

# **Einflussfaktoren auf die plantare Druckverteilung bei Grundlinienschlägen im Tennis**

Der Fakultät für Bildungswissenschaften der

Universität Duisburg-Essen

zur Erlangung des akademischen Grades

Dr. phil.

vorgelegte Dissertation

von

Johanna Lambrich

aus Boppard

Tag der Einreichung:

28.02.2024

# DuEPublico

Duisburg-Essen Publications online

UNIVERSITÄT  
DUISBURG  
ESSEN

*Offen im Denken*

ub

universitäts  
bibliothek

Diese Dissertation wird via DuEPublico, dem Dokumenten- und Publikationsserver der Universität Duisburg-Essen, zur Verfügung gestellt und liegt auch als Print-Version vor.

**DOI:** 10.17185/duepublico/82127

**URN:** urn:nbn:de:hbz:465-20240705-064319-3

Alle Rechte vorbehalten.

Tag der mündlichen Prüfung: 19.06.2024

Erstgutachter: Prof. Dr. Thomas Mühlbauer (Universität Duisburg-Essen)

Zweitgutachter: Prof. Dr. Alexander Ferrauti (Ruhr-Universität Bochum)

# Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis.....	I
Abbildungsverzeichnis .....	III
Formelverzeichnis .....	V
Danksagung.....	VI
Kurzfassung .....	VIII
Abstract.....	XI
1 Einleitung .....	1
1.1 Problemstellung .....	1
1.2 Zielstellungen .....	3
2 Theoretischer Hintergrund .....	5
2.1 Spiel- und Leistungsstruktur im Tennis .....	5
2.2 Biomechanik im Tennis.....	6
2.2.1 Schlagtechnik.....	6
2.2.2 Bedeutung der unteren Extremitäten im Tennis .....	7
2.2.3 Biomechanik der Grundlinienschläge .....	8
2.2.4 Schlagstellungen im Tennis.....	12
2.2.4.1 Schlagstellungen beim Aufschlag .....	12
2.2.4.2 Schlagstellungen bei Grundlinienschlägen.....	13
2.2.5 Schlagarten im Tennis .....	14
2.2.5.1 Aufschlagarten .....	14
2.2.5.2 Grundlinienschlagarten.....	15
2.3 Pedographie .....	17
2.3.1 Definition und Anwendungsgebiete.....	17
2.3.2 Messung mit plantaren Druckmesssohlen .....	17
2.3.3 Pedographie im Tennis .....	18
3 Stand der Forschung und Hypothesen .....	20

3.1	Studie I: Methodische Studie zur Validität und Reliabilität von Druckmesseinlegesohlen.....	21
3.2	Studie II: Systematisches Scoping-Review zu biomechanischen Untersuchungen für den Aufschlag und für Grundlinienschläge .....	22
3.3	Studie III: Effekte ansteigender Schlaggeschwindigkeit auf die plantare Druckverteilung in Abhängigkeit des Schlagtyps .....	23
3.4	Studie IV: Effekte ansteigender Schlaggeschwindigkeit auf die plantare Druckverteilung in Abhängigkeit der Schlagstellung .....	25
3.5	Studie V: Effekte ansteigender Schlaggeschwindigkeit auf die plantare Druckverteilung in Abhängigkeit der Schlagart.....	27
4	Material und Methodik .....	28
4.1	Testgütekriterien .....	29
4.2	Systematische Literatursuche .....	29
4.3	Versuchspersonen .....	29
4.4	Messung des plantaren Drucks .....	30
4.5	Messung der Bodenreaktionskraft .....	31
4.6	Messung der Ganggeschwindigkeit .....	32
4.7	Messung der Schlaggeschwindigkeit .....	32
4.8	Untersuchungsabläufe .....	33
4.9	Datenverarbeitung.....	37
4.10	Statistische Analyse .....	37
5	Hauptergebnisse.....	40
5.1	Studie I: “Concurrent validity and test–retest reliability of pressure-detecting insoles for static and dynamic movements in healthy young adults” .....	41
5.2	Studie II: “Biomechanical analyses of different serve and groundstroke techniques in tennis: A systematic scoping review” .....	42
5.3	Studie III: “Plantar pressure is changed to increase post-impact ball speed during longline forehand and backhand in elite female tennis players” .....	43

