

Analyse der Absprungtechnik und Optimierung der Sprungkraftdiagnostik im Eiskunstlauf

(AZ 070705/12)

Wilfried Alt (Projektleiter) & Karsten Schäfer

Universität Stuttgart

1 Problemstellung

Die sichere Verfügbarkeit von Drei- und Vierfachsprüngen ist im Eiskunstlauf seit einigen Jahren Voraussetzung für internationale Konkurrenzfähigkeit (King, 2005; Schindler, 2010) im Eiskunstlaufen. Regeländerungen der letzten Jahre führten zu einer verstärkten Gewichtung der Sprungelemente in der Wettkampfergebnisstruktur im Einzellauf (Schäfer 2011). Die Maximierung der Rotationsanzahl bei Sprungelementen im Eiskunstlauf ist abhängig von der Flugzeit, dem Drehimpuls im Moment des Abfluges und dem Trägheitsmoment um die Drehachse des Drehimpulses über den Verlauf des Fluges (vgl. Knoll, 2004). King (2005) stellt die besondere Bedeutung der vertikalen Abfluggeschwindigkeit und damit der Flugzeit für das Gelingen von Sprungelementen mit maximaler Rotationsanzahl heraus. Es wird davon ausgegangen, dass bei Einstichsprüngen¹ die Muskulatur des SpB im schnellen Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus (DVZ) arbeitet (King, 2001, 2005).

Optimale Ansteuerung der Sprungkraft im Trainingsprozess basiert auf den Daten valider und reliabler Leistungsdiagnostik. Die Erfassung der spezifischen Leistungsparameter bei Sprüngen im Eiskunstlauf ist aktuell mit kinematographischen Verfahren möglich. Diese Verfahren sind jedoch sehr personal- und zeitaufwendig und daher für die leistungsdiagnostische Begleitung des Trainingsprozesses nicht geeignet. Darüber hinaus ist die Reliabilität dieser Verfahren durch die Bildfrequenz des eingesetzten Videosystems und die Subjektivität des Auswerters begrenzt. Die Erfassung biomechanisch relevanter Bewegungsereignisse mit Beschleunigungssensoren bietet eine Alternative.

Gegenwärtig wird die Sprungleistungsfähigkeit im Eiskunstlauf mit Hilfe eines sportartunspezifischen Standardsprungkrafttests (SSKT) bestimmt. Der SSKT beinhaltet die Sprungformen Squat Jump (rein konzentrische Sprungkraft; SJ), Counter Movement Jump (exzentrisch-konzentrische Arbeitsweise, langer Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus; CMJ) und Drop Jump (exzentrisch-konzentrische Arbeitsweise, schneller Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus; DJ). Die Bewegungsstrukturen beim SSKT (bipedal, parallel, synchron) unterscheiden sich deutlich von denen bei Kantensprüngen² (unipedal, gleitend; KS) und ES (bipedal, sequenziell, gleitend; ES) im Eiskunstlauf. Neben den angeführten Unterschieden in der Bewegungsausführung bei SSKT, ES und KS ist allen Sprungformen die Extension im Sprungbein gemeinsam. Diese zeichnet sich durch Extension im Hüft- und Kniegelenk und Flexion im Sprunggelenk aus. Bei ES und KS unterliegt die Bewegungsamplitude des Sprunggelenkes dabei den Einschränkungen des Schlittschuhs (Haguenaer, Legreneur, & Monteil, 2006).

Folgende Fragestellungen sollen untersucht werden:

- a) Können die biomechanisch relevanten Bewegungsereignisse bei Einzelsprüngen im Eiskunstlauf (*Einstich, Lösen des Gleitbeines, Abflug, Landung*) mit Hilfe von Beschleunigungssignalen reliabel erfasst werden?

1 Einstichsprünge in aufsteigender Reihenfolge ihres Basiswertes: Toeloop, Flip, Lutz

2 Kantensprünge in aufsteigender Reihenfolge ihres Basiswertes: Salchow, Loop (im deutschen Sprachraum teilweise als Rittberger bezeichnet), Axel

- b) Erlauben die Leistungen in SSKT eine valide Prognose für die Flugzeiten von Einzelsprüngen im Eiskunstlauf?
- c) Gibt es bei ES und/oder KS reflektorische Anteile in der Muskelaktivität, wie sie bei Bewegungen im schnellen DVZ (z. B. DJ) zu erwarten sind?

2 Methode

Dreizehn hochtrainierte Eiskunstläufer der Deutschen Eislauf-Union (DEU) und anderer nationaler Eiskunstlaufverbände der Leistungsklassen Junioren und Senioren³ nahmen freiwillig an der Untersuchung teil. Die untersuchte Kohorte ($N = 13$, $166,5 \pm 9,8$ cm, $58,3 \pm 9,3$ kg, $18,3 \pm 3,9$ Jahre) ist als heterogen zu charakterisieren, was in dieser Untersuchung positiv zu werten ist. In einem Querschnittsdesign wurden dynamometrische, kinematische und elektromyografische Daten bei SSKT und bis zu sechs verschiedenen Einzelsprüngen im Eiskunstlauf erfasst.

Im Untersuchungsteil SSKT wurden je sechs gültige Versuche im SJ, CMJ und DJ_{opt} absolviert, die Reihenfolge der auszuführenden Sprungformen wurde randomisiert. In Vorbereitung auf die Untersuchung wurde am Vortag die individuelle, optimale Fallhöhe im DJ über den Leistungsindex ($DJ_{opt} : \max LI = \text{Flugzeit}/\text{Bodenkontaktzeit}$) ermittelt. Alle Sprungformen des SSKT wurden mit je 6 gültigen Versuchen auf einer mobilen Kraftmessplatte direkt neben der Eisbahn in Sportschuhen durchgeführt. Im Untersuchungsteil Eis waren je sechs gültige Versuche (saubere Landung auf rückwärts, ohne Landefehler) der Einzelsprünge Salchow (S), Loop (Lo), Axel (A), Toeloop (T), Flip (F) und Lutz (Lz) vorgesehen. Die Sprünge waren mit der individuell maximal verfügbaren Rotationszahl auszuführen, die Mindestforderung betrug zwei Umdrehungen. Die Reihung der ausgeführten Sprünge auf dem Eis und der Untersuchungsteile wurde zufällig variiert, um systematische Effekte auszuschließen.

