

Validität von sechs Messsystemen bei der Bestimmung der Langhantelgeschwindigkeit

Abschlussarbeit zur Erlangung des
Master of Science in Sportwissenschaften
Option Unterricht

eingereicht von

Raphael Fritschi

an der
Universität Freiburg, Schweiz
Mathematisch-Naturwissenschaftliche und Medizinische Fakultät
Abteilung Medizin
Department für Neuro- und Bewegungswissenschaften

in Zusammenarbeit mit der
Eidgenössischen Hochschule für Sport Magglingen

Referent
Dr. Silvio Lorenzetti

Betreuer
Dr. Micah Gross
Jan Seiler

Winterthur, Januar 2021

Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung	3
1 Einleitung	4
1.1 Intensität beim Langhanteltraining	4
1.2 Theoretischer Hintergrund des geschwindigkeitsbasierten Trainings	5
1.3 Ziel und konkrete Fragestellung	13
2 Methode.....	15
2.1 Stichprobe.....	15
2.2 Untersuchungsdesign	15
2.3 Untersuchungsinstrumente	18
2.4 Datenanalyse	20
3 Resultate	25
4 Diskussion	32
4.1 Gymaware	32
4.2 Vmaxpro.....	33
4.3 Quantum	34
4.4 Push	35
4.5 Flex.....	36
4.6 Speed4lifts	36
4.7 Stärken, Schwächen und Ausblick	38
5 Schlussfolgerung	40
Literaturverzeichnis.....	41
Anhang	49
Dank	62

Zusammenfassung

Die Messung der Langhantelgeschwindigkeit ermöglicht eine objektive Trainingssteuerung und -überwachung. Zudem liefert sie nützliche Informationen zur Leistungsfähigkeit von Athletinnen und Athleten. Diese Masterarbeit prüft die Validität von sechs Messsystemen bei der Bestimmung der Langhantelgeschwindigkeit im Vergleich mit einem dreidimensionalen Bewegungserfassungssystem. Die Probandinnen und Probanden ($n = 14$) absolvierten die Übungen Standreissen, Vertikalsprünge und nicht-ballistische Kniebeugen mit frei beweglichen Gewichtslasten. Gleichzeitig erfassten drei lineare Weggeber (Gymaware, Quantum und Speed4lifts), zwei elektronische Inertialsysteme (Push und Vmaxpro), ein Lasersystem (Flex) und das Referenzsystem (Vicon) entweder die mittlere Geschwindigkeit (MV) oder die mittlere Vorschubgeschwindigkeit (MPV), sowie die maximale Geschwindigkeit (PV) während der konzentrischen Phase jeder Wiederholung. Die statistische Analyse erfolgte durch die Berechnung von Korrelationen, Variationen, Standardschätzfehlern, und einer Regressionsanalyse nach der Theil-Sen Methode. Bei der gemeinsamen Analyse von allen Übungen zeichnete sich das Gymaware als validestes Messsystem aus (MV: $r = 0.99$, $CV = 4.6\%$; PV: $r = 1.00$, $CV = 4.1\%$), gefolgt vom Vmaxpro, das eine mässig valide Beurteilung erreichte (MV: $r = 0.99$, $CV = 5.7\%$; PV: $r = 0.99$, $CV = 5.5\%$). Das Quantum erzielte eine sehr valide Beurteilung bei der Bestimmung der PV ($r = 1.00$, $CV = 3.4\%$). Jedoch erreichte das Quantum bei der Bestimmung der MV nicht die als mässig valide definierten Grenzwerte ($r = 0.97$, $CV = 10.2\%$). Die Grenzwerte für eine mässige Validität wurden vom Push (MV: $r = 0.97$, $CV = 9.6\%$; PV: $r = 0.98$, $CV = 7.7\%$) und vom Flex (MV: $r = 0.96$, $CV = 9.4\%$; PV: $r = 0.97$, $CV = 9.2\%$) erreicht, wodurch diese Messsysteme in der Trainingspraxis einigermaßen geeignet sein könnten. Das Speed4lifts wies insgesamt die geringste Validität auf (MPV: $r = 0.59$, $CV = 48.1\%$; PV: $r = 0.80$, $CV = 23.2\%$). Das Speed4lifts könnte für die Bestimmung der Langhantelgeschwindigkeit für die nicht-ballistischen Kniebeugen mindestens einigermaßen geeignet sein (MPV: $r > 0.89$, $CV < 4.5\%$; PV: $r > 0.93$, $CV < 4.0\%$). Da die geprüften Messsysteme die Langhantelgeschwindigkeit tendenziell eher unter- oder überschätzen, sollten sie innerhalb eines Trainingszyklus nicht untereinander ausgetauscht werden.

1 Einleitung

Für die gezielte Entwicklung der differenzierten Kraftfähigkeiten stellt die olympische Langhantel für Sportlerinnen und Sportler ein essenzielles Trainingsgerät dar (Weineck, Weineck & Weineck, 2019). Übungen mit frei beweglichen Gewichtslasten scheinen die Leistung wirksamer zu steigern als das Training an Geräten, Maschinen oder mit elastischen Bändern (Stone, Plisk & Collins, 2002). Dabei beeinflussen komplexe Langhantelübungen, wie zum Beispiel das Standreissen, die für diverse Sportarten relevanten Sprint- und Sprungfertigkeiten besonders effektiv (Weineck et al., 2019). Zahlreiche Studien belegen zudem das enorme Potenzial des Langhanteltrainings in Bezug zur Verletzungsprävention und der Verbesserung der Rumpfsowie Gelenkstabilität (Blackburn, Guskiewicz, Busby & Prentice, 2000; Young, 2006). Bei einer Krafttrainingseinheit mit der Langhantel erfolgt die Belastungsgestaltung über die Intensität (Gewichtshöhe oder Bewegungsgeschwindigkeit), Anzahl Wiederholungen und Anzahl Serien (Weineck et al., 2019). Diese drei Belastungskomponenten bilden die methodischen Steuergrößen beim Langhanteltraining (Güllich & Krüger, 2013). In Abhängigkeit des Ziels werden diese Steuergrößen bedacht konfiguriert, wodurch Trainierende von unterschiedlichen Anpassungen profitieren, und so ihre Leistungsfähigkeit steigern können (Campos et al., 2002). Folglich sind Trainingsleitende bei der Trainingsplanung und -durchführung mit der Herausforderung der zweckmässigen Handhabung der Steuergrößen konfrontiert (Izquierdo et al., 2006).

1.1 Intensität beim Langhanteltraining

Allgemein gilt die Intensität als eine entscheidende Ursache bei der Entwicklung der Kraftkomponenten, wie der Maximal- oder Explosivkraft (Häkkinen, Komi, Alén & Kauhanen, 1987; Weineck et al., 2019). Üblicherweise wird die Intensität beim Langhanteltraining als Gewichtshöhe im relativen Verhältnis der dynamisch konzentrischen Maximalkraft (Einer-Wiederholungsmaximum, 1 RM) angegeben (Güllich & Krüger, 2013; Weineck et al., 2019). Das 1 RM entspricht der maximalen Gewichtslast, die bei einer spezifischen Kraftübung einmalig über die vollständige Bewegungsamplitude bewegt werden kann. Dieser Referenzpunkt wird häufig anhand einer zeitaufwändigen Testprozedur für jede einzelne Kraftübung bestimmt (González-Badillo, Marques & Sánchez-Medina, 2011). Ein Nachteil dieser Prozedur besteht in der erhöhten Verletzungsgefahr, weil Wiederholungen mit hohen Gewichtslasten allenfalls mit instabilen Körperhaltungen ausgeführt werden (González-Badillo et al., 2011). Zudem verändert sich die Gewichtshöhe des 1 RMs durch regelmässiges Training stetig, was auch zu ungünstigen

Belastungsangaben in Prozenten des 1 RMs führen könnte (Abe, DeHoyos, Pollock & Garzar-ella, 2000). Aufgrund dieser potenziellen Nachteile sollten andere Möglichkeiten für die objektive Steuerung des Krafttrainings gesucht werden (González-Badillo et al., 2011). Die Messung der Langhantelgeschwindigkeit in der konzentrischen Phase der Bewegung ist eine Alternativmethode um gezielte, submaximale Intensitäten zu definieren und zu kontrollieren (geschwindigkeitsbasiertes Training, velocity based training, VBT), unabhängig von täglichen oder langzeitigen Veränderungen zum 1 RM (González-Badillo et al., 2011; Izquierdo et al., 2006). In den nachfolgenden Kapiteln wird der theoretische Hintergrund des VBT vertieft erläutert.

1.2 Theoretischer Hintergrund des geschwindigkeitsbasierten Trainings

In den vergangenen Jahren untersuchten verschiedene Forschungsgruppen den Zusammenhang zwischen der Bewegungsgeschwindigkeit und der Höhe der gehobenen Gewichtslast beim Training mit der Langhantel und mit Maschinen (Conceição, Fernandes, Lewis, González-Badillo & Jimenez-Reyes, 2016; González-Badillo & Sánchez-Medina, 2010; Izquierdo et al., 2006). Die Wissenschaftlerinnen und Wissenschaftler zeigten, dass die schnellstmögliche konzentrische Bewegungsgeschwindigkeit beim Training mit hohen Gewichtslasten geringer ist, als bei derselben Übung unter Verwendung von einer tieferen Gewichtslast. Je höher die gehobene Gewichtslast bei einer spezifischen Übung ist, desto tiefer ist die maximal mögliche Bewegungsgeschwindigkeit in der konzentrischen Phase der Bewegung. Conceição et al. (2016) stellten unter der Bedingung einer schnellstmöglichen Bewegungsausführung von Übungen für die unteren Extremitäten gar starke Zusammenhänge ($R^2 > 0.93$) zwischen der Bewegungsgeschwindigkeit und der in Prozenten des 1 RMs gehobenen Gewichtslast fest. Aufgrund der gültigen Beziehungen zwischen der Bewegungsgeschwindigkeit und der Höhe der Gewichtslast lässt sich das 1 RM bereits nach der ersten Wiederholung bei der Verwendung von submaximalen Gewichtslasten abschätzen (Bazuelo-Ruiz et al., 2015; González-Badillo & Sánchez-Medina, 2010; Izquierdo et al., 2006). Anstelle der Festlegung einer Trainingsbelastung in Prozenten eines angenommenen 1 RMs wird die Intensität beim VBT basierend auf der Bewegungsgeschwindigkeit bestimmt, mit der eine Athletin oder ein Athlet eine Gewichtslast bewegen kann. Das Training in einem definierten Geschwindigkeitsbereich sichert die gezielte Reizsetzung, wodurch sich die differenzierten Kraftfähigkeiten durchdacht entwickeln lassen (Mann, 2016).

1.2.1 Geschwindigkeitsbasiertes Training als autoregulatorische Methode. Es ist allgemein bekannt, dass Leistungssportlerinnen und -sportler in ihrem Alltag vielfältigen Anforderungen

(Stressoren) ausgesetzt sind (Beckmann & Ehrlenspiel, 2016; May, Veach, Reed & Griffey, 1985). Stressoren lösen komplexe physiologische und psychische Reaktionen aus. Durch diesen Stresszustand kann die individuelle Leistungsfähigkeit verringert sein. Die Messung der Bewegungsgeschwindigkeit liefert Trainerinnen und Trainern eine Momentaufnahme über den Ermüdungszustand ihrer Athletinnen und Athleten (Cunanan et al., 2018). Wird die Langhantel während einer Trainingseinheit mit tieferen Geschwindigkeiten in der konzentrischen Phase der Bewegung als üblich bewegt, könnte dies ein Indikator für einen erhöhten allgemeinen Ermüdungszustand der Athletinnen und Athleten sein. Des Weiteren lässt sich auch der akute Ermüdungszustand innerhalb einer Serie über die Bestimmung der Bewegungsgeschwindigkeit abschätzen (Sánchez-Medina & González-Badillo, 2011). Denn mit der Zunahme der Wiederholungszahl innerhalb einer Serie verlangsamt sich die Bewegungsgeschwindigkeit aufgrund von akuten Ermüdungserscheinungen zwangsläufig. Die Steuerung des Hanteltrainings anhand der Bewegungsgeschwindigkeit ermöglicht einen bedachten Satzabbruch, sollte die Langhantel eine untere Geschwindigkeitsschwelle in der konzentrischen Phase der Bewegung nicht mehr erreichen (Padulo, Mignogna, Mignardi, Tonni & Dottavio, 2012). Athletinnen und Athleten könnten so unwirksame Ermüdungserscheinungen vermeiden und von einer beschleunigten Erholung profitieren, da sich das nicht ausbelastende Krafttraining positiv auf die nachfolgenden Trainingseinheiten auswirkt (García-Pallarés & Izquierdo, 2011). Folglich eignet sich das VBT auch als nützliche Methode, um unverhältnismässige Gewichtslasten bei eingeschränkter körperlicher Leistungsfähigkeit festzustellen (Mann, Ivey & Sayers, 2015). Zudem stellten Cunanan et al. (2018) fest, dass die Erhöhung der Bewegungsgeschwindigkeit bei gegebenen Gewichtslasten auf eine Verbesserung der neuromuskulären Fähigkeiten hinweist. Gleichzeitig ist durch die Zunahme der Bewegungsgeschwindigkeit bei einer gegebenen Gewichtslast auch die maximal mögliche Wiederholungszahl höher (González-Badillo et al., 2011). Durch den Vergleich von Last-Geschwindigkeitsprofilen über mehrere Trainingseinheiten hinweg lässt sich folglich der Fortschritt der Athletinnen und Athleten verfolgen (Flanagan & Jovanović, 2014). Das VBT weist den Vorteil auf, sich selbstständig an veränderte Bedingungen, wie die tägliche Leistungsbereitschaft von Athletinnen und Athleten, anzupassen. Aus diesem Grund gilt es als autoregulatorische Methode für die Trainingssteuerung bezeichnet werden.

Obwohl das VBT in jüngster Zeit viel Aufmerksamkeit erregte, ist es nicht die einzige autoregulatorische Methode zur Trainingsüberwachung (Mann et al., 2015). Bereits 1962 hat Borg herausgefunden, dass sich die Intensität von physischer Arbeit anhand des subjektiven Anstrengungsempfindens der Athletinnen und Athleten valide aufzeigen lässt (Borg, 1962). Denn mit steigender körperlicher Belastung steigt das Anstrengungsempfinden der trainierenden Person

linear an. Durch die Erfassung eines Zahlenwertes auf der *Borg-RPE-Skala* kann die Intensität auch für Trainerinnen und Trainer nachvollziehbar dargestellt werden. Diese Einschätzung durch die Athletin oder den Athleten erfolgt meist nach der aktiven Belastungszeit, wodurch Anpassungen, wie die Höhe der Gewichtslast, erst im Anschluss an eine Serie verändert werden kann (Mann et al., 2015). Im Gegensatz dazu liefert das VBT direkt nach jeder ausgeführten Wiederholung quantitative Informationen zur Leistungsfähigkeit (Mann, Thyfault, Ivey & Sayers, 2010). Sollte die Person die Langhantel bereits beim Aufwärmen schneller als gewöhnlich bewegen, können die Gewichtslasten für die nachfolgenden Aufwärm- oder Trainingsserien sofort erhöht werden. Diesen Vorteil zur Trainingsüberwachung bieten andere autoregulatorische Methoden, wie die *Borg-RPE-Skala* erst später im Training bei Serien mit höheren Gewichtslasten an (Mann et al., 2015).

1.2.2 Die Bereitstellung von kinematischen Informationen beim Training. Trainerinnen und Trainer erhalten die Einsicht über kinematische Informationen wie die Bewegungsgeschwindigkeit beim VBT in Form von auditiven oder visuellen Rückmeldungen im Anschluss an eine Wiederholung oder Serie. Diese Rückmeldungen scheinen die Leistungen im Trainingsprozess wirksamer zu steigern als das Krafttraining, bei dem den Athletinnen und Athleten keine kinematischen Informationen zur Leistung zur Verfügung stehen (Argus, Gill, Keogh & Hopkins, 2011; Weakley et al., 2018). Weakley et al. (2019) haben gezeigt, dass bei der Kniebeuge die Bewegungsgeschwindigkeiten der Untersuchungsteilnehmenden mittels Mitteilung der durchschnittlichen konzentrischen Geschwindigkeit auf einem Bildschirm höher waren, als wenn keine Rückmeldung erfolgte. Darüber hinaus haben die Autorinnen und Autoren festgestellt, dass die Motivation und das Konkurrenzdenken der Untersuchungsgruppe mit Rückmeldungen höher waren als bei der Untersuchungsgruppe ohne Rückmeldungen. Eine mögliche Erklärung dafür wäre, dass Athletinnen und Athleten durch die Betrachtung der quantitativen Daten ermutigt werden, ihre eigene Leistung oder die Leistung von anderen Athletinnen und Athleten zu übertreffen (Weakley et al., 2018). Somit könnten diese psychologischen Faktoren für die Leistungsverbesserungen verantwortlich sein. Weiter zeigte eine Untersuchung von Wilson et al. (2018), dass sich visuelle Rückmeldungen von kinematischen Parametern allgemein leistungssteigernd auf die Athletinnen und Athleten auswirkten, als wenn keine Rückmeldungen erfolgten. Dabei sollten Trainerinnen und Trainer die Frequenz der Rückmeldungen beachten (Nagata, Doma, Yamashita, Hasegawa & Mori, 2018). Eine häufigere und frühzeitigere Rückmeldung im Anschluss an jede absolvierte Wiederholung scheint wirksamer zu sein, als wenn die Rückmeldung nach der Vervollendung einer kompletten Serie gegeben wird. Des

Weiteren besteht die Vermutung, dass intrinsisch motivierte Athletinnen und Athleten möglicherweise visuelle Rückmeldungen bevorzugen, während extrinsisch motivierte eher auditive Rückmeldungen favorisieren (Weakley et al., 2018). Trainerinnen und Trainer sollten sich jedoch der Tatsache bewusst sein, dass die Leistung der Athletinnen und Athleten auf das Ausgangsniveau zurückkehrt, wenn im Training Rückmeldungen permanent erfolgen und diese bei zukünftigen Trainingseinheiten gänzlich ausbleiben (Keller, Lauber, Gehring, Leukel & Taube, 2014).

1.2.3 Parameter der Bewegungsgeschwindigkeit. In der Kinematik stellt die Geschwindigkeit eine zentrale Grösse dar, die bezogen auf das VBT die Positionsveränderungen der Langhantel über die Zeit beschreibt (Güllich & Krüger, 2013). In der Trainingspraxis findet die geschwindigkeitsbasierte Leistungsbeurteilung häufig anhand der maximalen konzentrischen Geschwindigkeit (Höchstgeschwindigkeit der Langhantel in der konzentrischen Phase der Bewegung, peak velocity, PV) und der mittleren konzentrischen Geschwindigkeit (durchschnittliche Geschwindigkeit während der gesamten konzentrischen Bewegung, mean velocity, MV) statt (Pérez-Castilla, Piepoli, Delgado-García, Garrido-Blanca & García-Ramos, 2019; Tomasevicz, Hasenkamp, Ridenour & Bach, 2020). Die PV scheint besonders bei der Leistungsbeurteilung von ballistischen Bewegungen, die explosive Krafteinsätze beinhalten, eine geeignete Messgrösse zu sein (Cormie, McBride & McCaulley, 2009). Ballistische Bewegungen wie der Countermovement Sprung (CMJ) oder der Squat Sprung (SJ) weisen während ihrer Ausführung eine kurze Startzeit und eine maximale Bewegungsgeschwindigkeit auf (Weineck et al., 2019). Hingegen empfiehlt es sich während nicht-ballistischen Übungen, wie der Kniebeuge, eher die MV zu messen (Jidovtseff, Harris, Crielaard & Cronin, 2011; Picerno, 2017). Insbesondere beim Training mit hohen Gewichtslasten ist die MV weniger anfällig auf plötzlich auftretende kurzzeitige Geschwindigkeitsimpulsen im Vergleich zur PV (Picerno, 2017). Zudem zeigt die MV die Fähigkeit der Trainierenden, die Gewichtslast während der gesamten konzentrischen Phase zu bewegen, besser auf (Jidovtseff et al., 2011). Bei der MV wird eine allfällige Bremsphase der Bewegung miteinbezogen, die vor allem beim nicht-ballistischen Training mit leichten Gewichtslasten auftritt. Wissenschaftliche Studien messen daher oft auch auf die mittlere Vor Schubgeschwindigkeit (durchschnittliche propulsive Geschwindigkeit, mean propulsive velocity, MPV). Die MPV ist die mittlere Geschwindigkeit von Beginn der konzentrischen Phase bis zum Punkt, bei welchem die Beschleunigung geringer ist als die Erdanziehungskraft $[- 9.81 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}]$. Ab diesem Punkt wird die Beschleunigung negativ und die Gewichtslast abgebremst. Gegenüber der MV wird durch die Verwendung der MPV vorwiegend bei leichten

und mittleren Gewichtslasten das neuromuskuläre Potenzial weniger unterschätzt (Sánchez-Medina, Pérez & González-Badillo, 2010). Jedoch gilt die MV gegenüber der MPV bei der Abschätzung der relativen Gewichtslast in Prozenten des 1 RMs als verlässlicher (García-Ramos, Pestaña-Melero, Pérez-Castilla, Rojas & Haff, 2018). Generell sollten bei der Steuerung und Überwachung des Hanteltrainings die PV, die MV und die MPV aufgrund ihrer hohen Validität und Reliabilität anderen kinematischen und kinetischen Parametern vorgezogen werden (González-Badillo et al., 2011; Izquierdo et al., 2006). Insgesamt scheinen die erwähnten Geschwindigkeitsparameter den Trainerinnen und Trainern für die Trainingssteuerung und -überwachung nützliche Informationen zu liefern.

