstituts für Sportwissenschaft 2013/14 (BISp) widerspiegelt, in dem sich von insgesamt 43 Projekten sechs aus paralympischen Forschungsfeldern wiederfinden (Bundesinstitut für Sportwissenschaft, 2015). Im Rahmen der BISp Forschungsförderung wurden zwei Projekte für die paralympische Disziplin Ski alpin realisiert, deren Forschungsergebnisse Gegenstand der vorliegenden Arbeit sind. Ausschlaggebend für die Initiierung der genannten Projekte war der Umstand, dass es für die olympischen Ski alpin Athleten seit Jahren wissenschaftlich gestützte Kenntnisse über die leistungsentscheidenden Faktoren und damit Basis für erfolgversprechende Trainingsplanung gibt, diese jedoch bezüglich ihrer Übertragbarkeit und Anwendbarkeit auf die paralympischen Skirennläufer noch nie untersucht wurden. Somit fehlt die Kenntnis über die im paralympischen Skirennlauf für Erfolg ausschlaggebenden Faktoren gänzlich. Dieses fehlende Anforderungsprofil ist insbesondere für die Klasse der sitzenden Skirennläufer, die Athleten mit angeborener oder erworbener Rückenmarkverletzung bzw. generellem Verlust der Beinfunktion einschließt, relevant, da sie sich in vielerlei Hinsicht von den anderen paralympischen Skirennläufern unterscheiden. Der augenscheinlichste

Unterschied besteht in der sitzenden Position, was zugleich auch der ausschlaggebende Punkt ist, warum nicht, wie für stehende paralympische Athleten theoretisch möglich, Erkenntnisse aus den olympischen Ski alpin Studien herangezogen und leicht modifiziert werden können.

Für die paralympischen Athleten der sitzenden Klasse steht die Erstellung eines Anforderungsprofils noch aus, welches die leistungsrelevanten Faktoren einer Leistungsoptimierung definiert und als Ausgangspunkt für die Konzeption leistungsdiagnostischer Maßnahmen und als Grundlage für eine zielgerichtete Trainingsplanung und –gestaltung dient.

2. Das Sportgerät Monoski

Das Sportgerät der paralympischen Athleten der sitzenden Klasse ist der sogenannte Monoski, im englischen Sprachraum auch ‚sit-ski‘ genannt (vgl. Abb.1).

Grundlegend handelt es sich um einen Metallrahmen, an dessen oberem Ende eine Sitzschale montiert wird und an dessen unterem Ende eine Vorrichtung verbaut ist, die der normierten Schuhsohle eines Skischuhs ähnelt und in eine handelsübliche Alpin-Ski Bindung einrastet. Dadurch verbindet der Athlet seinen Ski mit der restlichen Konstruktion und benötigt zusätzlich noch sog. Krückenski, im englischen ‚outriggers‘ genannt, die der Funktion der Skistöcke nahe kommen (vgl. Abb.1). Die Herzstücke des Monoskis, die sich zwischen Bindungsplatte und Sitzschale befinden, sind die Federung und Dämpfung, die in Abhängigkeit von Gewicht und Fahrweise gewählt und eingestellt werden (vgl. Abb.1).

International gibt es nur wenige Hersteller von Monoskigeräten und die individuelle Optimierung in Geometrie und Abstimmung wird meist von den Athleten selbst übernommen.

Aufgrund der hohen Anschaffungskosten (ca. 8000 Euro) für einen Monoski, besitzen die Athleten meist nur ein Modell. Allerdings sind Modelle erhältlich, deren Geometrie verändert werden kann und somit unterschiedliche Sitzpositionen ermöglicht werden.



Abbildung 1 Monoskigerät, Feder- und Dämpfersystem (roter Kasten) und Athlet in Monoski mit Krückenski

3. Hintergrund zu Paralympic Alpine Skiing

Paralympischer Skirennlauf ist eine der fünf Wintersportarten, die bei den paralympischen Winterspielen seit ihrem Beginn im Jahre 1974 in Örnköldvik (SWE) ausgetragen wird; seit den dritten paralympischen Spielen von Innsbruck (AUT) im Jahre 1984 nahmen zusätzlich zu Athleten mit Amputationen (stehende Klasse) und Sehbeeinträchtigungen (Athleten mit Sehbeeinträchtigung) erstmalig auch Athleten mit Rückenmarkverletzungen (sitzende Klasse) an den Wettkämpfen teil, jedoch noch ohne Medaillenwertung; diese wurde bei den Spielen von Nagano (JPN) 1998 für die

Klasse der sitzenden Skirennläufer eingeführt und ist seitdem fester Bestandteil mit einer stetigen Zunahme der Anzahl an Startern (International Paralympic Committee, 2015a). Nach dem Stand der neuesten International Classification Master List, dem Dokument, das alle startberechtigten männlichen und weiblichen Athleten auflistet, beläuft sich die Zahl mittlerweile auf 112 Athleten in der sitzenden Klasse (International Paralympic Committee, 2015d). Auf der höchsten Wettkampf-Austragungsebene, dem IPC Alpine Skiing World Cup, starteten jedoch in den einzelnen Disziplinen deutlich weniger Athleten, was durch IPC interne Qualifikationskriterien begründet ist, die auf vorangegangenen Wettkampfergebnissen basieren. In der Disziplin des Riesenslaloms waren so bei den Weltmeisterschaften 2015 in Panorama (CAN) sieben Damen und 30 Herren am Start (International Paralympic Committee, 2015c). Diese Qualifikationskriterien unterstreichen den Leistungssport-Charakter des paralympischen Skirennlaufs und machen deutlich, dass Erfolg in der Sportart nicht ohne professionelles Training zu erreichen ist.

4. Medizinische Hintergründe und Leistungsvermögen von Athleten mit Rückenmarkverletzungen

Das Sportgerät Monoski nutzen Athleten, die aufgrund unterschiedlichster Faktoren nicht in stehender Körperposition auf Ski an Wettkämpfen teilnehmen können. Gründe für die sitzende Position reichen von Amputationen über angeborene Funktionseinschränkungen (z.B. Cerebralpareesen, Spina Bifida) bis hin zu traumatischen Rückenmarkverletzungen. Für die beiden letztgenannten Gruppen wird im folgenden Kapitel ein Überblick über das klinische Bild gegeben.

4.1. Rückenmarkverletzungen

Verletzungen am Rückenmark, der Verbindung für motorische und sensible Reize zwischen Gehirn und Körper, können die in Längsrichtung verlaufenden Bahnen des Zentralnervensystems (weiße Masse) und/oder die von ihr eingefassten zentralen Anteile der grauen Masse mit einem hohen Anteil an Nervenzellkörpern betreffen. Dabei gliedert sich die graue Masse in Anteile von sensorischen und motorischen Neuronen. Motorische Axone verlassen das Rückenmark paarweise und sensorische

Axone münden paarweise in segmentalen spinalen Nervenwurzeln. Die Nervenwurzeln werden durch das Segment der Foramen, durch welche sie an der Wirbelsäule ein- bzw. austreten, gekennzeichnet. Dabei wird der jeweils untere begrenzende Wirbelkörper der Foramen als Bezeichnung verwendet. Die Nervenwurzeln erhalten sensorische Informationen der Haut, die Dermatome genannt werden und ein klares und abgegrenztes Hautareal umschreiben.

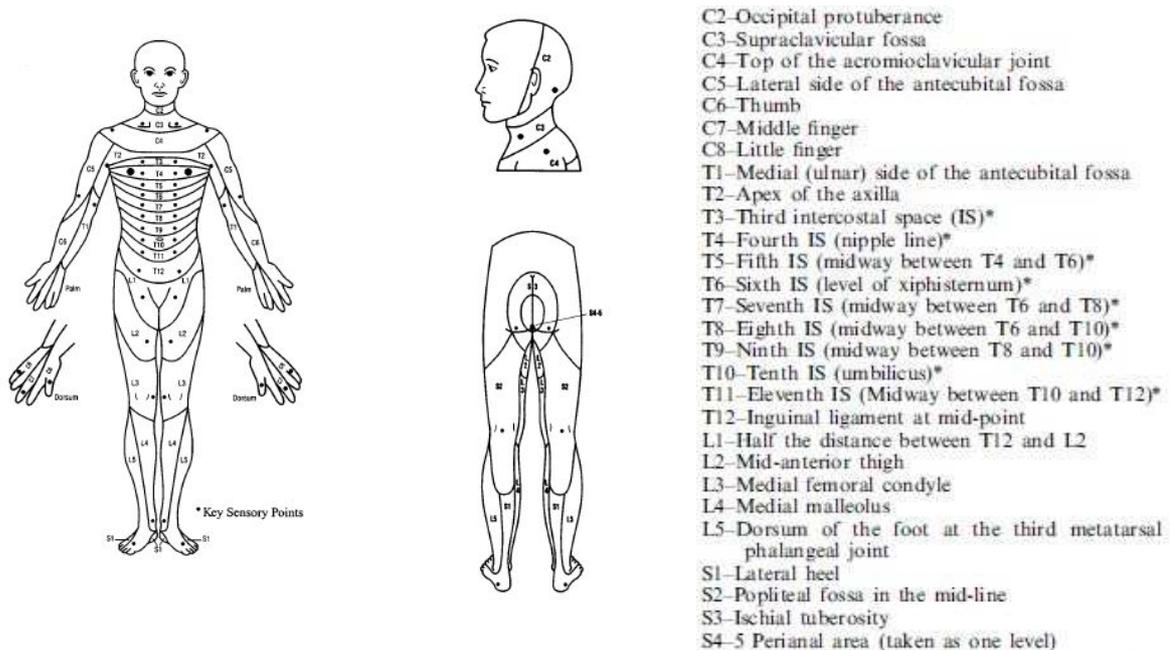


Abbildung 2 Dermatome. In: Maynard et al. (1997) S.268-269.

Die Innervation von Muskeln (vgl. Abb. 3) wird als Myotom bezeichnet, wobei von einer Nervenwurzel in den meisten Fällen mehrere Muskeln innerviert werden (Maynard et al., 1997).

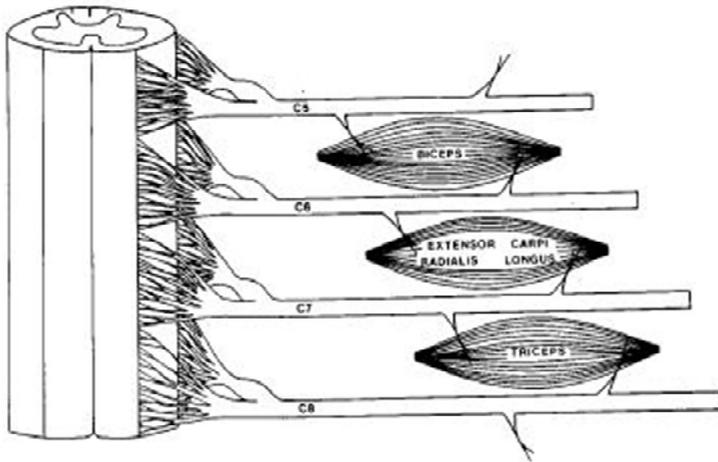


Abbildung 3 Schematische Darstellung der Muskelinnervation aus verschiedenen Rückenmarksegmenten. In: Maynard et al. (1997) S.270.

Rückenmarkverletzungen betreffen somit die Weiterleitung sensorischer und motorischer Informationen in Abhängigkeit der Läsionshöhe, sowie die Funktion des autonomen bzw. vegetativen Nervensystems (Kirshblum et al., 2011).

Die American Spinal Injury Association (ASIA) definiert die aus sensorischer und motorischer Weiterleitungsunterbrechung resultierenden Begriffe Tetraplegie und Paraplegie wie folgt:

“Tetraplegia (preferred to “quadriplegia”): This term refers to impairment or loss of motor and/or sensory function in the cervical segments of the spinal cord due to damage of neural elements within the spinal canal. Tetraplegia results in impairment of function in the arms as well as typically in the trunk, legs and pelvic organs, i.e. including the four extremities. It does not include brachial plexus lesions or injury to peripheral nerves outside the neural canal.

Paraplegia: This term refers to impairment or loss of motor and/or sensory function in the thoracic, lumbar or sacral (but not cervical) segments of the spinal cord, secondary to damage of neural elements within the spinal canal. With paraplegia, arm functioning is spared, but, depending on the level of injury, the trunk, legs and pelvic organs may be involved. The term is used in referring to cauda equina and conus medullaris

injuries, but not to lumbosacral plexus lesions or injury to peripheral nerves outside the neural canal.” (Kirshblum et al., 2011, S. 536).

Diese Definitionen verdeutlichen den Zusammenhang des Grades der Aktivitätseinschränkung, der mit der Läsionshöhe einhergeht. Um diese jedoch genauer zu beschreiben, finden verschiedene Klassifizierungsverfahren Anwendung, die im folgenden Unterkapitel behandelt werden.

4.2. Quantifizierung von Aktivitätseinschränkungen

Den ASIA Standards folgend werden neurologische Aktivitäts- bzw. Funktionseinschränkungen unter sensorischen und motorischen Gesichtspunkten betrachtet. Für das sensorische Level werden die Dermatome (vgl. Abb.2) auf die Wahrnehmung verschiedener Reize (sog. ‚Pin-Prick-Test‘, Unterscheidung „spitz“ und „stumpf“, Wahrnehmung leichten Drucks, Berührungen) getestet, das Ergebnis kann von rechter zu linker Körperseite unterschiedlich ausfallen. Um das motorische Level zu definieren, werden die Kennmuskeln von zehn Myotomen anhand manueller Muskeltests (MMTs) beurteilt (Kirshblum et al., 2011).

Bei MMTs handelt es sich nicht, wie der Plural schon andeutet, um ein einheitliches und standardisiertes Verfahren, vielmehr existiert eine Vielzahl an individuell modifizierten Tests, die jedoch alle die subjektive Bewertung der Muskelkraft durch einen Tester in ihrer Auswirkung auf verschiedene Körpergelenke betreffen und hauptsächlich in ihrer Vielzahl liegt der Grund, weshalb sie zum einen zwar ein hilfreiches Mittel in der Anwendung sind, zum anderen jedoch ihre endgültige wissenschaftliche Validierung noch aussteht (Cuthbert & Goodheart, 2007). Ausgehend vom Beginn der MMTs im frühen 20. Jahrhundert werden die Bewertungsskalen stetig weiterentwickelt (Dyck et al., 2005) und auch heute noch für individuelle Untersuchungsfelder und deren Klientel modifiziert (z.B. Paternostro-Sluga et al., 2008). Eines der ersten Systeme nach Lovett (1917) bewertete Muskelaktivität in der Form ‚Null – Zuckung - Schwach - Ausreichend – Gut – Normal‘, die zeitgenössischen und etablierten Standardwerke zu MMTs von Kendall (2005) oder die ‚MRC Scale for muscle strength testing‘ (Medical Research Council, 1976)

bewertet nach systematischer Untersuchung der Muskeln die Muskelaktivität in Prozent, bzw. anhand eines Punktesystems von 0-5.

Das Verfahren zur Klassifizierung der paralympischen Skirennläufer unterscheidet ‚Normal – Good – Fair – Poor – Trace – Zero‘, basiert auf Daniels and Worthingham's muscle testing aus dem Jahre 1986 und ist als sogenannte Oxford-Scale unter Zuordnung von Zahlenwerten (0-5) zu den entsprechenden Muskelaktivitäten (Hislop, Avers, Brown & Daniels, 2014; International Paralympic Committee, 2015b) in Verwendung.

4.3. Medizinische Komplikationen in Bezug auf paralympischen Skirennlauf

Verletzungen des Rückenmarks haben Effekte auf das vegetative Nervensystem des Körpers und sind im Gegensatz zu offensichtlichen motorischen Einschränkungen nicht auf den ersten Blick zu erkennen, was die größte Herausforderung in Bezug auf Gesundheit und Wohlergehen der Athleten darstellt (Webborn & Van de Vliet, 2012). Laut der Autoren sind in diesem Zusammenhang vor allem die Auswirkungen der beeinträchtigten parasympathischen Funktionen wie neuropathische Blase und Probleme mit der Darmentleerung als Faktoren zu nennen, die Athleten dazu veranlassen, ihre Flüssigkeitszufuhr zu limitieren, um Trainingsunterbrechungen aufgrund von Toilettengängen zu vermeiden, was das Risiko für Infektionen, Nierenprobleme, Nierensteine, Fieber bis hin zu Muskelpastiken, die in autonomer Muskeldysreflexie mit schweren Kreislaufentgleisungen münden können, birgt; fehlende sensorische Informationen aus den von Parese betroffenen Körperregionen stellen ein Risiko für die Haut bei kalten Temperaturen dar, wohingegen Thermoregulationsprobleme bei Hitze für paralympische Skirennläufer eher von zweitrangiger Bedeutung sind (Webborn & Van de Vliet, 2012).

In Bezug auf die paralympische Sportart Ski alpin zeigt sich nach Webborn, Willick & Emery (2012): „When analyzed by event that the downhill produced the most number of new acute injuries with 4.1 injuries/100 race exposures when compared with Super Combined (1.2/100), Super-G (0.8/100), and GS (0.6/100). Slalom events did not have any new acute injuries.“ (S.6). Weiter stellten die Autoren fest, dass es für die Klasse der sitzenden Athleten pro 100 Wettkampfeinsätzen zu 1.7 Neuverletzungen kam,

während dieser Wert für die Klasse der stehenden Athleten und die der Athleten mit Sehbeeinträchtigung bei 0.7 lag.

Im Vergleich mit den anderen paralympischen Wintersportarten in Bezug auf muskuloskelettale Gründe für eine Arztkonsultation während der Paralympics 2010 in Vancouver, liegt der alpine Skirennlauf mit 22% hinter Schlitten- Eishockey (34%) auf Platz 2 (Webborn et al., 2012), 2002 in Salt Lake City fanden sich im alpinen Skirennlauf noch die meisten Verletzungen von Athleten wieder (Webborn, Willick & Reeser, 2006). Zudem berichten die Autoren ein signifikant höheres Verletzungsrisiko von 23.8% während der Spiele von 2010 verglichen mit den vorangegangenen paralympischen Spielen von Turin 2006 (9.4%) und 2002 Salt Lake City (8.4%), was sie jedoch auch der Implementierung eines besseren medizinischen Dokumentationssystems des IPC zuschreiben und damit die Annahme relativierten, der paralympische Wintersport sei über die Jahre gefährlicher geworden.

5. Klassifizierung

Um für alle Athleten faire Wettkampfbedingungen und Chancengleichheit in einer Weise zu gewährleisten, dass die individuelle Beeinträchtigung keinen Einfluss auf den Ausgang des Wettkampfes hat, wurde der Teilnahme an IPC sanktionierten Wettkämpfen als initiale Maßnahme die Klassifizierung vorgeschaltet (Tweedy & Vanlandewijck, 2011).

Auf deren Basis gliedert sich der paralympische Skirennlauf in die drei Klassen der stehenden Athleten (Standing Class), sehbeeinträchtigten Athleten (Visual Impairment) und sitzenden Athleten (Sitting Class), wobei in den Klassen eine weitere Unterteilung in Sub-Klassen erfolgt, basierend auf der individuellen behinderungsspezifischen Einschränkung der Aktivität (International Paralympic Committee, 2015b). Vorgenommen wird die Klassifizierung von IPC intern geschulten Klassifizierern (International Paralympic Committee, 2007), die einen medizinischen, physiotherapeutischen oder sportwissenschaftlichen Hintergrund aufweisen müssen. Die bei der Klassifizierung sitzender Skifahrer untersuchten Bereiche beinhalten Tests bzgl. Einschränkung der Muskelkraft, neurologischer Einschränkung und funktioneller Demonstration der Fähigkeiten. Das Ergebnis der Klassifizierung definiert die

Zuordnung zu einer der fünf sogenannten Locomotor Winter (LW) Klassen, die sich durch folgende Merkmale voneinander unterscheiden (International Paralympic Committee, 2015b):

- LW 10-1: Athleten mit der höchsten Aktivitätseinschränkung der Rumpfmuskulatur, keine Aktivität der Bauchmuskulatur und der Rückenstrecker, sowie fehlende aktive Sitzbalance.
- LW 10-2: Athleten mit Aktivität der oberen Bauchmuskulatur und Rückenstrecker mit einem Wert auf der Oxford Skala von 1, jedoch keine Aktivität der unteren Bauchmuskulatur und Rückenstrecker mit einem Wert von 0. Minimale aktive Sitzbalance.
- LW 11: Athleten mit voller Aktivität der oberen Bauchmuskulatur und Rückenstrecker mit einem Wert auf der Oxford Skala von 4 oder mehr. Teilweise vorhandene oder volle Aktivität der unteren Bauchmuskeln und Rückenstrecker mit einem Wert von 1 auf der Oxford Skala. Keine Muskelkraft in Flexion, Extension, Ab- und Adduktion beidseitig in der Hüfte. Mittelmäßige Sitzbalance.
- LW 12-1: Athleten mit voller Aktivität in oberen Bauchmuskeln und Rückenstreckern mit einem Wert von 4 oder mehr auf der Oxford Skala. Teilweise oder volle Aktivität der unteren Bauchmuskeln und der Rückenstrecker mit einem Wert von 1 oder mehr auf der Oxford Skala und einem Wert von 10 oder weniger auf einer Hüftseite (normal=20) oder einem gemeinsamen Wert von 30 auf beiden Hüftseiten (normal=40). Einseitige Hüftexartikulation oder angeborenes Fehlen oder Dysmelie oder Amputation mit Muskelkraftverlust wie beschrieben. Gute Sitzbalance.
- LW 12-2: Athleten mit einem Gesamtwert von 30 oder weniger in einem Bein auf der Oxford Skala (normal=40). Keine Einschränkungen der Sitzbalance.

Somit treffen in der sitzenden Klasse Athleten mit unterschiedlichen Aktivitätseinschränkungen aufeinander, die gemeinsam um einen Medailiensatz konkurrieren. Um diesem Punkt Rechnung zu tragen und gleiche Ausgangsbedingungen zu schaffen, wird jeder LW-Klasse ein Zeitfaktor zugeordnet, der die Unterschiede in der individuellen Aktivitätseinschränkung ausgleichen soll. Für

die am wenigsten von Einschränkungen betroffene Klasse ist der Faktor am höchsten, für die am meisten von Aktivitätslimitierung betroffene Klasse am geringsten. Dieser Faktor wird mit der real erreichten Wettkampfzeit eines Athleten multipliziert und die so errechnete Faktorzeit ist ausschlaggebend für die Wertung.

Das Faktorensystem basiert auf dem mathematischen Ansatz, durch Anwendung eines Faktors, Leistung innerhalb einer Klasse vergleichbar zu machen und wird als 'Realistic Handicap Competition – Kreative Rennergebnis Kontrolle' (RHC-KREK System) bezeichnet; dieses System ist nicht ohne Schwächen, vor allem das kleine Teilnehmerfeld in manchen Klassen führt zu Berechnungsschwierigkeiten der Faktoren und auch Längsschnittdaten sind bei kleinen Starterfeldern problematisch, so dass dynamische Anpassungen am erfolgsversprechendsten sind, die Chancengleichheit zu wahren (Percy & Warner, 2008).

Die Problematik der Faktoren-Wertung wird deutlich, wenn man am Beispiel der Disziplin Slalom die am meisten und die am wenigsten von Aktivitätseinschränkung betroffenen Athleten der Klassen LW10-1 und LW 12-2 miteinander vergleicht. Nimmt man eine Laufzeit von 60 Sekunden an, so würden die Faktoren aus den Saisonen 2011-2012 und 2013-2014 (International Paralympic Committee, 2011, 2013) folgende wertungsrelevante Zeiten ergeben:

Klasse	Saison	Faktorzeit (Sekunden)
LW 10-1	2011/2012	43.40
	2013/2014	45.03
LW 12-2	2011/2012	49.67
	2013/2014	50.93

Tabelle 1 Faktorenzeiten in unterschiedlichen Saisonen in den Klassen LW 10-1 und LW 12-2 für eine angenommene Laufzeit von 60 s.

Im Jahr 2011 erhielt ein Athlet der Klasse LW 10-1 demnach eine Zeitgutschrift von 6.27 Sekunden auf einen Athleten der Klasse LW 12-2, bzw. musste ein Athlet der Klasse LW 12-2 6.27 Sekunden schneller sein, um ein zeitgleiches Ergebnis zu erzielen. Im Jahr 2013 hingegen musste er ‚nur‘ 5.9 Sekunden aufholen.

An diesem Beispiel wird zum einen deutlich, dass die Faktoren die Leistungen von Athleten mit unterschiedlicher Aktivitätseinschränkung vergleichbar machen, zum anderen aber auch, dass die dynamische jährliche Anpassung Unterschiede in der Gewichtung der individuellen Aktivitätseinschränkung bewirkt. Hinzu kommt, dass unterschiedliche Faktoren für jede der vier Einzeldisziplinen des paralympischen Skirennlaufs verwendet werden, wodurch nicht nur die Aktivitätseinschränkung generell, sondern auch die Aktivitätseinschränkung in Abhängigkeit der jeweiligen Charakteristik der Disziplin miteinbezogen wird.

6. Anforderungsprofil des alpinen Skirennlaufs (nicht-behinderter Athleten)

Der alpine Skirennlauf (nicht-behinderter Athleten) ist seit Jahrzehnten Gegenstand wissenschaftlicher Fragestellungen. Ergebnisse dieser langjährigen Forschung resultieren in einem umfassenden Profil der leistungsrelevanten Fähigkeiten, die Diagnostik und Training maßgeblich beeinflussen.

Diese Erkenntnisse werden im Folgenden dargestellt, um die Forschungsansätze der vorliegenden Arbeit für paralympische Monoskifahrer zu verdeutlichen und um als Vergleichsmöglichkeit für die in der Arbeit präsentierten Ergebnisse zu dienen.

6.1. Physiologie Ski alpin

6.1.1. Beanspruchte Muskulatur und Muskelfasercharakteristik

Der alpine Skirennlauf beansprucht sportartspezifisch den gesamten Organismus: “The physical and physiological demands in alpine skiing are very high. In ski racing external forces up to 7000 N combined with vibratory oscillations around 30 Hz appear“ (Spitzenfeil, Niessen, Rienäcker & Hartmann, 2005). Die leistungsbestimmende aktive Muskulatur beim alpinen Skilauf ist die Bein-, die Rumpf- und die Armmuskulatur

(Tesch, 1995). Die Muskelmasse sollte 44 bis 47 Prozent an der Gesamtmasse des Athleten betragen (Hartmann, Mader, Niessen, Spitzenpfeil & Lehnen, 2005). Entsprechend der Belastung und Dynamik des alpinen Skilaufs muss die Kniestreckmuskulatur (M. quadriceps femoris) vor allem für exzentrische Belastung bei gleichzeitig niedriger Winkelgeschwindigkeit entsprechend ausgeprägt sein (Tesch, 1995). Dementsprechend häufig finden sich in Studien Werte isokinetisch gemessener Knieextension (Maffiuletti, Jordan, Spring, Impellizzeri & Bizzini, 2009). Zusätzlich sollte die Hüftmuskulatur (M. gluteus maximus, Mm. Ischiocrurales) sehr gut trainiert sein, wie auch die Extensoren (M. tibialis anterior) und die Flexoren (M. triceps surae) der Beine. Die Rumpfmuskulatur, bestehend aus Rücken (M. erector spinae) und Bauchmuskulatur, muss ebenfalls gut entwickelt sein, da diese insbesondere für Ausgleichs- und Stabilitätsbewegungen zuständig ist. Die Armmuskulatur, vor allem die Armstreckmuskulatur (M. triceps brachii), sollte für Stockeinsatz und Ausgleichsbewegungen kräftig ausgeprägt sein.

Die Kräfte, die wiederholt z.B. im Slalom 2000-4000 N erreichen, werden dabei hauptsächlich durch isometrische bzw. exzentrische Muskelaktivierung überwunden. Explosive, konzentrische Muskelaktivierungen kommen im modernen Skirensport vorwiegend bei Korrekturbewegungen zur Anwendung (Vogt et al., 2005).

Die Muskelfasercharakteristik muss bei Skirennfahrern differenziert betrachtet werden, da die meisten der dazu erfolgten Untersuchungen Ende der 1970er, Anfang der 1980er Jahre durchgeführt wurden (Bergh et al., 1978; Karlsson, Eriksson, Forsberg, Källberg & Tesch, 1978; Komi, Rusko, Vos & Vihko, 1977, Nygaard et al., 1978; Steadman, Swanson, Atkins & Hagerman, 1987; Tesch, 1995) und somit ein Bezug auf die technische Veränderung und das Material im aktuellen alpinen Skilauf nicht ohne weiteres durchgeführt werden kann. Einzig eine aktuelle Studie wurde bezüglich Muskelfaserverteilung und Carvingtechnik durchgeführt (Vogt et al., 2005). Zusätzlich beziehen sich Untersuchungen hierzu meist auf den Oberschenkelmuskel M. vastus lateralis, was die Aussagekraft lokal begrenzt. In den frühen Studien zeigte sich bei männlichen Athleten eine Dominanz der ST-Fasern von 57% (n = 12, Intervall von 30-79%; (Karlsson et al., 1978)), ca. 48% (n = 4, Intervall von 38-64%; (Bergh et al., 1978)), 60% (n = 3, Intervall von 51-70%; (Tesch, Larsson, Eriksson & Karlsson, 1978)) im M. vastus lateralis. Diese mögliche Dominanz der ST-Fasern wird so auch von Vogt

et al. (2005) sowohl bei männlichen ($n = 4$, $63.8 \pm 4.4\%$), als auch weiblichen ($n = 4$, $65.3 \pm 3.7\%$) Nachwuchssportlern in der neueren Untersuchung bestätigt. Zugleich ist das Verhältnis der Faserquerschnittsfläche von Typ II zu Typ I-Fasern des M. vastus lateralis als mehrfach gemessener Parameter von Bedeutung, da sich anhand dessen eine Spezifizierung der Sportart (Ausdauerungsverhältnis ~ 1 , Schnellkraftsportler bis >2) darstellen lässt. Hier maßen Wissenschaftler ein Flächenverhältnis Typ II/Typ I von 1.14 (Karlsson et al., 1978) und bei Vogt et al. (2005) kamen die Autoren bei Herren auf 1.29 und bei Damen auf 1.16. Ein hohes Verhältnis deutet auf eine spezifische Anpassung an die Sportart Ski Alpin hin. Regelmäßiges Training im alpinen Rennlauf lässt die Typ-II-Fasern stärker hypertrophieren als die Typ-I-Fasern. Ein hoher Wert im Fasergrößenverhältnis geht mit einer guten Slalomzeit einher und umgekehrt. Es gibt laut Vogt et al. (2005) zwischen Fasergrößenverhältnis und Slalomzeit einen signifikanten Zusammenhang von $r = -0.79$.

Nach diesen Autoren ist davon auszugehen, dass die motorischen Einheiten langsamer Muskelfasern relativ klein sind. Pro motorische Einheit werden deshalb nur wenige Fasern angesteuert. Ein hoher Anteil an Typ-I-Fasern führt daher dazu, dass es zu einer feineren Ansteuerung der Muskelfasern kommt, was für die hohen koordinativen Anforderungen im alpinen Skirennlauf von Vorteil ist. Dies würde auch Ergebnisse von Thorstensson, Larsson, Tesch & Karlsson (1977) und Nygaard et al., (1978) unterstützen, die bei unerfahrenen Skifahrern eine geringere ST-Rekrutierung, sowie auch einen höheren ST-Faser Anteil bei sehr guten Skifahrern gegenüber weniger Geübten vorfanden (Steadman et al., 1987). ST-Fasern haben für den Skifahrer den Vorteil einer höheren Ermüdungswiderstandsfähigkeit gegenüber Ischämie und lokaler Hypoxie, die aufgrund der Muskelbeanspruchungsform auftritt (Turnbull, Kilding & Keogh, 2009).

Im Gegensatz dazu fordern Hartmann et al. (2005) in ihrer Studie und Modellierung eher folgende Muskelfasermuskelzusammensetzung für alpine Skirennläufer, die aber – wie Turnbull et al. (2009) über die Rolle der Muskelfaserverteilung anmerkt – wissenschaftlich genauer untersucht werden muss:

- 50-60 % MHC I
- 30-40 % MHC IIa

- 05-10 % MHC IIx

Diese Einteilung in myosin heavy chain (MHC) und die damit verbundene Differenzierung und Nomenklatur für und zwischen (Säuge-) Tier und Mensch sollte die Konfusion über den Bereich der Muskelfaserzusammensetzung beseitigen: „Mammalian skeletal muscles can be generally classified into two major groups, slow-twitch and fast-twitch, based on their intrinsic contractile properties, which are, in part, determined by their MHC expression profiles. Slow muscles of mammals predominantly express the slow type I MHC isoform with some varied proportion of type IIa, the slowest of the fast MHCs (...). Fast muscles of small mammals (...) predominantly express the two fast isoforms, IIx and IIb, with variable proportions, depending on the muscle, the region of the muscle, or the specific animal. It is interesting to note that, although the IIb MHC gene has been identified in the human genome, evidence for its expression at the protein level has not been reported. Thus, in human muscle, there appears to be only two fast isoforms that are expressed (IIa and IIx) in addition to the slow type I MHC.” (Baldwin & Haddad, 2001, S. 341)

Hierauf bezogen konnten jedoch Vogt et al. (2005) leider keine genauen Aussagen treffen, da sie MHC Typ IIx-Fasern bei ihren Athleten nicht bestimmen konnten.

6.1.2. Glykogenverbrauch unter Belastung

„Glycogen is utilised as both an aerobic and anaerobic energy source by exercising muscles” (Andersen & Montgomery, 1988, S. 213). Diese Aussage bezieht sich auf mehrere Pionierarbeiten (Eriksson, Nygaard & Saltin, 1977; Nygaard et al., 1978; Tesch et al., 1978), die, ausgehend von der Annahme, dass der Körper beim alpinen Skifahren hohen Belastungen ausgesetzt ist und sowohl die aerobe, als auch anaerobe Energiebereitstellung in nicht unerheblichem Maße fordert, eine markante Reduktion der Glykogenspeicher im Muskel nach längerdauernder skifahrerischer Belastung feststellen konnten. Nygaard et al. (1978) stellten dabei an Skifahrern (5 Frauen und 23 Männer) verschiedener Könnensstufen (Anfänger bis Teilnehmer an nationalen Meisterschaften) eine Reduktion im M. vastus lateralis um $33 \pm 9.3 \text{ mM.kg}^{-1}$ an Tag 1 und $31 \pm 10.5 \text{ mM.kg}^{-1}$ an Tag 5 bei Abfahrten mit kürzeren Strecken, sowie eine Reduktion um $33 \pm 9.7 \text{ mM.kg}^{-1}$ und $28 \pm 8.4 \text{ mM.kg}^{-1}$ bei längeren Strecken fest.

Interessanterweise fanden die Autoren bei besseren Skifahrern eine höhere Reduktion, d.h. Nutzung der Glykogenspeicher, von $38 \pm 8.4 \text{ mM.kg}^{-1}$ gegenüber weniger Geübten mit einer Reduktion von $28 \pm 7.0 \text{ mM.kg}^{-1}$. Jedoch muss man beachten, dass die besseren Skifahrer sowohl eine höhere Geschwindigkeit fahren, als auch eine um 20-30% längere Strecke an dem Testtag bewältigten.

Bezogen auf die Glykogennutzung und die Muskelfasercharakteristik stellten die Autoren ebenfalls fest, dass ST-Fasern eine höhere Reduktion aufwiesen als FT-Fasern. Auch hier ließen sich Unterschiede bezüglich des Fertigniveaus herauslesen, sodass bessere Fahrer ST-Fasern und FTa-Fasern beanspruchten, wohingegen FTb-Fasern keine Reduktion aufwiesen. Bei den weniger geübten Fahrern waren ST-Fasern und FTb-Fasern beansprucht, wohingegen FTa-Fasern fast keine Veränderung aufwiesen. Tesch et al. (1978) konnten in ihrer Untersuchung ähnliche Ergebnisse aufzeigen. Hierbei zeigten die professionellen Skifahrer (Mitglieder Nationalteam Schweden) eine Reduktion von 32 mmol.kg^{-1} und die körperlich aktiven Skifahrer (Studenten) eine Reduktion von 22 mmol.kg^{-1} im M. vastus lateralis nach jeweils einem Tag freien Fahrens. Ebenso stellten diese Autoren fest, dass die professionellen Skifahrer ebenfalls eine höhere Ausnutzung der Glykogenspeicher der ST-Fasern haben und dementsprechend weniger geübte Fahrer einen höheren Anteil an FT-Fasern nutzen. Bezogen auf Unterschiede in den Disziplinen konnten Tesch et al. (1978) eine höhere Reduktion (34 mmol.kg^{-1}) nach einem Tag Riesenslalom (RS) gegenüber Slalom (Reduktion um 22 mmol.kg^{-1}) feststellen, jedoch wurde keine statistische Signifikanz ermittelt.

Um der neueren Carvingtechnik und den damit veränderten Belastungsbedingungen beim alpinen Skifahren gerecht zu werden, untersuchten Vogt et al. (2005) eine Reihe von Parametern bei Skiathleten. Hinsichtlich der Glykogennutzung konnte eine Abnahme der Glykogenspeicher im M. vastus lateralis nach einem Trainingstag mit Schwerpunkt Slalom von 57.3 Prozent bei den Herren und 32.0 Prozent bei den Damen festgestellt werden. Auch hinsichtlich der Fasertypennutzung fanden Vogt et al. (2005) eine deutliche Dominanz der ST-Fasern (Typ-I) gegenüber den FT-Fasern (Typ-II), die bei den Herren schon nach relativ kurzer Zeit (4 Trainingsläufe) erkennbar war. Diese Ergebnisse stützen somit die Studien aus den 70er Jahren, obwohl Technik, Material und Training große Änderungen durchlaufen haben.

Wenn man annimmt, dass die fasertypspezifische Entleerung das Muskelaktivierungsmuster repräsentiert, kann man laut Vogt et al. (2005) davon ausgehen, dass durch alpines Skitraining besonders die langsamen Typ-I-Fasern rekrutiert werden. Die oxidativen Typ-I-Fasern sind ermüdungsresistenter und können die isometrisch-exzentrische Muskelaktivierung während der Schwungphasen länger und effektiver aufrechterhalten (Andersen & Montgomery, 1988; Turnbull et al., 2009). Leistungsfähige Skiathleten haben die Fähigkeit, ihre Glykogenspeicher praktisch vollständig zu entleeren. Laut Vogt et al. (2005) deutet dies auf eine sehr umfassende Aktivierungsfähigkeit der Muskulatur hin. Werden die entleerten Glykogenspeicher nach dem Training ungenügend aufgefüllt, kann die muskuläre Leistungsfähigkeit bei alpinen Skirennläufern auf Grund des hohen Glykogenverbrauchs negativ beeinflusst werden (Vogt et al., 2005).

Somit ist der Parameter der Glykogenutzung und Entleerung weniger auf eine einzelne Fahrt in einer Disziplin hin interessant, sondern macht sich bei mehrtägiger Belastung bzw. täglichem Training bemerkbar, da eine Glykogenreduzierung in der Muskulatur zur vorzeitigen Ermüdung führen kann, die Energiebereitstellungsrate nicht mehr erhalten werden kann sowie die Laktatproduktion verringert ist (Jacobs, 1981). Karlsson (2005) zeigt hierzu eine deutliche Abnahme der Glykogenspeicher über eine mehrtägige Skibelastung.

6.1.3. Energetische Systeme und Anforderungen des alpinen Skirennlaufs

Der alpine Skirennlauf ist eine hochintensive Sportart mit hohen physiologischen Anforderungen. Dementsprechend erfolgt die Energieproduktion sowohl aus dem aeroben, als auch anaeroben Stoffwechsel, was in mittleren bis hohen unter Realbedingungen gemessenen Sauerstoffaufnahmewerten (VO_2) sowie Blutlaktatwerten bis zu 12 mmol.l^{-1} oder höher zum Ausdruck kommt (Duvillard et al., 2001).

Vogt et al. (2005) berichten in ihrer Studie von einem sehr hohen Energieverbrauch bei wettkampfmäßigem Skitraining (5:20 h, 16 Slalomläufe). Für die untersuchten Herren errechneten die Autoren einen Energieverbrauch von $3001 \pm 325 \text{ kcal pro Stunde}$, vorausgesetzt, dass die reine Belastungsphase als pausenlose Belastung

stattfände. Für die Berechnung der Belastungsphase nahmen die Autoren als Startpunkt den Beginn des Slalomlaufes und als Endpunkt die Normalisierung der VO_2 -Kurve (in der Studie als Sauerstoffschuld bezeichnet). Der Energieverbrauch bei den Damen lag um 34.1 Prozent signifikant niedriger. Ausgedrückt über den Gesamtsauerstoffverbrauch ergeben sich somit für einen 45-sekündigen Slalomlauf metabolische Belastungen für beide Geschlechter von über 200 Prozent VO_{2max} (Vogt et al., 2005). Jedoch lag die real gemessene VO_{2peak} bei den Herren bei 67.5% VO_{2max} und bei den Damen bei 75.6% VO_{2max} . Korrigiert um die Reduzierung der VO_{2max} mit ansteigender Höhe, würde die Ausschöpfung der VO_{2max} auf 81% bei den Herren und 91% bei den Damen steigen. Saibene, Cortili, Gavazzi & Magistri (1985) berechneten die Energiebereitstellung für einen 82-sekündigen Riesenslalom (RS) über VO_2 , „Sauerstoffschuld“ und Laktat-Produktion und kamen auf einen Wert für die metabolische Leistung von $72 \text{ ml O}_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$, was bei ihren Athleten ca. 120% der VO_{2max} entsprach. Die reine VO_2 -Belastung entsprach ungefähr 80% VO_{2max} . Bei Tesch et al. (1978) wird von gemessenen VO_2 -Werten von 90% VO_{2max} für sehr gute und ca. 65-75% VO_{2max} für weniger geübte Skifahrer berichtet (Tesch et al., 1978). Eine ähnliche Studie von Veicsteinas, Ferretti, Margonato, Rosa & Tagliabue (1984) berichtet von metabolischen Belastungswerten von 200% VO_{2max} für SL in einer Zeit von ca. 55s und 160% für RS in einer Zeit von ca. 70s für professionelle Skifahrer. Die Kontrollgruppe kam auf einen Belastungswert von ca. 130% im RS bei einer Belastungszeit von ca. 77s. Die real gemessenen VO_2 -Werte entsprachen ca. 75% VO_{2max} für SL, 65% VO_{2max} für RS und ca. 75% VO_{2max} für die Kontrollgruppe. Da jedoch die Tests zur Bestimmung der VO_{2max} auf Seehöhe stattfanden und die Messwerte der Feldtests auf ca. 2850m, müssten die VO_{2max} -Werte dementsprechend reduziert werden. Somit würde die Ausschöpfung der VO_{2max} bei ihren Athleten auf ca. 85-100% ansteigen.

Für die energetischen Berechnungen muss man jedoch beachten, dass z.B. für 1 $\text{mmol} \cdot \text{L}^{-1}$ Anstieg des Blutlaktats – gemessen nach Zeitpunkt x nach der Belastung – ein Sauerstoffäquivalent von $3.15 \text{ ml O}_2 \cdot \text{kg}^{-1}$ angenommen wird. Wie Turnbull et al. (2009) erwähnen, ist dies gerade bei hochintensiver Belastung und Höhenexposition fehlerbehaftet. Zudem ist der Faktor der ‚Sauerstoffschuld‘ bzw. der Nachbelastungssauerstoffaufnahme (EPOC) ebenfalls nur ein Annäherungswert. Dementsprechend ist es schwierig, die reale Energiebereitstellung der reinen

Belastungsphase zu bestimmen, jedoch kann davon ausgegangen werden, dass der aerobe Anteil zwischen 40-45% (Andersen & Montgomery, 1988), bzw. nach neueren Untersuchungen „deutlich über 50 Prozent liegt“ (Vogt et al., 2005, S. 54). Als Begründung dafür sehen diese Autoren die stärkere Glykogen-Entleerung der oxidativ besser ausgestatteten Typ-I-Muskelfasern.