Dateneinzug wurden telemetrisch mit dem Messsystem NORAXON TELEMYO 2400 G2 bei 3000 Hz für alle gemessenen Parameter realisiert. EMG-Signale (500-fach vorverstärkt, Bandpassfilterung 10-500 Hz) der M. rectus femoris (RF), M. vastus medialis (VM), M. biceps femoris (BF), M. gastrocnemius lateralis (GL), M. gastrocnemius medialis, M. soleus (SO) und M. peroneus longus (PL) wurden beidseitig erfasst. Zusätzlich wurde das Bodenreaktionskraftsignal bei den Sprüngen des SSKT mit einer mobilen Kraftmessplatte (KISTLER, Typ 9288 AA) erfasst. Im Untersuchungsteil Eis wurden Signale von an beiden Fersenabsätzen beinachsenparallel befestigter 1D-Beschleunigungssensor (Analog Device, AD22279, ± 37 g) aufgezeichnet. Zusätzlich wurden die Einzelsprünge auf dem Eis parallel durch eine Hochgeschwindigkeitskamera (Casio Exilim EX-F1) mit 300 Hz videographisch aufgezeichnet.

Tab. 1: Technikmerkmale der Einzelsprünge im Eiskunstlauf mit Bezug auf das Landebein (LB) und das Spielbein (SB)

| Einzelsprung | Gruppe | Gleitbein | Sprungbein | Orientierung Anfahrt | Orientierung Abflug |
|--------------|--------|-----------|------------|-------------------------|------------------------|
| Salchow | KS | | SB | rückwärts | vorwärts |
| Loop | KS | | LB | rückwärts | vorwärts |
| Axel | KS | | SB | vorwärts | seitwärts |
| Toeloop | ES | LB | SB | rückwärts | vorwärts |
| Flip | ES | SB | LB | rückwärts | vorwärts |
| Lutz | ES | SB | LB | rückwärts | vorwärts |

3 Die Beherrschung von mindestens einem der Sprünge Toeloop, Salchow, Loop, Flip, Lutz oder Axel als Dreifachsprung wurde vorausgesetzt.

Entsprechend seiner individuellen Disposition legt sich jeder Eiskunstläufer auf eine Drehrichtung seiner Sprünge fest. Im Gegensatz zu den Absprüngen werden die Landungen der Einzelsprünge intraindividuell identisch für alle Sprünge ausgeführt. In Abhängigkeit der Drehrichtung ist somit das Landebein (LB) und das Spielbein (SB)⁴ für die Landung aller Einzelsprünge eines Eiskunstläufers festgelegt. Um interindividuelle Vergleichbarkeit zu gewährleisten wird im Folgenden in LB und SB unterschieden. Tab. 1 stellt den Bezug von LB und SB zur Technik der Einzelsprünge dar.

2.1 Fragestellung a)

Die Erfassung der Bewegungsereignisse bei Einzelsprüngen auf dem Eis mit Hilfe der Beschleunigungssignale geschieht anhand lokaler Kurvencharakteristika am Rohsignal durch eine geschulte und erfahrene Personen. Vergleichsweise erfolgt die Erfassung der Bewegungsereignisse E2 und E3 nach Tiefpassfilterung (50 Hz) des Beschleunigungssignals in der Software NORAXON MYORESEARCH. Die Erfassung der Bewegungsereignisse mit Hilfe der Hochgeschwindigkeitsvideoaufnahmen geschieht durch manuelle Identifikation des Einzelbildes mit dem gesuchten Bewegungsereignis in der Software EVENTA. Die Definitionen der Bewegungsereignisse zur Auswertung der Videoaufnahmen sind in Tab. 2 aufgeführt.

E4 wurde verwendet um die Zeitordinaten der Ereignisse aus dem Beschleunigungssignal (t_{Acc}) mit denen der kinematografischen Analyse (t_{kine}) zu synchronisieren. Folgende Zeitdifferenzen wurden definiert: $t1_{Acc} = t_{Acc}(E1) - t_{Acc}(E4)$, $t2_{Acc} = t_{Acc}(E2) - t_{Acc}(E4)$, $t3_{Acc} = t_{Acc}(E3) - t_{Acc}(E4)$, $t1_{kine} = t_{kine}(E1) - t_{kine}(E4)$, $t2_{kine} = t_{kine}(E2) - t_{kine}(E4)$, $t3_{kine} = t_{kine}(E3) - t_{kine}(E4)$. Die Überprüfung der Reliabilität von t_{Acc} erfolgt anhand der Paralleltestdaten t_{kine} . Die Paralleltest-Reliabilität wurde durch die Korrelation (Pearson) von t_{Acc} und t_{kine} bestimmt. Über die deskriptiv statistischen Werte der gepaarten Differenzen der Zeitordinaten $\Delta t_i = t_{kine} - t_{Acc}$ wurde der Messfehler beurteilt.

Tab. 2: Definition biomechanisch relevanter Bewegungsereignisse bei Einzelsprüngen im Eiskunstlauf für die kinematografische Datenauswertung

| | Ereignisname | Definition |
|----|------------------------------|--|
| E1 | <i>Einstich</i> | erstes Bild mit Eiskontakt des SpB vor Sprung |
| E2 | <i>Lösen des Gleitbeines</i> | erstes Bild ohne Eiskontakt des GIB vor Sprung |
| E3 | <i>Abflug</i> | erstes Bild ohne Eiskontakt des SpB vor Sprung |
| E4 | <i>Landung</i> | erstes Bild mit Eiskontakt des LB nach Sprung |

2.2 Fragestellung b)

Die Überprüfung der prognostische Validität der Leistungen im SSKT für die kinematischen Leistungsparameter bei Einzelsprüngen erfolgt durch die Korrelation von Flugzeiten ($t_{Flug, Einzelsprung} = t3$ & $t_{Flug, SSKT}$), Kontaktzeiten ($t_{Kontakt, ES} = t1 - t3$ & $t_{Kontakt, DJ}$) und Leistungsindizes (LI_{ES} & LI_{DJ}). Verwendet wurden die Mittelwerte der Leistungsparameter aus 6 Versuchen. Die Korrelationen (Pearson) werden geschlechterspezifisch berechnet, da nur innerhalb des Geschlechts von einer Normalverteilung dieser Leistungsparameter ausgegangen werden kann.