1.2.4 Geschwindigkeitsbasierte Messsysteme. Traditionell erforderte die direkte Erfassung von kinematischen und kinetischen Parametern arbeits- und ressourcenintensive Utensilien, wie Kraftmessplatten oder Videoanalysen (Lamas et al., 2012). Bewährte Hilfsmittel für die Erfassung der Bewegungsgeschwindigkeit sind Infrarotsysteme, die zu den wichtigsten Vertretern der Aktivkamerasysteme gehören (Güllich & Krüger, 2013). Bei Infrarotsystemen senden Arrays unkonzentriertes und unsichtbares Infrarotlicht aus, das von Markern reflektiert wird, die am Körper von Athletinnen und Athleten oder an der Langhantel befestigt sind (Bachmann, Gerber & Stacoff, 2008). Mindestens sechs Kameras erfassen die Reflexion von den speziell beschichteten Markern und übermitteln sie an eine Software. Dadurch lassen sich dreidimensionale Raumkoordinaten berechnen. Dreidimensionale Bewegungserfassungssysteme, wie das Vicon (Nexus, Vicon Motion Systems, Oxford, England), gelten aufgrund ihrer hohen Validität und Reliabilität als Goldstandard-Instrumente bei der Berechnung von kinematischen Daten (Ford, Myer & Hewett, 2007; Sato et al., 2015). Jedoch kommen dreidimensionale Bewegungserfassungssysteme aufgrund der räumlichen Voraussetzungen, des Personalbedarfs und der hohen finanziellen Investitionen beim VBT selten zum Einsatz (Abbott et al., 2020). Die erwähnten Gründe trieben das Aufkommen von praktikableren Hilfsmitteln an, die die Messung der Langhantelgeschwindigkeit vereinfachen (geschwindigkeitsbasierte Messsysteme, Systeme) (Flanagan & Jovanović, 2014). Für die Weg- und Zeitmessungen der Langhantel haben sich vorwiegend kamerabasierte Systeme, lineare Weggeber (linear position transducers, LPTs) und elektronische Inertialsysteme (inertial measurement units, IMUs) etabliert (Abbott et al., 2020). Bei LPTs wird ein Mikroprozessor durch ein einziehbares Seil mit der Hantelstange verbunden (Güllich & Krüger, 2013). Anhand der Drehwinkelmessung der rotierenden Scheiben, Walzen oder Rädern werden kinematische Daten berechnet, wodurch sich Geschwindigkeitsparameter in Echtzeit aufzeigen lassen. Das Quantum (Quantum, 1080 Motion, Stockholm, Schweden)

vereint die Technologie eines LPT mit der eines elektrischen Robotermotors (Boehringer & Whyte, 2019). Das System gleicht einem klassischen Flaschenzug, bei dem der Robotermotor über mindestens ein Kabel an der Langhantel befestigt wird. Es lässt sich im Bereich des Krafttrainings sehr vielfältig einsetzen und erhebt kinematische Daten durch Positionsmessungen der Motorachse. Typischerweise verwenden Trainerinnen und Trainer jedoch LPTs wie das Gymaware (Gymaware Power Tool, Kinetic Performance Technologies, Canberra, Australien) oder das Speed4lifts (Speed4lifts, Madrid, Spanien) für die Erhebung von kinematischen Daten im dynamischen Langhanteltraining (Pérez-Castilla et al., 2019). Bei den erwähnten LPTs lassen sich im Anschluss an die absolvierten Wiederholungen lassen sich die Informationen auf einem Bildschirm anzeigen und analysieren.

In den vergangenen Jahren entwickelten die Hersteller des Gymawares ein System namens Flex (Flex, Kinetic Performance Technologies, Canberra, Australien), welches optische Laser sowie eine reflektierende Matte zur Quantifizierung von Positionsänderungen der Langhantel verwendet (Weakley et al., 2020). Auch beim Flex werden kinetische und kinematische Parameter via Bluetooth in Echtzeit auf ein iPad oder iPhone übertragen.

Vermehrt werden beim VBT auch aus Beschleunigungsmessern, Magnetometern und Gyroskopen bestehende IMUs eingesetzt (Wen, Yu, Li, Zhang & Zhang, 2020). Sie lassen sich durch eine Halterung direkt an der Langhantel oder am Körper von Athletinnen und Athleten befestigen (Casartelli, Müller & Maffiuletti, 2010). Anhand der Beschleunigung in Bezug auf die Zeit werden Bewegungsgeschwindigkeiten dreidimensional kalkuliert und kabellos auf einen Bildschirm übertragen. Im Gegensatz zu LPTs oder Lasersystemen benötigen sie für die Datenerhebung keine externen Referenzen, wie eine reflektierende Matte oder ein einziehbares Kabel (Chéry & Ruf, 2019). Dies scheint für Trainerinnen und Trainer sowie Athletinnen und Athleten vorteilhaft zu sein, da sie IMUs über eine grössere Bandbreite von Übungen einsetzen können.

1.2.5 Herausforderungen bei der Geschwindigkeitserfassung. Die erwähnten Systeme scheinen die Aufnahme und Auswertung der Geschwindigkeitsparameter beim Langhanteltraining zu vereinfachen (González-Badillo et al., 2011). Jedoch ist die geschwindigkeitsbasierte Trainingssteuerung und -überwachung nur realisierbar, wenn die Systeme eine hohe Validität bei der Bereitstellung von kinematischen Daten aufweisen (Chéry & Ruf, 2019). Die Bereitstellung von validen Daten scheint aufgrund von verschiedenen Umständen bei der Messung der Bewegungsgeschwindigkeit aber nicht problemlos zu sein. Generell erzeugen beim Langhanteltraining die meisten Übungen Körperbewegungen in der Frontal- oder Sagittalebene (Comstock et al., 2011). Bei geführten Übungen, unter Verwendung einer Smith Maschine,

ändert sich die Position der Langhantel gar lediglich auf einer einzigen Ebene. Die Validität von verschiedenen LPTs und IMUs wurde bei Übungen an einer Smith Maschine mehrfach erfolgreich nachgewiesen (Balsalobre-Fernández, Kuzdub, Poveda-Ortiz & Campo-Vecino, 2016; Courel-Ibáñez et al., 2019; Garnacho-Castaño, López-Lastra & Maté-Muñoz, 2015; Pérez-Castilla et al., 2019). Bei der Studie von Pérez-Castilla et al. (2019) zeichnete sich das Speed4lifts für die Messung der MV im Vergleich mit sechs anderen Systemen beim Bankdrücken unter Verwendung einer Smith Maschine als validestes System aus ($r = 0.99$). Auch das Push wurde für die Messung der MV und PV in einer Untersuchung von Balsalobre-Fernández et al. (2016) bei geführten Kniebeugen als valide eingestuft ($r > 0.85$). Bei der Verwendung von frei beweglichen Gewichtslasten entstehen in Abhängigkeit der Übung und der Ausführungstechnik jedoch Positionsänderungen der Langhantel in mehreren Dimensionen gleichzeitig. So konnte Sandau (2017) bei der Analyse des Bewegungsverlaufs des Standreissens anhand der Betrachtung der Ortskurve nicht nur eine Verschiebung der Langhantel auf der frontalen Ebene (z-Achse) beobachten, sondern auch deutliche Auslenkungen auf der sagittalen Ebene (x-Achse) feststellen. Mehrdimensionale Auslenkungen der Hantelstange könnten die gültige Datenerhebung für die Systeme erschweren (Cormie, McGuigan & Newton, 2010). Da LPTs oder auch das Flex lediglich lineare Bewegungen erfassen, besteht die Möglichkeit einer Unter- oder Überschätzung von den zurückgelegten Strecken und der Bewegungsgeschwindigkeit im Vergleich zu einem dreidimensionalen Bewegungserfassungssystem (Lorenzetti, Lamparter & Lüthy, 2017; Thompson, Rogerson, Dorrell, Ruddock & Barnes, 2020). Des Weiteren besteht bei frei beweglichen Langhantelübungen die Problematik, dass sich die Hantelstange auf der Längsachse verbiegen kann oder um die Longitudinalachse der Athletinnen und Athleten rotiert (Fichtner, 2017; Hales, 2010). Fichtner (2017) erkannte am Punkt der maximalen Durchbiegung der Langhantel die grössten Auslenkungen, die sich zwischen dem Hantelstangenende und der Hantelstangenmitte befanden (Scheitelpunkt). Biegungen und Rotationen der Hantelstange könnten aus messtechnischer Sicht Störfaktoren darstellen, mit denen geschwindigkeitsbasierte Messsysteme bei der Datenerhebung konfrontiert sind.

Wissenschaftliche Studien untersuchten die Validität von Systemen, wobei gleichzeitig andere LPTs zur Referenzmessung verwendet wurden (Balsalobre-Fernández et al., 2016; Balsalobre-Fernández et al., 2017; Balsalobre-Fernández, Marchante, Muñoz-López & Jiménez, 2018; Boehringer & Whyte, 2019; Courel-Ibáñez et al., 2019; García-Ramos, Pérez-Castilla & Martín, 2018; Orange et al., 2019). Beispielsweise erwies sich das Quantum bei einer Untersuchung von Boehringer und Whyte (2019) bei der Übung Bankdrücken zwar als valide ($r > 0.93$, $CV < 8.1\%$). Jedoch verglichen die Autorinnen und Autoren das System mit dem LPT von

Gymaware und nicht mit einem dreidimensionalen Bewegungserfassungssystem. Wie erwähnt ist dieses Vorgehen problematisch, da LPTs unerwünschte Messfehler produzieren können (Courel-Ibáñez et al., 2019; Pérez-Castilla et al., 2019).

Eine weitere mögliche Herausforderung besteht in den vielfältigen Intensitäten, bei denen Athletinnen und Athleten ihre Trainingseinheiten absolvieren (Flanagan & Jovanović, 2014). In Abhängigkeit der Trainingsperiode und der Sportart wird die Langhantel während der Trainingseinheiten in einem weiten Spektrum von Geschwindigkeiten bewegt. Üblicherweise stemmen Gewichtheberinnen und Gewichtheber der Disziplin Powerlifting schwere Gewichtslasten bei tiefen Geschwindigkeiten. Hingegen stemmen Sprinterinnen und Sprinter auch leichte Gewichtslasten bei hohen Geschwindigkeiten. So stellten Helms et al. (2017) bei Kniebeugen mit maximalen Gewichtslasten Langhantelgeschwindigkeiten im Bereich von 0.23 m/s (MV) fest. Hingegen konnten Alemany et al. (2005) bei der Ausführung von Vertikalsprüngen mit Gewichtslasten von 30 % des 1 RMs Langhantelgeschwindigkeiten im Bereich von 2.00 m/s (MV) messen. Insofern besteht der Anspruch an die Systeme, dass sie Geschwindigkeitsänderungen innerhalb von Zentimetern pro Sekunde differenzieren können. Aus messtechnischer Sicht scheinen dafür im Wesentlichen die Aufnahmefrequenz (zeitliche Auflösung) und räumliche Auflösung der Systeme von grosser Bedeutung zu sein (Güllich & Krüger, 2013).

Lake et al. (2019) überprüften die Validität des Push bei der Geschwindigkeitsbestimmung der Langhantel. Dabei beschränkten sich die Autorinnen und Autoren auf Gewichtslasten von 60 und 90 % des 1 RMs der Untersuchungsgruppe. Zwar zeigten sie, dass das Push beim Bankdrücken ein valides System für die Bestimmung der PV ist, jedoch gelten die Erkenntnisse lediglich für zwei spezifische Intensitäten. Weiter haben Dorrell, Moore, Smith und Gee (2019) gezeigt, dass das Gymaware bei der Kniebeuge, dem Bankdrücken und dem Kreuzheben ein valides System zur Bestimmung von kinetischen und kinematischen Parametern ist. Bei 20 der insgesamt 23 Vergleiche mit dem Referenzsystem konnten die Autorinnen und Autoren bei der statistischen Methode der kleinsten Quadrate extrem hohe Korrelationen ($R^2 > 0.91$) feststellen. Die Untersuchungsteilnehmenden absolvierten Wiederholungen mit einer Gewichtslast von 80 % ihres 1 RMs aus, wodurch auch ihre Erkenntnisse lediglich für die erwähnte Intensität gelten. Bei beiden Studien scheint es so, als seien sie methodisch korrekt durchgeführt worden. Jedoch beschränkten sich die Autorinnen und Autoren auf eine oder zwei Intensitäten, was die präzise Evaluation dieser Systeme über das umfassende Last-Geschwindigkeitsprofil verhinderte (Thompson et al., 2020).

Überraschenderweise kombinierten bisher nur wenige Evaluierungsstudien ein dreidimensionales Bewegungserfassungssystem als Referenzsystem mit Übungen, bei denen die

Untersuchungsgruppe frei bewegliche Gewichtslasten stemmte (Dorrell et al., 2019; Lake et al., 2019; Lorenzetti et al., 2017; Mitter et al., 2019; Thompson et al., 2020). Zudem entschieden sich Wissenschaftlerinnen und Wissenschaftler selten für ballistische Übungen und Übungen aus dem olympischen Gewichtheben, obwohl diese in der Trainingspraxis weit verbreitet sind (Lorenzetti et al., 2017, Thompson et al., 2020).

1.3 Ziel und konkrete Fragestellung

Durch den wachsenden Markt im Bereich der geschwindigkeitsbasierten Messsysteme sind regelmässig neue und verbesserte Versionen der Systeme kommerziell erhältlich. Diese scheinen die geschwindigkeitsbasierte Steuerung und Überwachung des Langhanteltrainings zu erleichtern. Um den Ansprüchen von Trainerinnen und Trainer sowie Wissenschaftlerinnen und Wissenschaftler bei den leistungsdiagnostischen Tests oder während Krafttrainingseinheiten gerecht zu werden, müssen die Systeme jedoch eine akzeptable Validität aufweisen und kinematische Parameter gültig aufzeigen, bevor sie in der Trainingspraxis eingesetzt werden. Zwar bestehen für viele Systeme bereits Evaluierungsstudien, jedoch waren die Untersuchungsverfahren dieser Studien teilweise nicht repräsentativ oder wiesen methodische Fehler auf (Courel-Ibáñez et al., 2019; Garnacho-Castaño et al., 2015; Orange et al., 2019; Pérez-Castilla et al., 2019). Zudem bestehen aus messtechnischer Sicht mögliche Störfaktoren wie die mehrdimensionalen Auslenkungen, Biegungen oder Rotationen der Hantelstange (Cormie et al., 2010; Fichtner, 2017; Hales, 2010). Die Datenqualität der Geschwindigkeitsparameter könnte in Abhängigkeit von der Übung, Ausführungstechnik oder Intensität beeinflusst werden. Die Systeme sollten nicht nur bei geführten Übungen unter Verwendung einer Smith Maschine gültige kinematische Parameter aufzeigen, sondern auch bei der Verwendung von frei beweglichen Gewichtslasten. Jedoch ist der Einfluss auf die Datenqualität bei Übungen mit freien Gewichtslasten, bei denen die Langhantel möglicherweise in verschiedenen Ebenen auslenkt, unzureichend erforscht. Studien zur Validität der Systeme bei ballistischen Übungen oder Übungen aus dem Gewichtheben wie dem Standreissen sind selten, obwohl sie in der Trainingspraxis weit verbreitet sind.

Aus diesen Gründen ist das Ziel dieser Masterarbeit, die Validität von kommerziell erhältlichen Systemen bei der Bestimmung der Langhantelgeschwindigkeit im Vergleich mit einem dreidimensionalen Bewegungserfassungssystem zu untersuchen. Sollten Trainerinnen und Trainer sowie Wissenschaftlerinnen und Wissenschaftler ein System anschaffen wollen, können die Ergebnisse dieser Arbeit bei der Entscheidungsfindung möglicherweise hilfreich sein. Hierfür wurde folgende konkrete Fragestellung formuliert:

Wie valide zeigen geschwindigkeitsbasierte Messsysteme verschiedene kinematische Parameter (MV, MPV und PV) bei der Durchführung der Übungen Standreissen, Vertikalsprünge und nicht-ballistische Kniebeugen im Vergleich zu einem dreidimensionalen Bewegungserfassungssystem auf?

2 Methode

In den nächsten Kapiteln werden die Stichprobe, das Untersuchungsdesign sowie das statistische Vorgehen dieser Arbeit vorgestellt.

2.1 Stichprobe

Die Untersuchungsgruppe bestand aus drei Frauen im durchschnittlichen Alter von 24 Jahren ($SD = 2.05$) und 11 Männern von durchschnittlich 28 Jahren ($SD = 4.99$). Die Rekrutierung erfolgte durch Anfragen von Studierenden und Angestellten der Eidgenössischen Hochschule für Sport in Magglingen. Das physische Leistungsniveau der Untersuchungsgruppe sowie allfällige Erfahrungen im Bereich des Krafttrainings wurden bei der Untersuchung nicht berücksichtigt. Um an der Studie teilzunehmen, mussten sich die Studienteilnehmenden zum Zeitpunkt der Untersuchung in gesunder Verfassung befinden. Alle Teilnehmenden stellten sich zur Absolvierung der Messungen freiwillig zur Verfügung. Der Untersuchungsablauf wurde in elektronischer Form zugestellt (siehe Anhang A). Sämtliche Probandinnen und Probanden unterzeichneten eine Einverständniserklärung (siehe Anhang B).

2.2 Untersuchungsdesign

Die Datenerhebung erfolgte für jeden Untersuchungsteilnehmenden zu einem einmaligen Messzeitpunkt. Dazu durchliefen die Untersuchungsteilnehmenden den in Abbildung 1 ersichtlichen Ablauf.

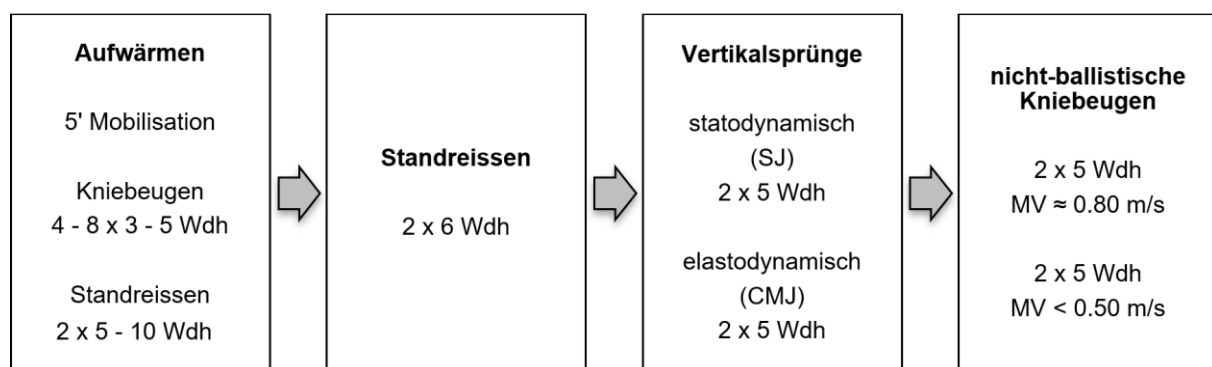


Abbildung 1. Standardisierter Untersuchungsablauf. MV = mittlere konzentrische Geschwindigkeit, Wdh = Anzahl Wiederholungen, SJ = Squat Sprung, CMJ = Countermovement Sprung.

2.2.1 Aufwärmen. Zu Beginn führten die Probandinnen und Probanden während fünf Minuten dynamische Mobilisationsübungen aus, die eine Relevanz für die nachfolgenden Hantelübungen aufwiesen (siehe Anhang A). Den Untersuchungsleitenden lagen keine Informationen zum

Leistungszustand der Untersuchungsgruppe vor. Aus diesem Grund erfolgte die Bestimmung der Höhe der Gewichtslasten für die Kniebeugen im Hauptteil der Untersuchung durch die Anwendung von Erkenntnissen zur Last-Geschwindigkeitsbeziehung, welche während des Aufwärmens gewonnen wurden (Conceição et al., 2016). Die Untersuchungsteilnehmenden absolvierten im zweiten Teil des Aufwärmens fünf bis acht Serien der nicht-ballistischen Kniebeuge unter gleichzeitiger Messung der MV durch den LPT von Gymaware. Während der selbstgewählten Pausendauer wurden die Gewichtslasten nach Bedarf um 2 bis 20 kg erhöht. Betrug die MV in der konzentrischen Phase mehr als 0.50 m/s führten die Untersuchungsteilnehmenden zwei bis drei Wiederholungen innerhalb der jeweiligen Aufwärmserie aus. Bei maximalen Gewichtslasten, wobei die MV unter 0.50 m/s lag, absolvierten die Probandinnen und Probanden lediglich eine Wiederholung. Da die Tiefe der Kniebeuge keinen direkten Einfluss auf den Untersuchungsgegenstand hatte, sollten die Probandinnen und Probanden den Kniegelenkswinkel beim Umkehrpunkt zwischen der exzentrischen und konzentrischen Phase der Bewegung möglichst einheitlich wählen. Die Probandinnen und Probanden notierten den jeweils höchsten MV-Wert jeder Serie zur gehobenen Gewichtslast in einer Tabelle. Anhand dieser Informationen wurden die Gewichtslasten für die im Hauptteil vorgesehenen Geschwindigkeitsbereiche gewählt. Aufgrund der starken Beziehung zwischen der maximal möglichen Bewegungsgeschwindigkeit und der Höhe der Gewichtslast bei der Kniebeuge bot sich dieses einfache Verfahren zur Bestimmung der Intensitätsbereiche für den Hauptteil der Untersuchung an (Conceição et al., 2016). Zum Schluss des Aufwärmens führten die Probandinnen und Probanden zwei Serien an fünf bis zehn Wiederholungen der Übung Standreissen mit der 15 kg Langhantel aus. Die Untersuchungsleitenden instruierten und beaufsichtigten die Probandinnen und Probanden während dem Aufwärmen.