Diese Ansicht, dass sowohl SL, als auch RS VO_2 -Werte von 80-100% VO_{2max} erfordern, wurde kürzlich von Duvillard, Bacharach & Stanek (2009) in Frage gestellt. Diese Autoren fanden bei ihren Nachwuchsathleten (Alter = 16.8 ± 1.4 Jahre, Gewicht = 73.5 ± 9.7 kg, $\dot{V}O_2 = 58.0 \pm 4.7$ ml.kg⁻¹.min⁻¹) in einem 60-s RS-Lauf mittlere VO_{2max} -Werte von ca. 50% und VO_{2peak} -Werte von ca. 60% und folgerten, dass die eigentliche Belastung des Skilaufs weitaus geringer sei, als bisher angenommen.

Aufgrund der geringen Anzahl an Studien, sowie nur zwei Untersuchungen (Duvillard et al., 2009; Vogt et al., 2005), die der aktuellen technischen Entwicklung im Skilauf gerecht werden, sowie den Problemen, die mit Feldmessungen (stabile äußere Bedingungen, Messgeräte, Messeinheiten, Mittelwerte, Peak-Werte) einhergehen, müssen weitere Studien folgen, um eine abschließende Aussage bezüglich Energiebereitstellung aus aerobem und anaerobem Metabolismus treffen zu können.

6.1.4. Messparameter und ihre Verhältnisse zur Leistung

Diverse Messparameter aus Erhebungen mit Skifahrern verschiedener Könnensstufen wurden in Studien der letzten 30 Jahre erhoben. Wie Impellizzeri et al. (2009) anmerken, dienten diese Studien vor allem dazu „a) comparing skiers of different competitive levels or b) correlating the results of physiological tests with performance“ (S. 272). Eine einheitliche Meinung und Aussage daraus lässt sich nach heutigem Stand der Dinge jedoch nicht ableiten.

6.1.4.1. Aerobe Messparameter

Aerobe Leistungsfähigkeit, ausgedrückt als VO_{2max} oder maximale aerobe Leistung (MAP in Watt) wird und wurde von einigen Autoren als grundlegender Faktor des Erfolgs im alpinen Skifahren angesehen. Ausgehend von den Untersuchungen an der

schwedischen Nationalmannschaft Ende der 70er Jahre, kamen Karlsson et al. (1978) zu der Aussage, dass alpine Skifahrer eine hohe aerobe Leistungsfähigkeit besitzen und diese damit auch notwendig sei - Ingemar Stenmark, damaliger Ausnahmeskifahrer, kam auf eine VO_{2max} von $70 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$. Eine Übersicht über aerobe Leistungsfähigkeit findet sich bei Andersen & Montgomery (1988). Jedoch konnten die meisten Studien bezüglich dieses Parameters keine Unterschiede zwischen verschiedenen Leistungsniveaus feststellen. So kamen weder Haymes & Dickinson (1980), Brown & Wilkinson (1983) noch White & Johnson (1991) zu Unterschieden zwischen verschiedenen Leistungsniveaus. Neuere Untersuchungen, auch an größeren Kollektiven ($n = 34$, italienische Nationalmannschaft), unterstützen und erweitern diese Aussage, da Impellizzeri et al. (2009) weder zwischen zwei Leistungsniveaus, noch zwischen Athleten der Abfahrtsdisziplinen (Downhill, DH und Super-G, SG) oder den Technikdisziplinen (SL, RS) Unterschiede bzgl. der VO_{2max} fanden.

Einzig zwei Studien fanden Korrelationen zwischen VO_{2max} und Rennleistung. Haymes & Dickinson (1980) konnten bei den Damen für DH eine negative Korrelation von $r = -0.66$ zwischen VO_{2max} und FIS-Punkten feststellen, dies war jedoch weder im GS oder SL noch bei den Herren nachzuweisen. Auch Neumayr, Hoertnagl, Pfister & Koller (2003) konnten eine sehr gute Korrelation zwischen VO_{2max} und FIS Weltcup Platzierung des Jahres 1998 finden: $r^2 = 0.96$, $n = 7$. Jedoch gilt auch hier die Einschränkung, dass dies nur für die männlichen sogenannten „Abfahrer“ (DH, SG) und nur für die Saison 1998, jedoch nicht für die anderen untersuchten Saisonen 1997, 1999 und 2000 galt. Weder bei den Frauen, noch in den technischen Disziplinen RS und SL, konnte ein entsprechender Leistungszusammenhang festgestellt werden. Diese konträren Aussagen führten zu einer Diskussion, die aufgrund mangelnder Anzahl konkreter Fakten aus Studien nicht beendet zu sein scheint (Impellizzeri et al., 2009; Maffioletti, Impellizzeri, Rampinini, Bizzini & Mognoni, 2006; Neumayr et al., 2003). Jedoch merkte Tesch (1995) an, dass „these results suggest that skiing per se does not promote adaptations of the magnitude typically shown in endurance athletes. It has been put forth that the high values reported for some teams or individual athletes rather reflect emphasis on more systematic off-snow aerobic conditioning. The fact that the Swedish National Team over the last 10-yr period consistently displayed an average VO_{2max} above $65 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ (unpublished observation; personal

communications) thus may not necessarily reflect the sport specific need. Nevertheless, maximal aerobic power or aerobic capacity are unlikely determinants for success in competitive Alpine skiing.” (S. 311). Dazu fügt Turnbull et al. (2009) ebenfalls an: „However, it is unclear whether aerobic energy supply is important for ski racing or whether it is a consequence of the large training load some nations administer.” (S. 150). Eine weitere interessante Beobachtung lässt sich über einen Zeitraum von einer Saison (Bosco, Cotelli, Bonomi, Mognoni & Roi, 1994; Gross, Breil, Lehmann, Hoppeler & Vogt, 2009; Koutedakis, Boreham, Kabitsis & Sharp, 1992) bzw. mehreren Saisonen (Bacharach & Duvillard, 1995; Neumayr et al., 2003) bzw. einer Langzeituntersuchung über einen Zeitraum von zehn Jahren machen. Fanden Koutedakis et al. (1992) über eine Wintersaison hinweg bei ihren Athleten (n = 18) noch eine Abnahme sowohl der VO_{2max} und der ventilatorischen Schwelle (T_{vent}) von ca. 10%, kamen Gross et al. (2009) zu einem gegenteiligen Ergebnis. Ihre Athleten (n = 16, TN Nationalmannschaft) steigerten sowohl ihre absolute VO_{2max} (4.47 ± 0.37 L.min⁻¹ vs. 4.23 ± 0.40 L.min⁻¹), als auch ihre relative VO_{2max} (55.2 ± 5.2 ml.kg⁻¹.min⁻¹ vs. 52.7 ± 3.6 ml.kg⁻¹.min⁻¹), jedoch nicht ihre auf das Körpergewicht normalisierte maximale und VO_2 -Wattleistung. Über einen Zeitraum von drei Saisonen jedoch stellten Neumayr et al. (2003) einen Anstieg der relativen Maximalleistung (W.kg⁻¹) sowohl bei n = 20 Damen (3.7 ± 0.5 vs. 4.3 ± 0.4), als auch bei n = 28 Herren (4.2 ± 0.3 vs. 4.7 ± 0.4) fest. Die relative VO_{2max} blieb über den untersuchten Zeitraum gleich. Dieser Trend wurde kürzlich mit einer Langzeituntersuchung von Maffioletti et al. (2009) untermauert. Diese Autoren fanden bei n = 98 Athleten einen Anstieg der maximalen aeroben Leistung (MAP) in W.kg⁻¹ von 3.93 ± 0.26 auf 4.30 ± 0.31 über sieben Tests von 1999-2005 bei gleich bleibender Körpermasse, aber jedoch gleichzeitig abnehmendem Körperfettanteil. Diese Veränderung assoziierten die Autoren mit möglichen Änderungen in der Trainingsgestaltung außerhalb des Schneetrainings, sowie mit veränderten technischen Bedingungen des modernen Skifahrens und schließen mit folgendem Statement ab: „We are of the opinion that evidence-based research is lacking regarding physiological requirements of competitive alpine skiing, skiing performance and injury rate“ (Maffioletti et al., 2009, S. 372).

6.1.4.2. Anaerobe Messparameter

Hinsichtlich der anaeroben Leistungsfähigkeit und ihrer Bedeutung, sowohl für die Energiebereitstellung, als auch als Bestimmungsparameter für das skifahrerische Niveau, lassen sich ebenfalls keine eindeutigen Aussagen treffen.

Unumstritten ist, dass ein nicht unerheblicher Teil der Energie für die skifahrerische Leistung aus anaerober Energiebereitstellung erfolgen muss. Ob die Sportart Ski Alpin, bzw. korrekterweise jede einzelne Disziplin, als dominant anaerob oder aerob zu bezeichnen ist, bleibt weiterhin Gegenstand der Diskussion in der Fachliteratur.

Die Arbeitsweise der beanspruchten Muskulatur im alpinen Skirennlauf besteht hauptsächlich aus isometrischen und exzentrischen Muskelkontraktionen (Ferguson, 2010). Sie ist eminent wichtig, um der Schwerkraft und den auftretenden Fliehkräften im Kurvenverlauf entgegen wirken zu können (Andersen & Montgomery, 1988). Jedoch führt diese Arbeitsweise zu einer verminderten Durchblutung in der aktivierten Muskulatur (Ischämie), was wiederum in einem Mangel an Sauerstoff resultiert. Bei einer solchen lokalen Hypoxie in den Muskelzellen kann ATP nicht mehr ausschließlich aerob produziert werden und wird daher vermehrt durch den anaerob-laktaziden Stoffwechsel generiert. "Diminished blood perfusion in muscle tissue in competitive skiers was strongly associated with tissue deoxygenation", so Duvillard (2005, S. 257). Die isometrische Muskelaktivität und damit die Aktivierung des anaeroben Stoffwechsels ist in den unterschiedlichen Disziplinen des alpinen Skilaufs unterschiedlich stark ausgeprägt. Szmedra, Im, Nioka, Chance & Rundell (2001) berichten, dass es im Riesenslalom im Vergleich zum Slalom zu einem größeren Mangel an Sauerstoff und damit wohl zu einer vermehrten Aktivierung des anaeroben Metabolismus kommt. Ihre Studie untersuchte die Veränderungen im Muskelblutvolumen (BV) und der Sauerstoffsättigung im Hämoglobin/Myoglobin (OD). „Absolute ΔOD was 33 % greater (...) during the GS than during SL for all subjects" (Szmedra et al., 2001, S. 233). Die dynamische Fahrweise im Slalom erlaubt laut Szmedra et al. (2001) eine bessere Durchblutung der arbeitenden Muskeln. Im Slalom wird die Muskulatur noch ausreichend mit Sauerstoff versorgt, daher ist der anaerobe Stoffwechsel weniger beansprucht als im Riesenslalom. Dennoch ist laut Veicsteinas et al. (1984) der gesamte Energieverbrauch im Slalom um 20 Prozent größer als im Riesenslalom.

Zusätzlich dazu spielt auch die teilweise Höhenexposition (hypobare Hypoxie) der Sportart Ski Alpin eine Rolle, warum vermehrt der anaerobe Metabolismus an der Energieversorgung der arbeitenden Muskulatur beteiligt ist.

Der Hauptaspekt jedoch, warum der anaerobe Metabolismus und die anaerobe Energiegewinnung beteiligt sind, ist die Kürze der Arbeitszeit – je nach Disziplin zwischen 45 s und 2,5 min – in Kombination mit der hohen Intensität und der damit verbundenen benötigten Energie. Nimmt man Laktat (LA) als Schätzparameter für den Grad der Aktivierung des anaeroben Energiesystems, so stellten z.B. Tesch et al. (1978) nach einer Minute Belastung Laktatkonzentration(en) [LA] von 13.4 und 12.3 mmol.kg⁻¹ Muskelfeuchtgewicht fest. Saibene et al. (1985) kamen in ihrer 82-sekündigen Belastung auf Nachbelastungslaktatwerte von 6.8 ± 0.9 mmol.L⁻¹, gemessen fünf Minuten nach Belastungsende. Auch erwähnen diese Autoren, dass Nachbelastungs-LA-Werte von 9.0 mmol.L⁻¹ nach einem internationalen Skirennen gemessen wurden. Karlsson et al. (1978) kamen nach einer 93 s Riesenslalom-Belastung auf Werte von 13.0 mmol.L⁻¹ (Range 8.0 bis 15.7 mmol.L⁻¹). Auch bei Veicsteinas et al. (1984) werden relativ hohe Δ[LA] von 11.7 ± 2.7 bzw. 12.4 ± 1.9 mmol.L⁻¹ für SL und RS bzw. 8.8 ± 3.3 mmol.L⁻¹ für die Kontrollgruppe erwähnt.

Neuere Untersuchungen (Duvillard et al., 2009; Vogt et al., 2005) fanden niedrigere [LA]-Werte vor. In einer 60 s RS-Belastung maßen Duvillard et al. (2009) Nachbelastungs-LA-Werte von 5.6 mmol.L⁻¹ drei Minuten nach Belastungsende. Angaben über Ruhe-LA-Werte fehlen. Bei Vogt et al. (2005) hingegen waren über alle 16 gemessenen SL-Läufe (Dauer à 45 s) Start-[LA]-Werte von 3.50 ± 0.26 mmol.L⁻¹ bei den Damen und 2.85 ± 0.58 mmol.L⁻¹ bei den Herren sowie End-[LA]-Werte von 6.52 ± 0.28 mmol.L⁻¹ bei den Damen und 5.71 ± 0.86 mmol.L⁻¹ bei den Herren angegeben. Somit ergab sich nur eine Differenz von ca. 3 mmol.L⁻¹. Die hohen Start-[LA]-Werte sind eher auf äußere Umstände – die Höhenexposition lag bei über 3000m und die Trainingsbelastung ohne vollständige Erholung zwischen den Läufen – zurückzuführen. Interessanterweise nahmen über die 16 Läufe sowohl die Start-, als auch die End-[LA]-Werte ab. Dies folgerten die Autoren mit der Verringerung der Glykogenspeicher. „Die Laktatbildung hängt einerseits von der Belastungsintensität ab, andererseits aber auch von der Substratselektion“ (Vogt et al., 2005, S. 53). Diese Autoren zeigten auf, dass die Verringerung der Muskelglykogenspeicher mit

niedrigeren Laktatwerten im Ziel einhergeht. Nach Vogt et al. (2005) gibt es ebenso eine Beziehung zwischen Energieverbrauch und [LA] im Ziel. Sie fanden für diese Beziehung bei Herren eine hohe Korrelation ($r = 0.996$, $n = 4$), nicht jedoch für die Damen. Diesen geschlechtsspezifischen Unterschied begründen die Autoren damit, dass die Damen in ihrer Studie mit 20.5 Prozent einen deutlich höheren Körperfettgehalt aufwiesen als die Herren. Wird die [LA] im Ziel mit dem Energieverbrauch pro kg Magermasse (LBM) in Beziehung gesetzt, findet man für beide Geschlechter eine hohe Korrelation (Herren: $r = 0.930$, $n = 4$; Damen: $r = 0.995$, $n = 4$). Daher sehen Vogt et al. (2005) die Laktatwerte nach einem Slalomlauf als indirekten Hinweis auf den Gesamtenergieverbrauch.

Die Studien von Vogt et al. (2005) und die Übersichtsarbeit von Andersen & Montgomery (1988) stellen einen Zusammenhang zwischen Laktatanstieg, Muskelfasercharakteristik, Glykogenentleerung und Energieverbrauch fest. „Lactate concentration was positively correlated to the muscle fibre composition expressed as percentage FT fibres (fast twitch fibres)“ (Andersen & Montgomery, 1988, S. 214). FT-Fasern generieren ihre Energie hauptsächlich aus dem anaeroben glykolytischen Stoffwechsel und produzieren dabei Laktat. Hierzu passt, dass Komi et al. (1977) in ihrer Studie zu dem Ergebnis kamen, dass alpine Skirennläufer, im Vergleich zu anderen Sportlern, die höchste Aktivität der Enzyme Laktatdehydrogenase und Kreatinphosphokinase in ihrer Muskulatur vorweisen. Beide Enzyme sind für den anaeroben Metabolismus wichtig.

Zu beachten gilt bei der Nutzung des Parameters LA jedoch, dass es keine Zusammenhänge zwischen End-[LA] bzw. LA-Bildungsrate und fahrerischer Leistung in einer der Disziplinen gibt, d.h. der schnellere Fahrer hat nicht unbedingt höhere [LA]-Werte, was theoretisch zu erwarten wäre.

Anders sieht es bei anaeroben Tests aus, die häufig bei Tests mit Skifahrern eingesetzt werden. Turnbull et al. (2009) und Andersen & Montgomery (1988) liefern dazu eine gute Übersicht. Hier jedoch merken Impellizzeri et al. (2009) an, dass „previous studies did not consistently show that (...) anaerobic power (Wingate or jump tests) could discriminate between skiers of different levels and/or correlate with performance“ (Impellizzeri et al., 2009, S. 273). Dies bestätigte sich auch in ihrer Studie für unterschiedliche Leistungsniveaus. Wurden die Gruppen in Abfahrts- und

Technikdisziplinen unterteilt, zeigte sich hingegen eine höhere Leistung beim 45 s Counter-Movement-Jump (CMJ) bei den Technikdisziplinen. Hinsichtlich einer Veränderung wie bei den aeroben Parametern fanden Koutedakis et al. (1992) über eine Saison hinweg keine Unterschiede bei maximaler (P_{max}) und mittlerer (P_{mean}) Leistung eines 30 s Wingate Anaerobic Test, während Bosco et al. (1994) einen Anstieg diverser Sprungparameter über den Verlauf einer Saison fanden. Passend zum oben erwähnten Anstieg der MAP fanden Maffiuletti et al. (2009) in ihrer Langzeituntersuchung eine Abnahme der anaeroben Leistung, hier ausgedrückt durch squat jump power (SJP) bzw. oben erwähnten 45 s CMJ. Letzterer Parameter zeigte keine Veränderung, wohingegen SJP ca. 10% abnahm. Die Autoren schlussfolgerten daraus, dass diese Veränderungen „probably reflect a real transformation of the physiological profile of elite alpine skiers“ (Maffiuletti et al., 2009, S. 371).

6.2. Biomechanisch-muskuläre Anforderungen der Sportart Ski alpin

Die physiologisch-metabolische Antwort ist bedingt durch die Belastung, die durch die Ausübung der Sportart entsteht. In Untersuchungen an der Oberschenkelmuskulatur (M. vastus medialis, M. vastus lateralis, M. rectus femoris, welche für die Sportart Ski alpin als wesentlich betrachtet werden) von acht männlichen Skirennläufern mittels Elektromyographie (EMG) und elektrischen Goniometern in der Disziplin Riesenslalom, wiesen Berg, Eiken & Tesch (1995) eine insgesamt hohe Aktivität des M. quadriceps nach, in der exzentrische Muskelarbeit dominant gegenüber konzentrischer Muskelarbeit auftrat. Die höchste Aktivierung mit ca. 74% der maximal willentlich erzeugbaren Kontraktion (MVC) zeigte der Muskel in der späten exzentrischen Phase eines Schwungs. Außerdem traten nur sehr geringe Gelenkwinkelgeschwindigkeiten auf (20-40°/s), während sich die Kniewinkel in Bereichen zwischen 66-144° bewegten.

Die höhere exzentrische Muskelarbeitsweise lässt bei Tesch (1995) die Frage aufkommen, weshalb die metabolische Antwort so hoch ausfällt und Werte von bis zu 100% VO_{2max} Ausschöpfung berichtet wurden, vor dem Hintergrund, dass exzentrische Muskelarbeit bei sehr geringem Energieaufwand ausgeführt werden kann.

Ähnliche Ergebnisse berichten auch Hintermeister et al. (1995), die bei sieben Athleten EMG Aufzeichnungen an den Muskeln tibialis anterior, gastrocnemius, vastus medialis, vastus lateralis, rectus femoris, semimembranosus, semitendinosus, biceps femoris, adductores und gluteus maximus sowie den Rumpfmuskeln rectus abdominis, obliquus externus, erector spinae während Slalom und Riesenslalom Fahrten aufzeichneten. Die Autoren fanden eine hohe EMG Aktivität für nahezu alle gemessenen Muskeln mit mittleren Amplituden zwischen 58-112% MVC und hohen Spitzenwerten in den Amplituden in der letzten Schwungphase. Allerdings bestand kein signifikanter Unterschied in den an der Kniestreckung beteiligten Muskeln zwischen Slalom und Riesenslalom, so dass sich die Aktivierung der Muskulatur in den beiden getesteten Disziplinen ähnelt (Hintermeister et al., 1995). Die Autoren fanden außerdem verschiedene Co-Kontraktionen in den getesteten Muskeln, was auf eine quasi-statische Komponente beim Skifahren hindeutet.

Diese statische Komponente, die sich in isometrischer Muskelaktivität niederschlägt, untersuchten Szmedra et al. (2001) im Slalom und Riesenslalom hinsichtlich der Dynamik des Blutvolumens und der Deoxygenierung des Muskelgewebes mittels Nahinfrarotspektroskopie (NIRS). Dabei testeten sie 30 Skirennläufer und maßen Winkel von Sprung-, Knie-, und Hüftgelenk (mittels Videoanalyse), Blutvolumen in Ruhe und unter Belastung, maximale Muskelgewebedeoxygenierung (Manschetten-induzierte Ischämie), und Unterschiede in Myo-/Hämoglobin im M. vastus lateralis. Die Gelenkwinkel im Riesenslalom waren dabei signifikant kleiner als im Slalom, was mit einem 33 % höheren Rückgang des Blutvolumens im Oberschenkel im Riesenslalom im Vergleich zu Slalom und einer 33% höheren Deoxygenierung im Riesenslalom einherging und relativiert zur Ischämie-Bedingung (Manschetten-induziert) bei allen getesteten Athleten höhere Werte im Riesenslalom aufzeigte. Szmedra et al. (2001) folgerten deshalb, dass mit der tieferen Position im Riesenslalom eine höhere statische Belastung einhergeht, die für den verminderten Blutfluss zur Arbeitsmuskulatur verantwortlich ist und die Gewebeoxygenierung beeinflusst.

Auch Ferguson (2010) kommt zu der Ansicht, dass „Alpine skiing is characterized by repeated phases of highforce isometric and eccentric contractions in which all fibre types are likely to be active. The ischaemic nature of the contractions, brought about by high levels of intramuscular pressure and reduction in blood flow, will inevitably result

in an accumulation of metabolic byproducts that will impact on the force-generating properties of muscle through various central and peripheral mechanisms. Peripheral fatigue will result through the inhibition of the contractile process. At the same time, central fatigue will result in the stimulation of afferent receptors within the muscle, which will inhibit voluntary activation of the muscle and cause a reduction in force output, as well as impacting on the tightly regulated motor control patterns.“ (S.408).

Aufgrund dieses Profils der Sportart, richtete sich der Fokus auf exzentrisches Krafttraining, um die Athleten gemäß der Charakteristik des Skirennlaufs optimal vorzubereiten. Gross et al. (2010) untersuchten die Effekte des sog. exzentrischen Radfahrens auf verschiedene Kraftparameter und fanden zwar keine signifikante Zunahme der isometrischen Maximalkraft, jedoch konnten sie im Vergleich zur Kontrollgruppe eine signifikante Zunahme der Oberschenkelmuskelmass (lean thigh mass) und der Höhe im Squat Jump nachweisen. Fein modulierende Bewegungen im exzentrischen Krafteinsatz verbesserten sich um 50% und scheinen somit im Training geeignet zu sein, die skispezifischen Bewegungsmuster nachzuahmen (Gross et al., 2010).

Vogt & Hoppeler (2014) schätzen die exzentrische Kraftkomponente, die die Sportart Ski alpin an die Athleten stellt, ebenfalls als sehr hoch ein und folgern daher bezüglich Training: „Eccentric muscle work is important in most sports. Eccentric muscle contractions enhance the performance during the concentric phase of stretch-shortening cycles, which is important in disciplines like sprinting, jumping, throwing, and running. Muscles activated during lengthening movements can also function as shock absorbers, to decelerate during landing tasks or to precisely deal with high external loading in sports like alpine skiing. The few studies available on trained subjects reveal that eccentric training can further enhance maximal muscle strength and power. It can further optimize muscle length for maximal tension development at a greater degree of extension, and has potential to improve muscle coordination during eccentric tasks. In skeletal muscles, these functional adaptations are based on increases in muscle mass, fascicle length, number of sarcomeres, and cross-sectional area of type II fibers. Identified modalities for eccentric loading in athletic populations involve classical isotonic exercises, accentuated jumping exercises, eccentric overloading exercises, and eccentric cycle ergometry. We conclude that eccentric

exercise offers a promising training modality to enhance performance and to prevent injuries in athletes. However, further research is necessary to better understand how the neuromuscular system adapts to eccentric loading in athletes.” (S.1446).

Insbesondere, weil sich die Sportart Ski alpin seit der Verwendung von Carving-Ski verändert hat, was seither vom Fahrer eine bessere sagittale Balance und höhere Schwungsteuerungsqualitäten zur Erhaltung einer zentralen Position über dem Ski fordert und darüber hinaus durch die schmalere Taille der Carving-Ski kleine Schwungradien möglich sind (Müller & Schwameder, 2003), wurde die Quantifizierung der auftretenden äußeren Kräfte für die Wissenschaft interessant. Dabei bestimmen Radius, Gewicht und Geschwindigkeit die Höhe der auftretenden Kräfte. Aus der Debatte über Verletzungsprävention in alpinen Skirennlauf stammen Studienergebnisse, die Zentripetalkräfte auf einem Riesenslalom Kurs mit 26 m vertikalem Abstand und dem Einfluss eines seitlichen Versatzes von 10, bzw. 12 m beschreiben, der durch die Veränderung des Schwungwinkels zu einer Geschwindigkeitsverringerung führen sollte (Spörri, Kröll, Schwameder, Schieffermüller & Müller, 2012). Es ergab sich hier eine starke Effektgröße (Cohen's $d = 1.000$) für den Vergleich der mittleren Zentripetalkraft relativiert auf das Körpergewicht (1.14 ± 0.03 N/BW für 26 m/10 m und 1.18 ± 0.04 N/BW für 26m/12m, die allerdings im Vergleich der Maximalwerte nicht auftrat (2.21 ± 0.2 N/BW zu 2.21 ± 0.19 N/BW).

Um die Auswirkungen des Ski-Radius auf die auftretenden Bodenreaktionskräfte zu bestimmen, wurden Riesenslalom-Ski mit unterschiedlichen Taillierungen verglichen, die unter optimalen Bedingungen zu einem kleinstmöglichen Radius von 27 m bzw. 35 m befähigen können (Spörri, Kröll, Haid, Fasel & Müller, 2015). Gemittelte Werte über einen Schwungzyklus betragen für Ski mit einem 27 m Radius 2.02 ± 0.22 N/BW und für 35 m Radius 2.00 ± 0.21 N/BW und wiesen nur eine geringe Effektgröße auf, während maximale Werte 2.89 ± 0.27 N/BW und 2.76 ± 0.22 N/BW bei einer Effektgröße von 0.775 betragen und somit höhere Spitzenwerte bei kleinerem Radius auftraten (Spörri et al., 2015).

Für die Disziplin Slalom analysierten Vaverka, Vodickova & Elfmark (2012) insgesamt 30 Schwünge von sechs Athleten in einem Kurs mit vertikalem Abstand der Tore von 14 m und einem horizontalen Versatz von 4 m und fanden durchschnittliche

Maximalwerte von 2244 N und eine durchschnittliche Bodenreaktionskraft von 1537 N, die direkt auf die Beinmuskulatur wirkt.

Gilgien, Spörri, Kröll, Crivelli & Müller (2014): „Comparing the mean and minimal turn radii between disciplines it is evident that Giant slalom has substantially smaller turn radii than Super-G and Downhill. Additional analysis of the data showed that the radial component is the main contributor to the increased F_{GRF} (ground reaction force) in giant slalom. Thus, the combination of small turn radii and speed leads to larger mean and maximum F_{GRF} in Giant slalom compared with Super-G and Downhill. Furthermore, in giant slalom, skiers' balance might be challenged simultaneously by small turn radii and high forces.“ (S.3). Weitere Untersuchungen mittels GPS-gestützter Messmethoden (differential global navigation satellite technology, DGNS) zu Bodenreaktionskräften lieferten übereinstimmende Werte zu den berichteten Ergebnissen und trugen zu dem Gesamtbild der hohen externen Kräfte bei, die auf Skirennläufer wirken (Gilgien, Spörri, Chardonens, Kröll & Müller, 2013). DGNS Messtechnik in Kombination mit Beschleunigungssensoren (inertia measurement unit, IMU) schließlich verband die Messung verschiedener Faktoren der Skirennlaufbewegungen (Brodie, Walmsley & Page, 2008) und mit Hilfe dieser neuen Messtechnik konnten die biomechanischen Faktoren des alpinen Skirennlaufs auch im Hinblick auf technisch-taktische Aspekte der Linienwahl untersucht werden (Hébert-Losier, Supej & Holmberg, 2014) und z.B. die Verteilung der mechanischen Energie als Qualitätsparameter eingesetzt werden, um durch Betrachtung der Trajektorie des Körperschwerpunkts die optimale Linie zwischen den Toren zu ermitteln (Supej, 2008).

6.3. Zusammenfassung Ski alpin

Grundsätzlich muss ein Skirennläufer in der Lage sein, den hohen durchschnittlichen Kräften und maximalen Kraftspitzen während eines Schwunges zu widerstehen und diese Belastungen über eine komplette Lauflänge zu tolerieren.

Eine exzentrisch-isometrische Arbeitsweise der Beinmuskulatur zu Schwungbeginn, übergehend in eine isometrisch-konzentrische Arbeitsweise gegen Schwungende, definiert den spezifischen Krafteinsatz. Dieser Krafteinsatz muss den Anforderungen genügen, die durch Masse, Geschwindigkeit und gewählten Radius an den Athleten

entstehen, wobei das Ziel ein kleinstmöglicher Radius bei größtmöglicher Geschwindigkeit ist. Sind die Krafftfähigkeiten des Athleten unzureichend, so wirkt sich das entweder auf den Radius (in einer Vergrößerung) oder die Geschwindigkeit (in einer Verringerung) aus.

Dies wiederum fordert die Kraftausdauer der Athleten, um den genannten externen Kräften über eine Belastungszeit bis zu 2.5 Minuten entgegenwirken zu können.

Für die dazu notwendige Energiebereitstellung beansprucht der Skirennlauf sowohl die aeroben wie auch die anaeroben energieliefernden Systeme in hohem Maße.

Gemäß dieses Profils werden die Schlüsselfaktoren für Erfolg durch leistungsdiagnostische Maßnahmen untersucht und das Training der Athleten gestaltet.

7. Physiologische Leistungsfähigkeit von paralympischen Athleten

Da ein Anforderungsprofil für paralympische Skirennläufer der sitzenden Klasse bisher noch nicht definiert wurde, soll im Folgenden zunächst dargestellt werden, welche Besonderheiten paraplegische Athleten im Hinblick auf ihre physiologische Leistungsfähigkeit aufweisen. Dazu werden Ergebnisse aus Forschungsarbeiten herangezogen, die sich mit den Variablen der kardiorespiratorischen und pulmonalen Parameter und deren Auswirkung auf energiebereitstellende Vorgänge und die dabei eingesetzte Muskulatur befassen.

7.1. Beanspruchte Muskulatur und Muskelfasercharakteristik

Einhergehend mit einer Rückenmarkverletzung, die in Tetra- oder Paraplegie resultiert, verändert sich die Muskelfaserzusammensetzung der von Lähmung betroffenen Muskeln. Dabei kommt es zu einer Veränderung in der Zusammensetzung an Muskelfasern, die sich in einer Verlagerung hin zu schnellen, glykolytischen Typ-IIb Fasern mit einem gleichzeitigen Rückgang an langsamen, oxidativen Typ-I Fasern in Muskelbiopsien an den Muskeln gastrocnemius, soleus und vastus lateralis zeigen,

während Muskelbiopsie-Proben des M. deltoideus ein ausgewogenes Bild zwischen den Muskelfasertypen aufwiesen (Grimby, Broberg, Krotkiewska & Krotkiewski, 1976).

Bei elektrischer Stimulation des M. tibialis anterior an einem Bein über einen Zeitraum von 24 Wochen zeigte sich eine prozentual signifikant geringere Anzahl an Typ-I Fasern im Vergleich zu einer Kontrollgruppe ohne Rückenmarkverletzung und es zeigte sich darüber hinaus, dass durch elektrische Stimulation der Anteil der Typ-I Fasern bei den Probanden mit Rückenmarkverletzung anstieg (Martin, Stein, Hoepfner & Reid, 1992).

Dieses Phänomen lässt sich durch fehlende oder nur sehr geringe neurologische Reize zu den gelähmten Muskeln erklären, bzw. möglicherweise auch durch einen inaktiveren Lebensstil nach Rückenmarkverletzung begründen (Bhambhani, 2002).

In der Muskulatur, die von den Einschränkungen durch Rückenmarkverletzungen nicht betroffen ist, zeigt sich unter submaximaler Belastung, was die Glykogenausschöpfung der Typ-I Fasern des M. Deltoideus angeht, ein ähnliches Muster, wie es bei nicht-behinderten Athleten in der Beinmuskulatur auftritt (Skrinar, Evans, Ornstein & Brown, 1982).

Die Läsionshöhe scheint hier der ausschlaggebende Faktor für die individuelle Muskelfaserzusammensetzung zu sein, wobei Muskeln, die von Lähmung nicht betroffen sind, mit Adaptionen reagieren, die auch bei nicht-behinderten Athleten mit spezifischem Training einhergehen.

7.2. Anaerobe Fähigkeiten nach Rückenmarkverletzung

Die veränderte Muskelfaserzusammensetzung ist in der Bewertung der anaeroben Fähigkeiten weniger ausschlaggebend, da sie nur die Muskeln betrifft, die von Lähmung betroffen sind. Die verbleibende Arbeitsmuskulatur ist verantwortlich für die anaerobe Leistung, die von Tetra- oder Paraplegikern erbracht werden kann. Die anaerobe Leistung ist definiert als maximale Menge an Leistung, die durch Verwendung von kurzzeitigen anaeroben Energiequellen produziert werden kann; anaerobe Leistungsfähigkeit ist definiert als mittlere Leistung, die über einen

festgesetzten Zeitraum unter Verwendung anaerober Energiequellen aufgebracht werden kann (McArdle, Katch & Katch, 2014).

Eine Möglichkeit, die anaerobe Leistung und Leistungsfähigkeit zu quantifizieren, stellt der Wingate Test dar (Bar-Or, 1987), der ursprünglich für nicht-behinderte Athleten entwickelt wurde, jedoch für Athleten mit Rückenmarkverletzung modifiziert wurde, indem z.B. Armkurbelergometer Verwendung fanden.

Forschungsergebnisse zeigen, dass sich die während des Wingate-Tests erzeugte maximale anaerobe Leistung umgekehrt proportional zur Läsionshöhe verhält, d.h. die erzeugte Leistung ist höher, je tiefer sich die Läsionshöhe befindet (Bhambhani, 2002) und darüber hinaus scheinen zwischen Nichtbehinderten und Paraplegikern mit einer Läsionshöhe tiefer als T8 signifikante Unterschiede bezüglich absoluter und relativer anaerober Leistung in einem 30-sek Wingate-Test zu bestehen.

Generell ist die Bewertung der anaeroben Leistung und Fähigkeit für Tetra- und Paraplegiker kein Gegenstand umfangreicher Forschungsarbeiten, zusätzlich erschweren unterschiedliche Test-Protokolle und Testmethoden den Vergleich untereinander (Bhambhani, 2002).

Die Ursache für die geringe Anzahl an Forschungsarbeiten zur anaeroben Leistungsfähigkeit mag darin begründet sein, dass es logisch erscheint, dass eine eingeschränkt innervierbare Muskulatur nur eine bestimmte Leistung erzeugen kann, zum anderen hat Tetra- und Paraplegie im kardiovaskulären und kardiopulmonalen Zusammenhang größeren Einfluss, und scheint daher häufiger Gegenstand wissenschaftlicher Arbeiten zu sein.

7.3. Kardiorespiratorische und pulmonale Funktion bei Rückenmarkverletzung

„Pulmonary function describes static lung capacity and the ability to dynamically ventilate the lungs. Both types of lung function involve significant use of the respiratory musculature of the chest, back, and abdominal area, which may be substantially affected by spinal cord injury. Cardiovascular and cardiorespiratory efficiency describe the actions of the heart and vascular system in response to exercise with particular

regard to metabolic efficiency. Variables such as cardiac output, stroke volume, heart rate, and blood pressure are often measured. Aerobic power is assessed by measuring oxygen uptake during maximal exercise (VO_{2max}). Physical working capacity (PWC) is often used to determine how much work (power output) can be performed before exhaustion.' (Wells & Hooker, 1990, S.266).

Die maximale Sauerstoffaufnahme (VO_{2max}) dient hierbei als Maß der aeroben Leistungsfähigkeit und ist definiert als die maximale Menge an Sauerstoff, die in einer Minute verwertet werden kann (ausgedrückt entweder als absoluter Wert in Litern pro Minute (l/min), oder relativiert auf das Körpergewicht in Milliliter pro Kilogramm pro Minute (ml/kg/min)); sie hängt zusätzlich von der Fähigkeit des Organismus, Sauerstoff zu transportieren und auszuschöpfen, ab und gilt deshalb auch als das beste Beurteilungskriterium der maximalen kardiorespiratorischen Fitness (Bhambhani, 2002).

Verschiedene Protokolle, Testgeräte und Gerätekompositionen (Armkurbelergometer, Rollstuhlergometrie mit dem Rollstuhl auf einem Laufband) kamen zur Erhebung dieser Daten zum Einsatz und zeigten weder im Hinblick auf die Bestimmung der maximalen Sauerstoffaufnahme zwischen den zwei Ergometrie-Arten noch zwischen den verwendeten Protokollen (kontinuierliche 1 min Steigerung vs. 3 min diskontinuierliche Inkrement für Rollstuhl auf Laufband) signifikante Unterschiede (McConnell et al. und Rasche et al. zitiert in Bhambhani (2002)).

Unabhängig von der Art der durchgeführten Ergometrie, ist die eingesetzte Muskelmasse während Oberkörperarbeit beträchtlich geringer als die bei Beinarbeit und von daher ist es schwierig, das kardiovaskuläre System in vollem Maße zu fordern, um tatsächlich den Sauerstoffaufnahmewert zu erhalten, der als VO_{2max} bezeichnet wird, weshalb häufig der Ausdruck VO_{2peak} in Bezug auf diese Daten verwendet wird (Bhambhani, 2002).

Wieviel der Oberkörpermuskulatur eingesetzt werden kann, ist abhängig von der Beeinträchtigung der Innervation. Im Bereich zwischen erstem und elftem Brustwirbel ist die Innervation der Interkostalmuskulatur betroffen und im Bereich zwischen elftem Brustwirbel und viertem Lendenwirbel die der Bauchmuskulatur, was beides

zusammen zu einer Einschränkung der Atmungsfunktion sowohl in Ruhe wie auch unter Belastung führt (Wells & Hooker, 1990).

In diesem Zusammenhang zeigten sich bei Paraplegikern Korrelationen zwischen dem forcierten expiratorischen Volumen (FEV1) und der maximalen Ventilation unter Belastung, sowie für Ventilation unter Belastung und der maximalen Sauerstoffaufnahme; diese Korrelationen ließen sich für Tetraplegiker nicht nachweisen (Rhodes, McKenzie, Coutts & Rogers, 1981).

Wells & Hooker (1990) sehen darin ein Anzeichen, dass die Läsionshöhe ein entscheidender Faktor ist und nicht nur durch die muskulären Einschränkungen, sondern auch durch die Beeinträchtigung des sympathischen Nervensystems, die normale kardiorespiratorischen Funktion negativ beeinflusst wird.

Diese Annahme wird durch Forschungsergebnisse unterstützt, die vor allem für die maximale Leistung und die absolute und relative Sauerstoffaufnahme zwischen Tetraplegikern, hohen Paraplegikern und tiefen Paraplegikern signifikante Unterschiede nachweisen konnten, wobei jeweils die höchsten Werte mit dem geringsten Grad an Funktionseinschränkung einhergingen (Coutts, Rhodes & McKenzie, 1983). Figoni (1993) führt dies bei Tetraplegikern (Verletzung der Segmente C5-8) vor allem auf die Einschränkungen des vegetativen Nervensystems und die kleine noch einsetzbare Muskelmasse zurück, was sich unter Belastung häufig dahingehend auswirkt, dass kein ausreichender Stimulus auf das kardiovaskuläre System ausgeübt wird und somit keine Forderung zur Beteiligung des aeroben Metabolismus entsteht.

Ähnliches zeigt sich für Paraplegiker in Bezug auf die maximale Sauerstoffaufnahme bei Armkurbelergometer-Belastung, bei der zwar noch keine signifikanten Unterschiede zwischen Paraplegikern und Fußgängern nachgewiesen werden konnten (die Autoren erwähnen jedoch Signifikanztendenzen bei einem Niveau von $p=0.06$), aber nach Aufteilung der Paraplegiker in zwei Gruppen mit hoher und tiefer Läsionshöhe signifikante Unterschiede ($p=0.05$) zwischen Fußgängern und hohen Paraplegikern sowie zwischen hohen und tiefen Paraplegikern bestanden (Flandrois et al., 1986).

Betrachtet man aktive (Läsionshöhen von T6-L2) und inaktive Paraplegiker (Läsionshöhen T5-L2), so erreichen die aktiven signifikant bessere maximale Poweroutputs und maximale Sauerstoffaufnahmewerte, sind zugleich aber auch auf submaximalem Level bei 45%, 57% und 70% ihrer individuellen VO_{2peak} besser als die inaktiven (Davis & Shephard, 1988) was das Herzminutenvolumen (34% besser) und das Schlagvolumen (44% besser) betrifft. Die Autoren vermuten erstens, dass aktive Paraplegiker mehr Muskulatur aus der Körpermitte zur Kraftentwicklung einsetzen können, was sich günstig auf den venösen Rücktransport des Blutes auswirkt und sich sonst bei Tetra- und Paraplegikern häufig als Phänomen des sog. ‚Blood- Poolings‘ (verminderter venöser Rückstrom aufgrund fehlender Wirkung der Muskelpumpe in den unteren Extremitäten) in den Regionen unterhalb der Läsionshöhe zeigt und zweitens, dass eine geringere kardiale Nachbelastung auftritt, bedingt durch Muskel-Hypertrophie im Oberkörperbereich, was durch die Querschnittsvergrößerung der Muskulatur einen größeren Blutfluss zur arbeitenden Muskulatur bewirkt.

In diesem Zusammenhang erweitern die Ergebnisse von Hopman, Dueck, Monroe, Philips & Skinner (1998) die Suche nach den limitierenden Faktoren bei Tetra-(C5-C6) und Paraplegie (T7-12), indem sie verschiedene Bedingungen (1) sitzend, 2) auf dem Rücken liegend, 3) sitzend unter Verwendung von a) Anti-Schwerkraft-Anzug, b) Kompressionsstrümpfen und Bauchgurt c) funktioneller elektrischer Stimulation), die den Sauerstofftransport begünstigen sollen, miteinander verglichen. Dabei fanden sie heraus, dass die maximale Leistungsfähigkeit, die maximale Sauerstoffaufnahme, die maximale Herzfrequenz und der maximale systolische Blutdruck in allen Bedingungen für Tetraplegiker niedriger lag als bei Paraplegikern; außerdem berichten sie einen signifikanten Rückgang der Herzfrequenz bei Paraplegikern zwischen sitzender und liegender Position, sowie einen signifikanten Anstieg in VO_{2peak}/kg für Tetraplegiker. Alle anderen Bedingungen zeigten keine weiteren signifikanten Unterschiede, was Hopman et al. (1998) zu der Annahme führt, dass die Einschränkung der maximalen Sauerstoffaufnahme nicht zentral in Herz- oder Lungenfunktion, sondern in der kleinen aktiven Muskelmasse begründet liegt.

