



Technische Universität München

Fakultät für Sport- und Gesundheitswissenschaften

Lehrstuhl für Trainingswissenschaft und Sportinformatik

B.Sc. Wissenschaftliche Grundlagen des Sports

Bachelor Thesis

**Messung der golfspezifischen Explosivkraft mit Hilfe
eines Kabelzugtrainingsgeräts – Testentwicklung und Testvalidierung**

**Measurement of golf-specific explosive strength
by a cable pulley system – test development and test validation**

Datum der Abgabe: 30. November 2016

Eingereicht von: Katharina Els

Matrikelnummer: 03653242

Betreut von: Thomas Blobel

Abstract

The maximization of ball flight distance is a very important factor for golf players. This maximization is mostly determined through sequential movements of body segments, timing and speed of body rotation and the club head speed at impact (Smith et al., 2015). There are numerous measuring instruments and research for the analysis of aforementioned parameters but a golf specific strength measuring method for the muscle groups of the different body segments does not exist at all. With the help of a special cable pulley system (Kinesis TechnoGym), “extensions” by Logical Golf and a built-in load cell in the cable system, it is possible to measure force development in different joints during the golf swing and to calculate explosive strength for the first time.

Goal of this study was to examine the golf specific explosive strength in different types of diagnostic methods. N = 30 male golf players (handicap +1 to -20) participated in this cross-sectional study and were separated in three groups of the same size depending on their handicap. The tests had to be performed in an appointed order: sport motor activity tests (push ups and sit-ups), arm, hip and shoulder strengthening exercises with the cable system, measuring of body rotation speed (hand, arm, shoulder and hip) with Golf BioDynamics and at the same time recording of club head and ball speed with Flight Scope.

A correlation analysis between test variables has been made to examine connections as well as a univariate ANOVA to analyse differences between the handicap groups regarding different golf related parameters. Strong effects between hand rotation speed and the variables of swing speeds could be found.

The regression analysis confirmed a highly significant strong effect of angular rotation speed on the swing speed ($R^2_{FS_CS} = .595^{***}$, $R^2_{FS_BS} = .545^{***}$).

Significant differences between the groups could also be found with the hand rotation speed ($p = .009^*$), club head speed ($p = .017^*$) and ball speed ($p = .026^*$), whereas no evidence was given for differences between the groups regarding kinesis respectively strong connections with other variables.

The tests should be repeated with a higher number of participants to allow a generalization of the results. Furthermore, the planned amount of time for the habituation phase of the kinesis exercises should be longer.

This study does only provide first insights and tendencies for this new golf specific exercise method, which could surely improve the diagnostics in golf sports through further research in the future.

Inhaltsverzeichnis

Abstract	I
Abbildungsverzeichnis	IV
Tabellenverzeichnis	V
Abkürzungsverzeichnis	VI
1 Einleitung	1
2 Theorie	3
2.1 Komponenten der Leistungsfähigkeit	3
2.1.1 Kondition	3
2.1.2 Technik und Koordination	6
2.1.3 Strategie und Taktik	8
2.2 Theoretische Aspekte der Leistungsdiagnostik im Sportspiel	8
2.3 Begrifflichkeiten in der Golftheorie	11
2.3.1 Aufbau der Schläger	11
2.3.2 Determinanten im Treffmoment (Impact)	11
3 Aktueller Forschungsstand	13
3.1 Biomechanik des Golfschwungs	13
3.2 Körperrotation und Geschwindigkeit der Segmente	16
3.3 Kraftdiagnostik im Schwimmsport	20
3.4 Strukturmodell der Untersuchung	21
3.5 Hypothesen	22
4 Methodik	23
4.1 Messsystem	23
4.1.1 Kinesis mit Logical Golf Tools und Kraftmessdose	23
4.1.2 Flight Scope 3D Radar Technologie	25
4.1.3 Golf BioDynamics	26
4.2 Stichprobe	28
4.3 Versuchsdesign und Durchführung	28

4.4	Aufwärmprogramm	30
4.5	Sportartunspezifische Kraffttests	31
4.5.1	Sit-Up	32
4.5.2	Liegestütz	32
4.6	Sportartspezifische Kraffttests	33
4.6.1	Untersuchung der Explosivkraft mittels Kraftraining an der Kinesis	33
4.6.2	Übungen am Seilzugsystem	34
4.6.2.1	Armrotation	34
4.6.2.2	Hüftrotation	35
4.6.2.3	Schulterrotation	36
4.7	Golf BioDynamics und Flight Scope	37
4.8	Methodik der Explosivkraftberechnung	38
5	Ergebnisse	39
6	Diskussion	46
6.1	Analyse der Ergebnisse	46
6.2	Einschränkungen	49
6.3	Fazit und Ausblick	50
	Literaturverzeichnis	52
	Anhang	55
	Einverständniserklärung	55
	Probandenfragebogen	56
	Danksagung	57
	Eidesstattliche Erklärung	58

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1.	Struktur der Krafftfähigkeiten	4
Abb. 2.	Kraft-Zeit-Verlaufskurve nach Bührlé und Schmidtbleicher (1981) zur Bestimmung der Maximalkraft sowie der Schnellkraft mit ihren Komponenten Startkraft (F_{start}) und Explosivkraft (F_{expl})	6
Abb. 3.	Strukturmodell der individuellen komplexen Sportspielleistung (vereinfachte Darstellung nach Hohmann & Brack, 1983)	9
Abb. 4.	Hierarchisches Strukturmodell der komplexen Sportspielleistung (modifiziert nach Hohmann und Brack 1983)	10
Abb. 5.	Bestandteile eines Golfschlägers	11
Abb. 6.	Die primären Phasen des Golfschwungs, bestimmt durch die Schlägerkopfposition.....	15
Abb. 7.	Pyramidenstrukturmodell der Studie mit verschiedenen Untersuchungsebenen.....	22
Abb. 8.	Kinesis von TechnoGym im Golflabor	23
Abb. 9.	Logical Golf Extensions: Hüfte.....	23
Abb. 10.	Eingebaute Kraftmessdose in den Seilzug	24
Abb. 11.	Skizzierter Versuchsaufbau am Seilzugsystem mit Extension und eingebauter KMD	25
Abb. 12.	Prinzip der 3D Radar Technik.....	26
Abb. 13.	Proband beim Abschlag mit angelegtem Golf BioDynamics Gurtsystem.....	27
Abb. 14.	3D Körper Modell eines Golfspielers	27
Abb. 15.	Skizzierter Untersuchungsablauf nach Stationsreihenfolge	30
Abb. 16.	Ausgangsposition (links) und Endposition (rechts) der Armrotation	35
Abb. 17.	Ausgangsposition (links) und Endposition (rechts) der Hüftrotation	36
Abb. 18.	Ausgangsposition (links) und Endposition (rechts) der Schulterrotation.....	37
Abb. 19.	Berechnung der Explosivkraft mittels Steigungsdreieck in der Kraft-Zeit-Verlaufskurve mit Minimum (Min), Maximum (Max), Kraft (F) und Zeit (t).....	38
Abb. 20.	Empirisches Strukturmodell: lineare multiple Regressionsanalyse mit R^2 -Werten	42

Tabellenverzeichnis

Tab. 1.	Mittelwert (Mean) in Meter pro Sekunde [m/s], Standardabweichung (Std. Deviation), Minimum und Maximum für die CSI Werte von Amateuren und professionellen Spielern.....	15
Tab. 2.	Pointer Kalibrierungspunkte am menschlichen Körperskelett	27
Tab. 3.	Gruppeneinteilung gemäß Handicap mit Teilnehmerzahl (n)	28
Tab. 4.	Standardisierte Werte für Widerstand und Vorspannung in Newton [N] der Arm- Hüft- und Schulterkraftübung an der Kinesis	34
Tab. 5.	Anthropometrische Daten der Testteilnehmer von HCP, Alter in Jahren [J], Gewicht in Kilogramm [kg] und Größe in Zentimetern [cm] ...	39
Tab. 6.	Reliabilitätskoeffizienten (rtt) für die Tests an der Kinesis (Kin), Golf BioDynamics (GB) und Flight Scope (FS)	40
Tab. 7.	Korrelationen der Ebene 3 (golfspezifische Explosivkraft) mit Ebene 4, 2 und 1	41
Tab. 8.	Korrelationen der Ebene 2 (Rotationsgeschwindigkeiten) mit Ebene 4 und 1	41
Tab. 9.	Korrelationen der Ebene 1 (Schwunggeschwindigkeiten) mit anthropometrischen Daten und Ebene 4	42
Tab. 10.	HCP-Gruppenunterschiede hinsichtlich der anthropometrischen Daten mit Mittelwert (MW), Standardabweichung (SD), Prüfgröße (F), Signifikanzniveau (p) und Eta-Quadrat (η^2)	43
Tab. 11.	HCP-Gruppenunterschiede bei sportmotorischen Krafttests.....	43
Tab. 12.	HCP-Gruppenunterschiede beim golfspezifischen Krafttraining an der Kinesis (Kin).....	44
Tab. 13.	HCP-Gruppenunterschiede bei Rotationsgeschwindigkeiten	45
Tab. 14.	HCP-Gruppenunterschiede bei Schwunggeschwindigkeiten	45

Abkürzungsverzeichnis

BS	Ballgeschwindigkeit (ball speed)
cm	Zentimeter
CS	Schlägerkopfgeschwindigkeit (clubhead speed)
CSI	Schlägerkopfgeschwindigkeit im Treffmoment (clubhead speed at impact)
deg/s	degree per second
Eta^2/η^2	Effektstärke Eta-Quadrat
F	Prüfgröße F
F_{expl}	Explosivkraftindex
FS	Flight Scope
F_{SK}	Schnellkraftindex
F_{Start}	Startkraftindex
GB	Golf BioDynamics
gr.	griechisch
HCP	Handicap
J	Jahre
kg	Kilogramm
Kin	Kinesis
KMD	Kraftmessdose
km/h	Kilometer pro Stunde
mph	miles per hour
ms	Millisekunden
m/s	Meter pro Sekunde
MW	Mittelwert
N	Newton
n	Stichprobengröße
n.s.	nicht signifikant
O	Offset
p	Signifikanzniveau
r	Korrelationskoeffizient nach Pearson
R^2	Bestimmtheitsmaß
ROM	Bewegungsausmaß (range of motion)
rtt	Reliabilitätskoeffizient
SD	Standardabweichung
sog.	sogenannt

1 Einleitung

Welcher Golfspieler strebt nicht nach einer möglichst langen Flugbahn seines Balles beim Abschlag vom Tee? Tatsächlich wird der Maximierung der Flugweite im Golf eine große Bedeutung zugeschrieben. Zu den wichtigsten Schlüsselinflussfaktoren zählen u.a. die sequentielle Bewegung der einzelnen Körpersegmente (wie etwa Schultern, Hüfte, Arme und Handgelenke), das richtige Timing und die Geschwindigkeit der Körperrotation bzw. des Schlägerkopfes im Treffmoment. Eine hohe Geschwindigkeit kann durch die Körperrotation während des Aufschwunges (Backswing) bei Verlagerung des Körperschwerpunktes und durch die Beschleunigung der Körpersegmente im Durchschwung (Downswing) erreicht werden (Smith, Roberts, Wallace, Kong & Forrester, 2015).

Es existieren bereits verschiedene Analysegeräte und Forschungen für die Messung sequentieller Kinematik, Rotationsgeschwindigkeiten und Körperschwerpunktverlagerungen (z.B. Golf BioDynamics, 3D-Kamera Systeme und Kraftmessplatten). Eine golfartspezifische Kraftmessmethode von Muskelgruppenaktivitäten der verschiedenen Körpersegmente gibt es allerdings noch nicht. Meister, Ladd, Butler, Zhao, Rogers, Ray und Rose (2011) betonen, dass die (Golfschwung-) Kraftentwicklung als primärer Bestimmungsfaktor für die Ballflugdistanz gilt. Und gerade hier spielen die Muskelgruppen eine nicht zu unterschätzende Rolle.

Die Firma Technogym entwickelte ein spezielles Kabelzugsystem, das mit Hilfsmitteln von Logical Golf, welche für ein golfspezifisches Krafttraining entwickelt wurden, erlaubt, eine mögliche Kraftentwicklung in verschiedenen Gelenken auf den Golfschwung Trajektorien zu messen. Mit einer eingebauten Kraftmessdose in den Kabelzug können erstmals Aussagen über entwickelte Kraftwerte einzelner Muskelgruppen, insbesondere der Explosivkraft, gegeben werden.

Ziel der Studie ist es erstens, golfspezifische Tests für die Messung der Explosivkraft am Kabelzugtrainingsgerät zu entwickeln und zweitens diese Tests mit sportmotorischen Krafttests sowie Winkelrotations- und Schwunggeschwindigkeiten des Golfspielers zu vergleichen, im Sinne des Kriteriums der Validität. Die golfspezifische Schnellkraft soll auf unterschiedlichen Niveaus untersucht werden.

Es wird geprüft, ob es einen Zusammenhang zwischen den Hierarchieebenen der golfspezifischen Schnellkraft gibt und ob Unterschiede zwischen den Leistungsklassen der Golfspieler in Bezug auf verschiedene Untersuchungsvariablen bestehen.

Um diese beiden Fragen beantworten zu können, seien zunächst die theoretischen Erklärungsansätze, die die Sportwissenschaft entwickelt hat, und die gängigen Begriffe erwähnt. Danach folgt ein Rekurs auf die heutigen Untersuchungen zu bio-

mechanischen Parametern des Golfschwungs und zur Körperrotation. Im Mittelpunkt der Arbeit steht, basierend auf diesen theoretischen Grundlagen, der praktische Versuchsaufbau, der zeigen soll, wie die für den Golfschwung relevante Kraftentwicklung zu messen ist. Im Ergebnisteil werden die aufgestellten Hypothesen analysiert und interpretiert. Zuletzt folgt ein Fazit mit Ausblick.

2 Theorie

2.1 Komponenten der Leistungsfähigkeit

2.1.1 Kondition

Die primär energetische Komponente der Leistungsfähigkeit wird dargestellt durch die Kraft-, Ausdauer- und Schnelligkeitsfähigkeiten. Sie haben Einfluss auf die Muskelarbeit und können in vielen Sportarten eine entscheidende Wirkung auf die Leistungsfähigkeit haben. Schnabel, Harre und Krug (2011) schreiben dem durch diese Fähigkeiten erreichten komplexen körperlichen Zustand den Begriff *Kondition* zu. Die drei Komponenten der Kondition werden im Folgenden näher definiert: Die *Krafftähigkeit* bezeichnet ein Überwinden von Bewegungslasten durch Muskelkontraktion bzw. ein Entgegenwirken gegen äußere Krafteinflüsse. Unter dem Begriff der *Schnelligkeit* versteht man das Ausführen von Bewegungshandlungen unter sehr hoher Geschwindigkeit. *Ausdauer* beschreibt letztlich eine mehrfache Wiederholungsanzahl von Bewegungshandlungen bzw. die dauerhafte Ausübung mit bestmöglicher Intensität und weitgehend solider Ausführungstechnik (Schnabel et al., 2011). Der Begriff *Kondition* lässt sich wie folgt definieren:

„Komponente der sportlichen Leistungsfähigkeit, die vorrangig durch energetische Faktoren und Prozesse bestimmt ist und im Niveau körperlich-motorischer Fähigkeiten Kraft, Ausdauer und Schnelligkeit sowie in deren komplexen Zusammenwirken leitungswirksam zum Ausdruck kommt.“ (Schnabel et al., 2011, S.156)

Da im Verlauf der Studie die Krafftähigkeiten von großer Bedeutung sind, geht es im folgenden Abschnitt um die Struktur und Einflussgrößen der motorischen Beanspruchungsform Kraft. Ausdauer sowie Schnelligkeitsfähigkeiten werden ausgeblendet.

Die *Maximalkraft* bildet die Grundlage für die Schnellkraft und Kraftausdauer (s. Abb.1). Das jeweilige Ausprägungsniveau dieser beiden Krafftähigkeiten hängt demnach u.a. von der Maximalkraft ab (Güllich & Schmidtbleicher, 1999).

Mit dem Begriff der Maximalkraft beschreibt man die höchste Kraft, die das Nerv-Muskel-System bei maximaler willkürlicher Kontraktion gegen einen Widerstand aufbringen kann (Güllich & Schmidtbleicher, 1999; Pampus, 2001; Hottenrott & Neumann, 2014; Hohmann, Lames & Letzelter, 2014). „*Maximale Kräfte können bei dynamisch überwindender und nachgebender sowie bei haltender (statischer) Arbeitsweise der Muskulatur entwickelt werden*“ (Pampus, 2001, S. 13). Entsprechend den Kontraktionsformen wird die Maximalkraft in der Literatur in drei Formen unterteilt: isometrisch, exzentrisch und dynamisch-konzentrisch (Pampus, 2001; Hottenrott & Neumann, 2014). Sie ist energetisch von der Muskelquantität und in-

formationell vom Aktivierungsniveau des Zentralen Nervensystems abhängig (Hohmann et al., 2014).

Um die Kraft unterschiedlicher Personen besser miteinander vergleichen zu können wird nicht die Maximalkraft, sondern die *Relativkraft* verwendet. Sie ist die auf das jeweilige Körpergewicht bezogene Kraft (Hottenrott & Neumann, 2014).

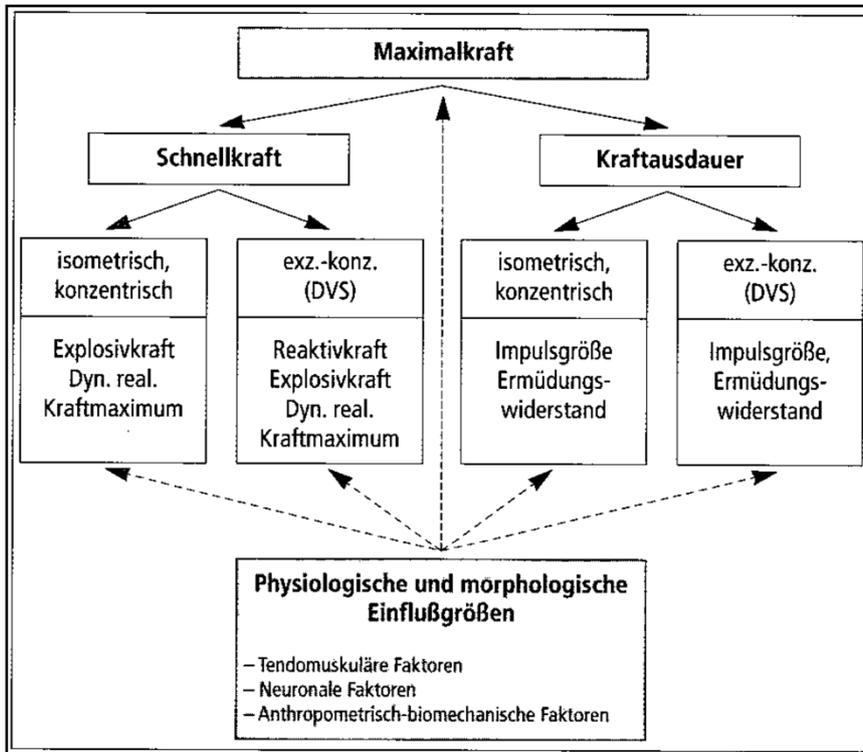


Abb. 1. Struktur der Kraftfähigkeiten
(Güllich & Schmidtbleicher, 1999, S. 224)

Bei der *Kraftausdauer* handelt es sich um eine komplexe sportmotorische Fähigkeit, die es zulässt, hohe Anteile der Maximalkraft (> 30 Prozent) oder Schnellkraft über einen möglichst langen Zeitraum aufrecht zu erhalten (Hottenrott & Neumann, 2014). Um die Kraftausdauer vom Ausdauerverhalten abzugrenzen, muss die zu bewältigende Last mindestens 30 Prozent des individuellen maximalen Kraftvermögens (Maximalkraft) betragen (Güllich & Schmidtbleicher, 1999; Hohmann et al., 2014; Pampus, 2001). Hottenrott und Neumann (2014) formulieren eine physiologische [1] und eine biomechanische [2] Definition von Kraftausdauer:

[1] „Fähigkeit, bei einer bestimmten Wiederholungszahl oder einer definierten Belastungsdauer die Abnahme der Muskelleistung möglichst gering zu halten.“ (Hottenrott & Neumann, 2014, S. 152)

[2] „Fähigkeit, einen möglichst hohen Kraftimpuls bzw. eine möglichst hohe Kraftsumme bei einer dauerhaften Arbeit gegen höhere Lasten zu generieren.“ (Hottenrott & Neumann, 2014, S.153)

Wie bereits erwähnt, bildet die Maximalkraft nicht nur eine Basis für die Kraftausdauer, sondern auch für die *Schnellkraft*. Sie wird in der Praxis dort erstrebt, wo Sportgeräte, der eigene Körper des Sportlers oder einzelne Körpersegmente mit und ohne Hilfsmittel beschleunigt werden. Die Schnellkraft tritt bei fast allen Sportarten mit explosiven zyklischen bzw. azyklischen Bewegungen und hohem Krafteinsatz in kürzester Zeit auf (Pampus, 2001). „Offensichtlich ist dies bei Sprung-, Sprint-, Wurf- und Schlagbewegungen der Fall“ (Pampus, 2001, S.9). Die Beschleunigung und resultierende Geschwindigkeit eines Körpers oder Sportgerätes sind Ausdruck des zugrundeliegenden Impulses (Kraftstoß). Dementsprechend gilt: „*Schnellkraft ist die Fähigkeit des neuromuskulären Systems, einen möglichst großen Impuls (Kraftstoß) innerhalb der verfügbaren Zeit zu entfalten*“ (Güllich & Schmidtbleicher, 1999, S. 225). Ein Impuls wird beschrieben durch die Steigung der Kraftanstiegskurve, das erreichte Kraftmaximum und die Impulszeit. Eine Impulsvergrößerung durch die Krafteinwirkungsdauer kann z.B. beim Drive in der Sportart Golf¹ durch Ausdehnung des Beschleunigungsweges erreicht werden (Güllich & Schmidtbleicher, 1999).

Die Erscheinungsformen der Kraft wurden erst durch junge Untersuchungen von Schmidtbleicher und Bührle (zitiert nach Pampus, 2001, S. 13) seit Beginn der 80er Jahre mit Hilfe von Kraft-Zeit-Verlaufskurven veranschaulicht (s. Abb.2).