2.2.2 Hauptteil. Während dem gleichzeitigen Einsatz der sechs Systeme und dem dreidimensionalen Bewegungserfassungssystem von Vicon für die Referenzmessungen führten die Probandinnen und Probanden die Übungen Standreissen, Vertikalsprünge (statodynamisch und elastodynamisch) und nicht-ballistische Kniebeugen mit einer selbstgewählten Pausendauer von zwei bis fünf Minuten aus. Bei sämtlichen Serien verwendeten die Probanden eine 15 kg schwere Langhantel (Eleiko, Halmstad, Schweden). Durch die beidseitig an der Langhantel fixierten Seilzüge der Quantum Systeme ergab sich ein Zusatzgewicht von ungefähr 2.5 kg pro Hantelstangenende. Nachdem Herausnehmen der Langhantel aus den Ständern, betraten die Probandinnen und Probanden mit einem Schritt vorwärts einen markierten Punkt auf einer Kraftmessplatte. Danach konnte die Serie gestartet werden. Unabhängig von der Übung oder

Serie wurden die Untersuchungsteilnehmenden angewiesen, die Langhantel mit maximaler Geschwindigkeit in der konzentrischen Phase zu bewegen. Bei einem technischen oder muskulären Versagen wurden die Serien vorzeitig abgebrochen. Sollten die Probandinnen und Probanden pro Serie weniger als drei gültige Wiederholungen geschafft haben, wurde die entsprechende Serie in Absprache zwischen den Übungsleitenden und den Probandinnen und Probanden mit einer geringeren Gewichtslast wiederholt. Ein zertifizierter Langhanteltrainer kontrollierte und bewertete alle Wiederholungen.

Bei der ersten Übung (Standreissen) absolvierten die Probandinnen und Probanden jeweils zwei Serien mit je sechs Wiederholungen. Sie erhielten die Anweisung, die unbeladene Langhantel in einer fließenden Bewegung vom unteren Drittel des Oberschenkels zu beschleunigen, bis sie mit gestreckten Armen leicht hinter dem Kopf stabilisiert werden konnte (siehe Anhang A Untersuchungsablauf). Damit eine Wiederholung als gültig anerkannt wurde, musste die Hantelstange in der konzentrischen Phase jedoch lediglich bis mindestens auf Schulterhöhe beschleunigt, und in einer starren Endposition gehalten werden. Folglich wurden auch Wiederholungen die eher dem Umsetzen als dem Standreissen glichen bei der statistischen Analyse berücksichtigt.

Als zweite und dritte Übung führten die Probandinnen und Probanden je zwei Serien mit fünf Wiederholungen statodynamische Vertikalsprünge (SJ), respektive elastodynamische Vertikalsprünge (CMJ) aus. Während den beiden Serien des SJs verharrten die Probandinnen und Probanden in einer deutlich erkennbaren statischen Position beim Umkehrpunkt zwischen der exzentrischen und konzentrischen Phase (statodynamisch). Um die elastische Energie gänzlich zu eliminieren, erteilte der Übungsleitende ein Startsignal für die Einleitung der konzentrischen Bewegung. Das auditive Kommando «go» erfolgte erst nach einer als gültig zu anerkennenden zwei-sekündigen isometrischen Pause. Dieses Vorgehen ermöglichte den Probandinnen und Probanden die visuelle Kontrolle ihrer Kniebeugentiefe. Die zwei Serien des CMJs führten die Probandinnen und Probanden ohne Pause zwischen der exzentrischen und konzentrischen Phase aus (elastodynamisch). Das Ziel bei den Vertikalsprüngen lag darin, dass die Füße der Untersuchungsteilnehmenden während der konzentrischen Phase den Bodenkontakt aufgrund der explosiven Spannungsentwicklung verlieren. Diese Vorgabe musste auch erfüllt werden, damit eine Wiederholung in den auszuwertenden Datensatz integriert wurde.

Für die vierte und fünfte Übung führten die Probandinnen und Probanden je zwei Serien mit fünf Wiederholungen der nicht-ballistischen Kniebeuge mit mittleren Gewichtslasten ($MV \approx 0.80 \text{ m/s}$), respektive schweren Gewichtslasten ($MV < 0.50 \text{ m/s}$) aus. Wie schon bei den Vertikalsprüngen wurde die Hantelstange auf der oberen Seite der Trapezius Muskeln platziert.

Da die Tiefe der Kniebeuge keinen direkten Einfluss auf den Untersuchungsgegenstand hatte, sollte der Kniegelenkwinkel beim Umkehrpunkt zwischen der exzentrischen und konzentrischen Phase der Bewegung ungefähr einheitlich sein. Eine Wiederholung galt als erfolgreich, wenn die Person im Anschluss an die exzentrische Phase in der Lage war, den gesamten Körper in der Aufwärtsbewegung vollständig zu strecken. Die Gewichtslasten bei den ersten beiden Serien (mittlere Kniebeuge) wurden aufgrund der Geschwindigkeitswerte des Gymawares beim Aufwärmen so gewählt, dass die konzentrische MV der Wiederholungen im Bereich zwischen 0.55 m/s und 0.85 m/s lag. Bei den letzten beiden Serien (schwere Kniebeuge) sollte die konzentrische MV der Wiederholungen unter 0.50 m/s sein. Auch hier wählten die Untersuchungsleitenden die Gewichtslasten aufgrund der Geschwindigkeitswerte des Gymawares aus dem Aufwärmen. Lag die gemessene MV trotzdem ausserhalb vom gewünschten Geschwindigkeitsbereich, wurde die Last entsprechend angepasst und die Serie wiederholt.

2.3 Untersuchungsinstrumente

Das dreidimensionale Bewegungserfassungssystem von Vicon wurde im Labor als Referenzmesssystem eingesetzt. Sechs reflektierende Marker wurden 2 cm ausserhalb vom rechten Hantelstangenende auf dem Flex platziert. Weitere sechs Marker wurden 2 cm ausserhalb vom linken Hantelstangenende auf einem sechskantigen Schnellverschluss angebracht. Die acht im Raum befestigten Kameras (Typ: Vantage 5) erfassten das von den Markern reflektierte Infrarotlicht mit einer Messfrequenz von 100 Hertz. Die zweckmässige Positionierung der Kameras ermöglichte eine dreidimensionale Erfassung der Marker-Koordinaten. Das System wurde von einem Antec Workboy Computer (Antec, Taipeh, Taiwan) über das Vicon Nexus Softwareprogramm (Vicon, Nexus 2.9.0, Oxford, England) gesteuert und vor sowie nach jeder halbtägigen Messsession vollständig kalibriert.

Die Abbildung 2 zeigt den Laboraufbau mit den getesteten Systemen und deren Positionen an der Hantelstange. Die Spezifikationen zu den sechs getesteten Systemen sind in der Tabelle 1 beschrieben. Die Softwares der Systeme wurden mit iPads (Apple, Cupertino, USA) betrieben. Sämtliche Systeme wurden vor der Durchführung der Studie gemäss den Herstellerangaben installiert und kalibriert. Verschiedene Fachleute aus dem sportwissenschaftlichen Bereich bedienten die Systeme und gewährleisteten eine fehlerfreie Datenerhebung.



Abbildung 1. Geschwindigkeitsbasierte Messsysteme. 1 = Gymaware, 2 = Quantum, 3 = Speed4lifts, 4 = Vmaxpro, 5 = Push, 6 = Flex.

Tabelle 1
Spezifikationen der untersuchten Systeme

System	Technologie	Abtastrate	Fixierungspunkt
1 Gymaware	Linearer Weggeber (optischer Kodierer)	50 Hz	36.3 cm innerhalb des rechten Hantelstangen- endes mit der herstellereigenen Haltekabelbe- festigung
2 Quantum	Linearer Weggeber (optischer Kodierer)	333 Hz	Je 20.5 cm innerhalb der Hantelstangenenden mit der herstellereigenen Befestigung über am Boden fixierte Umlenkrollen
3 Speed4lifts	Linearer Weggeber (optischer Kodierer)	100 Hz	36.3 cm innerhalb des linken Hantelstangen- endes mit der herstellereigenen Haltekabelbefesti- gung
4 Vmaxpro	Elektronisches Inertialsystem (Beschleunigungssensor)	200 Hz	42.5 cm innerhalb des linken Hantelstangen- endes mit der herstellereigenen umschnallbaren Befestigungsvorrichtung
5 Push	Elektronisches Inertialsystem (Beschleunigungssensor)	200 Hz	41.5 cm innerhalb des rechten Hantelstangen- endes mit der herstellereigenen umschnallba- ren Befestigungsvorrichtung
6 Flex	Lasersystem (optischer Laser)	50 Hz	2 cm ausserhalb des rechten Hantelstangen- endes mit der herstellereigenen magnetischen Be- festigung

Anmerkung. Hz = Hertz.

2.4 Datenanalyse

In den nachfolgenden Unterkapiteln wird die Datenaufbereitung sowie die statistischen Analysen der vorliegenden Arbeit vorgestellt.

2.4.1 Datenaufbereitung. Die Aufbereitung der Daten des Referenzsystems von Vicon erfolgte mit Hilfe der Software Nexus (Vicon Nexus 2.9.0, Oxford, England). Der Softwareanwender entwarf für sämtliche als gültig anerkannten Wiederholungen die Trajektorien der auf der Hantelstange platzierten Marker. Sofern nötig wurden Markerlücken mit passenden Funktionen aus der in Nexus vorhandenen Funktionspalette gefüllt. Danach wurden alle Markertrajektorien mit dem im Nexus enthaltenen Woltring-Filter (Filtermodus: GCV) geglättet und schliesslich mit einem für diese Studie geschriebenen Python-Skript ausgewertet und parametrisiert.

Die Schlüsselschritte im Python-Skript waren folgende:

1. Die Trajektorien beider Hantelstangenenden wurden als Mittelwert aller sechs oder zwei gegenüberliegenden Marker ermittelt.
2. Für jedes getestete System wurde die Trajektorie des Fixierungspunktes basierend auf der Position des Systems an der Hantelstange (Distanz vom Hantelstangenende) und die virtuelle Linie zwischen den in Schritt 1 ermittelten Hantelstangenenden erstellt.
3. Die resultierende dreidimensionale Geschwindigkeit jedes Systemfixierungspunktes, sowie der Hantelstangenendpunkte und des Hantelstangenmittelpunktes (Hantelstangenfixpunkte), wurden berechnet. Die Geschwindigkeitssignale entsprachen der ersten Ableitung der Trajektorie und wurden mit der in Nexus integrierten Python-Funktion «GetSplineResults» ermittelt.
4. Für jede Wiederholung, Systemfixierungspunkt und Hantelfixpunkt wurden die Start- und Endzeitpunkte der konzentrischen und konzentrisch-propulsiven Phasen identifiziert.
 - a. Der Startzeitpunkt einer Wiederholung wurde als der letzte Messzeitpunkt definiert, bevor der Punkt eine positive vertikale Geschwindigkeit aufwies. Weil sich die automatische Identifizierung dieses Zeitpunktes beim Standreissen als weniger reliabel herausstellte, wurde der Startzeitpunkt für diese Übung als der letzte Messzeitpunkt definiert, bei der die vertikale Geschwindigkeit kleiner oder gleich 0.05 m/s und die vertikale Beschleunigung kleiner oder gleich 5 m/s² war.
 - b. Der Endzeitpunkt der konzentrischen Phase wurde als der erste Messzeitpunkt definiert, bei dem die vertikale Geschwindigkeit weniger als 0.05 m/s betrug.
 - c. Der Endzeitpunkt der konzentrisch-propulsiven Phase wurde als der erste von zwei aufeinanderfolgenden Messzeitpunkten definiert, bei der die vertikale Beschleunigung weniger als 9.81 m/s² betrug.
5. Für jede Wiederholung, Systemfixierungspunkt und Hantelfixpunkt, wurde die MV und MPV als Mittelwert aller Geschwindigkeitswerte in der entsprechenden Phase, sowie die PV als der höchste Wert in der konzentrischen Phase ermittelt.

Schliesslich wurden die Geschwindigkeitsparameter sowohl für jedes System als auch für die Hantelstangenmitte in einer Excel-Datei (Microsoft Excel 2011, Microsoft Corporation, Redmond, USA) exportiert.

Die Geschwindigkeitsparameter der getesteten Systeme wurden ohne eine zusätzliche Datenbearbeitung aus den Herstellerapplikationen exportiert oder manuell in eine Excel-Datei eingetragen. Danach wurden die Geschwindigkeitsparameter der getesteten Systeme entsprechend

der Probandinnen und Probanden, der Serien und der Wiederholungen den Geschwindigkeitsparametern des Referenzsystems in einer Tabelle zugeordnet, und anschliessend statistisch verglichen.

2.4.2 Statistische Analysen. Das Ziel dieser Arbeit ist es, die Validität der geschwindigkeitsbasierten Messsysteme Gymaware, Push, Speed4lifts, Quantum, Vmaxpro und Flex basierend auf einer Kombination von komparativen Statistiken zu prüfen.

In einem ersten Schritt wurden Ausreisser visuell anhand eines Streudiagramms überprüft. Als Ausreisser galten Werte, die ≥ 2 Standardabweichungen vom mittleren Residual abwichen. Um zu überprüfen, ob der Ausreisser auf einen experimentellen Fehler zurückzuführen war, wurden Grafiken erstellt, in welchen der Beginn und das Ende der konzentrischen Phase einer Wiederholung anhand der vertikalen Verschiebung der Langhantel abgebildet war. Zur Veranschaulichung ist eine Grafik einer Serie der nicht-ballistischen Kniebeuge im Anhang C dargestellt. Sofern das Referenzsystem von Vicon den Zeitpunkt für den Beginn oder das Ende der konzentrischen Phase offensichtlich zu früh oder zu spät erfasste, wurde der betroffene Wert der fehlerhaften Wiederholung aus der statistischen Analyse ausgeschlossen.

Danach erfolgten bei sämtlichen durchgeführten Übungen Vergleiche zwischen den von den Systemen gemessenen Geschwindigkeitsparametern und den Geschwindigkeitsparametern, die das Referenzsystem für den Fixierungspunkt desselben Systems bereitstellte. Um den generellen Zusammenhang zwischen den Systemen und dem Referenzsystem zu prüfen, wurden zuerst Pearson Korrelationen mit einem 90 % Konfidenzintervall (KI) berechnet. Der Variationskoeffizient mit einem 90 % KI berechnete das relative Streuungsmass. Als Nächstes wurden lineare Regressionsanalysen, mit einem getesteten System und dem Referenzsystem als unabhängige, beziehungsweise abhängige Variable, durchgeführt. Der Standardschätzfehler der Regression wurde als Mass für die allgemeine Präzision betrachtet. Danach wurde für jedes System eine Kalibrationsgleichung erstellt und anhand dieser mögliche konstante oder proportionale Verzerrungen der Geschwindigkeitsparameter identifiziert. Anders als bei der für die Standardschätzfehler beziehungsweise für die Präzision verwendeten linearen Regressionsanalyse, wurde die Steigung der Kalibrationsgleichung nach der Theil-Sen Methode erstellt (Theil, 1950; Sen, 1968). Dieses non-parametrische Verfahren ermöglicht eine Schätzung einer Regressionssteigung, welche Robust gegen eine Minderheit an stark abweichenden Datenpunkten ist, indem der Median der Steigungen aller Linien durch Punktpaare genommen wird (siehe Abbildung 3) (Wilcox, 2001). Der y-Achsenabschnitt der Kalibrationsgleichung wurde auf analoge Weise wie der Median der y-Achsenabschnitte aller Linien durch Punktpaare erstellt. Für

die Steigung und den y-Achsenabschnitt wurde jeweils ein 90% KI berechnet. Sofern das 90 % KI des y-Achsenabschnittes nicht «0» beinhaltete, deutete dies auf konstante Messfehler des Systems bei der Bestimmung der Bewegungsgeschwindigkeit hin. Sollte das 90 % KI der Steigung nicht «1» beinhalten, war dies ein Hinweis für proportionale Messfehler. Das Vorliegen eines proportionalen Messfehlers zeigt an, dass die Messwerte nicht gleichmässig über den gesamten Messbereich verteilt sind. Die abschliessende qualitative Prüfung der Systeme erfolgte aufgrund von definierten Grenzwerten im Zusammenhang mit den Pearson Korrelationen und den Variationen. Bei einem Korrelationskoeffizienten von $r > 0.85$ galt das System als mässig valide, bei einem Korrelationkoeffizienten von $r > 0.95$ als sehr valide (Mitter et al., 2019). Zudem musste ein System einen Variationskoeffizienten von weniger 10 % für eine mässig valide Beurteilung aufweisen, und einen Variationskoeffizienten von weniger als 5 % für die Beurteilung als sehr valide.

Die Berechnung und Interpretation der Korrelationen nach Pearson erfolgte mit Hilfe einer speziell angefertigten Excel-Tabellenkalkulation, welche den Richtlinien einer Validitätsanalyse von Hopkins und Batterham (2017) entsprechen. Eine Microsoft Excel Datei wurde auch für die Berechnung der Variationskoeffizienten und des Standardschätzfehlers in Meter pro Sekunde (m/s) benutzt. Die Erstellung der Kalibrationsgleichungen mit der Theil-Sen Schätzung erfolgte mit einem speziell angefertigten Python-Skript, welches unter anderem die im `scipy.stats`-Paket enthaltene `theilslopes`-Funktion benutzte.

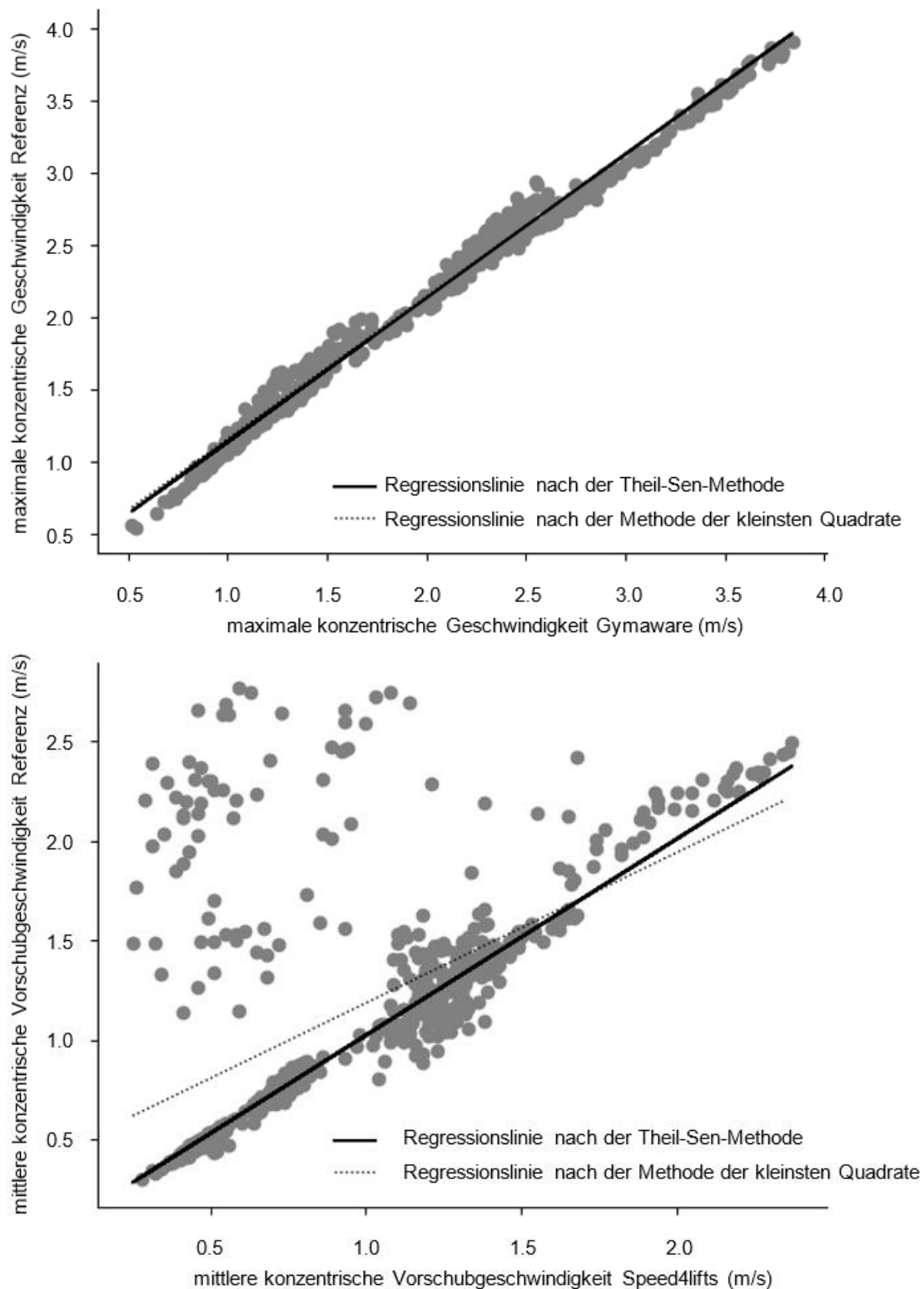


Abbildung 2. Beispieldarstellungen der Regressionslinien, die als Basis für die Kalibrationsgleichungen dienten. Die Steigungen der Linien wurden nach der Theil-Sen-Methode und die y-Achsenabschnitte in analoger Weise generiert. Zum Vergleich ist im unteren Bild auch eine Regressionslinie erkennbar, die nach der gewöhnlichen Methode der kleinsten Quadrate generiert wurde. Wie die Beispiele zeigen, geben die Theil-Sen Linien entweder dieselbe (oberes Bild) oder eine realistischere Kalibrationsgleichung her, die nicht von einer Minderheit von Ausreißern verzerrt wird (unteres Bild).