4 Drehrichtung entgegen dem Uhrzeigersinn: LB – rechts, SB – links, Drehrichtung mit dem Uhrzeigersinn: LB – links, SB – rechts

2.3 Fragestellung c)

Die erfassten EMG-Signale der einzelnen Sprungformen wurden gleichgerichtet, geglättet (RMS, 10ms) und gemittelt über je 6 Versuche. Die EMG-Daten sind intraindividuell vergleichbar, da die Ableitsituation über alle Untersuchungsteile nicht verändert wurde. Die beinspezifische, maximale Aktivierungshöhe (Peak) im Zeitfenster 150-50 ms vor Abflug des SJ und CMJ wurde als Referenzgröße ($MVC_{SJ/CMJ}$) verwendet, um auch interindividuelle Vergleichbarkeit zu gewährleisten, und als maximale, willkürliche, konzentrische Aktivierung betrachtet (vgl. Neubert, 1998; Dietz, Schmidtbleicher, & Noth 1979). Die maximale Aktivierungshöhe (Peak) bei KS und im GIB bei ES wurde in drei Zeitfenstern analysiert: $t_{Z1} = 350-250ms$, $t_{Z2} = 250-150ms$, $t_{Z3} = 150-50ms$ vor Abflug. Bei ES wurden in Anlehnung an Taube, Leukel, Lauber und Gollhofer (2011) die muskuläre Aktivität des SpB in vier Zeitfenstern analysiert: $t_{PRE} = 100-0$ ms vor Einstich („pre-activation phase“), $t_{ER} = 20-70$ ms nach Einstich („early reflex phase“), $t_{LR} = 70-120$ ms nach Einstich („late reflex phase“), $t_{PO} = 120-170$ ms nach Einstich.

3 Ergebnisse

Bei den Untersuchungen wurden von insgesamt 13 untersuchten Testpersonen 73 komplette Datensätze⁵ der sechs verschiedenen Einzelsprünge (Eis) aufgezeichnet. Insgesamt wurden 432 gültige Einzelsprünge ausgewertet, siehe Tab. 3.

Tab. 3: erhobene Untersuchungsdaten

| | A | S | Lo | F | Lz | T | gesamt |
|------------|----|----|----|----|----|----|--------|
| Datensätze | 13 | 11 | 13 | 11 | 12 | 13 | 73 |
| Sprünge | 77 | 66 | 74 | 66 | 71 | 78 | 432 |

3.1 Fragestellung a)

Die Charakteristik des Signalverlaufes der Beschleunigungssensoren eignet sich hervorragend, um biomechanisch relevante Bewegungsereignisse bei Einzelsprüngen zu identifizieren. Die Ereignisse *Einstich* und *Landung* sind durch eine abrupte, erhebliche Amplitudenänderung im Signal repräsentiert. Charakteristisch ist der Frequenzunterschied im Signal in Abhängigkeit vom Eiskontakt: hochfrequentes Signal bei Eiskontakt des Schlittschuhes, niederfrequentes Signal ohne Eiskontakt. Der Zeitpunkt des Eiskontaktverlustes des Schlittschuhes über die Zacke infolge der Absprungstreckung (Ereignisse: *Lösen des Gleitbeines*, *Abflug*) wird bei allen Einzelsprüngen repräsentiert durch ein lokales Minimum im Signalverlauf unmittelbar nach dem Wechsel der Frequenzcharakteristik. Beim Einzelsprung Toeloop tritt dieses lokale Minimum am GIB zum Ereignis *Lösen des Gleitbeines* nicht auf, da sich der Schlittschuh bei technisch sauberer Ausführung über das Kufenende vom Eis löst.

Die Korrelationskoeffizienten für die auf Basis des Rohsignal bzw. des tiefpassgefilterten Signals und die auf Basis der HighSpeed-Videodaten ermittelten Zeitdifferenzen t_1 , t_2 und t_3 für alle Sprünge sind in Tab. 4 dargestellt. Die auswertenden Personen gaben an, dass die Verwendung des gefilterten Signals hilfreich war bei der Identifikation der lokalen Minima im Beschleunigungsverlauf für E2 bzw. E3 bei den Einzelsprüngen S, Lo, F, Lz und T. Die Lokalisation von E3 beim Einzelsprung A war am Rohsignal zweifelsfrei möglich. Die Identifikation von E1 und E4 am Rohsignal war ebenfalls

5 Ein kompletter Datensatz besteht aus 6, im Ausnahmefall 5, erfolgreichen Versuchen eines Einzelsprunges ausgeführt von einem Probanden.

zweifelsfrei anhand des Rohsignals möglich.

3.2 Fragestellung b)

Bei der Überprüfung der Prognosevalidität der Leistungsparameter im SJ, CMJ oder DJ_{opt} auf Leistungsparameter bei Einzelsprüngen konnte kein Zusammenhang nachgewiesen werden. Die auf Grund der geringen Fallzahlen durchgeführte visuelle Prüfung der Streudiagramme bestätigte die Ergebnisse. Einzig für den Zusammenhang von $t_{\text{Flug,DJ}}$ & $t_{\text{Flug,A}}$ ($r = 0.702$; $p = 0.079$; $N = 7$) und $t_{\text{Kontakt,DJ}}$ & $t_{\text{Kontakt,F}}$ ($r = 0.746$; $P = 0.054$; $N = 7$) waren Trends nachzuweisen.