5.4	Studie IV: “The role of increased post-impact ball speed on plantar pressure during open and square stance groundstrokes in female tennis players” .....	45
5.5	Studie V: “The role of increased post-impact ball speed on plantar pressure during topspin and slice longline forehand groundstrokes in female tennis players” .....	46
6	Allgemeine Diskussion .....	47
6.1	Konvergenzvalidität und Test-Retest Reliabilität von plantaren Druckmessungen (Studie I).....	47
6.2	Biomechanische Analyse von Aufschlag- und Grundschlagtechniken im Tennis (Studie II) .....	48
6.3	Plantare Druckverteilung im Tennis in Abhängigkeit der Schlagausprägung (Schlagtyp, -stellung und -art) (Studie III-V).....	50
6.3.1	Veränderung der plantaren Druckverteilung bei zunehmender Schlaggeschwindigkeit beim Vor- und Rückhandschlag (Studie III).....	50
6.3.2	Veränderung der plantaren Druckverteilung bei zunehmender Schlaggeschwindigkeit bei offener und neutraler Schlagstellung (Studie IV) .....	51
6.3.3	Veränderung der plantaren Druckverteilung bei zunehmender Schlaggeschwindigkeit beim Vorhandtopspinschlag und -sliceschlag (Studie V) .....	52
6.3.4	Unterschiede im plantaren Druck zwischen dem dominantem und nicht-dominantem Fuß (Studie III-V).....	53
7	Empfehlungen für die Trainingspraxis und zukünftige Forschung.....	54
8	Schlussfolgerungen .....	57
9	Literatur.....	59
10	Anhang .....	70
10.1	Studie I: “Concurrent validity and test–retest reliability of pressure-detecting insoles for static and dynamic movements in healthy young adults”.....	70
10.2	Studie II: “Biomechanical analyses of different serve and groundstroke techniques in tennis: A systematic scoping review” .....	81
10.3	Studie III: “Plantar pressure is changed to increase post-impact ball speed during longline forehand and backhand in elite female tennis players” .....	99

10.4	Studie IV: “The role of increased post-impact ball speed on plantar pressure during open and square stance groundstrokes in female tennis players” .....	107
10.5	Studie V: “The role of increased post-impact ball speed on plantar pressure during topspin and slice longline forehand groundstrokes in female tennis players” .....	116
11	Autorenbeiträge .....	123
11.1	Beitrag der Autorin zur Studie I: “Concurrent validity and test–retest reliability of pressure-detecting insoles for static and dynamic movements in healthy young adults” ...	123
11.2	Beitrag der Autorin zur Studie II: “Biomechanical analyses of different serve and groundstroke techniques in tennis: A systematic scoping review” .....	124
11.3	Beitrag der Autorin zur Studie III: “Plantar pressure is changed to increase post-impact ball speed during longline forehand and backhand in elite female tennis players”	125
11.4	Beitrag der Autorin zur Studie IV: “The role of increased post-impact ball speed on plantar pressure during open and square stance groundstrokes in female tennis players” .	126
11.5	Beitrag der Autorin zur Studie V: “The role of increased post-impact ball speed on plantar pressure during topspin and slice longline forehand groundstrokes in female tennis players” .....	127
	Erklärungen.....	128