Eine genau gegenteilige Aussage treffen Bernard, Mercier, Varray & Prefaut (2000) in ihrer Untersuchung von hohen (T4-T8) und tiefen (T11-L5) Paraplegikern, obwohl auch sie weder in Ruhe noch unter Belastung signifikante Unterschiede bezüglich aller

gemessenen kardiorespiratorischen Werte feststellen konnten. Einzig auf submaximaler Ebene konnten sie signifikante Unterschiede in den ventilatorischen Parametern (z.B. Atemfrequenz) nachweisen, und folgerten daraus, dass das veränderte Atemmuster ein Anzeichen für einen zentralen Ursprung dieser Komplikationen sei und die Unterschiede nicht in peripheren Faktoren mit verminderter arterio-venöser Sauerstoffverwertung zu suchen sind.

Rein per Definition berechnet sich die VO_{2max} über das Produkt des Herzminutenvolumen, bestimmt durch maximale Herzfrequenz und maximales Schlagvolumen, und der arterio-venösen Sauerstoffdifferenz, wobei das Herzminutenvolumen als zentraler Faktor und die Sauerstoffdifferenz als peripherer Faktor bezeichnet wird (Bhambhani, 2002). Welcher Faktor für die genannten Einschränkungen verantwortlich ist, scheint Läsionshöhen-abhängig zu sein, denn für Tetraplegiker ergeben sich signifikant bessere Werte, wenn Ergebnisse in sitzender Position mit denen in Rückenlage verglichen werden, was vermuten lässt, dass durch die liegende Position der Effekt des ‚Blood-Poolings‘ vermindert wird und der venöse Rückstrom verbessert ist (McLean, Jones & Skinner, 1995). Für Paraplegiker werden in der Übersichtsarbeit von Davis (1993) Forschungsergebnisse zusammengeführt, die zeigen, dass generell bei Paraplegikern keine Unterschiede bezüglich VO_{2peak} , maximaler Herzfrequenz und maximaler Leistung bestehen, es sei denn die Läsionshöhe befindet sich oberhalb von T3 (starke Beeinträchtigung des sympathischen Nervensystems); darüber hinaus schneiden in Bezug auf die kardiorespiratorische Fitness in allen Werten Tetraplegiker schlechter ab als Paraplegiker. Diese Daten lassen vermuten, dass bei Paraplegikern die reine Läsionshöhe weniger ausschlaggebend ist als andere Faktoren, die die physische Fitness nach einem Unfall beeinflussen (Davis, 1993). Unterschiede bezüglich der körperlichen Leistungsfähigkeit und der kardiorespiratorischen Fitness können laut Davis & Shephard (1988) auch schlicht als ein Ergebnis von Training und Anpassungen durch einen aktiveren Lebensstil gewertet werden. Generell zeigt sich für Paraplegiker, den Forschungsergebnissen von Coutts et al. (1983), van Loan et al. (1987) und Wicks et al. (1983) zitiert in Bhambhani (2002) folgend: „When the physiological responses are evaluated across the whole range of lesion levels (C5 to S1) in individuals with spinal cord injury, the VO_{2peak} and other related physiological measures such as heart rate, cardiac output, ventilation rate and blood lactate are

inversely related to the lesion level. This means that the higher the level of injury the lower the peak responses and vice versa.“ (S.32).

Für gut trainierte Paraplegiker mit hoher und tiefer Läsionshöhe bestehen auch nach Bernard et al. (2000) kaum Unterschiede hinsichtlich der Sauerstoffaufnahme, Herzfrequenz und Ventilation unter Belastung. Aus diesem Grund hängen die physiologischen Reaktionen bei gut trainierten Paraplegikern auch nicht notwendigerweise von der Läsionshöhe ab (Bhambhani, 2002).

7.4. Leistungsfähigkeit paralympischer Athleten

Theisen (2012) schlussfolgert in seiner Übersichtsarbeit zu kardiorespiratorischen Determinanten für die körperliche Leistungsfähigkeit bei paralympischen Athleten mit Rückenmarkverletzung: „The cardiovascular adaptations to exercise in athletes with a spinal cord injury (SCI) are influenced by a series of critical factors. First of all, maximal exercise capacity is influenced by the fact that these athletes perform with their upper body, an exercise mode characterized by a lower VO_{2peak} and maximal Power Output (PO) compared to leg exercise. Second, the level of the spinal lesion is inversely related to active muscle mass that can be recruited for PO development, which limits maximal oxygen consumption and endurance capacity. Cardioacceleration may be impaired if the spinal lesion is located higher than Th6, due to a lack of sympathetic drive to the heart. Blood redistribution via sympathetic vasoconstriction is impaired in the paralysed body parts, inducing lower cardiac stroke volume and higher heartrates at submaximal exercise intensities.“ (S.323)

Auch Bhambhani (2002) kommt nach Analyse des Sauerstoffpulses (O_2 -Puls =Verhältnis zwischen absoluter Sauerstoffaufnahme und Herzfrequenz), der den Einfluss der Läsionshöhe bzgl. Herzfrequenz und Sauerstoffaufnahme minimiert und die Sauerstoffverwertung pro Herzschlag veranschaulicht, in Studien mit trainierten und untrainierten Paraplegikern und Tetraplegikern, zu vier wesentlichen Aussagen: a) die Werte der Paraplegiker liegen signifikant höher als die der Tetraplegiker, b) es kommt zu beträchtlichen Überschneidungen unter den verschiedenen Wettkampfklassen von Tetra- und Paraplegikern, c) in beiden Gruppen liegen die

Werte der trainierten über denen der untrainierten und d) die Werte gut trainierter Tetraplegiker liegen über denen von untrainierten Paraplegikern.

Die Übersicht aller kardiorespiratorischer Werte trainierter Paraplegiker aus insgesamt 14 Studien aus den Jahren 1987 bis 2000 finden sich im Detail bei Bhambhani (2002) und dienen als Vergleichsgrundlage für neuere Studien (vgl. Abb.4).

Forschungsergebnisse aus Studien nach 2000 berichten bei paralympischen Basketball Spielern Werte von 185 Schlägen pro Minute (bpm) maximaler Herzfrequenz und 2.8 l/min VO_{2peak} ; durch gezieltes Training über drei Jahre konnte eine signifikante Verbesserung der maximalen Sauerstoffaufnahme erzielt werden (Goosey-Tolfrey, 2005).

Rollstuhlathleten aus einer nicht näher bezeichneten Sportart, darunter Tetra- und Paraplegiker sowie nicht-behinderte Athleten untersuchten Leicht, Bishop & Goosey-Tolfrey (2012) und bestätigten die Aussagen früherer Studien zu signifikanten Unterschieden zwischen den genannten Gruppen. Bei einer VO_{2peak} von 1.67 l/min unterschieden sich Tetraplegiker signifikant von Paraplegikern mit 2.47 l/min und Fußgängern mit 3.35 l/min und auch der Unterschied zwischen Paraplegikern und Fußgängern erwies sich als signifikant. Jedoch bestand für die HR_{peak} ein signifikanter Unterschied nur für Tetraplegiker (129 bpm) verglichen mit den anderen zwei Gruppen (184 bpm Paraplegiker, 186 bpm Fußgänger). Generell standen die Werte in guter Relation zu früher berichteten Messwerten vergleichbarer Studien (Leicht et al., 2012).

Table V. Peak aerobic power in untrained and trained male wheelchair athletes with paraplegia

Study	Mode	n	ISMFG classification	Lesion	VO ₂ (L/min)	VO ₂ (ml/kg/min)	Heart rate (beats/min)	Oxygen pulse (ml/beat)
Untrained								
Eriksson et al. ^[66]	WCR	9 UT			1.66	22.0	186	9.0
		6 UT I			1.81	25.4	183	11.9
Janssen et al. ^[42]	WCT	6 UT	II		1.45	17.5		
		15 UT	III		1.67	21.2		
		12 UT	IV		2.03	25.7		
		2 UT	V		2.14	31.3		
Mossberg et al. ^[46]	ACE	11 UT*		T5-L5	1.40	19.4	180	7.8
Raymond et al. ^[69]	ACE	10 UT		T5-T12	1.81	26.3	175	10.3
Trained								
Bernard et al. ^[68]	WERG	7 WA	II, III	T1-T10	1.79	28.5	183	9.8
		6 WA	IV	T11-L3	2.35	34.3	169	13.9
Campbell et al. ^[24]	WCT	10 WA		T2-L2	1.91		196	9.7
Coutts ^[70]	WERG	3 WR	III-IV	NA	3.28	51.2	183.7	17.9
Cooper et al. ^[49]	WERG	11 WR	II-IV	T3-L1	2.46	37.4	186.5	13.2
Eriksson et al. ^[66]	WCR	17 WR			2.16	33.6	183	11.9
Gass and Camp ^[22]	WCT	6 WR	III-IV	T10-L3	2.86	47.5	190	15.0
Hooker and Wells ^[71]	ACE	6 WR	II-IV	T4-T12	2.72	43.1	180.3	15.1
Huonker et al. ^[72]	WERG	20 UT	II-V	T1-S2	1.76	23.9	161.8	10.5
		29 WA	II-V	T1-S2	2.42	34.5	183.3	13.2
O'Connor et al. ^[73]	WERG	6WR			2.29	36.2	186	12.3
Okuma et al. ^[74]	WCT	8 WR		T7-L1	2.44	46.5	169	13.4
Price and Campbell ^[75]	ACE	11WA		T3-4/L1	2.04	30.5	185	11.0
van der Woude et al. ^[34]	WERG	8 WA		T3-L1	2.04	32.9		
		23 WA		T6-S1, polio, spina bifida	2.29	38.1		
Veeger et al. ^[21]	WCT	6 WA	II	T1-T5	1.84	23.0	170	10.8
		10 WA	III	T6-T10	1.97	26.8	175	11.2
		13 WA	IV	T11-L3	2.42	36.9	182	13.3
		7 WA	V	L4-S1	2.38	40.6	182	13.2
Vinet et al. ^[76]	WCT	8 WA	III-V	T8-L5	2.67	40.6	174	15.3

a. Includes one female participant.

b. Average of values obtained on incremental speed and incremental resistance protocols.

ACE = arm crank ergometer; I = incomplete lesion; ISMGF = International Stoke Mandeville Games Federation functional classification; n = sample size; NA = not available; UT = untrained participants; VO₂ = oxygen uptake; WA = wheelchair athletes (mixed group of athletes); WCR = wheelchair roller system; WCT = wheelchair mounted on treadmill; WERG = wheelchair ergometer.

Abbildung 4 Aerobe Fähigkeiten und gemessene Parameter. In: Bhambhani (2002, S. 34).

Bernardi et al. (2010) untersuchten in fünf paralympischen Sportarten Athleten, die aufgrund von Paraplegie, Poliomyelitis oder Amputationen der unteren Extremitäten einen Rollstuhl als Sportgerät nutzen. Dabei erzielten Athleten der Disziplinen Nordic Skiing (Skilanglauf, NS) und Wheelchair Rugby (Rollstuhlrugby, WR) signifikant höhere VO_{2peak} Werte als die der Disziplinen Wheelchair Basketball (Rollstuhlbasketball WB), Wheelchair Fencing (Rollstuhlfechten, WF) und Wheelchair Tennis (Rollstuhltennis, WT). Der Gesamtmittelwert aller getesteten Athleten (sportartunabhängig) scheint mit 2.75 l/min VO_{2peak} (Bernardi et al., 2010) im Vergleich mit den zuvor genannten Studien in guter Übereinstimmung zu liegen.

Zu den reinen kardiorespiratorischen Werten bestimmten Bernardi et al. (2010) zudem die ventilatorischen Schwellen und verglichen diese Werte mit Daten, die sie in Feldmessungen der jeweiligen Sportart erhoben, um so Unterschiede in Intensität und

Bedeutung der $\dot{V}O_{2peak}$ und damit indirekt Unterschiede in der Bedeutung der aeroben Leistungsfähigkeit ermitteln zu können (vgl. Abb.5). Dabei stellten die Autoren fest, dass die Sauerstoffaufnahme auch hier bei NS und WR höher lag als bei den anderen Sportarten. Insgesamt reichte die mittlere $\dot{V}O_{2peak}$ in den Sportarten von 73% bei WF Athleten bis zu bis 84% bei WR Athleten. Die mittlere Herzfrequenz bewegte sich in Bereichen zwischen 79% (WT) und 94% HR_{max} (WR). Demnach scheint das Profil der Sportart die Ausschöpfung der aeroben Kapazität zu bestimmen, bzw. das Training für die Sportart die aerobe Kapazität auszubilden (Bernardi et al., 2010).

Sport	Variable	VT	Peak Exercise
NS (n = 5)	$\dot{V}O_2$ (L·min ⁻¹)	2.46 ± 0.299 ^{a,b,c}	3.34 ± 0.324 ^{a,b,c}
	$\dot{V}O_2$ (mL·kg ⁻¹ ·min ⁻¹)	38.3 ± 5.76 ^{a,b,c}	51.9 ± 6.92 ^{a,b,c}
	$\dot{V}O_2$ (% peak)	73.7 ± 3.2 ^b	–
	HR (bpm)	158.6 ± 10.55 ^c	186.2 ± 11.54
	HR (% peak)	85.2 ± 1.71 ^{a,b,c}	–
WR (n = 6)	$\dot{V}O_2$ (L·min ⁻¹)	2.2 ± 0.22 ^{a,b,c}	3.05 ± 0.27 ^{a,b,c}
	$\dot{V}O_2$ (mL·kg ⁻¹ ·min ⁻¹)	35.5 ± 5.96 ^{a,b,c}	48.1 ± 6.35 ^{a,b,c}
	$\dot{V}O_2$ (% peak)	73.5 ± 3.50 ^b	–
	HR (bpm)	159.8 ± 6.99 ^c	187.0 ± 5.73
	HR (% peak)	85.5 ± 3.27 ^{a,b,c}	–
WB (n = 13)	$\dot{V}O_2$ (L·min ⁻¹)	1.91 ± 0.317 ^{d,e}	2.7 ± 0.45 ^{d,e}
	$\dot{V}O_2$ (mL·kg ⁻¹ ·min ⁻¹)	26.0 ± 2.13 ^{d,e}	36.9 ± 3.698 ^{d,e}
	$\dot{V}O_2$ (% peak)	70.7 ± 3.51	–
	HR (bpm)	153.1 ± 12.99 ^c	188.7 ± 10.13
	HR (% peak)	81.1 ± 3.81 ^{c,d,e}	–
WF (n = 6)	$\dot{V}O_2$ (L·min ⁻¹)	1.6 ± 0.46 ^{d,e}	2.4 ± 0.67 ^{d,e}
	$\dot{V}O_2$ (mL·kg ⁻¹ ·min ⁻¹)	23.2 ± 3.96 ^{d,e}	34.4 ± 5.81 ^{d,e}
	$\dot{V}O_2$ (% peak)	67.6 ± 1.20 ^{c,d,e}	–
	HR (bpm)	146.5 ± 9.79	182.0 ± 5.40
	HR (% peak)	80.4 ± 3.28 ^{d,e}	–
WT (n = 4)	$\dot{V}O_2$ (L·min ⁻¹)	1.64 ± 0.258 ^{d,e}	2.27 ± 0.300 ^{d,e}
	$\dot{V}O_2$ (mL·kg ⁻¹ ·min ⁻¹)	24.0 ± 2.30 ^{d,e}	33.1 ± 2.85 ^{d,e}
	$\dot{V}O_2$ (% peak)	72.6 ± 2.69 ^b	–
	HR (bpm)	134.8 ± 20.29 ^{a,d,e}	176.8 ± 19.74
	HR (% peak)	76.1 ± 5.48 ^{a,d,e}	–
All subjects (N = 34)	$\dot{V}O_2$ (L·min ⁻¹)	1.97 ± 0.424	2.75 ± 0.543
	$\dot{V}O_2$ (mL·kg ⁻¹ ·min ⁻¹)	28.8 ± 6.87	40.2 ± 8.47
	$\dot{V}O_2$ (% peak)	71.3 ± 3.61	–
	HR (bpm)	151.8 ± 13.93	185.4 ± 10.69
	HR (% peak)	81.8 ± 4.50	–

On the basis of ANOVA and Fisher least significant difference *post hoc test*: ^athe values are significantly different from WB; ^bthe values are significantly different from WF; ^cthe values are significantly different from WT; ^dthe values are significantly different from NS; ^ethe values are significantly different from WR.

Abbildung 5 Überblick über kardiorespiratorische Parameter in den paralympischen Sportarten Skilanglauf (NS), Rollstuhlschnellfahren (WR), Rollstuhlbasketball (WB), Rollstuhl-Fechten (WF) und Rollstuhl-Tennis (WT). In: Bernardi et al. (2010, S. 1203).

7.4.1. Leistungsfähigkeit paralympischer Wintersportler

Im Gegensatz zu Studien aus den Sommersportarten, gibt es aus dem Bereich des paralympischen Wintersports lediglich eine Studie, die sich explizit mit der physiologischen Leistungsfähigkeit paralympischer Athleten der sitzenden Klasse beschäftigt. Bernardi et al. (2012) wählten alpine Skirennläufer (AS, n=15), Nordische Athleten (NS, n=16), Rollstuhl-Curler (Cu, n=10) und Sitzschlitten-Eishockeyspieler (ISH, n=34), um VO_{2peak} , mechanische Arbeit in einem hoch-intensiven Ausbelastungstest, Oberkörper-Kraft und mittlere Explosivkraft (10-sek Armkurbel Wingate Test) sowie Körperfettmasse zu bestimmen. In der Annahme, dass ein sportartspezifisches Training bestimmte Adaptionen hervorruft, stellten Bernardi et al. (2012) die Hypothesen auf, denen zufolge AS hohe Maximal- und Explosivkraftwerte besitzen, NS sich durch hohe aerobe und anaerobe Leistungsfähigkeit auszeichnen, ISH alle genannten Fähigkeiten in hohem Maße besitzen und dass sich Cu nicht signifikant von untrainierten Rollstuhlfahrern mit inaktivem Lebensstil unterscheiden. Zudem bildeten die Autoren Subgruppen der sogenannten ‚Best Performer‘ (BP, z.B. paralympische Medaillengewinner), deren Testleistungen mit denen der anderen Sportler in der jeweiligen Sportart verglichen wurden. Besonders für die Sportart NS wird bei Betrachtung der maximalen Sauerstoffaufnahme deutlich, dass sich die Hypothese der Autoren bestätigt und die Sportart NS hohe Anforderungen an die aerobe Leistungsfähigkeit stellt, bzw. das Training für die Sportart eine hohe aerobe Leistungsfähigkeit ausbildet, denn NS wiesen insgesamt die höchsten VO_{2peak} Werte (2.9 ± 0.53 l/min bzw. 46.0 ± 9.78 ml/kg/min) auf; darüber hinaus scheint die aerobe Leistungsfähigkeit in NS eine Schlüsselrolle für Erfolg einzunehmen, wenn das Abschneiden der BP mit 32 % höheren VO_{2peak} Werten im Vergleich zum Rest der Gruppe miteinbezogen wird (Bernardi et al., 2012). AS (2.3 ± 0.44 l/min bzw. 31.3 ± 6.66 ml/kg/min) und ISH (2.5 ± 0.42 l/min bzw. 32.4 ± 6.06 ml/kg/min) erreichten ähnliche VO_{2peak} -Werte und lagen sowohl absolut wie auch relativ höher als Cu (1.8 ± 0.35 l/min bzw. 23.4 ± 7.60 ml/kg/min). Die BP aus ISH lagen 25% höher als der Rest der getesteten Spieler, die AS 21% höher in ihrer VO_{2peak} als ihre Sportartkollegen, während bei Cu die Bestperformer 30% schlechter abschnitten als ihre Kollegen und somit die aerobe Leistungsfähigkeit keinen Faktor für Erfolg darstellt.

In den anaeroben Tests wiesen NS die höchsten Werte auf, während die Werte von ISH und AS wiederum in ähnlichen Bereichen angesiedelt waren. Für die BP von NS und ISH zeigten sich Unterschiede zum Rest der Kollegen aus der jeweiligen Sportart von 25% (NS) und 47% (ISH), die stark zu der Vermutung Anlass geben, dass die anaerobe Leistungsfähigkeit auch als Schlüsselfähigkeit für erfolgreiches Abschneiden in der Sportart angesehen werden muss. Für AS ergaben sich keine Unterschiede, nach denen die BP anaerob bessere Fähigkeiten aufwiesen als der Rest der Gruppe.

Nach Bernardi et al. (2012) schnitten in den absoluten Kraftwerten AS signifikant besser ab als Cu und NS und lagen auch hier wiederum in der Nähe der Werte der ISH Spieler, allerdings ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den vier Gruppen, wenn die Kraftwerte auf das Körpergewicht relativiert wurden. Die Autoren schlussfolgern daraus, dass sich alle Athleten den Kraftanforderungen angepasst haben und es auch mit dem Alltagsgebrauch des Rollstuhls zusammen hängen mag, dass hier keine Unterschiede, nicht einmal zu Cu, auftraten (Bernardi et al., 2012).

Genau wie in den anderen Testsituationen lagen AS und ISH auch bei dem Explosivkrafttest eng zusammen, und bildeten die Spitze der vier Gruppen.

Die Autoren folgern aus den Ergebnissen, dass die erhobenen Daten der Wintersport-Athleten aus den sitzenden Klassen die sportart-typischen Komponenten der physischen Fitness zeigen und die Komponenten identifiziert wurden, die für Erfolg ausschlaggebend sind.

Durch Betrachtung der BP gegenüber den übrigen Sportartkollegen scheinen demnach für AS die aerobe Leistungsfähigkeit und die Krafftfähigkeiten wichtige Komponenten zu sein.

7.5. Muskuläre Aspekte nach Rückenmarkverletzung

Tetra- und Paraplegie gehen wie bereits beschrieben, abhängig von der individuellen Läsionshöhe, mit entsprechenden Einschränkungen der willentlich muskulären Aktivierbarkeit einher.

Ob sich diese Einschränkung auch bei Ausführungen normaler Alltagstätigkeiten auswirkt, untersuchte eine Studie, die Paraplegiker (Läsionshöhe T4, n=12) und gesunde Fußgänger (n=8) sitzend, mittels EMG an der Schultergürtel- und Rumpfmuskulatur (trapezius superior, trapezius medius, serratus anterior, latissimus dorsi, erector spinae, biceps brachii, triceps brachii, rectus abdominis, pectoralis major) und Kraftmessplatte beim Anheben und in bestimmter Entfernung wieder Absetzen eines 1 kg schweren Gegenstands in sagittaler Ebene (Tischplatte) untersuchte (Do, Bouisset & Moynot, 1985). Dabei fanden die Forscher signifikante Unterschiede in der Transportzeit des Gegenstandes, die bei Paraplegikern länger war ($p < 0.01$) und für die Transportgeschwindigkeit ($0.01 < p < 0.05$), die bei den Fußgängern höher lag. Bei Betrachtung der EMG Signale berichten Do et al. (1985), dass die Paraplegiker mehr Rumpfmuskulatur als die Fußgänger aktivierten, und hier insbesondere die kontralaterale Seite zur ausführenden Hand, was mit einer höheren tonischen Aktivität in den Haltungsmuskeln in der Ausgangsposition einherging und ebenfalls die kontralaterale Seite gleichermaßen betraf. In der Chronologie der Muskelaktivierung war stets der M. trapezius superior der erste Muskel, der aktiviert wurde, bei drei Probanden zuerst die kontralaterale M. trapezius superior Seite, bzw. wenn der M. trapezius superior der erste Muskel in der Aktivierung war, stellte die kontralaterale Seite immer den zweiten aktivierten Muskel; die Latenzzeit zwischen erster Muskelaktivität und deren Beschleunigung des Kraftangriffspunkts war bei Paraplegikern signifikant länger als bei der Gruppe der Fußgänger. Do et al. (1985) folgern daraus, dass die Bewegungsaufgabe nicht nur primär die Bewegermuskeln sondern auch die Stabilisationsmuskeln anspricht, worin sich Unterschiede zwischen Paraplegikern und Fußgängern zeigen und vor diesem Hintergrund die Ergebnisse vermuten lassen, dass Paraplegiker ihre Haltungsanpassungen auf einer anderen Grundlage entwickeln müssen. Jedoch ist bei ihnen die Körpermasse für eine aktive Regulation der Stabilität für noch kommende Bewegungen verringert, so dass für die gleiche ‚Störung‘ (Bewegungsaufgabe) die Muskulatur des Schultergürtels und des Rumpfes globaler und stärker aktiviert werden muss (Do et al., 1985). Zudem sehen Do et al. (1985) die Rückenlehne des Rollstuhls als wichtige Komponente an, denn weder die Fußplatte des Rollstuhls noch die Sitzfläche können in der Testsituation für die Paraplegiker eine stabilisierende Wirkungen gehabt haben.

Diese Ergebnisse sind die Grundlage umfangreicher Forschung einer Gruppe aus den Niederlanden, die zunächst potentielle Kompensationsstrategien für den Ausfall des M. erector spinae auf die Haltungsstabilität bei Paraplegikern mit kompletter Rückenmarkverletzung auf Höhe T3 und einer Kontrollgruppe gesunder Fußgänger untersuchten (Seelen & Vuurman, 1991). Unter Verwendung von EMG Messungen an den Muskeln trapezius pars ascendens und latissimus dorsi, sowie über induzierte Gleichgewichtsstörungen durch eine Bewegungsaufgabe (vorwärts greifen in horizontaler Ebene auf vordefinierte Bereiche) und die resultierende Verlagerung des Körperschwerpunkts, bzw. seines Kraftangriffspunkts, gemessen durch Verwendung einer Kraftmessplatte, kamen die Autoren zu folgenden Ergebnissen: Paraplegiker nutzten die Muskeln latissimus dorsi und trapezius pars ascendens zur Stabilisation der Sitzhaltung und darüberhinaus war ihre Bewegungsantizipation (Zeit bis zur Verlagerung des Körperschwerpunkts auf Signal, zu welchem Bereich gegriffen werden sollte) langsamer als die der Kontrollgruppe.

Auf Grundlage dieser Ergebnisse spezifizierten die Forscher ihre Fragestellung und überprüften nun, ausgehend von der Annahme, dass von Paraplegikern Muskeln, die in ihrer primären Funktion als Bewegungsmuskel angesehen werden, als Muskel für Haltung und Stabilisation adaptiert werden und hier insbesondere, inwiefern die Muskeln latissimus dorsi, trapezius pars ascendens, serratus anterior, pectoralis major, erector spinae (an drei unterschiedlichen Segment-Höhen abgeleitet) und die obliquii abdominis zusammenspielen (Potten, Seelen, Drukker, Reulen & Drost, 1999; Seelen, Potten, Drukker, Reulen & Pons, 1998; Seelen, Potten, Huson, Spaans & Reulen, 1997).

Die Untersuchungen in diesem Zusammenhang wurden im Hinblick auf zwei Aspekte ausgerichtet: zum einen auf die Voraussetzungen für die Erhaltung des Gleichgewichts, definiert als Ganzkörperstabilisation in Bezug auf die Unterstützungsfläche, die in statischen Bedingungen nur dann gegeben ist, wenn die Projektionslinie des Körperschwerpunkts in Unterstützungsfläche fällt (Massion, 1992), zum anderen auf den Aspekt Haltung, der in diesem Zusammenhang die Position der Körpersegmente zueinander an einem gegebenen Zeitpunkt beschreibt (Seelen et al., 1997).

Mit gleicher Versuchsanordnung kommen Seelen et al. (1997) und Potten et al. (1999) zu ähnlichen Ergebnissen in ihren Untersuchungen zu bilateralen manuellen Reichweitentests, in denen sie hohe Paraplegiker (n=19, T2-T8), tiefe Paraplegiker (n=10, T9-T12) und gesunde Fußgänger untersuchten. Auf einer Kraftmessplatte sitzend wurden die Veränderungen des Kraftangriffspunkts (center of pressure, COP) bei maximal statischem Reichweitetest und dynamisch, in einem Test, der verschiedene Entfernungen abhängig von der maximalen Reichweite über das Drücken von Tasten (Ausführung: in der jeweiligen Position fünf maximal schnelle Tastenbetätigungen hintereinander und zurück in die Ausgangsposition) prüfte, gemessen und zudem bilateral die Aktivität des M. erector spinae auf Höhe L3, T9 und T3, M. latissimus dorsi, M. trapezius pars ascendens, M. serratus anterior, M. pectoralis major und M. obliquus abdominis aufgezeichnet. Seelen et al. (1997) und Potten et al. (1999) konnten signifikante Unterschiede für den Bereich, in dem sich der Kraftangriffspunkt bewegte, zwischen beiden Probandengruppen mit Rückenmarkverletzung und den Fußgängern nachweisen, wobei der Bereich bei Fußgängern größer war. Hohe Paraplegiker unterschieden sich hierbei nicht von tiefen. Bei den dynamischen Reichweitentests waren M. latissimus und M. trapezius bei beiden Paraplegiker-Gruppen in beiden Richtungen der Bewegungsphasen des Reichweitentests aktiv, unterschieden sich auch zu Beginn des Tests nicht und zeigten höhere Aktivität als dieselben Muskeln der Kontrollgruppe. Bei Betrachtung der nachfolgenden Phasen im Test, zeigten hohe Paraplegiker höhere Muskelaktivitäten als tiefe, wobei der M. latissimus bei hohen Paraplegikern aktiver war verglichen mit tiefen Paraplegikern und der Kontrollgruppe, was besonders gegen Ende der Bewegungsaufgabe deutlich wurde. Daher folgern die Autoren, dass hohe Paraplegiker die Muskeln latissimus dorsi und trapezius pars ascendens stärker zur Haltungskontrolle einsetzen als tiefe Paraplegiker. Des Weiteren fanden die Autoren ein kontinuierliches Muster in der Bauchmuskelaktivität der Paraplegiker, was sich von dem diskontinuierlichen (nur bei Bewegungsbeginn=erste Flexionsbewegung) der Fußgänger unterschied. Sie führten dies auf die veränderte, gekippte Pelvis Position der Paraplegiker zurück, die sie zur Stabilisation einnehmen, was bewirkt, dass die Schwerkraft nicht mehr durch die Linie der Bauchmuskeln wirkt, sondern sich weiter nach dorsal verlagert und damit eine ständige Bauchmuskelspannung notwendig wird, um die Reichweite während der Aufgabe zu erhalten. Für die statischen

Reichweitentests ohne zusätzliche Bewegungsaufgaben nutzten die Fußgänger die kaudalen Teile des M. erector spinae zur Rumpfstabilisierung, während die Paraplegiker vermehrt die kranialen M. erector spinae Anteile in Kombination mit M. latissimus dorsi und M. trapezius pars ascendens zur Stabilisierung einsetzten, was allerdings nicht vollständig den Verlust des funktionalen Aspekts des Rückenstreckers kompensieren kann, wenn die Funktion aus der Perspektive der Kraftfähigkeiten betrachtet wird (Potten et al., 1999).

In einer longitudinalen Studie, die sich über die Dauer des Aufenthalts von der primären Rehabilitation nach Rückenmarkverletzung bis zur Entlassung erstreckte, untersuchten Seelen et al. (1998), ob sich neue Muskelsynergien ausbilden, die den Verlust der vollen Funktionsfähigkeit des Rückenstreckers (M. erector spinae) ersetzen und zudem, ob sich teilweise eine Wiederherstellung der M. erector spinae Aktivität nachweisen lässt. Auch hier verwendeten sie den bereits beschriebenen Versuchsaufbau und fanden auf Höhe von L3 des M. erector spinae eine Verbesserung der Aktivität und erklären das Phänomen für T11 und T12 Paraplegiker mit einer erhöhten Aktivität von multisegmentalen Fasern des M. erector spinae in der thorakolumbalen Region, die noch zentral von Rückenmarksegmenten kranial der Läsionshöhe kontrolliert werden. Für diese EMG Aktivität kommen nach Ansicht der Autoren z.B. M. erector spinae Anteile M. multifidus, M. iliocostalis und M. longissimus als multisegmentale Muskeln in Frage. Für lokale Reflexaktivität, die die EMG Aktivität auf L3 Höhe verursacht haben könnte, zeigte das EMG eine zu deutliche Ausprägung und ist nach Seelen et al. (1998) eher unwahrscheinlich. Auf Höhe T9 des M. erector spinae zeigte sich ein Anstieg der Aktivität, der aber gegen Ende der Rehabilitationsphase abnahm, während es auf Höhe T3 des M. erector spinae zu keiner signifikanten Aktivitätssteigerung kam, jedoch war auch bei keinem der Probanden ein solch hohes Segment von Verletzung betroffen (Seelen et al., 1998).

Wiederum unter Verwendung desselben Versuchsaufbaus, war es das Ziel von Janssen-Potten, Seelen, Drukker & Reulen (2000), den Unterschied verschiedener Sitzpositionen und damit unterschiedlicher Pelvis Positionen in ihren Auswirkungen auf die Kontrolle der Balance bei Paraplegikern zu untersuchen, allerdings konnten die gewählten Sitzpositionen keine signifikanten Unterschiede zugunsten einer Position

hervorbringen, jedoch wurden die bereits berichteten Ergebnisse bzgl. Reichweite und Bewegungsausmaß der COP Bewegung der Forschungsgruppe wiederum bestätigt.

Die Ausprägung der Läsionshöhenabhängigkeit auf die Sitzstabilität von Paraplegikern untersuchten auch Chen et al. (2003) an 30 Probanden mit einer Läsionshöhe von T3-T12, indem sie mit Hilfe einer Kraftmessplatte auf der Sitzfläche die Kräfte und den Verlauf des Kraftangriffspunkts maßen und für statisches (30 s möglichst ruhiges unterstützungsfreies Sitzen) und dynamisches Sitzen (maximale Seitverlagerung des Körperschwerpunkts für 30 s in eine Position, aus der der Proband selbstständig zur Ausgangsposition zurückkehren kann) aufzeichneten. Dabei fanden die Autoren keine signifikanten Korrelationen für die statische Sitzstabilität mit den unabhängigen Variablen (hier Läsionshöhe, Rumpflänge), dynamisches Sitzen hingegen korrelierte signifikant ($r=0.554$, $p<0.1$) mit der Läsionshöhe und über die Regressionsanalyse zeigte sich, dass Läsionshöhe und Rumpflänge signifikante Determinanten der dynamischen Sitzstabilität sind (Chen et al., 2003). Generell führen diese Ergebnisse Chen et al. (2003) zu der Folgerung, dass hohe und tiefe Paraplegiker signifikante Unterschiede in der dynamischen Sitzstabilität aufweisen und dass tiefe Paraplegiker bessere maximale Werte in der Körperschwerpunktverlagerungsaufgabe erzielen.

Zu ähnlichen Ergebnissen kommen auch Kamper, Barin, Parnianpour & Weed (1999), die den Einfluss von Rückenmarkverletzungen auf die Sitzstabilität bei Tetra- und Paraplegikern sowie gesunden Fußgängern untersuchten, indem sie kontrollierte Störungen einer kippbaren Platte auslösten und die Reaktionen der in einem Rollstuhl sitzenden Probanden, die kinematischen Daten sowie den Verlauf des Körperschwerpunktes aufzeichneten. Die Ergebnisse der Varianzanalyse, durchgeführt, um den Einfluss von Tetra- und Paraplegie gegenüber fehlender Rückenmarkverletzung zu untersuchen, war bezüglich des Plattformwinkels zum Zeitpunkt des Gleichgewichtsverlustes für die Probandenkategorien signifikant ($p=0.05$); zudem zeigten sich Unterschiede in den Körpersegment-Trajektorien zwischen Tetra- und Paraplegikern und Fußgängern dahingehend, dass die relative Rotation des Unterkörpers und des Beckens zum Oberkörper bei Tetra- und Paraplegikern signifikant ($p<0.05$) größer war als bei Fußgängern. Zudem traten im Falle eines Gleichgewichtsverlustes Rotationen des Unterkörpers und des Beckens auf, die dem Rest des Oberkörpers zur jeweiligen Kipp-Seite vorausgingen. Kamper

et al. (1999) beschreiben in ihren Ergebnissen, dass Fußgänger in allen Testbedingungen zu keiner Zeit die Stabilität verloren, wohingegen alle Probanden mit Rückenmarkverletzungen zwar stabil in statischen Bedingungen waren, jedoch in den dynamischen instabil wurden und darüber hinaus Paraplegiker eine bessere Stabilität aufwiesen als Tetraplegiker.

Die bisher beschriebenen Forschungsergebnisse arbeiteten alle mit Einsatz von Oberflächen EMG zur Muskelaktivitätsbestimmung, was Probleme mit Genauigkeit und Cross-Talk anderer Muskeln mit sich bringen kann (Ginn & Halaki, 2015). Unter Verwendung von Nadel-EMG untersuchten Bjerkefors, Carpenter, Cresswell & Thorstensson (2009) zunächst einen Probanden mit kompletter Rückenmarkverletzung auf Höhe von T3, um die Funktionen von M. rectus abdominis, M. obliquus externus abdominis, M. obliquus internus abdominis und M. transversus abdominis sowie mit Oberflächen EMG M. pectoralis major, M. trapezius pars ascendens, M. latissimus dorsi und M. erector spinae auf Höhe T12 während MVC Messungen und in ihrer Reaktion auf unerwartete Gleichgewichtsstörung aufzuzeichnen. Sie fanden dabei heraus, dass der Proband mit Rückenmarkverletzung alle Muskeln aktivierte, sowohl bei den Messungen zur maximalen willentlichen Kontraktion, sowie in der Störung der Gleichgewichtssituation. Wie auch schon in Studien zuvor berichtet, nutzte der Proband mit Rückenmarkverletzung offensichtlich ein weniger spezifisches Koordinationsmuster als der Kontrollproband, was sich in einer höheren Beteiligung des M. pectoralis major, M. trapezius und M. latissimus sowie mehr unnötigen Co-Aktivierungen von ventralen und dorsalen Muskeln ausdrückte.

In einer auf diesen Ergebnissen basierenden Studie, wurde der Fokus auf die abdominalen Muskeln gelegt, die ihre multisegmentale Innervation aus den Bereichen von T6-T12 erhalten und bezüglich möglicher erhaltener Funktionen anhand von transkranieller magnetischer Stimulation (TMS) und sog. motor evoked potentials (MEP) untersucht werden sollten und im Falle eines Auftretens von MEP mittels EMG versucht werden sollte, Aktivität der selben Muskeln in MVC-Tests nachzuweisen (Bjerkefors et al., 2015). Dabei fanden die Autoren heraus, dass bei allen Paraplegikern, bei denen MEPs ausgelöst werden konnten, auch mittels EMG unter MVC-Testbedingungen Muskelaktivität gemessen werden konnte; das heißt, obwohl

den Probanden eine komplette Rückenmarkverletzung oberhalb von T6 attestiert worden war, besaßen alle verbliebene Restfunktionen in den abdominalen Muskeln, was insofern besonders bemerkenswert ist, da die abdominalen Muskeln von Rückenmarksegmenten unterhalb der Läsionshöhe von T6 innerviert werden und die Probanden von daher einen kompletten Verlust der Bauchmuskel-Aktivierung aufweisen sollten.

7.5.1. Muskuläre Aspekte nach Rückenmarkverletzung bei Rollstuhl-spezifischen Aktivitäten

Vor allem im Bereich der Rollstuhlan Schub-Bewegung liegt der Fokus der Forschung, um das Zusammenspiel, bzw. auch veränderte Rekrutierungsmuster nach Rückenmarkverletzung zu erklären.

Mulroy, Farrokhi, Newsam & Perry (2004) untersuchten dazu den Einfluss der Läsionshöhe auf die Schultermuskelfunktion während der Anschub-Bewegung beim Rollstuhlfahren mittels Nadel-EMG an elf Schultermuskeln bei tiefen ($n=17$) und hohen Paraplegikern ($n=19$) sowie bei Tetraplegikern mit Läsionshöhe C7/8 ($n=16$) und auf Höhe von C6 ($n=17$). Dabei fanden sie nach Einteilung eines Anschubzyklus in Phasen zwei funktionale Synergien von Muskeln in der Anschub- und Erholungsphase. Während das Rekrutierungsmuster beider Paraplegiker Gruppen nahezu gleich war, zeigte sich eine signifikant längere M. pectoralis major Aktivität ($p<0.05$), sowie eine Verlagerung der M. subscapularis Aktivität, die bei der Paraplegiker Gruppe in der Erholungsphase, bei den Tetraplegikern in der Anschubphase auftrat (Mulroy et al., 2004).

Eine ähnliche Unterteilung des Rollstuhl-Anschubzyklus unternahmen Louis & Gorce (2010) bei ihren Oberflächen-EMG Untersuchungen an zehn Paraplegikern und zehn gesunden Fußgängern als Kontrollgruppe. In ihren Ergebnissen fanden die Autoren für alle Muskeln in der frühen Anschubphase eine höhere Aktivierung bei den Paraplegikern im Vergleich zur Kontrollgruppe, in der späten Anschubphase für die Muskeln triceps brachii, pectoralis major und trapezius und in der Erholungsphase für die Muskeln triceps brachii und latissimus dorsi.

Speziell die Rumpfmuskulatur war Gegenstand der Untersuchungen von Yang, Koontz, Triolo, Mercer & Boninger (2006), die anhand Oberflächen-EMG die Aktivität von drei abdominalen (M. rectus abdominis, M. obliquus externus, M. obliquus internus) und drei ventralen Muskeln (M. longissimus thoracis, M. iliocostalis lumborum, M. multifidus) während des Rollstuhl-Anschubs in zwei verschiedenen Geschwindigkeiten (0.9 m/s und 1.8 m/s) aufzeichneten, allerdings handelte es sich bei ihren Probanden ausschließlich um gesunde Fußgänger. Die Autoren unternahmen ebenso eine funktionale Unterteilung des Anschubzyklus in Phasen und fanden hohe Aktivität in der frühen Anschub- und Erholungsphase (auch: Prä-Anschub Phase) und folgern, dass Rücken- und Bauchmuskulatur eine wichtige Rolle in der frühen Anschub- und späten Erholungsphase einnimmt, um den Anforderungen des aktiven Anschubens in den Folgephasen zu genügen.

7.5.2. Muskuläre Aspekte in paralympischen Sportarten

Forschungsfragen aus dem paralympischen Bereich zielen meist auf eine Identifikation der zugrundeliegenden Mechanismen der jeweiligen Sportart ab mit dem Ziel, aus den Untersuchungsergebnissen durch entsprechende Schlussfolgerungen eine Leistungsverbesserung der Athleten zu erzielen. Den muskulären Aspekt der Ermüdung versuchten Uzun, Pourmoghaddam, Hieronymus & Thrasher (2012), mithilfe von Oberflächen-EMG bei Rollstuhlbasketballspielern im Vergleich zu nichtbehinderten Basketballspielern und nichtbehinderten inaktiven Personen darzustellen. Die Analyse von maximaler Ellbogen-Flexion über einen bestimmten Zeitraum wurde anhand einer Steigungsgeraden der Median-Frequenz des EMG analysiert und es zeigte sich dabei ein langsamerer Anstieg der Ermüdung für die Rollstuhlbasketballspieler und die nicht behinderten Basketballspieler im Vergleich zu den inaktiven Probanden. Allerdings konnten Uzun et al. (2012) keine Schlussfolgerungen für ein speziell auf Rollstuhlbasketball ausgerichtetes Training ableiten.

Aus der paralympischen Leichtathletik stammt die Untersuchung der Rumpfkraft und ihre Bedeutung für den Start im Rollstuhlschnellfahren, die Vanlandewijck, Verellen, Beckman, Connick & Tweedy (2011) in der Klasse T54 der Leichtathleten

durchführten, welche Athleten mit voller Funktion und teilweiser Beeinträchtigung der Rumpfkraft umfasst. Entsprechend dem Funktionstest für Rumpfkraft wurde eine Einteilung in zwei Gruppen mit voller und eingeschränkter Rumpffunktion vorgenommen, deren Probanden Tests zur isometrischen Maximalkraft der Arme und des Rumpfs, zur zurückgelegten Strecke zu gegebenen Zeitpunkten sowie einen Test unter erhöhtem Rollwiderstand absolvierten, wobei sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen zeigten, bis auf einen Aspekt; dieser betraf die relative Rumpfkraft (Quotient aus Rumpfkraft und Armkraft) der bei den Athleten mit voller Rumpfkraft signifikant höher lag als bei Athleten mit eingeschränkter Rumpfkraft, allerdings hatte dieser Umstand keine Auswirkungen auf die Startfähigkeiten, die in den anderen zwei Testteilen untersucht wurden (Vanlandewijck et al., 2011).