Tab. 4: Korrelationsparameter und statistische Werte der gepaarten Differenzen der Zeitdifferenzen t_1 , t_2 und t_3 [s] zur Prüfung der Paralleltest-Reliabilität für die Datenanalyse am Rohsignal bzw. nach 50 Hz Tiefpassfilterung

| Zeitparameter | Sprung | N | Korrelationskoeffizient | Signifikanz | MW gepaarter Differenzen $t_{i_{\text{Acc}}}$ [s] | Standardabweichung gepaarter Differenzen $t_{i_{\text{Acc}}}$ [s] | Signifikanz |
|---------------------|----------------------|-------|-------------------------|-------------|---|---|-------------|
| t1 | F | 58 | 0.999 | <0.001 | 0,0038 | 0,0030 | <0.001 |
| | Lz | 63 | 0.998 | <0.001 | 0,0049 | 0,0036 | <0.001 |
| | T | 74 | 0.996 | <0.001 | 0,0043 | 0,0050 | <0.001 |
| t2 | F | 54 | 0.991 | <0.001 | -0,0056 | 0,0091 | <0.001 |
| | Lz | 62 | 0.973 | <0.001 | -0,0012 | 0,0137 | 0.488 |
| | T | 50 | 0.972 | <0.001 | 0,0082 | 0,0120 | <0.001 |
| | F _{Filter} | 54 | 0.993 | <0.001 | -0,0072 | 0,0079 | <0.001 |
| | Lz _{Filter} | 62 | 0.979 | <0.001 | -0,0054 | 0,0120 | 0.001 |
| | T _{Filter} | 50 | 0.973 | <0.001 | 0,0119 | 0,0117 | <0.001 |
| t3 | A | 75 | 0.997 | <0.001 | -0,0011 | 0,0046 | 0,044 |
| | S | 57 | 0.990 | <0.001 | -0,0019 | 0,0063 | 0,028 |
| | Lo | 66 | 0.995 | <0.001 | -0,0030 | 0,0043 | <0.001 |
| | S _{Filter} | 57 | 0.994 | <0.001 | 0,0000 | 0,0049 | 0,957 |
| | Lo _{Filter} | 66 | 0.995 | <0.001 | -0,0023 | 0,0046 | <0.001 |
| | F | 58 | 0.998 | <0.001 | -0,0009 | 0,0050 | 0,161 |
| | Lz | 64 | 0.997 | <0.001 | -0,0006 | 0,0054 | 0,345 |
| | T | 75 | 0.996 | <0.001 | 0,0019 | 0,0051 | 0,002 |
| | F _{Filter} | 58 | 0.998 | <0.001 | 0,0005 | 0,0044 | 0,380 |
| | Lz _{Filter} | 64 | 0.997 | <0.001 | 0,0013 | 0,0053 | 0,053 |
| T _{Filter} | 75 | 0.996 | <0.001 | 0,0023 | 0,0048 | <0.001 | |

3.3 Fragestellung c)

Bei der Betrachtung des maximalen neuromuskulären Aktivierungsniveaus bei KS (A, S, Lo), siehe Abb. 1, ist auffällig, dass bei allen Sprüngen und in allen betrachteten Zeitfenstern (t_{z1} , t_{z2} , t_{z3}) die Aktivierungshöhe des BF deutlich über dem Referenzniveau liegt. Dabei sind beim A insbesondere in t_{z1} und t_{z2} die mit Abstand höchsten Aktivitäten im BF zu verzeichnen. VM zeigt in t_{z2} und t_{z3} bei allen KS ein erhöhtes maximales Aktivitätsniveau. In t_{z1} liegt die maximale Aktivität des VM bei S und Lo

unter dem Referenzniveau und beim A auf dem Referenzniveau. Die maximale Aktivität des RF erreicht bei A und S erst in t_{z3} das Referenzniveau, bei Lo wird das Referenzniveau bereits in t_{z2} erreicht. Die sprunggelenksstreckende Muskulatur (GL, GM und SO) erreicht bei Lo und S in allen betrachteten Zeitfenstern maximale Aktivierungen, die dem Referenzniveau entsprechen bzw. dieses gering überschreiten. Beim A hingegen wird in t_{z1} das Referenzniveau von GL, GM und SO nicht erreicht, in t_{z2} übertrifft die maximale Aktivität das Referenzniveau deutlich, während in t_{z3} die Aktivitätsmaxima etwas zurückgehen, aber noch über dem Referenzniveau liegen.