Die Schnellkraft wird mit dem Schnellkraftindex (F_{SK}) beschrieben. F_{SK} berechnet sich aus dem Quotienten des Kraftmaximums und der zu seiner Realisierung benötigten Zeit bis zum höchsten Kraftwert der Kurve. Schnellkraftfähigkeit wird sportartspezifisch erzielt und von der *Start-* sowie *Explosivkraft* grundlegend bestimmt (Hottenrott & Neumann, 2014).

Startkraft beschreibt mittels Startkraftindex (F_{Start}) die Kraft, die nach 30 Millisekunden (ms) der Muskelkontraktion gemessen werden kann. Die Startkraft benötigt einen hohen Anteil an schnellen Muskelfasern und wird durch die Fähigkeit, bei Muskelkontraktionsbeginn möglichst viele Muskelfasern zu rekrutieren, bestimmt (Schabel et al., 2011).

Je kürzer die Zeitspanne für einen Schnellkrafteinsatz ist, desto höher ist die Bedeutung der Steilheit des Kraftanstiegs (Güllich & Schmidtbleicher, 1999). „[...] das Vermögen der Muskulatur [...] einen bereits begonnenen Spannungsanstieg maximal schnell weiterzuentwickeln, also einen steilen Kraftanstieg zu verwirklichen [...]“ (Pampus, 2001, S.18) wird als *Explosivkraft* bezeichnet. Die Steilheit des Kraftanstiegs wird mittels Steigungsdreieck in der Kraft-Zeit-Verlaufskurve berechnet und mit dem Explosivkraftindex (F_{expl}) beschrieben. Dieser gibt die maximale Kraftbildungsrate innerhalb eines Bewegungszyklus an (Hohmann et al., 2014). Verchoshansik (1995, zitiert nach Schnabel, 2011, S. 161)

¹ Erster Schlag (Abschlag) an einem Loch/an einer Bahn (Hahn, 2004)

sieht die Explosivkraft als „beschleunigende Kraft“ und somit als die „eigentliche Schnellkraft“ an.

Betrachtet man zusammenfassend die dargestellte Kurve in Abbildung 2, dann wird erkennbar, dass die Schnellkraft von drei Faktoren abhängt:

1. Vom schnellen Kraftanstieg (Startkraft und Explosivkraft),
2. vom Kraftmaximum und
3. von der Dauer des Kraftstoßes

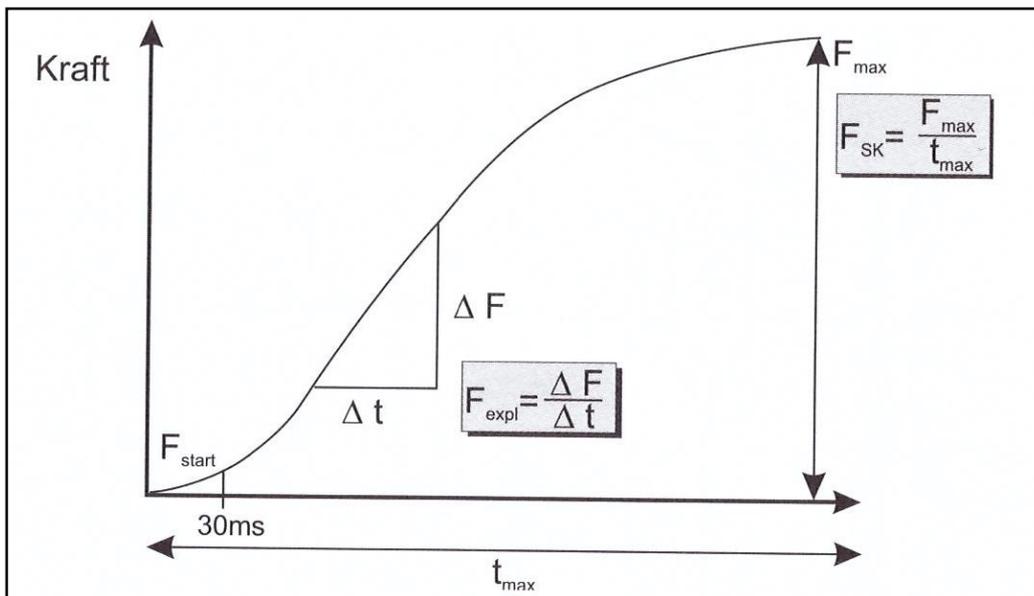


Abb. 2. Kraft-Zeit-Verlaufskurve nach Bührlle und Schmidtbleicher (1981) zur Bestimmung der Maximalkraft sowie der Schnellkraft mit ihren Komponenten Startkraft (F_{start}) und Explosivkraft (F_{expl}) (Hohmann, Lames & Letzelter, 2014, S. 80)

2.1.2 Technik und Koordination

Die Bedeutung des Begriffs *Technik* reicht über den Sport hinaus und hat seine Wurzeln in der griechischen (gr.) Sprache verankert: gr. *téchne* bedeutet „Handwerk, Kunstfertigkeit [...], das Gemachte, im Gegensatz zu *physis*: das Gegebene, die Natur“ (Hohmann, 2014, S.105).

Aus Sicht der Trainingswissenschaft ist *sportliche Technik* ein meist in der Sportpraxis erprobtes Verfahren zur optimalen Lösung eines bestimmten Bewegungsmusters (Hottenrott & Neumann, 2014). Sportliche Technik ist also ein Sammelname für technische Fertigkeiten eines Athleten oder einer Sportart.

Des Weiteren kennzeichnet die sportliche Technik „ein *Idealmodell eines Bewegungsablaufs*“. Sie repräsentiert die Realisierung einer angestrebten ‚Idealbewegung‘ oder optimierten Zieltechnik“ (Hottenrott & Neumann, 2014, S.223).

Schnabel et al. (2011) betonen in ihrer Definition von sportlicher Technik die Abhebung vom konkreten Bewegungsablauf:

„In der Praxis erprobtes, auf Grund der allgemeinen psychophysischen Voraussetzungen des Menschen realisierbares charakteristisches Lösungsverfahren einer in sportlichen Handlungen erwachsenden Bewegungsaufgabe, das als Bewegungsalgorithmus der jeweiligen Bewegung immanent ist.“ (Schnabel et al., 2011, S. 121)

Hottenrott und Neumann (2014) beschreiben das Techniktraining allgemeiner:

„Techniktraining ist eine Form des motorischen Lerntrainings, das auf gegebenen konditionellen und koordinativen Grundlagen aufbaut und der Entwicklung sportmotorischer Fertigkeiten sowie sportartspezifischer Technikbilder dient.“ (Hottenrott & Neumann, 2014, S. 224).

Koordination bezeichnet einen Sammelbegriff für mehrere koordinative Fähigkeiten (Hohmann et al., 2014). Die koordinativen Fähigkeiten finden sich im Bereich der Bewegungsregulation wieder und gehören „[...] zur handlungsbezogenen Ebene der personalen Leistungsvoraussetzungen“ (Schnabel et al., 2011, S.135). Gemäß Hohmann et al. (2014) sind koordinative Fähigkeiten einzelne Gesichtspunkte der Bewegungssteuerung.

Einige koordinative Fähigkeiten wurden traditionell formuliert. Hirtz (1985, zitiert nach Hohmann et al., 2014, S.106) zählt darunter folgende – „primär als Lernzieltaxonomie der Koordinationsschulung in der Grundschule“ – auf:

- Reaktionsfähigkeit
- Rhythmusfähigkeit
- Gleichgewichtsfähigkeit
- Orientierungsfähigkeit
- Differenzierungsfähigkeit

Blume (1987, zitiert nach Hohmann et al., 2014, S. 106) fügt später auf der Suche nach einem System sportartübergreifender koordinativer Fähigkeiten im Nachwuchsleistungssport der Aufzählung zwei weitere Begriffe hinzu (Schnabel et al., 2011):

- Kopplungsfähigkeit und
- Umstellungsfähigkeit

Meinel und Schnabel (2007) gehen in ihrem Buch – *Bewegungslehre Sportmotorik* – noch gezielter auf die einzelnen Begriffe ein und veranschaulichen diese anhand zahlreicher Beispiele.

Laut Schnabel et al. (2011) gelten die vorgestellten koordinativen Fähigkeiten als elementar und leistungsbestimmend. Die Begriffe bestehen durch ihre leichte Identifizierbarkeit in Bewegungsausführungen in der Sportpraxis seit langer Zeit und sind zu einer Art „Standard-Begriffsinventar“ (Hohmann et al., 2014, S.106) geworden.

2.1.3 Strategie und Taktik

Die Begriffe *Strategie* und *Taktik* stehen für durchdachtes, kluges und zielstrebendes Verhalten in der Gesellschaft, in der Wissenschaft und in vielen Bereichen des Sports (Schnabel et al., 2011). Unter dem Oberbegriff Taktik werden im Allgemeinen die *Taktik* (im Detail) und die Strategie genauer differenziert. Die *Strategie* umfasst taktische Pläne und Entwürfe vor dem eigentlichen Wettkampf während die *Taktik* tatsächliche Entscheidungen des Trainers oder Sportlers erst während des Wettkamps trifft (Hohmann et al., 2014). Schnabel et al. (2011) beschreiben den Begriff Taktik im umfassenden Sinne:

„Gesamtheit der individuellen und kollektiven Verhaltensweisen, Handlungen und Operationen von Sportlern und Mannschaft, die unter Beachtung der Wettkampfregeln, des Partner- und Gegnerverhaltens sowie der äußeren Bedingungen auf die volle Nutzung der eigenen Leistungsvoraussetzung im Sinne [...] einer optimalen Leistung gerichtet sind.“ (Schnabel et al., 2011, S. 96)

Jene Definition beinhaltet die Gemeinsamkeit aller Auffassungen und Definitionsansätze zur Taktik (Schnabel et al., 2011).

2.2 Theoretische Aspekte der Leistungsdiagnostik im Sportspiel

Trainingswissenschaftliche Leistungsdiagnostik im Sportspiel befasst sich mit beobachtbaren Handlungsergebnissen der Sportspielmannschaft bzw. des einzelnen Spielers. „Die Trainingswissenschaft ist dabei vorrangig an der komplexen Sportspielleistung als systematisch angesteuerte Zielgröße im Sportspieltraining interessiert“ (Hohmann & Brack, 1983, S.5). Gemäß Letzelter und Letzelter (1982) richtet die Leistungsdiagnostik ihr Augenmerk vor allem auf das Wettkampfvverhalten und den Leistungszustand.

Laut Hohmann und Brack (1983) wird das *Wettkampfvverhalten* mit Hilfe systematischer Beobachtung des Sportspiels analysiert. Um den *Leistungszustand* der Mannschaft und vor allem des Einzelathleten zu betrachten, werden nicht nur konditionell-koordinative sowie technische und taktische Parameter, sondern auch anthropometrische oder biomechanische Merkmale berücksichtigt.

Die „trainingspraktische Leistungsdiagnostik“ ermöglicht die Bildung von Ist-Werten und spielt auf die Stärken und Schwächen von Mannschaft und Spielern in der jeweiligen „leistungsrelevanten Teilqualifikation“ an. Die trainingswissenschaftliche Strukturierung wird aufgefasst als „Modellbildung“ (Hohmann & Brack, 1983, S.6).

Die Strukturierung der sportlichen Leistung erfolgt inhaltlich in Form von Pyramidenmodellen durch die Analyse mehrerer Ebenen der sportlichen Leistung (Hohmann et al., 2014). Letzelter und Letzelter (1982) nennen Kriterien für die Ebeneneinteilung: die Eigenschaften der unteren Modellstufen werden über die oberen wirksam. Dieser Zusammenhang ist nicht umkehrbar und die Komplexität der

Merkmale einer Ebene nimmt ab. Die Gliederung nach jenen Kriterien bezeichnen Letzelter und Letzelter (1982, S. 352) als „Hierarchisierung“.

Die „pyramidale Hierarchisierung“ besteht aus verschiedenen Modellstufen der Pyramide. Die Wettkampfleistung bildet die Spitze der Pyramide. Unter ihr befinden sich mehrere Erklärungsebenen, wobei die unteren über die oberen wirksam werden (Letzelter & Letzelter, 1982, S. 352).

Hohmann und Brack (1983) entwickelten ein umfassendes Modell für die Sportspielleistung (vereinfachte Darstellung s. Abb.3): Das *Wettkampfverhalten* und die *Leistungsvoraussetzungen* zählen zu den Hauptstrukturen der Modellpyramide. Um vertikale bzw. horizontale Zusammenhänge der Ebenen zu erklären, bedarf es statistischer Verfahren. Das *Wettkampfverhalten* wird durch Beobachtungsverfahren (Spielleistung und Spielfähigkeit) erforscht, während die Leistungsvoraussetzung (Technik, Taktik, Kondition, Koordination sowie psychisch, anthropometrische, soziale und physiologische Komponenten) durch Fähigkeit- bzw. Fertigungsdiagnostik mit Hilfe von sportmotorischen Tests ermittelt wird (Hohmann et al., 2014). Die Beziehungen der Ebenen werden korrelativ bestimmt.

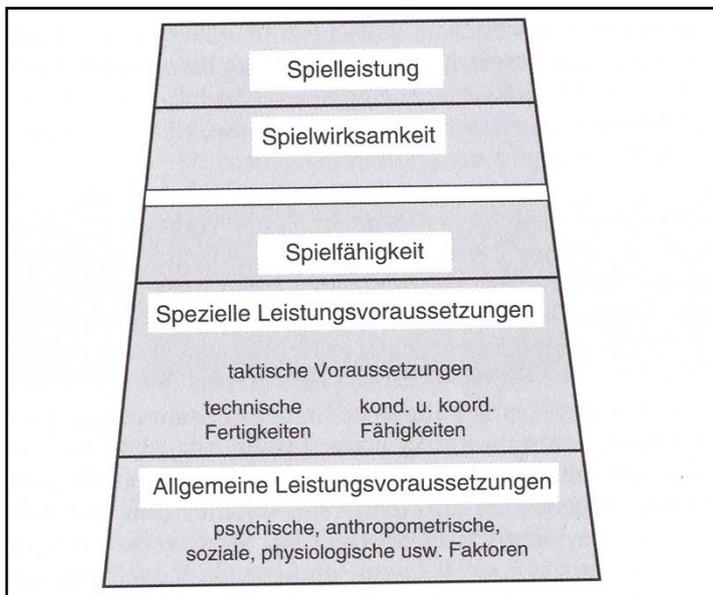


Abb. 3. Strukturmodell der individuellen komplexen Sportspielleistung (vereinfachte Darstellung nach Hohmann & Brack, 1983) (Hohmann et al., 2014, S. 47)

Die Hierarchisierung der verschiedenen Ebenen verlangt zunächst einen theoretisch-fachwissenschaftlichen Blick auf die komplexe Sportspielleistung (Hohmann, 1985). Die erste Erklärungsebene der Pyramide wird durch das *Wettkampfverhalten* beschrieben (s. Abb.4). Dieses setzt sich aus der *Spielwirksamkeit* zusammen, die als leistungsdagnostisches und messbares Merkmal für die *Spielleistung* gilt (Hohmann & Brack, 1983).

Die leistungsdagnostische Analyse der komplexen Sportspielleistung verlangt eine systematische Wettkampfbeobachtung. Dies ist durch die *Leistungsfähigkeit* gege-

ben, die durch die *Spielfähigkeit* und *Leistungsvoraussetzung* eines Sportspielers charakterisiert wird (Hohmann, 1983, 1985). Die Spielfähigkeit beschreibt somit die zweite Erklärungsebene der Modellpyramide. Die Leistungskomponenten Kondition, Technik und Taktik gelten als leistungsbestimmende Merkmale der *Spielfähigkeit* (Hohmann, 1994) und bilden damit die Basis sportlicher Leistung. Die komplexe Sportspilleistung besteht neben den sportspielspezifischen Komponenten der Spielfähigkeit noch aus psychisch, physischen und sozialen Leistungsfaktoren, die als *Leistungsvoraussetzungen* eine wichtige Basis für das *Wettkampferhalten* und den *Leistungszustand* des Sportspielers bilden (Hohmann, 1983, 1985, 1994).

Die dritte Erklärungsebene setzt sich dementsprechend aus folgenden *Leistungsvoraussetzungen* zusammen: psychomoralisch-volitiv, sensorisch-kognitive, physische und soziale Faktoren (Hohmann 1983, 1994, 1995).



Abb. 4. Hierarchisches Strukturmodell der komplexen Sportspilleistung (modifiziert nach Hohmann und Brack 1983) (Hohmann, 1994, S. 49)

2.3 Begrifflichkeiten in der Golftheorie

2.3.1 Aufbau der Schläger

Die drei Hauptbestandteile des Golfschlägers sind der Griff, der Schaft und der Schlägerkopf (s. Abb.5). Beim Schlägerkopf differenziert man zusätzlich die Ferse, Sohle, Spitze und Schlagfläche (Hamster, 2005). Insgesamt gibt es drei Arten von Golfschlägern: Hölzer für weite Schläge, Eisen für mittlere oder kurze Schläge und einen Putter zum Einlochen des Balles auf dem Grün (Hahn, 2004). Die Eisenschläger werden nochmals unterteilt in lange Eisen (Nummer 1 bis 4), mittlere Eisen (Nummer 5 bis 7) und kurze Eisen (Nummer 8 und 9 sowie alle Wedges) (Kölbing, 2012).

Die Schläger eines Satzes variieren auch nach der Schaftlänge, der Art des Schlägerkopfes und dem entsprechenden Loft (Neigungswinkel des Schlägerblattes).

Wie bereits erwähnt, werden die Hölzer für die längsten Schläge herangezogen. Für den Abschlag vom Tee (sog. *Drive*) wird häufig das Holz 1 gewählt, um die größtmögliche Weite zu erzielen. Das Holz 1, auch *Driver* genannt, hat im Treffmoment² ein fast senkrecht stehendes Schlägerblatt mit einem niedrigen Loft (Kölbing, 2014).



Abb. 5. Bestandteile eines Golfschlägers (Hamster, 2005, S.37)

2.3.2 Determinanten im Treffmoment (Impact)

Der Flug eines Golfballes ist abhängig von grundlegenden physikalischen Gesetzen. Folgende Kräfte sind maßgebend für das Ballflugverhalten: der *Treffmoment*, die Erdanziehungskraft und die Luftreibungskraft (Lehnertz & Quirnbach, 1996). „Der Golfspieler kann einzig und allein nur Kräfte mobilisieren, die im Treffmoment auf den Ball einwirken“ (Lehnertz & Quirnbach, 1996, S. 97). Im Impact wirkende Kräfte, auch als *Einflussfaktoren* bezeichnet, bedingen sich wechselseitig. Durch die Wechselwirkung entsteht ein Kraftstoß, der den Abflug des Balles als grundlegende Größe für Betrag und Richtung der Abflugeschwindigkeit festlegt. *Schlägerkopfesgeschwindigkeit*, Eintreffwinkel, Schwungrichtung, Schlagflächenausrichtung und Treffpunkt der Schlagfläche zählen zu diesen Einflussfaktoren (Lehnertz & Quirnbach, 1996; Hamster, 2005). Im Folgenden wird der Fokus auf die Schläger-

² „Kraftstoß während der Schläger-Ball-Kollision“ (Lehnertz & Quirnbach, 1996, S.97); häufig auch als Impact bezeichnet

kopfgeschwindigkeit (clubhead speed, CS) gelegt, da sie im Laufe der Studie von großer Bedeutung sein wird:

Die Geschwindigkeit des Schlägerkopfes kann im Impact den größten Einfluss auf die Flugdistanz des Balles nehmen (Lehnertz & Quirnbach, 1996). Sind alle anderen Einflussfaktoren optimal, so ist die CS ausnahmslos für die Flugweite verantwortlich, denn je schneller der Schlägerkopf im Treffmoment beschleunigt wird, desto weiter ist die Flugbahn. Hohe Geschwindigkeit kann aber nur generiert werden insofern der Ball im Sweet-Spot³ getroffen wird (Hahn, 2004). Das Tempo wird aber nicht nur durch die Schwunggeschwindigkeit des Spielers, sondern auch die Schaftlänge und das Schlägerkopfgewicht beeinflusst. Die CS hat darüber hinaus auch erhebliche Auswirkungen auf das Drallverhalten des Balles, da mit einem Anstieg ihrerseits die Rotation pro Sekunde seitwärts und rückwärts zunimmt (Lehnertz & Quirnbach, 1996).

Des Weiteren führen Lehnertz und Quirnbach (1996) an, dass eine Maximierung der Geschwindigkeit zu Abschlagsbeginn vor allem durch ein gutes Timing⁴, in Form von Koordination der Segmentimpulse erzielt werden kann.

³ Geometrischer Mittelpunkt auf der Schlägerkopffläche (Lehnertz & Quirnbach, 1996, S.107)

⁴ Anzahl und zeitliche Abstimmung der beschleunigenden Körpersegmente (Lehnertz & Quirnbach, 1996, S.41)

3 Aktueller Forschungsstand

In diesem Kapitel werden dem Leser zunächst Forschungsansätze und Untersuchungen zu biomechanischen Parametern des Golfschwungs und zu Körperrotation bzw. Geschwindigkeit der Segmente vorgestellt. Anschließend wird darauf eingegangen, dass Krafttraining an Seilzugsystemen bereits im Schwimmsport erfolgreich als Diagnoseverfahren eingesetzt wird. Im letzten Abschnitt wird dem Leser schließlich das Strukturmodell der Studie präsentiert.

3.1 Biomechanik des Golfschwungs

„Assessing a coach’s technical knowledge of a sporting technique can reveal measureable biomechanical parameters associated with a successful performance“ (Smith, Roberts, Wallace, Kong & Forrester, 2015, S.739). Laut Smith et al. (2015) gibt es zahlreiche Lehrbücher, jedoch wurde das Ausmaß an technischem Wissenstand der Golftrainer nur selten untersucht und führte somit zur Entwicklung einer Schnittstelle zwischen Trainer und Biomechanik. Der Begriff „coaching-biomechanics interface“ bezeichnet eben diese Lücken zwischen wesentlichen biomechanischen Einflussgrößen und Informationen, die Trainer innehalten (Smith et al., 2015, S. 740). Ziel der Untersuchung von Smith et al. (2015) war es daher, technische Schlüsselparameter (Key Technical Parameters) zu erkennen, die hochqualifizierte Golftrainer mit einem erfolgreichen Schwung in Verbindung bringen. 16 Golftrainer wurden während einer typischen Trainerstunde mit einer Videokamera beobachtet und anschließend interviewt. Bei der Datenauswertung konnten Smith et al. (2015) fünf Schlüsselparameter erkennen: Körperhaltung (Posture), Körperrotation (Body Rotation), Arm- und Handgelenkbewegung (Arm and Wrist Action), sequenzielle Bewegung und Körpersegmente (Sequential Movement and Body Segments) sowie Bewegung des Schlägers (Club Motion). Körperhaltung bzw. Körperrotation waren die Themen, die die größte Aufmerksamkeit bei den Golftrainern erregten, wobei der Begriff der Schulter- und Hüftrotation am gängigsten verwendet wurde. Unterhalb dieser Oberkategorien wurden weitere Kategorien gebildet wie beispielsweise die Schwungebene, Hüftrotation, Rumprotation und das Timing (Smith et al., 2015).