## Abkürzungsverzeichnis

ANOVA *Varianzanalyse*

bzw. *beziehungsweise*

cm *Zentimeter*

CMJ *Counter Movement Jump*

d *Cohen's d (Effektgröße)*

d. h. *das heißt*

DTB *Deutscher Tennis Bund e.V.*

h *Stunde*

Hz *Hertz*

ICC *Intraclass Correlation Coefficient*

IMU *Inertial Measurement Unit*

ITN *International Tennis Number*

JASP *Jeffrey's Amazing Statistics Program*

km *Kilometer*

m *Meter*

MDC *Minimal Detectable Change*

min *Minuten*

mod. *modifiziert*

ms *Millisekunden*

MW *Mittelwert*

N *Newton*

$\eta_p^2$  *partielles Eta-Quadrat*

s *Sekunden*

SD *Standardabweichung*

SEM *Standard Error of Measurement*

sog. *sogenannt*

SPSS *Statistical Package for Social Science*

usw. *und so weiter*

vgl. *vergleiche*

$v_{\max}$ . *Maximalgeschwindigkeit*

vs. *versus*



## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Leistungsstruktur im Tennis (mod. nach Ferrauti, Maier und Weber [42]). ...6
Abbildung 2:	Anforderungsebenen der Technikentwicklung (mod. nach Lehrplan des DTB [3] und Ferrauti, Maier und Weber [42] ).....7
Abbildung 3:	Schematische Darstellung der Schlagbewegung (mod. nach Lehrplan des DTB [57]). .....9
Abbildung 4:	Die resultierenden linearen Geschwindigkeiten der Hüfte, der Schulter, des Ellenbogens, des Handgelenks und des Schlägers ab Beginn des Abdruckimpulses (mod. nach Elliott et al. [6]). .....9
Abbildung 5:	Teilimpulse während der Ausholbewegung beim Grundlinienschlag. ....10
Abbildung 6:	Teilimpulse während der Zuschlagphase beim Grundlinienschlag. ....11
Abbildung 7:	Darstellung verschiedener Schlagstellungen beim Aufschlag (mod. nach Knudson [58]). .....12
Abbildung 8:	Darstellung verschiedener Schlagstellungen beim Vorhandschlag (mod. nach Knudson [58]). .....14
Abbildung 9:	Ballflugkurve für Flatschlag (rot), Topspinschlag (blau), Sliceschlag (schwarz) bei gleicher Flughöhe über das Netz (mod. nach Brody [77]) .....15
Abbildung 10:	Schlägerkopfbewegung (Spielrichtung von rechts nach links) bei den Schlagarten Flatschlag (rot), Topspinschlag (blau), Sliceschlag (schwarz)..16
Abbildung 11:	Darstellung des Forschungsvorhabens der kumulativen Dissertation. ....20
Abbildung 12:	Überblick zur Methodik der Studien I-V.....28
Abbildung 13:	Druckmesssystem der Firma GeBioM mbH [108]. .....30
Abbildung 14:	Druckmesssohlen des GP MobilData WiFi Systems. ....31
Abbildung 15:	Kraftmessplatte [Typ 9281b] [109].....31
Abbildung 16:	Witty Gate der Firma Microgate [110].....32
Abbildung 17:	Radarmessgerät Stalker Radar Pro mit Ansicht des Displays (links) und seitlicher Ansicht (rechts).....33
Abbildung 18:	Ballmaschine Slinger Bag [111]. .....33
Abbildung 19:	Schematische Darstellung der Versuchsdurchführung von Studie I (CMJ: Countermovement Jump) .....34
Abbildung 20:	Versuchsaufbau für eine Spielerin (Rechtshänderin) für die Versuchsdurchführung mit Vorhandschlag (RP: Radarpistole, S: Spielerin, BM: Ballmaschine, LZ: Landezone).....35

Abbildung 21: Schematische Darstellung des Untersuchungsablaufs von Studie III–V .....	36
Abbildung 22: Überblick zu den Hauptergebnissen der Studien I–V.....	40

## Formelverzeichnis

Formel 1:	Berechnung des Standardmessfehlers (SEM).....	38
Formel 2:	Berechnung der minimal nachweisbaren Veränderung ( $MDC_{95\%}$ ).....	38

## Danksagung

Ich möchte mich herzlich bei all denjenigen bedanken, die mich auf meinem Weg zur Fertigstellung meiner Dissertation unterstützt haben. Es war eine aufregende und herausfordernde Reise.

An erster Stelle möchte ich meinem Doktorvater, Prof. Dr. Thomas Mühlbauer, für die hervorragende Betreuung und Unterstützung während meiner gesamten Promotionsarbeit danken. Vielen Dank, dass Du mir die Möglichkeit einer Promotion gegeben hast. Deine fachliche Expertise, stetige Unterstützung und dein wertvolles Feedback haben dazu beigetragen, dass dieses Projekt kontinuierlich verbessert wurde. Dafür meinen herzlichsten Dank!

Ebenso danke ich meinem Zweitgutachter, Prof. Dr. Alexander Ferrauti für seine konstruktiven Ratschläge. Deine zielgerichteten Rückmeldungen haben dazu beigetragen die Qualität meiner Arbeit zu verbessern. Vielen Dank, dass Du dir die Zeit nimmst, meine Promotion zu unterstützen!

Ein besonderer Dank geht an meine (ehemaligen) Bürokollegen Micha Gittinger und Dr. Julian Bauer. Ihre Unterstützung, sei es bei fachlichen Fragen oder bei der Bewältigung des Arbeitsalltags, war unverzichtbar und hat meine Arbeit erleichtert.

Darüber hinaus danke ich meinen Kolleginnen und Kollegen am Institut für Sport- und Bewegungswissenschaften für den regen Austausch und die Zusammenarbeit. Im Besonderen ein Dankeschön an Dr. Simon Schedler für die stetige Unterstützung bei allen Fragen rund um die Promotion. Ein weiterer Dank gilt: PD Dr. Marco Hagen und Dr. Gerrit Schwiertz für das Mitwirken als Co-Autoren und Dr. Caterina Schaefer für die Unterstützung beim Graduiertenkolleg zu Beginn meiner Promotionsphase.

Den Studierenden, die bei den Messungen mitgewirkt haben, danke ich von Herzen für ihren Einsatz und ihre Zuverlässigkeit bei der Datenerhebung.

Ein herzlicher Dank geht ebenfalls an alle Teilnehmerinnen und Teilnehmer meiner Studien, die ihre Zeit und ihr Engagement den Forschungsprojekten gewidmet haben.

Der Tennisverband Niederrhein e.V., insbesondere Sabine Schmitz, hat die Durchführung der Studie großzügig unterstützt wofür ich herzlich danke.