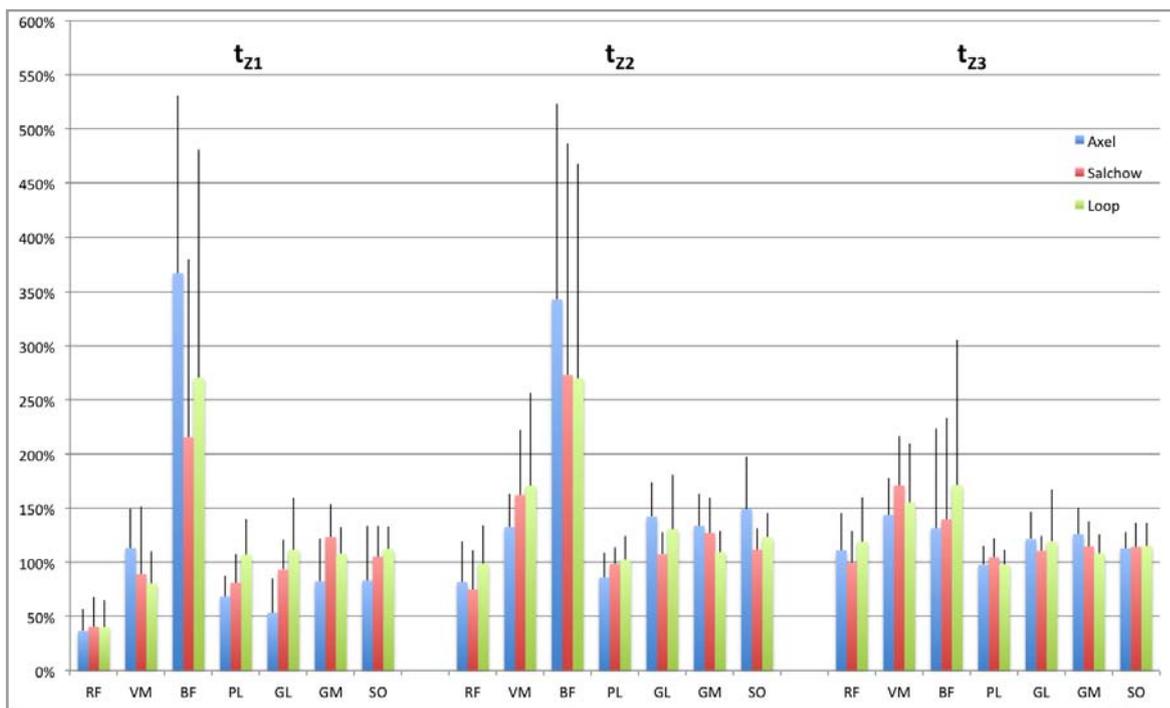


Abb. 1: Maximale neuromuskuläre Aktivität (Peak) bezogen auf die Referenzwerte ($MVC_{SJ/CMJ} = 100\%$) und gemittelt über alle Probanden der Sprungbeinmuskeln RF, VM, BF, PL, LG, GM und SO in den Zeitfenstern $t_{z1} = -350$ bis -250 ms, $t_{z2} = -250$ bis -150 ms und $t_{z3} = -150$ bis -50 ms in Orientierung zum Abflug.

Die Aktivitätsmaxima bei ES des Sprungbeines bezogen auf das Referenzniveau der Aktivitätsmaxima bei SJ bzw. CMJ sind in Abb. 2 dargestellt. Deutlich zu sehen ist die gute Voraktivierung (t_{PRE}) der betrachteten Muskeln bei allen ES. Die maximale Aktivierungshöhe entspricht weitgehend dem Referenzniveau, VM zeigt eine höhere maximale Aktivität und BF sogar eine deutlich gegenüber der Referenz erhöhte maximale Aktivität in t_{PRE} . Die Aktivierungshöhe aller Muskeln mit Ausnahme BF bei F und Lz erreicht nicht das Referenzniveau. BF weist für F und Lz in allen betrachteten Zeitfenstern deutlich erhöhte Aktivitätsmaxima auf, beim T kann für t_{LR} und t_{PO} keine Aktivität oberhalb des Referenzniveaus festgestellt werden. RF und VM zeigen in t_{ER} deutlich erhöhte maximale Aktivität bei allen ES, in t_{LR} erreicht RF bei allen ES das Referenzniveau wohingegen VM zumindest bei F und Lz Aktivitätsmaxima deutlich über dem Referenzniveau aufweist. GL, GM und SO zeigen in t_{ER} eine gegenüber den Referenzwerten erhöhte maximale Aktivierung, welche sich in t_{LR} nur teilweise wiederfindet. Beim T zeigt sich in GM und GL in t_{ER} eine höhere Aktivität als bei F und Lz.

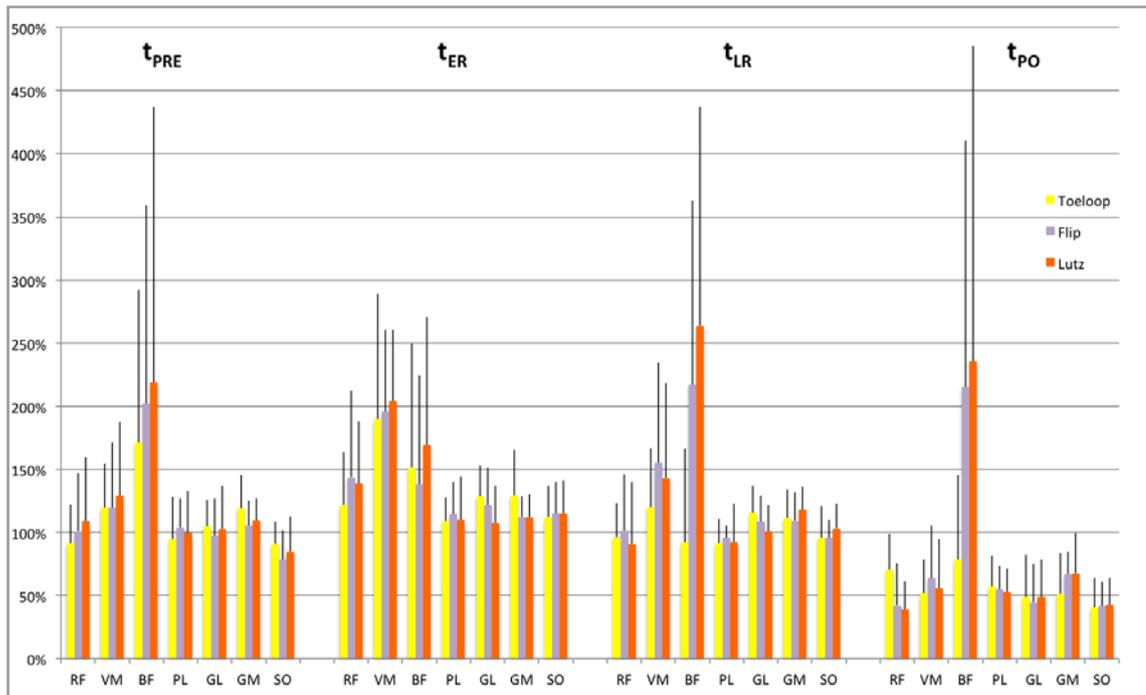


Abb. 2: Maximale neuromuskuläre Aktivität (Peak) bezogen auf die Referenzwerte ($MVC_{SJ/CMJ} = 100\%$) und gemittelt über alle Probanden der Sprungbeinmuskeln RF, VM, BF, PL, LG, GM und SO in den Zeitfenstern $t_{PRE} = -100$ bis $0ms$, $t_{ER} = 20$ bis $70ms$, $t_{LR} = 70$ bis $120ms$ und $t_{PO} = 120$ bis $170ms$ in Orientierung zum Einstich.