Die (Golfschwung-) Kraftentwicklung gilt als der primäre Bestimmungsfaktor für die Ballflugdistanz und kann mit der Schlägerkopfgeschwindigkeit im Treffmoment (clubhead speed at impact, CSI) als Indikator bewertet werden (Meister, Ladd, Butler, Zhao, Rogers, Ray & Rose, 2011). Sowohl Meister et al. (2011), als auch Smith et al. (2015) sehen die Rotationskräfte als Schlüsselemente für die Kraftentwicklung im Golf an. Die relative und absolute Hüft- und Oberkörperrotation sowie der

X-Faktor⁵ werden als wichtig in der Literatur beurteilt (Meister et al., 2011; Smith et al., 2015). Gemäß Meister et al. (2011) liegt der Fokus bei vorherigen Untersuchungen bei Profispielern nur auf Werten bei bestimmten Zeitpunkten, es gibt keine Schwungverlaufsanalysen bis dato. Daher ist das Ziel der Studie von Meister et al. (2011) die Bestimmung biomechanischer Faktoren zur Schwungkraftentwicklung und die Relation dieser zur CSI. Insgesamt wurden zehn Profispielern und fünf Amateure mit Hilfe eines acht Kamera-Systems zur dreidimensionalen Bewegungsanalyse untersucht. Zu den erhobenen Größen zählten u.a. Hüft- und Oberkörperrotationswinkel, Spitzenwert (sog. Peak) X-Faktor und X-Faktor im Treffmoment, S-Faktor⁶, Maximum an CS und CSI. In der statistischen Auswertung zeigte sich, dass die biomechanischen Faktoren, insbesondere Peak X-Faktor, Spitzenwert der Oberkörperrotation und Peak S-Faktor zwischen den professionellen Golfspielern sehr konsistent sind und hoch zur CSI korrelieren. Der X-Faktor im Impact ist ebenfalls konsistent und korreliert hoch mit CSI. Meister et al. (2011) erkannten darüber hinaus ein einheitliches Bewegungsmuster des Golfschwungs: die Golfspieler (Rechtshänder) beginnen den Aufschwung mit einer Drehung des Beckens und des Oberkörpers nach rechts in horizontaler Ebene. Die Beckenrotation ändert dann noch vor Beginn des Abschwungs die Richtung, gefolgt von einer umgekehrten Oberkörperrotation. Die Verzögerung der Schulterrotation bewirkt somit eine Vergrößerung des X-Faktors (Meister et al., 2011). Meister et al. (2011) definierten die Schwungphasen auf Basis der Schlägerkopf- und Ballkinematik (s. Abb.6). Der Aufschwung (Backswing) beginnt, sobald die Vertikalgeschwindigkeit des Schlägerkopfes 0,2 Meter pro Sekunde (m/s) überschreitet. Der Abschwung (Downswing) wird definiert als der Moment, in dem der Schlägerkopf die Richtung am Ende des Aufschwungs ändert und der Treffmoment (Impact) gibt den Zeitpunkt an, an dem sich die Ballgeschwindigkeit erhöht.

Insgesamt konnte die Studie von Meister et al. (2011) zeigen, dass bei vielen der biomechanischen Faktoren ein linearer Zusammenhang bei den Profispielern erkennbar ist und die Amateure schlechtere Werte gegenüber professionellen Spielern aufweisen.

⁵ Der X-Faktor beschreibt die Beziehung von Rumpf und Hüftrotation zueinander (Smith et al., 2015, S.750); gemeint ist der Winkel zwischen Schulter (Linie zwischen rechten und linken Acromion) und Becken (Linie zwischen linker und rechter Spina iliaca anterior superior) (Meister et al., 2011, S.243).

⁶ Der S-Faktor wird aus dem Winkel zwischen Schultern (3D-Linie zwischen rechtem und linkem Akromion) und der Horizontalen gebildet (Meister et al., 2011, S.244).

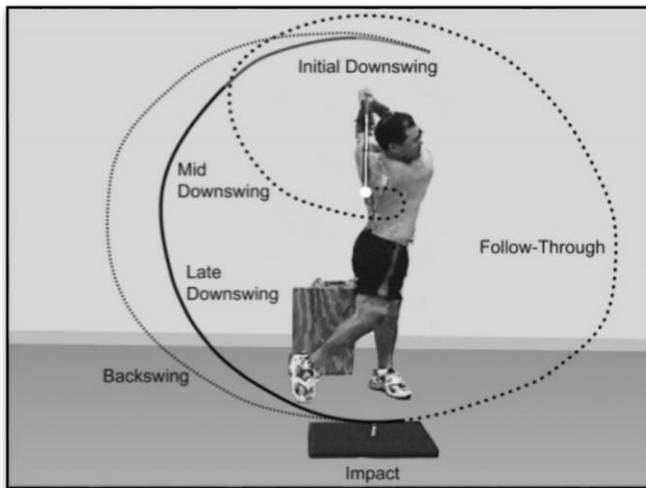


Abb. 6. Die primären Phasen des Golfschwungs, bestimmt durch die Schlägerkopfposition (Meister et al., 2011, S.244)

Wie bereits erwähnt, bildet die CSI einen wichtigen Indikator für die Bewertung der (Golfschwung-) Kraftentwicklung (Meister et al., 2011). Die Ingenieure H.D. Philips und Elmer Finger der General Electric Company in New York entwickelten erstmalig ein Instrument zur Messung der CS. Die Vorrichtung verwendet zwei elektrische Augen und wird auf einen Bruchteil von 1 mph gemessen. Das Messgerät wurde 1938 während den Glens Falls Open in Queensbury (New York) demonstriert. Anwesend waren u.a. die Golflegenden Sarazen, Snead, Ben Hogen und andere professionelle Tourspieler (Stewart, 1999). Robinson (1994) beschäftigte sich mit der Korrelation verschiedener Schwungereignisse und der CS. Seine Probandengruppe bestand aus Tourspielern und Amateuren mit unterschiedlichem Können. Die Golfschwünge wurden mit einem Testaufbau, bestehend aus einem 3D Video Grafik System, Kraftmessplatten und einem Golfschwung Analyse Gerät, das die CSI misst, aufgezeichnet. Tabelle 1 zeigt die gemessene CSI Werte für Amateur- und professionelle Spieler.

Tab. 1. Mittelwert (Mean) in Meter pro Sekunde [m/s], Standardabweichung (Std. Deviation), Minimum und Maximum für die CSI Werte von Amateuren und professionellen Spielern (in Anlehnung an Robinson, 1994)

Group	Mean	Std. Deviation	Minimum	Maximum
Amateur	41.8	3.5	35.8	48.7
Professional	48.3	1.8	45.1	51.0
Combined	43.9	4.3	35.8	51.0

Obwohl die CS schon in vielen Studien genutzt wurde, um die Golfleistung zu messen, untersuchte bis dato keine Studie, ob sie als valides Gütekriterium für die Golf Performance herangezogen werden kann (Fradkin, Sherman & Finch, 2004). Das Handicap (HCP) gilt als gängigstes Standardmaß für die aktuelle Leistung und kalkuliert die gesamte Performance wie z.B. das lange Spiel, kurze Spiel und Putting ein. Fradkin et al. (2004) untersuchten in ihrer Studie, ob es einen Zusammenhang

zwischen CS und HCP gibt und ob die CS einen validen Parameter im Impact darstellt. 45 Probanden, eingeteilt in drei HCP Gruppen, absolvierten jeweils zehn Schläge mit einem Eisen 5. Bei Spielern mit einem besseren HCP zeigten sich höhere Werte für die CS im Gegensatz zu Golfern mit einem höheren HCP. Um zu bestimmen, ob es eine lineare Beziehung zwischen HCP und CS gibt, wurde eine lineare Regressionsanalyse durchgeführt. Das Ergebnis mit $p < 0,001$ und $r = 0,950$ weist auf ein hoch signifikantes Ergebnis hin, dass beim Miteinbeziehen von Alter und Spielhäufigkeit sogar auf $r = 0,952$ anstieg. Aufgrund der Regressionsanalyse stellten Fradkin et al. (2004, S.470) eine Gleichung auf, mit der die CS unter Berücksichtigung des HCP kalkuliert werden kann: „In (mean club head speed) = $4,065 - 0,0214 \times \text{handicap}$ “. Die Auswertung der Studie konnte somit die CS als gültiges Gütekriterium für die Beurteilung der Leistung festlegen: „This is the first study to validate a measure of performance than handicap for amateur golfers“ (Fradkin et al., 2004, S.471).

3.2 Körperrotation und Geschwindigkeit der Segmente

Bei der Analyse des Golfschwungs ist nicht nur die CS von Bedeutung, sondern auch die Körperrotation. Einige Autoren verwenden das Doppel-Pendel Modell (double pendulum) des Golfschwungs zur Beschreibung kinematischer Eigenschaften des Oberkörpers, welche zu einer hohen CSI führen (Milburn, 1982; Burden, Grimshaw & Wallace, 1998). Die komplexe Bewegung während des Abschwungs wird mit dem Modell eines Doppelpendels angenähert, bestehend aus einem oberen Körpersegment (Arm und Schulter), schwenkbar an der Schulter, und einem unteren Segment (Golfschläger), drehbar am Handgelenk. Beide Pendel bzw. Hebel sind durch ein Scharnier miteinander verbunden, repräsentiert durch Hände und Handgelenk des Golfers. Bei einem normalen Rechtshänder Spieler definiert der linke Arm die Schwungebene und reproduziert die Bewegungshandlung des zwei-Segment Modells (Milburn, 1982). Das Doppel-Pendel Modell wurde erstmals von Cochran und Stobbs (1968) beschrieben (zitiert nach Burden et al., 1997, S.165). Milburn (1982), Neal und Wilson (1985) berichten, dass sich beim letzten Stück des Abschwungs die Bewegung des oberen Hebels verlangsamt, zum Teil aufgrund der Beschleunigung des unteren Hebels. Bis Mitte der 80er Jahre wurde angenommen, dass sich der Doppel-Hebel in einer einzigen Ebene während des Abschwungs befindet (Burden et al., 1997). Daher verwendete Milburn (1982) nur eine einzige Kamera zur Aufzeichnung der Golfbewegung. Neal und Wilson (1985) setzten dann eine dreidimensionale Film- und Analysetechnik ein und erforschten, dass sich die Bewegung des Schlägers nur für die ersten 100 ms des Abschwungs auf dieser einen Ebene vollzieht. McTeigue, Lamb, Mottram & Pirozzolo (1994) verwendeten einen Wirbelsäulen Bewegungsanalysator, um die Hüft- und Rumpfrotation von 131 Golfspielern (51 PGA Tourspielern eingeschlossen) zu untersuchen. Das Analysegerät arbeitet mit Potentiometern, die sechs Freiheitsgrade besitzen. Die Studie von McTeigue et al. (1994) ergab, dass sich der Oberkörper zuerst von der Fahne

beim Rückschwung bewegt, anschließend die Hüfte und beim Abschwung in umgekehrter Reihenfolge. Dieses Muster der sequentiellen Hüft- und Schulterdrehung, gefolgt von der Rotation des Schlägers, weist laut Burden et al. (1997) darauf hin, dass der Schwung eines erfahrenen Spielers dem Prinzip „summation of speed principle“ entspricht. Dieses Prinzip besagt, dass der Schwung mit den mehr nach proximal ausgerichteten Segmenten starten und mit schnellerer Bewegung der sich mehr distal befindenden Segmenten fortschreiten muss, um die CS am distalen Ende des Systems zu maximieren (Burden et al., 1994). McLaughlin und Best (1994) sowie Robinson (1994) liefern auch Hinweise zur Bedeutsamkeit des Umfangs und Geschwindigkeit der Hüft- und Schulterrotation zur CSI. Beide Autoren beschäftigten sich mit einer 3D Analyse kinematischer Parameter, welche am besten mit CSI korrelieren und welche sich unterscheiden. McLaughlin et al. (1994) konnten eine größere Rotationsfähigkeit bei niedrigen HCP Spielern gegenüber Golfern mit einem höheren HCP erkennen. Robinson (1994) fand heraus, dass die Winkelgeschwindigkeit der Hüftrotation im Mittelpunkt des Abschwungs und die Schulterrotation im Treffmoment zu den wichtigsten Schwungcharakteristiken zählen.

Mitchell, Banks, Morgan und Sugaya (2003) versuchten in ihrer Studie die normale Schulterbewegung während des Drive Golfschwungs bei 65 männlichen Spielern verschiedenster Altersgruppen zu charakterisieren. Da die Bewegung der Schulter bislang nur qualitativ begutachtet oder ein EMG Messgerät zur Aufzeichnung der Muskelquantität im Schultergelenk verwendet wurde, wollten Mitchell et al. (2003) mit ihrer Studie eine quantitativ kinematische, altersbezogene Datenanalyse durchführen, um das Bewegungsausmaß (Range of motion, ROM) und die Anforderung der Schulter bei Amateurspielern zu beurteilen. Die Probanden wurden in drei Gruppen eingeteilt: College (18-24 Jahre), Senior (≥ 50 Jahre) und Middle (25-49 Jahre). Die Analyse der Messergebnisse zeigte, dass die erreichten Maximalwerte für horizontale Adduktion, vertikale Elevation, Außenrotation und Schulterdrehung niedriger in der Gruppe der Senioren war als in den beiden anderen Gruppen. Auch die totale ROM in der horizontalen und vertikalen Ebene war erkennbar eingeschränkt bei den älteren Spielern für die linke und rechte Schulter. Die Korrelationsanalyse erwies eine moderate Beziehung zwischen Alter und HCP ($r= 0,645$, $P<0,001$). McTeigue et al. (1994) verglichen neben der Rücken- und Hüftrotation in 131 Golfern auch die Oberkörperrotation (ie. Schulterdrehung) zwischen PGA Tour Spieler, Senior Tour Spielern und Amateuren. Die Datenanalyse offenbarte eine Abnahme von 10 Prozent in der Schulterrotation der Senior Spieler beim erreichten Maximum des Aufschwungs im Vergleich zu den beiden anderen Gruppen. Die Theorie, dass degenerative Veränderungen und verminderte Flexibilität zu den schlechten Werten beitragen wird unterstützt durch McTeigue et al. (1994), wo ersichtlich wird, dass das Alter und nicht die Erfahrung verantwortlich für die reduzierte Rotation des Oberkörpers ist.

In den meisten Sportarten ist das Ziel der Bewegung, die Winkelgeschwindigkeit eines Körpersegments zu steigern, um so eine optimale lineare Geschwindigkeit an ein freigegebenes oder geschlagenes Objekt zu übertragen. Frühere Studien, die die Rotationsgeschwindigkeit der unteren Extremitäten untersuchten, maßen die Hüfte in einer offenen kinetischen Kette. Im Golf befinden sich aber die unteren Gliedmaßen in einer geschlossenen Kette in einer Transversalebene während des Golfschwungs (Gulgin, Armstrong & Gribble, 2009). So bestimmten Gulgin et al. (2009) die Geschwindigkeit der Innen- und Außenrotation der Hüfte, basierend auf der transversalen Bewegungsebene des Oberschenkelsegments relativ zum Becken während der Abschwung Phase bei 15 weiblichen College Golferinnen. Die Drives der Probandinnen wurden mit einem High-Speed Videosystem aufgezeichnet und die einzelnen Körpersegmente mittels Multi-Segment bilateralem Marker Set definiert. Die CS betrug im Durchschnitt 134,4 km/h und wird als gleichmäßig innerhalb der Probandengruppe beurteilt. Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass der Höchstwert der Innenrotation der lead hip⁷ (-227,8 deg/s) größer ist als die Außenrotation der trail hip⁸ (-145,3 deg/s). Laut Gulgin et al. (2009) wird daraus ersichtlich, dass die lead hip im Abschwung höhere Außenrotationsgeschwindigkeiten entwickelt als die trail hip.

Während Golftrainer die Rolle von Oberkörper und Becken während eines Drives nur anekdotisch schätzen, ist die aktuelle biomechanische Rolle unklar. Die derzeitige Lehrphilosophie des Golfschwungs betont eine Zunahme des Rumpfwinkels während des Aufschwungs, der theoretisch im Abschwung zu einem erhöhten Impuls führen und nachfolgend zu erhöhter Ballgeschwindigkeit und Ballflugweite beitragen kann (Myers, Lephart, Tsai, Sell, Smoliga & Jolly, 2008). Ziel der Studie von Myers et al. (2008) war die Beschreibung der Oberkörper- und Beckenrotation, Geschwindigkeit und Rumpf-Becken Trennung während des Golfschwungs und die Analyse ihres Einflusses auf die Ballgeschwindigkeit. Die Untersuchung brachte zu Tage, dass die Trennung von Rumpf und Hüfte (X-Faktor) eine höhere Oberkörperrotationsgeschwindigkeit bewirkt und erheblichen Einfluss auf die Ballgeschwindigkeit hat. Myers et al. (2008) merken an, dass die Golftrainer inzwischen danach streben, die Oberkörperdrehung beim Aufschwung zu vergrößern während sie die Hüftrotation verringern, um einen X-Faktor zu schaffen. Die dadurch vergrößerte gespeicherte Energie führt zu einem höheren Impuls, einer erhöhten CSI und Ballgeschwindigkeit. Burden et al. (1998) demonstrierten in ihrer Untersuchung, dass Golfspieler (HCP <10) jene Gegenbewegung der Hüfte und Rumpf zu Beginn des Abschwungs durchführen. Des Weiteren veranschaulichten sie, wie die Gegenbewegung eine Summierung von Geschwindigkeiten erzeugt, die letztendlich mit einer größeren Kraftübertragung durch den Schläger auf den Ball im Treffmoment einhergeht.

7 Die den Abschwung einleitende Hüfte, beim Rechtshändler die linke Führungshüfte

8 rechte nachfolgende Hüfte

Horan und Kavanagh (2012) beschäftigten sich auch mit der Amplitude und Zeitpunkt der 3D Spitzengeschwindigkeit und der Geschwindigkeit der Segmentbewegungen des Körpers, um die Golf Schwung Dynamik zu erklären. Sie prüften die Beziehung zwischen Kopf-, Thorax- und Beckenbewegung während des Abschwungs bei 14 professionellen Spielern. Eine Kross-Korrelation prüfte die Stärke der Verbindung und die zeitliche Staffelung zwischen und innerhalb der Segmente. Die Ergebnisse von Horan und Kavanagh (2012) verdeutlichen, dass der Höhepunkt der Geschwindigkeit in der letzten Hälfte des Abschwungs erreicht wurde und am höchsten für das Thorax-Segment (650 deg/s), gefolgt von Hüfte und Kopf war. Es existiert eine beweiskräftige verbindende Beziehung zwischen Thorax und Hüfte (Average $R^2 = 0,92$ in alle Richtungen), während Kopf und Thorax eher eine variable Verbindung zeigten ($R^2 = 0,76$). Dass der Thorax die größte Geschwindigkeit von Winkelbewegung erreicht, findet auch Zustimmung in anderen Studien, welche sich mit segmentalen Geschwindigkeiten bei Golfern beschäftigen (Evans, 2008; Tinmark et al., 2010).

McTeigue et al. (1994) erforschten die Schlüsselunterschiede der Oberkörperbewegung von durchschnittlichen Golfern und U.S Tour Spielern. Amateur Spieler rotieren ihren Oberkörper mit einer langsameren Geschwindigkeit als Tour Spieler, sowohl beim Aufschwung, als auch beim Abschwung. Im Schnitt drehen die Tour Golfer ihre Hüfte um 55 Grad und den Oberkörper um 87 Grad in 0,8 Sekunden am Höhepunkt des Aufschwungs, während Amateure 0,9 Sekunden für die Hüftrotation (53 Grad) und die Oberkörperrotation (87 Grad) benötigen. Gemäß McTeigue et al. (1994) könnte der schnellere Aufschwung der Tour Spieler auf eine effizientere Verbindung von Torso und Arm Bewegung hinweisen. Schnellere Rotation lässt auch die CS erhöhen.

Heutzutage gibt es eine große Anzahl an Hightech-Geräten, welche das Schwungbild bzw. den Ballflug des Spielers und die dazugehörigen, bereits erwähnten Parameter weitläufig bis in das kleinste Detail untersuchen können. Zu ihnen zählen beispielsweise Bio-Feedback, Flight Scope, Laser Distanzmesser oder SAM Putt-Lab (Schäfer, 2008). Immer mehr Trainer verwenden inzwischen die Fortentwicklung der Technik, um ihren Schwung zu verbessern. So nutzt der Schweizer Trainer André Bossert insbesondere das System von Golf BioDynamics, eine 3D-Installation, die die Bewegung der Körperteile während des Golfschwungs direkt wiedergibt. Vier Sensoren registrieren die Bewegungen in einem Magnetfeld. Neben der Schwungebene und dem Winkel können auch die Rotationsgeschwindigkeit und die Beschleunigung bestimmter Körperteile analysiert werden (Schäfer, 2008). Das System wurde vom Australier Robert Neal, einst Physiklehrer und Biomechaniker, erfunden und 2003 gründete er Golf BioDynamics. Das Hightechgerät soll zudem bald auch der Nationalmannschaft in der Schweiz zur Verfügung gestellt werden (Schäfer, 2008).

Zusammenfassend lässt sich betonen, dass Rotationskräfte als Schlüsselemente für die Kraftentwicklung im Golf agieren, welche wiederum als entscheidende Bestimmungsfaktoren für die Ballflugdistanz gelten (Meister et al., 2011). Auch die CS, die gemäß Fradkin et al. (2004) ein valides Gütekriterium für die Golfleistung ist, hat erheblichen Einfluss auf die Ballflugweite.

Der Höhepunkt der Geschwindigkeit wird laut Horan und Kavanagh (2012) in der letzten Hälfte des Abschwungs erreicht. Von allen Winkelbewegungen erreicht das Thorax-Segment die größte Geschwindigkeit (Horan & Kavanagh, 2012). Darüber hinaus wurde ersichtlich, dass Tourspieler ihren Oberkörper und die Hüfte schneller rotieren und eine effizientere Verbindung von Torso und Armbewegung besitzen als durchschnittliche Golfspieler (Mc Teigue et al., 1994). Eine schnellere Rotation bewirkt letztendlich eine Erhöhung der CS und somit eine weitere Flugbahn des Balles.