3 Resultate

Elf Probandinnen und Probanden führten jeweils zwei Serien mit der geforderten Anzahl Wiederholungen bei den Übungen SJ, CMJ, Kniebeugen mit einer MV von ungefähr 0.80 m/s und Kniebeugen mit einer MV von weniger als 0.50 m/s aus. Drei Probandinnen und Probanden führten lediglich eine Serie mit der geforderten Anzahl Wiederholungen bei allen Übungen aus. Bei der Übung Standreissen waren einigen Probandinnen und Probanden nicht in der Lage, die Hantelstange bis mindestens auf die Schulterhöhe zu bewegen. Die Datenwerte der Wiederholungen, welche dieses definierte Kriterium für die Anerkennung im Datensatz nicht erreichten, wurden von den statistischen Analysen ausgeschlossen. Aus ungeklärten Gründen unterbrachen einige Systeme teilweise mit der Aufzeichnung der Bewegungsgeschwindigkeit während der Datenerhebung. Zudem wurden vereinzelt Wiederholungen aus erklärbaren Gründen, wie einem Fehler beim Referenzwert, von der Datenanalyse ausgeschlossen. Aus diesen Gründen variierte die analysierte Anzahl Wiederholungen im Datensatz für jedes System. In der Tabelle 2 ist die exakte Anzahl durchgeführte, vom System nicht erfasste, ausgeschlossene und analysierte Wiederholungen für jedes System ersichtlich. Der finale Datensatz zählte je nach System zwischen 622 und 701 analysierte Wiederholungen. Bei der Übung Standreissen wurden je nach System und Geschwindigkeitsparameter zwischen 96 und 158 Wiederholungen analysiert, beim SJ zwischen 119 und 132 Wiederholungen, beim CMJ zwischen 136 und 138 Wiederholungen, bei der mittleren Kniebeuge zwischen 135 und 140 Wiederholungen, und bei der schweren Kniebeuge zwischen 103 und 138 Wiederholungen. Da die zwei untersuchten Quantum Systeme nahezu die identischen Anzahl Wiederholungen und statistische Kennzahlen aufzeigten, wurden ihre Daten in der statistischen Analyse zusammengeführt. Aus diesem Grund zählte der Datensatz für das Quantum beinahe die doppelte Anzahl an gültigen Wiederholungen.

Beim gemeinsamen Vergleich von sämtlichen Übungen mit dem Referenzsystem erreichte das Gymaware bei der Bestimmung der MV ($r = 0.99$, $CV = 4.6\%$) und der PV ($r = 1.00$, $CV = 4.1\%$) die als sehr valide definierten Grenzwerte für die Korrelations- und Variationskoeffizienten. Bei der isolierten Analyse des SJs erreichte das Gymaware bei der Bestimmung der MV die Grenzwerte für eine mässige Validität ($r = 0.93$, $CV = 4.8\%$). Ebenfalls wies der LPT auch bei der Bestimmung der MV ($r = 0.90$, $CV = 3.4\%$) und der PV ($r = 0.88$, $CV = 2.3\%$) des CMJs eine mässige Validität auf.

Das Vmaxpro wies bei der Messung der PV und der MV für sämtliche Übungen gemeinsam analysiert extrem hohe Korrelationskoeffizienten ($r > 0.98$) auf. Das Vmaxpro erhielt aufgrund

der Variationskoeffizienten (MV: $CV = 5.7 \%$; PV: $CV = 5.5 \%$) insgesamt die Beurteilung als mässig valide. Hingegen erreichte das System bei der isolierten Analyse des Standreissens ($r = 0.99$, $CV = 2.3 \%$), des SJs ($r = 0.95$, $CV = 3.3 \%$) und des CMJs ($r = 0.96$, $CV = 2.7 \%$) bei der Bestimmung der PV die Beurteilung als sehr valide. Zudem wies es bei der Bestimmung der MV für die nicht-ballistische Kniebeuge mit einer MV von ungefähr 0.80 m/s die Beurteilung als sehr valide aus ($r = 0.96$, $CV = 2.4 \%$).

Das Quantum erreichte bei der gemeinsamen und isolierten Analyse sämtlicher Übungen bei der Bestimmung der PV die Beurteilung als sehr valide ($r = 1.00$, $CV = 3.4 \%$). Bei der Bestimmung der MV wies das Quantum bei allen Übungen gemeinsam analysiert einen sehr hohen Korrelationskoeffizienten ($r = 0.97$) auf. Hingegen fiel der Variationskoeffizient unter den als mässig valide definierten Grenzwert ($CV = 10.2 \%$). Bei der isolierten Analyse des SJs ($r = 0.90$, $CV = 5.7 \%$) und CMJs ($r = 0.89$, $CV = 3.7 \%$) erreichte es bei der Bestimmung der MV jedoch die Beurteilung als mässig valide. Bei den nicht-ballistischen Kniebeugen mit einer MV von ungefähr 0.80 m/s ($r = 0.98$, $CV = 1.6 \%$) und einer MV von weniger als 0.50 m/s ($r = 0.98$, $CV = 2.7 \%$) erreichte das Quantum bei der Bestimmung der MV die Beurteilung als sehr valide.

Das Push wies bei der Messung der MV ($r = 0.97$) und der PV ($r = 0.98$) für sämtliche Übungen gemeinsam analysiert sehr hohe Korrelationskoeffizienten auf. Das System erhielt aufgrund der Variationskoeffizienten (MV: $CV = 9.6 \%$; PV: $CV = 7.7 \%$) insgesamt die Beurteilung als mässig valide. Bei der isolierten Analyse des CMJs und der beiden Intensitäten der nicht-ballistischen Kniebeugen erreichte es nicht die Grenzwerte für eine mässig valide Beurteilung bei der Bestimmung der MV und PV ($r = 0.67 - 0.82$, $CV = 4.8 - 10.1$).

Auch das Flex wies bei der Messung der MV ($r = 0.96$) und der PV ($r = 0.97$) für sämtliche Übungen gemeinsam analysiert sehr hohe Korrelationskoeffizienten auf. Das System erhielt aufgrund der Variationskoeffizienten (MV: $CV = 9.4$; PV: $CV = 9.2$) insgesamt die Beurteilung als mässig valide. Bei der isolierten Analyse der nicht-ballistischen Kniebeuge mit einer MV von weniger als 0.50 m/s erreichte es bei der Bestimmung der MV ($r = 0.94$, $CV = 3.7 \%$) und PV ($r = 0.87$, $CV = 9.8 \%$) die Beurteilung als mässig valide. Eine mässig valide Beurteilung wies es auch bei der Bestimmung der PV für das Standreissen auf ($r = 0.90$, $CV = 6.7 \%$).

Das Speed4lifts erreichte bei der Bestimmung der MPV ($r = 0.59$, $CV = 48.1 \%$) und der PV ($r = 0.80$, $CV = 23.2 \%$) nicht die Grenzwerte für eine mässig valide Beurteilung. Mindestens eine mässig valide Beurteilung erreichte das System jedoch bei der Bestimmung der MPV und der PV bei beiden Intensitäten der nicht-ballistischen Kniebeuge ($r = 0.90 - 0.97$, $CV = 3.8 - 4.4$).

Für sämtliche Übungen gemeinsam analysiert wurde basierend auf der Summe der Korrelationskoeffizienten (höchste) und Variationskoeffizienten (tiefste) für die Bestimmung von beiden Geschwindigkeitsparametern eine Gesamtrangierung erstellt, bei der die Reihenfolge wie folgt lautete: 1. Gymaware, 2. Vmaxpro, 3. Quantum, 4. Push, 5. Flex und 6. Speed4lifts.

Bei der Bestimmung der MV oder der MPV wiesen die sechs geprüften Systeme Standardschätzfehler im Bereich von 0.06 bis 0.47 m/s für alle Übungen gemeinsam analysiert auf. Bei der Bestimmung der PV lagen die Standardschätzfehler im Bereich von 0.07 bis 0.47 m/s. Die Resultate für die Korrelations- und Variationskoeffizienten, sowie die Standardschätzfehler sind in den Tabellen 3 und 4 dargestellt. Die Resultate für die isolierten Analysen der einzelnen Übungen pro System sind im Anhang D dargestellt.

Bis auf die PV des Gymawares zeigten sich bei allen Systemen für beide Geschwindigkeitsparameter proportionale Messfehler. Konstante Messfehler zeigten sich für beide Geschwindigkeitsparameter beim Gymaware, Quantum, Push und Vmaxpro. Beim Flex konnten zwar für die PV konstante Messfehler festgestellt werden, jedoch nicht für den Parameter der MV. Die MPV und PV des Speed4lifts zeigten keine konstanten Messfehler auf. Die Resultate für die Regressionsanalysen nach der Theil-Sen Methode sind in der Tabelle 5 ersichtlich. Zusätzlich sind im Anhang E diese Regressionsanalysen für jedes System als Streudiagramme dargestellt.

Tabelle 2

Beschreibung des Datensatzes

System	Parameter	Durchgeführte Wdh (<i>n</i>)		Nicht erfasste Wdh (<i>n</i> [%])		Ausgeschlossene Wdh (<i>n</i>)		Analysierte Wdh (<i>n</i>)	
		Alle Übungen	Minimum bis Maximum einzelner Übungen	Alle Übungen	Minimum bis Maximum einzelner Übungen	Alle Übungen	Minimum bis Maximum einzelner Übungen	Alle Übungen	Minimum bis Maximum einzelner Übungen
Gymaware	MV	724	136 - 171	4 (1 %)	0 - 3 (0 - 2 %)	33	4 - 21	687	128 - 147
	PV	724	136 - 171	4 (1 %)	0 - 3 (0 - 2 %)	19	0 - 11	701	129 - 157
Quantum	MV	1448	272 - 342	3 (0 %)	0 - 2 (0 - 1 %)	72	2 - 42	1373	255 - 300
	PV	1448	272 - 342	3 (0 %)	0 - 2 (0 - 1 %)	34	0 - 22	1411	260 - 320
Speed4lifts	MPV	724	136 - 171	42 (6 %)	1 - 26 (1 - 15 %)	33	0 - 23	649	122 - 136
	PV	724	136 - 171	42 (6 %)	1 - 26 (1 - 15 %)	17	0 - 11	665	128 - 136
Vmaxpro	MV	724	136 - 171	35 (5 %)	0 - 30 (0 - 22 %)	37	1 - 22	652	103 - 146
	PV	724	136 - 171	35 (5 %)	0 - 30 (0 - 22 %)	21	0 - 10	668	104 - 158
Push	MV	724	136 - 171	25 (3 %)	0 - 18 (0 - 11 %)	34	0 - 21	665	128 - 138
	PV	724	136 - 171	25 (3 %)	0 - 18 (0 - 11 %)	17	0 - 10	682	132 - 142
Flex	MV	724	136 - 171	73 (10 %)	0 - 58 (0 - 34 %)	29	0 - 17	622	96 - 140
	PV	724	136 - 171	73 (10 %)	0 - 58 (0 - 34 %)	21	0 - 12	630	101 - 140

Anmerkung. Die Daten entsprechen der Anzahl Wiederholungen. Nicht erfasste Wdh = Wiederholungen die ein System aus ungeklärten Gründen nicht aufzeichnete. Ausgeschlossene Wdh = Wiederholungen die aus erkläraren Gründen (z.B. ein Fehler beim Referenzwert) von der Datenanalyse ausgeschlossen wurden. MV = mittlere konzentrische Geschwindigkeit. MPV = mittlere konzentrische Vorschubgeschwindigkeit. PV = maximale konzentrische Geschwindigkeit.

Tabelle 3

Korrelation, Variation und Standardschätzfehler für die mittlere konzentrische Geschwindigkeit (MV) der sechs Systeme im Vergleich mit dem Referenzsystem

System	Rang	Pearsons r		Variationskoeffizient CV (%)		Standardschätzfehler SEE (m/s)	
		Alle Übungen [90 % KI]	Variationsbreite einzelner Übungen	Alle Übungen [90 % KI]	Variationsbreite einzelner Übungen	Alle Übungen [90 % KI]	Variationsbreite einzelner Übungen
Gymaware	1	0.993 [0.992, 0.994]	0.901 - 0.979	4.6 [4.4, 4.8]	2.0 - 4.8	0.060 [0.057, 0.063]	0.012 - 0.076
Vmaxpro	2	0.989 [0.987, 0.990]	0.935 - 0.956	5.7 [5.5, 6.0]	2.4 - 7.5	0.077 [0.074, 0.081]	0.018 - 0.127
Push	3	0.972 [0.968, 0.975]	0.796 - 0.896	9.6 [9.2, 10.1]	4.8 - 9.9	0.121 [0.115, 0.126]	0.028 - 0.167
Flex	4	0.961 [0.956, 0.966]	0.810 - 0.944	9.4 [8.9, 9.8]	3.7 - 11.2	0.122 [0.117, 0.128]	0.017 - 0.180
Quantum	5	0.970 [0.967, 0.972]	0.893 - 0.980	10.2 [9.8, 10.5]	1.6 - 10.4	0.128 [0.124, 0.128]	0.012 - 0.161
Speed4lifts	6	0.594 [0.550, 0.635]	0.244 - 0.925	48.1 [45.6, 51.0]	4.0 - 22.8	0.470 [0.449, 0.493]	0.021 - 0.392

Anmerkung. Auflistung der Systeme basierend auf der Summe der Rangierungen für r (höchste) und CV (tiefste). Zuoberst = 1. Rang, zuunterst = 6. Rang.

Tabelle 4

Korrelation, Variation und Standardschätzfehler für die mittlere konzentrische Geschwindigkeit (PV) der sechs Systeme im Vergleich mit dem Referenzsystem

System	Rang	Pearsons r		Variationskoeffizient CV (%)		Standardschätzfehler SEE (m/s)	
		Alle Übungen [90 % KI]	Variationsbreite einzelner Übungen	Alle Übungen [90 % KI]	Variationsbreite einzelner Übungen	Alle Übungen [90 % KI]	Variationsbreite einzelner Übungen
Quantum	1	0.996 [0.996, 0.996]	0.978 - 0.998	3.4 [3.3, 3.5]	0.9 - 3.0	0.068 [0.066, 0.070]	0.029 - 0.056
Gymaware	2	0.995 [0.994, 0.995]	0.950 - 0.998	4.1 [3.9, 4.3]	1.0 - 3.6	0.078 [0.074, 0.081]	0.032 - 0.112
Vmaxpro	3	0.989 [0.987, 0.990]	0.922 - 0.987	5.5 [5.3, 5.8]	2.3 - 6.1	0.111 [0.106, 0.116]	0.065 - 0.079
Push	4	0.979 [0.976, 0.982]	0.790 - 0.955	7.7 [7.4, 8.1]	5.0 - 10.1	0.151 [0.145, 0.158]	0.112 - 0.148
Flex	5	0.965 [0.960, 0.969]	0.603 - 0.897	9.2 [8.8, 9.7]	5.8 - 9.9	0.181 [0.173, 0.190]	0.112 - 0.183
Speed4lifts	6	0.795 [0.770, 0.817]	0.116 - 0.974	23.2 [22.1, 24.4]	3.8 - 16.4	0.465 [0.445, 0.487]	0.043 - 0.463

Anmerkung. Auflistung der Systeme basierend auf der Summe der Rangierungen für r (höchste) und CV (tiefste). Zuoberst = 1. Rang, zuunterst = 6. Rang.

Tabelle 5

Parameter der Kalibrationsgleichungen

System	Parameter	Steigung [90 % KI]	Y-Achsenabschnitt [90 % KI]
Gymaware	MV	1.027 [1.020, 1.034]	- 0.030 [- 0.037, - 0.023]
	PV	0.995 [0.989, 1.002]	0.140 [0.126, 0.154]
Vmaxpro	MV	1.077 [1.069, 1.084]	- 0.024 [-0.032, - 0.015]
	PV	0.975 [0.964, 0.987]	0.214 [0.194, 0.235]
Quantum	MV	1.032 [1.024, 1.039]	- 0.024 [- 0.040, - 0.009]
	PV	1.022 [1.015, 1.029]	0.106 [0.094, 0.118]
Push	MV	1.139 [1.125, 1.154]	- 0.063 [- 0.077, - 0.049]
	PV	1.167 [1.152, 1.182]	0.031 [0.010, 0.052]
Flex	MV	1.020 [1.006, 1.034]	- 0.012 [- 0.030, 0.006]
	PV	1.076 [1.055, 1.097]	0.093 [0.068, 0.119]
Speed4lifts	MPV	1.037 [1.017, 1.057]	- 0.010 [- 0.078, 0.058]
	PV	1.131 [1.116, 1.146]	0.019 [- 0.069, 0.107]

Anmerkung. Die Berechnung der Steigung erfolgte nach der Theil-Sen Schätzmethode und die Berechnung des y-Achsenabschnitts auf analoge Weise (Details im Abschnitt 3.4.2). Die wahre Geschwindigkeit lässt sich mit der folgenden Gleichung ausrechnen: Wahre Geschwindigkeit = Steigung * gemessene Geschwindigkeit + y-Achsenabschnitt. MV = mittlere konzentrische Geschwindigkeit, MPV = mittlere konzentrische Vorschubgeschwindigkeit, PV = maximale konzentrische Geschwindigkeit.

4 Diskussion

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, die Validität von sechs Systemen für die Geschwindigkeitsbestimmung der Langhantel bei Übungen mit frei beweglichen Gewichtslasten zu prüfen. In den nachfolgenden Kapiteln werden die Haupteigenschaften für jedes System einzeln in der Reihenfolge der Gesamttrangierung diskutiert. Abschliessend werden die Stärken und Schwächen dieser Arbeit berichtet, sowie ein Ausblick auf mögliche weiterführende Fragestellungen beschrieben.

4.1 Gymaware

In dieser Masterarbeit erreichte das Gymaware in der isolierten und gemeinsamen Analyse der Übungen jeweils eine sehr valide Beurteilung. Lediglich bei der Analyse der Vertikalsprünge erzielte dieser LPT eine mässig valide Beurteilung. Übereinstimmend mit verschiedenen Studien, bei denen die Probandinnen und Probanden Übungen mit frei beweglichen Gewichtslasten ausführten, wurden für das Gymaware ebenfalls die validesten Kennwerte beobachtet (Dorrell et al., 2019; Thompson et al., 2020). Diese Tatsache erstaunt also nicht, da das Gymaware bei einer Studie von Thompson et al. (2020) im Vergleich mit fünf weiteren Systemen die stärksten Zusammenhänge ($R^2 > 0.93$) und die geringsten Variationskoeffizienten ($CV < 11.4\%$) aufwies. Zudem stellten die Autorinnen und Autoren ebenfalls keine proportionalen Messfehler für das Gymaware bei der Messung der PV fest. Die Untersuchungsgruppe führte die Übungen Umsetzen und Kniebeuge mit Gewichtslasten von 40 bis 100 % des 1 RMs aus. Dorrell et al. (2019) zeigten ebenfalls, dass das Gymaware bei der Kniebeuge ein valides System zur Bestimmung von kinematischen Parametern darstellt. Bei den Vergleichen mit dem Referenzsystem stellten die Autorinnen und Autoren bei der statistischen Methode der kleinsten Quadrate R^2 -Werte von mindestens 0.99 feststellen. Wie die bereits erwähnten Studien entschieden sich auch Lorenzetti et al. (2017) während ihrer Untersuchung für die Referenzmessung mit einem dreidimensionalen Bewegungserfassungssystem. Ähnlich wie in dieser Masterarbeit führten die Probandinnen und Probanden ebenfalls nicht-ballistische Kniebeugen und Vertikalsprünge durch. Bei der isolierten Analyse der beiden Übungen stellten die Autorinnen und Autoren zwar starke Korrelationen für beide Geschwindigkeitsparameter fest (MV: $r > 0.77$; PV: $r > 0.84$), jedoch sind die Korrelationen des Gymawares in dieser Masterarbeit sowohl für die ballistischen Übungen als auch für die klassischen Kniebeugen deutlich stärker (MV: $r > 0.90$; PV: $r > 0.87$). Diese abweichenden Werte könnten möglicherweise mit den unterschiedlich gewählten Konfigurationen bei der Referenzmessung mit dem Vicon zusammenhängen. In dieser

Masterarbeit wurden die Trajektorien mit Hilfe von insgesamt zwölf Markern für jedes System anhand seiner exakten Platzierung auf der Langhantel separat bestimmt. Lorenzetti et al. (2017) schätzten die Trajektorien des Hantelmittelpunktes mit Hilfe von lediglich zwei Markern, die an beiden seitlichen Enden der Langhantel angebracht waren. Durch die Erstellung eines virtuellen Referenzmesspunktes auf der Langhantelmitte wird der verzerrende Einfluss von mehrdimensionalen Auslenkungen nicht berücksichtigt (Mitter et al., 2019).

Anwenderinnen und Anwendern des Gymawares sollten sich der Tatsache bewusst sein, dass die Geschwindigkeitsschätzungen bei Übungen mit frei beweglichen Gewichtslasten geringfügig zu hoch oder zu tief ausfallen könnten. Insgesamt scheint das System für die geschwindigkeitsbasierte Trainingsüberwachung und -steuerung beim dynamischen Langhanteltraining sehr geeignet zu sein.

4.2 Vmaxpro

Die Resultate zeigten, dass das Vmaxpro für alle Übungen gemeinsam betrachtet bei der Bestimmung der Langhantelgeschwindigkeit mässig valide ist. Die relevanten statistischen Kennzahlen des Vmaxpros waren gegenüber den Kennzahlen des anderen geprüften IMUs (Push) geringfügig besser. Es erzielte im Gegensatz zum Push auch bei der isolierten Analyse aller Übungen mindestens eine mässig valide Beurteilung. Zudem liessen sich für das Vmaxpro gegenüber dem Push geringere proportionale und systematische Messfehler erkennen. Das Vmaxpro erreichte die Grenzwerte für eine sehr valide Beurteilung für alle Übungen gemeinsam analysiert eher knapp nicht und reihte sich für beide Geschwindigkeitsparameter gemeinsam analysiert insgesamt auf dem zweiten Rang direkt hinter dem Gymaware ein. Ein möglicher Grund für die etwas schlechtere Validität dieses IMUs gegenüber dem Gymaware könnte dadurch begründet werden, dass hier Übungen mit frei beweglichen Gewichtslasten analysiert wurden. Zwar erfassen IMUs dreidimensionale Bewegungen, jedoch wird die Datenqualität im Gegensatz zu LPTs möglicherweise vermehrt durch die Hantelstangenrotationen beeinflusst (Comstock et al., 2011). Bei einer Validierungsstudie des Vmaxpros wurden bei der Übung CMJ für beide Geschwindigkeitsparameter sogar noch stärkere Korrelationen ($r = 0.98$) und geringere Standardschätzfehler ($SEE < 0.09$ m/s) festgestellt (Olovsson Ståhl & Öhrner, 2020). Die unterschiedlichen Resultate könnten damit begründet werden, dass die Autorinnen und Autoren für die Referenzmessungen einen LPT und kein dreidimensionales Bewegungserfassungssystem einsetzten.