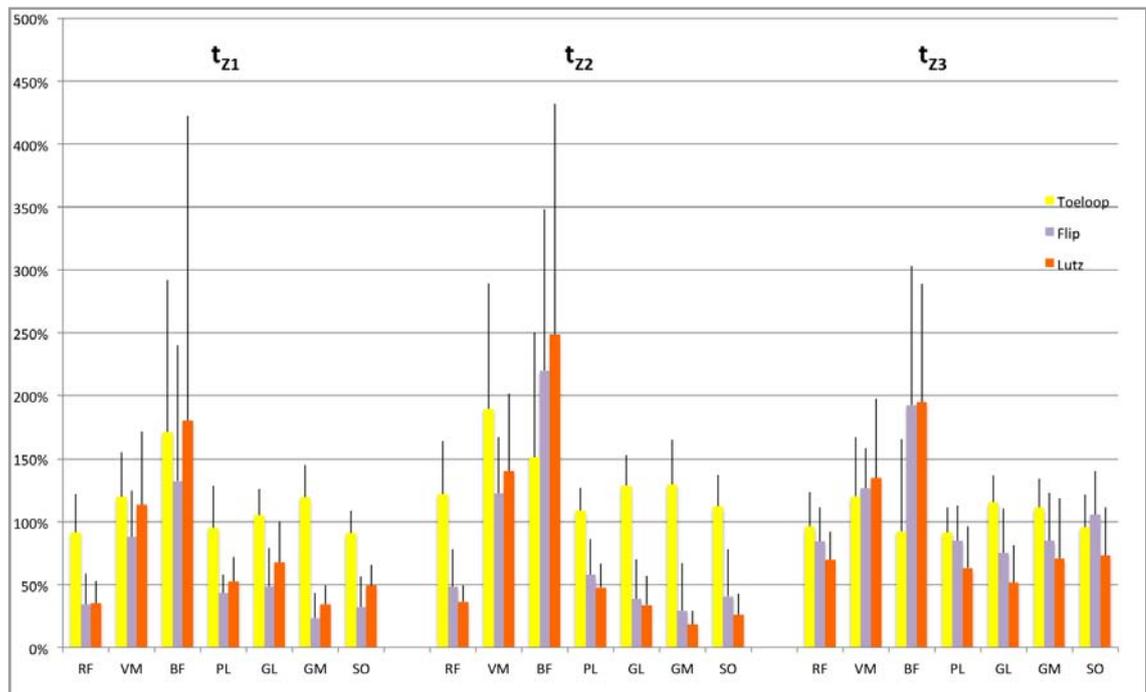


Abb. 3: Maximale neuromuskuläre Aktivität (Peak) bezogen auf die Referenzwerte und gemittelt über alle Probanden der Gleitbeinmuskeln RF, VM, BF, PL, LG, GM und SO in den Zeitfenstern $t_{z1} = -350$ bis $-250ms$, $t_{z2} = -250$ bis $-150ms$ und $t_{z3} = -150$ bis $-50ms$ in Orientierung zum Abflug.

Die Aktivitätsmaxima bei ES des Gleitbeines bezogen auf das Referenzniveau der Aktivitätsmaxima bei SJ bzw. CMJ sind in Abb. 3 dargestellt. Wie bereits bei der Betrachtung des Sprungbeines bei ES und KS ist eine deutlich erhöhte Aktivität des BF in allen Zeitfenstern und ES mit Ausnahme von t_{z3} beim T erkennbar. VM weist ebenfalls z. T. deutlich erhöhte Aktivitätsmaxima gegenüber dem Referenzniveau in t_{z2} und t_{z3} auf. Bei F und Lz bleibt die maximale Aktivierung von RF, PL, GL, GM und SO in t_{z1} und t_{z2} weit unterhalb des Referenzniveaus zurück, in t_{z3} zeigen diese Muskeln höhere maximale Aktivitätsniveaus, die jedoch mit Ausnahme des SO beim F das Referenzniveau nicht erreichen. Beim T ist für die Muskeln RF, PL, GL, GM und SO in den Zeitfenstern t_{z1} und t_{z3} ein maximales Aktivierungsniveau auf Höhe der Referenz festzustellen, in t_{z2} liegt die maximale Aktivität dieser Muskeln einheitlich über dem Referenzniveau.

4 Diskussion

4.1 Fragestellung a)

Die Identifikation des Ereignisses E1 (*Einstich*), E2 (*Lösen des Gleitbeines*) und E3 (*Abflug*) bei allen Sprüngen wird mit Reliabilitätskoeffizienten $r = 0.972$ bis 0.999 , $p = <0.001$ als ausgezeichnet angesehen (Bös, 1987). Die Abweichung des Mittelwertes der gepaarten Differenzen von Null kann zur Bewertung des Messfehlers herangezogen werden. Zur Bewertung signifikant abweichender Mittelwerte dient die zeitliche Differenz zwischen zwei aufeinander folgenden Einzelbildern der zur Auswertung verwendeten Videoaufnahmen (300 Hz) von 0,0033 s als Orientierung. Für das Ereignis E2 beim Sprung Lz und E3 bei Lz und F sind keine signifikanten von Null verschiedenen Mittelwerte der gepaarten Differenzen nachzuweisen. Die für die verbleibenden Ereignis-Sprung-Kombinationen signifikant von Null verschiedenen Mittelwerte der gepaarten Differenzen sind als sehr gering einzuschätzen. Die Verwendung des tiefpassgefilterten Signals zur Ereignisbestimmung von E3 führt bei KS zur geringeren Abweichungen, in Einzelfällen erleichtert die Tiefpassfilterung auch bei ES die eindeutige Bestimmung der Ereignisse E2 und E3.