Da das Krafttraining am Kabelzugtrainingsgerät von TechnoGym in den nachfolgenden Kapiteln von großer Bedeutung sein wird, wird nun der Bezug zum Schwimmen hergestellt, wo Training an seilzugähnlichen Messgeräten schon viele Jahre als Diagnostikverfahren und Ergänzungstraining eingesetzt wird.

3.3 Kraftdiagnostik im Schwimmsport

Lindemann (2013) betont in seinem Zeitungsbericht „Mehr Kraft und Körpergefühl am Kabelzug“, dass Krafttraining an Seilzugapparaten zu einem gezielteren Trainieren des individuellen Kraftniveaus und einer Verbesserung der koordinativen Fähigkeiten führen kann. Das Training initiiert das Zusammenwirken vieler Muskeln, wobei auch ganz bestimmte Muskelpartien gestärkt werden können wie beispielsweise die Brust- oder Rückenmuskulatur. Der Seilzug erlaubt Leistungs- und Wettkampfsportlern ein sportartspezifisch orientiertes Training für z.B. Zugsbewegungen für den Schwimmsport oder explosive Wurfbewegungsausführungen für den Speerwurf (Lindemann, 2013). So werden auch im Deutschen Schwimmverband nicht nur die Biobank und Zuggummis, sondern auch verstärkt Seilzugergometer als Trainingsgeräte genutzt (Witt, 2006).

Das Krafttraining an Zuggeräten zählt laut Klauk und Daniel (1992) zu den im Schwimmen beständig eingesetzten Trainingsformen, da es den Schwimmern eine sportartspezifische „Imitation der Extremitätenbewegung“ ermöglicht (Klauk & Daniel, 1992, S. 55). In der Sportart Schwimmen überwiegen die Kraft und Ausdauer bei der Fortbewegung im Wasser. Auch Buchbauer (2003) führt an, dass die Kraftausdauer mit Stiltechnik seit langer Zeit an Kabelzügen zur Verbesserung der Leistungsfähigkeit in Form eines Ergänzungstrainings durchgeführt wird. Die Schwimmer können den Bewegungsradius so wie die Technik fast identisch an den Seilzügen nachahmen (Buchbauer, 2003). Die Absicht jenes Ergänzungstrainings besteht darin, den Schwimmern ein Landtraining zu ermöglichen, das außer der Abwesenheit des Naturelements Wasser eine realitätsnahe Bewegungsausführung ver-

spricht. Des Weiteren kann der Trainer in dieser Trainingsform gezielt in die Bewegungstechnik eingreifen und den Schwimmer korrigieren (Klauck & Daniel, 1992). Insgesamt sind viele Bewegungsvariationen an den Seilzügen möglich wie beispielsweise Freistil, Schmetterling, Rücken oder Rücken-Gleichschlag (Witt, 2000). Ein techniknahes Ergänzungstraining an Seilzuggeräten findet aber auch noch in anderen Disziplinen der Leichtathletik statt: Diskus, Speer und Kugelstoßen. Die Bewegungsausführung wird explosiv und schnellkräftig ausgeführt, um einen optimalen Transfer zu erreichen (Buchbauer, 2003).

Zur Überprüfung der Leistung der Schwimmathleten können beim imitativen Training an Seilzuggeräten an Land Daten über die Mechanik der Schwimmbewegung aufgenommen werden (Klauck & Daniel, 1992). Somit ist eine „[...] Objektivierung des Trainingsprozesses im Sinne einer quantitativen Beurteilung von Verlauf und Ergebnis [...]“ möglich (Klauck & Daniel, 1992, S. 55). In der Untersuchungs- bzw. Messmethodik wird zur Kraftmessung ein DMS-Kraftaufnehmer in den Seilzug zwischen Zughand und Last eingebaut. Die Geschwindigkeits-Zeit-Kurven werden mittels Ultraschall-Doppler-System aufgezeichnet (Klauck & Daniel, 1992). Der Deutsche Schwimmverband nutzt das Diagnosegerät FES sowie das Windrad der Firma WEBA zur Leistungsdiagnose (Witt, 2006). Gemäß Witt (2000) absolvieren die Schwimmer in Hinblick auf die Leistungsdiagnostik u.a. den Schnellkraftausdauer-test, der zwischen dem Maximalkraft- und Kraftausdauer-test steht. Der Test wird mit einer „sportartspezifischen Bewegungsausführung“ (Freistil, Schmetterling oder Rücken) und einem „schwimmspezifischen Widerstand“ durchgeführt (Witt, 2000, S. 25).

3.4 Strukturmodell der Untersuchung

Basierend auf den bereits aufgezählten Ergebnissen der aktuellen Forschung zu Körperrotation, CS und HCP ist für die nachfolgende Studie ein leistungsdiagnostisches Strukturmodell, in Anlehnung an das hierarchische Strukturmodell der komplexen Sportspilleistung nach Hohmann (1994)(vgl. Kapitel 2.2), erstellt worden (s. Abb.7). Die Strukturpyramide, bestehend aus vier Ebenen, soll einen Überblick über die verschiedenen Untersuchungsfacetten der golfspezifischen Schnellkraft geben. Je höher die Pyramidenstufe, desto näher kommt man dem Wettkampfcharakter. Die Basis bilden sportmotorische Tests zur Überprüfung der allgemeinen Leistungsvoraussetzung. Auf Ebene 3 wird durch ein Krafttraining an einem Seilzugtrainingsgerät (Kinesis) die sportartspezifische Leistungsvoraussetzung analysiert. Ebene 2 untersucht die Körperrotationsgeschwindigkeiten verschiedener Segmente. Die Spitze der Pyramide, Ebene 1, wird schließlich durch die Messung von Schwungparametern während des Golfschwungs gebildet.

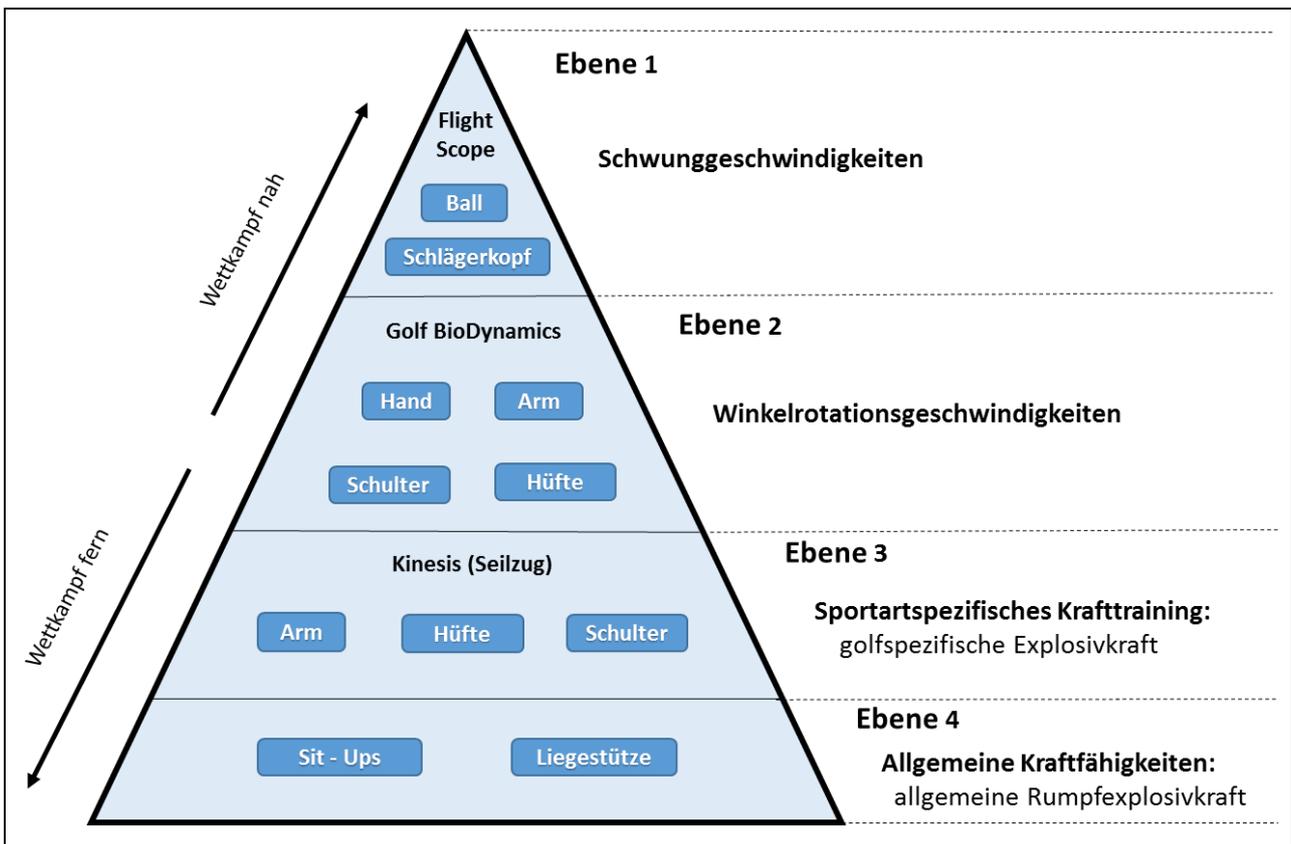


Abb. 7. Pyramidenstrukturmodell der Studie mit verschiedenen Untersuchungsebenen

3.5 Hypothesen

Diese Bachelorarbeit untersucht folgende zwei Forschungsfragen: Gibt es einen Zusammenhang zwischen den Hierarchieebenen der golfspezifischen Schnellkraft und lassen sich Unterschiede zwischen den Leistungsklassen bei verschiedenen Variablen nachweisen?

Daraus entwickelt sich die erste, operationalisierte Nullhypothese (H_0): Die Variablen der Hierarchieebenen beeinflussen sich nicht gegenseitig positiv. Die dazugehörige Alternativhypothese (H_1) lautet: Die Variablen der Hierarchieebenen beeinflussen sich gegenseitig positiv.

Die zweite Hypothese wird wie folgt formuliert: Es existieren keine signifikanten Unterschiede zwischen den Handicap-Gruppen bei verschiedenen Golfparametern (H_0). Die Alternativhypothese lautet demnach: Zwischen den Handicap-Gruppen existieren signifikante Unterschiede bei verschiedenen Golfparametern.

4 Methodik

4.1 Messsystem

4.1.1 Kinesis mit Logical Golf Tools und Kraftmessdose

Die Übungen zur Explosivkraftmessung werden an einem Seilzugsystem (Kinesis, TechnoGym Germany) durchgeführt (s. Abb.8). Der Kabelzug ermöglicht mit Erweiterungen, sog. Extensions, die von Logical Golf entwickelt wurden, eine Ausführung von isolierten golfspezifischen Bewegungen mit Akzent auf Arm, Schulter und Hüftrotation. In der Studie werden folgende Tools eingesetzt: Grips für die Armrotation, Hips-Extension für die Hüftrotation und Shoulder Extension für die Schulterrotation (s. Abb.9) Die Accessoires verbinden den Golfspieler mit der Kinesis (Logical Golf).

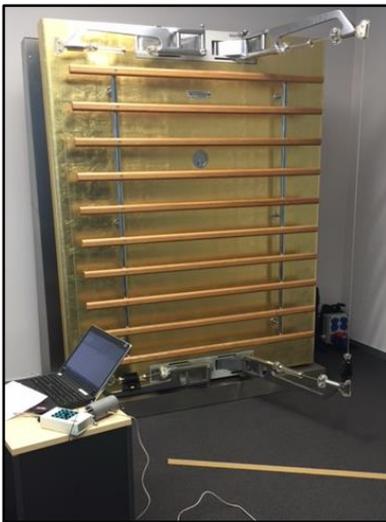


Abb. 8. Kinesis von TechnoGym im Golflabor



Abb. 9. Logical Golf Extensions: Hüfte (oben links), Schulter (unten links) und Arm (rechts) (@Logical Golf)

Die Kraftentwicklung während der Übung wird mit einer Kraftmessdose (Megatron, KM 1506) gemessen. Diese wird zwischen Seilzug und Extension eingebaut (s. Abb.10).

Die empfangenen Daten werden über die Computersoftware Pro EMG ausgewertet.

Die Kraftmessdose (KMD) ist über ein Kabel mit einem Analog-Digital-Wandler (A/D-Wandler) mit dem Computer verbunden. Dieses elektronische Gerät formt analoge Rohsignale in ein digitales Äquivalent um.

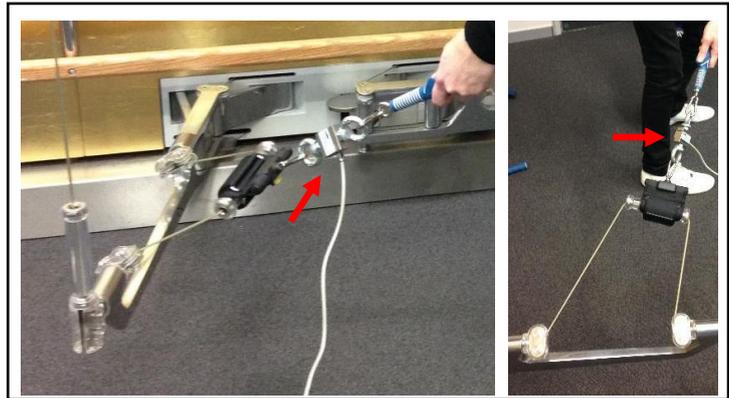


Abb. 10. Eingebaute Kraftmessdose in den Seilzug

Vor jedem Untersuchungsbeginn muss die KMD jeweils neu kalibriert werden. Dieser Ablauf ist in mehrere Schritte untergliedert:

Zu Beginn werden alle Skalierungsfaktoren entfernt. In Pro EMG wird über das Channel-Feld die Scale (S) auf den Wert $S=1$ und der Offset (O) auf $O=0$ eingestellt und gespeichert. Damit erhält man ein klares Signal ohne verfälschtes Grundsignal. Um den richtigen Offset zu bestimmen wird das Rohsignal kurz aufgenommen. Im Process Feld der Software wird das Schema auf KMD Left contact to left contact eingestellt und rote Markierungen (sog. Events) in die Aufnahme gesetzt. Das Run-Feld gibt nun einen Meanwert an. Dieser Wert wird nun für den Offset eingetragen.

Zur Bestimmung der Scale wird ein Gewicht (hier Kettlebell), das zuvor auf einer Waage abgewogen worden ist, herangezogen. Es erfolgen zwei Signalaufnahmen, einmal ohne Gewichtsstück auf der KMD und einmal mit. Daraus wird die Differenz von 0 auf das Gewicht der Kettlebell (6 Kilogramm (kg)) errechnet. Es entsteht folgende (beispielhafte) Gleichung:

$$0,21 \text{ (Differenz)} \times X = 6 \text{ kg (Kettlebell)} \times 9,81 \text{ m/s}^2$$

$$X = 265,66 \text{ N}$$

Der errechnete X-Wert ergibt den Scale-Wert. Für die spätere Glättung der Kraftkurven wurde der Glättungsfaktor „Moving Average“ mit 10 ms ausgewählt. Die Aufnahmefrequenz beträgt bei allen Übungen und Probanden 2000 Herz.

Um eine Standardisierung der Startkraft zu erreichen, wird der anfängliche Widerstand des Seilzugs in der Startposition durch das Rohsignal am Computer gesteuert. Außerdem werden die Teilnehmer instruiert, sich immer von der definierten Ausgangsposition zu einer bestimmten Endposition zu bewegen.

Der konkrete Versuchsaufbau am Seilzugsystem ist in Abbildung 11 skizziert. Die KMD ist in der Grafik als rote Figur gekennzeichnet und die Logical Golf Extension in blau dargestellt.

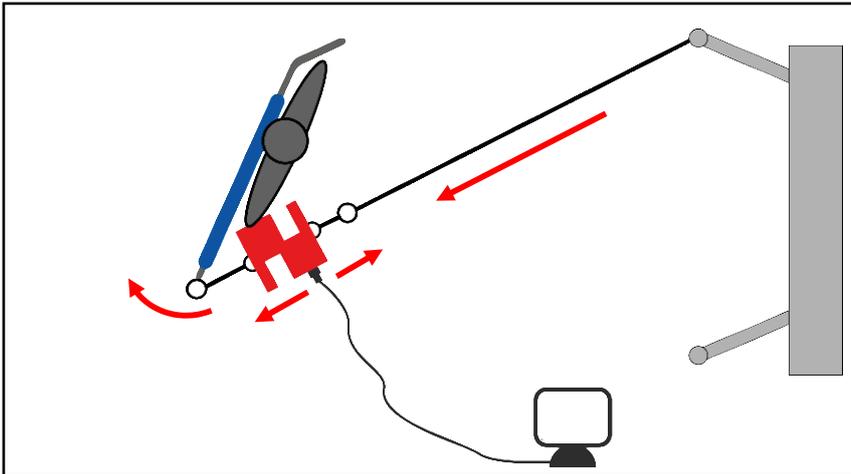


Abb. 11. Skizzierter Versuchsaufbau am Seilzugsystem mit Extension und eingebauter KMD

4.1.2 Flight Scope 3D Radar Technologie

Die Abschläge der Probanden werden mit dem Flight Scope® Prime Doppler radar launch monitor system (EDH South Africa (PTY) Ltd) Launch Monitor aufgenommen und anschließend in einer Computersoftware nach bestimmten Parametern ausgewertet. Die Messung erfolgt über ein sogenanntes 3D Doppler Radar System. Der Flight Scope Launch Monitor nimmt alle relevanten Daten vom Schwung-, Ball- und Flugverhalten auf. Darunter Startwinkel, Weite, Schläger- bzw. Ballgeschwindigkeit, Pfad des Schlägers und Vieles mehr (Flight Scope, 2016). Das Prinzip der 3D Radar Technologie wird in Abbildung 12 genauer erklärt.

Für die Studie sind folgende zu untersuchende Parameter festgelegt worden:

- Schlägerkopfgeschwindigkeit
- Ballgeschwindigkeit (ball speed, BS)
- Spinrate
- Schlagdistanz

Vor Untersuchungsbeginn muss der mobile Golfsimulator kalibriert werden: Im Set-Up Fenster der Software wird zunächst die Messart auf Indoor und gewünschte Einheit festgelegt. Außerdem ist es wichtig, den Abstand vom Sensor zum Tee auf der Abschlagsmatte mittels Maßband und die Tee Oberflachenhhe anzugeben. Die Position des Tees sollte markiert werden, damit jeder Proband von der gleichen Stelle die Bälle schlägt und keine Messfehler entstehen.

Im nächsten Schritt, bei der sog. Ballursprung Testfahrt, müssen einige Bälle von gleicher Stelle (zuvor festgelegter Teestelle) geschlagen werden. Liegen diese nicht innerhalb eines definierten Kreises, muss der Neigungswinkel am Launch Monitor dementsprechend verstellt werden, bis die Abschläge innerhalb der Grenze liegen.

Die Höhe über dem Meeresspiegel wird für die Untersuchung in München auf 518 Meter eingestellt. Zuletzt wird der Schlagertyp (Driver) ausgewählt.

Während der Messung dürfen keine weiteren Gegenstände direkt vor dem Sensor liegen und er sollte nicht mehr bewegt werden, da sich sonst der Neigungswinkel

verändert und Fehler in der Aufnahme der Daten entstehen können. An jedem neuen Untersuchungstag ist die Kalibrierung daher auch auf Fehler zu überprüfen.

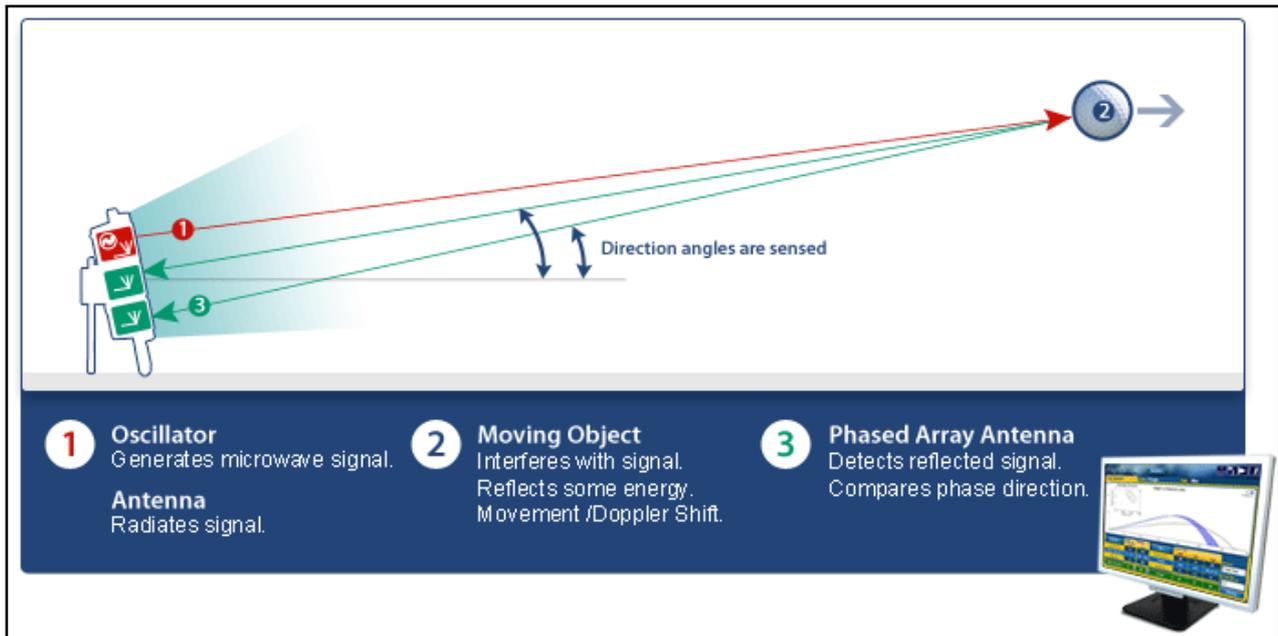


Abb. 12. Prinzip der 3D Radar Technik
(Courtwall GmbH, 2014)

4.1.3 Golf BioDynamics

Golf BioDynamics ist eine computergestützte 3D Magnetfeldanalyse des Golfschwungs (GreenField sportnetwork GmbH, o.J.). Mit Hilfe von mehreren am Körper angebrachten Sensoren kann der Schwung im 3-dimensionalen Raum gemessen und auf Basis einer speziell entwickelten Software ausgewertet und die Daten für die weitere Golfpraxis bzw. -lehre verwendet werden. Somit können technische und biomechanische Zusammenhänge näher erläutert werden. Es können sowohl Schwungebenen und Winkel als auch Drehgeschwindigkeiten und Beschleunigungen gewisser Körperteile analysiert werden. Für die Studie wurden insgesamt vier Messgrößen in Bezug auf Winkelgeschwindigkeiten verschiedener Körpersegmente ausgewählt, auf denen der Fokus bei der Analyse liegt:

- Handrotation
- Armrotation
- Schulterrotation
- Hüftrotation

Die Technik, die hinter dem Analysemessgerät mit Magnetfeldgeber und Sensoren steht, wird nachfolgend erklärt:

Mit einem Gurtsystem werden die Sensoren am Kopf, zwischen den Schulterblättern, an der linken Hand (beim Rechtshänder), am linken sowie rechten Ellbogen und am Kreuzbein angebracht. Hinter dem Probanden steht ein mit den Sensoren verbundenes Gerät, das ein Magnetfeld aufbaut (s. Abb.13). Das Messgerät kann die Positionen der Sensoren und Bewegungen im Magnetfeld erfassen.