In dieser Masterarbeit unterschätzte das Vmaxpro die Geschwindigkeitsparameter gegenüber dem Referenzsystem über die gesamte Bandbreite von Übungen. Grundsätzlich sollten sich

Trainerinnen und Trainer diesen auftretenden Verzerrungen bei der Bestimmung der Langhantelgeschwindigkeit bewusst sein. Trotz dieser Einschränkung scheint das Vmaxpro mindestens ein einigermaßen geeignetes System für die geschwindigkeitsbasierte Trainingssteuerung und -überwachung darzustellen.

4.3 Quantum

Beim Vergleich des Quantums mit den fünf geprüften Systemen zeigten sich für den Geschwindigkeitsparameter PV für die gemeinsame Analyse der Übungen die höchsten Korrelationen und geringsten Variationskoeffizienten, wodurch das System bei der Messung der PV in dieser Masterarbeit das valideste darstellte. Auch Boehringer und Whyte (2019) überprüften das Quantum auf seine Validität. Obwohl dies die vermeintlich akzeptabelste Vergleichsstudie ist, wählten die Autorinnen und Autoren gegenüber dieser Masterarbeit nicht identische Untersuchungsbedingungen, wodurch ein Vergleich der Resultate nur beschränkt möglich ist. Die Probandinnen und Probanden absolvierten die Übung Bankdrücken bei Intensitäten von 30 bis 80 % des 1 RMs an einer Smith Maschine. Gleichzeitig verwendeten die Autorinnen und Autoren den LPT von Gymaware als Referenzsystem. Für alle Wiederholungen gemeinsam betrachtet zeigten sich starke Korrelationen (MV: $r = 1.00$, PV: $r = 1.00$) und mittlere Variationskoeffizienten (MV: $CV = 7.0\%$, PV: $CV = 6.3\%$). Obwohl die Autorinnen und Autoren wie in dieser Masterarbeit konstante und proportionale Messfehler feststellten, schlussfolgerten sie, dass das Quantum beim Bankdrücken mit Gewichtslasten von 30 bis 70 % des 1 RMs ein valides System für die Geschwindigkeitsbestimmung der Langhantel ist. Die vorliegende Masterarbeit unterstützt die Befunde dieser Studie für den Parameter der PV, jedoch stehen sich die Befunde bezüglich des Parameters der MV gegenüber. Die MV-Werte korrelieren in dieser Masterarbeit ebenfalls hoch mit den Werten des Referenzsystems, jedoch zeigte sich ein deutlich höherer Variationskoeffizient, der sich vorwiegend durch eine Unterschätzung der MV-Werte bei der Übung Standreissen erklären lässt. Es wäre möglich, dass das Quantum die konzentrische Bewegungsphase beim Standreissen nicht einwandfrei erfassen konnte. Sollte das System den Zeitpunkt für den Beginn der konzentrischen Bewegung zu früh gewählt haben, so könnte dies zu einer Unterschätzung bei der Berechnung der MV geführt haben (Mitter et al., 2019). Dies scheint für die Übung Standreissen eine mögliche Erklärung zu sein, da die Probandinnen und Probanden vor dem Start der konzentrischen Bewegung eine isometrische Pause ausführen mussten. Möglicherweise lassen sich die deutlich höheren Standardschätzfehler und Variationskoeffizienten durch einen ineffizienten Algorithmus des Systems bei der Erfassung der konzentrischen Bewegungsphase erklären.

Aufgrund der Erkenntnisse in dieser Masterarbeit sollte die Langhantelgeschwindigkeit beim Standreissen und Vertikalsprüngen mit dem Quantum möglicherweise eher mit der PV bestimmt werden. Bei nicht-ballistischen Kniebeugen scheint auch die MV ein geeigneter Parameter zur Quantifizierung der Langhantelgeschwindigkeit zu sein. Trainerinnen und Trainer sollten bei der Trainingssteuerung und -überwachung mit dem Quantum den Geschwindigkeitsparameter folglich durchdacht auswählen.

4.4 Push

Die Resultate ergaben, dass das Push für alle Übungen gemeinsam betrachtet bei der Bestimmung der Langhantelgeschwindigkeit mässig valide ist. Insbesondere wegen der Resultate beim CMJ und den nicht-ballistischen Kniebeugen wies es im Gegensatz zum Gymaware eine verminderte Validität auf. Wie erwähnt könnten die Hantelstangenrotationen, wie sie bei Übungen mit frei beweglichen Gewichtslasten auftreten, die Datenqualität von IMUs eher verzerren (Comstock et al., 2011). Im Zusammenhang mit der Validität des Pushs wurden in den letzten Jahren diverse wissenschaftliche Untersuchungen bei verschiedenen Übungen und Intensitäten, wie dem Bankdrücken, Kreuzheben, Schulterdrücken oder Kniebeugen durchgeführt (Balsalobre-Fernández et al., 2016; Banyard, Nosaka, Sato & Haff, 2017; Chéry & Ruf, 2019; Lake et al., 2019; Mitter et al., 2019). Übereinstimmend mit Mitter et al. (2019) erreichte das Push mindestens eine mässig valide Beurteilung für beide Geschwindigkeitsparameter bei den Übungen Kniebeugen, Kreuzheben und Bankdrücken ($r > 0.90$). Dabei werteten die Autorinnen und Autoren auch die statistischen Kennzahlen für die Kniebeuge mit Gewichtslasten von 30 bis 90 % des 1 RMs aus. Bei der isolierten Gegenüberstellung dieser Resultate zu sämtlichen Wiederholungen der klassischen Kniebeugen dieser Masterarbeit ergaben sich nahezu identische Korrelationskoeffizienten für die MV ($r = 0.96$) und die PV ($r = 0.92$). Auch Thompson et al. (2020) stellten bei Übungen mit frei beweglichen Gewichtslasten eine verminderte Validität der IMUs, darunter auch das Push, gegenüber dem Gymaware fest. Die Variationskoeffizienten verfehlten sogar den in dieser Masterarbeit als mässig valid definierten Grenzwert ($CV > 10\%$). Zudem stellten die Autorinnen und Autoren ebenfalls systematische Messfehler bei verschiedenen Intensitäten der Übungen Umsetzen und Kniebeugen fest.

Das Push unterschätzte die Langhantelgeschwindigkeit gegenüber dem Referenzsystem über die gesamte Bandbreite der absolvierten Übungen. Grundsätzlich sollten sich Trainerinnen und Trainer diesen auftretenden Verzerrungen für die geschwindigkeitsbasierte Trainingssteuerung und -überwachung bewusst sein. Obwohl die vom Push gemessenen Geschwindigkeitswerte

mit Vorsicht betrachtet werden sollten, scheint dieses IMU ein einigermaßen geeignetes System zu sein.

4.5 Flex

Beim Vergleich des Lasersystems von Flex mit dem Referenzsystem zeigten sich für beide Geschwindigkeitsparameter zwar starke Korrelationen, jedoch erzielte das Flex wie auch die IMUs aufgrund der mittleren Variationskoeffizienten eine mässig valide qualitative Beurteilung. Im Vergleich mit den geprüften Systemen erreichte es insgesamt den fünften von sechs Rängen. Wie die LPTs erfasst auch das Flex die Bewegungsverläufe lediglich in einer linearen Dimension. Folglich könnte ein möglicher Grund für die verminderte Validität des Systems die Tatsache sein, dass Übungen mit frei beweglichen Gewichtslasten analysiert wurden, bei welchen mehrdimensionale Auslenkungen auftreten können. Auch Weakley et al. (2020) untersuchten das Flex auf seine Validität bei der Messung der Langhantelgeschwindigkeit und verglichen das System mit einem dreidimensionalen Bewegungserfassungssystem. 18 Probandinnen und Probanden absolvierten die Übungen Kniebeugen und Bankdrücken mit freien Gewichtslasten von 20, 40, 60, 80, 90 und 100 % ihres 1 RMs. Bei der Analyse aller Wiederholungen der Kniebeuge stellten die Autoren Korrelationen von 0.99, sowie Variationskoeffizienten von 9.82 % fest. Weiter konnten die Autorinnen und Autoren ebenfalls feststellen, dass das Flex tendenziell leicht niedrigere Geschwindigkeitsschätzungen als das Referenzsystem lieferte. Aufgrund dieser Resultate schlussfolgerten die Autorinnen und Autoren, dass das Flex aufgrund seiner Validität gegenüber LPTs und IMUs eine akzeptable Alternative für die Geschwindigkeitsbestimmung der Langhantel ist. Verglichen mit den Resultaten dieser Autorinnen und Autoren zeigten sich in dieser Masterarbeit für alle Übungen gemeinsam analysiert nahezu dieselben Werte bei der Analyse der Korrelationen und Variationskoeffizienten. Es erreichte in dieser Masterarbeit durch die Festlegung eines konservativeren Grenzwertes für den Variationskoeffizienten ($CV < 5\%$ gegenüber $CV \leq 10\%$) jedoch die qualitative Beurteilung als mässig valide.

Aufgrund der potenziell fehlerbehafteten Geschwindigkeitseinschätzungen sollten Trainerinnen und Trainer das System für die Trainingssteuerung und -überwachung eher behutsam einsetzen.

4.6 Speed4lifts

Bei der statistischen Analyse erreichte das Speed4lifts insgesamt die tiefsten Korrelationen und höchsten Variationskoeffizienten bei der Messung der MPV und der PV. Aus diesem Grund

wies das Speed4lifts verglichen mit den fünf geprüften Systemen die geringste Validität auf. Insbesondere bei den Vertikalsprüngen und dem Standreissen zeigten sich deutlich schwächere Korrelationen ($r = 0.11 - 0.71$), höhere Variationskoeffizienten ($CV = 7.3 - 22.9$) und auch höhere absolute Standardschätzfehler ($SEE = 0.09 - 0.47$) für beide Geschwindigkeitsparameter, was die Gesamtbeurteilung negativ beeinflusste. Bei einem Ausschluss der Wiederholungen des Standreissens aus der statistischen Analyse würde das System für die gemeinsame Analyse aller Wiederholungen der Übungen SJ, CMJ, mittlere und schwere Kniebeuge bei der Messung der MPV und der PV immerhin eine mässig valide Beurteilung erreichen ($r > 0.96$, $CV < 8.2$). Weshalb das Speed4lifts bei Vertikalsprüngen und dem Standreissen zur Geschwindigkeitsbestimmung der Langhantel eine geringe Validität aufwies, ist schwierig zu beurteilen. Ein möglicher Grund könnte die Tatsache sein, dass Übungen mit frei beweglichen Gewichtslasten und auch hohen Bewegungsgeschwindigkeiten analysiert wurden. Bei einer Studie von Pérez-Castilla et al. (2019) erfüllte das System nämlich die Validitätsanforderungen beim Bankdrücken unter der Verwendung einer Smith Maschine. Die Probandinnen und Probanden stemmten die Langhantel mit Gewichtslasten im Bereich von 45 bis 85 % ihres 1 RMs. Im Vergleich mit dem Referenzsystem stellten die Autorinnen und Autoren für alle Intensitäten gemeinsam betrachtet hohe Korrelationen ($r = 0.99$) sowie geringe Variationskoeffizienten ($CV = 2.61$ %) fest. Die Autorinnen und Autoren stuften das System bei den gewählten Bedingungen gar als das geeignetste von insgesamt sieben Systemen ein. Folglich könnten die gegensätzlichen Resultate auf die mehrdimensionalen Auslenkungen, wie sie bei Übungen mit frei beweglichen Gewichtslasten vorkommen, zurückgeführt werden. Zudem testeten Pérez-Castilla et al. (2019) das System nicht während ballistischen Übungen bei Intensitäten mit einer MV von über 1.00 m/s. Probleme bei der validen Erfassung der MPV während ballistischen Übungen wurden bereits früher dokumentiert (Peláez Barrajon & San Juan, 2020). In dieser Masterarbeit überzeugte das System aber auch bei der Messung der PV während den Vertikalsprüngen nicht. Obwohl das Speed4lifts und das Gymaware die Technologie eines optischen Kodierers verwenden und lediglich den linearen Bewegungsverlauf messen, erzielten sie erstaunlicherweise gegensätzliche Resultate. Das Speed4lifts weist im Gegensatz zum Gymaware gar die höhere Abtastrate auf (siehe Tabelle 1). Möglicherweise könnten die Unterschiede dadurch erklärt werden, dass die nachträgliche Datenfilterung des Gymawares im Gegensatz zur Methode des Speed4lifts das Rauschen erfolgreicher entfernte (Mian Qaisar, Fesquet & Renaudin, 2009). Letztendlich sprechen die Resultate möglicherweise für eine Ausbesserung des Speed4lifts bei der Erfassung der MPV und PV im Bereich von durchschnittlichen Bewegungsgeschwindigkeiten von über 0.85 m/s. Schliesslich sollten Anwenderinnen und Anwender das Speed4lifts

zur Bestimmung der Langhantelgeschwindigkeit in den erwähnten Intensitätsbereichen bei ballistischen Kniebeugen und dem Standreissen mit frei beweglichen Gewichtslasten eher ein geeigneteres System verwenden. Für die geschwindigkeitsbasierte Trainingssteuerung und -überwachung während nicht-ballistischer Kniebeugen scheint das Speed4lifts jedoch mindestens ein einigermaßen geeignetes System zu sein.

4.7 Stärken, Schwächen und Ausblick

Eine Stärke dieser Masterarbeit war, dass Probandinnen und Probanden mit unterschiedlichen sportlichen Hintergründen und Niveaus an der Untersuchung teilnahmen. Aufgrund der leistungsspezifischen Heterogenität der Stichprobe war eine hohe Bewegungsvariabilität bei der Übungsausführung zu erwarten. Die Probandinnen und Probanden absolvierten in der Trainingspraxis weit verbreitete Übungen mit frei beweglichen Gewichtslasten aus. Zudem wurden die Messungen über eine grosse Spannbreite von Bewegungsgeschwindigkeiten durchgeführt. Diese Gegebenheiten verstärkten möglicherweise die Belastbarkeit der Untersuchung bezüglich des Einsatzes der Systeme im sportartenbegleiteten Langhanteltraining.

Für den Vergleich mit dem Referenzsystem wurde für jedes getestete System ein separater Referenzpunkt anhand seines exakten Fixierungspunktes an der Hantelstange ermittelt. Im Gegensatz zu einem unspezifischen Referenzpunkt an der Hantelstangenmitte ermöglichte dieses Vorgehen eine faire Beurteilung der rein technischen Messgenauigkeit. In der Trainingspraxis kommt vorwiegend bei Übungen mit frei beweglichen Gewichtslasten in Abhängigkeit des Fixierungspunktes eines Systems trotzdem eine zusätzliche Ungenauigkeit bei den Messungen hinzu. Grundsätzlich gilt, je näher am Hantelstangenende ein System fixiert wird, desto grösser ist die Ungenauigkeit der Messwerte. Um dies zu veranschaulichen, wurde die Übereinstimmung der Daten für die exakten Fixierungspunkte der Systeme auf der Hantelstange und der Daten für den Hantelstangenmittelpunkt analysiert. Im Extremfall, also bei der Fixierung eines Systems am Hantelstangenende, könnten bei der Messung der MV Standardschätzfehler von 0.05 m/s und Variationen um 4.9 % entstehen. Bei der Messung der PV wären Standardschätzfehler von 0.06 m/s und Variationen von 2.9 % zwischen den beiden Messpositionen zu erwarten. Hingegen könnten bei der Fixierung eines Systems knapp ausserhalb der typischen Griffbreite geringfügigere Standardschätzfehler von nur 0.03 m/s und Variationen von 2.8 % für die MV entstehen. Bei der Messung der PV würden die erwarteten Standardschätzfehler 0.04 m/s und die Variationen 1.7 % betragen. Einige der getesteten Systeme (IMUs) lassen sich beliebig nah am Hantelstangenmittelpunkt, oder bei gewissen Übungen sogar mittig fixieren. Dagegen müssen andere Systeme, wie die LPTs oder das Flex, weiter aussen oder gar am äussersten

Punkt der Hantelstange fixiert werden. Folglich stellt die Flexibilität bei der Fixierung eines Systems, zusätzlich zu seiner messtechnischen Genauigkeit, einen möglichen Vor- oder Nachteil dar, den es bei der Systemwahl ebenfalls zu berücksichtigen gilt.

Obwohl sich diese Untersuchung zudem auch aufgrund der Referenzmessungen durch ein anerkanntes Goldstandard-Instrument bekräftigen lässt, sollten die Resultate mit Vorsicht betrachtet werden. Die Beurteilung der Validität eines Systems hängt letztendlich auch von den analysierten statistischen Kennzahlen und der definierten Grenzwerte ab (Lorenzetti et al., 2017). Beispielsweise könnte die abschliessende Systembeurteilung lediglich basierend auf Korrelationsanalysen in dieser Masterarbeit zu Fehlschlüssen führen, da die Geschwindigkeitswerte bei den gewählten Bedingungen eine grosse Streuweite aufwiesen, was Korrelationen tendenziell verstärkt. Aus diesem Grund erfolgte die statistische Analyse durch eine Kombination von komparativen Statistiken und Grössenordnungen, wie sie auch erfahrene Wissenschaftlerinnen und Wissenschaftler bei ihren Validierungsstudien in diesem Bereich wählten (Mitter et al., 2019). Jedoch beschränkte sich diese Masterarbeit auf eine oder zwei Intensitäten für jede Übung, was eine lückenlose Validitätsprüfung eines Systems über das umfassende Last-Geschwindigkeitsprofil verhinderte. Zudem unterliegen Validitätsanalysen in der Regel der Einschränkung, dass sie lediglich eine Momentaufnahme in ein fortlaufend entwickelndes System bieten (Mitter et al., 2019). Die Produktionsunternehmen aktualisieren und berichtigen ihre Systeme regelmässig, um wirtschaftlich konkurrenzfähig zu bleiben. Zukünftige Untersuchungen könnten die Validität von neueren Systemversionen über eine grosse Bandbreite von Intensitäten einer spezifischen Übung bei der Bestimmung der Langhantelgeschwindigkeit prüfen.

5 Schlussfolgerung

Diese Masterarbeit lieferte Erkenntnisse, die es Anwenderinnen und Anwendern sowie Produzentinnen und Produzenten ermöglichen, verschiedene Stärken und Schwächen der Systeme zu verstehen, wenn sie deren Einsatz oder Ausbesserungen in Betracht ziehen.

Zusammenfassend zeichnete sich das Gymaware als validestes Messsystem bei der gemeinsamen Analyse von allen Übungen aus. Die Grenzwerte für eine mässige Validität wurden vom Vmaxpro bei der Bestimmung der MV und der PV erreicht. Das Quantum erzielte eine sehr valide Beurteilung bei der Bestimmung der PV, hingegen erreichte es bei der Bestimmung der MV nicht die als mässig valide definierten Grenzwerte. Das Push und das Flex erreichten bei der Bestimmung von beiden Geschwindigkeitsparametern eine mässig valide Beurteilung. Das Speed4lifts erreichte weder bei der Bestimmung der MPV noch bei der Bestimmung der PV die als mässig valide definierten Grenzwerte, und wies insgesamt die geringste Validität auf. Diese Resultate sprechen im Gegensatz zu anderen Untersuchungen nicht dafür, dass LPTs gegenüber IMUs für die geschwindigkeitsbasierte Trainingssteuerung und -überwachung mit freibeweglichen Gewichtslasten grundlegend geeigneter sind (Mitter et al., 2019; Thompson et al., 2020). In Abhängigkeit des Verwendungszweckes sollten sich Trainerinnen und Trainer durchdacht für den Einsatz eines Systems entscheiden.

In der Trainingspraxis sollten die Systeme möglichst an der exakt beabsichtigten Messstelle fixiert werden. Weiter zu beachten ist, dass nahezu alle untersuchten Systeme konstante und proportionale Verzerrungen aufweisen. Dies könnte darauf hindeuten, dass die Systeme bei den gewählten Übungen die Geschwindigkeitsparameter tendenziell eher unter- oder überschätzen. Um Fehlschlüsse zu vermeiden, sollten Trainerinnen und Trainer die Systeme innerhalb eines Trainingszyklus nicht untereinander austauschen.