Es ist zu vermuten, dass die geringen aber dennoch beobachteten Abweichungen zwischen $t_{i_{kine}}$ und $t_{i_{acc}}$ in den beschriebenen methodischen Mängeln kinematischer Verfahren begründet sind. Für alle Versuche konnten sämtliche Parameter $t_{i_{acc}}$ bestimmt werden, die Bestimmung der Parameter $t_{i_{kine}}$ war auf Grund von Verdeckungen in den Videodaten nicht bei allen Versuchen möglich. Uniaxiale Beschleunigungssignale bieten eine ausgezeichnete Möglichkeit biomechanisch relevante Bewegungsereignisse bei Einzelsprüngen im Eiskunstlauf reliabel, valide und objektiv zu erfassen. Die Methode ist im vollen Trainingsbetrieb anwendbar, da im Gegensatz zu Videoverfahren nicht die Forderung nach freier Sicht besteht. Die automatische Erfassung der Bewegungsereignisse in Echtzeit auf Basis uniaxialer Beschleunigungssignale ist möglich (vgl. Sadi & Klukas, 2011).

4.2 Fragestellung b)

Es konnte kein Zusammenhang zwischen den Leistungen im SSKT und den mechanischen Sprungleistungsparametern bei Einzelsprüngen im Eiskunstlauf nachgewiesen werden. In Anlehnung an (Hohmann, Lames, & Letzelter, 2006, S.89) können Ursachen in der Bewegungssteuerung schnellstmöglicher azyklischer Bewegungen gesehen werden. Sogenannte open loop-Bewegungen (Adams, 1971) zeichnen sich durch bereits vor Bewegungsbeginn präzise und vollständig ausgeprägte Bewegungsprogramm im ZNS aus. Die Qualität schneller und präziser Bewegungen hängt überwiegend von der Qualität des im ZNS erstellten Motorprogramms ab (Keele, Cohen, & Ivry, 1990). Bei Betrachtung

tung der Bewegungscharakteristik bei Sprüngen des SSKT im Vergleich zu KS und ES im Eiskunstlauf lassen sich deutliche Unterschiede feststellen. Daher ist von unterschiedlichen Bewegungsprogrammen auszugehen. Es muss auf Basis der beobachteten Ergebnisse weiter davon ausgegangen werden, dass bei den untersuchten Testpersonen für Einzelsprünge auf dem Eis Motorprogramme hoher Qualität vorhanden sind, gleiches gilt jedoch nicht für die Sprungformen des SSKT. Dafür sprechen die weitgehend mäßigen Ergebnisse im SSKT, als auch die bei einigen Probanden schlechte Ausführungsqualität der Sprungformen im SSKT.

Der beobachtete Trend bei Flugzeiten im DJ und A ist auf den ersten Blick nicht erklärbar, da der A ein KS ohne dem Absprung vorhergehende Niedersprungaktion ist. Jedoch ist der A der einzige Einzelsprung, welcher aus einer vorwärts gerichteten Anfahrt erfolgt, entsprechend der Orientierung im DJ. Von einer hohen Aussagekraft kann dennoch nicht ausgegangen werden. Der positive Trend bei den Kontaktzeiten im DJ und F ist nachvollziehbar, da dem F als ES ein DJ-ähnliches Bewegungsmuster im Einstich zu Grunde liegt. Jedoch wird dieses nur einbeinig realisiert, auch die im Absprung realisierte Bewegungsrichtungsänderung unterscheidet sich deutlich: 180° (DJ) gegenüber 30-50° (Einzelsprünge). Fehlende Nachweise über Zusammenhänge bezüglich den Einzelsprüngen T und Lz legen nahe, dass die Kontaktzeit im DJ keine hohe Aussagekraft bezüglich der Kontaktzeiten in ES hat. Haguenauser et al. (2006) untersuchten den Einfluss von Schlittschuhen auf die Vertikalsprungleistung und die Gelenkkoordination (Hüft-, Knie- und Sprunggelenk) bei Absprüngen und stellten fest, dass das Tragen von Schlittschuhen sowohl die Sprungleistung als auch die Gelenkkoordination verändert. Eine systematische Verringerung der Sprungleistung durch die Bewegungseinschränkung des Schlittschuhs im Sprunggelenk und der damit einhergehenden veränderten Kinematik im Kniegelenk kann jedoch nicht als Erklärung für fehlende prognostische Validität des SSKT dienen.

Die Verwendung des sportartunspezifischen SSKT zur Prognose der eiskunstlaufspezifischen Sprungleistungsfähigkeit ist nicht zu empfehlen. Die Entwicklung eines praktikablen Verfahrens zur Sprungleistungsbestimmung auf dem Eis wird empfohlen, die verwendete Methode der Ereignisbestimmung anhand von Beschleunigungssignalen bietet hierfür einen geeigneten Ansatz. Dennoch sollte das Training elementarer Sprungformen im Hinblick auf die Ausprägung und Akzentuierung bestimmter Kontraktionsformen im Training weiter verfolgt werden. Sinnvoll erscheint hierbei die Orientierung an der Zielbewegung.

4.3 Fragestellung c)

Die in allen Einzelsprüngen beobachteten, drastisch erhöhten Aktivitätsmaxima im BF sind zu relativieren, da davon auszugehen ist, dass im betrachteten Zeitfenster des SJ bzw. CMJ die maximale willkürliche konzentrische Aktivierung ($MVC_{SJ/CMJ}$) nicht erreicht wird. Der Grund hierfür ist in der Funktion des BF zu suchen (Kniebeugung, Hüftstreckung). Die Daten sind daher entsprechend zurückhaltend zu interpretieren. Knoll (2004, S. 144-149) beschrieb die bewegungsinitiierende Funktion des BM beim A, dies steht im Einklang mit den Daten dieser Untersuchung.