Abb. 13. Proband beim Abschlag mit angelegtem Golf BioDynamics Gurtsystem



Abb. 14. 3D Körper Modell eines Golfspielers (Total Golf Analysis, 2008-12)

Da jede Versuchsperson eine andere Körperstatur besitzt, muss bei jedem Personenwechsel der Sensorengurt neu angelegt werden.

Vorab werden die entsprechenden anthropometrischen Daten in die Software eingegeben. Anschließend wird der Sensorengurt dem Probanden angelegt und mit einem speziellen Kalibrierpointerstift bestimmte Körperpunkte nach Anleitung abgefahren (s. Tab.2). Es wird angenommen, dass der Golfspieler Rechtshänder ist:

Tab. 2. Pointer Kalibrierungspunkte am menschlichen Körperskelett

Sensor	Pointer
1. Linke Hand	<ul style="list-style-type: none"> - Lateral am zweiten Mittelhandknochen - Medial am Handgelenk an der Spitze der Ulna
2. Linker Arm	<ul style="list-style-type: none"> - Medialer Ellbogen am medialen Epicondylus des Oberarms - Lateraler Ellbogen am lateralen Epicondylus des Oberarms
3. Oberkörper	<ul style="list-style-type: none"> - Zentrum des linken Schultergelenks (SG) - Zentrum des rechten SG - Lateral unter der Achsel - Laterale letzte Rippe (rechts)
4. Kopf	<ul style="list-style-type: none"> - Distal-medial an der rechten Ohr Seite - Distal-medial an der linken Ohr Seite - auf Kopfscheitel
5. Becken (Hüfte)	<ul style="list-style-type: none"> - Rechter großer Trochantor - Linker großer Trochantor - Oberster Punkt des linken Beckenkamms

Wenn alle Kalibrierungsschritte richtig durchgeführt wurden, ist der Spieler in der Computersoftware in Form eines 3D Modells, bestehend aus verschiedenen Körpersegmenten, zu erkennen (s.o. Abb.14). Sobald die Kalibrierung abgeschlossen ist, sollte der Proband die Position auf der Golfmatte nicht mehr verändern und alle Schläge von dieser festgelegten Position ausführen. Ehe Golf BioDynamics die Schwünge aufzeichnet, wird im System noch der richtige Schlägertyp (Driver) ausgewählt.

4.2 Stichprobe

Zur Durchführung der Querschnittstudie wurden insgesamt 30 männliche Probanden (30 bis 50 Jahre) rekrutiert. Die Gruppe setzt sich zusammen aus Golf Professionals, Mannschaftsspielern und Golfspielern des Golfclub Eichenried, Starnberg und Rottbach. Die Spielerauswahl wurde durch Golftrainer des Golfclub Eichenried und die Leiter der Studie getroffen. Darüber hinaus wurden die Teilnehmer in drei Leistungsklassen entsprechend ihres Handicaps mit je zehn Personen eingeteilt (s. Tab.3):

Tab. 3. Gruppeneinteilung gemäß Handicap mit Teilnehmerzahl (n)

Gruppe	Handicap
1 (n=10)	+1 bis -5
2 (n=10)	> -5 bis -12
3 (n=10)	> -12 bis -20

Als Equipment für die Studie brachte jeder Proband selbst seine eigenen Eisen und einen, bei manchen Studienteilnehmern gefitteten, Driver mit. Somit mussten sich die Probanden nicht auf vorgeschriebene Schläger einstellen und die jeweilige Treff- bzw. Schlagsicherheit wurde nicht minimiert.

4.3 Versuchsdesign und Durchführung

Der Zeitraum der Studie erstreckte sich vom 01.12.15 bis 10.05.16. Die Untersuchung wurde im Golflabor der Fakultät für Sport- und Gesundheitswissenschaften der Technischen Universität München am Georg Brauchle Ring durchgeführt. Die Testbatterie wurde in einem Indoor Labor aufgebaut, damit die Studienteilnehmer von Störgeräuschen und Ablenkungen jeglicher Art abgeschirmt und Messfehler minimiert werden konnten.

Beim Versuchsdesign der Testbatterie handelt es sich um eine Querschnittstudie. Das bedeutet, dass die Probanden nur einmalig getestet wurden und nicht über einen längeren Zeitraum hinaus. Der zeitliche Rahmen pro Proband betrug etwa 45 Minuten. Hinsichtlich des auszufüllenden Fragebogens, der Einverständniserklärung und den Erläuterungen an den Stationen wurde für jeden Teilnehmer aller-

dings eine Stunde einkalkuliert. Die Probanden wurden in Gruppen eingeteilt, welche über mehrere Monate verteilt jeweils im Labor gemessen wurden.

Die Testbatterie ist in unterschiedliche Stationen eingeteilt, die jeder Proband immer in der gleichen Reihenfolge durchläuft (s. Abb.15).

Vor Studienbeginn füllen alle Versuchspersonen einen Fragebogen und eine Einverständniserklärung zur Teilnahme am Versuchsaufbau aus. In einem Aufklärungsgespräch werden sie über den Ablauf, zeitlichen Rahmen und etwaiges Verletzungsrisiko informiert. Auch das Ziel der Studie wird genannt.

Mit der Zustimmung zur Teilnahme an der Studie werden die Studienteilnehmer zu Beginn mit bewegungsvorbereitenden Übungen aufgewärmt und dürfen mit einem beliebigen Eisen ihrer Wahl Bälle von der Abschlagsmatte schlagen.

Danach bilden sportartunspezifische Krafttests die erste Station des Versuchsaufbaus. Die Probanden absolvieren hier innerhalb von 20 Sekunden so viele Sit-Ups und Liegestütze wie möglich. Vorab wird die richtige Ausführung von einem Instruktor demonstriert. An dieser Station steht die Testung der allgemeinen Kraftausdauer der Rumpfmuskulatur im Vordergrund. Diese wird vor der Maximalkraftmessung durchgeführt, damit die Muskulatur der Probanden noch nicht komplett ermüdet ist.

Die Untersuchung der sportartspezifischen Explosivkraft an der Kinesis mit eingebauter KMD bildet anschließend die zweite Station. Die Übungen sind in fester Reihenfolge in Arm-, Hüft- und Schulterrotation eingeteilt. Es werden eine Reihe an Hilfsmittel sog. Extensions von Logical Golf in den Seilzug eingehängt: Grips, Hip Extension und Shoulder Extension. Pro Kraftübung werden drei Versuche des Probanden aufgezeichnet. Zuvor werden alle Bewegungsausführungen durch qualifizierte Golftrainer erklärt und demonstriert. Der Proband hat auch die Möglichkeit sich in einer Trockenübung langsam an den vom Seilzug wirkenden Widerstand zu gewöhnen. Nach jedem Durchgang gibt es eine kurze Pause, damit sich die Muskulatur von der Maximalkraftübung erholen kann. Die Probanden stehen während den Messungen an der Kinesis permanent unter Trainerbetreuung, damit keine Fehler oder Verletzungen auftreten.

Die beiden letzten Stationen, Flight Scope und Golf BioDynamics laufen parallel zueinander ab. Die Teilnehmer der Studie schlagen jeweils drei Bälle mit ihrem Driver vom Tee auf der Golfabschlagsmatte ins Netz ab. Bevor die Probanden ihre drei Versuche ausüben, dürfen sie mit dem Sensorenanzug von Golf BioDynamics einige Drives zur Probe schlagen.

Flight Scope misst über einen aufgestellten Sensor die CS, BS, Spinrate und Schlagdistanz während hingegen Golf BioDynamics über einen Gurtanzug mit befestigten Sensoren ein 3-D Körpersegmentmodell erstellt und die für die Studie relevanten Parameter Hand-, Arm-, Schulter- und Hüftrotationsgeschwindigkeit aufzeichnet.

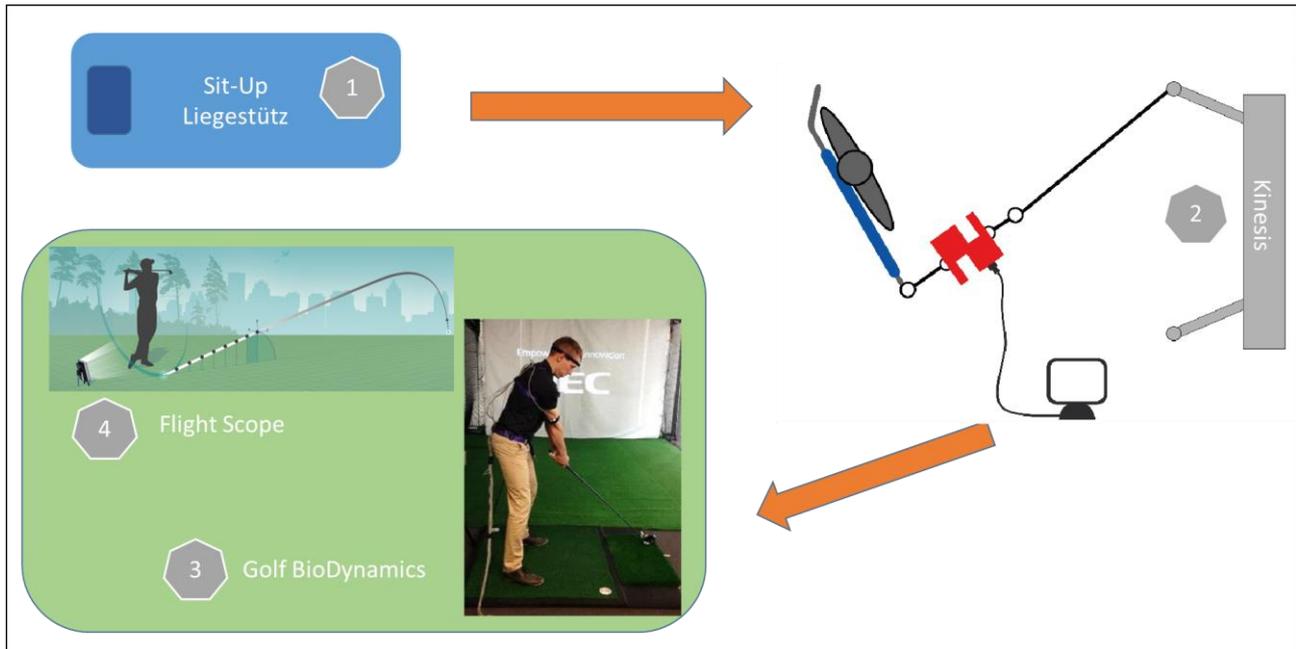


Abb. 15. Skizzierter Untersuchungsablauf nach Stationsreihenfolge

4.4 Aufwärmprogramm

Um den Bewegungsapparat zu erwärmen, die Beweglichkeit der Gelenke zu fördern und das Herz-Kreislaufsystem zu aktivieren, führten alle Probanden die gleichen Mobilisations- und bewegungsvorbereitenden Übungen nach festgelegter Reihenfolge und unter Anleitung durch. Der Bewegungsapparat soll durch die Übungen vor allem auf höhere Belastungen an der Kinesis und die Krafttests vorbereitet werden. Im Folgenden wird das Aufwärmprogramm in Anlehnung an das Core Performance Golf Training von Verstegen und William (2009) näher erläutert:

1. Armkreisen:

Zu Beginn kreist der Proband stehend seine Arme vorwärts und rückwärts, sowohl einarmig als auch beidarmig. Er führt die Übungen jeweils zehnmal durch. Durch das Armkreisen soll die Armmuskulatur erwärmt und der Schultergürtel mobilisiert werden.

2. Dynamische Rotation des Körpers:

Als Hilfsmittel dient ein Golfschläger, der etwa schulterbreit gegriffen und vor dem Körper mit gestreckten Armen im Stehen gehalten wird. Mit Beteiligung der Hüfte dreht der Proband seinen Oberkörper zunächst nach rechts, hält ein bis zwei Sekunden die Spannung und dreht sich dann nach links und geht in die golfspezifische Endposition. Die permanente dynamische Rotation des Körpers bewirkt eine Dehnung im ganzen Rumpf. Diese Übung wird einmalig zehnmal ausgeführt, wobei die Richtung der Startbewegung immer dieselbe bleibt.

3. Schulterdehnung:

In der Ausgangsposition hält der Proband im Stand einen Golfschläger mit gestreckten Armen vor dem Körper. Eine Handfläche zeigt nach unten und die andere entgegengesetzt nach oben. Der Abstand der Hände ist etwa schulterbreit. In der Ausführung dreht die nach oben gerichtete Handfläche den Schläger bis diese nach unten zeigt und umgekehrt. Anschließend erfolgt ein Wechsel der Handgriffpositionen. Insgesamt werden pro Seite zehn Wiederholungen durchgeführt. Um die Intensität zu steigern, können die Hände weiter auseinander den Golfschläger greifen. Diese Bewegungsabläufe bewirken eine Dehnung in der Schulter und mobilisieren zusätzlich die Schulterblätter.

4. Klassische Kniebeuge mit Golfschläger:

Die Versuchsperson führt eine klassische Kniebeuge mit hüftbreitem Stand aus. Es ist darauf zu achten, dass der Rücken während der gesamten Bewegungsausführung gerade bleibt und der Oberkörper etwas nach vorne gebeugt ist. Die gebeugten Knie sollten weder über den Zehenspitzen hinausragen, noch beim Hochgehen zusammenfallen. Der Golfschläger wird bei der Flexion der Beine zeitgleich schulterbreit nach oben in Verlängerung des geraden Rückens gehoben. Der Proband führt die Kniebeugen zehnmal unter zügigem Tempo aus. Bei dieser Übungsausführung arbeitet die Rückenmuskulatur als Stabilisator und die Beinmuskulatur wird erwärmt.

5. Individuelles Einschlagen:

Nach den bewegungsvorbereitenden Übungen darf der Proband nun mit einem Eisen seiner Wahl auf der Abschlagsmatte Golfschwünge ausführen und beliebig viele Bälle schlagen. Somit bekommt er die Möglichkeit, sich an die internen Gegebenheiten wie etwa die Raumdimension und das Kunstgras des Labors zu gewöhnen.

4.5 Sportartunspezifische Krafttests

Bös (2001) hat eine Reihe an Basisaufgaben für die Testung von motorischen Fähigkeiten zusammengestellt. Die Einzeltests finden in vielen Testprofilen Verwendung und sind in Hinblick auf die Testgütekriterien Objektivität, Reliabilität und Validität überprüft worden.

Um die allgemeine Kraftausdauer bzw. die Rumpfexplosivkraft der Probanden in der Golfstudie zu testen, sind zwei sportartunspezifische standardisierte Krafttests in die Testbatterie, in Anlehnung an Bös (2001), aufgenommen worden: Sit-Up und Liegestütz. Diese werden nachfolgend näher beschrieben.

4.5.1 Sit-Up

Als erster motorischer Krafttest werden standardisierte Sit-Ups durchgeführt: Die Testperson liegt dabei in Rückenlage auf einer Gymnastikmatte und beide Beine sind mit einem 90 Grad Kniewinkel aufgestellt. Die Hände sind vor der Brust verschränkt und beide Fußgelenke werden durch eine Person fixiert, damit bei der Ausführung keine Ausweichbewegungen stattfinden können.

Bei der Bewegungsausführung hebt der Proband seinen Oberkörper an und berührt mit den Ellbogen die Knie. Anschließend nimmt er seine Ausgangsposition wieder ein, indem er den Kopf auf das Kissen ablegt. Gezählt werden die in 20 Sekunden korrekt und sauber durchgeführten Sit-Ups, d.h. es muss eine Knieberührung mit den Ellbogen stattfinden und der Kopf muss auf der Unterlage abgelegt werden, bevor der nächste Sit-Up beginnt.

Der Proband soll innerhalb von 20 Sekunden so viele Sit-Ups wie möglich ausführen, so explosiv bzw. schnell wie möglich. Die Zeit wird mit einer Stoppuhr gemessen und die maximal erreichte Anzahl an Sit-Ups notiert. Den Teilnehmern der Studie steht nur ein einmaliger Versuch zur Verfügung.

Der sportartunspezifische Krafttest der Sit-Ups beurteilt die lokale Kraftausdauer der Bauch- und Hüftmuskulatur. Es werden insbesondere der Musculus Rectus abdominis, Musculus Rectus femoris und Musculus Iliopsoas beansprucht (Lauren, 2015).

4.5.2 Liegestütz

Ein weiterer Test, um die Kraftausdauer des Rumpfes und der oberen Extremitäten zu messen, sind Liegestütze. Der Proband hat auch bei dieser Übung nur einen gültigen Versuch in einer festgelegten Zeit von 20 Sekunden und soll so viele Push-Ups wie möglich schaffen.

Vorab ist darauf hinzuweisen, dass bei der Bewegungsausführung der Nacken eine gerade Linie in Verlängerung von Rücken und Beinen formen soll. Ein Instruktor demonstriert die korrekte Übung und erklärt wichtige Details ehe der Proband seinen Versuch beginnt.

Die Testperson startet in der klassischen obigen Liegestütz Position, mit den Händen direkt unter den Schultern und den Ellbogen dicht am Körper mit Blick zum Boden. Anschließend wird der Körper abgesenkt und komplett auf der Gymnastikmatte abgelegt. Die rechte und linke Hand müssen sich hinter dem Rücken berühren (durch Klatschen). Danach drückt sich der Proband wieder nach oben mit gestreckten Armen.

Gemessen wird die maximale Anzahl an korrekt ausgeführten Wiederholungen innerhalb von 20 Sekunden, bei denen eine Berührung der Hände hinter dem Rücken erkennbar ist.

Bei diesem Krafttest wird die lokale Kraftausdauer der Arm-, Schulter und Brustmuskulatur untersucht. Während der Bewegung werden insbesondere die Muskeln

des Rumpfbereiches belastet: Musculus Pectoralis major et minor, Musculus Rectus abdominis sowie der Musculus Trapezius und Erector spinae (Lauren, 2015).

Sowohl die Sit-Ups, als auch die Liegestütze wurden nach einem von Bös (2001) standardisierten Bewegungsmuster für die Studie ausgewählt, damit jeder Proband die jeweilige Übung gleich ausführt. Somit kann kein Vorteil verschafft werden durch eventuelles Täuschen durch Ausgleichbewegungen des Körpers.

Die Zeit ist auf 20 Sekunden beschränkt worden, damit keine zu große Muskelermüdung entsteht und die Kraftübungen an der Kinesis sowie bei Flight Scope und Golf BioDynamics noch durchgeführt werden können.

Darüber hinaus soll mit der Untersuchung der sportartunspezifischen Kraft der Probanden der Ausschluss gewährleistet werden, dass nicht nur reine Kraft gute Ergebnisse in der Golftechnik bzw. im Golfsport liefert.

Nach der Testung der allgemeinen Kraftfähigkeiten durch Sit-Ups und Liegestütze, d.h. der Basis Ebene der Untersuchungspyramide (vgl. Kap. 3.4, Abb.7), folgt nun ein Übergang von unspezifischen zu spezifischen Krafttests.

4.6 Sportartspezifische Krafttests

4.6.1 Untersuchung der Explosivkraft mittels Krafttraining an der Kinesis

Nach der Messung der allgemeinen Kraftausdauer wurde als nächstes die Explosivkraft der Golfspieler am Seilzugsystem der Kinesis ermittelt. Dafür wurden vorab mehrere sportartspezifische Kraftübungen mit verschiedenen Extensions an der Kinesis ausprobiert und letztendlich drei Übungen für die Testbatterie, mit Hilfe von Golf Professionals des Golfclub Eichenried, ausgewählt. Die Übungsauswahl bezieht sich auf Hand-, Hüft- und Schulterrotationsbewegungen, die sehr vergleichbar mit Teilen des klassischen Golfschwungs sind.

Um die Übungen an der Kinesis für alle Probanden annähernd gleich zu gestalten, wurden vorab in mehreren Testmessungen der Abstand zur Kinesis, das eingesetzte Gewicht sowie die Vorspannung standardisiert festgelegt und gilt somit für alle HCP-Klassen. Um den Abstand zur Kinesis festzulegen, wurden mehrere Entfernungsstufen getestet worden. Grundsätzlich gilt: je weiter die Entfernung zum Seilzug ist, desto höher wird der Widerstand am Seil. Die Startpositionen mit der richtigen Entfernung zum Seilzug wurden mit Kreppklebebandstreifen auf die Golfmatte geklebt. Der Widerstand, der für alle Teilnehmer gleich war, wurde so hoch gewählt, dass noch eine korrekte Bewegungsausführung möglich war und der Proband die Endposition halten konnte, ohne Zurückgezogen zu werden (s. Tab.4). Um zuletzt noch die Vorspannung im Kabel Zug zu standardisieren, wurden mehrere Versuche mit der Kraftmessdose über die Computersoftware aufgezeichnet und die entstandenen Graphen analysiert worden.

Tab. 4. *Standardisierte Werte für Widerstand und Vorspannung in Newton [N] der Arm- Hüft- und Schulterkraftübung an der Kinesis*

Übung Kinesis	Widerstand	Vorspannung
Armrotation	Stufe 5	50 N
Hüftrotation	Stufe 6	40 N
Schulterrotation	Stufe 5	40 N

Bevor die Testpersonen die jeweilige Übung ausführen, wird die richtige Durchführung von einem Golftrainer erklärt und demonstriert. Anschließend haben die Versuchspersonen in einer Übungs- bzw. Trockenphase die Möglichkeit, sich an den Seilzug, das entgegenwirkende Gewicht und die Bewegungsausführung zu gewöhnen. Der Golftrainer korrigiert und verbessert währenddessen, sodass später keine Fehler in den Messergebnissen auftreten.