Wie stets der Fall in Bezug auf paralympische Sportarten, ist die Anzahl der Studien gering und die Heterogenität der Fragestellung sowie die verwendeten Testprofile sehr weit gefächert, so dass auch Altmann, Hart, Vanlandewijck, van Limbeek & Hooff (2015) in ihrer Übersichtsarbeit zum Einfluss der Beeinträchtigung des Rumpfes auf die Leistung von Rollstuhlaktivitäten zu dem Schluss kommen: „Limited evidence was found about the impact of trunk impairment on wheelchair activities. Reach to the front and multidirectional reach was further in able bodied persons than in persons with SCI. In a perturbation that equals deceleration in wheelchair court sports, able bodied persons maintain balance, whereas persons with SCI lose balance. No evidence was found to support a difference in acceleration between persons with partial trunk muscle strength and persons with full trunk muscle strength. For future research, there is a need for a test that includes all types of trunk impairment and identification of activities that determine performance in wheelchair court sports. Furthermore, populations of athletes with all trunk impairment types should be included.“ (S.1).

7.5.2.1. Muskuläre Aspekte bei paralympischem Skirennlauf der sitzenden Klasse

Wie bereits die funktionalen Tests im Rahmen der sportartspezifischen Klassifizierung vermuten lassen, ist die Sitzbalance ein entscheidender Faktor im paralympischen Skirennlauf der sitzenden Klasse, was auch Kim, Chang & Kim (2014) als Grundlage

ihrer Fragestellung in der Studie zu dynamischer Sitzbalance annahmen: „In sitting skiing, where there are many upper extremity's movements, sitting balance is a very important factor for a disabled person with spinal cord injuries, and thus, trunk stability training is truly essential.“ (S.16). Aus diesem Grund war der Zweck der Studie, die Korrelationen aus Einzelfaktoren (u.a. Rumpfmuskelkraft, dynamische Sitzstabilität, Rumpfmuskelaktivität) bei acht Personen mit Rückenmarkverletzung auf Höhe T9 und tiefer zu identifizieren. Kim et al. (2014) fanden eine hohe positive Korrelation für dynamische Sitzkontrolle und Rumpfmuskelkraft, jedoch keine für die Läsionshöhe. Die Studie geht dabei leider nicht näher auf die Durchführung der Rumpfkrafttests und deren Ergebnisse ein.

7.6. Zusammenfassung der physiologischen und muskulären Aspekte nach Rückenmarkverletzung

Vor dem Hintergrund, keine allgemeingültigen Aussagen bezüglich des stets individuellen Bilds der Beeinträchtigung nach Rückenmarkverletzung treffen zu können, sollen hier die Kerntendenzen für den Bereich der kardiovaskulären und kardiorespiratorischen Systeme, der Energiebereitstellung und der Diagnostikoptionen noch einmal zusammengetragen werden:

Eine tiefere Läsionshöhe geht mit einem größeren Umfang an aktiver Muskelmasse einher. Dabei wirkt sich diese sowohl auf die Atemfunktion, die VO_{2max} bzw. VO_{2peak} aus und ist für die maximale Laktatkonzentration und den Laktatanstieg verantwortlich, und hat auch hier auf die maximale Leistungsfähigkeit in der Weise Einfluss, dass diese höher liegt, je tiefer die Läsionshöhe lokalisiert ist. Generell verfügen in diesem Zusammenhang tiefe Paraplegiker über eine höhere Leistungsfähigkeit als hohe Paraplegiker. Beide Paraplegiker Gruppen übertreffen Tetraplegiker in Bezug auf deren Leistungsfähigkeit, wobei grundsätzlich alle drei Gruppen über eine gute Trainierbarkeit verfügen. Um diese optimal zu analysieren, empfiehlt es sich, die Diagnostik sportart- und trainingspezifisch zu gestalten.

Für die muskulären Aspekte scheint es sich ähnlich zu verhalten, denn auch hier ist der entscheidende Faktor für die Einsetzbarkeit der Muskulatur die Läsionshöhe.

Allerdings muss hier angemerkt werden, dass nach einer Rückenmarkverletzung neue Muskelsynergien und adaptierte Rekrutierungsmuster einen großen Anteil an Funktion wiederherstellen können. Inwieweit die Muskelkraftleistung jedoch betroffen ist, scheint stark von der Läsionshöhe abzuhängen. Besonders die Tatsache, dass auch nach kompletter Rückenmarkverletzung nach wie vor alle Muskeln innervierbar sind, gleichzeitig aber bestimmte Funktionen, die von Muskelkraft abhängen, nicht mehr bestehen, belegen diesen Umstand. Für Training und Leistungssteigerung bietet sich hier jedoch eine interessante Option, die jeweiligen verbliebenen Fähigkeiten zu optimieren, denn eine generell gute Trainierbarkeit ist grundsätzlich gegeben und vor allem multisegmental verlaufende Muskeln lassen großes Potential vermuten.

8. Abgeleitete Fragestellungen und Ziele der vorliegenden Arbeit

Ausgehend von den Ergebnissen von sowohl nicht-behinderten Skirennläufern wie auch von Skirennläufern der sitzenden Klasse wird die Fragestellung untersucht, wie hoch die anaeroben und aeroben Anforderungen der Sportart Ski alpin an sitzende Athleten sind, die sich im Einzelnen in den Parametern der Sauerstoffaufnahme, der Laktatbildung und der Herzfrequenz ausdrücken. Darüber hinaus werden die Ergebnisse im Hinblick auf potentielle Ableitungen von Trainingsempfehlungen und Diagnostikverfahren beurteilt und mit denen der nicht-behinderten Skirennläufer in Verbindung gebracht, um eventuelle Ähnlichkeiten in den Anforderungen für Trainingsplanung und -inhalte auf deren Übertragbarkeit hin zu überprüfen.

Die Anforderungen im muskulären Kontext werden anhand der Rekrutierung der Oberkörpermuskulatur definiert, wobei besonders das bereits beschriebene Phänomen von Muskelaktivierung auch unterhalb der Läsionshöhe im Fokus steht. Sollte dieses Auftreten von Muskelaktivierbarkeit unterhalb der Läsionshöhe für die sitzenden paralympischen Skirennläufer auch zutreffend sein, wird besonders die Auswirkung dieser Aktivierbarkeit auf die Krafftfähigkeiten (maximal isometrisch, isokinetisch) beschrieben. Zugleich wird diese Untersuchung der maximalen Krafftfähigkeiten auch im Kontext der auftretenden äußeren Kräfte betrachtet, die durch Analyse der technischen Komponenten des Feder-/Dämpfersystems bestimmt wurden, um hier die muskuläre Antwort auf externe Kräfte zu beschreiben.

II) Verwendete Lösungsansätze

1. Probanden

Die Probanden für die durchgeführten Messungen wurden aus der Nationalmannschaft des Deutschen Para-Skiteam Alpin rekrutiert. Das Probanden Kollektiv umfasste insgesamt sechs Athleten für die metabolisch-physiologischen Untersuchungen und fünf Athleten für die biomechanisch- muskulären Tests.

Die Stichprobe setzte sich aus zwei weiblichen und vier (metabolisch-physiologisch) bzw. drei (biomechanisch-muskulär) männlichen Athleten zusammen, wobei die geringe Anzahl der Probanden dennoch die gesamte Population der sitzenden Skirennläufer repräsentiert. Zum Zeitpunkt der Untersuchungen waren alle Probanden seit bereits mindestens zwei Jahren Mitglied der Nationalmannschaft und gehörten international zu den Spitzenathleten mit mindesten einem Titel oder einer Podestplatzierung in einer Alpin-Disziplin bei Weltmeisterschaften oder den Paralympischen Spielen.

Insgesamt reicht das Läsionshöhenspektrum von T5 bis L2, was sich nach IPC Klassifizierung in einer Zugehörigkeit zu den Klassen LW 10-1, LW 10-2, LW 11 und LW 12-1 widerspiegelt und somit bis auf die Klasse LW 12-2 alle Wettkampfklassen umfasst.

Da die Untersuchungen zu verschiedenen Zeitpunkten durchgeführt wurden, finden sich die genaueren Angaben zur Stichprobe in den jeweiligen Darstellungen der erzielten Ergebnisse aus den untersuchten Teilbereichen des Anforderungsprofils.

2. Physiologisch-metabolische Aspekte

Die Untersuchungen der metabolischen und physiologischen Aspekte der sitzenden Skirennläufer gliederten sich in drei Untersuchungsgebiete und analysierten die allgemeinen physiologischen Voraussetzungen im Labor, die Anforderungen unter standardisierten Skibedingungen in einer Skihalle und die Anforderungen unter realen Bedingungen im Feld anhand einer Simulation von Rennbedingungen. Dazu wurde in einer Pilotstudie die generelle Anwendbarkeit der Messmethoden sowohl unter

standardisierten Skibedingungen sowie im Feld überprüft und in einem zweiten Schritt dieselbe Untersuchungen in einer weiteren Messung für die Disziplin Riesenslalom, die als Basisdisziplin des alpinen Skirennlaufs gilt, wiederholt.

2.1. Labortests

Zur Bestimmung der maximalen Herzfrequenz (HF_{max}) und Sauerstoffaufnahme (VO_{2max}) sowie der Laktatwerte (LA) wurde im Labor anhand eines Stufentests, durchgeführt auf einem Handkurbelergometer, für jeden Athleten die individuelle Leistungsfähigkeit bestimmt. Das Protokoll für die weiblichen Athleten begann mit einer initialen Last von 40 Watt, für die männlichen Athleten mit 50 Watt, einem Inkrement pro Stufe von 10 Watt und einer Stufendauer von 3 min.

Die spirometrischen Daten wurden mit einem gleitenden 30-sek Mittelwert geglättet und VO_{2max} als höchstes 30-s Intervall der letzten Stufe definiert; zudem wurde ein respiratorischer Quotient (RER) von >1 als Zeichen für Ausbelastung angesehen.

Die ventilatorischen Schwellen (ventilatory treshold, VT 1 und VT 2) wurden nach Wasserman, Whipp, Koyle & Beaver (1973) anschließend für jeden Athleten definiert.

Individuelle HF_{max} , VO_{2max} , und LA bildeten im Folgenden die Grundlage zur Bewertung der Parameter, HF, VO_2 und LA, die im Feld gemessenen wurden.

2.2. Untersuchungen unter standardisierten Skibedingungen (Skihalle)

Um die äußeren Bedingungen konstant zu halten und die Funktion bzw. Anwendbarkeit der Messgeräte in Schneesituationen im Trainingsbetrieb zu testen, wurden zunächst erste Messungen in einer Skihalle durchgeführt. Temperatur, Luftdruck und Schneebedingungen waren hier keinen Schwankungen unterworfen, so dass die Messergebnisse eine hohe Verlässlichkeit aufweisen. Das mobile Spirometrie-Messgerät wurde gemäß den Bedingungen der herrschenden Temperatur, Luftfeuchtigkeit und des Luftdrucks kalibriert, die Laktatanalysegeräte im Hinblick auf Umgebungs-Temperaturbedingungen untersucht und die Kurssetzung auf der Piste, die ein gleichmäßiges Gefälle aufwies, vermessen und markiert.

Die Athleten absolvierten je sechs Läufe in einem gleichmäßig gesetzten Slalom Kurs, währenddessen HF, VO_2 und Laktat am Start und nach Zieldurchfahrt gemessen wurden. Der Startzeitpunkt wurde markiert und die Laufzeit mit Lichtschranken gestoppt, so dass die jeweilige Laufzeit der Athleten den Zeitraum, in der die Analyse der Parameter erfolgte, bestimmte.

2.3. Untersuchungen im Feld (reale Simulation von Rennbedingungen)

Nachdem sich in der Skihalle die generelle Anwendbarkeit der Messgeräte in Schneesituationen gezeigt hatte, erfolgten zunächst Feldmessungen während eines Lehrgangs des Teams in den Disziplinen Riesenslalom und Super-G und einem Riesenslalom, der eine längere Laufzeit als üblich aufwies. Da hier nicht immer alle Athleten unter den gleichen Bedingungen und im selben Kurs getestet werden konnten, wurden die Ergebnisse als Fallstudien angesehen und für die Anwendbarkeit der Messmethoden im Feld verwendet.

In einem zweiten Studienblock wurden erneut fünf Athleten in einem Riesenslalom Kurs, der bzgl. der vertikalen und horizontalen Torabstände für Reproduzierbarkeit auf derselben Piste vermessen wurde, untersucht und dabei erneut die Parameter HF, VO_2 und LA gemessen. Jeder Athlet absolvierte drei Läufe, von denen Mittelwerte der gemessenen Parameter gebildet wurden.

Die Ergebnisse der Messungen wurden auf die Athleten-individuellen Maximalwerte der Labortests relativiert, und somit die prozentuale maximale Herzfrequenz (HF_{max}) sowie Sauerstoffaufnahme (VO_{2max}) bestimmt.

Über den Verlauf der Sauerstoffaufnahme während der Läufe wurde nach Zeit-Normalisierung der Fahrzeit der prozentuale Anteil der Bereiche bestimmt, in dem sich ein Athlet unterhalb der individuellen ersten ventilatorischen Schwelle, zwischen erster und zweiter ventilatorischer Schwelle und oberhalb der zweiten ventilatorischen Schwelle bewegte, um eine Beteiligung des aenaeroben und aeroben Stoffwechsels während eines Laufes zu quantifizieren.

3. Biomechanisch-muskuläre Aspekte

Die Untersuchungen der muskulären und biomechanischen Komponenten des Anforderungsprofils wurden in drei verschiedenen Schritten durchgeführt. Dabei wurden zum einen die maximalen Krafftähigkeiten der Athleten bestimmt, zum anderen die Muskelaktivität an ausgewählten Rumpfmuskeln in maximal willentlich erzeugten Kontraktionen (MVC) sowie die Muskelaktivität während des Skifahrens gemessen.

3.1. Maximalkrafttests isometrisch und isokinetisch

Zur Bestimmung der maximalen Krafftähigkeiten der Athleten wurden am Olympiastützpunkt München anhand des Krafftagnostikgeräts ‚Isomed2000‘ (Ferstl, GER) isometrische und isokinetische (60°/sek) Messungen zur Rumpf Flexion und Extension sowie zur Rotation durchgeführt.

3.2. Messung der Muskelaktivität

Die Muskelaktivität der Athleten wurde in zwei Situationen gemessen. Die erste beinhaltete die Bestimmung der maximal erreichbaren willentlichen Kontraktion, die mithilfe Oberflächenelektromyographie (EMG) aufgezeichnet wurde. Die zweite Messung erfolgte während des Skifahrens.

3.2.1. Messungen zur Muskelaktivität / MVC

Den Seniam Leitlinien für Elektrodenplatzierung folgend, wurden an den Muskeln trapezius pars ascendens (TPA), erector spinae longissimus (ESL), erector spinae intercostalis (ESI), obliquus abdominis externus (OAE) während maximaler isolierter Kontraktion, hier ebenfalls nach Anleitung der Seniam Gruppe, Muskelfunktionstest durchgeführt und mittels EMG die Aktivitäten abgeleitet.

Die Anweisungen zur isolierten Muskeltestung mussten aufgrund der individuellen Einschränkungen modifiziert werden, da teilweise die Bewegungsanforderung und zum Teil schon das Einnehmen der Ausgangsposition nicht erfüllt werden konnten. Für die MVC Tests der Rückenstrecker wurde die ursprünglich vorgesehene Positionierung in Bauchlage hin zu einer sitzenden Haltung verändert, wobei die Athleten gegen einen unüberwindbaren Widerstand am Übergang von Schulter zu

Nacken maximalen Druck ausübten. Die übrigen MVC Tests ließen sich gemäß der Seniam Beschreibungen durchführen.

3.2.2. Messungen der muskulären Aktivität während des Skifahrens

Die EMG Signableitung während des Skifahrens erfolgten an denselben Muskeln und unter Verwendung desselben Messgeräts, welches für die MVC Messungen verwendet wurde. Das Messgerät wurde im Vorfeld eigens für die Nutzung im Feld im Hinblick auf einen Einsatz an Monoski-Athleten entwickelt. Dazu wurde vor allem auf eine rückwirkungsfreie Unterbringung am Athleten geachtet, was durch kleines Format, langer mobiler Betriebszeit sowie der flachen Form der Verstärker an den Elektroden realisiert wurde.

Das Gerät besaß eine Aufnahmefrequenz von 800 Hz mit 1000-facher Verstärkung des Signals, Tiefpassfilter bei 1kHz und Hochpassfilter bei Signalen <1Hz (um Signale der Stromversorgung auszuschließen) sowie -3dB bei 1kHz (2D Datarecording, GER).

Die Messung erfolgte während drei Läufen in einem gleichmäßig gesetzten Riesenslalom Kurs mit einer Lauflänge, die Rennbedingungen entspricht. Auch hier wurden die Tore für optimale Reproduzierbarkeit auf derselben Strecke in ihrem horizontalen und vertikalen Abstand vermessen.

Die Signale wurden im Anschluss mit einer kommerziellen Software (ProEMG, Prohysics, CH) durch Verwendung von Hoch- und Tiefpassfiltern, Gleichrichtung und einer Glättung durch das Root-Mean-Square Verfahren über einen Zeitraum von 200 ms verarbeitet. Individuelle Aktivität während eines Schwunges bzw. Aktivität in spezifischen Schwungphasen wurde prozentual zur MVC Messung (%MVC) beschrieben.

3.2.2.1. Schwungphasen Separierung

Um die EMG-Aktivitätssignale den Phasen während eines Schwunges zuzuordnen, wurden zur Separierung der Schwünge die Signale der im Messgerät vorhandenen Gyroskope verwendet. Diese messen die Rotationsgeschwindigkeiten um die Achsen des Koordinatensystems, wobei für die Separierung der Schwungfolgen die Drehgeschwindigkeit um die horizontale Achse herangezogen wurde. Diese repräsentiert die Geschwindigkeit der Seitneigungsgeschwindigkeit, was dem

Einnehmen der Kurvenlage im Schwung entspricht. In einem regelmäßig gesetzten Kurs nimmt der Verlauf des Signals nach entsprechender Filterung eine sinusförmige Verlaufsform an mit Schnittpunkten an der x-Achse sowie positiven und negativen Extremwerten. Beide Punkte können zur Separierung herangezogen werden und unterscheiden sich nur in ihrer Bedeutung für die Einteilung der Schwungphasen. Die jeweiligen Extrempunkte repräsentieren die höchste Drehgeschwindigkeit, was der Phase des Schwungwechsels entspricht und der Athlet aus planer Skistellung den Kantwechsel vollzieht und im weiteren Verlauf der neuen Schwungrichtung seine maximale Seitneigung einnimmt. Je nach Extrempunkt, positiv oder negativ, handelt es sich um einen Rechts- oder Linksschwung. Ein Schneiden der x-Achse des Signals steht für die geringste Drehgeschwindigkeit, was in Bezug auf den Schwung die maximale Seitneigung bedeutet bzw. ausdrückt, dass die Seitneigung nicht mehr zunimmt und somit die Phase im Schwung repräsentiert, die auf Höhe des Tor Passierens angesiedelt ist (vgl. Abb. 6).

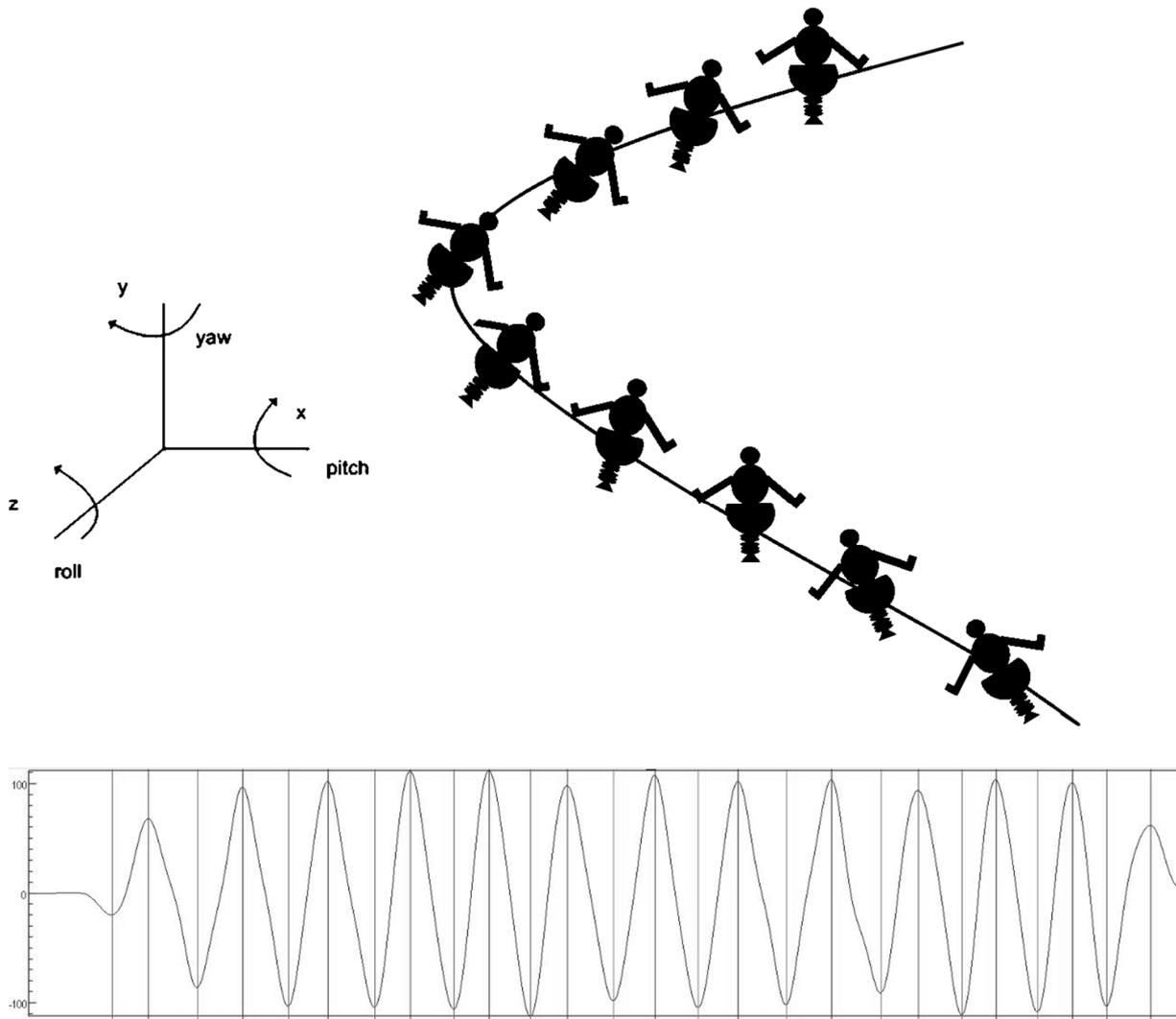


Abbildung 6 Gyroskopmessrichtungen in drei Achsen, Drehbewegungen eines Monoskifahrers um die z-Achse und zugehöriges Gyroskop Signal.

Die auf diese Weise separierten Schwungphasen wurden im Folgenden auf die Aktivität der gemessenen Muskeln angewendet. Auf Synchronisationsprozesse konnte verzichtet werden, da alle Signale der gemessenen Kanäle zu einer Messeinheit gehörten und alle Daten in einem internen Datenlogger gespeichert wurden.

Alle weiteren Messgerät-spezifischen Details sind in den jeweiligen Unterkapiteln der Ergebnisse aufgeführt.

4. Auftretende externe Kräfte

Zusätzlich zu EMG und Gyroskopen besitzt das verwendete Messgerät einen Kanal für die Messung der Signale eines Linear-Potentiometers (vgl. Abb. 7). Dieser wurde entlang des Federsystems des Monoskis in Abhängigkeit der jeweiligen Federlänge angebracht und zeichnete die erste Komponente zur Berechnung der externen Kräfte auf, die auf der Längenveränderung in Abhängigkeit von Federrate und Vorspannung während der Fahrt basiert.

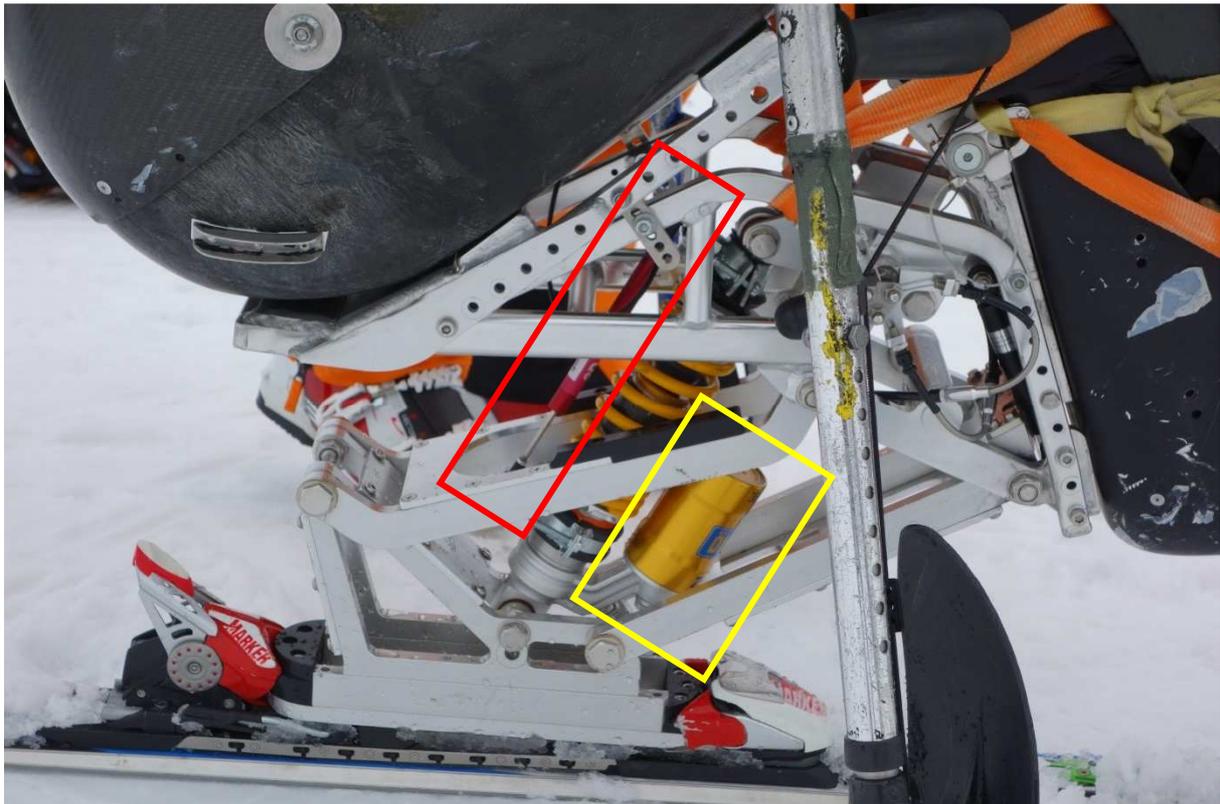


Abbildung 7 Linearpotentiometer angebracht entlang der Feder (roter Kasten) und Öl-Gasdruckdämpfer (gelber Kasten) an einem Monoski.

Die zweite Komponente, die zur Berechnung der externen Kräfte beachtet werden muss, ist der Dämpfer (vgl. Abb. 7), dessen geschwindigkeitsabhängige Dämpfungskraft in den Einstellungen der Feldmessungen auf einem Prüfstand (progressive velocity protocol, PVP Messung) vermessen wurde. Diese Messung lieferte spezifische Kennlinien, die mit den Aufzeichnungen des Potentiometers verrechnet wurden:

Über die Messung der Längenänderungen während der Fahrt, bzw. deren erster Ableitung, wurde im Folgenden die Geschwindigkeit des Stoßdämpfers ermittelt, die wiederum anhand Interpolation der Kennlinienwerte des Dämpfers mit der Stoßdämpfergeschwindigkeit die Gesamtkraft im Dämpfersystem ergab. Die Addition von Federkraft und der Kraft des Dämpfersystem lieferte die wirkende externe Kraft während der Fahrten.

Alle Berechnungen erfolgten durch Programmierung von Kalkulationsdateien in der Analyse Software des Messgerät-Herstellers (Analyzer, 2D Datarecording, GER).

III) Erzielte Ergebnisse und Schlussfolgerungen

Im Folgenden werden die erzielten Ergebnisse und ihre jeweilige Bedeutung für paralympische Skirennläufer der sitzenden Klasse dargestellt.

1. Metabolisch-physiologische Aspekte

Im Rahmen der Untersuchung der metabolisch-physiologischen Aspekte entstanden zwei Veröffentlichungen, die zum einen die Ergebnisse der Pilotstudie zu Herzfrequenz, Sauerstoffaufnahme und Laktatbildung unter Laborbedingungen sowie bei Feldmessungen (Goll, Wiedemann & Spitzenpfeil, 2012) und zum anderen dieselben Parameter in einer Wiederholung der Messung im Riesenslalom (Goll, Wiedemann & Spitzenpfeil, 2015) darstellen.

Mit Genehmigung der Herausgeber, werden diese Beiträge hier verwendet.

1.1. Buchbeitrag Goll et al. (2012) in Science & Skiing V

Der Vortrag, der dem Beitrag im Buch voran ging, wurde mit dem ‚Young Investigator Award‘, 3. Platz, beim Fifth International Congress on Science and Skiing 2010 ausgezeichnet.

Physiological Parameters of Paraplegic Skiing Athletes in Laboratory and Field Measurements

M. Goll, M.S.F. Wiedemann, T. Münch, P. Spitzenpfeil

INTRODUCTION

Skiing physiology is well described in scientific literature, both for athletes (Turnbull 2010, Ferguson 2010) and for recreationally active skiers (e.g. Thiel 2009). Additionally, a clear profile of physiological demands and parameters seems to have undergone a change during the last decade, probably due to progress in technical equipment. As a result, classical measurable parameters during a skiing run like oxygen consumption ($\dot{V}O_2$), expressed as percentage of maximum oxygen consumption ($\dot{V}O_{2\max}$), heart rate (HR) and blood lactate concentration ($[La^-]$) seem to be lower than previously reported (Karlsson 1978, Veicsteinas 1984, von Duvillard 2009). However, the actual load of a short race like slalom (SL) still depends highly on anaerobic energy contribution (Vogt 2005). Despite all research, a single or few definite parameters that clearly predict the performance of either high-performance or elite skiers are still lacking in literature, even though longitudinal studies have also been conducted (Impellizzeri 2009).

Sport disciplines of disabled or paraplegic athletes have gained considerable interest in common population during the last years, primarily due to Paralympic Games and increasing television coverage of these events. However, the body of research has had a longstanding interest mainly for endurance disciplines in paraplegic, tetraplegic or otherwise disabled athletes (Davis 1993, Bhambhani 2002, Shephard 1988). Depending on location site and lesion level of paralysis, several subclasses of physical abilities can be ascribed to the rest of the working body and muscles. For example, Schmid et al. (2004) showed clear differences during wheelchair ergometry for paraplegic cross-country skiers of the following subclasses: tetraplegics with a lesion higher than vertebra thoracal (Th) 1, high paraplegics with a lesion between Th1 and Th5 and low paraplegics with a lesion lower than Th5. The deeper the lesion level, the less influence has the specific disability on innervations of locomotor and respiratory muscles of the upper body, and hence also performance (Eriksson 1988, Wells 1990). For further classification, see also Davis (1993).

However, no data on physical performance in alpine skiing in the field of paraplegic athletes or active skiers can be found. To investigate the physical demands, to take

into account that disabled ski racing is on its way to becoming more and more professional in all fields, and to provide the coaches and athletes with data for a purposeful and effective dryland training in the off season, the objective of the study was a thorough analysis of both laboratory and field measurements of physiological parameters in paraplegic ski racing athletes. The study was funded by the Federal Government of Germany (Bundesinstitut für Sportwissenschaft, BISP).

METHODS

Data of German National Team squad were measured during its annual standard fitness testing by a standardized laboratory ergometry testing, standardized skiing in a ski dome and during an on-snow training camp in the disciplines of slalom (SL), giant slalom (GS), and Super-G (SG).

Laboratory incremental step tests were performed with a Handbike mounted on a treadmill (h/p Cosmos, Germany) as shown in Figure 1. Athletes started between 10 and 16 km·h⁻¹ and a treadmill angle of 1.5%. Speed was increased by 2 km·h⁻¹ each five minutes. Incremental steps were interspersed by a short passive break of 30s for lactate measurements. Pulmonary parameters were evaluated with a metabolic cart (ZAN 600 CPX, Austria). Additionally, heart rate (HR) (Polar S625, Finland), blood lactate concentration [La⁻] (Biosen S Lab+, EKF Diagnostics, Germany) and rate of perceived exertion 1-20 (Borg 1982) were measured. Incremental testing was performed to volitional exhaustion. All subjects reached a plateau in oxygen consumption and a respiratory exchange ratio (RER) > 1.10 at last stage, which was defined as maximum performance because [La⁻] and maximum HR (HR_{max}) could not be considered as cut-off criteria due to upper body arm work and possible lesion level influences on regulation of HR. $\dot{V}O_{2\max}$ was defined as highest 30s mean value.

Standardized skiing was performed in an indoor ski dome in Landgraaf, NL. A slalom course of 26 gates and an estimated time of 30-s was evenly set and equipped with a light barrier system (Brower, USA). On snow, measured parameters were similar to laboratory parameters whereas a mobile spirometric unit (Cosmed K4b, Cosmed, Italy) and two mobile lactate measurement devices (LactateScout, EKF diagnostics, Germany) were used.



Figure 1. Paraplegic athlete during incremental step test with Handbike mounted on treadmill.

Breath-by-breath data of mobile spirometry were checked for blank and double values and a 5-s rolling average was calculated. Hence maximum values were for a 5-s time frame.

Similarly, data collection during a training camp in New Zealand (Mt.Hutt, Canterbury, max. elevation 1982m above sea level) was conducted during race-like conditions in GS (duration around 40s), SG (duration around 75s) and a free run simulating an intensive, overtime giant slalom (duration around 100s) with same equipment as during ski dome testing. Athletes were instructed to perform in race-like manner.

RESULTS

Measurements during incremental test for athletes ($n = 5$) revealed following values (mean \pm standard deviation, SD, for all given values unless otherwise stated): $\dot{V}O_{2\max}$

= $33.7 \pm 5.2 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$ or $2.3 \pm 0.5 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$, $\text{HR}_{\text{max}} = 195 \pm 10 \text{ beats}\cdot\text{min}^{-1}$, maximum $[\text{La}^-] = 11.8 \pm 2.0 \text{ mmol}\cdot\text{L}^{-1}$.

Indoor ski-dome measurement of relative workload expressed as percentage of $\dot{V}O_{2\text{max}}$ and corresponding percentage of HR_{max} for repeated runs in SL can be seen in Figure 2. Lactate values remained close to baseline for all subjects during all runs (data not shown).

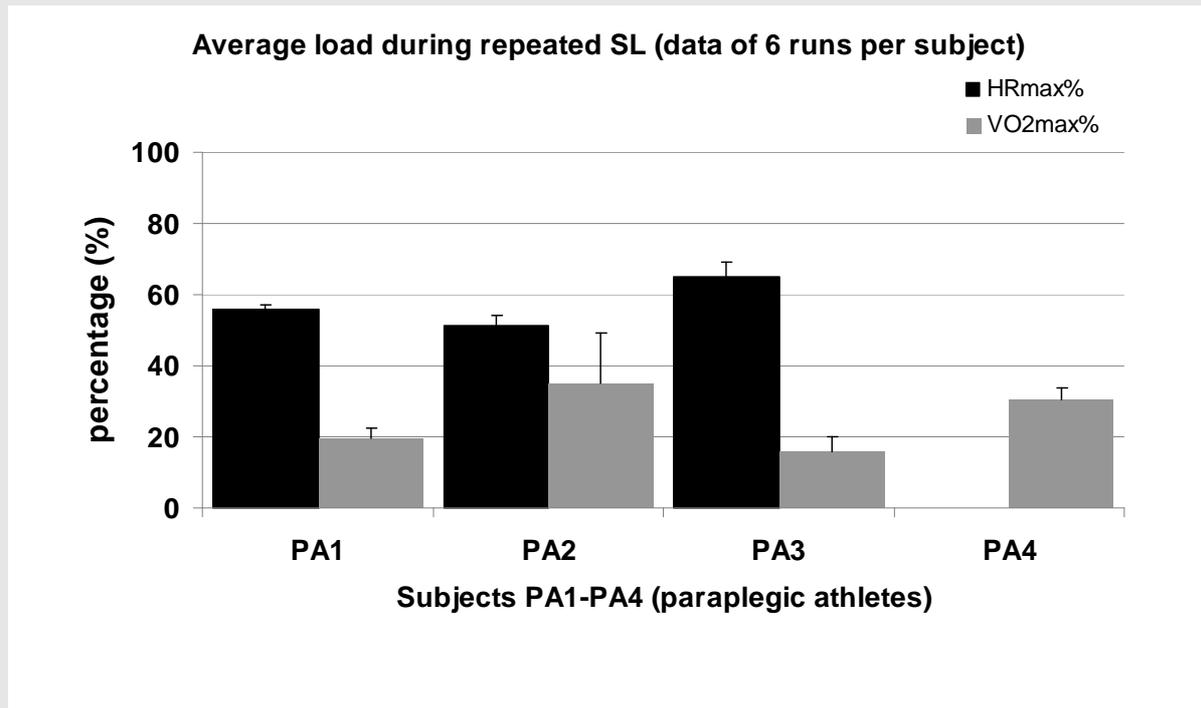


Figure 2. Average values (mean \pm SD) of six runs per subject (paraplegic athlete, PA) for both percentage of maximum heart rate (HR_{max} , black bars) and maximum oxygen consumption ($\dot{V}O_{2\text{max}}$, grey bars), respectively, during indoor skiing in an evenly-set 26-gate slalom (SL) run with approximately 30-s duration.

During outdoor testing, mean values for the whole run for GS were $71 \pm 8\% \text{ HR}_{\text{max}}$ and $38 \pm 9\% \dot{V}O_{2\text{max}}$ (see figure 3), whereas maximum values during GS were only slightly higher with $78 \pm 10\% \text{ HR}_{\text{max}}$ and $58 \pm 11\% \dot{V}O_{2\text{max}}$. For SG, mean values for the whole run were slightly higher than GS with $77 \pm 9\% \text{ HR}_{\text{max}}$ and $50 \pm 7\% \dot{V}O_{2\text{max}}$ (see figure 4), whereas maximum values reached $83 \pm 8\% \text{ HR}_{\text{max}}$ and $71 \pm 11\% \dot{V}O_{2\text{max}}$. Lactate values pre and post load, as well as Borg values, can be seen in Table 1. An exemplary comparison of metabolic load for all runs conducted of one subject can be seen in Figure 5.

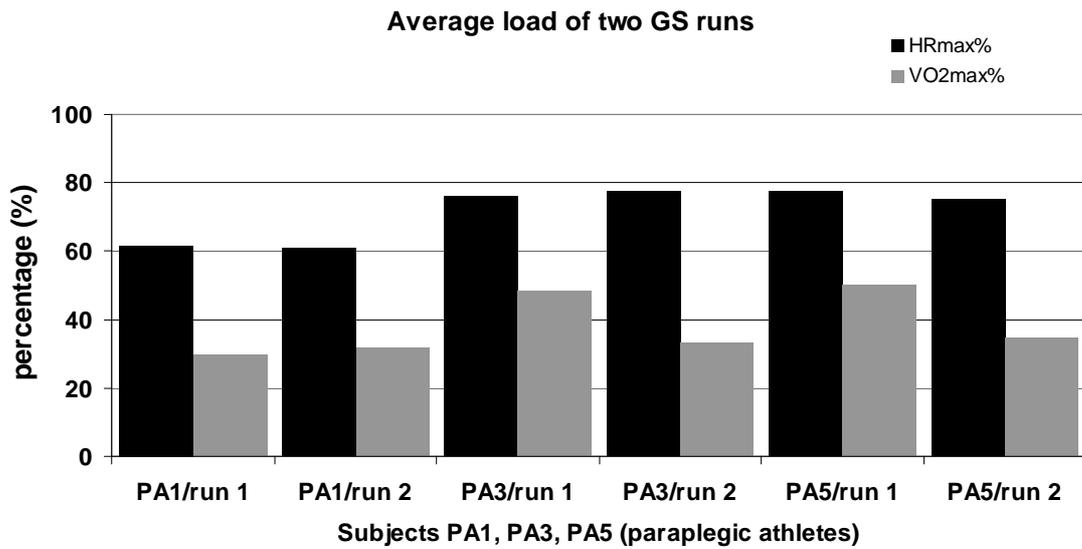


Figure 3. Mean values of each giant-slalom per subject (paraplegic athlete, PA). Values are expressed as percentage of maximum heart rate (HR_{max} , black bars) and maximum oxygen consumption ($\dot{V}O_{2max}$, grey bars), respectively.

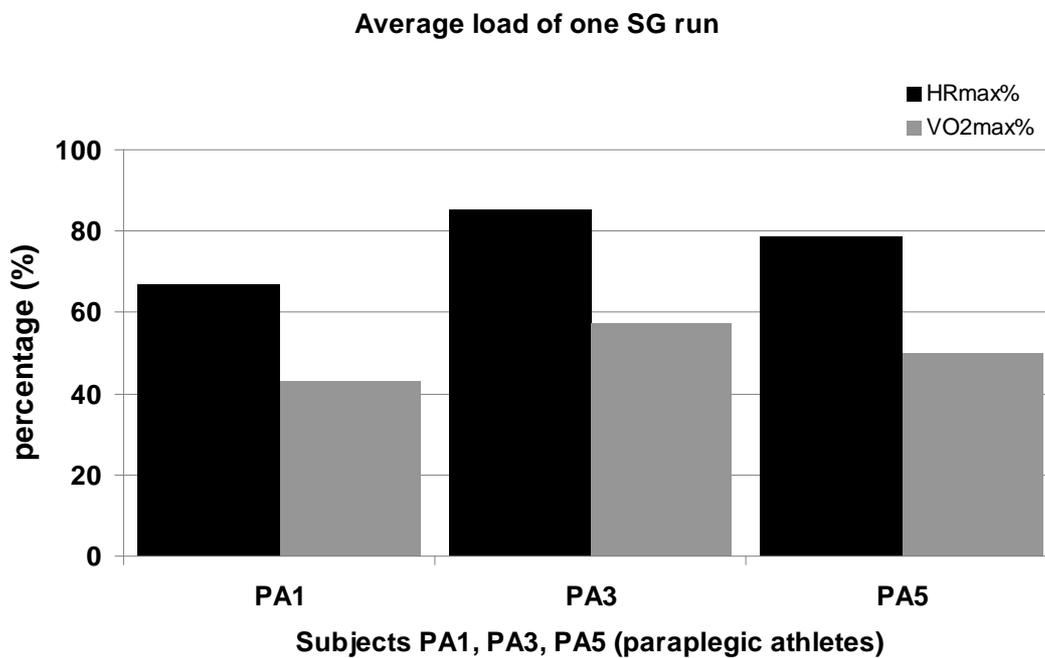


Figure 4. Mean values of one Super-G (SG) run per subject (paraplegic athlete, PA). Values are

expressed as percentage of maximum heart rate (HR_{max} , black bars) and maximum oxygen consumption ($\dot{V}O_{2max}$, grey bars), respectively.

Athlete	Discipline	[La ⁻] start	[La ⁻] finish	[La ⁻] post 3	RPE
PA1	GS	1.8	1.5	1.8	8
PA1	GS	1.6	1.5	1.7	6
PA1	SG	2.2	3.1	1.9	8
PA3	SG	1.5	2.2	2.4	15
PA3	SG	1.1	1.6	1.7	16
PA5	GS	0.8	2.7	2.3	9
PA5	GS	2	2.1	1.3	9

Table 1. Displayed are subjects (paraplegic, PA, 1, 3 and 5), discipline (giant-slalom, GS, super-G, SG), lactate [La⁻] values at baseline prior to start, at end of run and 3 minutes after each run as well as rate of perceived exertion (Borg).