Literaturverzeichnis

- Abbott, J. C., Wagle, J. P., Sato, K., Painter, K., Light, T. J. & Stone, M. H. (2020). Validation of inertial sensor to measure barbell kinematics across a spectrum of loading conditions. *Sports*, 8(7), 93. doi:10.3390/sports8070093
- Abe, T., DeHoyos, D. V., Pollock, M. L. & Garzarella, L. (2000). Time course for strength and muscle thickness changes following upper and lower body resistance training in men and women. *European Journal of Applied Physiology*, 81(3), 174-180. doi:10.1007/s004210050027
- Aleman, J. A., Pandorf, C. E., Montain, S. J., Castellani, J. W., Tuckow, A. P. & Nindl, B. C. (2005). Reliability assessment of ballistic jump squats and bench throws. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 33-38. doi:10.1519/14783.1
- Argus, C. K., Gill, N. D., Keogh, J. W. & Hopkins, W. G. (2011). Acute effects of verbal feedback on upper-body performance in elite athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(12), 3282-3287. doi:10.1519/JSC.0b013e3182133b8c
- Bachmann, C., Gerber, H. & Stacoff, A. (2008). Messsysteme, Messmethoden und Beispiele zur instrumentierten Ganganalyse. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 56(2), 29-34.
- Balsalobre-Fernández, C., Kuzdub, M., Poveda-Ortiz, P. & Campo-Vecino, J. D. (2016). Validity and reliability of the Push wearable device to measure movement velocity during the back squat exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(7), 1968-1974. doi:10.1519/JSC.0000000000001284
- Balsalobre-Fernández, C., Marchante, D., Baz-Valle, E., Alonso-Molero, I., Jiménez, S. L. & Muñoz-López, M. (2017). Analysis of wearable and smartphone-based technologies for the measurement of barbell velocity in different resistance training exercises. *Frontiers in Physiology*, 8, 649. doi:10.3389/fphys.2017.00649
- Balsalobre-Fernández, C., Marchante, D., Muñoz-López, M. & Jiménez, S. L. (2018). Validity and reliability of a novel iPhone app for the measurement of barbell velocity and 1 RM on the bench-press exercise. *Journal of Sports Sciences*, 36(1), 64-70. doi:10.1080/02640414.2017.1280610
- Banyard, H. G., Nosaka, K., Sato, K. & Haff, G. G. (2017). Validity of various methods for determining velocity, force, and power in the back squat. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(9), 1170-1176. doi:10.1123/ijsp.2016-0627

- Bazuelo-Ruiz, B., Padial, P., García-Ramos, A., Morales-Artacho, A. J., Miranda, M. T. & Ferriche, B. (2015). Predicting maximal dynamic strength from the load-velocity relationship in squat exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 29(7), 1999-2005. doi:10.1519/JSC.0000000000000821
- Beckmann, J. & Ehrlenspiel, F. (2016). Strategien der Stressregulation im Leistungssport. In R. Fuchs & M. Gerber (Hrsg.), *Handbuch Stressregulation und Sport* (S. 1-22). Heidelberg: Springer-Verlag.
- Blackburn, T., Guskiewicz, K. M., Petschauer, M. A. & Prentice, W. E. (2000). Balance and joint stability: The relative contributions of proprioception and muscular strength. *Journal of Sport Rehabilitation*, 9(4), 315-328. doi:10.1123/jsr.9.4.315
- Boehringer, S. & Whyte, D. G. (2019). Validity and test-retest reliability of the 1080 Quantum system for bench press exercise: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(12), 3242-3251. doi:10.1519/JSC.00000000000003184
- Borg, G. A. V. (1962). *Physical performance and perceived exertion*. C.W.K. Gleerup.
- Campos, G. E. R., Luecke, T. J., Wendeln, H. K., Toma, K., Hagerman, F. C., Murray, T. F.,...Staron, R. S. (2002). Muscular adaptations in response to three different resistance-training regimens: Specificity of repetition maximum training zones. *European Journal of Applied Physiology*, 88(1-2), 50-60. doi:10.1007/s00421-002-0681-6
- Casartelli, N., Müller, R. & Maffiuletti, N. A. (2010). Validity and reliability of the Myotest accelerometric system for the assessment of vertical jump height: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(11), 3186-3193. doi:10.1519/JSC.0b013e3181d8595c
- Chéry, C. & Ruf, L. (2019). Reliability of the load-velocity relationship and validity of the Push to measure velocity in the deadlift. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(9), 2370-2380.
- Comstock, B. A., Solomon-Hill, G., Flanagan, S. D., Earp, J. E., Luk, H.-Y., Dobbins, K. A.,...Kraemer, W. J. (2011). Validity of the Myotest in measuring force and power production in the squat and bench press: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(8), 2293-2297. doi:10.1519/JSC.0b013e318200b78c
- Conceição, F., Fernandes, J., Lewis, M., González-Badillo, J. J. & Jiménez-Reyes, P. (2016). Movement velocity as a measure of exercise intensity in three lower limb exercises. *Journal of Sports Sciences*, 34(12), 1099-1106. doi:10.1080/02640414.2015.1090010
- Cormie, P., McBride, J. M. & McCaulley, G. O. (2009). Power-time, force-time, and velocity-time curve analysis of the countermovement jump: Impact of training: *Journal of*

- Strength and Conditioning Research*, 23(1), 177-186.
doi:10.1249/MSS.0b013e3181d2013a
- Cormie, P., McGuigan, M. R. & Newton, R. U. (2010). Adaptations in athletic performance after ballistic power versus strength training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42(8), 1582-1598. doi:10.1249/MSS.0b013e3181d2013a
- Courel-Ibáñez, J., Martínez-Cava, A., Morán-Navarro, R., Escribano-Peñas, P., Chavarren-Cabrero, J., González-Badillo, J. J. & Pallarés, J. G. (2019). Reproducibility and repeatability of five different technologies for bar velocity measurement in resistance training. *Annals of Biomedical Engineering*, 47(7), 1523-1538. doi:10.1007/s10439-019-02265-6
- Cunanan, A. J., DeWeese, B. H., Wagle, J. P., Carroll, K. M., Sausaman, R., Hornsby, W. G.,...Stone, M. H. (2018). The general adaptation syndrome: A foundation for the concept of periodization. *Sports Medicine*, 48(4), 787-797. doi:10.1007/s40279-017-0855-3
- Dorrell, H. F., Moore, J. M., Smith, M. F. & Gee, T. I. (2019). Validity and reliability of a linear positional transducer across commonly practised resistance training exercises. *Journal of Sports Sciences*, 37(1), 67-73. doi:10.1080/02640414.2018.1482588
- Fichtner, I. (Hrsg.). (2017). Das Echtzeit-Feedback-System Vmax zur umfassenden Analyse der Langhantelkinematik. In *Technologien im Leistungssport 2: Tagungsband zur 18. Frühjahrsschule am 13./14.4.2016 in Leipzig* (1. Aufl., S. 9-16). Aachen: Meyer & Meyer.
- Flanagan, E. & Jovanovic, M. (2014). Researched applications of velocity based strength training. *J. Australian Strength Cond.*, 22(2), 58-69.
- Ford, K. R., Myer, G. D. & Hewett, T. E. (2007). Reliability of landing 3D motion analysis: Implications for longitudinal analyses. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(11), 2021-2028. doi:10.1249/mss.0b013e318149332d
- García-Pallarés, J. & Izquierdo, M. (2011). Strategies to optimize concurrent training of strength and aerobic fitness for rowing and canoeing. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 41(4), 329-343. doi:10.2165/11539690-000000000-00000
- García-Ramos, A., Pérez-Castilla, A. & Martín, F. (2018). Reliability and concurrent validity of the Velowin optoelectronic system to measure movement velocity during the free-weight back squat. *International Journal of Sports Science & Coaching*, 13(5), 737-742. doi:10.1177/1747954118791525

- García-Ramos, A., Pestaña-Melero, F. L., Pérez-Castilla, A., Rojas, F. J. & Haff, G. G. (2018). Mean velocity vs. mean propulsive velocity vs. peak velocity: Which variable determines bench press relative load with higher reliability? *Journal of Strength and Conditioning Research*, 32(5), 1273-1279. doi:10.1519/JSC.0000000000001998
- Garnacho-Castaño, M. V., López-Lastra, S. & Maté-Muñoz, J. L. (2015). Reliability and validity assessment of a linear position transducer. *Journal of Sports Science & Medicine*, 14(1), 128-136.
- González-Badillo, J. J. & Sánchez-Medina, L. (2010). Movement velocity as a measure of loading intensity in resistance training. *International Journal of Sports Medicine*, 31(05), 347-352. doi:10.1055/s-0030-1248333
- González-Badillo, J. J., Marques, M. C. & Sánchez-Medina, L. (2011). The importance of movement velocity as a measure to control resistance training intensity. *Journal of Human Kinetics*, 29A, 15-19. doi:10.2478/v10078-011-0053-6
- Güllich, A. & Krüger, M. (Hrsg.). (2013). *Sport: Das Lehrbuch für das Sportstudium*. Springer-Verlag.
- Häkkinen, K., Komi, P. V., Alén, M. & Kauhanen, H. (1987). EMG, muscle fibre and force production characteristics during a 1 year training period in elite weight-lifters. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 56(4), 419-427. doi:10.1007/bf00417769
- Hales, M. (2010). Improving the deadlift: understanding biomechanical constraints and physiological adaptations to resistance exercise. *Strength & Conditioning Journal*, 32(4), 44-51. doi:10.1519/SSC.0b013e3181e5e300
- Helms, E. R., Storey, A., Cross, M. R., Brown, S. R., Lenetsky, S., Ramsay, H.,...Zourdos, M. C. (2017). RPE and velocity relationships for the back squat, bench press, and deadlift in powerlifters. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(2), 292-297. doi:10.1519/JSC.0000000000001517
- Hopkins, W. G. & Batterham, A. (2017). Spreadsheets for analysis of validity and reliability. Zugriff unter <https://www.sportsci.org/2015/ValidRely.htm>
- Izquierdo, M., González-Badillo, J., Häkkinen, K., Ibáñez, J., Kraemer, W., Altadill, A.,...Gorostiaga, E. (2006). Effect of loading on unintentional lifting velocity declines during single sets of repetitions to failure during upper and lower extremity muscle actions. *International Journal of Sports Medicine*, 27(9), 718-724. doi:10.1055/s-2005-872825

- Jidovtseff, B., Harris, N. K., Crielaard, J.-M. & Cronin, J. B. (2011). Using the load-velocity relationship for 1 RM prediction. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(1), 267-270. doi:10.1519/JSC.0b013e3181b62c5f
- Keller, M., Lauber, B., Gehring, D., Leukel, C. & Taube, W. (2014). Jump performance and augmented feedback: Immediate benefits and long-term training effects. *Human Movement Science*, 36, 177-189. doi:10.1016/j.humov.2014.04.007
- Lake, J., Augustus, S., Austin, K., Comfort, P., McMahon, J., Mundy, P. & Haff, G. G. (2019). The reliability and validity of the bar-mounted Push Band 2.0 during bench press with moderate and heavy loads. *Journal of Sports Sciences*, 37(23), 2685-2690. doi:10.1080/02640414.2019.1656703
- Lamas, L., Ugrinowitsch, C., Rodacki, A., Pereira, G., Mattos, E. C. T., Kohn, A. F. & Tricoli, V. (2012). Effects of strength and power training on neuromuscular adaptations and jumping movement pattern and performance: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(12), 3335-3344. doi:10.1519/JSC.0b013e318248ad16
- Lorenzetti, S., Lamparter, T. & Lüthy, F. (2017). Validity and reliability of simple measurement device to assess the velocity of the barbell during squats. *BMC Research Notes*, 10(1), 707. doi:10.1186/s13104-017-3012-z
- Mann, J. B. (2016). *Developing Explosive Athletes: Use of Velocity Based Training in Athletes*. Ultimate Athlete Concepts.
- Mann, J. B., Ivey, P. A. & Sayers, S. P. (2015). Velocity-based training in football: *Strength and Conditioning Journal*, 37(6), 52-57. doi:10.1519/SSC.0000000000000177
- Mann, J. B., Thyfault, J. P., Ivey, P. A. & Sayers, S. P. (2010). The effect of autoregulatory progressive resistance exercise vs. linear periodization on strength improvement in college athletes: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(7), 1718-1723. doi:10.1519/JSC.0b013e3181def4a6
- May, J. R., Veach, T. L., Reed, M. W. & Griffey, M. S. (1985). A psychological study of health, injury, and performance in athletes on the US alpine ski Team. *The Physician and Sportsmedicine*, 13(10), 111-115. doi:10.1080/00913847.1985.11708905
- Mian Qaisar, S., Fesquet, L. & Renaudin, M. (2009). Adaptive rate sampling and filtering based on level crossing sampling. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, 2009(1), 971656. doi:10.1155/2009/971656
- Mitter, B., Hölbling, D., Bauer, P., Stöckl, M., Baca, A. & Tschann, H. (2019). Concurrent validity of field-based diagnostic technology monitoring movement velocity in powerlifting

- exercises: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 1. doi:10.1519/JSC.00000000000003143
- Movements. (o.D.). Zugriff unter <https://www.crossfit.com/essentials/movements/>
- Nagata, A., Doma, K., Yamashita, D., Hasegawa, H. & Mori, S. (2018). The effect of augmented feedback type and frequency on velocity-based training-induced adaptation and retention. *Journal of Strength and Conditioning Research, Publish Ahead of Print*. doi:10.1519/JSC.00000000000002514
- Olovsson Ståhl, E. & Öhrner, P. (2020). *Concurrent validity of an inertial sensor for measuring muscle mechanical properties* (Bachelorarbeit, Umeå University, Schweden). Zugriff unter <http://urn.kb.se/resolve?urn=urn:nbn:se:umu:diva-173423>
- Orange, S. T., Metcalfe, J. W., Liefeth, A., Marshall, P., Madden, L. A., Fewster, C. R. & Vince, R. V. (2019). Validity and reliability of a wearable inertial sensor to measure velocity and power in the back squat and bench press: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(9), 2398-2408. doi:10.1519/JSC.00000000000002574
- Padulo, J., Mignogna, P., Mignardi, S., Tonni, F. & Dottavio, S. (2012). Effect of different pushing speeds on bench press. *International journal of sports medicine*, 33(5), 376-380. doi:10.1055/s-0031-1299702
- Peláez Barrajón, J. & San Juan, A. F. (2020). Validity and reliability of a smartphone accelerometer for measuring lift velocity in bench-press exercises. *Sustainability*, 12(6), 2312. doi:10.3390/su12062312
- Pérez-Castilla, A., Piepoli, A., Delgado-García, G., Garrido-Blanca, G. & García-Ramos, A. (2019). Reliability and concurrent validity of seven commercially available devices for the assessment of movement velocity at different intensities during the bench press. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(5), 1258-1265. doi:10.1519/JSC.00000000000003118
- Picerno, P. (2017). Good practice rules for the assessment of the force-velocity relationship in isoinertial resistance exercises. *Asian Journal of Sports Medicine*, 8(3), e15590. doi:10.5812/asjrm.15590
- Sánchez-Medina, L. & González-Badillo, J. J. (2011). Velocity loss as an indicator of neuromuscular fatigue during resistance training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(9), 1725-1734. doi:10.1249/MSS.0b013e318213f880
- Sánchez-Medina, L., Pérez, C. & González-Badillo, J. J. (2010). Importance of the propulsive phase in strength assessment. *International Journal of Sports Medicine*, 31(2), 123-129. doi:10.1055/s-0029-1242815

- Sandau, I. (2017). *Untersuchungen zur Bewegungsstruktur der Wettkampfführung Reißen*. Aachen: Meyer & Meyer.
- Sato, K., K. Beckham, G., Carroll, K., Bazzyler, C., Sha, Z. & Haff, G. G. (2015). Validity of wireless device measuring velocity of resistance exercises. *Journal of Trainology*, 4(1), 15-18. doi:10.17338/trainology.4.1_15
- Sen, P. K. (1968). Estimates of the regression coefficient based on Kendall's Tau. *Journal of the American Statistical Association*, 63(324), 1379-1389. doi:10.1080/01621459.1968.10480934
- Stone, M., Plisk, S. & Collins, D. (2002). Strength and conditioning: Training principles: evaluation of modes and methods of resistance training -a coaching perspective. *Sports Biomechanics*, 1(1), 79-103. doi:10.1080/14763140208522788
- Theil, H. (1992). A rank-invariant method of linear and polynomial regression analysis. In B. Raj & J. Koerts (Hrsg.), *Henri Theil's Contributions to Economics and Econometrics: Econometric Theory and Methodology* (S. 345-381). Dordrecht: Springer-Verlag.
- Thompson, S. W., Rogerson, D., Dorrell, H. F., Ruddock, A. & Barnes, A. (2020). The reliability and validity of current technologies for measuring barbell velocity in the free-weight back squat and power clean. *Sports (Basel, Switzerland)*, 8(7). doi:10.3390/sports8070094
- Tomasevicz, C. L., Hasenkamp, R. M., Ridenour, D. T. & Bach, C. W. (2020). Validity and reliability assessment of 3-D camera-based capture barbell velocity tracking device. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 23(1), 7-14. doi:10.1016/j.jsams.2019.07.014
- Weakley, J. J. S., Chalkley, D., Johnston, R., García-Ramos, A., Townshend, A., Dorrell, H.,...Cole, M. (2020). Criterion validity, and interunit and between-day reliability of the Flex for measuring barbell velocity during commonly used resistance training exercises: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 34(6), 1519-1524. doi:10.1519/JSC.00000000000003592
- Weakley, J. J. S., Till, K., Sampson, J., Banyard, H., Leduc, C., Wilson, K.,...Jones, B. (2019). The effects of augmented feedback on sprint, jump, and strength adaptations in rugby union players after a 4-week training program. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 14(9), 1205-1211. doi:10.1123/ijsp.2018-0523
- Weakley, J. J. S., Wilson, K., Till, K., Banyard, H., Dyson, J., Phibbs, P.,...Jones, B. (2018). Show me, tell me, encourage me: The effect of different forms of feedback on resistance training performance. *Journal of Strength and Conditioning Research, Publish Ahead of Print*. doi:10.1519/JSC.00000000000002887

- Weineck, J., Weineck, C. & Weineck, M. (2019). *Optimales Training: Leistungsphysiologische Trainingslehre unter besonderer Berücksichtigung des Kinder- und Jugendtrainings* (17., neu überarbeitete Auflage / unter Mitarbeit von Christian und Michael Weineck). Balingen: Spitta-Verlag.
- Wen, K., Yu, K., Li, Y., Zhang, S. & Zhang, W. (2020). A new quaternion kalman filter based foot-mounted IMU and UWB tightly-coupled method for indoor pedestrian navigation. *IEEE Transactions on Vehicular Technology*, 69(4), 4340-4352. doi:10.1109/TVT.2020.2974667
- Wilcox, R. R. (2001). *Fundamentals of Modern Statistical Methods: Substantially Improving Power and Accuracy*. New York: Springer-Verlag.
- Wilson, K. M., de Joux, N. R., Head, J. R., Helton, W. S., Dang, J. S. & Weakley, J. J. S. (2018). Presenting objective visual performance feedback over multiple sets of resistance exercise improves motivation, competitiveness, and performance. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 62(1), 1306-1310. doi:10.1177/1541931218621299
- Young, W. B. (2006). Transfer of strength and power training to sports performance. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 1(2), 74-83. doi:10.1123/ijsp.1.2.74

Anhang

Anhang A

Untersuchungsablauf

Aufwärmen: 1. 5' freies Mobilisieren. Möglichkeiten sind in der Abbildung 4 zu finden.



Abbildung 4. Mobilisierungsübungen.

2. Kniebeugen: 4 - 8 Sätze mit 1 - 3 Wiederholungen (siehe Abbildung 5). Die Gewichtslasten sollen kontinuierlich gesteigert werden (z.B. Beginnen mit 30 kg, dann 40 kg, dann 50 kg usw.). In der konzentrischen Phase der Bewegung möglichst schnell hochgehen. Gleichzeitig misst das Gymaware die mittlere Geschwindigkeit (MV) → notiert die MV der schnellsten Wiederholung bei jedem Satz auf dem bereitgelegten Dokument.



Abbildung 5. Nicht-ballistische Kniebeuge. (Movements, o. D.).

3. Standreissen: 2 Sätze mit 5 - 10 Wiederholungen der Übung Standreissen mit der unbeladenen Langhantel (vgl. Abbildung 6)



Abbildung 6. Standreissen aus dem Hang. (Movements, o. D.).

Hauptteil

- Kraftmessplatte auf Anweisung der Untersuchungsleitenden betreten
- 2 Sekunden ruhig stehen bevor der Satz beginnt
- möglichst schnelle Ausführung beim Hochgehen (konzentrisch)
- Hilfestellung vorhanden
- Bei einem Satzabbruch wird der Satz allenfalls wiederholt
- Gewichtslasten werden während der Pausen neu eingestellt

1. 5 Wiederholungen der Übung Standreissen mit der unbeladenen Langhantel (ohne Zusatzgewicht)

2. 5 Wiederholungen der Übung Vertikalsprünge (Kniebeuge mit Sprung, statodynamisch)

- ca. 2 Sekunden Pause beim Umkehrpunkt zwischen konzentrischer und exzentrischer Phase, auf «go» Signal von Raphael hochgehen

3. 5 Wiederholungen der Übung Vertikalsprünge (Kniebeuge mit Sprung und ohne Pause beim Umkehrpunkt, elastodynamisch)

4. 5 Wiederholungen Kniebeuge mit xx kg Zusatzgewicht (\rightarrow MV ca. 0.80 m/s)

5. 5 Wiederholungen Kniebeuge mit xx kg Zusatzgewicht (\rightarrow MV < 0.50 m/s)

Anhang B

Einverständniserklärung zur Teilnahme an der Studie

Validität von sechs Messsystemen bei der Bestimmung der Langhantelgeschwindigkeit

Ich wurde vom unterzeichnenden Testleiter mündlich und schriftlich über die Ziele, den Ablauf der Studie, über die zu erwartenden Wirkungen, über mögliche Vor- und Nachteile sowie über eventuelle Risiken informiert.

Ich habe die zur oben genannten Studie abgegebene schriftliche Information gelesen und verstanden. Meine Fragen im Zusammenhang mit der Teilnahme an dieser Studie sind mir zufriedenstellend beantwortet worden.

Ich kann die schriftliche Information behalten und erhalte eine Kopie dieser Einverständniserklärung.

Ich hatte genügend Zeit, um die Entscheidung zu treffen, an der Studie teilzunehmen.

Ich weiss, dass meine persönlichen Daten nur in anonymisierter / pseudonymisierter Form gespeichert werden.

Ich bin einverstanden, dass Mitglieder der zuständigen Ethikkommission zu Prüf- und Kontrollzwecken in meine Originaldaten Einsicht nehmen dürfen, jedoch unter strikter Einhaltung der Vertraulichkeit.

Ich nehme an dieser Studie freiwillig teil. Ich kann jederzeit und ohne Angabe von Gründen meine Zustimmung zur Teilnahme widerrufen, ohne dass mir deswegen Nachteile entstehen.

Im Interesse meiner Gesundheit kann mich der Testleiter jederzeit von der Studie ausschliessen.