Jeder Proband hat drei Anläufe für die jeweilige Explosivkraftübung bei der Aufzeichnung. Es zählen nur die Versuche, die mit sauberer Technik und stabiler Endposition ausgeführt werden. Nach jeder Ausführung erfolgt eine kurze Pause, damit sich die Muskulatur der Probanden von den Maximalkraftübungen erholen kann.

4.6.2 *Übungen am Seilzugsystem*

4.6.2.1 *Armrotation*

Die erste Kraftübung an der Kinesis ist die Armrotation (s. Abb.16). Der richtige standardisierte Abstand zum Seilzug für die Ausgangsposition der Übung ist mit entsprechenden Klebestreifen auf dem Boden markiert. Der Widerstand der Kinesis ist auf Stufe fünf eingestellt und eine einheitliche, standardisierte Vorspannung von 50 N festgelegt.

Als Extension (Hilfsmittel) dient hier der sog. Grip von Logical Golf (vgl. Kapitel 4.1.1), der mit dem aktiven Arm des Spielers nah am Körper entlanggeführt wird und im vertikalen Kabelzug eingehängt ist. Der passive Arm liegt hinter dem Rücken auf. Ziel der Bewegung ist es, aus einer golftypischen Ausgangsstellung den aktiven Arm ohne Ausholbewegung mit einer explosiven Armbewegung ins Finish zu bringen. In der Endposition sollte der Proband zwei Sekunden innehalten, mit möglichst spitzem Winkel im Arm und einer Berührung beider Knie.

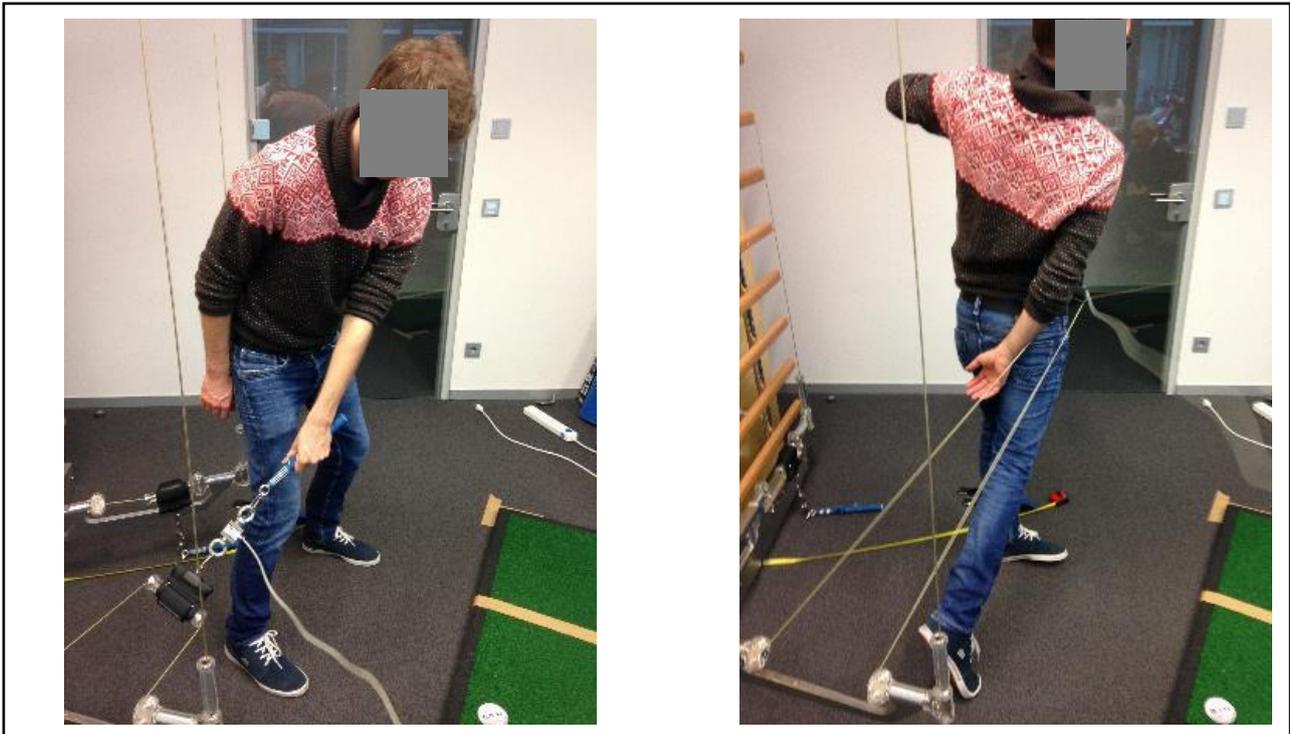


Abb. 16. Ausgangsposition (links) und Endposition (rechts) der Armrotation

4.6.2.2 Hüftrotation

Nach der Handrotation folgt die Kraftübung für die Hüftrotation (s. Abb.17). Der richtige standardisierte Abstand zur Kinesis für die Startposition ist hier mit entsprechenden Klebestreifen auf der Kunstgrasmatte markiert. Bei dieser Übung wird das Tool dieses Mal in das horizontale Seil eingehängt. Der Widerstand des Seilzugs ist auf Stufe fünf eingestellt und die Vorspannung beträgt bei allen Testpersonen 40 N. Als Hilfsmittel dient die Logical Golf Hip Extension Stange, die bei der Ansprechposition hinter dem Körper im Ellenbogenwinkel der Arme festgehalten wird. Für eine noch bessere Fixation der Stange werden zusätzlich die Hände vor dem Bauch verschränkt.

Der Proband startet in einer athletischen Ansprechposition, der Oberkörper ist etwas nach vorne gebeugt und die Knie sind leicht angewinkelt. Die Beine sind hüftbreit auseinander auf den Markierungstreifen platziert.

Als Hilfsmittel dient die Logical Golf Hip Extension Stange, die bei der Ansprechposition hinter dem Körper im Ellenbogenwinkel der Arme festgehalten wird. Für eine noch bessere Fixation der Stange, werden zusätzlich die Hände vor dem Bauch verschränkt.

Der Proband startet in einer athletischen Ansprechposition, der Oberkörper ist etwas nach vorne gebeugt und die Knie sind leicht angewinkelt. Die Beine sind hüftbreit auseinander auf den Markierungstreifen platziert.

Ohne Ausholbewegung rotiert die Testperson nun den Körper, insbesondere die Hüfte, in Verlängerung des Seilzugs möglichst explosiv zur linken Seite. Das Eindrehen des rechten Knies überträgt einen Startimpuls an die Hüfte zur Rotation. Die rechte Ferse muss daher mitrotieren. In der golfähnlichen Endposition sollten

sich die Knie berühren und deutlich erkennbar sein, dass auch das Gesäß bei der Bewegung mitgenommen worden ist. Auch ein aufgerichteter Oberkörper ist ein Erkennungsmerkmal für ein stabiles Finish.

Der Versuch wird nur dann gültig gewertet, wenn der Proband fähig ist, die Endposition nach der explosiven Bewegungsausführung für einen kurzen Moment zu halten, ohne vom Seilzug nach hinten gezogen zu werden.

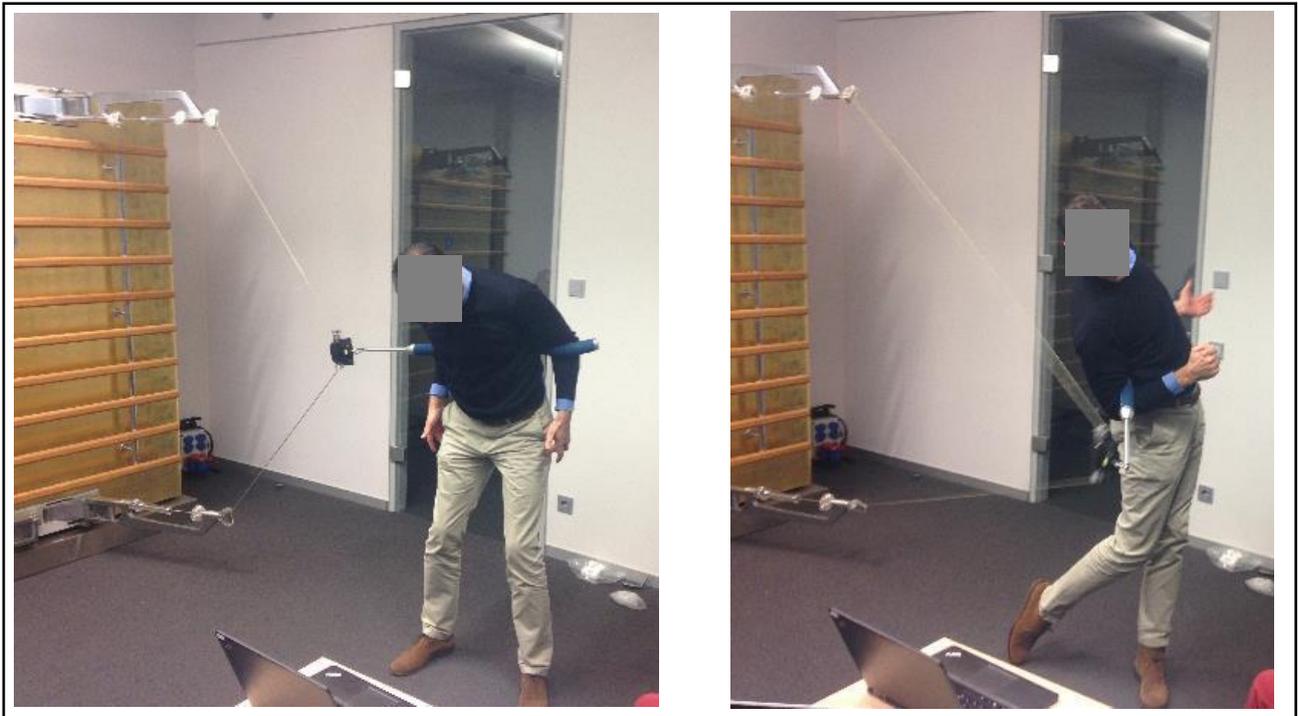


Abb. 17. Ausgangsposition (links) und Endposition (rechts) der Hüftrotation

4.6.2.3 Schulterrotation

Die dritte Übung an der Kinesis untersucht die Explosivkraft, die durch Schulterrotationsbewegung entsteht (s. Abb.18.). Es wird von denselben markierten Positionsklebestreifen gestartet wie bei der Hüftrotation. Die Vorspannung des Seilzugs beträgt weiterhin 40 N und das Gewicht der Kinesis wird auf Stufe fünf herabgesetzt. Für die Schulterrotationsübung hält der Proband die Logical Golf Shoulder Extension mit verschränkten Armen vor der Brust fest. Die gebogene Seite der Stange befindet sich auf Höhe des linken Oberarms. Die Schulterextension wird analog zur Hip Extension am Seilzugapparat der Kinesis befestigt.

Die Beine stehen schulterbreit auseinander und das Körpergewicht ist gleichmäßig auf beide Füße verteilt. Der Proband beginnt, analog zur Hüftrotation, in einer golf-spezifischen Ansprechposition mit Körperspannung. Auch hier ist der Oberkörper leicht nach vorne gebeugt und die Knie sind nicht durchgestreckt.

Das Bewegungsmuster ist analog zur Hüftrotationsübung, bis auf die Ansteuerung. Nicht die Hüfte gibt den Startimpuls, sondern die Schultern. Der Proband beginnt die Bewegung wiederum ohne hintere Ausholbewegung und dreht sich mit den Schultern explosiv nach vorne gegen den Widerstand in die Endposition. Die rechte

Schulter bewegt dabei unterhalb des Kopfes, die linke Schulter hoch. Das rechte Knie dreht sich während der Ausführung ein. Eine Berührung der Knie sowie ein aufrechter Oberkörper und das kurze Verharren in der Position spiegeln eine korrekte Ausführung wider.



Abb. 18. Ausgangsposition (links) und Endposition (rechts) der Schulterrotation

4.7 Golf BioDynamics und Flight Scope

Nach der Explosivkraftmessung am Seilzug erfolgt die Untersuchung direkter sportartspezifischer Fähigkeiten während des Golfschwungs. Die Messdaten von Flight Scope und Golf BioDynamics werden parallel aufgenommen. Es werden drei einwandfreie Abschlüge mit dem Driver pro Proband aufgezeichnet.

Nachdem der Testperson der Golf BioDynamics Gurt mit angebrachten Sensoren angelegt wird, darf sie einige Bälle mit dem Driver vom Tee auf der Golfmatte schlagen, um sich an die neue Bewegungsfreiheit beim Driven zu gewöhnen. Hinter dem Probanden steht ein Empfänger.

Sobald die Versuchsperson bereit ist, werden drei Abschlüge aufgezeichnet. Gemessen werden die Handrotations-, Armrotations-, Schulterrotations- und Hüftrotationsgeschwindigkeiten.

Parallel dazu nimmt Flight Scope die Golfschläge über eine Sensorvorrichtung auf und gibt Rückschlüsse auf die CS und BS, aber auch die Spinrate des Balles und die Schlagdistanz. Es werden pro Abschlag sowohl Werte durch Golf BioDynamics, als auch Flight Scope aufgenommen.

4.8 Methodik der Explosivkraftberechnung

Wie bereits in der Theorie (vgl. Kap. 2.1.1) erklärt, bezeichnet die Explosivkraft die Steilheit des Kraftanstiegs und wird mittels Steigungsdreieck in der Kraft-Zeit-Verlaufskurve berechnet. Der Explosivkraftindex F_{Expl} gibt die maximale Kraftbildungsrate innerhalb eines Bewegungszyklus an (Hohmann et al., 2014).

Es ergibt sich folgende Formel zur Berechnung der Explosivkraft, wobei $x = t$ (Zeit) und $y = F$ (Kraft) ist: $F_{\text{Expl}} = \Delta F / \Delta t$ (s. Abb.19).

Um Messfehler und Ausreißer einzugrenzen, die bei der Aufnahme mit der Kraftmessdose entstanden sein könnten, werden bei allen Übungen nach gängiger Methode im Kraft-Zeitdiagramm 20 Prozent vom Maximum der Kurve (sog. Peak) subtrahiert und 20 Prozent beim Minimum der Kurve addiert. Über ein rechtwinkliges Steigungsdreieck kann dann die Explosivkraft für jede Übung an der Kinesis berechnet werden.

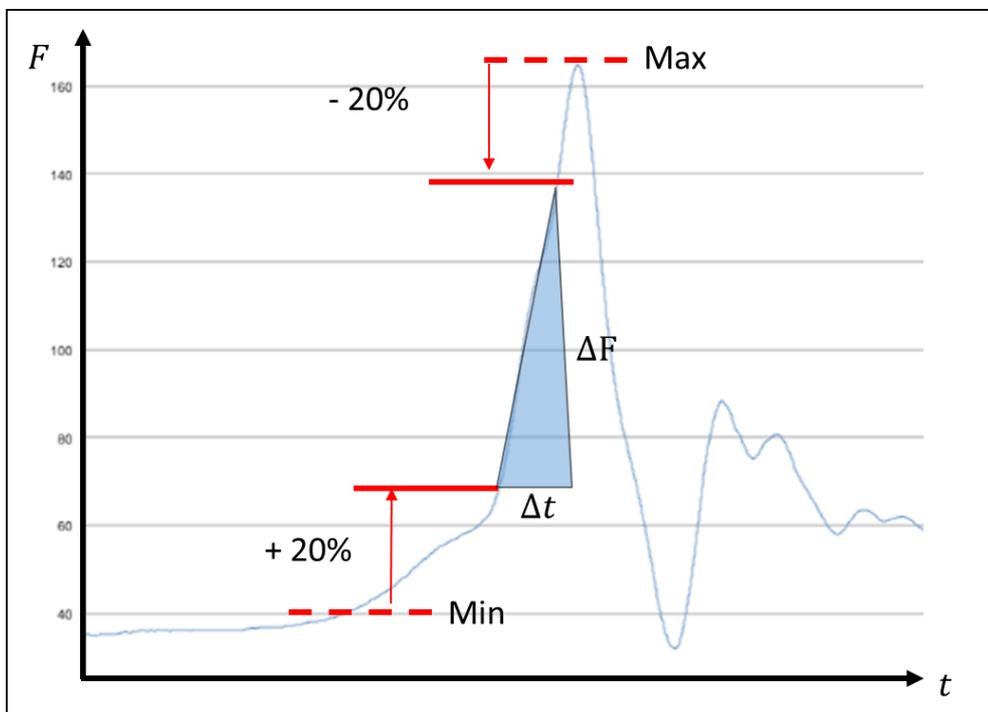


Abb. 19. Berechnung der Explosivkraft mittels Steigungsdreieck in der Kraft-Zeit-Verlaufskurve mit Minimum (Min), Maximum (Max), Kraft (F) und Zeit (t)

5 Ergebnisse

Die Auswertung der Daten erfolgte mit der Statistik Software IBM SPSS (23) und Microsoft Excel (2015).

Wie bereits in Kapitel 4.2 erwähnt, sind die männlichen Probanden (n=30) in drei verschiedene Gruppen eingeteilt worden. Das entsprechende HCP des Spielers wurde als ausschlaggebender Parameter für die Klassifikation der Gruppe festgelegt. Tabelle 5 gewährt einen Überblick über die anthropometrischen Daten der Probanden. Es zeigen sich ähnliche Gruppenkonstellationen in Bezug auf die genannten Parameter.

Tab. 5. *Anthropometrische Daten der Testteilnehmer von HCP, Alter in Jahren [J], Gewicht in Kilogramm [kg] und Größe in Zentimetern [cm]*

Gruppe	HCP	Alter [J]	Gewicht [kg]	Größe [cm]
1 (n=10)	1 bis -5	39,5 (± 6,84)	86,7 (± 4,91)	185,1 (± 4,91)
2 (n=10)	> -5 bis -12	42,5 (± 5,95)	82,9 (± 4,90)	182,0 (± 4,90)
3 (n=10)	> -12 bis -20	44,6 (± 5,42)	83,1 (± 10,22)	183,4 (± 5,44)

Die Reliabilität der erhobenen Daten wurde mittels Testwiederholung (Retest-Methode) überprüft. Pro Test lagen je drei Versuche des Probanden vor, sodass für jeden Test der Mittelwert der drei Retest-Koeffizienten gebildet wurde, sog. Reliabilitätskoeffizient (rtt). Ein Wert von $rtt < .80$ wurde als niedrig, $rtt .80$ bis $.90$ als mittel und $rtt > .90$ als hoch erachtet (Lienert, 1969). Tabelle 6 verdeutlicht, dass die Reliabilität der Tests an der Kinesis (Kin) in einem niedrigen Bereich liegen, während sich die Zuverlässigkeit der Tests von Golf BioDynamics (GB) und Flight Scope (FS) in einem mittleren bis hohen Bereich befindet. Die Aufmerksamkeit wird insbesondere auf die Hüft- und Oberkörperrotationsgeschwindigkeit ($rtt_{GB_H\ddot{u}fte} = .965$; $rtt_{GB_Oberk\ddot{o}rper} = .963$) sowie die Schlägerkopfgeschwindigkeit ($rtt_{FS_CS} = .934$) gerichtet. Hier ist eine hohe Zuverlässigkeit des Tests bzw. eine hohe Genauigkeit der Messung über die Zeitspanne hinweg gegeben.

Tab. 6. Reliabilitätskoeffizienten (rtt) für die Tests an der Kinesis (Kin), Golf BioDynamics (GB) und Flight Scope (FS)

Test	rtt
Kin_Arm	.724
Kin_Hüfte	.725
Kin_Schulter	.722
GB_Hüfte	.965
GB_Oberkörper	.963
GB_Arm	.849
GB_Hand	.905
FS_CS	.934
FS_BS	.885

Um das Prüfkriterium Validität (Gültigkeit) zu untersuchen, wurden die Tests der Ebenen 1 bis 3 der Modellpyramide (vgl. Kapitel 3.4, Abb.7) mit den golfartunspezifischen Krafttests (Sit-Ups und Liegestütze) sowie anderen Golfschwungparametern korreliert. Der Zusammenhang zwischen zwei Variablen wird im Folgenden mit Hilfe des Pearson-Korrelationskoeffizienten (r) beschrieben. Ein Wert von $r > .3$ wurde als Beweis für die Kriteriumsvalidität betrachtet (Lienert, 1969). Gemäß Cohen (1988) handelt es sich bei $r = .1$ um einen kleinen, bei $r = .3$ um einen mittleren und bei $r = .5$ um einen großen Effekt.

Betrachtet der Leser die Korrelationen der dritten Stufe der Pyramide mit den anderen Parametern in Tabelle 7, so wird deutlich, dass sich nur schwache bis mittlere Effekte wiederfinden. Die golfspezifische Explosivkraft an der Kinesis zeigt bei der Korrelation mit den golfartunspezifischen Krafttests bei Liegestützen den höchsten Zusammenhang ($r = .38$). Daraus folgt: je mehr Liegestütze der Proband schafft, desto höher ist die Armexplosivkraft. Bei der Untersuchung der Variablen der Kinesis und den Rotationsgeschwindigkeiten von Golf BioDynamics sind zwei mittlere Effekte zu erkennen: je größer die Oberkörperrotationsgeschwindigkeit des Spielers, desto größer ist die Armexplosivkraft ($r = .35$) und je größer die Armrotationsgeschwindigkeit, desto größer die Explosivkraft der Hüftrotation ($r = .32$). Beim Blick auf die Flight Scope Variablen ist lediglich ein schwacher Zusammenhang zwischen Ballgeschwindigkeit und Explosivkraft der Hüfte zu sehen ($r = .31$).