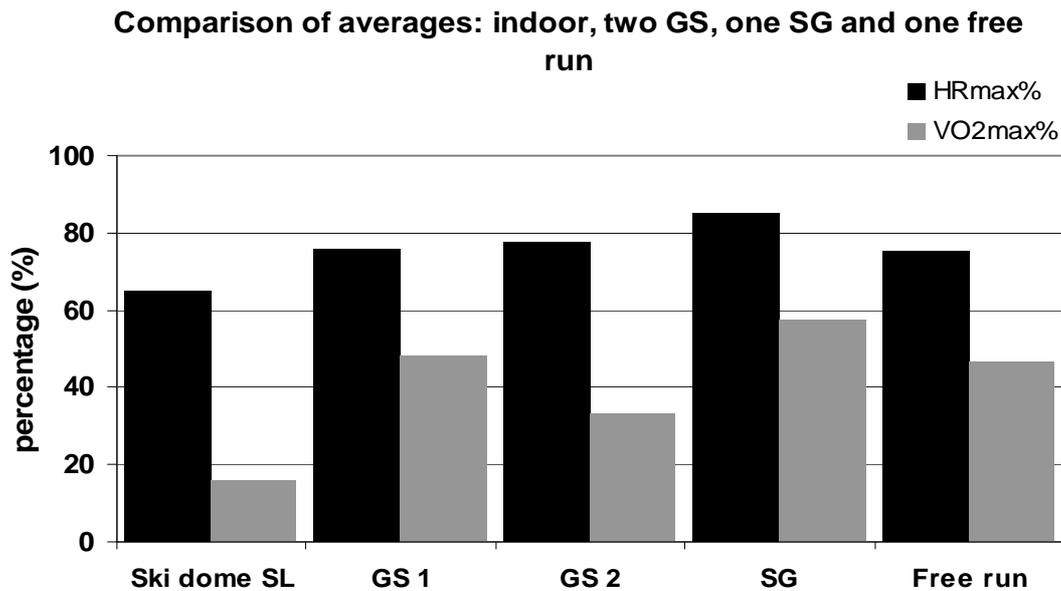


Figure 5. Comparison of all different disciplines in one subject (paraplegic subject 3). Values are expressed as percentage of maximum heart rate (HR_{max} , black bars) and maximum oxygen consumption ($\dot{V}O_{2max}$, grey bars), respectively.

DISCUSSION

Laboratory values of incremental testing of our athletes show a wider range due to age and lesion level, but are generally in accordance with previously published data (e.g. Bernardi 2010). Similarly, repeated testing with our protocol and preliminary tests showed a good reliability for collected values and hence, due to a satisfying fitness level, a general ability to perform well in the discipline of alpine skiing could be assumed prior to field tests.

Despite differences in lesion level for our subjects, metabolic loads were comparable in between a single discipline but differed between disciplines. Surprisingly, all classical measured parameters of physiological load during exertion of skiing were lower than expected and much lower than previously reported for able-bodied skiers (Turnbull 2009). Duration of our SL course seemed rather short with 25-32s and hence, metabolic load was also low. However, as was shown by Vogt et al. (2005), values of up to 90% $\dot{V}O_{2max}$ can be expected during a 45s run. Nevertheless, even by inducing

longer (>45s up to 2min) load duration, we were not able to determine any expected strong increase in our evaluated data and values are at most comparable or even lower than those reported by von Duvillard et al. (2009) during a 60s GS run. Therefore, the question arises how forces of up to 7000N, which may occur during a turn (Spitzenpfeil 2005), can be withstood by these athletes and how they counteract these forces given that they compete on the same racehills and course settings in nearly equal velocities like standing athletes do. The fact that there is only a small muscular mass, usually upper body muscles, as well as some in the trunk region, but usually no lower limb muscles, available and utilized by these athletes in combination with the skibob athletes sit in - which is mounted on a suspension unit and a single ski - could therefore, in part, explain our results. Forces occurring during a single turn might be absorbed by the suspension unit and the actual load on the athlete is much lower and mainly consists of maintaining balance of the whole system. The muscles used for that purpose, back and abdominal muscles, differ in their specific fibre type from the large muscle group of lower limbs standing athletes use. This different fibre type metabolism also may in part explain why the metabolic load is lower in paraplegic than in standing athletes, considering their anaerobic part of the whole body metabolism not showing mentionable lactate movement which, in standing athletes, mainly stems from lower limbs as muscles of net lactate formation.

Similarly, aerobic fitness as displayed by the rather low percentage of $\dot{V}O_{2\max}$ during skiing thus does not seem to be the performance determining factor. However, it will still remain part of a complex performance diagnosis model for paraplegic ski racers, as there are some important aspects to aerobic fitness, e.g. ability to recover, altitude, high training volumes and travelling. Further research will focus on the question of how these forces on the suspension unit can be quantified. Likewise, specific testing methods for the coordinative ability of balance need to be developed and evaluated to complete the requirement profile for paraplegic skiing athletes.

REFERENCES

Bernardi, M., Guerra, E., Di Giacinto, B., Di Cesare, A., Castellano, V. and Bhamhani, Y. (2010). *Med Sci Sports Exerc* 42(6): 1200-8.

- Bhambhani, Y. (2002). *Sports Med* 32(1): 23-51.
- Borg, G. A. (1982). *Med Sci Sports Exerc* 14(5): 377-81.
- Davis, G. M. (1993). *Med Sci Sports Exerc* 25(4): 423-32.
- Eriksson, P., Lofstrom, L. and Ekblom, B. (1988). *Scand J Rehabil Med* 20(4): 141-7.
- Ferguson, R. A. (2010). *Exp Physiol* 95(3): 404-10.
- Karlsson, J., Eriksson, A., Forsberg, A., Källberg, L. and Tesch, P. (1978). Park City, Utah, United States Ski Coaches Association.
- Impellizzeri, F. M., Rampinini, E., Freschi, M., Maffiuletti, N. A., Bizzini, M. and Mognoni, P. (2009). In: Müller, E., Lindinger, S. and Stöggl, T. (eds) *Science and skiing IV*. Meyer & Meyer Sport, Maidenhead: 272-280.
- Schmid, A., Huber, G., Marschner, J. and Zimmer, M. (2004). *Deutsches Ärzteblatt* 101(31-32): 1819-1825.
- Shephard, R. J. (1988). *Sports Med* 5(4): 226-47.
- Spitzenfeil, P., Niessen, M., Rienacker, N. and Hartmann, U. (2005). In: Müller, E., Bacharach, D. W., Klika, R., Lindinger, S. and Schwameder, H. (eds) *Science and Skiing III*. Meyer & Meyer Sport, Oxford: 204-215.
- Thiel, C., Rosenhagen, A., Roos, L., Huebscher, M., Vogt, L. and Banzer, W. (2009). In: Müller, E., Lindinger, S. and Stöggl, T. (eds) *Science and skiing IV*. Meyer & Meyer Sport, Maidenhead: 516-522.
- Turnbull, J. R., Kilding, A. E. and Keogh, J. W. (2009). *Scand J Med Sci Sports* 19(2): 146-55.
- Veicsteinas, A., Ferretti, G., Margonato, V., Rosa, G. and Tagliabue, D. (1984). *J Appl Physiol* 56(5): 1187-90.
- Vogt, M., Puntchart, A., Angermann, M., Jordan, K., Spring, H., Müller, E. and Hoppeler, H. (2005). *Leistungssport* 35(2): 48-54.
- von Duvillard, S. P., Bacharach, D. W. and Stanek, F. (2009). In: Müller, E.,

Lindinger, S. and Stöggl, T. (eds) Science and skiing IV. Meyer & Meyer Sport, Maidenhead: 543-555.

Wells, C. L. and Hooker, S. P. (1990). Adapted Physical Activity Quarterly 7:265-285.

1.2. Artikel Goll et al. (2015) in Journal of Sports Science & Medicine

Ergebnisse der Untersuchungen zu metabolisch-physiologischen Anforderungen speziell im Riesenslalom unter Beachtung der individuellen ventilatorischen Schwellen der Athleten wurden im Journal of Sports Science and Medicine (JSSM) veröffentlicht.

Metabolic Demand of Paralympic Alpine Skiing in Sit-Skiing Athletes

Maren Goll , Michael S. F. Wiedemann and Peter Spitzenpfel

Technische Universität München, Department of Sport and Health Sciences, München, Germany

Abstract

Paralympic Alpine Skiing comprises three main categories, namely Standing, Visually Impaired and Sitting, to one of which athletes get classified depending on their individual impairment of ability. An existing sport profile of alpine skiing for able-bodied athletes facilitates the physical preparation process of Standing and Visually Impaired athletes. However, very little is known about performance determinants as well as content and structure of the physical preparation of athletes with congenital or acquired spinal cord injury competing in the Sitting class. The objective of this study was to describe the metabolic demands of Paralympic Alpine Skiing Sitting class athletes using laboratory and field measurements. The study determined maximal oxygen uptake ($\dot{V}O_{2max}$), maximum heart rate (HR_{max}) and maximal blood lactate concentration ($[La^-]$) as well as ventilatory thresholds in laboratory testing ($n = 6$) as well as on-snow in Slalom (SL) carried out in a ski dome, and Giant-Slalom (GS) on a natural slope. On-snow test variables are expressed normalized to laboratory maximum values ($\% \dot{V}O_{2max}$, $\% HR_{max}$). For SL, values reached $\sim 30\%$ $\dot{V}O_{2max}$ and $\sim 60\%$ HR_{max} whereas GS values were slightly higher reaching $\sim 50\%$ $\dot{V}O_{2max}$ and $\sim 75\%$ HR_{max} . Lactate concentration remained close to baseline values for SL and was slightly higher at ~ 3 mmol·L⁻¹ for GS. All athletes remained below their second ventilatory threshold and even skied for a long portion of runtime below their first ventilatory threshold. In general, measured metabolic values were lower than reported for able-bodied alpine skiers. However, despite the small and inhomogeneous sample covering all but one sit-skiing classes, strain of sit-skiing appears to be consistent throughout the five sit-skiing classes. Common measures of aerobic or anaerobic performance variables do not suggest further investigations in the field of metabolism for performance determinants in sit-skiing.

Key words: Paralympic winter sports, paraplegia, wheelchair exercise physiology.

Introduction

For decades, physiology of alpine skiing has been a topic of research with several publications (Andersen and Montgomery, 1988; Turnbull et al., 2009), primarily focussing on energy systems' contributions to the task of ski racing. As the sport has undergone equipment changes during the last decade, research has continued to provide a clear profile of current metabolic demands and parameters for elite alpine ski racers. This profile is reflected in classic measurable parameters during a skiing run like oxygen uptake ($\dot{V}O_2$), heart rate (HR), to individual maxima normalized values expressed as percentage of maximum oxygen uptake and maximum heart rate ($\% \dot{V}O_{2max}$, $\% HR_{max}$), and blood lactate concentration ($[La^-]$). Apparently, more recently reported values (von Duvillard et al.,

2009) are lower than those from corresponding studies around the 80s (Karlsson et al., 1978; Veicsteinas et al., 1984). The extent of the different energy supplying systems' contribution to the respective alpine skiing disciplines is still topic of research (Vogt et al., 2005), focusing on the importance and weighting of aerobic and anaerobic capacities.

General Alpine skiing performance determinants have almost been entirely identified yet, but, despite longitudinal research (Impellizzeri et al., 2009), definite parameters with the potential to predict performance are lacking. Therefore, both aerobic and anaerobic fitness conditioning and its measurement are part of elite alpine skiers' training regimes (Gross et al., 2014).

In Paralympic Alpine Skiing, no information is available about metabolic parameters of an actual skiing load. According to IPC Classification Rules and Regulations Paralympic Alpine Skiing is subdivided into three competition classes: Standing class (e.g. upper or lower body limb loss, skiing with or without prosthetic or cerebral palsy), Visually Impaired class, and Sitting class (IPC, 2015). For the group of standing and visually impaired athletes, this lack of description of the race profile is mainly due to the simplistic assumption that findings on aerobic and anaerobic demands for able-bodied skiers accordingly apply for handicapped athletes. Obviously, for one leg standing athletes these assumptions are inappropriate, but no ski-specific research has presented for metabolic variances in this group to date and these athletes simply adopt a disability-specific modified training program.

The group of sitting athletes having acquired or congenital paralysis or lower limb loss use a sit-ski, and therefore, this kind of adaptation of training content is not feasible because of substantial differences in the nature of equipment used and the sitting posture during alpine skiing.

For other Paralympic sitting sports however, research has been conducted with various investigations focusing on endurance disciplines like wheelchair racing for paraplegic and tetraplegic athletes (Davis, 1993; Bhamhani, 2002; Shephard, 1988).

Individual location site and level of lesion determine the specific impairment of athletes' abilities. Accordingly, wheelchair ergometry performance of paraplegic cross-country skiers displayed clear differences for athletes with a lesion level resulting in tetraplegia (higher than the first thoracic vertebra (T1)), paraplegic athletes with a lesion level between T1 and T5, and athletes with a lesion level lower than T5.

The level of lesion is associated with the level of impairment of abilities which mainly impacts on locomo-

tor and respiratory muscles' innervation and therefore on performance (Eriksson et al., 1988; Wells and Hooker, 1990).

Independent from lesion level (high or low) of paraplegic athletes, no significant differences in ventilatory or cardiorespiratory parameters were described (Bernard et al., 2000). In all parameters of cardiorespiratory fitness, e.g. aerobic capacity, a significant difference was only shown between tetraplegic and paraplegic athletes (Davis, 1993).

Accordingly, for Paralympic Alpine Skiing sitting athletes no restrictions in aerobic or anaerobic capacity are to be expected as complete tetraplegia is not represented among this class confirmed by results from the Italian National Paralympic Alpine Skiing Team members (Bernardi et al., 2012). Nevertheless, no information about metabolic and cardio-respiratory strain during the execution of Paralympic Alpine Skiing is available. Hence, implications for an optimal distribution of intensity in endurance training (Seiler and Kjerland, 2004) and related research in general on this topic are lacking. Therefore, the aim of the current study was to analyse parameters of VO_2 , HR and lactate concentration [La] for both laboratory and field measurements of Slalom (SL) and Giant Slalom (GS) competition like runs in order to identify metabolic strain in Paralympic Alpine Skiing sitting athletes for the purpose to derive sufficient information for sit-skiers' physiological training preparation.

Methods

Experimental approach to the problem

The study included laboratory fitness testing, skiing in standardized conditions (ski dome) and on-snow field testing on a regular outdoor slope.

Measured variables were VO_2 , HR and blood lactate concentration [La] during exercise testing in the laboratory prior to the respective field testing sessions. Ventilatory thresholds (VT 1, VT 2) were determined for each athlete from the fitness testing data in order to relate skiing data to three zones: below the first ventilatory threshold (<VT 1), between the first and second threshold (VT 1- VT 2) and above the second ventilatory threshold (>VT 2).

During SL and GS runs cardiopulmonary data were collected, and [La] samples were taken after each run. Relative workloads and the percentage of exposure to the threshold-zones were calculated based on the measured laboratory output values.

Participants

A total of six Sitting-class athletes, four male (31 ± 5.9 years, 69 ± 10 kg, 1.76 ± 0.09 m) and two female (18.5 ± 0.7 years, 40 ± 0 kg, 1.34 ± 0.02 m), of the National Paralympic Team participated in the study. Four of the athletes participated in a pre-SL laboratory and in SL on-snow testing, five completed pre-GS laboratory tests and on-snow GS measurements. All athletes had a history of being part of the national team for at least three years and have competed on the International Paralympic Alpine Skiing World Cup circuit sanctioned by the International

Paralympic Committee (IPC) for the same duration of time and were ranked among the Top 5 (female) and Top 10 (male), respectively, at the time of testing.

Every athlete was internationally classified by the IPC's sports classification panel. The process of classification according to IPC Alpine Skiing Classification Rules and Regulations (IPC, 2015) clusters athletes with similar injury or impairment patterns in so called LW (locomotor winter) 12-2 to LW 10-1 groups representing residual functional trunk musculature. In this context, LW 12-2 class athletes have the highest amount of functional trunk muscles as a consequence of the lowest levels of lesion, whereas on the opposite side of the spectrum LW 10-1 class athletes show the least amount of utilizable trunk muscles with sitting stability being considerably impaired.

Representing the wide variation in lesions and limits our study group consisted of two LW 12-1, one LW 11, two LW 10-2 and one LW 10-1 classified athletes participating in the study.

The study was approved by the ethics committee of the local School of Medicine, and written informed consent was obtained from the athletes before commencing data collection.



Figure 1. Paralympic Alpine Skiing sitting athlete in field measurement situation equipped with mobile metabolic analyzer.

Procedures

An incremental step test was performed prior to the respective field testing session on a wall mounted handcycle ergometer with cranks operating in synchronous mode (Brachumera, Lode, The Netherlands). Initial workload for female athletes was set at 40 W and at 50 W for male athletes with a 10 W increment every 3 minutes for all athletes.

All gas exchange variables were measured with a metabolic analyser (Figure 1) applicable for stationary and mobile operation (Metamax, Cortex Biophysik, Germany) which according to manufacturer's manual provides a reliable operation temperature range from -10°C to $+40^{\circ}\text{C}$. Additionally, HR (Polar S625, Finland) and blood lactate concentration [La] (Biosen S Lab+, EKF Diagnostics, Germany) were measured. Each incremental test was performed to volitional exhaustion. All athletes reached a plateau in oxygen consumption and a respiratory exchange ratio (RER) > 1.10 during the last stage

which was defined as maximum performance. $\dot{V}O_{2max}$ was defined as the highest 30 s mean value, and ventilatory thresholds VT 1 and VT 2 were determined (Wassermann et al., 1973) with VT 1 representing the threshold of transition from aerobic to aerobic-anaerobic metabolism and VT 2 the threshold of a continuous increase in lactate accumulation.

The same parameters as in the laboratory testing were measured on snow. Standardized skiing was carried out under controlled conditions in an indoor ski dome (Snowworld Landgraaf, The Netherlands) performing a 26-gate Slalom (SL) course on an icy water-injected slope. On-snow field testing was performed on a glacier in the Austrian Alps on an evenly set 30-gate Giant-slaloms (GS) course on medium steep terrain and solid snow conditions. For on-snow testing, the same mobile metabolic analyser as in the lab was used. In addition to the standard calibration, the system was calibrated for temperature, altitude, relative humidity and barometric pressure. To prevent disturbances in air flow near the sensor, a windshield for the turbine body provided by the manufacturer was applied. The small, lightweight metabolic analyser was stored underneath the jacket not interfering with the athlete's mobility.

Capillary blood samples for $[La^-]$ determination were collected from the athlete's earlobe one minute after completion of the course with a mobile analyser from the same manufacturer as used in the laboratory tests (Lactate Scout, EKF diagnostics, Germany). Storing the hand-held analyser underneath the tester's jacket and close to the body until sample draw temperature was consistently above the temperature range of $+5^{\circ}C$ - $+45^{\circ}C$ for reliable operation.

A 5-s moving average was applied for breath-by-breath data of mobile gas exchange measures prior to further analysis. Athletes completed three GS and six SL runs in a race-like skiing manner.

In order to familiarize athletes with wearing a face mask during skiing, all athletes performed two warm up runs before data collection.

Statistical analyses

Descriptive statistics were compiled for laboratory data as well as SL and GS data for all participating athletes, expressed in relative workload of HR ($\%HR_{max}$), $\dot{V}O_{2max}$ ($\%\dot{V}O_{2max}$) and $[La^-]$ during exercise.

Due to the small number of athletes, yet representing the country's population, as well as athlete differences in lesion level and different classifications accordingly, means and SDs were also calculated for each athlete separately.

For GS, run times were normalized at 100% and exposure to their individual threshold zones during three runs were calculated for each athlete.

Results

The incremental tests for athletes participating in the pre-SL laboratory testing ($n = 4$) returned a $\dot{V}O_{2max}$ of 33.1 ± 1.2 ml·kg⁻¹·min⁻¹ (2.1 ± 0.5 L·min⁻¹), a HR_{max} of 195 ± 6 beats·min⁻¹, and a maximum $[La^-]$ of 11.8 ± 0.9 mmol·L⁻¹. Pre-GS laboratory testing revealed values for $\dot{V}O_{2max}$ of 44.5 ± 4.9 ml·kg⁻¹·min⁻¹ (1.8 ± 0.2 L·min⁻¹) for female athletes ($n = 2$) and 35 ± 3.6 ml·kg⁻¹·min⁻¹ (2.4 ± 0.2 L·min⁻¹) for male athletes ($n = 3$). HR_{max} reached 188 ± 22 beats·min⁻¹ for female and 165 ± 35.9 beats·min⁻¹ for male athletes and maximal values of $[La^-]$ of 7.9 ± 1.2 mmol·L⁻¹ for female athletes and $[La^-]$ of 9.3 ± 2.5 mmol·L⁻¹ for male athletes were observed. VT 1 and VT 2 values for female athletes were 0.96 ± 0.07 L·min⁻¹ and 1.61 ± 0.13 L·min⁻¹, respectively. For male athletes a VT 1 of 1.13 ± 0.18 L·min⁻¹ and a VT 2 of 1.88 ± 0.04 L·min⁻¹ were observed.

Indoor ski-dome (SL, $n = 4$) and on-snow (GS, $n = 5$) measures are expressed as a percentage of $\dot{V}O_{2max}$ and HR_{max} for repeated runs of SL and GS presented in Table 1 for each athlete.

Overall, $\%\dot{V}O_{2max}$ (25.8 ± 8.2), $\%HR_{max}$ (60.2 ± 8.0) and $[La^-]$ (0.8 ± 0.3 mmol·L⁻¹) during SL were lower compared to GS with 49.6 ± 4.7 $\%\dot{V}O_{2max}$, 73.3 ± 6.6 $\%HR_{max}$ and $[La^-] = 3.1 \pm 1.5$ mmol·L⁻¹, (Figure 2).

During three runs, all athletes remained below their VT 1 or between VT 1 and VT 2, except for 3% of one athlete's run (Second run PA 3), so no other athlete exceeded the individual VT 2 in GS (Figure 3).

Discussion

The purpose of this study was to describe the physiological demands of Paralympic Alpine Skiing sitting athletes in laboratory and field measurements and to prove the feasibility of on-snow testing in this population.

Athletes' laboratory incremental test values showed a wide range but were generally in accordance with previously published data for handicapped athletes of sports with intermittent characteristics such as wheelchair tennis or wheelchair basketball (Bernardi et al., 2010). Additionally, oxygen uptake values of 31.3 ± 6.6 ml·kg⁻¹·min⁻¹ were reported for Italian Paralympic Alpine Skiing sitting athletes; and somewhat higher values at 37.4 ± 1.08 ml·kg⁻¹·min⁻¹ for athletes ($n = 3$) performing well in their sport (Bernardi et al., 2012). Accordingly, for

Table 1. Individual relative workload of Paralympic sit-skiers of six SL and three GS runs with corresponding pre-GS laboratory data of ventilatory thresholds. Data are means (\pm SD).

	Slalom (SL)		Giant Slalom (GS)		VT1			VT2				
	$\%\dot{V}O_{2max}$	$\%HR_{max}$	$[La^-]$ mmol·L ⁻¹	$\%\dot{V}O_{2max}$	$\%HR_{max}$	$[La^-]$ mmol·L ⁻¹	$\dot{V}O_2$ l·min ⁻¹	HF bpm	P W	$\dot{V}O_2$ l·min ⁻¹	HF bpm	P W
PA1	-	-	-	48 (4.6)	83.0 (8.3)	2.15 (40)	9	148	65	1.7	170	74
PA2	31.6 (3.6)	69.0 (8.0)	.83 (21)	55 (3.9)	67.0 (11.1)	2.35 (44)	1.0	163	63	1.5	190	86
PA3	33.2 (13.2)	52.0 (3.1)	.97 (12)	53 (7.4)	74.0 (1.0)	2.63 (44)	1.4	92	76	1.9	108	110
PA4	15.8 (4.4)	64.0 (4.3)	.89 (13)	43 (3.7)	67.0 (3.8)	2.50 (37)	.9	116	71	1.9	150	84
PA5	-	-	-	49 (1.7)	74.0 (12.3)	5.60 (1.10)	1.1	115	59	1.8	176	116
PA6	22.4 (3.2)	55.6 (1.6)	.79 (72)	-	-	-	-	-	-	-	-	-

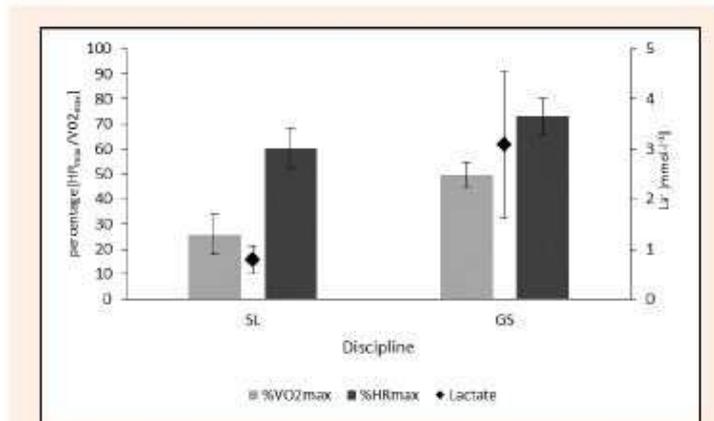


Figure 2. Mean \pm SD values of all Paralympic athletes for the disciplines of Slalom (SL, six runs) and Giant Slalom (GS, three runs). Values are expressed as percentage of maximum heart rate (%HR_{max}, black bars), maximum oxygen consumption (%VO_{2max}, grey bars) and absolute lactate values ([La⁻] in $\mu\text{mol}\cdot\text{L}^{-1}$).

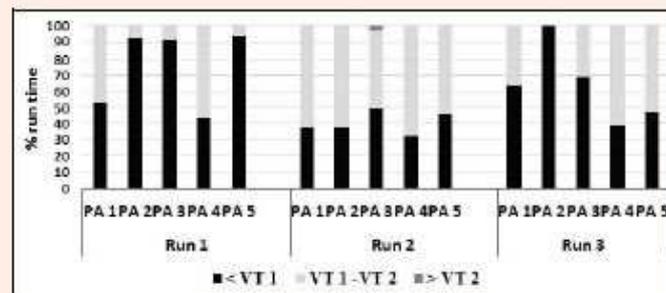


Figure 3. Athletes' exposure to their individual threshold zones in each of three Giant Slalom runs.

our athletes a comparable fitness level and a general ability to perform well in the discipline of alpine skiing could be assumed prior to field measurements.

Interestingly, despite the small sample size and inhomogeneity in athletes' lesion levels, metabolic strain was comparable within a single discipline, however, differed between SL and GS, findings that were additionally affirmed by results of a previous pilot study (Goll et al., 2012).

In relation to able-bodied skiers, all measured physiological variables during SL and GS sit-skiing remained below the reported values for alpine-skiing (Turnbull et al., 2009).

One reason for lower metabolic strain may be that the duration of our SL course, due to limited slope length in ski-dome conditions, was shorter (~30s) compared to able-bodied SL (~50s). As lactate concentration is related to intensity and duration the shorter duration of the SL runs in our study may explain at least in part the low lactate values found. For oxygen uptake according to an able-bodied skiing study with a run-time of ~45 s (Vogt et al., 2005), values of up to 90% VO_{2max} can be expected. However, even when performing longer run times of

approximately 55 s in our GS testing section of the study, all measured values remained clearly below values of 90% VO_{2max} and were at most comparable or even lower than those reported during a 60-70s GS run for able-bodied skiers (von Duvillard et al., 2009, Spirk et al., 2012). The fact that athletes can only use a small muscle mass, usually upper body muscles as well as some trunk muscles utilized in combination during sit-skiing may explain at least in part our results. Also, performance limiting factors like reported for alpine skiing (Ferguson, 2009) have not been investigated for sit-skiers yet, specifically, potential effects of equipment (sit-ski suspension) on sit-skiing strain and athletes' muscle fibre recruitment have not been considered. Focussing on the low lactate values, it appears that external forces occurring during SL and GS turns are absorbed to a large degree by the suspension unit of the sit-ski, which in turn reduces the actual load on the athlete substantially. In that case, back and abdominal muscles would be used for maintaining balance but may not be required to produce the same amount of high eccentric forces previously reported for standing ski racers (Tesch, 1994). This difference in force production may, at least in part, explain why metabolic strain is

lower in sit-skiing than in standing athletes. Additionally, the notion also matches lactate responses of the sit-skiers. As anaerobic contribution to whole body metabolism was clearly lower in sit-skiers, it is suggested that high lactate concentration in standing athletes mainly stems from the demand on large lower limb muscle groups, which obviously are not being used by sit-skiers.

Heart rate values expressed as %HR_{max} observed in disciplines like wheelchair tennis, wheelchair basketball, or wheelchair fencing are in accordance with those observed in our study; however, the submaximal character of those sports is more likely to be ascribed to athlete's self-pacing (Bernardi et al., 2010) rather than to short duration or low load like in the case of sit-skiing. However, compared to able-bodied alpine ski racing where athletes are reported to reach their individual HR_{max} (Veicsteinas et al., 1984), Paralympic Alpine Skiing sitting athletes showed HR values that remain on a sub-maximal level suggesting that aerobic performance or rather generally endurance capacities, plays a smaller role for sit-skiers compared to standing or able-bodied alpine skiers. The values of time normalized runs, representing the athletes' exposure to their individual ventilatory threshold zones additionally support the interpretation of the low lactate values as low anaerobic demands and complete the picture of moderate strain on sit-skiing athletes even under repeated race-like situations.

Conclusion

Based on the results of the study and concerning the physical conditioning process, it appears that neither aerobic nor anaerobic performances are crucial factors for success in Paralympic sit-skiing. Thus, aerobic training as well as general physical conditioning aiming to increase maximal oxygen uptake appears to have a secondary role compared to the specific sit-ski technique. Nevertheless it might be useful to screen athletes for medical diagnostic purposes and for a fitness state sufficient to deal with the conditions associated with their sport such as high altitude, cold, on-snow training volume and travel to ensure optimal recovery and/or stamina to endure a rigorous daily schedule. With respect to reported values in the literature (Bernardi et al., 2012, Goosey-Tolfrey and Leicht, 2013) and values observed in this study, a VO_{2max} comparable to wheelchair sports with an intermittent load structure appears to be sufficient.

The same applies for anaerobic performance, which is also no crucial factor of sit-skiing performance.

Additionally, with regard to the process of establishing evidence-based classification (Tweedy and Vanlandewijck, 2011) and for future research, effort should be put in increasing sample size, which currently is the biggest limiting factor, however not uncommon in Paralympic research. International research projects could be a promising option to increase participant numbers.

Investigations on external forces, strength, and motor control demands during sit-skiing could complete the profile of the sport and help gaining additional information for an optimized physical conditioning program for sit-skiing.

Acknowledgements

The authors wish to acknowledge the participation of the German Paralympic Alpine Ski Team and to express their gratitude especially to the sit-skiing athletes involved. The study was funded by the Federal Institute of Sports Science (BISp), Germany. Open access publishing of this work was supported by the German Research Foundation (DFG) and the Technische Universität München. There were no conflicts of interest.

References

- Andersen, R.E. and Montgomery, D.L. (1988) Physiology of alpine skiing. *Sports Medicine* 6, 210-221.
- Bernard, P.L., Mercier, J., Varray, A. and Prefaut, C. (2000) Influence of lesion level on the cardioventilatory adaptations in paraplegic wheelchair athletes during muscular exercise. *Spinal Cord* 38, 16-25.
- Bernardi, M., Guerra, E., Di Giacinto, B., Di Cesare, A., Castellano, V. and Bhamhani, Y. (2010) Field evaluation of Paralympic athletes in selected sports: Implications for training. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 42, 1200-1208.
- Bernardi, M., Caracci, S., Faiola, F., Egidi, F., Marini, C., Castellano, V. and Faia, M. (2012) Physical Fitness Evaluation of Paralympic Winter Sports Sitting Athletes. *Clinical Journal of Sports Medicine* 22, 26-30.
- Bhamhani, Y. (2002) Physiology of wheelchair racing in athletes with spinal cord injury. *Sports Medicine* 32, 23-51.
- Davis, G.M. (1993) Exercise capacity of individuals with paraplegia. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 25, 423-432.
- Eriksson, P., Lofstrom, L. and Ekblom, B. (1988) Aerobic power during maximal exercise in untrained and well-trained persons with quadriplegia and paraplegia. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 20, 141-147.
- Ferguson, R.A. (2010) Limitations to performance during alpine skiing. *Experimental Physiology* 95, 404-410.
- Goll, M., Wiedemann, M.S.F., Münch, T. and Spitznagel, P. (2012) Physiological parameters of paraplegic skiing athletes in laboratory and field measurement. In: *Science and Skiing V*. Eds: Müller, E., Lindinger, S. and Stöggel, T. Maidenhead: Meyer&Meyer Sport, 183-191.
- Goosey-Tolfrey, V. and Leicht, C.A. (2013) Field-based physiological testing of wheelchair athletes. *Sports Medicine* 43, 77-91.
- Gross, M., Hemund, K. and Vogt, M. (2014) High intensity training and energy production during 90-second box jump in junior alpine skiers. *Journal of Strength and Conditioning Research* 28, 1581-1587.
- Impellizzeri, F.M., Rampinini, E., Freschi, M., Maffuletti, N.A., Bizzini, M. and Moggi, P. (2009) Identification of the characteristics that discriminate between competitive levels and specialties of alpine skiers. In: *Science and Skiing V*. Eds: Müller, E., Lindinger, S. and Stöggel, T. Maidenhead: Meyer&Meyer Sport, 272-280.
- IPC (International Paralympic Committee) (2015) Bonn (GER): Alpine Skiing Classification Rules and Regulations. Available from URL: http://www.paralympic.org/sites/default/files/document/150817151029891_2015_08_17%2BIPCAS%2BClassification%2Brules%2Band%2Bregulations.pdf
- Karlsson, J., Eriksson, A., Forsberg, A., Källberg, L. and Tesch, P. (1978) *The physiology of alpine skiing*. Park City, Utah, United States Ski Coaches Association.
- Schmid, A., Huber, G., Marschner, J. and Zimmer, M. (2004) Medical aspects of sports in disabled persons. *Deutsches Arzteblatt* 101, 1819-1825. (In German; English abstract).
- Seiler, K.S. and Kjerland, G.O. (2006) Quantifying training intensity distribution in elite endurance athletes: is there evidence for an "optimal" distribution? *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 16, 49-56.
- Shaphard, R.J. (1988) Sports medicine and the wheelchair athlete. *Sports Medicine* 5, 226-247.
- Spirk, S., Steiner, G., Tschakert, G., Gröschl, W., Schipfinger, G. and Hofmann, P. (2012) Oxygen uptake during race-like alpine giant slalom skiing in relation to variables of the human power spectrum. In: *Science and Skiing V*. Eds: Müller, E., Lindinger, S. and Stöggel, T. Maidenhead: Meyer&Meyer Sport, 418-425.
- Tesch, P. (1995) Aspects on muscle properties and use in competitive alpine skiing. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 27, 310-314.
- Turnbull, J.R., Kilding, A.E. and Keogh, J.W. (2009) Physiology of

- alpine skiing. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 19, 146-155.
- Tweedy, S.M. and Vanlandewijck, Y.C. (2011) International Paralympic Committee position stand – background and scientific principles of classification in Paralympic sport. *British Journal of Sports Medicine* 45, 259-269.
- Veicsteinas, A., Ferretti, G., Margonato, V., Rosa, G. and Tagliabue, D. (1984) Energy cost of and energy sources for alpine skiing in top athletes. *Journal of Applied Physiology* 56, 1187-1190.
- Vogt, M., Puntschart, A., Angermann, M., Jordan, K., Spring, H., Müller, E. and Hoppeler, H. (2005) Metabolic consequences of race-like Slalom training in young alpine skiing athletes. *Leistungssport* 35, 48-54. (In German)
- von Duvillard, S.P., Bacharach, D.W. and Stanek, F. (2009) Respiratory and metabolic demands of field versus laboratory tests in young competitive alpine ski racers. In: *Science and skiing IV*. Eds: Müller, E., Lindinger, S. and Stöggl, T. Meyer & Meyer Sport, Maidenhead, 543-555.
- Wasserman, K., Whipp, B.J., Koyl, S.N. and Beaver, W.L. (1973) Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. *Journal of Applied Physiology* 35, 236-243.
- Wells, C.L. and Hooker, S.P. (1990) The spinal injured athlete. *Adapted Physical Activity Quarterly* 7, 265-285.

Key points

- Metabolic demand and strain of Paralympic sit-skiing is different to able-bodied skiing.
- Measured parameters of $\dot{V}O_2\text{max}$ and $[\text{La}^-]$ are lower in sit-skiers compared to able-bodied skiers.
- Equipment used for sit-skiing is suggested to absorb external forces to some degree, thereby lowering the strain.
- Implications for training focus (e.g. skiing higher volumes with a focus on technique) and the physical conditioning process (aerobic/ anaerobic capacity are suggested to be no performance determinants) may be derived.

AUTHOR BIOGRAPHY

Maren GOLL

Employment

Technische Universität München

Degree

PhD candidate

Research interests

Exercise physiology, Paralympic Winter Sports, Alpine Skiing

E-mail: maren.goll@tum.de

Michael S. F. WIEDEMANN

Employment

University of Basel

Degree

PhD

Research interests

Exercise physiology, obesity and type II diabetes

E-mail: M.Wiedemann@gmx.de (optional)

Peter SPITZENPFEL

Employment

Technische Universität München, Department of Sport and Health Sciences, Head of Applied Sport Science.

Degree

PhD

Research interests

Exercise Science, Biomechanics, Alpine Skiing

E-mail: peter.spitzenpfel@tum.de

✉ Maren Goll

Technische Universität München, Department of Sport and Health Sciences, Applied Sport Science, Connollystraße 32 80809 München, Germany

2. Biomechanisch- muskuläre Aspekte

Die Untersuchung der Bewegungsaufgabe ‚Skifahren‘ bei paralympischen Skirennläufern der sitzenden Klasse wurde in zwei Felder aufgeteilt und betraf die:

- a. An der Bewegung beteiligte Muskulatur
- b. Krafftfähigkeiten der einsetzbaren Muskulatur.

Im folgenden Kapitel werden zum einen die Ergebnisse der Untersuchungen zur Muskelaktivität von paralympischen Skirennläufern der sitzenden Klasse bei maximal willentlichen Kontraktionen ausgewählter Rumpfmuskeln, sowie deren Aktivität in der Disziplin Riesenslalom während Feldtests dargestellt. Zum anderen werden die isometrischen und isokinetischen Krafftfähigkeiten der Athleten präsentiert.

2.1. Buchbeitrag Goll et al. (2014) in Science and Skiing VI zur Muskelaktivität im Riesenslalom

Die ersten Ergebnisse der Untersuchungen zu Aktivität der Rumpfmuskulatur im Riesenslalom wurde im Rahmen des Sixth International Congress on Science and Skiing 2013 präsentiert. Der Beitrag wurde mit dem Young Investigator Award, vierter Platz, ausgezeichnet und im Anschluss in dem Sammelwerk Science ans Skiing VI veröffentlicht (Goll, Spitzenpfeil, Beer, Thimm & Bartels, 2014).

PARALYMPIC ALPINE SKIING SITTING ATHLETES: TRUNK MUSCLE ACTIVITY IN GIANT SLALOM

Maren Goll*, Peter Spitzenpfeil*, Klaus Beer*, Thomas Thimm**, Oliver Bartels*

*Applied Sport Science, Technische Universität München, Munich, Germany

**2D Debus&Diebold Datarecording GmbH, Karlsruhe, Germany

INTRODUCTION

Physiological parameters of alpine skiing are well established and have been reported in a high number of studies (Turnbull 2009).

However, the findings of the previous study on physiological parameters in Paralympic skiing athletes of the sitting class (Goll et al., 2012) showed lower than expected values during the exertion of skiing in regards to VO_{2max} and lactate and displayed a non-conforming physiological load compared to able-bodied skiing.

High quality skiing, defined as clean, carved turns for gaining maximum speed and taking the momentum down a race course is the ultimate goal of both, sitting as well as standing athletes performance.

Given that Paralympic sitting athletes compete on the same race hills and -courses and with the same skiing equipment like standing athletes according to FIS and IPC rulebooks, facing them with speed and resulting forces of comparable amount during a turn, the question on the principles of skiing a carved turn in a sit-ski is still unanswered. Depending on their individual site of lesion, sitting athletes can only utilize a limited amount of trunk muscles to master terrain, speed and forces. For able-bodied competitive alpine skiing Hintermeister et al. (1995) showed specific activation patterns of the trunk muscles in different phases of a turn, some of them at large average amplitudes, some others lower with purpose to maintain balance. However, the main activation was found in the muscles of the legs which is not surprising as those muscles primarily execute the movement. Consequently, for sit skiers being unable to use their legs, the remaining muscle mass of the trunk plays a central role for optimal skiing performance. To gain better understanding in the special skills of elite Paralympic alpine sit-skiing the current study focused on trunk muscle activity during alpine skiing.

The tested trunk muscles were selected in terms of their significance to sit-skiing's main basic movement patterns which generate a turn and at the same time regulate the center of mass position: trunk flexion and forward movement (obliques), trunk extension and backward movement (erector spinae longissimus) and lateral flexion (external obliques and partly erector spinae iliocostalis).

Also, the practicability of EMG measurements for Paralympic Alpine Skiing sitting athletes was aimed to be tested as literature did not provide any results in this context. By using a mobile surface electromyography system during giant slalom skiing, the

objective of the study was to analyze the individual contribution of three back and one abdominal muscle to this specific movement task.

METHODS

Two female and three male athletes of the sitting classes, classified LW 10-1 to LW 12-1, from the German National Paralympic Alpine Skiing Team participated in the 4 day study block. Surface EMG was recorded for two bilateral trials of maximum voluntary contractions (MVC) for the muscles trapezius pars ascendens (TPA), erector spinae longissimus (ESL), erector spinae iliocostalis (ESI) and obliquus abdominis externus (OAE) in the laboratory. For the TPA MVC the athletes performed maximum contraction against insuperable resistance sitting upright in their wheelchair by pulling down a bar above their head with 90 degree shoulder abduction and 90 degree elbow flexion. For the muscle group of the spine erectors (ESL and ESI) the positions had to be readjusted. As lying prone and extending the back was not possible, the athletes pushed against a fixed bar at the back of their neck in an upright sitting position. For the oblique muscles the athletes lay on their side pushing up against a bar located over the side of their shoulder. The locations for electrode application were defined according to Seniam guidelines (www.seniam.org).

In addition, the assistance of an osteopath helped locating the exact sensor position which proved to be challenging due to atrophy in muscles below the individual lesion levels, scoliosis and side imbalances.

Skin preparation followed a protocol of cleaning with alcohol, abrasion and zipping with adhesive tape. The individual location of the sensors was marked with waterproof pen on every athlete for the tests on snow during the following days.

The EMG signal was digitally recorded using a mobile EMG-unit (2D Datarecording) with a sample rate of 800Hz. The MVC signal was treated with a commercial software (ProEMG, ProPhysics, CH), rectified, Butterworth high- and lowpass filtered and RMS (500 ms) smoothed. The same EMG-setup was used to perform four runs in a 30-gate giant slalom course in medium steep terrain and solid snow conditions (Kaunertal glacier) where EMG was recorded accordingly for each athlete. The MVC values were

collected in order to provide a basis for amplitude normalization and for analyzing the giant slalom skiing.

The EMG unit was built for field measurement use, especially the sensors' and amplifiers' flat designs allowed for a nonreactive placement in the sitski of the athletes.

In addition, the measurement device was equipped with GPS, inertial sensors and gyroscopes, which served as a separation signal for the turns. Through the position in which the device was placed in the athletes' sit-ski, the gyroscope channel which represents the turning velocity around the horizontal axis divided the turns whenever the signal obtained the value '0'.