Die in der kniegelenkstreckenden Muskulatur (VM, RF) deutlich gegenüber dem Referenzniveau erhöhten Aktivitätsmaxima sowohl bei ES im SpB (t_{ER} , t_{LR}) als auch bei KS (t_{Z2} , t_{Z3}) deuten auf reflektorische Anteile in der Muskelaktivität hin. Bei ES sind diese durch den aus Anfahrtsgeschwindigkeit und Einstich resultierenden schnellen DVZ mit Dehnreflexen im Sprungbein (vgl. King, 2001, 2005) zu erklären. Bei KS könnte die abrupte Spannungszunahme in der Beinachse infolge der Radiusverkürzung der Anfahrtsspur während der Absprungbewegung diese hohen Aktivitäten auszulösen. Dafür spricht, dass die Aktivitätsmaxima im VM bei S und Lo höher ausfallen als beim A, welcher sich durch einen größeren Radius in der Anfahrtsspur auszeichnet. Die sprunggelenkstreckende Muskulatur (GL, GM,

SO) zeigt bei KS (t_{z2} , t_{z3}) maximale Aktivierungen über dem Referenzniveau, welche auf reflektorische Beiträge hinweisen. Als Erklärung könnte wiederum die Radiusverkürzung dienen, jedoch zeigen sich im Widerspruch zur Quantität der Radiusverkürzung beim A die höchsten Amplituden. Bei ES treten vor allem in der frühen Reflexphase (t_{ER}) erhöhte Aktivitätsmaxima auf. Taube et al. (2011) assoziieren kurze Bodenkontaktzeiten bei DJ mit erhöhter früher Reflexaktivität beim SO. Dies stimmt mit den vorliegenden Ergebnissen insofern überein, dass die Amplituden des GM und GL beim T höher ausfallen als bei F und Lz und der T ein geringeres Kontaktzeitniveau aufweist als F und Lz.

Bei ES ist in der gesamten Sprungbeinmuskulatur eine erwartungsgemäß hohe Voraktivierung (t_{VOR}) der Muskulatur zu verzeichnen, es ist daher von einer hohen Qualität der Bewegungsantizipation und des Motorprogrammes bei ES auszugehen. Weitaus schlechter fiel die Voraktivierung bei den ausgeführten DJ aus. Dies unterstützt die bereits zuvor geäußerte Annahme, dass es sich um verschiedene Motorprogramme mit stark abweichender Qualitätsausprägung handelt. Sowohl bei KS als auch bei ES (SpB) wurden im Untersuchungsteil Eis neuromuskuläre Aktivierungsmaxima über dem Referenzniveau ($MVC_{SJ/CMJ}$) in der kniegelenk- und sprunggelenkstreckenden Muskulatur festgestellt. Für ES stehen diese Erkenntnisse in Übereinstimmung mit den früheren kinematischen Untersuchungen (vgl. King, 2001, 2005). Die Charakteristik der Zielbewegung und der Einfluss des Schlittschuhschafes sollte bei der Übungsauswahl im Konditionstraining beachtet werden. DJ zur Verbesserung der Muskelstiffness sollten im Trainingsalltag weiterhin zur Anwendung kommen, Modifikationen zur Annäherung an die Zielbewegung sollten in Betracht gezogen werden. SJ- und CMJ-artige Übungsformen mit möglichst engem Bezug zur Zielbewegung sollten in Abhängigkeit von der Saisonplanung ebenfalls weiterhin Trainingsinhalte darstellen.

5 Literatur

- Adams, J. A. (1971). A closed-loop theory of motor learning. *Journal of motor behavior*, 3 (2), 111–150.
- Bös, K. (1987). *Handbuch sportmotorischer Tests*. Göttingen: Hogrefe.
- Dietz, V., Schmidtbleicher, D., & Noth, J. (1979). Neuronal mechanisms of human locomotion. *Journal of neurophysiology*, 42 (5), 1212–1222.
- Haguenauer, M., Legreneur, P., & Monteil, K. M. (2006). Influence of figure skating skates on vertical jumping performance. *Journal of biomechanics*, 39 (4), 699–707.
- Hohmann, A., Lames, M., & Letzelter, M. (2006). *Einführung in die Trainingswissenschaft* (4., überar.). Wiebelsheim: Limpert.
- Keele, S. W., Cohen, A., & Ivry, R. (1990). Motor programs: Concepts and issues. In M. Jeannerod (Ed.), *Attention and performance XIII: Motor representation and control* (pp. 77–109). Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum.
- King, D. L. (2001). Generation of Vertical Velocity in Toe-Pick Figure Skating Jumps. In J. R. Blackwell (Ed.), *19 International Symposium on Biomechanics in Sports*. San Francisco.
- King, D. L. (2005). Performing Triple and Quadruple Figure Skating Jumps: Implications for Training. *Canadian journal of applied physiology = Revue canadienne de physiologie appliquée*, 30 (6), 743–753.
- Knoll, K. (2004). *Trainings- und Wettkampfforschung im Eiskunstlaufen*. Köln: SPORT und BUCH Strauß.
- Neubert, A. (1998). *Zur Diagnostik und Trainierbarkeit des reaktiven Bewegungsverhaltens*. Albert-Ludwigs-Universität zu Freiburg i.Br.
- Sadi, F., & Klukas, R. (2011). Reliable jump detection for snow sports with low-cost MEMS inertial sensors. *Sports technology*, 4 (1-2), 88–105.
- Schäfer, K. (2011). *Beitrag der Sprungelemente zur Wettkampfgesamtleistung im Eiskunstlauf unter Berücksichtigung der Regeländerungen vor der Saison 2010-2011*. Universität Stuttgart.
- Schindler, I. (2010). Aktuelle Entwicklungstendenzen im Eiskunstlaufen unter besonderer Berücksichtigung der Herrenkonkurrenz. *Zeitschrift für Angewandte Trainingswissenschaft*, 17 (1), 95–101.
- Taube, W., Leukel, C., Lauber, B., & Gollhofer, A. (2011). The drop height determines neuromuscular adaptations and changes in jump performance in stretch-shortening cycle training. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 1–13.