Tab. 7. Korrelationen der Ebene 3 (golfspezifische Explosivkraft) mit Ebene 4, 2 und 1

	Sit-Ups	Liege- stütze	GB_ Hüfte	GB_Ober- körper	GB_ Arm	GB_ Hand	FS_CS	FS_BS
Kin_Arm	.26	.38	.18	.35	.23	-.08	-.05	-.06
Kin_Hüfte	-.16	.04	.06	.03	.32	.29	.22	.31
Kin_Schulter	.02	.31	.14	.23	.14	.09	-.02	.00

Auf der zweiten Ebene der Modellpyramide werden nun die Variablen der Rotationsgeschwindigkeiten mit Ebene 1 und 4 korreliert (s. Tab.8). Bei der Untersuchung des Zusammenhangs zwischen Ebene 2 und den sportunspezifischen Krafttests fällt ein mittlerer Effekt mit $r = .39$ bei den Liegestützen auf: je mehr Liegestütze der Proband schafft, desto höher ist seine Oberkörperrotation. Betrachtet man nun die Korrelation der Ebene 2 mit den Flight Scope Variablen, so werden zwei starke Effekte offensichtlich: je höher CS und BS, desto höher ist die Handrotationsgeschwindigkeit ($r = .77$; $r = .73$).

Tab. 8. Korrelationen der Ebene 2 (Rotationsgeschwindigkeiten) mit Ebene 4 und 1

	Sit-Ups	Liege- stütze	FS_CH	FS_BS
GB_Hüfte	-.01	.13	.29	.20
GB_Oberkörper	.21	.39	.35	.28
GB_Arm	.04	.24	.15	.21
GB_Hand	.09	.16	.77	.73

Bemerkenswert ist auch die Analyse des Zusammenhangs der ersten Pyramidenstufe (Flight Scope) mit den anthropometrischen Daten der Probanden, dem HCP und der Ebene 4 (s. Tab.9). Bei der Korrelation mit Höhe, Alter und Spielstärke lassen sich starke Effekte erkennen. Je größer der Spieler, desto höher ist seine CS und BS ($r = .61$; $r = .55$). Beim Alter wird ein starker negativer Zusammenhang deutlich: je älter der Golfer ist, desto niedriger ist CS und BS ($r = -.60$; $r = -.58$). Bei der Spielstärke zeigt sich wiederum ein starker positiver Zusammenhang: je besser das HCP, desto größer ist die CS und BS. Die Korrelation mit Sit-Ups und Liegestützen weist keine nennenswerten Effekte auf.

Tab. 9. Korrelationen der Ebene 1 (Schwunggeschwindigkeiten) mit anthropometrischen Daten und Ebene 4

	Höhe	Gewicht	Alter	HCP	Sit-Ups	Liegestütze
FS_CS	.61	.37	-.60	.55	.09	.09
FS_BS	.55	.34	-.58	.54	.11	.06

Zur Vorhersage der Werte einer Variable (Kriterium), bei Kenntnis der Werte von zwei oder mehreren anderen Variablen (Prädiktoren), wurde eine lineare multiple Regressionsanalyse zwischen den verschiedenen Ebenen durchgeführt (s. Abb. 20). Bei einem Bestimmtheitsmaß R-Quadrat (R^2) liegt bei $R^2 = .02$ ein kleiner, bei $R^2 = .13$ ein mittlerer und bei $R^2 = .26$ ein großer Zusammenhang vor (Ellis, 2010). In Abbildung 20 wird deutlich, dass die Prädiktoren der Winkelrotationsgeschwindigkeiten einen starken positiven Effekt auf Zielvariablen CS ($R^2 = .595$) und BS ($R^2 = .545$) bewirken und diese hochsignifikant beeinflussen.

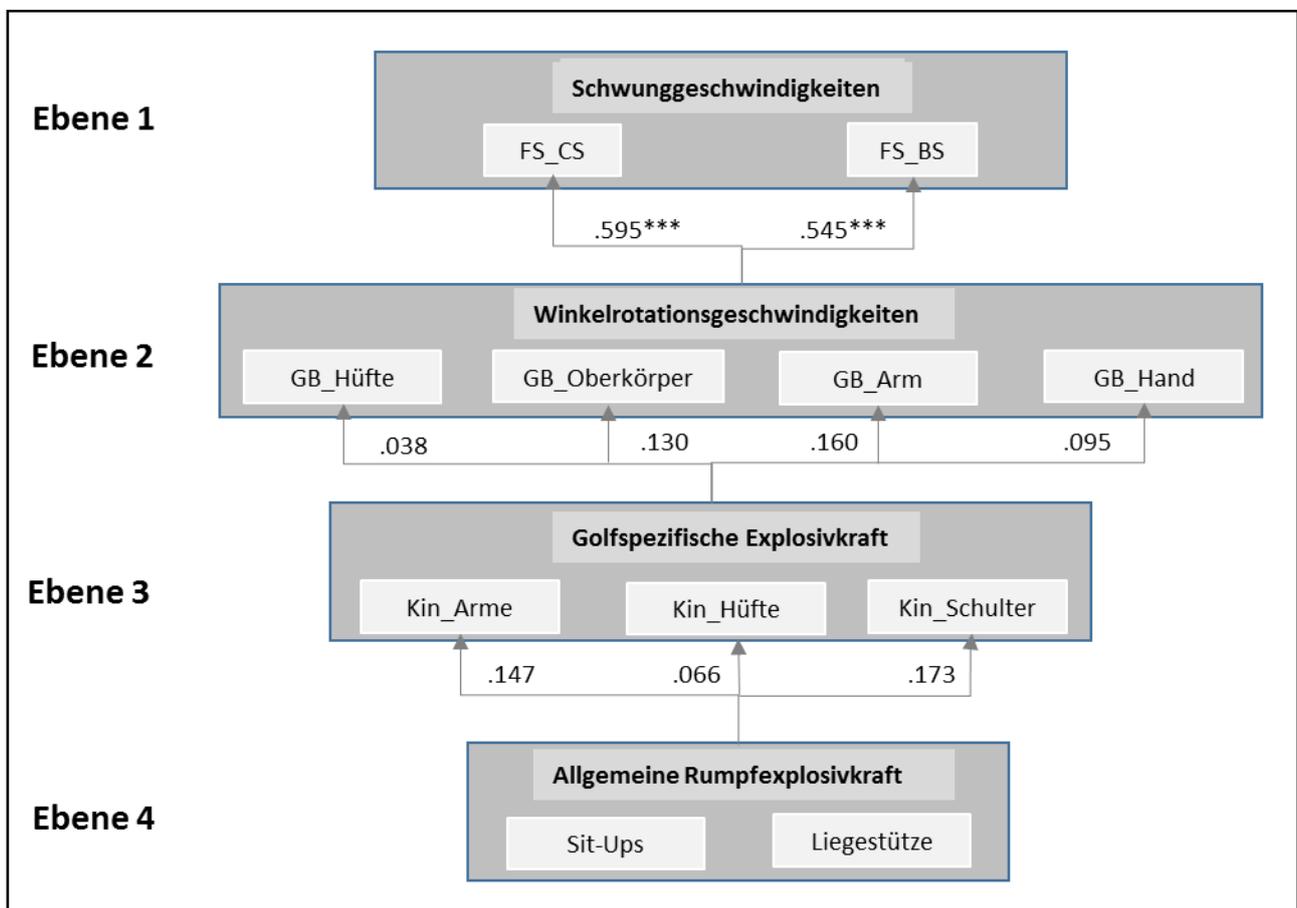


Abb. 20. Empirisches Strukturmodell: lineare multiple Regressionsanalyse mit R^2 -Werten

Eine einfaktorielle ANOVA wurde durchgeführt, um Gruppenunterschiede bei den HCP-Klassen auf den vier Ebenen des Strukturmodells zu untersuchen. Das α -Signifikanz Niveau wurde auf .05 festgelegt. Bei der Effektstärke Eta-Quadrat (η^2)

η^2) handelt es sich ab $\eta^2 = .01$ um einen kleinen, ab $\eta^2 = .06$ um einen mittleren und ab $\eta^2 = .14$ um einen großen Effekt (Ellis, 2010).

Tabelle 10 prüft Gruppenunterschiede in Bezug auf die anthropometrischen Daten der Probanden. Es zeigen sich keine signifikanten Unterschiede (n.s.) zwischen den Gruppen ($p_{\text{Höhe}}$, p_{Gewicht} , $p_{\text{Alter}} > .05$; n.s.). Eta^2 weist auch nur auf einen kleinen bis mittleren Effekt hin.

Tab. 10. HCP-Gruppenunterschiede hinsichtlich der anthropometrischen Daten mit Mittelwert (MW), Standardabweichung (SD), Prüfgröße (F), Signifikanzniveau (p) und Eta-Quadrat (Eta^2)

Variable	HCP-Gruppe	MW	SD	F	p	Eta ²
Höhe	1	185.10	4.91	.931	.407	.064
	2	182.00	4.90			
	3	183.40	5.44			
Gewicht	1	86.70	9.07	.600	.556	.043
	2	82.90	5.99			
	3	83.10	10.22			
Alter	1	39.50	6.84	1.768	.190	.016
	2	42.50	5.95			
	3	44.60	5.42			

In Tabelle 11 sei die vierte Ebene des Modells betrachtet. Auch hier zeigen sich keine signifikanten Gruppenunterschiede, sowohl bei den Sit-Ups, als auch bei den Liegestützen ($p_{\text{Sit-Up}}$, $p_{\text{Liegestütz}} > .05$; n.s.). Dies bestätigt auch Eta^2 mit einem kleinen Effekt für beide Variablen. Auffällig ist jedoch die hohe Standardabweichung der ersten HCP-Gruppe (SD = 4.52). Hier liegt eine größere Streuung um den Mittelwert gegenüber den beiden anderen Gruppen vor.

Tab. 11. HCP-Gruppenunterschiede bei sportmotorischen Krafttests

Variable	HCP-Gruppe	MW	SD	F	p	Eta ²
Sit -Up	1	15.10	4.52	.059	.943	.014
	2	14.80	3.21			
	3	15.35	2.83			
Liegestütz	1	10.70	1.69	.219	.085	.016
	2	10.90	1.97			
	3	11.25	1.98			

Eine Pyramidenstufe höher (Ebene 3) werden nun die HCP-Gruppenunterschiede an der Kinesis ermittelt (s. Tab.12). Weder bei der Übung der Arm-, noch der Hüft- und Schulterrotation sind signifikante Gruppenunterschiede zu erkennen ($p_{\text{Kin_Arm}}$, $p_{\text{Kin_Hüfte}}$, $p_{\text{Kin_Schulter}} > .05$; n.s.). Lediglich die Armrotation weist mit $\eta^2 = .099$ auf einen mittleren Effekt hin. Die HCP-Gruppe 2 (HCP > -5 bis -12) besitzt durchgängig bei allen drei Übungen an der Kinesis die höchsten Mittelwerte.

Tab. 12. HCP-Gruppenunterschiede beim golfspezifischen Krafttraining an der Kinesis (Kin)

Variable	HCP-Gruppe	MW	SD	F	p	Eta ²
Kin_Arm	1	1159.35	580.41	1.479	.246	.099
	2	1522.83	289.34			
	3	1378.30	508.84			
Kin_Hüfte	1	767.30	579.20	.337	.717	.024
	2	982.40	586.20			
	3	852.80	605.00			
Kin_Schulter	1	544.80	294.14	.631	.540	.045
	2	709.36	412.27			
	3	393.56	290.51			

Bei der Analyse der Gruppenunterschiede der Winkelrotationsgeschwindigkeiten auf der zweiten Ebene sollte der Leser seine Aufmerksamkeit insbesondere auf die Handrotationsgeschwindigkeit richten (s. Tab 13.). Hier ist ein signifikantes Ergebnis mit $p_{GB_Hand} = .009 < .05$; $\eta^2_{GB_Hand} = .293$) auffällig. Es gibt demzufolge signifikante Unterschiede zwischen den HCP-Gruppen in Bezug auf die Handrotationsgeschwindigkeit. Da die einfaktorielle ANOVA nur feststellen kann, dass es in einer Gruppe von Mittelwerten signifikante Unterschiede gibt, wird zusätzlich ein Post-hoc Test nach Scheffé-Prozedur herangezogen. Dieser kann nähere Aufschlüsse darüber geben, welche Mittelwerte sich voneinander unterscheiden. Die dritte HCP-Gruppe unterscheidet sich signifikant von der zweiten ($p = .038^9$; mittlere Differenz = - 261,00) und ersten Gruppe ($p = .019^*$; mittlere Differenz = - 292, 583). Die zweite und erste Gruppe unterscheiden sich nicht signifikant ($p = .948 > .05$; n.s.). Bei der einfaktoriellen ANOVA weist die erste HCP-Gruppe den höchsten Mittelwert und eine kleinere Standardabweichung als die anderen Gruppen für die Handrotationsgeschwindigkeit auf.

9 * die Differenz der Mittelwerte ist auf dem Niveau .05 signifikant

Tab. 13. HCP-Gruppenunterschiede bei Rotationsgeschwindigkeiten

Variable	HCP-Gruppe	MW	SD	F	p	Eta ²
GB_Hüfte	1	398.27	54.00	1.993	.156	.129
	2	444.06	67.76			
	3	393.56	64.89			
GB_Oberkörper	1	669.95	78.39	.595	.559	.042
	2	680.67	104.13			
	3	636.53	98.60			
GB_Arm	1	946.65	72.17	1.472	.247	.098
	2	1045.36	161.17			
	3	973.57	147.96			
GB_Hand	1	1814.58	150.11	5.587	.009	.293
	2	1783.10	290.01			
	3	1706.56	178.52			

Auf der obersten Ebene der Pyramide (Ebene 1) werden zuletzt die Schwunggeschwindigkeiten betrachtet (s. Tabelle 14). Sowohl bei der CS ($p_{FS_CS} = .017 < .05$), als auch bei der BS ($p_{FS_BS} = .026 < .05$) treten signifikante Gruppenunterschiede auf. Auch Eta² gibt Hinweise auf große Effekte zwischen den HCP-Gruppen ($\eta^2_{FS_CS} = .259$ und $\eta^2_{FS_BS} = .236$). Die Mittelwerte von CS und BS sind bei der ersten HCP-Gruppe durchgängig am größten und besitzen auch die kleinste Standardabweichung.

Wie bei Ebene 3 wird auch hier der Post-hoc Test nach Scheffé-Prozedur herangezogen: Bei der CS unterscheiden sich die HCP-Gruppe 3 und 2 signifikant voneinander ($p = .018^*$; mittlere Differenz = -16.150). Zwischen Gruppe 2 und 1 sowie 3 und 2 gibt es keine signifikanten Unterschiede ($p > .05$; n.s.).

Bei der BS gibt es einen signifikanten Unterschied zwischen Gruppe 3 und 1 ($p = .029^*$; mittlere Differenz = - 24.890). Gruppe 2 und 1 sowie 3 und 2 zeigen keine signifikanten Mittelwertunterschiede ($p > .05$; n.s.).

Tab. 14. HCP-Gruppenunterschiede bei Schwunggeschwindigkeiten

Variable	HCP-Gruppe	MW	SD	F	p	Eta ²
FS_CS	1	167.19	5.92	4.722	.017	.259
	2	158.10	13.39			
	3	151.04	14.21			
FS_BS	1	231.29	11.58	4.173	.026	.236
	2	222.72	20.11			
	3	206.40	24.71			

6 Diskussion

In den nachfolgenden Abschnitten werden die in Kapitel 5 aufgelisteten Ergebnisse erklärt und interpretiert. Eine Berufung auf absolute Korrektheit besteht nicht. Zur Festigung der Aussagen wird teilweise ein Rückbezug auf den aktuellen Forschungsstand (Kapitel 3) hergestellt.

6.1 Analyse der Ergebnisse

Die Retest-Methode zur Überprüfung der Zuverlässigkeit der Daten zeigt auf, dass die Reliabilitätskoeffizienten der Tests an der Kinesis in einem niedrigeren Bereich liegen, als die der Tests von Golf BioDynamics und Flight Scope. Dies geht wohl damit einher, dass gerade bei den Kraftübungen an der Kinesis viele Freiheitsgrade in der Bewegung auftreten und es daher zu vermehrter Fluktuation in der Ausführung kommt. Zudem waren die Übungen, welche die Probanden in kürzester Zeit nach definiertem Bewegungsmuster ausführen sollten, nicht vorab bekannt. Die technische Bewegungsausführung bei Golf BioDynamics und insbesondere bei Flight Scope liegt viel näher am eigentlichen Golfschwungverhalten als die Übungen am Seilzug. Somit treten hier weniger Freiheitsgrade auf. Der Reliabilitätskoeffizient der CS ($r_{tt_{FS_CS}} = 0.934$) wird als sehr hoch erachtet. Dies lässt sich daraus erklären, dass die CS einen großen Impuls auf den Ball überträgt bzw. das Resultat des Golfschwungs ist. Jeder Proband befand sich daher während der Messung auf seinem individuellen Leistungslevel und konnte dieses auch gut reproduzieren und somit Fluktuation während der Messung minimieren.

Um in einer Folgemessung höhere Reliabilitätskoeffizienten zu erreichen und diese repräsentativ interpretieren zu können, müsste u.a. auch die Stichprobenanzahl erhöht werden.

Nun wird der Fokus auf die erste Nullhypothese „Die Variablen der Hierarchieebenen beeinflussen sich nicht gegenseitig positiv“ gelegt:

Wie bereits im Ergebnisteil (Kapitel 5) erwähnt, sind bei der Armkraftübung an der Kinesis interessante Korrelationskoeffizienten mit den Liegestützten ($r = .38$) und der Oberkörperrotation ($r = .35$) zu erkennen. Demnach hängt die Kraft der Arme, die bei der Ausführung der Liegestütze benötigt wird, positiv mit der Explosivkraft des Schlagarmes zusammen. Ein Krafttraining mit Übungen zur Armexplosivkraft kann also umgekehrt auch die Liegestützanzahl verbessern. Ähnlich verhält es sich mit der Oberkörperrotationsgeschwindigkeit: eine erhöhte Geschwindigkeit des Oberkörpers hängt auch positiv mit der Explosivkraft des Schlagarmes zusammen. Da bei beiden Bewegungen ähnliche Muskeln arbeiten und der Oberkörper beide Male sehr dynamisch in Richtung Ziel bewegt wird, liegt ein positiver Zusammenhang der Variablen nahe. Trainiert man beispielweise die Armexplosivkraft, so kann sich auch die Oberkörperrotationsgeschwindigkeit erhöhen. Diese wiederum kann somit einen noch größeren Impuls auf die CS bzw. BS übertragen. Dass die se-

quentielle Bewegung der Körpersegmente (hier: Oberkörper) zu den technischen Schlüsselparametern für einen erfolgreichen Schwung zählen, betonen bereits Smith et al. (2015). Mehrere Autoren (Evans, 2008; Horan und Kavanagh, 2012; Tinmark et al., 2010), die sich mit segmentalen Geschwindigkeiten bei Golfspielern beschäftigen, bestätigen darüber hinaus, dass das Thoraxsegment die größte Geschwindigkeit von Winkelbewegung erreichen kann.

Dass aber auch die Hüftexplosivkraft positiv zur Erhöhung des Impulses der Ballgeschwindigkeit beitragen kann, zeigt ihr gemeinsamer Korrelationskoeffizient ($r = .31$). Trainiert man also die Explosivkraft am Seilzugtrainingsgerät (insbesondere für die Arme und Hüfte), so lässt sich sicherlich die Krafftähigkeit für Liegestütze, die Oberkörper- und Armrotationsgeschwindigkeit und letztendlich die Energieübertragung auf den Ball verbessern.

Bei der Analyse der Winkelgeschwindigkeiten auf der zweiten Hierarchieebene, zeigten sich mittlere bis starke Zusammenhänge mit Ebene 4 und 3. Die Korrelation von Oberkörperrotation mit Liegestütze ($r = .39$) deutet darauf hin, dass eine hohe Oberkörperrotationsgeschwindigkeit positiv mit der Anzahl an Liegestütze zusammenhängt. Ähnlich, wie bei der Korrelation der Armkraftübung an der Kinesis mit Liegestützten, ist auch hier die Kraft ein wichtiger Faktor. Dies bedeutet, dass sich über eine Steigerung der Armkraft durch Liegestützte die Oberkörperrotationsgeschwindigkeit beeinflussen lässt.

Am auffälligsten ist jedoch der Zusammenhang zwischen der Handrotationsgeschwindigkeit mit der CS ($r = .77$) bzw. BS ($r = .73$). Eine Erhöhung der Handrotationsgeschwindigkeit hat also einen starken positiven Effekt auf die CS und BS. Eine mögliche Erklärung für den starken Effekt wäre, dass die Hand bzw. das Handgelenk den Golfschläger während des Schwungs führt und die Stellung des Schlägerblattes direkt beeinflussen kann. Somit wird der durch die Körperrotation und insbesondere schnellen Handrotation entstandene hohe Impuls der CS augenblicklich an den Ball weitergegeben.

Die Variable Handrotation korreliert also sehr stark mit den Variablen der Ebene 1.

Dass die oberste Ebene der Pyramide stark mit den anthropometrischen Daten der Probanden korreliert ist bereits in Kapitel 5 erwähnt worden. Die Höhe, das Gewicht und das Alter des Spielers haben also auch einen nicht zu vernachlässigenden Einfluss auf die CS bzw. BS. Bei der Korrelation mit der Variable „Alter“ zeigt sich ein negativer Zusammenhang. Je älter der Spieler ist, desto geringer ist seine Schlägerkopf- bzw. Ballgeschwindigkeit. Diese Tatsache geht damit einher, dass ältere Spieler (vor allem Senioren) eine geringeres Bewegungsausmaß der Hüfte, des Rückens und des Oberkörpers besitzen und teilweise dadurch niedrigere Rotationsgeschwindigkeiten entwickeln, was wiederum negative Auswirkungen auf die CS und BS hat (McTeigue et al., 1994). Darüber hinaus zeigt die Korrelationsanalyse auch, dass je besser das Handicap ist, desto höher ist die CS. Dies bekräftigt auch Robinson (1994) in seiner Studie, in der professionelle Spieler eine deutlich

höhere CS mit durchschnittlich ca. 174 km/h als Amateure mit ca. 150 km/h erreichten. Fradkin et al. (2004) untersuchten, ob es einen Zusammenhang zwischen CS und verschiedenen HCP-Klassen gibt und konnten ebenfalls bestätigen, dass Spieler mit einem besseren Handicap höhere CS-Werte erreichen können.

Zusätzlich konnte mittels multipler Regressionsanalyse bewiesen werden, dass die Schwunggeschwindigkeiten hoch signifikant und mit starkem Effekt von den Winkelrotationsgeschwindigkeiten beeinflusst werden, d.h., Untersuchungsebene 1 hängt also sehr stark von der Ebene 2 ab. Myers et al. (2008) verdeutlichten bereits, dass vor allem die Rumpf-Becken Trennung während des Golfschwungs (sog. X-Faktor) die Oberkörperrotationsgeschwindigkeit erhöht und erheblichen Einfluss auf die Schwunggeschwindigkeitsparameter nimmt. Zwischen den anderen Untersuchungsebenen konnten keine signifikanten Zusammenhänge analysiert werden. Die Variablen dieser Ebenen liegen eindeutig weiter entfernt vom eigentlichen „Wettkampf“, d.h. der Schwungbewegung. Somit ist es nicht verwunderlich, dass die Winkelrotationsgeschwindigkeiten eine direkte Auswirkung auf die Schwunggeschwindigkeiten haben.