High turning velocities represented high movement velocities; same applied accordingly for low velocities. The point of 0 deg/s marked the reversal of lateral inclination, i.e. the point where the skier has reached maximum inclination to either one side and started moving towards the opposite side's maximum inclination. A negative to positive course of the graph (in raw signal) expressed a turn to the left, a positive to negative course a turn to the right. Accordingly, the space in between the separation lines represents one turn cycle.

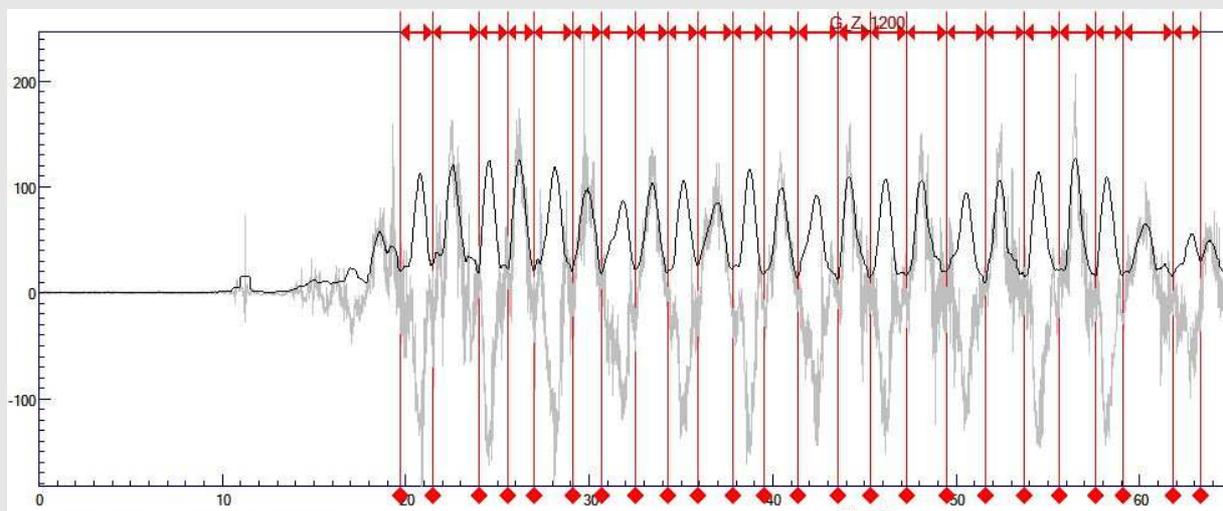


Fig 1 Gyro Z channel. Turn cycle definition: Inclination speed '0' (from raw signal, grey line) to either one side marks the end/beginning of a new turn.

The resulting turn cycles were then applied to the EMG signal and analyzed for movement patterns.

RESULTS

Obtained MVC values proved unfeasible for amplitude normalization purposes.

For three athletes, back extension MVC's starting position and movement task were not accomplishable, so in order to test under the same circumstances, starting position and task have been altered. Yet, the results did not show the expected bursts of activation in the signal.

Additionally, MVC results from the muscle specific tests did not deliver the respective muscle's maximum values, instead the maximum values partly originated from tests for different muscles which could only be observed because also the signals of all other muscles have been recorded during the specific test, i.e. in the specific TPA test, also the signals for ESL and ESI and OAE were recorded.

Results from skiing are displayed without MVC normalization and therefore just exemplary for one athlete. The pattern of activation though appeared for all other athletes in comparable ways.

Figure 2 and 3 give an overview of all the signals during a run of giant slalom, ranging from values up to 1000mV down to a much lower activity observed in regions below the site of lesion of the athlete (TH 11 complete SCI).

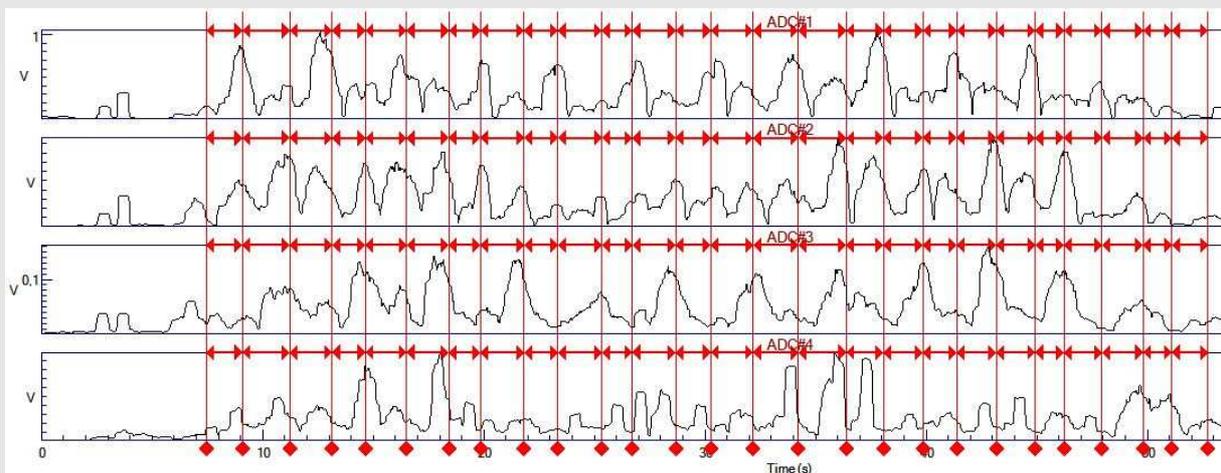


Fig 2 Channels 1-4: 1-TPA ri, 2-TPA le, 3-ESL ri, 4-ESL le



Fig 3 Channels 5-8: 5-ESI ri, 6-OAE ri, 7-ESI le, 8-OAE le

The signal related to the sequence of turns with the muscles switching on and off in a certain pattern during a turn.

Especially regarding the TPA, the signal showed both, varying activity levels during a turn, and differences in activation contributing to left and right side turns, respectively.

This specific pattern of muscle activation in right and left side turns recurred also in a time-based overlay of turns, where all turns in one run are presented stacked with their duration being set at 100%.

Figures 4 and 5 show the corresponding activity of the TPA muscle in right and left side turns.

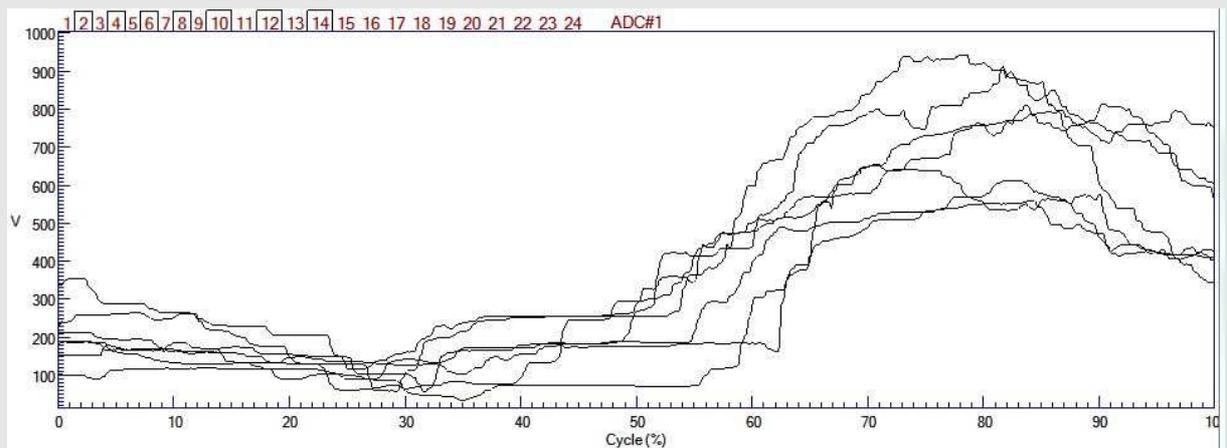


Fig 4 TPA ri time-based overlay of all left turns in one run of giant slalom

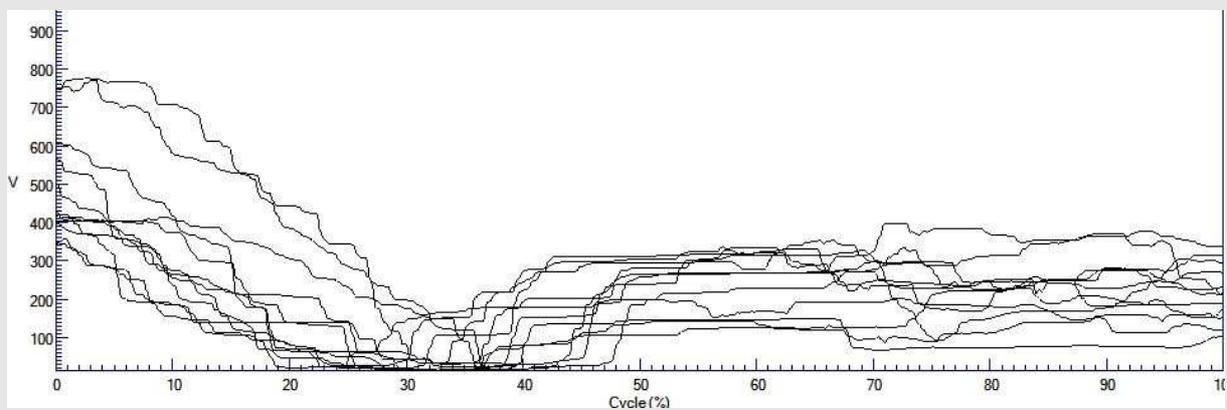


Fig 5 TPA ri time-based overlay of all right turns in one run of giant slalom

An example for the specific activity below the site of lesion illustrates figure 6 for the ESL (right) in an athlete with TH 11 complete SCI. This stands exemplarily also for the left side, where the course of the graph showed similar activation.

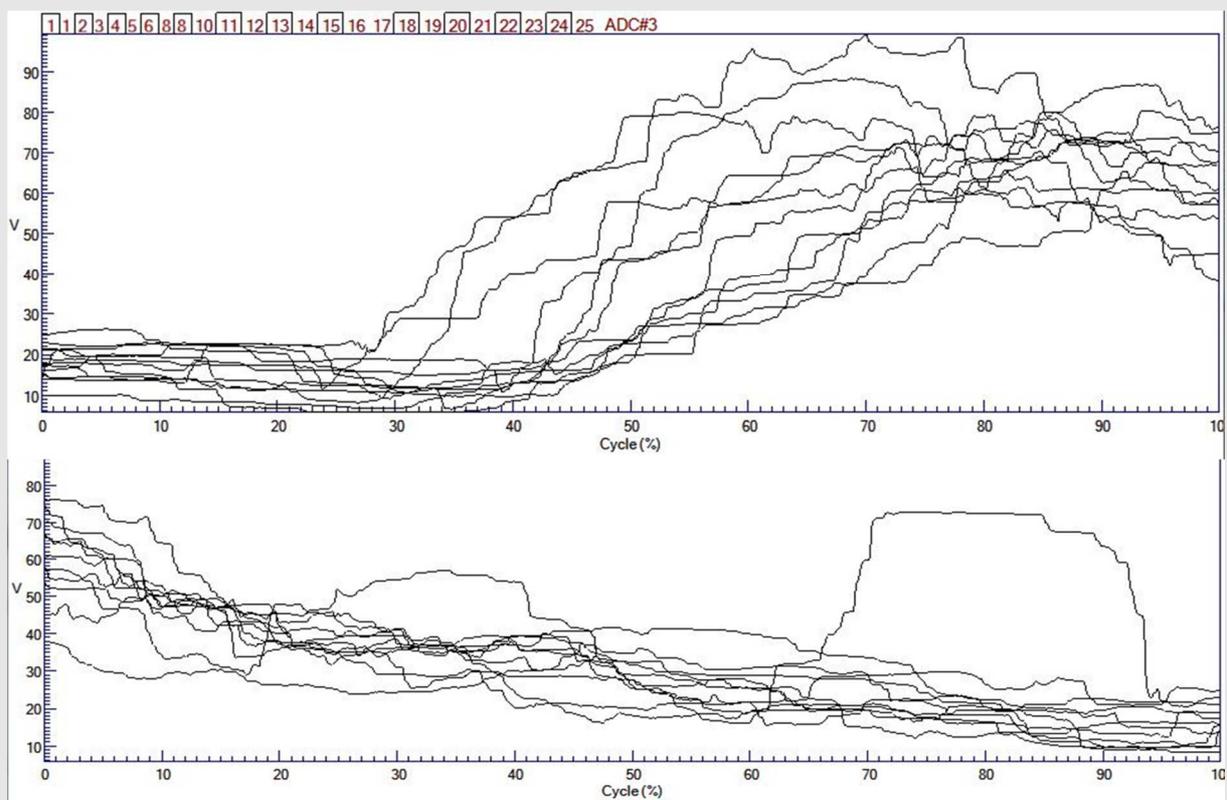


Fig 6 ESL (right) activation in a timebased overlay of all turns in one run

Although a pattern was obvious in the graphical analysis (Fig.6), the activation hardly exceeded values of 100 mV for the ESL.

Looking at different aspects of information from the abdominal muscles (here OAE le) the whole picture showed some inconsistency (Fig. 7). The activation deviated from baseline during skiing and showed typical bursts (Fig.7 row 1), whereas the mean frequency did not rise above 50 (Fig.7 row 2). Also, the treated signal showed activation in turn cycles (spaces between lines, Fig.7 row 3), a clear pattern however did not form in a time-based overlay of turns (Fig. 7 row 4).

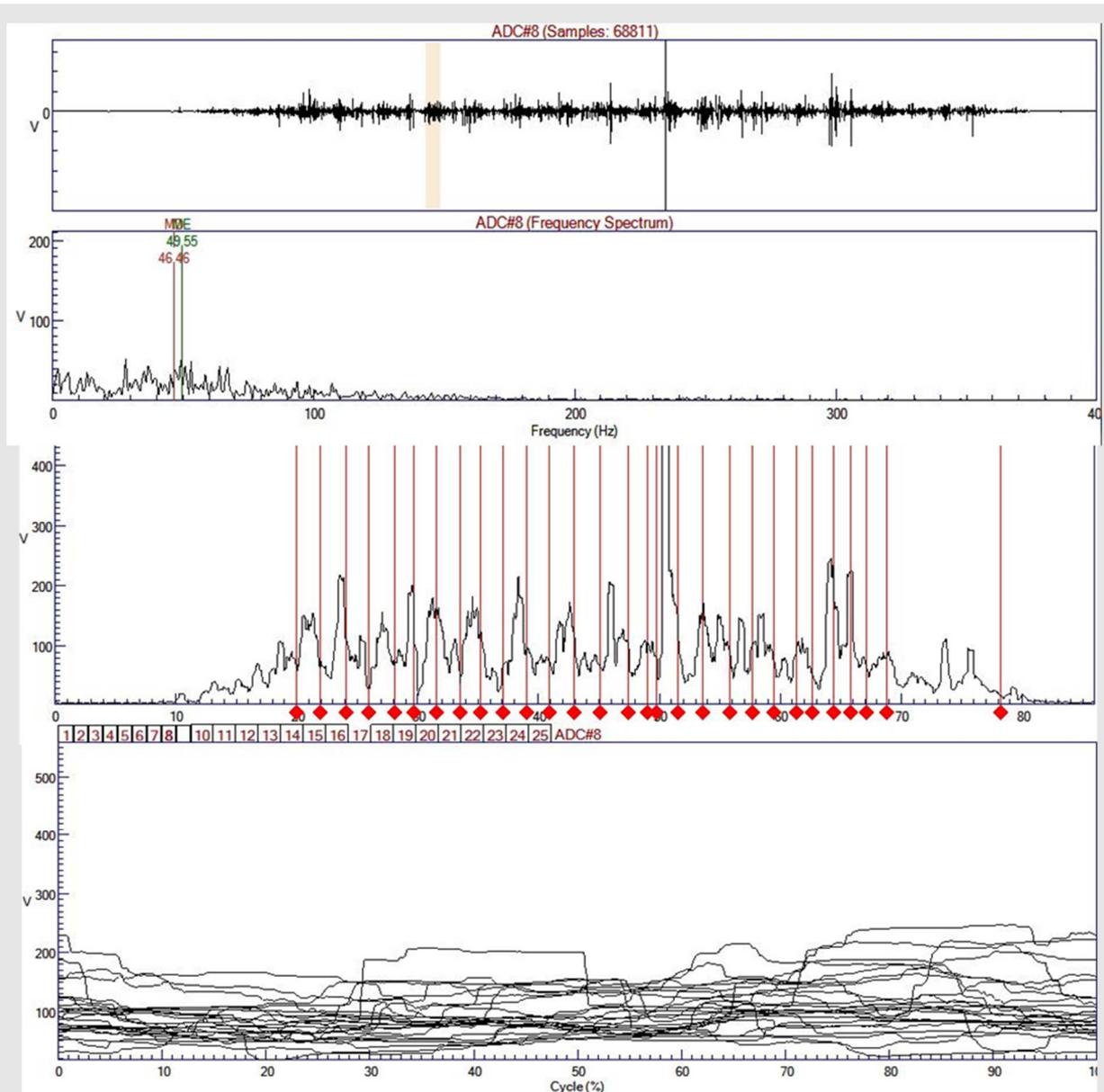


Fig 5 Rows 1-4: 1- OAE (left) raw signal of one run of giant slalom. 2- FFT analysis 3- treated EMG signal and 4- time-based overlay of turns

DISCUSSION

The aim of the study was to investigate the principles of Paralympic Alpine Sit skiing in regards to trunk muscle activation in skiing.

Field testing for that purpose showed some muscles below the site of lesion to be activated in a turn cycle, a fact that has also been reported before by Bjerkefors et al. (2009). Their study showed activation for the ES and the OE in a person with complete

SCI in a sitting perturbation situation. In this context also the studies by Dimitrijevic et al. (1983) and Sherwood et al. (1992) indicated motor function below the site of lesion.

Furthermore some muscles actually showed activity correlating with a functional phase in a turn cycle, i.e. beginning or end of a turn.

In this context the TPA shows distinctive activation in left and right side turns and seems to play a major role for the initiation of the process of changing edges. Additionally it might also fulfill the task of compensating for the ES muscles during balance perturbation situation during a turn (Seelen et al. 1998).

For muscles below the site of lesion the activation might be due to external forces and coming from sub lesion spinal levels.

It is imaginable that a stretch-reflex activates the muscle, as the entire multisegmental muscle has still to be regarded as one unit with parts running from sections above the site of lesion into areas of no voluntary contractions. The ESL and ELI represented two kinds of those multi-segmental muscles.

The question whether EMG is a valid method for assessing sitting athletes' trunk muscle activity showed on the contra side primarily the difficulty in obtaining reliable MVC values for any kind of normalization.

However, even though the recorded amplitudes were quite low for the trunk muscles, activation obviously differed from baseline.

The filtering and treatment of the signal should serve for the assumption that the activity in the EMG signal is unlikely due to artefacts.

Thus, for muscles like the trapezius with its activation relating to different phases of a turn, implications for training may be derived. With the help of EMG- detection the fact that muscles innervated below the lesion level might be activated through movement can provide new ideas for strength and conditioning training. More analysis in combination with equipment research, especially the suspension/shock unit in the sit-ski, is needed in order to understand the principles of sit-skiing and the contribution of the trunk muscles to this sport.

REFERENCES

Bjerkefors, A, Carpenter MG, Cresswell AG, Thorstensson A. Trunk muscle activation in a person with clinically complete thoracic spinal cord injury. *J Rehabil Med* 2009; 41: 390-92

Dimitrijevic MR, Faganel J, Lehmkuhl D, Sherwood A. Motor control in man after partial or complete spinal cord injury. *Adv Neurol* 1983; 39: 915-926

Goll M, Wiedemann MSF, Münch T, Spitzenpfeil P. Physiological Parameters of paraplegic skiing athletes in laboratory and field measurement. In: Müller E, Lindinger S, Stöggli T (eds) *Science and skiing V*. Meyer&Meyer Sport, Maidenhead 2011: 183-191

Hintermeister RA, O'Connor DD, Dillmann DJ, Suplizio CL, Lange GW, Steadman RJ. Muscle activity in slalom and giant slalom skiing. *Med Sci Sports Exerc* 1995; 27:315-22

Seelen HA, Potten YJ, Drukker J, Reulen JP, Pons C. Development of new muscle synergies in postural control in spinal cord injured subjects. *J Electromyogr Kinesiol*. 1998; 8(1):23-34

Seniam recommendations for sensor location, retrieved from www.seniam.org. 15.04.2013

Sherwood AM, Dimitrijevic MR, McKay WB. Evidence of sub-clinical brain influence in clinically complete spinal cord injury: discomplete SCI. *J Neurol Sci* 1992; 110: 90-98

Turnbull JR, Kilding AE, Keogh JW, Physiology of alpine skiing, *Scand J Med Sci Sports* 2009; 19: 146–155

2.1.1. Weitere Ergebnisse zur Muskelaktivität

Da bei allen Athleten Aktivität in allen gemessenen Muskeln nachgewiesen werden konnte, erfolgte trotz der im vorherigen Abschnitt beschriebenen Schwierigkeiten die Quantifizierung der Aktivität unter Verwendung der MVC-Werte, um eine Amplitudennormalisierung durchzuführen. Hauptsächlich die Tatsache, dass während der MVC-Messungen teilweise nur sehr geringe Messwerte erzielt wurden, lässt nach Amplitudennormalisierung der Aktivität während der Riesenslalom-Schwünge teilweise enorm hohe Werte entstehen, die bis zu 600% MVC erreichen. Nach manueller Prüfung auf Plausibilität der gemessenen Werte aller Muskeln, wurden die in Abbildung 8 dargestellten Muskelaktivitäten der Athleten (LW 12-1 bis LW 10-1) als verwendbar angesehen.

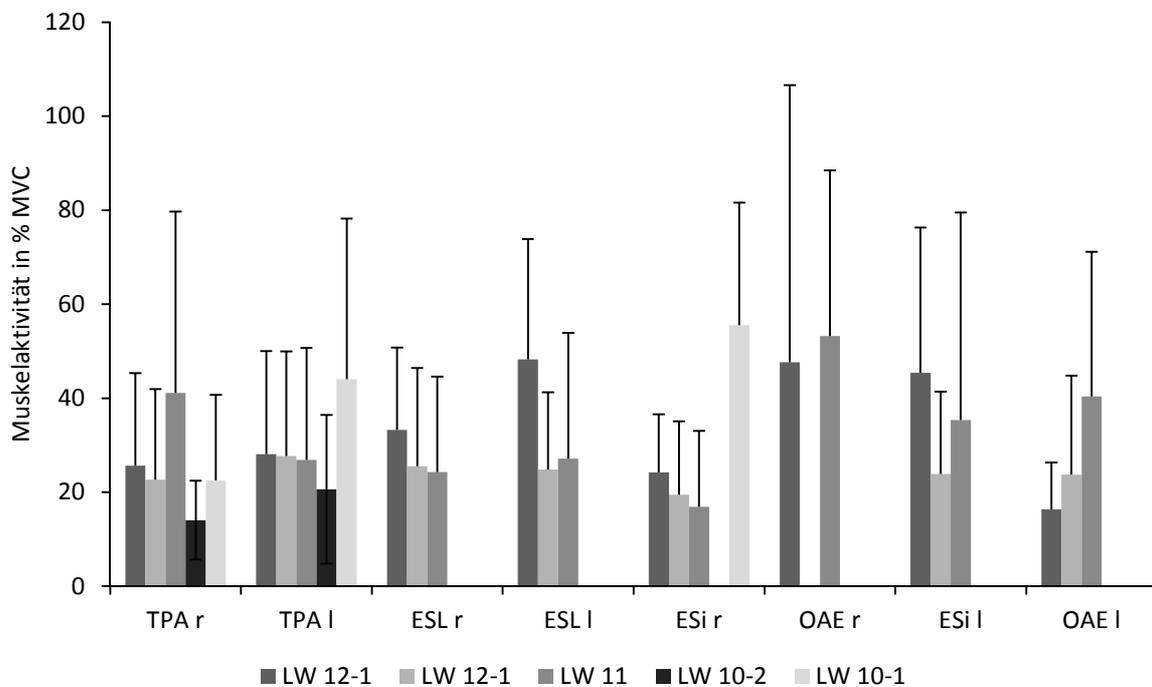


Abbildung 8 Muskelaktivität und SD, ausgedrückt in Prozent MVC der gemessenen Rumpfmuskeln.

Dabei waren bei allen Athleten die Signale des M. trapezius pars ascendens verwendbar, mit zunehmender Läsionshöhe nahm die Verwendbarkeit jedoch ab, was hauptsächlich in den zur Normalisierung verwendeten MVC-Werten begründet war. Auch die Darstellung unter Verwendung des höchsten aufgetretenen Wertes in der Messung (relativer MVC, RMVC) ergab, bedingt durch die erwartete hohe

Standardabweichung unter nicht standardisierten Bedingungen einer Feldmessung, keine schlüssigen Ergebnisse für die fraglichen Muskeln. Jedoch lässt sich für die gemessenen Muskeln eine Beobachtung festhalten, wonach der TPA bei allen Athleten ein ausgeprägtes Muster und Unterschiede in seiner Beteiligung in Rechts- und Linksschwüngen aufwies, wie Abb. 9 verdeutlicht.

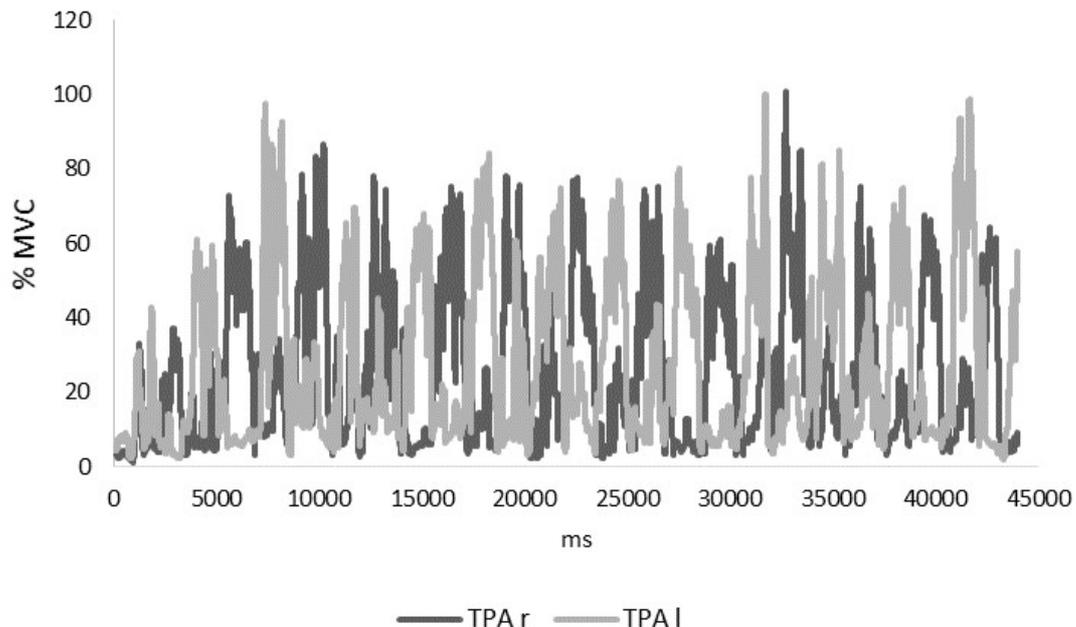


Abbildung 9 M. trapezius pars ascendens (TPA r, rechts und TPA l, links) Muster bzgl. Aktivität und Schwungrichtung.

Bei Athleten mit guter Funktion in den ESL-Muskeln zeigte sich ebenfalls eine unterschiedliche Beteiligung an Rechts- und Linksschwüngen, was hier am Beispiel aller Linksschwüngen und der Darstellung der beidseitigen Aktivität des TPA und von rechter und linker Rückenstreckermuskelseite verdeutlicht wird (vgl. Abb. 10).

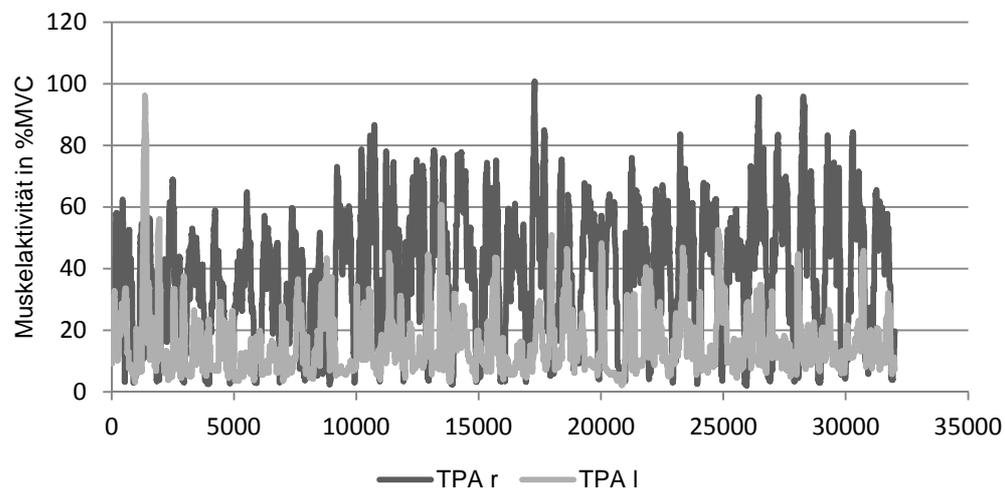
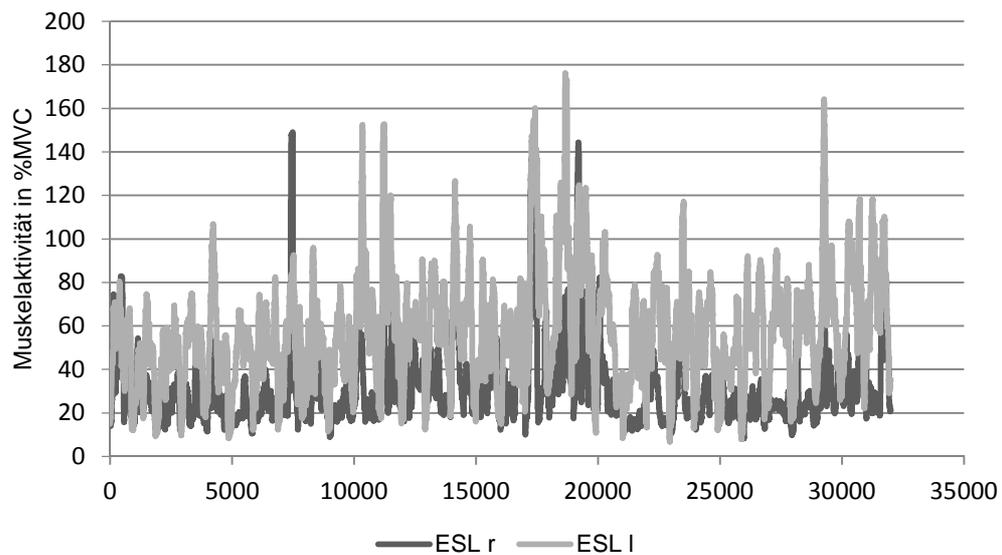


Abbildung 10 Muskelaktivität des *M. erector spinae longissimus* (ESL r und ESL l) und *M. trapezius pars ascendens* (TPA r und TPA l) eines Athleten während Linksschwüngen.

Bei Athleten mit guter Aktivierbarkeit der Bauchmuskulatur zeigte sich darüber hinaus ein mittleres Aktivitätsniveau von statischer Haltearbeit, dessen Ausprägung sich in Rechts- und Linksschwüngen ähnelte.

2.2. Isometrische und isokinetische Maximalkraftfähigkeiten

Untersuchungen der maximalen Kraftfähigkeiten ergaben für isometrische Maximalkraftwerte in Einzeldarstellung jedes Athleten folgendes Bild (Abb.11):

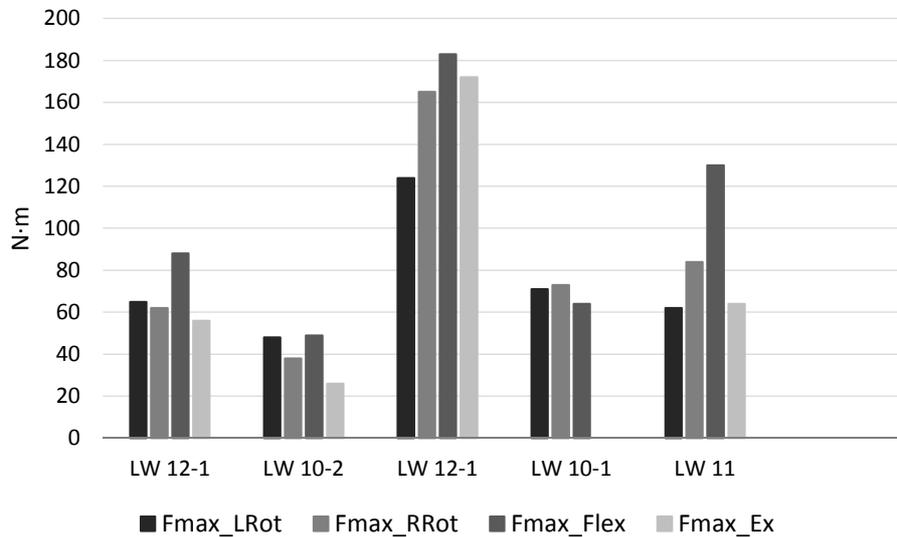


Abbildung 11 Isometrische Maximalkraftwerte aller Athleten in Rotation (F_{max_LRot} , F_{max_RRot}), Flexion (F_{max_Flex}) und Extension (F_{max_Ex}).

Die getesteten männlichen Athleten ($n=3$) wiesen höhere mittlere Kraftwerte auf als die Athletinnen ($n=2$), wie Abbildung 12 verdeutlicht.

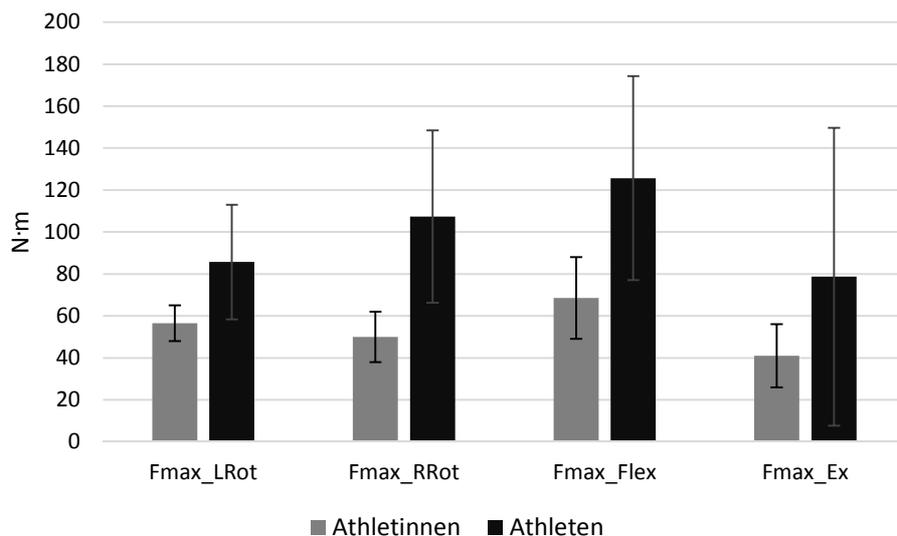


Abbildung 12 Mittelwerte und Standardabweichung der Maximalkraftwerte in beidseitiger Rotation (F_{max_LRot} , F_{max_RRot}), Flexion und Extension der Athletinnen und Athleten (F_{max_Flex} , F_{max_Ex}).

Die isokinetischen Messungen bereiteten Schwierigkeiten in der Durchführung, da es für drei Athleten nicht möglich war, eigene Kraft über den gesamten Bewegungszyklus auf den Hebelarm des Testgerätes auszuüben, bzw. ihre dynamischen Krafftfähigkeiten reichten nicht aus, den Hebelarm selbständig zu bewegen, sodass diese Art der Kraftdiagnostik für diese Gruppe der sitzenden Skirennläufer als ungeeignet erachtet wurde. Die Veränderung der Testdurchführung unter Zuhilfenahme eines aktiv-assistiven Modus (motorbetriebener Modus in der vorgegebenen Geschwindigkeit), bei dem die jeweilige Beteiligung der Athleten an der Krafftleistung herausgerechnet wurde, zeigte Messwerte, die nur auf eine sehr geringe eigene Kraftbeteiligung hinwiesen. Diese trat vorwiegend in den Sitzpositionen auf, die bereits zur Messung der statischen Maximalkraft verwendet worden waren. Der interessante Punkt der Bewegungsumkehr zeigte keine eigene Kraftbeteiligung der Athleten, was bedeutete, dass die Krafftfähigkeiten nicht ausreichten, das eigene Körpergewicht an den Endpunkten einer Bewegung ohne äußere Hilfe wieder in neutrale Sitzposition zurückzuführen.

3. Externe Kräfte und Feder-/ Dämpfersystem

Um die Rumpfmuskelaktivität und Krafftfähigkeit im Zusammenhang mit der skispezifischen Belastung zu betrachten, wurden die externen Kräfte berechnet. Diese sind als mittlere Belastung aller Schwünge während drei Fahrten sowie als maximal aufgetretene Krafftspitzen in Abbildung 13 dargestellt.

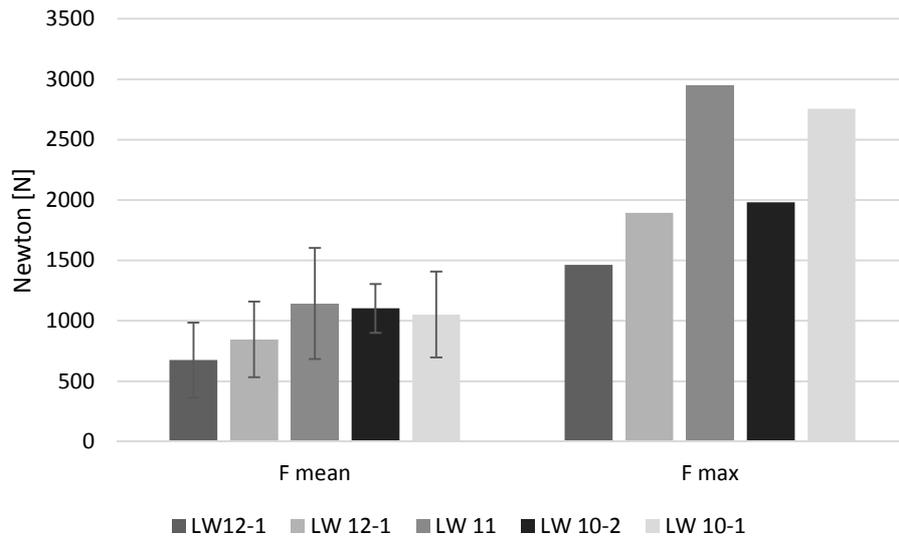


Abbildung 13 Mittlere Belastung (F mean) mit Standardabweichung und maximale Kraftspitzen (F max) während drei Riesenslalomläufen individuell für fünf Athleten.

Unter Miteinbeziehung des Körpergewichts der Athleten und Umrechnung der externen Kräfte in Bodenreaktionskräfte, die auf die Athleten wirkten, ergaben sich mittlere Werte in einer Höhe zwischen des 1- bis 2.5-fachen der Erdbeschleunigung (g) sowie maximale Werte, die bis zu 5 g erreichten (vgl. Abb. 14).

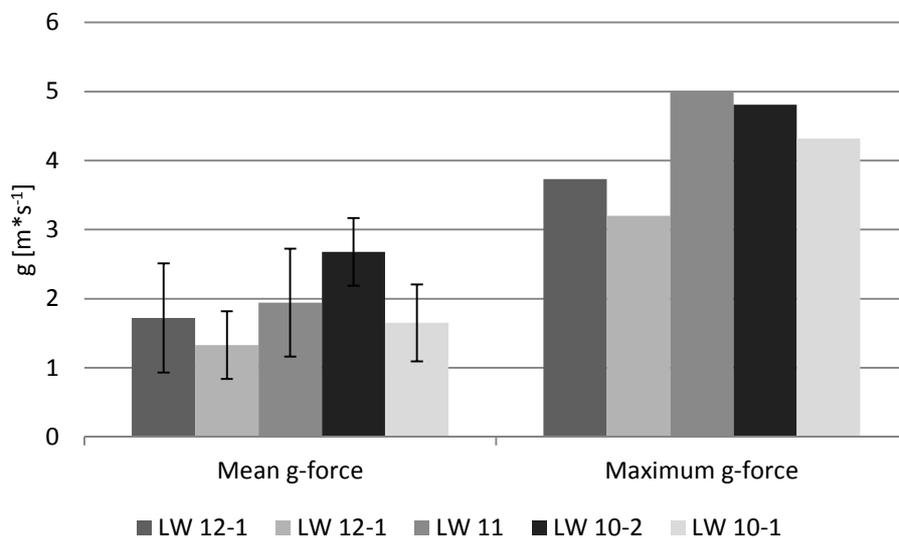


Abbildung 14 Mittelwerte und Standardabweichung der wirkenden g-Kräfte (mean g-force) und maximale g-Kräfte (maximum g-force) während drei Riesenslalomläufen individuell für alle Athleten (LW 12-1 – LW 10-1).

Die geringsten externen Kräfte traten jeweils in der Phase des Schwungwechsels auf, welcher durch den Signalverlauf des Gyroskop-Kanals definiert wurde. Die höchsten Werte befanden sich zwischen zwei Schwungwechseln. Die Darstellung in Abbildung 15 verdeutlicht, dass nur ein unbelasteter Ski umgekantet werden kann. Im weiteren Verlauf des Schwungs zeigte sich eine Zunahme der externen Kräfte, was in Bezug auf das Gyroskop-Signal beim Schneiden der horizontalen Achse, gleichbedeutend mit der Phase des Passierens des Tores, der Fall war.

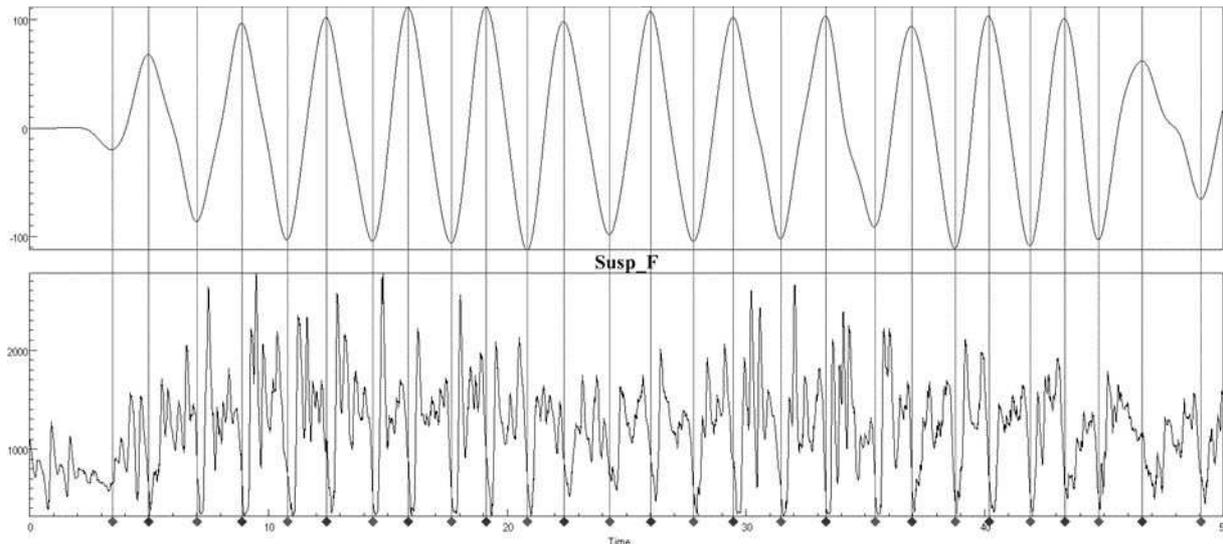


Abbildung 15 Gyroskop und Feder-/Dämpferkraft Timing.