Vor- und Nachname (in Druckbuchstaben): _____

Maggingen, den _____
Ort, Datum

Unterschrift

Name des Testleiters: Raphael Fritschi

Unterschrift der Testleiterin oder des Testleiters: _____

Anhang C

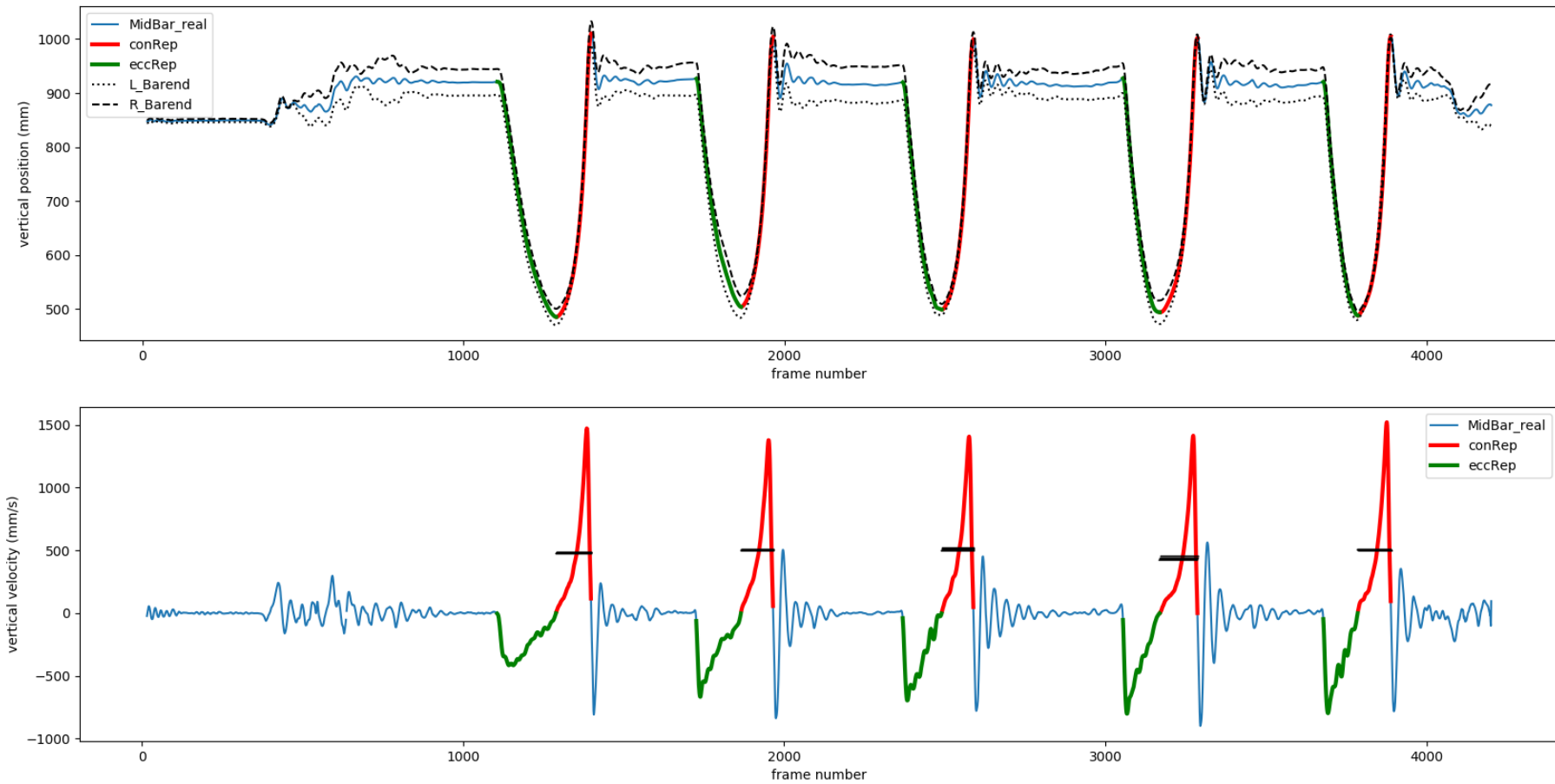


Abbildung 7. Vertikale Verschiebung und Geschwindigkeit der Langhantel bei der Übung nicht-ballistische Kniebeuge. Die rot markierten Linien stellen die vom Referenzsystem gewählte die konzentrische Phase der Bewegung von fünf absolvierten Wiederholungen dar.

Anhang D

Tabelle 6

Korrelation, Variation und Standardschätzfehler der sechs Systeme für jede Übung isoliert im Vergleich mit dem Referenzsystem

Übung	Analysierte Wdh (n)	Pearsons r	Variationskoeffizient CV (%)	Standardschätzfehler SEE (m/s)	Qualitative Beurteilung
Gymaware MV					
Standreissen	147	0.979	4.3	- 0.076	sehr valid
SJ	128	0.930	4.8	0.048	mässig valid
CMJ	138	0.901	3.4	0.044	mässig valid
Kniebeuge mittel	140	0.966	2	0.015	sehr valid
Kniebeuge schwer	134	0.969	2.7	0.012	sehr valid
Gymaware PV					
Standreissen	157	0.998	1	- 0.032	sehr valid
SJ	129	0.990	1.5	- 0.036	sehr valid
CMJ	138	0.883	2.3	- 0.112	mässig valid
Kniebeuge mittel	140	0.950	3.6	- 0.058	sehr valid
Kniebeuge schwer	137	0.978	3.6	- 0.045	sehr valid
Quantum MV					
Standreissen	300	0.903	10.4	- 0.161	nicht valid
SJ	255	0.903	5.7	0.059	mässig valid
CMJ	274	0.893	3.7	0.046	mässig valid
Kniebeuge mittel	278	0.980	1.6	0.012	sehr valid
Kniebeuge schwer	266	0.975	2.7	0.012	sehr valid
Quantum PV					
Standreissen	320	0.998	0.9	- 0.029	sehr valid
SJ	260	0.978	2.3	- 0.056	sehr valid
CMJ	276	0.989	1.5	- 0.037	sehr valid
Kniebeuge mittel	280	0.979	2.4	- 0.039	sehr valid
Kniebeuge schwer	275	0.985	3	- 0.036	sehr valid
Speed4lifts MPV					
Standreissen	122	0.244	22.8	- 0.392	nicht valid
SJ	125	0.614	10.9	0.123	nicht valid
CMJ	136	0.686	7.4	- 0.096	nicht valid
Kniebeuge mittel	135	0.901	4	- 0.030	mässig valid

Kniebeuge schwer	131	0.925	4.4	- 0.021	mässig valid
Speed4lifts PV					
Standreissen	134	0.116	16.4	- 0.463	nicht valid
SJ	128	0.575	9.2	- 0.202	nicht valid
CMJ	136	0.702	7.7	- 0.175	nicht valid
Kniebeuge mittel	135	0.941	3.9	- 0.063	mässig valid
Kniebeuge schwer	132	0.974	3.8	- 0.043	sehr valid
Vmaxpro MV					
Standreissen	146	0.945	7.5	-0.127	mässig valid
SJ	127	0.935	4.8	-0.048	mässig valid
CMJ	137	0.942	2.8	-0.035	mässig valid
Kniebeuge mittel	139	0.956	2.4	-0.018	sehr valid
Kniebeuge schwer	103	0.944	4.1	-0.018	mässig valid
Vmaxpro PV					
Standreissen	158	0.987	2.3	-0.074	sehr valid
SJ	129	0.954	3.3	-0.079	sehr valid
CMJ	137	0.964	2.7	-0.065	sehr valid
Kniebeuge mittel	140	0.922	4.8	-0.074	mässig valid
Kniebeuge schwer	104	0.939	6.1	-0.073	mässig valid
Push MV					
Standreissen	132	0.896	9.9	- 0.167	mässig valid
SJ	131	0.882	6.2	- 0.063	mässig valid
CMJ	136	0.686	6.1	- 0.074	nicht valid
Kniebeuge mittel	138	0.796	4.8	- 0.035	nicht valid
Kniebeuge schwer	128	0.803	6.3	- 0.028	nicht valid
Push PV					
Standreissen	143	0.955	5	- 0.142	mässig valid
SJ	132	0.854	6	- 0.137	mässig valid
CMJ	136	0.790	6.4	- 0.148	nicht valid
Kniebeuge mittel	137	0.803	7.2	- 0.112	nicht valid
Kniebeuge schwer	132	0.816	10.1	- 0.117	nicht valid
Flex MV					
Standreissen	96	0.810	11.2	- 0.180	nicht valid
SJ	121	0.812	8.6	0.084	nicht valid
CMJ	137	0.847	4.5	0.054	nicht valid
Kniebeuge mittel	140	0.839	4.7	0.034	nicht valid

Kniebeuge schwer	128	0.944	3.7	0.017	mässig valid
Flex PV					
Standreissen	101	0.897	6.7	- 0.183	mässig valid
SJ	119	0.845	6	- 0.137	nicht valid
CMJ	138	0.837	5.8	- 0.133	nicht valid
Kniebeuge mittel	140	0.603	9.9	- 0.149	nicht valid
Kniebeuge schwer	132	0.866	9.8	- 0.012	mässig valid

Anmerkung. SJ = Squat Sprung, CMJ = Countermovement Sprung, Kniebeuge mittel = nicht-ballistische Kniebeuge mit einer mittleren konzentrischen Geschwindigkeit von ungefähr 0.80 m/s. Kniebeuge schwer = nicht-ballistische Kniebeuge mit einer mittleren konzentrischen Geschwindigkeit von unter 0.50 m/s. Analyisierte Wdh (*n*) = Anzahl analysierte Wiederholungen. Der Standardschätzfehler ist als Absolutwert in Metern pro Sekunde angegeben.

Anhang E

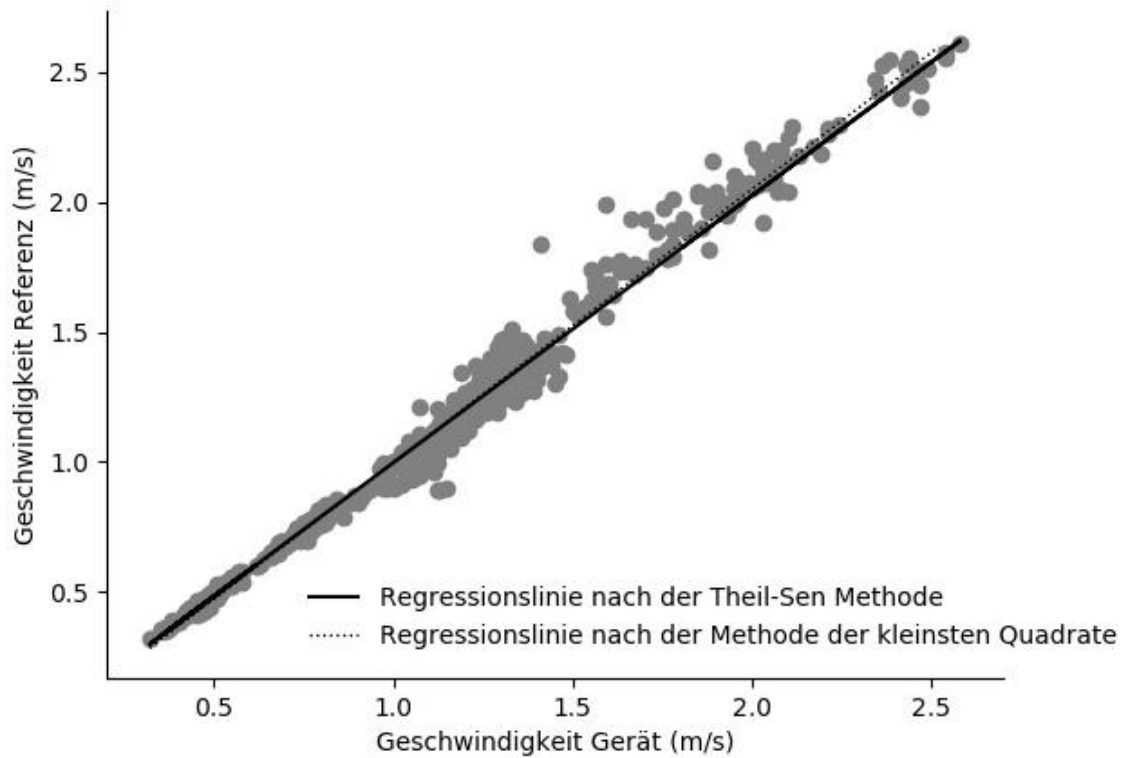


Abbildung 8. Regression Gymaware. Geschwindigkeit = mittlere konzentrische Geschwindigkeit.

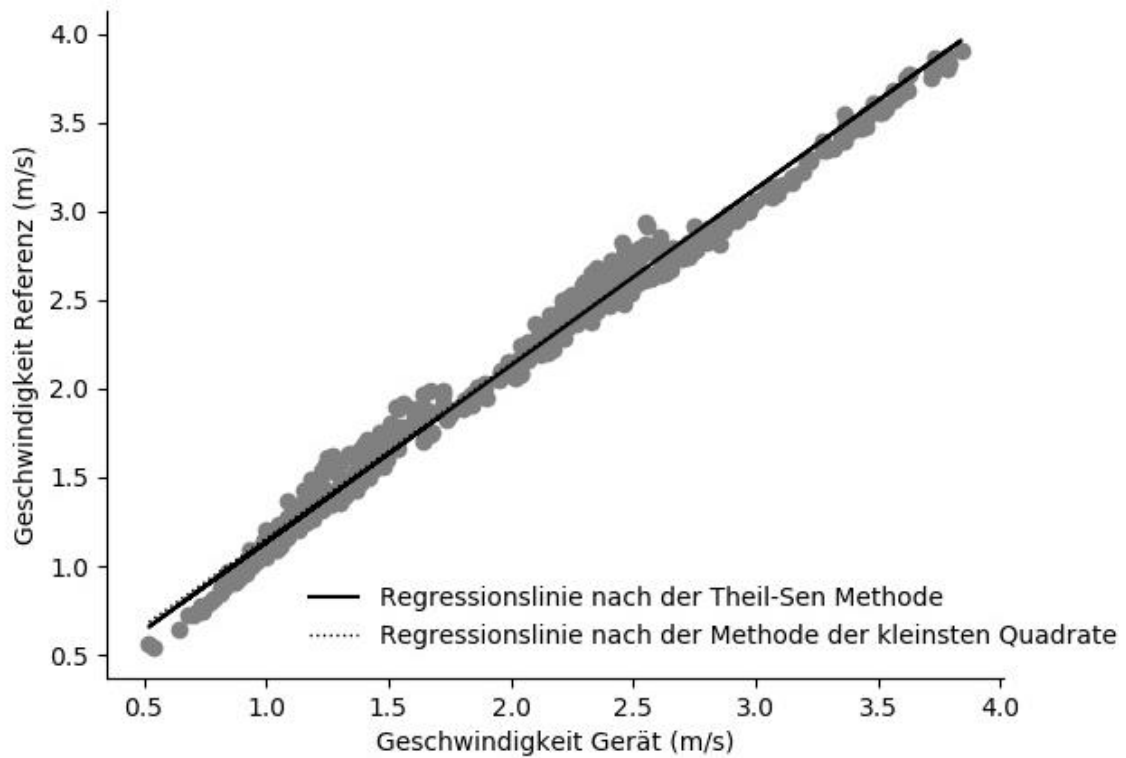


Abbildung 9. Regression Gymaware. Geschwindigkeit = maximale konzentrische Geschwindigkeit.

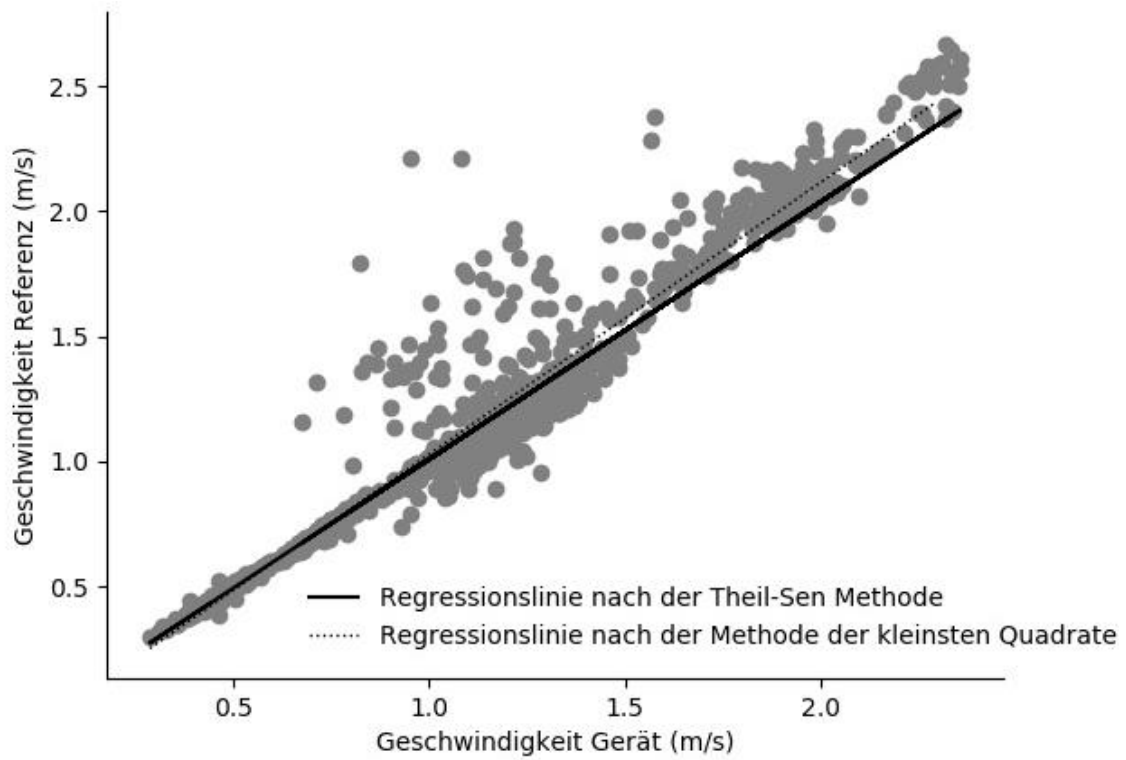


Abbildung 10. Regression Quantum. Geschwindigkeit = mittlere konzentrische Geschwindigkeit.

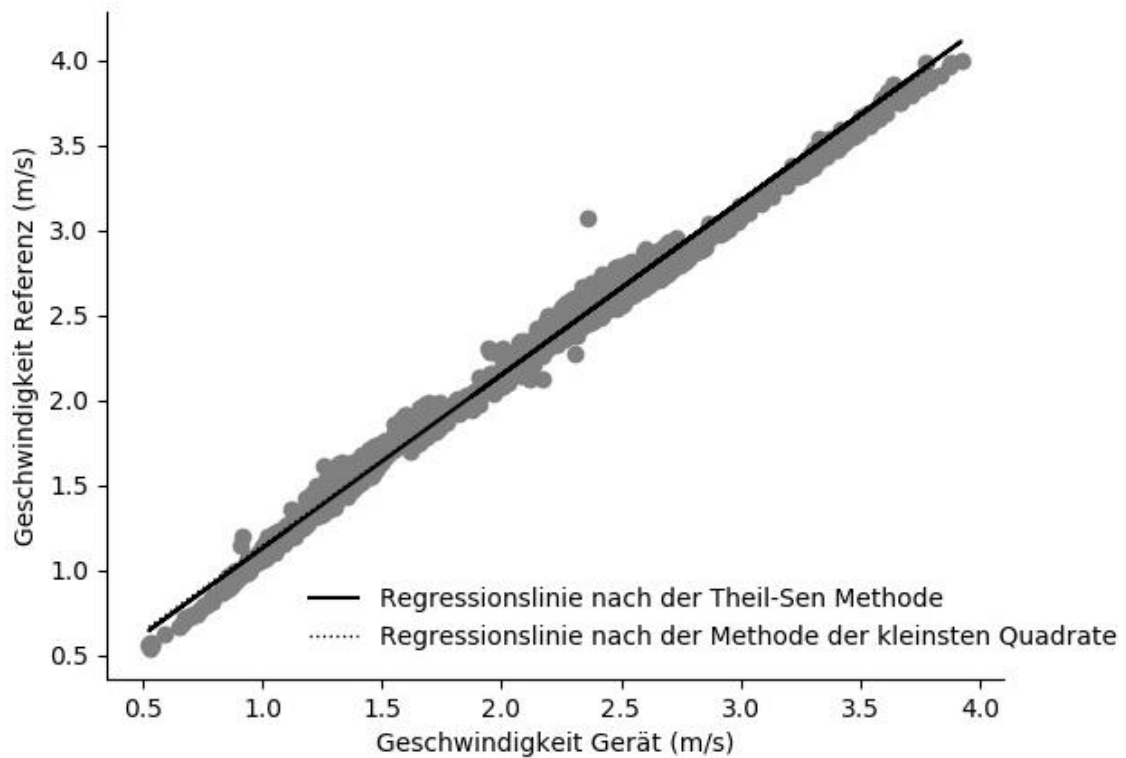


Abbildung 11. Regression Quantum. Geschwindigkeit = maximale konzentrische Geschwindigkeit.

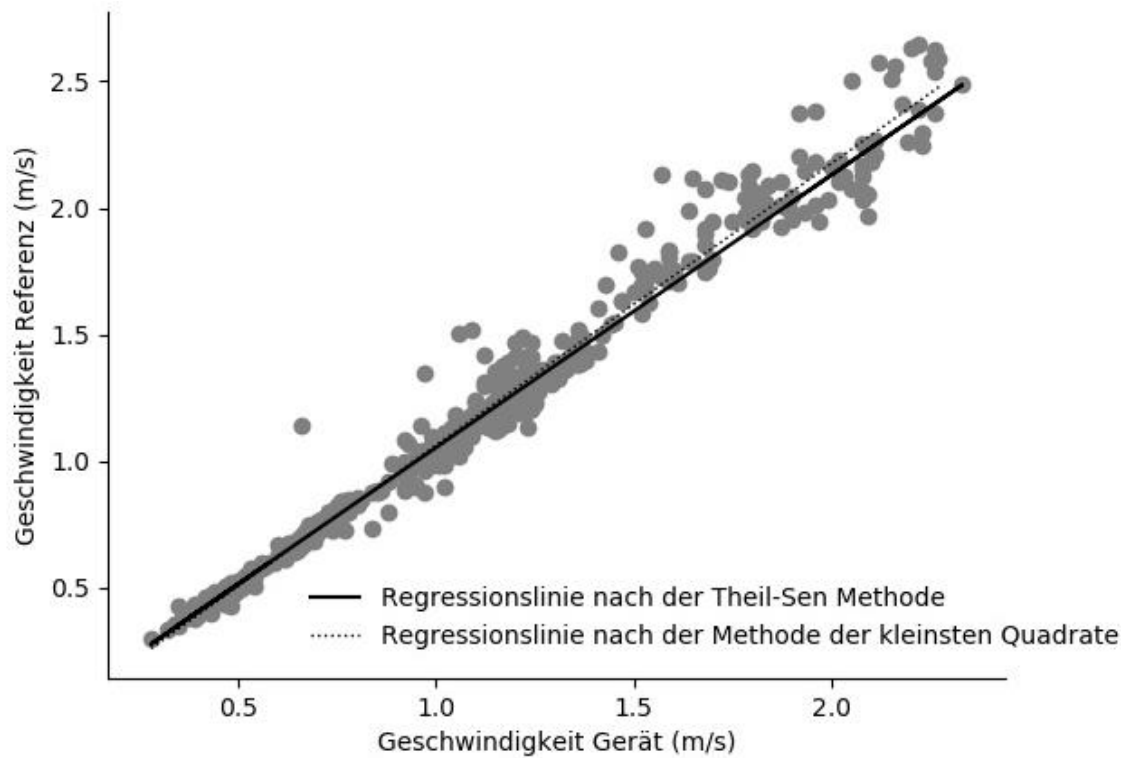


Abbildung 12. Regression Vmaxpro. Geschwindigkeit = mittlere konzentrische Geschwindigkeit.