Aufgrund der mittleren bis starken Effekte der Korrelationsanalyse zwischen den Variablen der Hierarchieebenen muss die Nullhypothese verworfen werden. Dies bestätigen auch die signifikanten Ergebnisse der Regressionsanalyse. Die Alternativhypothese wird somit angenommen.

Als nächstes wird der Bezug zur zweiten Nullhypothese „Es existieren keine Unterschiede zwischen den Handicap-Gruppen bei verschiedenen Golfparametern“ hergestellt:

Bei den sportartunspezifischen Krafttests (Ebene 4) zeigten sich keine signifikanten Gruppenunterschiede. Dies spricht dafür, dass die Probanden aller Handicap-Gruppen ein ähnliches Fitnessniveau besitzen und daher keine Gruppe besonders hervorsticht. Zudem haben die Rumpfkraftübungen wenig Einfluss auf die eigentlichen Golfschwungeinflussfaktoren, weshalb sich wohl keine Unterschiede zwischen den Leistungsklassen zeigen.

Bei den Übungen an der Kinesis (Ebene 3) waren ebenfalls keine Gruppenunterschiede zu erkennen. Auffällig ist lediglich, dass die zweite HCP-Gruppe bei allen drei Übungen die größten Mittelwerte besitzt. Eine Erklärung dafür wäre, dass sehr wahrscheinlich ein Proband mit einem sehr hohen körperlichen Fitnessniveau in die zweite Gruppe eingeteilt wurde und somit den Mittelwert gegenüber den beiden anderen Gruppen stark anhub.

Bei der Analyse der Gruppenunterschiede der Winkelrotationsgeschwindigkeiten (Ebene 2) war ein signifikanter Gruppenunterschied bei der Handrotation mit $p_{GB_Hand} = .009^*$ zu erkennen. Die erste HCP-Gruppe weist den höchsten MW und die kleinste SD auf, was dafürspricht, dass Spieler mit einem niedrigeren HCP ein besseres Feingefühl und mehr Routine in Bezug auf das Einsetzen der Hände bzw.

Handgelenke zum richtigen Zeitpunkt besitzen (besseres Timing) und auch ihre Hände im Abschwung schneller bewegen.

Auf der obersten Ebene der Pyramide (Ebene 1) traten ebenfalls signifikante Spielstärkenklassenunterschiede in Bezug auf CS ($p_{FS_CS} = .017^*$) und BS ($p_{FS_BS} = .026^*$) auf. Insbesondere unterscheiden sich hier die HCP-Gruppe 3 und 1 signifikant voneinander ($p = .018^*$). Da die beiden Schwunggeschwindigkeitsparameter als Resultat der Golfbewegung angesehen werden, ist es offensichtlich, dass Spieler mit einem besseren HCP sich deutlich von Spielern mit einem schlechteren HCP abgrenzen, da sie mehr Erfahrung, Routine und bessere technische Fähigkeiten sowie ein praktisches Verständnis des Golfschwungs besitzen. Sie schaffen meist eine höhere, effizientere Energieübertragung auf den Ball. Wie bereits weiter oben erwähnt, haben auch McTeigue et al. (1994) herausgefunden, dass Profispieler eine höhere CS entwickeln können als Amateure. Dies bestätigen auch Fradkin et al. (2004).

Die Nullhypothese muss also abgelehnt werden, da sich signifikante Gruppenunterschiede bei der Handrotationsgeschwindigkeit sowie bei den Schwunggeschwindigkeiten zeigen.

6.2 Einschränkungen

Die geringe Stichprobenanzahl ($n=10$ je HCP-Gruppe) lässt keine Verallgemeinerung der Ergebnisse auf die Grundgesamtheit zu. So können Extremwerte und äußere Störfaktoren bei den Messungen die Ergebnisse stark beeinflussen. Mit einer höheren Probandenanzahl würden sich wahrscheinlich deutlichere Unterschiede der Leistungsklassen in Bezug auf die Golfparameter ermitteln lassen. Auch am Seilzuggerät würden Extremwerte einiger Probanden nicht so stark ins Gewicht fallen.

Die Arm-, Hüft- und Schulterrotationsübung an der Kinesis war für die meisten Probanden eine neuartige, ungewohnte Bewegung. Es konnten erstmals Bruchstücke der Golfschwungbewegung mit Widerstand erlebt werden. Die Probanden hatten allerdings nur wenig Zeit, sich an die Bewegungsausführung zu gewöhnen. Womöglich haben daher einige Probanden aus Vorsicht und Unsicherheit das Maximum ihrer explosiven Rotationsfähigkeit nicht ganz ausgeschöpft. Zudem ist ein Maximalkrafttraining sehr erschöpfend für die Muskulatur, was wiederum Auswirkungen auf die anderen Übungsstationen haben kann. Eventuell sollte hier die Trainingsmethode überdacht werden.

Das Übungsrepertoire an der Kinesis wurde in die Querschnittstudie aufgenommen, um zu testen, ob das sportartspezifische Krafttraining Einfluss auf die anderen Golfparameter hat. In einem Längsschnittstudiendesign mit Vorher-Nacher Test hätten die Probanden die Möglichkeit, sich besser an die Kraftübungen zu gewöhnen und eine korrekte Ausführung zu finden. Durch die Vorher-Nacher Messung

könnte auch besser überprüft werden, ob durch das Krafttraining an der Kinesis die Explosivkraft verbessert werden kann.

Darüber hinaus kann auch die Anfälligkeit der Kraftmessdose für Temperaturschwankungen zu Messfehlern geführt haben. Die Kalibrierung sollte daher mehrmals während den Messungen bzw. beim Probandenwechsel überprüft werden.

Die Messungen wurden unter Laborbedingungen durchgeführt. Dies bedeutet, dass jegliche Umweltfaktoren wie Wind, Regen, Grasverhältnis und Hindernisse völlig ausgeschlossen wurden. Es kann daher nicht von einem realitätsnahen Golfspiel gesprochen werden. Gerade die Golfabschlagmatte ist ein wichtiger Punkt, da das Kunstgras viel härter zu spielen ist als das Driving Range Gras.

Darüber hinaus ist es möglich, dass die Begrenzungen der Abschlagmatte bzw. des Raumes den Schlag und das Schwungverhalten des Spielers beeinflusst haben. Auch der Golfschwung mit dem Sensorengurt von Golf BioDynamics hat sicherlich ein ungewohntes Bewegungsgefühl bewirkt. Weitere Störfaktoren könnten die Geräusche der anderen Probanden sowie das Konzentrieren auf parallel geschaltete Messgeräte (beispielsweise Flight Scope) sein.

6.3 Fazit und Ausblick

Die Datenanalyse wies nach, dass sich die Variablen der Hierarchieebenen gegenseitig positiv beeinflussen. Ein großer Zusammenhang bestand zwischen den Variablen der Winkel- und Schwunggeschwindigkeiten. Zudem wurden signifikante Unterschiede zwischen den HCP-Gruppen, vor allem bei der Handrotations-, Schlägerkopf- und Ballgeschwindigkeit festgestellt.

Um aber eine Verallgemeinerung der Ergebnisse auf die Grundgesamtheit zulassen zu können, müsste in einer weiteren Messung die Stichprobenanzahl erhöht werden. Die Übungen am Seilzug, das mündliche Feedback der Probanden und der positive analysierte Zusammenhang der Armrotationsübung an der Kinesis mit der Oberkörperrotationsgeschwindigkeit bzw. den Liegestützen haben jedoch gezeigt, dass das vorgestellte Equipment für das Golftraining und die Testung der golfspezifischen Explosivkraft geeignet ist. Eine Testwiederholung und Überprüfung des Vergleichs dieser Tests mit der allgemeinen sportartunspezifischen Rumpfexplosivkraft und den Schwungcharakteristika kann die Diagnostik im Golf mit Sicherheit verbessern und erleichtern. Die Kinesis kann gut von Golflehrern im Training bei der Schwungdiagnostik des Schülers eingesetzt werden. Defizite, in Hinblick auf Kraft und Technik, können schneller erkannt und aufgedeckt werden, da erstmals die Bestandteile des Schwungs mit Widerstand nachempfunden und schrittweise analysiert werden können. Der Spieler kann durch ein kontinuierliches, mit dem Golftrainer abgestimmtes Krafttraining am Seilzug sicherlich seine Golfschwungparameter verbessern. Krafttraining im Golf kann somit sportartspezifischer, kontrollierbarer und effizienter gestaltet werden.

Diese Forschungsarbeit liefert erste Tendenzen und Erkenntnisse bezüglich des Krafttrainings mit dem Kabelzugtrainingsgerät und den Hilfsmitteln von Logical Golf. Diese neue, golfspezifische Trainingsmethode und das aufgestellte Pyramidendiagnostikschema verdienen weiterer Forschungsansätze.

Literaturverzeichnis

- Bös, K. (2001). *Handbuch Motorische Tests* (2., überarbeitete Aufl.). Göttingen: Hogrefe.
- Buchbauer, J. (2003). *Krafttraining mit Seil- und Fitnessgeräten*. Schorndorf: Hoffmann.
- Burden, A.M., Grimshaw, P.N. & Wallace, E.S. (1998). Hip and shoulder rotations during the golf swing of sub-10 handicap players, *Journal of Sport Science*, 16(2), 165-176.
- Courtwall GmbH. (2014). *Über Flight Scope®*. Zugriff am 10. August 2016 unter <http://www.golfwall.eu/de/flightscope-de/ueber-flightscope>
- Evans, K., Refshauge, K.M., Adams, R. & Barrett, R. (2008). Swing Kinematics in Skilled Male Golfers Following Putting Pratics, *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 38 (7), 425-433.
- Flight Scope (Pty) Ltd. (2016). Orlando, Florida. Zugriff am 10. August 2016 unter <http://flightscope.com>
- Fradkin, A.J., Sherman, C.A. & Finch, C.F. (2004). How well does club head speed correlate with golf handicaps? *Journal of Science and Sport Medicine in Sport*, 7 (4), 465-472.
- GreenField sportnetwork GmbH. *Golf BioDynamics*. (o.J.). Zugriff am 12. August 2016 unter <http://www.golfbiodynamics.de/home/>
- Gulgin, H., Armstrong, C. & Gribble, P. (2009). Hip rotational velocities during the full golf swing. *Journal of Sports Science and Medicine*, 8, 296-299.
- Güllich A. und Schmidtbleicher D. (1999). Struktur der Krafftigkeiten und ihrer Trainingsmethoden. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 50 (7+8), 223-243.
- Hahn, A. (2004). *Golf Grundlagen. Vom ersten Schlag zum Handicap*. München: Albrecht Golf.
- Hamster, R. (2005). *Golfwissen auf einen Blick*. München: BLV.
- Hohmann, A. & Brack, R. (1983). Theoretische Aspekte der Leistungsdiagnostik im Sportspiel, *Leistungssport*, 2, 5-10.
- Hohmann A. (1985). *Zur Struktur der komplexen Sportspelleistung. Trainingswissenschaftliche Leistungsdiagnostik im Wasserball* (1. Aufl.). Ahrensburg: Czwalina.
- Hohmann A. (1994). *Grundlagen der Trainingssteuerung im Sportspiel* (1. Aufl.). Ahrensburg: Czwalina.
- Hohmann, A., Lames, M. & Letzelter, M. (2014). *Einführung in die Trainingswissenschaft* (6. Aufl.). Wibelsheim: Limpert.
- Horan, S.A. & Kavanagh, J.J. (2012). The control of upper body segment speed and velocity during the golf swing, *Sports Biomechanics*, 11 (2), 165-174.
- Hottenrott, K. & Neumann, G. (2014). *Trainingswissenschaft. Ein Lehrbuch in 14 Lektionen* (2., überarbeitet Aufl.). Aachen: Meyer & Meyer.
- Klauk J. & Daniel K. (1992). Kraft- und Geschwindigkeitsverläufe an Zugapparaten für schwimm-spezifisches Krafttraining. (Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaften, 55). In W. Gutewort, T. Schmalz & T. Weiß (Hrsg.), *Aktuelle Hauptforschungsrichtungen der Biomechanik sportlicher Bewegung* (S.55-62). Sankt Augustin: Academia.
- Kölbing, A. (2012). *Richtig gutes Golf. Das Standardwerk* (5., neu bearbeitete Aufl.). München: BLV.
- Lauren, M. (2015). *Fit ohne Geräte Anatomie* (2.Aufl.). München: riva.
- Lehnertz, K. & Quirnbach, S. (1996). *Die Technik des Golfschwungs*. (Lehrbrief 4 des Deutschen Golfverbandes). Gräfelfing: E. Albrecht.

- Letzelter, H. & Letzelter, M. (1982). Die Struktur sportlicher Leistungen als Gegenstand der Leistungsdiagnostik in der Trainingswissenschaft, *Leistungssport*, 12 (5), 351-361.
- Lienert, G.A. (1969). *Testaufbau und Testanalyse* (3. Aufl.). Weinheim: Beltz.
- Lindemann, M. (30. August 2013). Mehr Kraft und Körpergefühl am Kabelzug. *Saarbrücker Zeitung*. Abgerufen von <http://saarland.sz-sb.de/Elias/>
- Logical Golf. (o.J.). Zugriff am 11. November 2016 unter <http://lg-innovations.com>
- McLaughlin, P.A. & Best, R.J. (1994). Three-dimensional kinematic analysis of the golf swing. In A.J. Cochran & M.R. Farrally (Hrsg.), *Science and Golf II. Proceeding of the World Scientific Congress of Golf* (S. 91-96). London: E& FN Spon.
- McTeigue, M., Lamb, S.R., Mottram, R. & Pirozzolo, F. (1994). Spine and hip motion analysis during the golf swing. In A.J. Cochran & Farrally, M.R. (Hrsg.), *Science and Golf II. Proceeding of the World Science Congress of Golf* (S.50-58). London: E & FN Spon.
- Meinel, K. & Schnabel, G. (2007). *Bewegungslehre Sportmotorik. Abriss einer Theorie der sportlichen Motorik unter pädagogischem Aspekt* (11., überarbeitete und erweiterte Aufl.). Aachen: Meyer & Meyer.
- Meister, D.-W., Ladd, A.L., Butler, E.E., Zhao, B., Rogers, A.P., Ray, C.J. & Rose, J. (2011). Rotational Biomechanics of the Elite Golf Swing: Benchmarks for Amateurs, *Journal of Applied Biomechanics*, 27 (3), 242-251.
- Milburn, P.D. (1982). Summation of segmental velocities in the golf swing, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14(1), 60-64.
- Mitchell, K., Banks, S., Morgan, D. & Sugaya, H. (2003). Shoulder Motions During the Golf Swing in Male Amateur Golfers. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 33 (4), 196-203.
- Myers, J., Lephart, S. , Tsai, Y.-S. , Sell, T. , Smoliga, J. & Jolly, J. (2008) The role of upper torso and pelvis rotation in driving performance during the golf swing, *Journal of Sports Sciences*, 26 (2), 181-188.
- Neal, R.J. & Wilson, B.D. (1985). 3D Kinematic and Kinetics of the Golf Swing, *International Journal of Sport Biomechanics*, 1, 221-232.
- Pampus B. (2001). *Schnellkrafttraining* (2., überarbeitete Aufl.). Aachen: Meyer & Meyer.
- Robinson, R.L. (1994). A study of the correlation between swing characteristics and club head speed. In A.J. Cochran & M.R. Farrally (Hrsg.), *Science and Golf II. Proceeding of the World Scientific Congress of Golf* (S.84-90). London: E& FN Spon.
- Schäfer, P. (August 2008). Der verkabelte Golfer. *Golf&Country*. Abgerufen von <http://www.golfandcountry.ch>
- Schnabel, G., Harre, H.-D., Krug, J. (2011). *Trainingslehre – Trainingswissenschaften* (2., aktualisierte Aufl.). Aachen: Meyer & Meyer.
- Smith, A., Roberts, J., Wallace, E., Kong, P.-W. & Forrester, S. (2015). Golf Coaches' Perceptions of Key Technical Swing Parameters Compared to Biomechanical Literatur. *International Journal of Sports Science & Coaching*, 10 (4), 739-755.
- Stewart, R. (1999). Clubhead Speed and Driving Distance: 1938 vs. 1998. In M.R. Farrally & A.J. Cochran (Hrsg.), *Science and Golf III. Proceeding of the World Scientific Congress of Golf* (S. 543-547). Leeds: Human Kinetics.
- TechnoGym Germany. (o.J.). Zugriff am 11. November 2016 unter <http://www.technogym.com/de/line/kinesis-produktlinie/>
- Tinmark, F., Hellström, J., Halvorsen, K. & Thorstensson, A. (2010). Elite golfers' kinematic sequence in full-swing and partial-swing shots. *Sports Biomechanics*, 9(4), 236-244.
- Total Golf Analysis. (2008-12). *The 3D Golf BioDynamic System*. Zugriff am 19. August 2016 unter <http://www.totalgolfanalysis.co.uk/services/system/images.html>

- Verstegen, M. (2009). *Core Performance Golf*. München: Riva.
- Witt, M. (2000). Standpunkt zur Kraftdiagnostik im Schwimmen. In DSTV & W. Freitag (Hrsg.), *Schwimmen. Lernen und Optimieren. Komplexe Leistungsdiagnostik im DSV* (Band 17, S.21-32). Duisburg: Deutsche Schwimmtrainer Vereinigung e.V..
- Witt, M. (2006). Arbeit mit dem Seilzugergometer – eine Praxisdemonstration. In L. Winfried (Hrsg.), *Schwimmen. Lernen und Optimieren. Zur Methodik des Schwimmtrainings* (Band 25, Heft 2, S. 82-84). Duisburg: Deutsche Schwimmtrainer Vereinigung e.V..

Anhang

Einverständniserklärung



Technische Universität München

Einverständniserklärung zur Teilnahme an der wissenschaftlichen Studie

„Leistungsdiagnostik im Golfsport“

Ich wurde über die oben genannte Studie vollständig mündlich über Wesen, Bedeutung und Tragweite der Studie aufgeklärt. Ich hatte die Möglichkeit, Fragen zu stellen. Ich habe die Antworten verstanden und akzeptiere sie. Ich bin über die mit der Teilnahme an der Studie verbundenen Risiken und über den möglichen Nutzen informiert.

Ich hatte ausreichend Zeit, mich zur Teilnahme an der Studie zu entscheiden und weiß, dass die Teilnahme freiwillig ist. Ich wurde darüber informiert, dass ich jederzeit und ohne Angabe von Gründen diese Zustimmung widerrufen kann, ohne dass dadurch Nachteile für mich entstehen.

Mir ist bekannt, dass meine Daten anonym und ausschließlich für wissenschaftliche Zwecke gespeichert bzw. verarbeitet werden.

Ich erkläre hiermit meine freiwillige Teilnahme an dieser Studie.

Name des Teilnehmers

_____._____._____
Geburtsdatum des Teilnehmers

Unterschrift des Teilnehmers

Ort, Datum

Probandenfragebogen



Probandenfragebogen

ID-Nummer:

Nachname:

Vorname:

Alter:

Geschlecht:

- Männlich Weiblich

Spielstärke (HCP):

Schlägermarke:

Gefitteter Schläger?

- ja nein

1. Haben Sie körperliche Einschränkungen oder Vorerkrankungen?

- Keine
- Atemwegserkrankungen wie z.B. Asthma, Bronchitis oder Tuberkulose
- Herz-Kreislaufprobleme wie z.B. Herzbeschwerden, Bluthochdruck oder zu niedriger Blutdruck etc.
- Zuckerkrankheit (Diabetes)
- Nerven- oder psychische Erkrankungen
Schäden, Schwächen bzw. Beschwerden am Bewegungsapparat
Wenn ja, welche?
- Sonstige:

2. Wie lange spielen Sie schon Golf? (Angabe in Jahren):

3. Wie oft trainieren Sie durchschnittlich in der Woche während der Saison (Mannschaftstraining + eigenes Training)?:

4. Wie schätzen Sie selbst Ihre momentane körperliche Leistungsfähigkeit ein?

- Sehr gut Gut Mittel Schlecht Sehr schlecht

5. Üben Sie neben Golf noch weitere Sportarten aus?

- Falls ja, welche und wie oft ? (Bsp: Tennis (1h/wöchentlich)
.....

- Nein

Danksagung

Ich bedanke mich sehr bei Herrn Prof. Dr. Martin Lames und Herrn Thomas Blobel für die Anregung zu dieser Arbeit, für die Überlassung des Themas und ihren fachkundigen Rat in jeder Phase der Bearbeitung.

Herrn Patrick Wolferstätter (Head Professional und Geschäftsführender Gesellschafter von Logicalgolf) und Herrn Hans-Christian Buchfelner (PGA Golftrainer) aus dem Golfclub Eichenried danke ich besonders für die Bereitstellung der Kinesis von TechnoGym für die Untersuchungen im Golflabor, die Einweisung in die Logicalgolf Tools sowie die Übungsauswahl.

Ein großes Dankeschön gebührt auch allen Probanden aus den Golfclubs Eichenried, Starnberg und Rottbach, die mit großem Engagement an der Studie teilgenommen haben. An dieser Stelle möchte ich mich auch bei allen tatkräftigen Helfern im Labor bedanken.

Herr Dr. Andreas Timmermann hat mich mit wertvollen Anregungen unterstützt. Hierfür gilt mein besonderer Dank.

Während der Erstellung der Bachelor Thesis haben mich meine Eltern mit Geduld unterstützt, sowie Freunde und Kommilitonen, die mir mit Rat zur Seite standen.

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit versichere ich an Eides statt und durch meine Unterschrift, dass die vorliegende Arbeit von mir selbstständig und ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst worden ist. Inhalte und Passagen, die aus fremden Quellen stammen und direkt oder indirekt übernommen worden sind, wurden als solche kenntlich gemacht. Ferner versichere ich, dass ich keine andere, außer im Literaturverzeichnis angegebene Literatur verwendet habe. Diese Versicherung bezieht sich sowohl auf Textinhalte sowie alle enthaltenden Abbildungen, Skizzen und Tabellen.

München, den 30. November 2016

Katharina Els