IV) Schlussfolgerungen für das Anforderungsprofil des paralympischen Skirennlaufs der sitzenden Klasse

1. Limitierungen der Studienergebnisse

Für die Definition eines Anforderungsprofils des paralympischen Skirennlaufs der sitzenden Klasse wurden metabolisch-physiologische und biomechanisch-muskuläre Aspekte sowie die auftretenden externen Kräfte untersucht.

Die kleine Stichprobengröße ist hier als bedeutendster limitierender Faktor für allgemeingültige Aussagen zu nennen und verantwortlich dafür, dass statistische Verfahren auf deskriptiver Ebene verbleiben.

Des Weiteren herrscht in der kleinen Stichprobe eine große Heterogenität an individuellen Aktivitätseinschränkungen im Hinblick auf die muskulären Fähigkeiten der Athleten.

Die verwendeten Messgeräte wurden im Feldversuch eingesetzt; eventuelle Beeinträchtigungen durch die äußeren Bedingungen wie Temperatur, Höhe, Luftdruck etc., sind nicht auszuschließen. Für die physiologisch-metabolischen Messungen wurde jedoch durch Neukalibrierung der Spirometrie-Einheit vor jeder Messung die korrekte Erfassung der genannten Parameter kontrolliert. Das eingesetzte portable Laktatmessgeräte im Feld wurde nicht für die Labormessungen verwendet, was die Vergleichbarkeit der Messwerte nicht ohne weitere Prüfung möglich macht. In einer Untersuchung von drei portablen Laktatanalysegeräten fanden Tanner, Fuller & Ross (2010) eine generell gute Reliabilität des verwendeten Systems, jedoch schienen die anderen beiden getesteten Geräte besser abzuschneiden. Vor allem in Bereichen von Blutlaktatwerten zwischen 1 und 18 Millimol pro Liter (mmol/l) lag das hier verwendete Gerät bis zu 0.9 mmol/l über den Werten der anderen. Da jedoch alle drei getesteten Geräte generell die Tendenz zeigten, im Vergleich mit einem stationären Messgerät zu geringe Werte zu messen, scheint das hier verwendete Modell am besten geeignet, die Laborwerte mit denen der Feldmessung in Bezug zu setzen.

In Bezug auf die Labor- und Feldmessungen zur muskulären Aktivität ist vor allem die auf 800 Hz beschränkte Aufnahmefrequenz des verwendeten EMG-Messgeräts zu nennen. Ausschlaggebend für die Entscheidung, dieses Gerät dennoch einzusetzen, war zum einen die Möglichkeit der synchronen Messung von Drehgeschwindigkeiten und Beschleunigungen und zum anderen die Option, das Design des Messsystems so zu gestalten, dass es sich rückwirkungsfrei an den Athleten unterbringen ließ. Da alle EMG-Messungen mit demselben Messsystem durchgeführt wurden, war eine Vergleichbarkeit der Messwerte gegeben.

Labor-MVC-Messungen und EMG-Messungen im Feldtest erfolgten nicht am selben Tag, was das stochastische Signal von EMG-Messungen beeinflusst und die Vergleichbarkeit beeinträchtigt, jedoch wurden die MVC-Elektrodenplatzierungen exakt mit wasserfester Markierung versehen und für die Feldmessungen wieder verwendet. Für die zunächst generelle Fragestellung, ob Muskulatur unterhalb der Läsionshöhe aktiviert wurde, erwies sich das System als ausreichend; ebenso ließ es

Schlüsse auf Phasen zu, in denen Aktivität im Schwungverlauf auftrat. Für alle sich potentiell anschließenden Untersuchungen sollte, unter Berücksichtigung der Techniken zur EMG-Signalanalyse, auf eine bessere Vergleichbarkeit geachtet werden (Raez, Hussain & Mohd-Yasin, 2006). Unabhängig von den technischen Voraussetzungen werden sich, auch mit höherer Aufnahme Frequenz und unter Verwendung von nur einer Elektrodenklebung, die inhärenten Probleme der Bewegungsartefakte eines Feldtests, besonders in der Sportart Ski alpin, nicht ausschließen lassen. Um diese Effekte so gering wie möglich zu halten, wurde mit höchster Sorgfalt die Kabelführung und deren Fixierung durchgeführt, sodass das System sowohl sitzend in Ruhe als auch bei ausschweifenden Bewegungen zugentlastet war.

Die äußeren Kräfte bzw. die Werte, die durch Analyse des Feder- und Dämpfersystems ermittelt wurden, könnten im Hinblick auf die unterschiedlichen Messtemperaturen der Dämpfer-Komponente beeinträchtigt worden sein. Die Messungen im Feld fanden bei leichten Plusgraden statt, der Messstand befand sich in einem normal temperierten Werkstattraum der Firma Öhlins, was die Fließeigenschaften des Öl-Gasdruck-Systems beeinflusst haben könnte. Jedoch werden Kennlinien eines Dämpfers stets unter gängigen Raumtemperaturen gemessen, sodass sich dieses Problem der unterschiedlichen Fließeigenschaften und damit der Dämpfungseigenschaften nicht verhindern lässt. Durch den Vergleich nur eines Messtermins bei stabilen Temperaturbedingungen mit den Kennlinien-Werten des Messtandes, wirkt sich die mögliche Einschränkung weniger stark aus, als bei einem Vergleich von unterschiedlichen Messterminen eines Athleten. Darüber hinaus betreffen die Einschränkungen im Hinblick auf die Messwerte eher den Aspekt der Kraftmodulation während eines Schwungs als die tatsächlich gemessenen Kräfte, da diese in erster Linie von Federrate, Geschwindigkeit und Radius abhängen, wobei die Federrate vom äußeren Faktor Temperatur nicht beeinflusst wird.

Unter Berücksichtigung aller genannten Faktoren zu Limitierungen der Ergebnis-Validität in Bezug auf eine Interpretation, kann dennoch ein Profil der Sportart erstellt werden, das im Hinblick auf Trainingsplanung und –gestaltung neue Erkenntnisse liefert.

2. Zusammenfassung der Ergebnisse und Anforderungsprofil der Sportart

Einen klaren leistungsentscheidenden Faktor stellen weder aerobe noch anaerobe Fähigkeiten dar; genauso scheint auch die Maximalkraftfähigkeit der Rumpfmuskulatur keine Schlüsselrolle einzunehmen. Damit unterscheidet sich der paralympische Skirennlauf der sitzenden Klasse grundlegend in den gemessenen Parametern der Sauerstoffaufnahme und der Laktatwerte unter Ski-Belastung (Goll et al., 2015) von dem der stehenden Skirennläufer (Turnbull et al., 2009), weshalb die Trainingsinhalte auch nicht wie bei stehenden Skirennläufern auf eine Erhöhung der maximalen Sauerstoffaufnahme abzielen müssen (Breil, Weber, Koller, Hoppeler & Vogt, 2010). Dennoch sollte im Hinblick auf die sportartabhängigen Faktoren der Trainingsbelastung wie Höhe, Kälte und der internationalen Reisen zu Training und Wettkämpfen ein Grundstandard an Ausdauerleistungsfähigkeit gegeben sein und durch eine entsprechende Leistungsdiagnostik dokumentiert werden. Anzustrebende Werte scheinen in Bereichen anzusiedeln zu sein, wie sie auch Bernardi et al. (2012) beschreiben.

Desweiteren bestehen grundsätzliche Unterschiede zwischen sitzenden und stehenden Athleten in Bezug auf die eingesetzte Muskulatur und deren Arbeitsweise. Eine Stabilisation von Gelenkwinkeln, wie bei stehendem Skifahren in Knie- und Hüftgelenken beschrieben (Berg et al., 1995) mit den einhergehenden hohen isometrischen, exzentrischen und konzentrischen Kraftanforderungen in Abhängigkeit der Schwungphase, tritt bei sitzenden Skirennläufern nicht auf, da hier das zu stabilisierende System erst oberhalb der Hüfte beginnt. Sitzende Skirennläufer nutzen zur Bewältigung von Schwungsequenzen ihre Rumpfmuskulatur nicht in maximalem Umfang, sondern setzen diese zur Körperschwerpunktkontrolle ein. Dabei kristallisiert sich bei gemeinsamer Betrachtung aller erzielten Ergebnisse die Phase des Schwungwechsels als die sensible Phase eines Schwunges heraus, da die sitzenden Athleten vor allem hier aktiv in den Schwungverlauf eingreifen können. Die Wahl des verwendeten Materials des Feder- und Dämpfungssystems gibt dabei in Abhängigkeit der äußeren Kräfte vor, wann ein neuer Schwung eingeleitet werden kann. Ein aktiver Druckaufbau, bzw. ein exzentrisches Halten und konzentrisches Überwinden äußerer Kräfte, wie es bei stehenden Skirennläufern im Schwungverlauf auftritt (Tesch, 1995), ist für sitzende paralympische Skirennläufer hingegen kaum realisierbar. Die gewählte

Federrate und die Einfederungs- und Ausfederungseigenschaften des Dämpfers geben in Abhängigkeit von Radius und Geschwindigkeit vor, wann die äußeren Kräfte zu einer Bewegung in Kompressions- oder Rebound-Richtung führen (können) und bestimmen so den Zeitpunkt, wann die geringste Belastung auf den Ski wirkt und er umgekantet werden kann. Somit scheint der Abstimmung des Feder-/Dämpfersystems eine tragende Rolle zuzukommen, da deren resultierende Kraftmodulation der externen Kräfte für die Fahrlinien der Athleten ausschlaggebend ist.

Vor diesem Hintergrund stellen sich den Athleten in der Phase des Schwungwechsels bei geringen äußeren Kräften sowohl die Herausforderungen des feinregulierenden Einnehmens der neuen Kurvenlage als auch der zeitgleichen Kontrolle des Körperschwerpunkts innerhalb der Unterstützungsfläche.

Die Funktion der Beine der stehenden Skirennläufer übernimmt bei sitzenden Athleten zu großen Teilen das Feder-/Dämpfersystem, sodass Trainingsinhalten mit dem Ziel einer Maximalkraftsteigerung, wie bei stehenden Skirennläufern üblich (Vogt et al., 2003), übertragen auf die Rumpfmuskulatur der sitzenden Athleten, keine große Bedeutung zuzukommen scheint, vor allem, wenn man die geringen Krafftfähigkeiten der Athleten bei isometrischer und isokinetischer Maximalkraft-Messung bedenkt. Die von Vogt & Hoppeler (2014) angesprochenen Aspekte der Ausbildung von feinregulierenden Krafftfähigkeiten durch exzentrisches Training, können jedoch durchaus auch für sitzende Skirennläufer einen relevanten Trainingsinhalt darstellen.

Den an der Bewegung beteiligten Muskeln kommt die Aufgabe der Regulierung des Körperschwerpunkts zu, was sich, wie beschrieben, in Abhängigkeit der individuellen Aktivierbarkeit, in einem ausgeprägten alternierenden Muster (M. trapezius, Rückenstreckermuskulatur), bzw. in Haltearbeit (Bauchmuskulatur) darstellt. Je mehr Muskulatur zur Stabilisierung und Körperschwerpunktkontrolle einsetzbar ist, umso vorteilhafter wirkt es sich auf die Fahrleistung der Athleten aus. Das Training multisegmental verlaufender Muskeln scheint hierfür eine gute Option zu bieten (Bjerkefors, Carpenter & Thorstensson, 2007).

Abbildung 16 verdeutlicht anhand der Messwerte eines Athleten exemplarisch den Zusammenhang von Schwungphasen-abhängiger Aktivierung des M. trapezius pars ascendens und den externen Kräften.

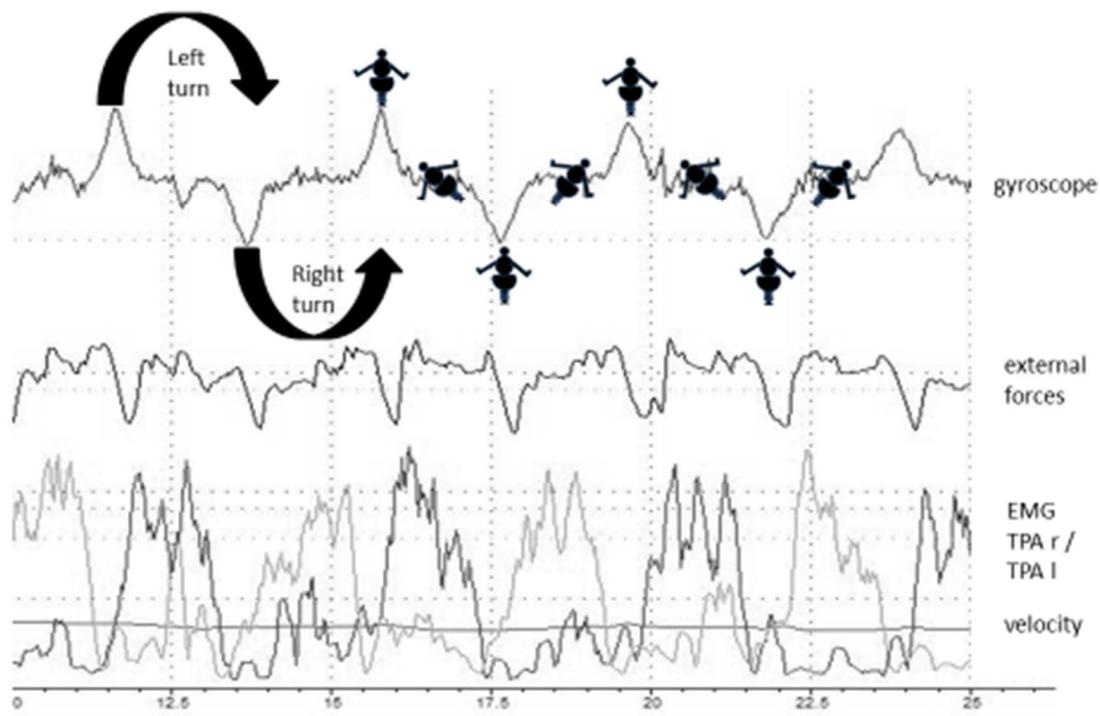


Abbildung 16 Zusammenfassende Betrachtung des Gyroskop-Kanals zur Schwungphasentrennung, der externen Kräfte und der Muskelaktivität des M. trapezius pars ascendens exemplarisch an den Ergebnissen eines Athleten.

Die Materialwahl bzgl. der Federrate und der Dämpfereinstellungen scheint daher ein entscheidender Faktor zu sein, besonders, wenn die unterschiedlichen Disziplinen des alpinen Skirennlaufs, die sich zwischen Slalom, Riesenslalom, Super-G und Abfahrtslauf ganz grundsätzlich in Radius und Geschwindigkeit unterscheiden, miteinbezogen werden. Daher ist es aus wissenschaftlicher Sicht anzustreben, Federrate und Dämpfereinstellungen individuell für die einzelnen Disziplinen des Skirennlaufs auszuwählen bzw. anzupassen.

3. Weiterführende Überlegungen und Transfer

Die erzielten Ergebnisse wurden darüber hinaus auch als Anknüpfungspunkt für weiterführende Forschung verwendet. Im Hinblick auf das Ziel des IPC, das evidenzbasierte Klassifizierungsverfahren für alle paralympischen Sportarten zu etablieren, wurden die erzielten Ergebnisse der biomechanisch-muskulären Aspekte

herangezogen, um die grundlegenden Überlegungen, an welchen Stellen dieses Vorhaben für die Klasse der sitzenden Skifahrer ansetzen sollte, zu unterstützen. Das Paper befindet sich momentan im Review-Verfahren des Journal of Medicine & Science in Sports & Exercise.

3.1. Eingereichter Artikel Goll et al. (2015) in Medicine & Science in Sports & Exercise

Evidence-based classification for Paralympic sit-skiing - primary investigations

Maren Goll¹, Peter Spitzenpfeil¹

¹Technische Universität München, Department of Sport and Health Sciences

Corresponding author:

Maren Goll

Connollystraße 32

80809 München

maren.goll@tum.de

Phone: +49 89 289 24563

Fax: +49 89 289 24646

ABSTRACT

Purpose

The current IPC Alpine Skiing classification protocol for sit-skiers comprises the assessment of trunk muscular power impairment, neurological impairment and a

functional presentation. All tests return ordinal-scaled values, unsuitable for the development of evidence-based classification. Hence, a process-focused research approach is necessary to determine the biomechanical activities with the greatest impact on performance. The purpose of the study was to analyze the sport of sit-skiing in order to identify the relevant areas for the development of standardized and sport-specific measures of performance for evidence-based classification.

Methods

Actions and interactions in sit-skiing were evaluated focusing on three areas: surface EMG of five elite sit-skiers was recorded bilaterally for four trunk muscles to investigate activation and movement patterns during skiing; general strength ability was assessed in maximum isokinetic and maximum isometric tests; and vertical ground reaction force was calculated from the athletes' spring/ suspension-unit.

Results

Muscle activation was found during skiing for all athletes and all muscles, normalization to MVC however was partly not applicable. Strength capacities decreased with an increase in the athlete's respective activity impairment. Ground reaction force showed a pronounced pattern of lowest values during the turn's initiation phase.

Conclusion

Interpretation of EMG, strength capacities and ground reaction forces lead to two components of relevance for the development of standardized measures of performance: Firstly, equipment used and its impact on trunk stability. Secondly, turn initiation phase, which is the sensitive phase for sit-skiing with high importance of sensorimotor abilities to position and control COP within the support base.

KEY WORDS

Paraplegia, exercise, alpine skiing, winter sports

INTRODUCTION

The International Paralympic Committee (IPC) is the governing body of Paralympic summer and winter sports, one of them being Paralympic Alpine Skiing.

In all IPC sanctioned sports a classification system regulates the athletes' eligibility to compete, the classification of activity limiting factors and the allocation of athletes to their respective competition class by clustering athletes in groups of similar abilities or same levels of activity impairment, respectively.

In a system perceived as unfair, not comprehensible or one-sided, the main goal of the IPC to promote participation in sports competition for people with impairments would be unachievable.

Hence, classification plays the crucial role regarding any kind of Paralympic competition.

The latest version of the IPC's Classification Code was approved in 2007 and established the guidelines and procedures and mandates the development of an evidence-based classification system orientated at sport-specific characteristics of the individual discipline (8). This fact also applies to Paralympic Alpine Skiing where the current classification system is up to now based on functional classification conducted by experts of the field like MD's, PT's or Coaches.

According to Tweedy and Vanlandewijck (17) an evidence based system is one "in which the purpose of the system is stated unambiguously; and empirical evidence indicates the methods used for assigning class will achieve the stated purpose."

IPC Alpine Skiing Classification Rules and Regulations (9) states that "the purpose of classification is to minimize the impact of eligible impairment types on the outcome of competition, so that athletes who succeed in competition are those with the best anthropometry, physiology and psychology and have enhanced them to the best effect", indicating that evidence-based classification is supposed to replace the current system in future.

In order to do that, research in Alpine skiing is required concerning the eligibility criteria and the extent of activity limitations they cause and to investigate the relative strength of association between them (17).

IPC Alpine Skiing sanctions competitions for three categories: Visually Impaired, Standing and Sitting.

The focus of this investigation was on the sitting class which comprises athletes who compete in a sit-ski in five so called Locomotor Winter (LW) classes: LW 12-2, LW 12-1, LW 11, LW 10-2, LW 10-1 with an increasing extent of activity limitation to the abdominal and back muscles (class 12-2 shows the lowest extent of activity limitations, class 10-1 the highest). Currently, a time factor is used for each class (simplified speaking, the clock runs slower the more impaired the athlete is) and multiplied with the athletes' run time in order to make performance comparable.

In order to establish evidence-based classification for sit-skiers, two different kinds of research may be conducted: product-focused (e.g. comparison of performance and class) and process-focused (measuring the components *impairment* and *activity limitation*). Thereby, product-focused research should only be addressed after an evidence-based system has been established. Hence, the primary focus should be on the process-focused approach, with a first step of biomechanical measurement of activity limitation, which includes the definition of the activity with the greatest impact on sport specific performance in order to derive standardized test protocols (17).

The IPC Alpine Skiing classification protocol for sit-skiers currently comprises the assessment of trunk muscular power impairment, neurological impairment and a functional presentation test (9), compiled based on expert opinion and derived from movement observation.

All three tests return ordinal scale measurement values unsuitable for establishing evidence-based results (1). Additionally, scientific evidence whether the test represents the sport-specific activity with the greatest impact on performance is not provided.

Therefore, firstly a sport- and discipline- specific analysis of demand needs to be conducted, in order to identify activities with the greatest impact on performance.

In return, this analysis of the sport-specific demand serves for a sport profile considering load, strain and equipment and its interrelations and thus as a base for all further steps regarding the process of establishing an evidence- based classification system.

The category sit-skiing is different from the other categories of Visually Impaired and Standing athletes in regards to two circumstances:

a) Equipment used /resulting sitting position: The sit-ski is a highly technical system of frame geometry, seat configuration and spring/ suspension-unit setup. The latter is mounted underneath the athlete's seat to compensate uneven slope conditions. As the sit-ski is the part that connects athlete and ski, considered as a mere sporting tool, it would compare to a ski boot in standing skiers. However, with all its technical components and functions it largely exceeds the demands of a ski boot.

b) The level of knowledge about the sport. As in any high performance sport so in able-bodied alpine skiing, researchers' interest was focused on defining performance determinants (5,14). Over time a comprehensive sport profile of alpine skiing has been established. It has identified the physiological and biomechanical activities, which are essential for performance, for example the key working muscles in their specific range of motion (knee angle), occurring external forces and resulting strength demands.

However, up to date no research has studied these components, which form the demand profile of Paralympic Sit-skiing - the base for investigating the biomechanical activities that have the greatest impact on performance.

Obviously, the sitting posture and inactivity of the legs directs the focus for investigations towards upper body performance and trunk muscle activation. As shown in other studies, activation also below the site of lesion in paraplegic athletes does occur (2).

Thus, the study focused on three areas of interest:

a) To analyze athletes' trunk muscles for disability specific differences or similarities by using surface electromyography on the working muscles in sit-skiing.

b) To calculate ground reaction forces in sit-skiing in order to understand the dimension of the spring/ suspension-unit's effects.

c) To measure upper-body maximal strength capacity of elite Paralympic sit-skiers and to relate it to ground reaction force.

By bringing together the findings and by reporting first results on the profile of sit-skiing, the aim of the study was to assist in identifying the relevant biomechanical areas for development of standardized and sport-specific measures of performance.

METHODS

Participants

A total of five sitting-class athletes, three male (29.7 ± 2.9 years, 69 ± 10 kg, 176 ± 9.4 cm) and two female (18.5 ± 0.7 years, 40 ± 0 kg, 133.5 ± 19.1 cm), of the National Paralympic Team participated in the study. All athletes had a history of being part of the national team for at least three years and have competed on the International Paralympic Alpine Skiing World Cup circuit for the same duration of time and were ranked among the Top 5 (female) and Top 10 (male), respectively, at the time of testing.

Every athlete was internationally classified by the IPC's sports classification panel. Representing the wide variation in lesions and activity limitations the participant group consisted of two LW 12-1, one LW 11, one LW 10-2 and one LW 10-1 classified athletes.

The study was approved by the ethics committee of the local School of Medicine, and written informed consent was obtained from the athletes before commencing data collection.

Procedures

All athletes completed a four day testing session containing isometric and dynamic maximal strength testing, MVC testing, and Giant-Slalom skiing. Skiing Equipment (spring and suspension unit) was analysed after skiing in the same settings used for skiing.

EMG

Surface EMG was recorded for two bilateral trials of maximum voluntary contractions (MVC) for the muscles trapezius pars ascendens (TPA r, TPA l), erector spinae longissimus (ESL r, ESL l), erector spinae iliocostalis (ESI r, ESI l) and obliquus

abdominis externus (OAE r, OAE l) in the laboratory. For TPA MVC athletes performed maximum contraction against insuperable resistance sitting upright in their wheelchair by pulling down a bar above their head with 90° shoulder abduction and 90° elbow flexion. For the muscle group of the spine erectors (ESL and ESI) positions had to be readjusted. As lying prone and extending the back was inapplicable for LW 10 and LW 11 athletes, a sitting position alternative with extension against a fixed bar at the back of their neck was used. For the oblique muscles athletes lay on their side pushing up against a bar located over the side of their shoulder. Locations for electrode application and the muscle specific testing were defined according to Seniam guidelines (4).

In addition, assistance of an osteopath helped locating the exact sensor positions in case of difficulties in detecting landmarks due to atrophy, scoliosis and side imbalances.

Skin preparation followed a protocol of shaving, cleaning with alcohol, abrasion and zipping with adhesive tape. Sensors' exact individual location was marked with waterproof pen on every athlete for the tests on snow during the following days.

Instrumentation for EMG assessment consisted of a custom made unit, (2D Datarecording, GER) with a sampling rate of 800 Hz, amplified by 1 k, lowpass filter at 1 kHz, highpass at <1Hz (to eliminate direct current) and -3 dB at 1 kHz according to manufacturer's information.

The EMG unit was built for field measurement use, especially the amplifiers' flat designs allowed for a nonreactive placement on the athletes during sit-ski.

In addition, the measurement device was equipped with GPS, inertial sensors and gyroscopes, the signal from the latter serving as separation signal for left and right turns. Recording of all signals in one device guaranteed for exactly synchronized channels, particularly important for the mentioned gyroscope channel representing turning velocity around the horizontal axis, which divided turning sides whenever the signal obtained minimum or maximum values. High turning velocities represented high movement velocities; same applied accordingly for low velocities. Thus, extreme points of the gyroscope graph represented high turning velocities which indicated the phase of changing edges, e.g. the transition from one turning side to the other. A negative to positive course of the graph expressed a turn to the left, a positive to negative course

a turn to the right. Accordingly, the space in between the separation markers represented a left or right turn, respectively.

Subsequently, resulting turning cycles were applied to EMG signal and analyzed for movement patterns.

MVC signals for amplitude normalization were treated with a commercial software (ProEMG, ProPhysics, CH), rectified, Butterworth high- (10 Hz) and lowpass (399 Hz) filtered and RMS (200 ms) smoothed. EMG was recorded accordingly for each athlete while performing three runs on an evenly set 25-gate giant slalom course with a gate distance of 27 m distance and a lateral offset of six m in medium steep terrain and solid snow conditions. The same EMG processing routine as described for MVC tests was applied for EMG skiing signals.

Upper-body maximal strength testing

Isometric and isokinetic strength testing was carried out on the motor- controlled device Isomed 2000 (D&R Ferstl GmbH, GER). Trunk flexion and extension as well as rotation were tested in isometric and isokinetic mode. In dynamic rotation, ROM was set at 30° to both sides. Isometric test position was 20° rotated to the right and left, respectively. In dynamic flexion/extension, ROM was set at 20° extension to 40° flexion based on upright sitting position. Isokinetic velocity in both dynamic tests was set at 60°/s according to standardized testing protocol of the Olympic training center. Isometric tests were performed in upright sitting position. Parameters of maximum force and work over ROM were analyzed and calculated. All athletes received verbal encouragement from the tester.

Ground reaction force

To calculate vertical ground reaction force in sit-skiing two components, spring and gas/oil-suspension unit, of the sit-ski were analyzed. Each sit-ski was equipped with a linear potentiometer (2D Datarecording, GER) alongside the spring measuring longitudinal displacement during skiing. Characteristic lines of each suspension-unit were attained from each sit-ski in the settings used for the previous skiing tests. A test

protocol of progressive velocity was used on a test stand (Roehrig Eng., USA) for gas/oil- suspension-units returning force values as a function of time. Finally, vertical ground reaction force was calculated from spring preload, spring rate, spring displacement and its first derivative (suspension speed) combined with suspension characteristic line values. Output values were normalized to g-force as the force acting on athletes.

Statistical analyses

Due to the small and heterogeneous sample and the explorative character of the study, descriptive analysis only was conducted where appropriate.

Values of EMG during skiing are expressed as mean and SD of three runs. Strength test results are displayed case by case, external forces normalized to g-forces as Mean and SD for the entire sample.

RESULTS

EMG

EMG signals showed activation for all tested muscles and all athletes, due to difficulties in performing MVC tests Figure 1 displays only those muscles where MVC normalized values could be attained. Average values remain below 60 % MVC, each athlete reached values over 100% MVC per run though for short peaks in time.

For all athletes TPA muscles show alternating patterns of switching on and off (see Figure 2) depending on turning side. Activation is highest between 50-60% based on a time normalized turn cycle and lowest in the phase of changing turning sides. In right side turns the right TPA is more active than the left, same applies accordingly for left side turns.

ESL r und ESL l show higher muscle activation in opposition to the respective side of turning, e.g. in left side turns ESL r shows higher activity than ESL l, and vice versa.

In contrast, ESI and OAE muscles did not show a pronounced pattern regardless of turning side and body side. Activation was low in resting position (start) and raised to a plateau in skiing.

Activation levels for all muscles in regard to respective turning sides are displayed in Table 1.

Upper body maximal strength testing

Highest isometric values were observed in the LW 12 class, lowest in the LW 10-1 class. In this class trunk extension tasks could not be executed (see Figure 3). Isokinetic values were difficult to obtain, as only one athlete was able to complete the regular test. For all other athletes, different operation modes and positioning on the test device had to be used, so results were not comparable.

Ground reaction force

Average vertical ground reaction forces of three runs for all athletes reached g-forces of 1.9 ± 0.5 [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$].

Figure 3 displays the individual distribution for the athletes' classes separately alongside athletes' strength capacities.

In all five athletes the same pattern appears when comparing ground reaction force and gyroscope-based turn separation. Lowest external forces are observed shortly after the change of turning direction (see Figure 4).

Combining the measured values, in the phase of turn change (gyroscope signal peaks), all athletes displayed low ground reaction force coinciding with low activation in the TPA and ESL muscles (see Figure 5).

DISCUSSION

The aim of the study was firstly to analyze basic values of sit-skiing and athletes' abilities in order to define potential performance determinant parameters and secondly

to examine whether the methods used are appropriate for this purpose in order to assist the development of standardized and sport-specific measures of performance for evidence-based classification

EMG

We investigated muscle activity of the trunk in order to get a first idea of essential muscles and their activation patterns for sit-skiing. As muscle activation has been reported before even below the site of lesion (2,3), we expected some activation in alpine skiing accordingly. MVC assessment proved to be difficult though, as positioning and execution of isolated activation was not possible for all athletes. Testing positions had to be altered and still for some muscles like the ESL, highest activation values did not appear in the muscle-specific test but instead for example in the specific TPA test. Therefore validity of those values for MVC normalization purposes is questionable.

In skiing clear patterns of muscle activation appeared in specific phases of a ski turn for the TPA and ESL muscles, for ESI and OAE a typical pattern of activity and inactivity did not show. For those muscles activity appeared bilaterally to be permanent in right and left turns, rather indicating to play a stabilizing role throughout the turn. Additionally, as for LW 10 and LW 11 athletes normalization to MVC proved to be difficult, the extent of activation cannot be put into relation to LW 12 athletes. Also, by trying to put athletes' activation in relation to others it would follow the product-focused approach, which should be avoided, as it would only reflect the current classification status.

In general, muscle activation in sit-skiing does not serve the purpose of generating speed (except for the start, when athletes push out of the gate) like it is for example the case in propulsion of wheelchair racing. In order to sit-ski the prerequisite of keeping the center of mass (COM) within the supporting base has to be fulfilled. To achieve this, athletes have two options: 1) extending the inside arm to the respective turning side resulting in a full body inclination or 2) keeping the upper body relatively upright in contrast to the inclined sit-ski, thereby increasing angulation between upper-body and hip. The first option provides a larger support base, however extending the inside arm results in a wider line around the phase of gate passage. In this phase the

second option allows for a narrow line and shorter radius, which results in potentially faster race times. The typical TPA activation pattern supposedly stems from arm extension to the respective turning side, however for athletes with impaired ESL and ESI muscles, TPA activation can also serve for the task of back extension (12).

From EMG signals alone the contribution of the tested muscles to the athletes' performance cannot be judged. Additionally, the notion that more activated muscular mass equates more stability and therefore is supposed to be beneficial, does not take individual abdominal bracing and seat back-rest heights into account. To date no study has investigated the role of assistive equipment in sit-skiing, so it remains speculative but imaginable that athletes' individual equipment arrangements are able to compensate lower muscle activation abilities. Assuming that higher abdominal bracing and higher back-rests would provide more trunk stability at the same time they would also limit the mentioned angulation between upper-body and hip resulting in a wider radius around the gate.

One challenge for following classification research regarding sitting stability will be a determination of parameters that quantify advantages of equipment modifications.

In our results the method of using surface EMG for trunk muscle activation did not sufficiently answer the question, which athlete is able to activate more trunk muscles or create more pronounced activity.

The small sample size and the problem of standardization in GS (resulting in large SD values) are limiting factors to this study, however for first investigations the wide variety comprising all sit-skiing classes, except the LW 12-2 class, did allow a comprehensive view of GS skiing.

EMG signals should be considered very carefully when trying to assess the amount of trunk muscle activation and functional contribution to sit-skiing and if considered to be used for classification purposes no quantitative conclusions on impairment-dependent performance should be made. Another limiting factor to the study is the application of new sensors for sit-skiing after MVC testing, however, due to the general approach of this investigation, the loss in accuracy does not interfere with the investigation aim of describing muscles used for sit-skiing's main movement patterns.

Strength tests

Values of isometric and dynamic strength testing were low for all but one athlete of the LW 12 class. This athlete obviously was able to activate back and abdominal muscles, however even those values remained far below measured values in the same test for example produced by bob sleigh athletes (personal communication from the Olympic testing center's biomechanist).

For LW 10 and LW 11 athletes the mere task of sitting upright on the test device was partially impossible. In isometric testing situation values were so low, that they may simply have resulted from leaning against the machine's lever, which may have created the measured torque. In isokinetic mode, the same athletes were not able to follow the machines given movement range on their own. An assistive mode was chosen and also here, own strength production only occurred for short time periods near 90°. Especially in the point of movement reversal, no own strength contribution could be measured, neither in flexion/extension nor in rotation.

The ability to produce high forces does not appear to play a key role except for the start phase, where athletes try to gain maximal initial velocity, but this phase is relatively short and confined by the appearance of the first gate of the course. Thus, maximum strength capacity supposedly is not a performance determinant for sit-skiing, also supported by the %MVC EMG values of skiing.

However, strength testing on motor controlled isokinetic devices could be useful as values returned are ratio scaled, which is an important factor for the concept of evidence-based classification (15) and could serve as a base for further steps of differentiating between athletes' abilities.

Ground reaction force

External forces measured by analyzing the spring and suspension-unit of the sit-skiers are in accordance with values reported in literature for alpine skiing (18).

However, measured forces are modulated by the suspension-unit, so, a time normalized curve mainly represents the athlete's individual setting. Thus, comparison of athletes force curves during a turn is not appropriate, the only aspect all athletes

have in common is the minimum force around turn change. During the turn, ground reaction forces were acting in accordance with mechanisms reported for phases during an alpine skiing turn (11). Hereby, highest ground reaction forces occur in the steering phase of a turn, however in sit-skiing they do not have to be overcome by the athlete. In fact, the sit-skier is not able to actively resist the forces like a standing skier whose legs eccentrically withstand and in the later steering phase concentrically overcome them. By choosing a certain spring rate and suspension setting the sit-skier is bound to the characteristics the equipment holds. Increasing ground reaction forces from turn initiation to steering phase will compress the spring, decreasing ground reaction forces at the end of the steering phase going into a new initiation phase, will result in a rebound-effect extending the spring. Therefore, sit-skiers active intervention options in a turn are very confined. Also, in contrast to alpine skiing, actively increasing pressure in order to shorten the turn radius is not possible, same applies for decreasing pressure on the ski. Apparently, the sit-skiing athlete is part of a system that carries the initially gained momentum, and turn radius can only be influenced by the edge angle.

In this context, lowest measured forces coincided with the initiation phase, a fact that has also been reported for alpine skiing before (13). However, the relevance for performance throughout the turn differs; for sit-skiers the initiation phase appears to be the sensitive phase of a turn, in which the athlete sets up for a turn and has to regulate the COP within the support base. As actively increasing pressure is almost impossible, the movements at the initiation phase further predict the radius and quality of a turn.

In summary, bearing in mind the small sample size, which does not allow generalized assumptions, it appears that performance in sit-skiing largely depends on two components: Equipment used and fine-regulatory movements of high motor control quality especially in the initiation phase but also throughout the turn to keep the COP within in the support base.

For the equipment used it appears that individual spring and sit-ski configurations have a large impact on performance. In IPC Alpine Skiing Rules and Regulations, only few aspects of a sit-ski are addressed. The only binding rule is the application of a breaking

device to the sit-ski. All other parts like frame geometry, seat configuration, shell design and material, suspension systems etc. are not restricted by rules (6)(7). Like this, all athletes are given the same chances of equipment optimization by combining sit-ski components according to their individual needs. However, the role of equipment and how it might compensate for impairment-specific limitations to performance has not been investigated yet. For Paralympic throwing disciplines first studies have already been conducted (16), for sit-skiing especially the back-rest height and the abdominal bracing and their respective role of an potential increase of trunk stability like reported for deep stabilizing abdominal muscles (10) would be research topics to address.

The variables spring-rate, suspension-unit and their interactions are complex, so the chances for impact on performance are wide, however, the impact on impairment-specific performance limitation is supposedly rather small as every athlete has access to all the modification options (if sufficient monetary background provided) and ultimately, the spring and suspension-unit are simply responsible for the timing of compression and rebound during a turn.

To conclude the findings of different areas of this study, athletes' electromyography values were not appropriate to differentiate between functional contributions to performance. Indeed, for all athletes EMG signals differed during skiing from resting muscles' baselines at the start indicating some kind of activation, due to the difficulties of MVC normalization however, no impairment-dependent impact on performance can be derived.

Thus, EMG in skiing conditions does not appear to be a valid method for quantifying differences between the five sit-skiing classes.

EMG could be a valuable method though if used in standardized laboratory settings with the focus on different parameters, particularly because it holds potential for the elimination of an aspect called intentional misrepresentation (IM) of abilities. Detecting IM is mentioned in the development of evidence-based classification (17) and describes athletes' potential attempts to represent their abilities in classification worse than they actually are in order to achieve an advantage in class allocation.

With the turn initiation being the vital phase and strength capacities playing a minor role, motor control and fine regulatory movements in both, active skiing and reacting to disturbances, supposedly are key performance determinants.

An option for classification could be extending current classification procedures by a more specifically executed bench test to obtain interval-scaled values such as time, muscle activation as a function of time, travelled way of center pressure both, in supported and unsupported situations.

For the development of evidence-based classification and like reported for a strength test battery (1) further investigations should focus on increasing sample size; possible options for this would be conducting studies with able-bodied athletes, or LW 12-2 sit-skiers, provided the LW 12-2 sample size being large enough.

The comprehensive interpretation of the study's results indicates that the two factors, equipment and motor control, are promising fields of research for the development of evidence-based classification.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors wish to thank the athletes and coaches for their participation; and Dr. Wolfgang Seiberl for expert advice in EMG signal assessment; and Dirk Debus for his assistance in spring/ suspension-unit data assessment.

CONFLICT OF INTEREST

The authors had no conflict of interest; the results of the present study do not constitute endorsement by ACSM.

REFERENCES

1. Beckman EM, Newcombe P, Vanlandewijck Y, Connick MJ, Tweedy SM. Novel Strength Test Battery to Permit Evidence-Based Paralympic Classification. *Medicine* [Internet] 2014;93(4):e31. doi:10.1097/MD.0000000000000031.

2. Bjerkefors A, Carpenter MG, Cresswell AG, Thorstensson A. Trunk muscle activation in a person with clinically complete thoracic spinal cord injury. *J Rehabil Med* [Internet] 2009;41(5):390–2. doi:10.2340/16501977-0336.
3. Bjerkefors A, Carpenter MG, Thorstensson A. Dynamic trunk stability is improved in paraplegics following kayak ergometer training. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* [Internet] 2007;17(6):672–9. doi:10.1111/j.1600-0838.2006.00621.x.
4. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [Internet] 2000;10(5):361–74. doi:10.1016/S1050-6411(00)00027-4.
5. Hintermeister RA, O'Connor DD, Dillmann CJ, Suplizio CL, Lange GW, Steadman JR. Muscle activity in slalom and giant slalom skiing. *Med Sci Sports Exerc* 1995;27(3):315–22.
6. International Paralympic Committee Website [Internet]. Bonn (GER): Alpine Skiing Rules and Regulations; [cited 2015 Sep 10]. Available from: http://www.paralympic.org/sites/default/files/document/150819140047140_2015_08_19%2BIPC%2BAlpine%2BSkiing%2BRules%2Band%2BRegulations_draft.pdf.
7. International Paralympic Committee Website [Internet]. Bonn (GER): Alpine Skiing Equipment Rules 2015/2016; [cited 2015 Sep 10]. Available from: http://www.paralympic.org/sites/default/files/document/150811100031382_2015_08_11_IPCAS_Alpine_EquipmentRulebook.pdf.
8. International Paralympic Committee Website [Internet]. Bonn (GER): IPC Classification Code and International Standards; [cited 2015 Sep 10]. Available from: http://www.paralympic.org/sites/default/files/document/120201084329386_2008_2_Classification_Code6.pdf.
9. International Paralympic Committee Website [Internet]. Bonn (GER): Alpine Skiing Classification Rules and Regulations; [cited 2015 Sep 10]. Available from: http://www.paralympic.org/sites/default/files/document/150817151029891_2015_08_17%2BIPCAS%2BClassification%2Brules%2Band%2Bregulations.pdf.

10. Maeo S, Takahashi T, Takai Y, Kanehisa H. Trunk muscle activities during abdominal bracing: Comparison among muscles and exercises. *Journal of Sports Science and Medicine* 2013;12:467–74.
11. Müller E, Schwameder H. Biomechanical aspects of new techniques in alpine skiing and ski-jumping. *Journal of Sports Sciences* [Internet] 2003;21(9):679–92. doi:10.1080/0264041031000140284. eng.
12. Seelen H, Potten Y, Drukker J, Reulen J, Pons C. Development of new muscle synergies in postural control in spinal cord injured subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [Internet] 1998;8(1):23–34. doi:10.1016/S1050-6411(97)00002-3.
13. Sporri J, Kroll J, Haid C, Fasel B, Muller E. Potential Mechanisms Leading to Overuse Injuries of the Back in Alpine Ski Racing: A Descriptive Biomechanical Study. *The American Journal of Sports Medicine* [Internet] 2015;43(8):2042–8. doi:10.1177/0363546515588178.
14. Turnbull JR, Kilding AE, Keogh, JWL. Physiology of alpine skiing. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* [Internet] 2009;19(2):146–55. doi:10.1111/j.1600-0838.2009.00901.x.
15. Tweedy SM, Beckman EM, Connick MJ. Paralympic Classification: Conceptual Basis, Current Methods, and Research Update. *PM&R* [Internet] 2014;6(8):S11–S17. doi:10.1016/j.pmrj.2014.04.013.
16. Tweedy SM, Connick MJ, Burkett B, Sayers M, Meyer C, Vanlandewijck YC. What throwing frame configuration should be used to investigate the impact of different impairment types on Paralympic seated throwing? *Sports Technology* 2012;5(1-2):56–64.
17. Tweedy SM, Vanlandewijck YC. International Paralympic Committee position stand--background and scientific principles of classification in Paralympic sport. *British Journal of Sports Medicine* [Internet] 2011;45(4):259–69. doi:10.1136/bjism.2009.065060.
18. Vaverka F, Elfmark M, Vodickova S. Kinetic Analysis of Ski Turns Based on Measured Ground Reaction Forces. *Journal of Applied Biomechanics* 2012;28:41–7.

CAPTIONS

Figure 1

Muscle activation (mean and SD) of three Giant Slalom runs for muscles applicable for MVC normalization. Bars represent athlete's individual activation level of the muscles Trapezius Pars Ascendens (TPA), Erector Spinae Longissimus (ESL), Erector Spinae Iliocostalis (ESI) and Obliquus Abdominis Externus (OAE).

Figure 2

Exemplary presentation of alternating right and left TPA activation of one athlete for one GS run.