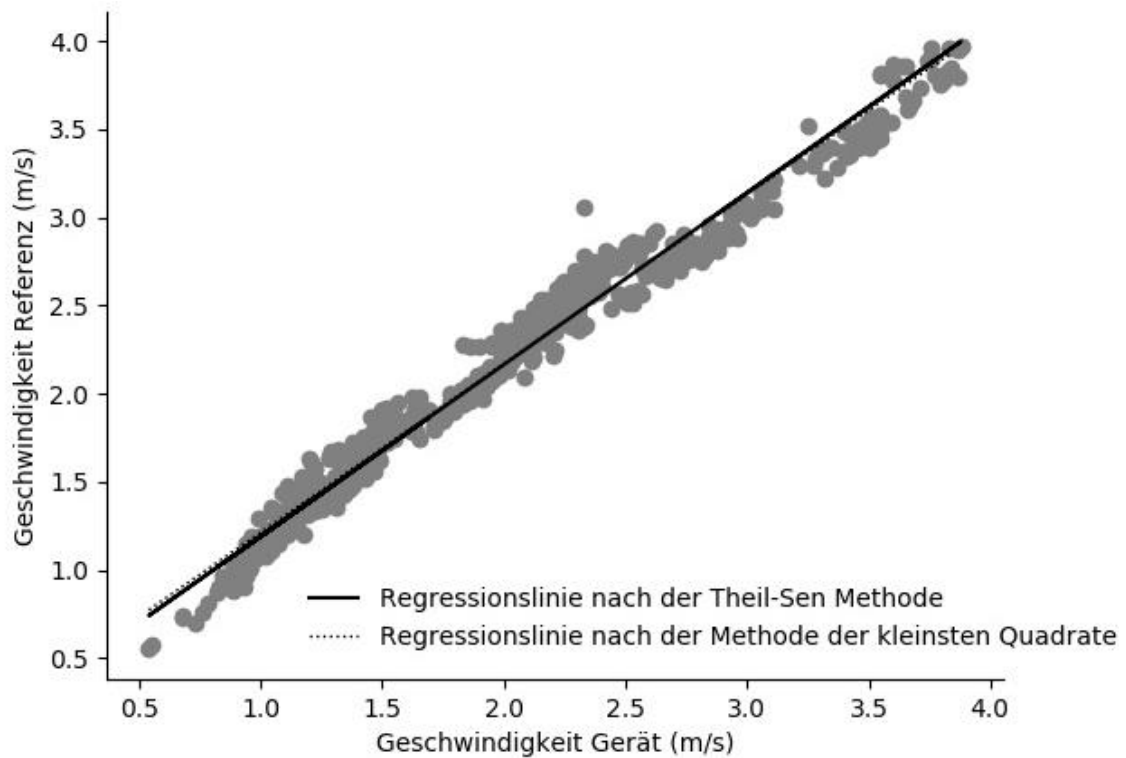


Abbildung 13. Regression Vmaxpro. Geschwindigkeit = maximale konzentrische Geschwindigkeit.

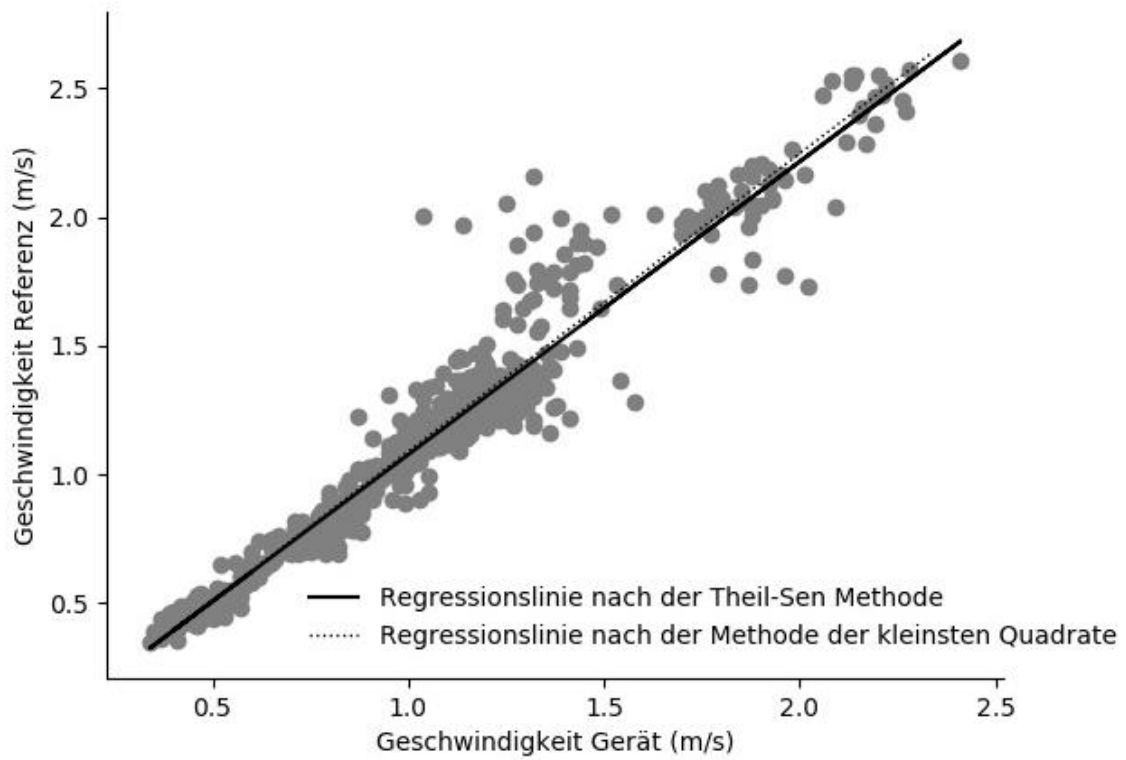


Abbildung 14. Regression Push. Geschwindigkeit = mittlere konzentrische Geschwindigkeit.

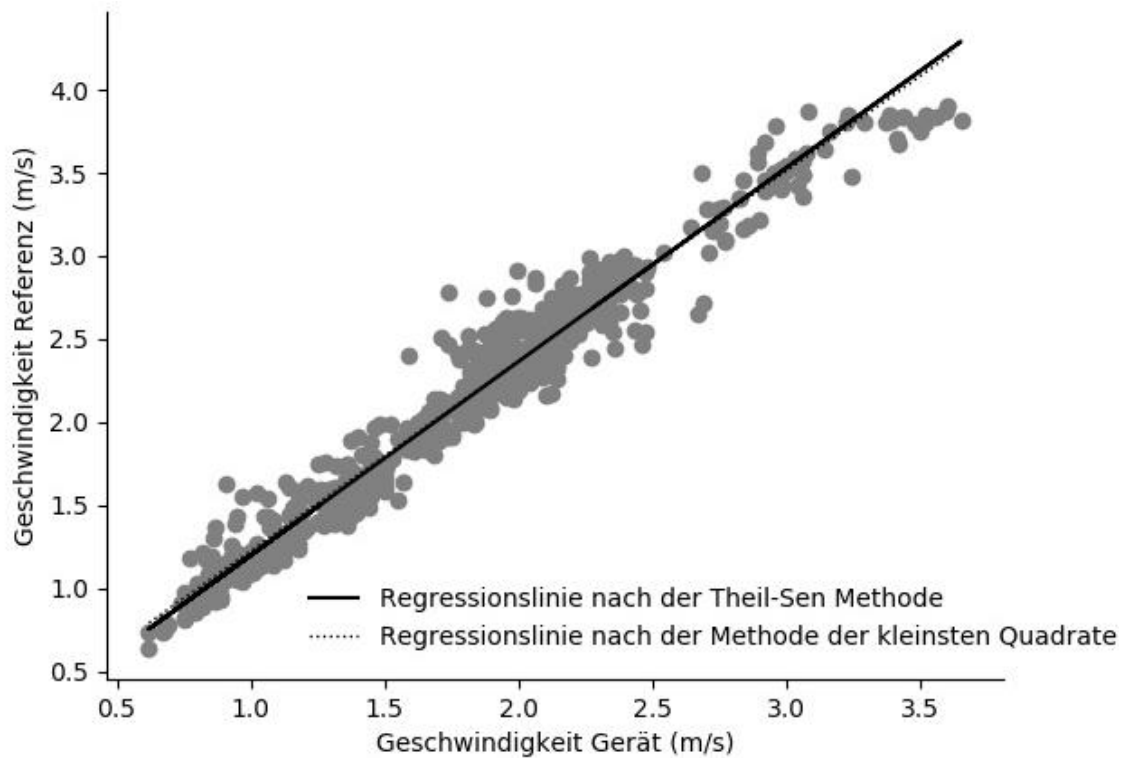


Abbildung 15. Regression Push. Geschwindigkeit = maximale konzentrische Geschwindigkeit.

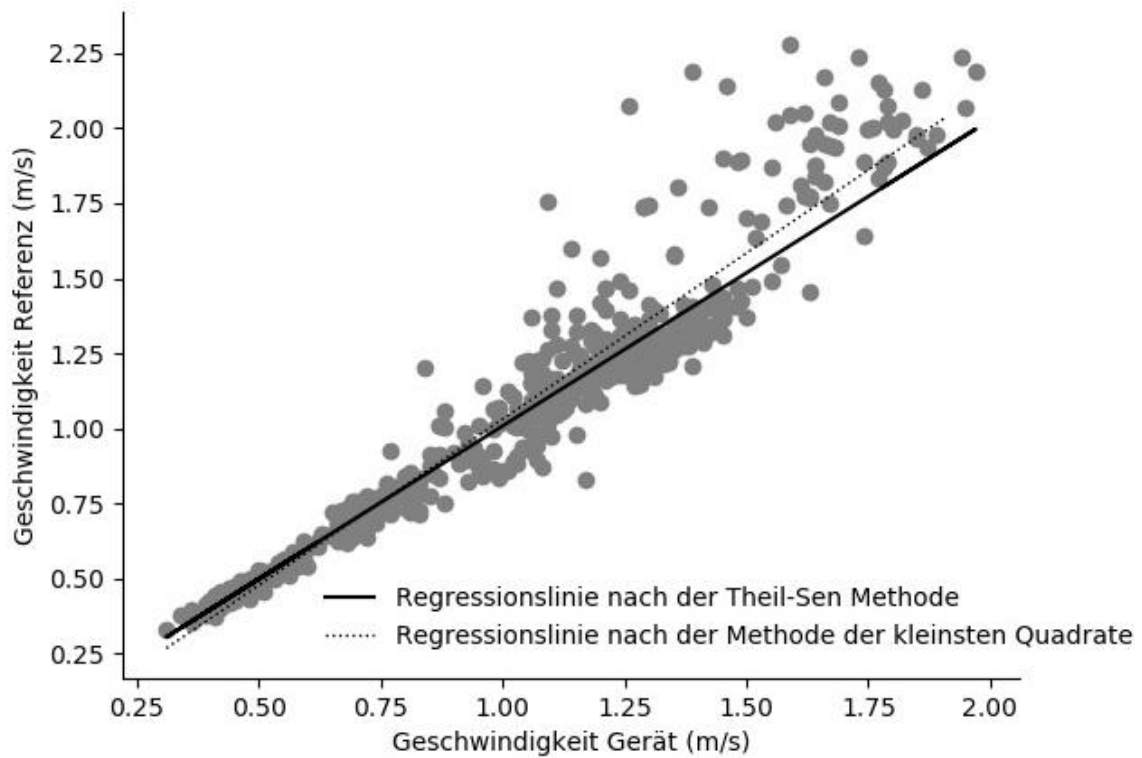


Abbildung 16. Regression Flex. Geschwindigkeit = mittlere konzentrische Geschwindigkeit.

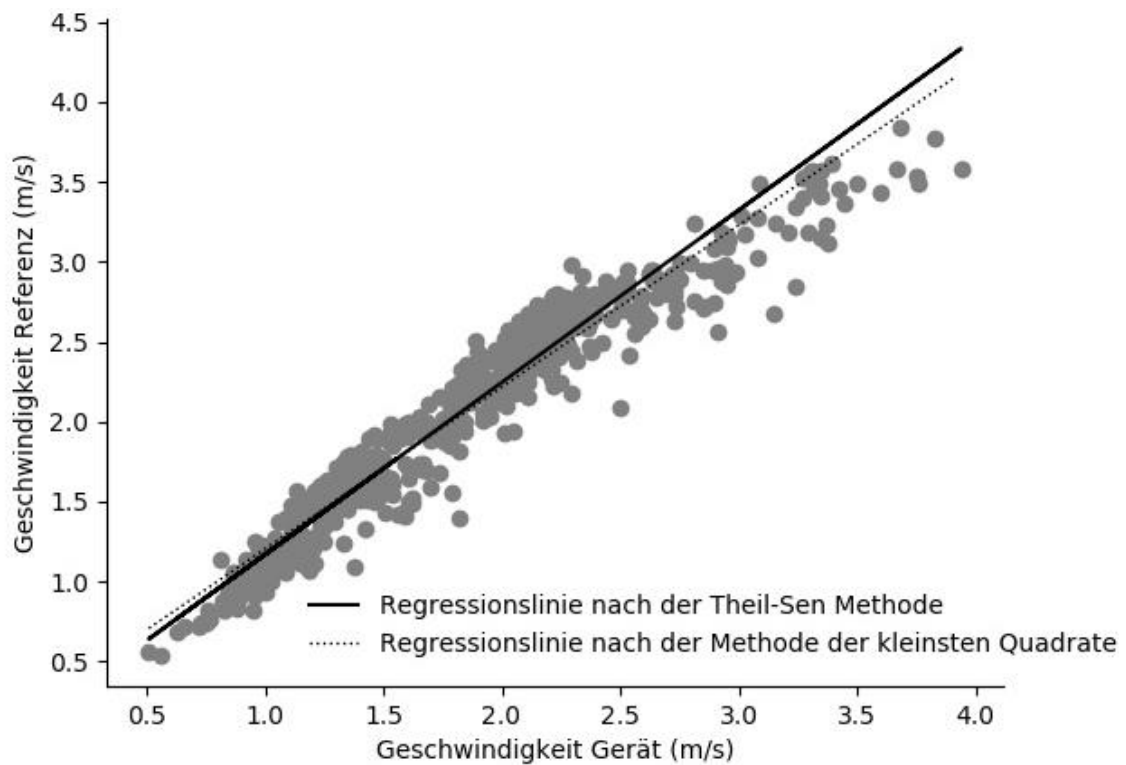


Abbildung 17. Regression Flex. Geschwindigkeit = maximale konzentrische Geschwindigkeit.

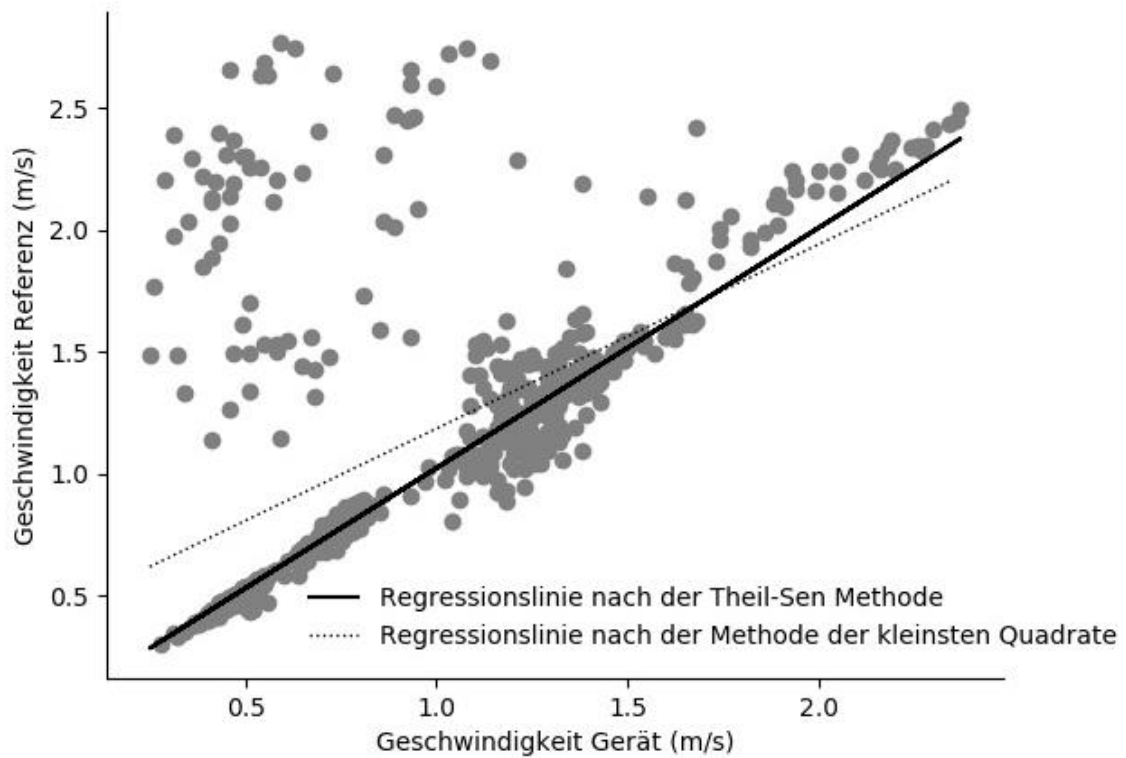


Abbildung 18. Regression Speed4lifts. Geschwindigkeit = mittlere konzentrische Vorschubgeschwindigkeit.

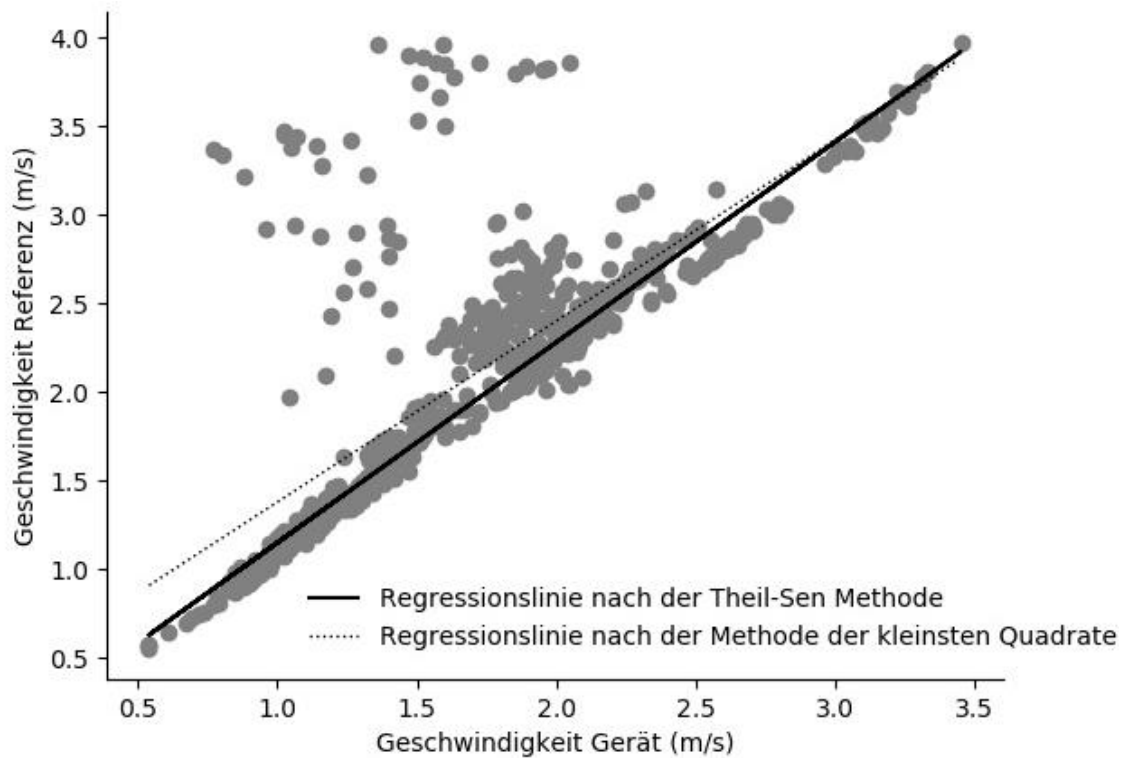


Abbildung 19. Regression Speed4lifts. Geschwindigkeit = maximale konzentrische Geschwindigkeit.

Dank

An dieser Stelle bedanke ich mich bei allen Personen, die die Anfertigung dieser Arbeit ermöglicht haben und mich beim Verfassen dieser Arbeit unterstützt haben. Zuerst bedanke ich mich bei meinen Betreuern Dr. Micah Gross und Jan Seiler für ihre kompetenten Ratschläge und hilfreichen Anregungen. Ich empfand die Zusammenarbeit als extrem unkompliziert und lehrreich. Des Weiteren bedanke ich mich bei meiner Familie und meinen Freunden für die emotionale Unterstützung. Sie standen mir mit viel Geduld, Interesse und Hilfsbereitschaft zur Seite.