Figure 3

Strength capacities and ground reaction forces for all athletes. Left graph shows all isometric test values of rotation to the left and right (F_{max_LRot} , F_{max_RRot}); and Flexion (F_{max_Flex}); and Extension (F_{max_Ex}). Right graph displays g-force of three GS runs acting on the individual athlete (mean and SD) as well as maximum g-force values found for each athlete.

Figure 4

Exemplary presentation of turn initiation phase pattern: gyroscope channel separating the turn cycles around minimum values of spring/ suspension-unit force.

Figure 5

Comprehensive presentation of sit-skiing. Gyroscope signals separate turn cycles, external forces (here ground reaction force) and muscle activation present pronounced pattern. Peak in gyroscope signal represents high turning velocities (turn change); signal attaining the value '0' does not show any turning velocity thereby representing sit-skier's maximum inclination.FIGURES

Figure 1

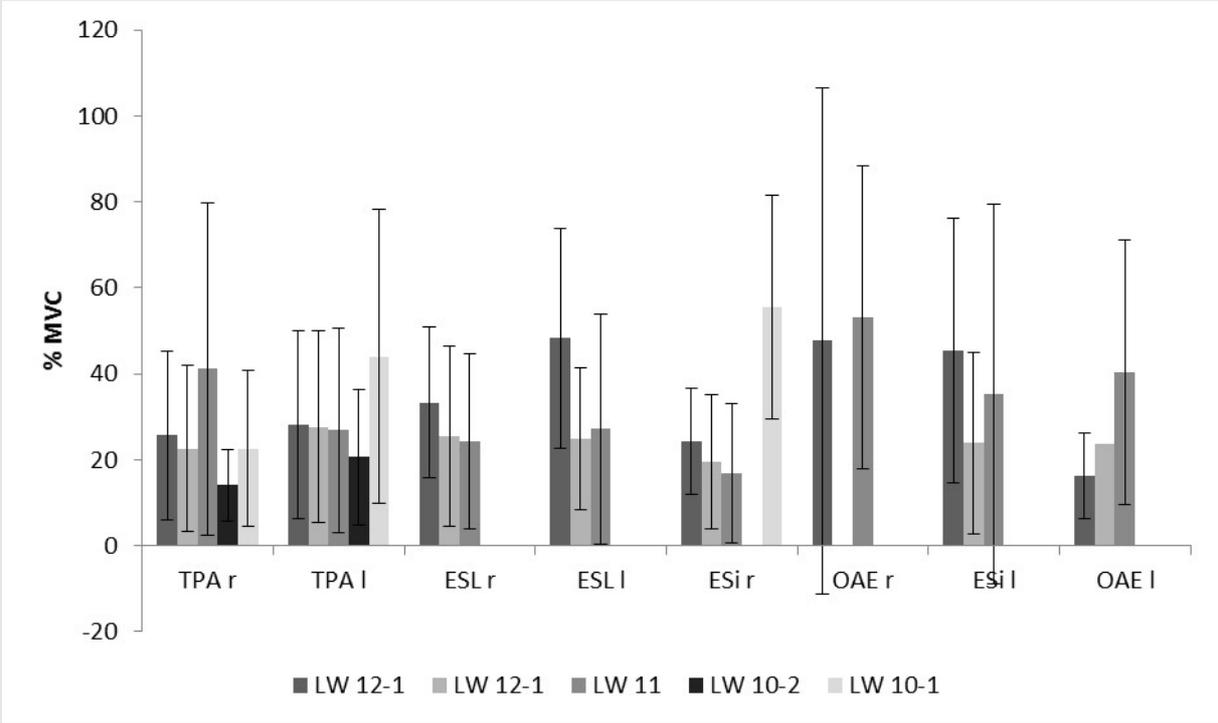


Figure 2

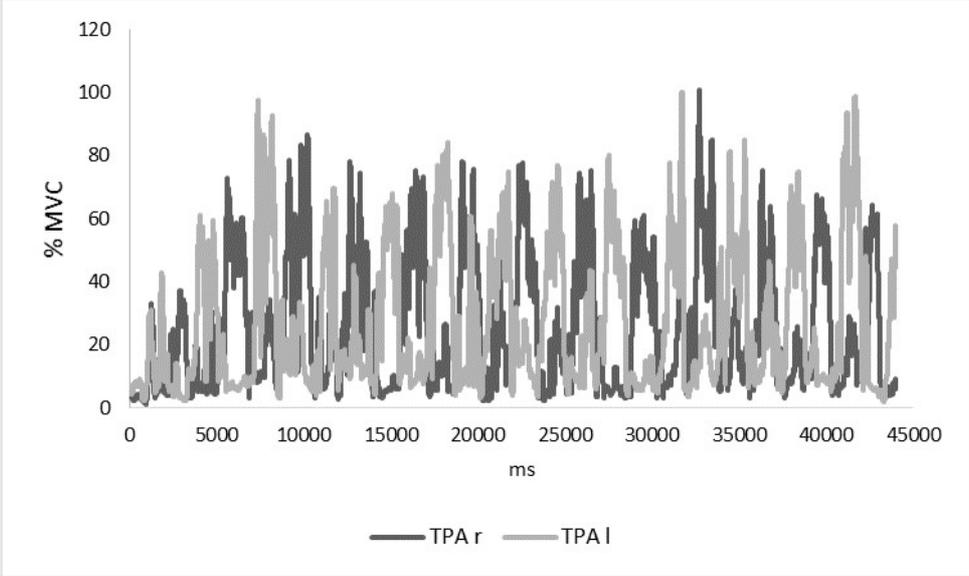


Figure 3

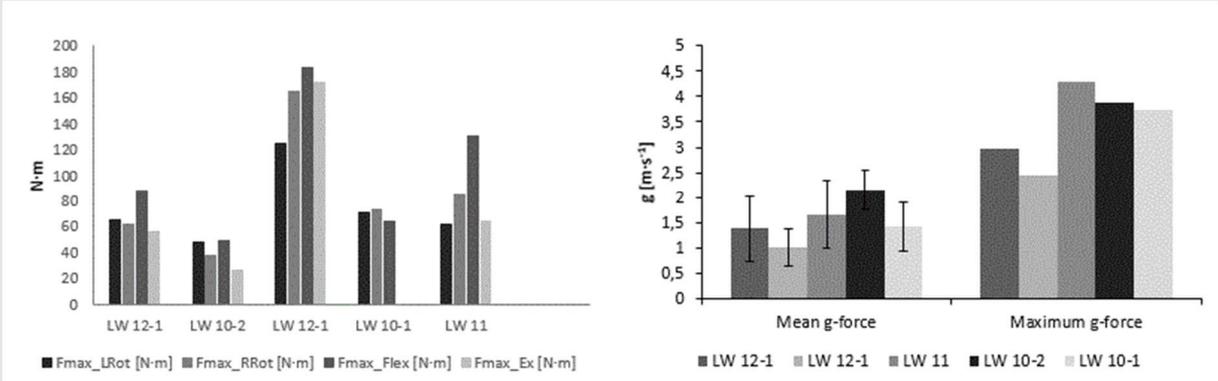


Figure 4

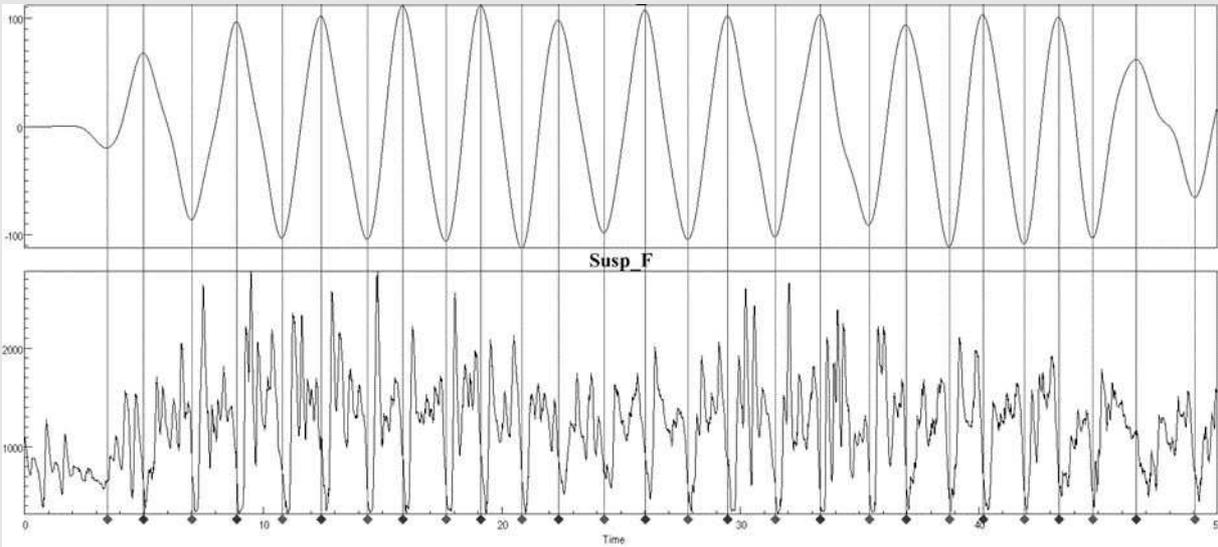


Figure 5

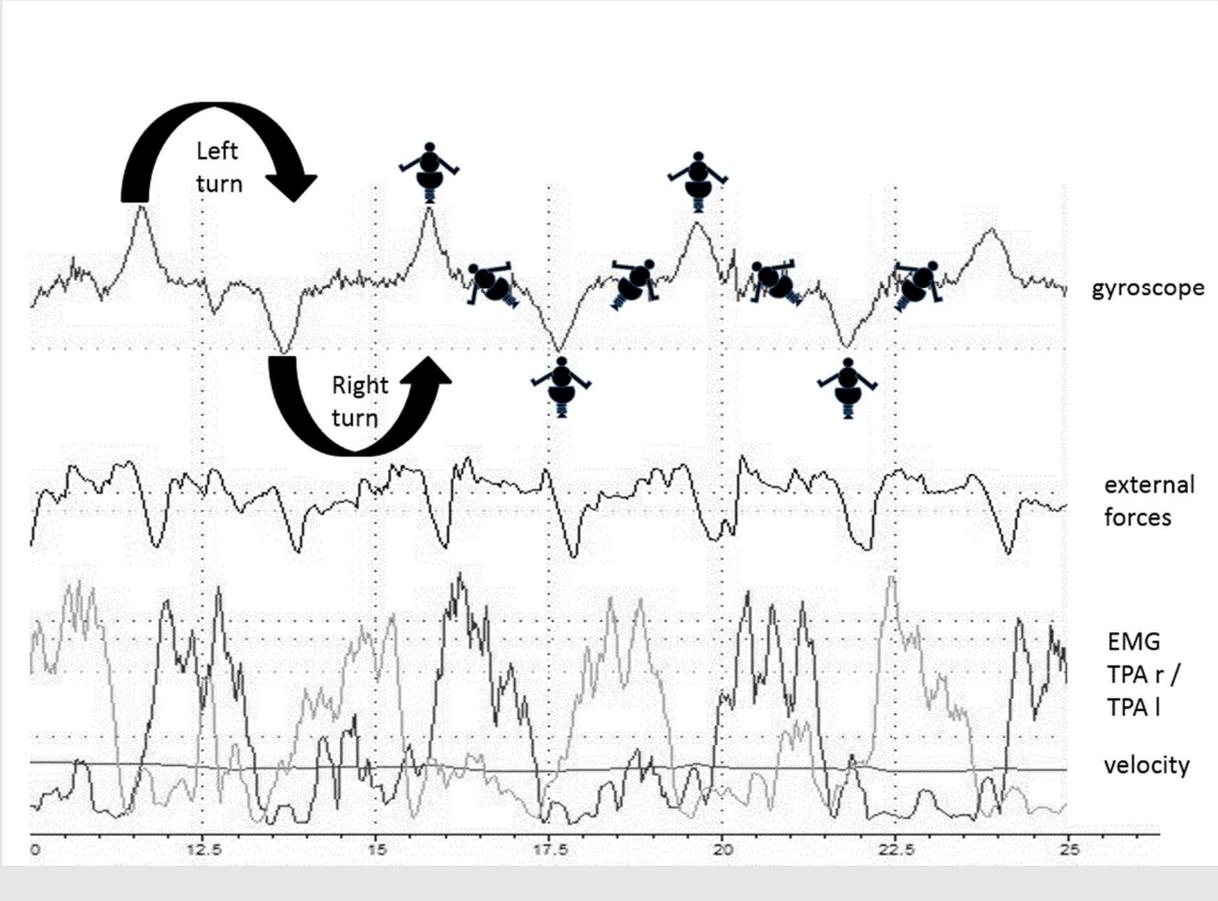


Table 1

Muscle activation for all athletes displayed separately for left and right turns.

LEFT TURN									RIGHT TURN								
	TPA _r	TPA _l	ESL _r	ESL _l	ESI _r	OAE _r	ESI _l	OAE _l	TPA _r	TPA _l	ESL _r	ESL _l	ESI _r	OAE _r	ESI _l	OAE _l	
LW 12-1																	
%MVC	38.2	16.2	31.5	57.6	21.9	25.6	47.6	18.1	15.3	44.5	39.5	45.1	30.0	17.5	51.7	17.0	
SD	20.7	10.6	17.3	26.5	10.1	16.0	31.8	8.1	9.3	23.4	16.9	22.5	12.9	11.9	29.1	12.6	
LW 12-1																	
%MVC	35.4	34.2	33.4	39.8	31.2	□	37.8	29.7	28.0	43.5	30.7	23.9	21.7	□	26.3	33.4	
SD	19.3	15.4	20.7	14.0	16.6	□	16.2	22.2	12.4	22.9	15.3	11.2	10.5	□	15.6	19.8	
LW 11																	
%MVC	55.8	27.7	14.6	24.1	17.7	45.2	36.8	45.8	33.0	30.5	38.8	33.9	18.8	68.0	40.2	39.8	
SD	47.2	20.2	11.0	22.3	19.0	28.2	32.5	31.9	20.5	27.0	21.6	30.7	13.5	38.2	57.6	28.7	
LW 10-2																	
%MVC	16.3	17.9	□	□	□	□	□	□	13.0	24.5	□	□	□	□	□	□	
SD	9.2	15.1	□	□	□	□	□	□	6.4	14.5	□	□	□	□	□	□	
LW 10-1																	
%MVC	30.7	45.8	□	□	44.6	□	□	□	18.6	46.5	□	□	□	□	□	□	
SD	9.2	15.1	□	□	14.6	□	□	□	11.8	37.1	□	□	□	□	□	□	

□ = muscle activation visible in EMG signals during skiing, However, MVC normalization not possible.

V) Literaturverzeichnis

- Altmann, V.C., Hart, A.L., Vanlandewijck, Y.C., van Limbeek, J. & Hooff, M.L. van. (2015). The impact of trunk impairment on performance of wheelchair activities with a focus on wheelchair court sports: a systematic review. *Sports medicine - open*, 1 (1), 6.
- Andersen, R.E. & Montgomery, D.L. (1988). Physiology of Alpine Skiing. *Sports Medicine*, 6, 210–221.
- Bacharach, D.W. & Duvillard, S.P. von. (1995). Intermediate and longterm anaerobic performance of elite Alpine skiers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 27 (3), 305–309.
- Baldwin, K.M. & Haddad, F. (2001). Effects of different activity and inactivity paradigms on myosin heavy chain gene expression in striated muscle. *Journal of Applied Physiology*, 90 (1), 345–357.
- Bar-Or, O. (1987). The Wingate anaerobic test. An update on methodology, reliability and validity. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 4 (6), 381–394.
- Berg, H.E., Eiken, O. & Tesch, P.A. (1995). Involvement of eccentric muscle actions in giant slalom skiing. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 27 (12), 1666–1670.
- Bergh, U., Thorstensson, A., Sjodin, B., Hulten, B., Piehl, K. & Karlsson, J. (1978). Maximal oxygen uptake and muscle fiber types in trained and untrained humans. *Med Sci Sports*, 10 (3), 151–154.
- Bernard, P.L., Mercier, J., Varray, A. & Prefaut, C. (2000). Influence of lesion level on the cardioventilatory adaptations in paraplegic wheelchair athletes during muscular exercise. *Spinal Cord*, 38, 16–25.
- Bernardi, M., Carucci, S., Faiola, F., Egidi, F., Marini, C., Castellano, V. & Faina, M. (2012). Physical fitness evaluation of paralympic winter sports sitting athletes. *Clinical journal of sport medicine: official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 22 (1), 26–30.
- Bernardi, M., Guerra, E., Di Giacinto, B., Di Cesare, A., Castellano, V. & Bhambhani, Y. (2010). Field Evaluation of Paralympic Athletes in Selected Sports. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 1.
- Bhambhani, Y. (2002). Physiology of Wheelchair Racing in Athletes with Spinal Cord Injury. *Sports Medicine*, 32 (1), 23–51.

- Bjerkefors, A., Carpenter, M.G., Cresswell, A.G. & Thorstensson, A. (2009). Trunk muscle activation in a person with clinically complete thoracic spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 41 (5), 390–392.
- Bjerkefors, A., Carpenter, M.G. & Thorstensson, A. (2007). Dynamic trunk stability is improved in paraplegics following kayak ergometer training. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 17 (6), 672–679.
- Bjerkefors, A., Squair, J., Chua, R., Lam, T., Chen, Z. & Carpenter, M. (2015). Assessment of abdominal muscle function in individuals with motor-complete spinal cord injury above T6 in response to transcranial magnetic stimulation. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 47 (2), 138–146.
- Bosco, C., Cotelli, F., Bonomi, R., Mognoni, P. & Roi, G.S. (1994). Seasonal fluctuations of selected physiological characteristics of elite alpine skiers. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 69 (1), 71–74.
- Breil, F.A., Weber, S.N., Koller, S., Hoppeler, H. & Vogt, M. (2010). Block training periodization in alpine skiing: effects of 11-day HIT on VO₂max and performance. *European Journal of Applied Physiology*, 109 (6), 1077–1086.
- Brodie, M., Walmsley, A. & Page, W. (2008). Fusion motion capture: a prototype system using inertial measurement units and GPS for the biomechanical analysis of ski racing. *Sports Technology*, 1 (1), 17–28.
- Brown, S.L. & Wilkinson, J.G. (1983). Characteristics of national, divisional, and club male alpine ski racers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 15 (6), 491–495.
- Bundesinstitut für Sportwissenschaft (Hrsg.). (2015). *BISp-Jahrbuch Forschungsförderung 2013/14*. Köln: Sportverlag Strauß.
- Chen, C.-L., Yeung, K.-T., Bih, L.-I., Wang, C.-H., Chen, M.-I. & Chien, J.-C. (2003). The relationship between sitting stability and functional performance in patients with paraplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84 (9), 1276–1281.
- Coutts, K.D., Rhodes, E.C. & McKenzie, D.C. (1983). Maximal exercise responses of tetraplegics and paraplegics. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol*, 55 (2), 479–482.
- Cuthbert, S.C. & Goodheart, G.J. (2007). On the reliability and validity of manual muscle testing: a literature review. *Chiropractic & osteopathy*, 15, 4.

- Davis, G.M. (1993). Exercise capacity of individuals with paraplegia. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 25 (4), 423–432.
- Davis, G.M. & Shephard, R.J. (1988). Cardiorespiratory fitness in highly active paraplegics. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 20 (5), 463–468.
- Do, M.C., Bouisset, S. & Moynot, C. (1985). Are paraplegics handicapped in the execution of a manual task? *Ergonomics*, 28 (9), 1363–1375.
- Duvillard, S.P. von. (2005). Oxygenation and deoxygenation of thigh muscle tissue during isometric and dynamic exercise in junior male and female competitive alpine ski racers. In E. Müller (Hrsg.), *Science and skiing III* (S. 257–272). Oxford: Meyer & Meyer Sport.
- Duvillard, S.P. von, Bacharach, D.W. & Stanek, F. (2009). Respiratory and metabolic demands of field versus laboratory tests in young competitive alpine ski racers. In E. Müller, S. Lindinger & T. Stöggl (Hrsg.), *Science and skiing IV. [proceedings]* (S. 543–555). Maidenhead [UK], New York: Meyer & Meyer Sport.
- Duvillard, S.P. von, Hofmann, P., Schwabegger, G., Pokan, R., Meyer, N. & Rausch, W. (2001). Metabolic changes resulting from a series of consecutive supramaximal laboratory tests in competitive alpine ski racers. In E. Müller (Hrsg.), *Science and skiing II. [Tagungsband ; St. Christoph a. Arlberg, Austria, January 9 - 15, 2000]* (Schriftenreihe Schriften zur Sportwissenschaft, 26, S. 469–479). Hamburg: Kovač.
- Dyck, P.J., Boes, C.J., Mulder, D., Millikan, C., Windebank, A.J., Dyck, P.J.B. & Espinosa, R. (2005). History of standard scoring, notation, and summation of neuromuscular signs. A current survey and recommendation. *Journal of the Peripheral Nervous System*, 10, 158–173.
- Englisch Institute of Sport. (2015). *Paralympic*. Zugriff am 18. Oktober 2015 unter <http://www.eis2win.co.uk/Pages/Paralympic.aspx>.
- Eriksson, E., Nygaard, E. & Saltin, B. (1977). Physiological demands in downhill skiing. *Physician and Sportsmedicine*, 5 (12), 28–37.
- Ferguson, R.A. (2010). Limitations to performance during alpine skiing. *Experimental physiology*, 95 (3), 404–410.
- Figoni, S.F. (1993). Exercise responses and quadriplegia. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 25 (4), 433–441.

- Flandrois, R., Grandmontagne, M., Gerin, H., Mayet, M.H., Jehl, J.L. & Eyssette, M. (1986). Aerobic performance capacity in paraplegic subjects. *European Journal of Applied Physiology*, 55, 604–609.
- Gilgien, M., Spörri, J., Chardonens, J., Kröll, J. & Müller, E. (2013). Determination of External Forces in Alpine Skiing Using a Differential Global Navigation Satellite System. *Sensors*, 13 (8), 9821–9835.
- Gilgien, M., Spörri, J., Kröll, J., Crivelli, P. & Müller, E. (2014). Mechanics of turning and jumping and skier speed are associated with injury risk in men's World Cup alpine skiing: a comparison between the competition disciplines. *British Journal of Sports Medicine*, 48 (9), 742–747.
- Ginn, K.A. & Halaki, M. (2015). Do surface electrode recordings validly represent latissimus dorsi activation patterns during shoulder tasks? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25 (1), 8–13.
- Goll, M., Spitzenfeil, P., Beer, K., Thimm, T. & Bartels, O. (2014). Paralympic Alpine Skiing sitting athletes: Trunk muscle activity in giant slalom. In E. Müller, S. Lindinger, T. Stöggl, J. Kröll & J. Pfusterschmied (Hrsg.), *Science and skiing VI* (S. 159–167). Maidenhead: Meyer & Meyer Sport.
- Goll, M., Wiedemann, M.S.F. & Spitzenfeil, P. (2012). Physiological parameters of paraplegic skiing athletes in laboratory and field measurements. In E. Müller (Hrsg.), *Science of Skiing V. [Fifth International Congress on Science and Skiing, St. Christoph/Arlberg, Austria, December 14-19, 2010]* (S. 183–191). Maidenhead [u.a.]: Meyer et Meyer Sport (UK) Ltd.
- Goll, M., Wiedemann, M.S.F. & Spitzenfeil, P. (2015). Metabolic demand of Paralympic Alpine Skiing in Sit-Skiing Athletes. *Journal of Sports Science and Medicine*.
- Goosey-Tolfrey, V.L. (2005). Physiological profiles of elite wheelchair basketball players in preparation for the 2000 Paralympic Games. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 22 (1), 57–66.
- Grimby, G., Broberg, C., Krotkiewska, I. & Krotkiewski, M. (1976). Muscle fiber composition in patients with traumatic cord lesion. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 8 (1), 37–42.

- Gross, M., Breil, F.A., Lehmann, A.D., Hoppeler, H. & Vogt, M. (2009). Seasonal Variation of $\dot{V}O_2\text{max}$ and the $\dot{V}O_2$ -Work Rate Relationship in Elite Alpine Skiers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41 (11), 2084–2089.
- Gross, M., Lüthy, F., Kroell, J., Müller, E., Hoppeler, H. & Vogt, M. (2010). Effects of Eccentric Cycle Ergometry in Alpine Skiers. *International Journal of Sports Medicine*, 31 (08), 572–576.
- Hartmann, U., Mader, A., Niessen, M., Spitzenpfeil, P. & Lehnen, J. (2005). Energy supply mechanisms in alpine ski racing - consequences for testing and training. In E. Müller (Hrsg.), *Science and skiing III* (S. 67–75). Oxford: Meyer & Meyer Sport.
- Haymes, E.M. & Dickinson, A.L. (1980). Characteristics of elite male and female ski racers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 12 (3), 152–158.
- Hébert-Losier, K., Supej, M. & Holmberg, H.-C. (2014). Biomechanical Factors Influencing the Performance of Elite Alpine Ski Racers. *Sports Medicine*, 44 (4), 519–533.
- Hintermeister, R.A., O'Connor, D.D., Dillman, C.J., Suplizio, C.L., Lange, G.W. & Steadman, J.R. (1995). Muscle activity in slalom and giant slalom skiing. *Medicine and science in sports and exercise*, 27 (3), 315–322.
- Hislop, H.J., Avers, D., Brown, M. & Daniels, L. (2014). *Daniels and Worthingham's muscle testing. Techniques of manual examination and performance testing* (9th ed.). St. Louis, Mo.: Elsevier.
- Hopman, M.T.E., Dueck, C., Monroe, M., Philips, W.T. & Skinner, J.S. (1998). Limits to maximal performance in individuals with spinal cord injury. *International Journal of Sports Medicine*, 19 (2), 98–103.
- Impellizzeri, F.M., Rampini, E., Freschi, M., Maffioletti, N.A., Bizzini, M. & Mognoni, P. (2009). Identification of the physical characteristics that discriminate between competitive levels and specialties of alpine skiers. In E. Müller, S. Lindinger & T. Stöggl (Hrsg.), *Science and skiing IV. [proceedings]* (S. 272–280). Maidenhead [UK], New York: Meyer & Meyer Sport.
- International Paralympic Committee. (2007). *IPC Classification Code and International Standards*. Zugriff am 18. Oktober 2015 unter http://www.paralympic.org/sites/default/files/document/120201084329386_2008_2_Classification_Code6.pdf.

- International Paralympic Committee. (2011). *IPCAS - Factor List 2011-2012*. Zugriff am 18. Oktober 2015 unter <https://www.snowsports.co.nz/assets/Uploads/downloads/ski-racing/Factors-20112012-HD-Rec-REV-MI-v213.pdf>.
- International Paralympic Committee. (2013). *IPCAS - Factor List 2013-14*. Zugriff am 18. Oktober 2015 unter http://www.skiforbundet.no/Documents/Funksjonshemmede/Div%20dokumenter/Factors%202013_2014.pdf.
- International Paralympic Committee. (2014, 05. Juli). *Paralympics watched by over two billion viewers*. Zugriff am 12. Oktober 2015 unter <http://www.paralympic.org/news/sochi-2014-paralympics-watched-over-two-billion-viewers>.
- International Paralympic Committee. (2015a). *About Alpine Skiing*. Zugriff am 12. Oktober 2015 unter <http://www.paralympic.org/alpine-skiing/about>.
- International Paralympic Committee. (August 2015b). *Alpine Skiing Classification Rules and Regulations*. Zugriff am 18. Oktober 2015 unter http://www.paralympic.org/sites/default/files/document/150817151029891_2015_08_17%2BIPCAS%2BClassification%2Brules%2Band%2Bregulations.pdf.
- International Paralympic Committee. (2015c). *Calendar and Results*. Zugriff am 18. Oktober 2015 unter <http://www.paralympic.org/alpine-skiing/calendar-and-results>.
- International Paralympic Committee. (2015d). *Classification Master List*. Zugriff am 18. Oktober 2015 unter <http://www.paralympic.org/sdms/web/cml/as/pdf/season/W15>.
- Jacobs, I. (1981). Lactate concentrations after short, maximal exercise at various glycogen levels. *Acta Physiol Scand*, 111 (4), 465–469.
- Janssen-Potten, Y.J.M., Seelen, H.A.M., Drukker, J. & Reulen, J.P.H. (2000). Chair configuration and balance control in persons with spinal cord injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81 (4), 401–408.
- Kamper, D., Barin, K., Parnianpour, M. & Weed, H. (1999). Preliminary investigation of the lateral postural stability of spinal cord-injured individuals subjected to dynamic perturbations. *Spinal Cord*, 37 (1), 40–46.
- Karlsson, J. (2005). Alpine ski physiology: retro and prospectus. In E. Müller (Hrsg.), *Science and skiing III* (S. 24–38). Oxford: Meyer & Meyer Sport.

- Karlsson, J., Eriksson, A., Forsberg, A., Källberg, L. & Tesch, P. (1978). *Physiology of alpine skiing*. Park City, Utah: United States Ski Coaches Association.
- Kendall, F.P. (Hrsg.). (2005). *Muscles. Testing and function with posture and pain* (5th ed). Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins.
- Kim, S., Chang, Y. & Kim, G. (2014). Correlations between Biomechanical Characteristics, Physical Characteristics, and the Ability to Maintain Dynamic Sitting Balance on an Unstable Surface in the Disabled with Spinal Cord Injury. *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, 33 (1), 15–25.
- Kirshblum, S.C., Burns, S.P., Biering-Sorensen, F., Donovan, W., Graves, D.E., Jha, A., Johansen, M., Jones, L., Krassioukov, A., Mulcahey, M.J., Schmidt-Read, M. & Waring, W. (2011). International standards for neurological classification of spinal cord injury (Revised 2011). *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 34 (6), 535–546.
- Komi, P.V., Rusko, H., Vos, J. & Vihko, V. (1977). Anaerobic performance capacity in athletes. *Acta Physiol Scand*, 10 (1), 107–114.
- Koutedakis, Y., Boreham, C., Kabitsis, C. & Sharp, N.C. (1992). Seasonal deterioration of selected physiological variables in elite male skiers. *International Journal of Sports Medicine*, 13 (7), 548–551.
- Leicht, C.A., Bishop, N.C. & Goosey-Tolfrey, V.L. (2012). Submaximal exercise responses in tetraplegic, paraplegic and non spinal cord injured elite wheelchair athletes. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 22 (6), 729–736.
- Louis, N. & Gorce, P. (2010). Surface electromyography activity of upper limb muscle during wheelchair propulsion: Influence of wheelchair configuration. *Clinical Biomechanics*, 25 (9), 879–885.
- Lovett, R.W. (1917). *The treatment of Infantile Paralysis*. Philadelphia: P. Blakiston's Son & Co.
- Maffioletti, N.A., Impellizzeri, F., Rampinini, E., Bizzini, M. & Mognoni, P. (2006). Letter to the Editors - Is Aerobic Power Really Critical for Success in Alpine Skiing? *International Journal of Sports Medicine*, 27 (2), 166–167.
- Maffioletti, N.A., Jordan, K., Spring, H., Impellizzeri, F.M. & Bizzini, M. (2009). Physiological profile of Swiss elite alpine skiers - a 10-year longitudinal comparison. In E. Müller, S. Lindinger & T. Stöggl (Hrsg.), *Science and skiing IV. [proceedings]* (S. 365–373). Maidenhead [UK], New York: Meyer & Meyer Sport.

- Martin, T.P., Stein, R.B., Hoepfner, P.H. & Reid, D.C. (1992). Influence of electrical stimulation on the morphological and metabolic properties of paralyzed muscle. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 72 (4), 1401–1406.
- Massion, J. (1992). Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. *Progress in neurobiology*, 38 (1), 35–56.
- Maynard, F., Bracken, M.B., Creasey, G., Ditunno, J.F., Donovan, W.H., Ducker, T.B., Garber, S.L., Marino, R.J., Stover, S.L., Tator, C.H., Waters, R.L., Wilberger, J.E. & Young, W. (1997). International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury. *Spinal Cord*, 35 (5), 266–274.
- McArdle, W.D., Katch, F.I. & Katch, V.L. (2014). *Exercise physiology. Nutrition, energy, and human performance* (Exercise Physiology (McArdle)) (Eighth edition).
- McLean, K.P., Jones, P.P. & Skinner, J.S. (1995). Exercise prescription for sitting and supine exercise in subjects with quadriplegia. 1995; 27: 15-21. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 27 (1), 15–21.
- Medical Research Council. (1976). *Aids to the examination of the peripheral nervous system, Memorandum no. 45*. London: Her Majesty's Stationery Office.
- Müller, E. & Schwameder, H. (2003). Biomechanical aspects of new techniques in alpine skiing and ski-jumping. *Journal of Sports Sciences*, 21 (9), 679–692.
- Mulroy, S.J., Farrokhi, S., Newsam, C.J. & Perry, J. (2004). Effects of spinal cord injury level on the activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion: an electromyographic study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85 (6), 925–934.
- Neumayr, G., Hoertnagl, H., Pfister, R. & Koller, A. (2003). Physical and Physiological Factors Associated with Success in Professional Alpine Skiing. *International Journal of Sports Medicine*, 24 (8), 571–575.
- Nygaard, E., Andersen, P., Nilsson, P., Eriksson, E., Kjessel, T. & Saltin, B. (1978c). Glycogen depletion pattern and lactate accumulation in leg muscles during recreational downhill skiing. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 38 (4), 261–269.
- OTP. (2015). *Mitacs – Own the Podium Partners for Innovation in High-Performance Sport Research 2015-16*. Zugriff am 18. Oktober 2015 unter <https://www.uoguelph.ca/research/sites/default/files/public/Mitacs-OTP%202015-16%20call%20v5.6.pdf>.

- Paternostro-Sluga, T., Grim-Stieger, M., Posch, M., Schuhfried, O., Vacariu, G., Mittermaier, C., Bittner, C. & Fialka-Moser, V. (2008). Reliability and validity of the Medical Research Council (MRC) scale and a modified scale for testing muscle strength in patients with radial palsy. *Journal of rehabilitation medicine*, 40 (8), 665–671.
- Percy, D.F. & Warner, D.B. (2008). Evaluating relative performances in disabled sports competitions. *IMA Journal of Management Mathematics*, 20 (2), 185–199.
- Potten, Y.J.M., Seelen, H.A.M., Drukker, J., Reulen, J.P.H. & Drost, M.R. (1999). Postural muscle responses in the spinal cord injured persons during forward reaching. *Ergonomics*, 42 (9), 1200–1215.
- Raez, M.B.I., Hussain, M.S. & Mohd-Yasin, F. (2006). Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological procedures online*, 8, 11–35.
- Rhodes, E.C., McKenzie, D.C., Coutts, K.D. & Rogers, A.R. (1981). A field test for the prediction of aerobic capacity in male paraplegics and quadraplegics. *Can J Appl Sport Sci*, 6 (4), 182–186.
- Saibene, F., Cortili, G., Gavazzi, P. & Magistri, P. (1985). Energy sources in alpine skiing (giant slalom). *Eur J Appl Physiol*, 53, 312–316.
- Seelen, H., Potten, Y., Huson, A., Spaans, F. & Reulen, J. (1997). Impaired balance control in paraplegic subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 7 (2), 149–160.
- Seelen, H.A., Potten, Y.J., Drukker, J., Reulen, J.P. & Pons, C. (1998). Development of new muscle synergies in postural control in spinal cord injured subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8 (1), 23–34.
- Seelen, H.A. & Vuurman, E.F. (1991). Compensatory muscle activity for sitting posture during upper extremity task performance in paraplegic persons. *Scand J Rehabil Med*, 23 (2), 89–96.
- Skrinar, G.S., Evans, W.J., Ornstein, L.J. & Brown, D.A. (1982). Glycogen utilization in wheelchair-dependent athletes. *International Journal of Sports Medicine*, 3 (4), 215–219.
- Spitzenpfeil, P., Niessen, M., Rienäcker, N. & Hartmann, U. (2005). Evaluation of a specific training device in alpine skiing. In E. Müller (Hrsg.), *Science and skiing III* (S. 204–215). Oxford: Meyer & Meyer Sport.

- Spörri, J., Kröll, J., Haid, C., Fasel, B. & Müller, E. (2015). Potential Mechanisms Leading to Overuse Injuries of the Back in Alpine Ski Racing: A Descriptive Biomechanical Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 43 (8), 2042–2048.
- Spörri, J., Kröll, J., Schwameder, H., Schiefermüller, C. & Müller, E. (2012). Course setting and selected biomechanical variables related to injury risk in alpine ski racing: an explorative case study. *British Journal of Sports Medicine*, 46 (15), 1072–1077.
- Steadman, J.R., Swanson, K.R., Atkins, J.W. & Hagerman, G.R. (1987). Training for Alpine Skiing. *Clin Orthop Relat Res*, 216, 34–38.
- Supej, M. (2008). Differential specific mechanical energy as a quality parameter in racing alpine skiing. *Journal of Applied Biomechanics*, 24, 121–129.
- Szmedra, L., Im, J., Nioka, S., Chance, B. & Rundell, K.W. (2001). Hemoglobin/myoglobin oxygen desaturation during Alpine skiing. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33 (2), 232–236.
- Tanner, R.K., Fuller, K.L. & Ross, M.L. (2010). Evaluation of three portable blood lactate analysers: Lactate Pro, Lactate Scout and Lactate Plus. *European journal of applied physiology*, 109 (3), 551–559.
- Tesch, P., Larsson, L., Eriksson, A. & Karlsson, J. (1978). Muscle glycogen depletion and lactate concentration during downhill skiing. *Med Sci Sports*, 10 (2), 85–90.
- Tesch, P.A. (1995). Aspects on muscle properties and use in competitive Alpine skiing. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 27 (3), 310–314.
- Theisen, D. (2012). Cardiovascular determinants of exercise capacity in the Paralympic athlete with spinal cord injury. *Experimental physiology*, 97 (3), 319–324.
- Thorstensson, A., Larsson, L., Tesch, P. & Karlsson, J. (1977). Muscle strength and fiber composition in athletes and sedentary men. *Med Sci Sports*, 9 (1), 26–30.
- Turnbull, J.R., Kilding, A.E. & Keogh, J.W.L. (2009). Physiology of alpine skiing. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 19 (2), 146–155.
- Tweedy, S.M. & Vanlandewijck, Y.C. (2011). International Paralympic Committee position stand--background and scientific principles of classification in Paralympic sport. *British Journal of Sports Medicine*, 45 (4), 259–269.

- Uzun, S., Pourmoghaddam, A., Hieronymus, M. & Thrasher, T.A. (2012). Evaluation of muscle fatigue of wheelchair basketball players with spinal cord injury using recurrence quantification analysis of surface EMG. *European Journal of Applied Physiology*, 112 (11), 3847–3857.
- Vanlandewijck, Y.C., Verellen, J., Beckman, E., Connick, M. & Tweedy, S.M. (2011). Trunk Strength Effect on Track Wheelchair Start. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43 (12), 2344–2351.
- Vaverka, F., Vodickova, S. & Elfmark, M. (2012). Kinetic Analysis of Ski Turns based on ground reaction forces. *Journal of Applied Biomechanics*, 28, 41–47.
- Veicsteinas, A., Ferretti, G., Margonato, V., Rosa, G. & Tagliabue, D. (1984). Energy cost of and energy sources for alpine skiing in top athletes. *Journal of Applied Physiology*, 56 (5), 1187–1190.
- Vogt, M., Däpp, C., Blatter, J., Weisskopf, R., Suter, G. & Hoppeler, H. (2003). Training zur Optimierung der Dosierung exzentrischer Muskelaktivität. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 51 (4), 188–191.
- Vogt, M. & Hoppeler, H.H. (2014). Eccentric exercise: mechanisms and effects when used as training regime or training adjunct. *Journal of Applied Physiology*, 116 (11), 1446–1454.
- Vogt, M., Puntchart, A., Angermann, M., Jordan, K., Spring, H., Müller, E. & Hoppeler, H. (2005). Metabolische Konsequenzen eines wettkampf - mäßigen Slalomtrainings bei Nachwuchs-Skiathleten. *Leistungssport*, 35 (2), 48–54.
- Wasserman, K., Whipp, B.J., Koysl, S.N. & Beaver, W.L. (1973). Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. *Journal of Applied Physiology*, 35, 236–243.
- Webborn, N. & Van de Vliet, P. (2012a). Paralympic medicine. *The Lancet*, 380 (9836), 65–71.
- Webborn, N., Willick, S. & Emery, C.A. (2012). The Injury Experience at the 2010 Winter Paralympic Games. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 1.
- Webborn, N., Willick, S. & Reeser, J.C. (2006). Injuries among disabled athletes during the 2002 Winter Paralympic Games. *Medicine and science in sports and exercise*, 38 (5), 811–815.
- Wells, C.L. & Hooker, S.P. (1990). The spinal injured athlete. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 7, 265–285.

- White, A.T. & Johnson, S.C. (1991). Physiological comparison of international, national and regional alpine skiers. *International Journal of Sports Medicine*, 12 (4), 374–378.
- Yang, Y.-S., Koontz, A.M., Triolo, R.J., Mercer, J.L. & Boninger, M.L. (2006). Surface electromyography activity of trunk muscles during wheelchair propulsion. *Clinical Biomechanics*, 21 (10), 1032–1041.

VI) Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Monoskigerät, Feder- und Dämpfersystem (roter Kasten) und Athlet in Monoski mit Krückenski	4
Abbildung 2 Dermatome. In: Maynard et al. (1997) S.268-269.....	6
Abbildung 3 Schematische Darstellung der Muskelinnervation aus verschiedenen Rückenmarksegmenten. In: Maynard et al. (1997) S.270.....	7
Abbildung 4 Aerobe Fähigkeiten und gemessene Parameter. In: Bhambhani (2002, S. 34).	40
Abbildung 5 Überblick über kardiorespiratorische Parameter in den paralympischen Sportarten Skilanglauf (NS), Rollstuhlschnellfahren (WR), Rollstuhlbasketball (WB), Rollstuhl-Fechten (WF) und Rollstuhl-Tennis (WT). In: Bernardi et al. (2010, S. 1203).....	41
Abbildung 6 Gyroskopmessrichtungen in drei Achsen, Drehbewegungen eines Monoskifahrers um die z-Achse und zugehöriges Gyroskop Signal	61
Abbildung 7 Linearpotentiometer angebracht entlang der Feder (roter Kasten) und Öl-Gasdruckdämpfer (gelber Kasten) an einem Monoski.....	62
Abbildung 8 Muskelaktivität und SD, ausgedrückt in Prozent MVC der gemessenen Rumpfmuskeln.	91
Abbildung 9 M. trapezius pars ascendens (TPA r, rechts und TPA l, links) Muster bzgl. Aktivität und Schwungrichtung.....	92
Abbildung 10 Muskelaktivität des M. erector spinae longissimus (ESL r und ESL l) und M. trapezius pars ascendens (TPA r und TPA l) eines Athleten während Linksschwüngen.....	93
Abbildung 11 Isometrische Maximalkraftwerte aller Athleten in Rotation (Fmax_LRot, Fmax_RRot), Flexion (Fmax_Flex) und Extension (Fmax_Ex).....	94

Abbildung 12 Mittelwerte und Standardabweichung der Maximalkraftwerte in beidseitiger Rotation, Flexion und Extension der Athletinnen und Athleten.	94
Abbildung 13 Mittlere Belastung (F mean) mit Standardabweichung und maximale Kraftspitzen (F max) während drei Riesenslalomläufen individuell für fünf Athleten.	96
Abbildung 14 Mittelwerte und Standardabweichung der wirkenden g- Kräfte (mean g-force) und maximale g-Kräfte (maximum g-force) während drei Riesenslalomläufen individuell für alle Athleten (LW 12-1 – LW 10-1).	96
Abbildung 15 Gyroskop und Feder-/Dämpferkraft Timing.....	97
Abbildung 16 Zusammenfassende Betrachtung des Gyroskop-Kanals zur Schwunghasentrennung, der externen Kräfte und der Muskelaktivität des M. trapezius pars ascendens exemplarisch an den Ergebnissen eines Athleten.	102

VII) Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Faktorenzeiten in unterschiedlichen Saisonen in den Klassen LW 10-1 und LW 12-2	12
---	----