Ein weiterer Dank gilt Dr. Jörg Natrup, der mich vor allem während meiner Masterarbeit begleitet hat und auch während meiner Doktorarbeit für alle Fragen rund um das Messsystem zur Seite stand.

Außerdem möchte ich mich bei meiner Familie für die moralische Unterstützung bedanken. Ich danke meinen Eltern für ihre bedingungslose Unterstützung. Ohne euch wäre für mich vieles undenkbar gewesen. Last but not least danke ich meiner Schwester für die große Unterstützung in allen Lebenslagen. Auch wenn wir uns zu selten sehen, bist du immer an meiner Seite und bist ein wichtiger Rückhalt für mich.

## Kurzfassung

Hintergrund und Ziel: Im Tennis stellen die unteren Extremitäten für das Erreichen hoher Schlaggeschwindigkeiten einen wichtigen Faktor dar. Biomechanische Analysen der unteren Extremitäten bei Grundlinienschlägen mit ansteigender Schlaggeschwindigkeit<sup>1</sup> wurden bisher kaum vorgenommen. Zudem fehlen Studien, die Veränderungen in der plantaren Druckverteilung mit zunehmender Schlaggeschwindigkeit zum Untersuchungsgegenstand haben. Im Konkreten ist unklar, wie der Schlagtyp (Vorhand und Rückhand), die Schlagstellung (offen vs. neutral) und die Schlagart (Topspin vs. Slice) die plantare Druckverteilung beeinflussen. Daher war es das primäre Ziel dieser kumulativen Dissertation, die zuvor genannten Einflussfaktoren auf die plantare Druckverteilung im Tennis zu untersuchen.

Methodik: In Studie I wurde die Konvergenzvalidität und Test-Retest Reliabilität des plantaren Druckmesssystems (GP MobilData WiFi) bei gesunden jungen Erwachsenen untersucht. Im Rahmen eines systematischen Scoping-Reviews (Studie II) wurde ein Überblick über die bestehende Literatur in Bezug auf die Einflussfaktoren Schlagstellung, Schlagart und Schlagrichtung für den Aufschlag und für die Grundlinienschläge erstellt sowie Forschungslücken identifiziert. Zudem wurden drei Querschnittsstudien zum Vergleich der plantaren Druckverteilung zwischen Vor- und Rückhandschlag (Studie III), offener und neutraler Schlagstellung (Studie IV) sowie Topspin- und Sliceschlag (Studie V) bei zunehmender Schlaggeschwindigkeit (80 km/h, 90 km/h, 100 km/h,  $v_{max}$ ) mit gesunden weiblichen Elitetennispielerinnen durchgeführt.

Ergebnisse: Studie I ergab, dass die plantaren Druckmesssohlen des GP MobilData WiFi System eine ausgezeichnete Übereinstimmung hinsichtlich der Konvergenzvalidität ( $ICC > 0,75$ ) aufweisen, wobei die Werte der Kraftmessplatte (Goldstandard) durch die Druckmesssohlen unterschätzt wurden (mean bias: -4,41 bis -37,15 %). In Bezug auf Test-Retest Reliabilität wurde für die meisten Parameter eine ausgezeichnete Übereinstimmung ( $ICC: 0,74 - 0,98$ ) ermittelt. Die SEM-Werte waren gering. Zudem lagen die meisten  $MDC_{95\%}$ -Werte unter 5 %.

Die Literaturrecherche (Studie II) identifizierte  $N=899$  Studien, von denen 23 die Einschlusskriterien erfüllten und eingeschlossen wurden. An den Studien nahmen insgesamt 229 Versuchspersonen im Alter von 18 bis 62 Jahren teil. Die Studien offenbarten variierende Resultate,

---

<sup>1</sup> Der Begriff „Schlaggeschwindigkeit“ wird in dieser Dissertation synonym zu Ballgeschwindigkeit verwendet. Gemeint ist die Geschwindigkeit des Balles nach Verlassen der Schlägerfläche (engl. post-impact ball speed).

die von signifikant niedrigen oder höheren Werten bis zu keinen signifikanten Unterschieden in den vorgenommenen Vergleichen bezüglich Schlagstellung, -art und -richtung für den Aufschlag und die Grundlinienschläge reichten. Dies könnte auf Unterschiede in der Methodik wie zum Beispiel der Altersspanne der Spielerinnen und Spieler (18 – 62 Jahre), dem Geschlecht (nur Männer oder gemischtgeschlechtliche Gruppen), dem Leistungsniveau (Freizeit, Fortgeschritten, Profi) sowie in den verwendeten Messgeräten (Kraftmessplatte vs. Druckmesssohlen; Motion Capture, High-Speed-Videoaufnahme vs. IMU-Sensoren) und erfassten Parametern (gemessene vs. geschätzte Kräfte) zurückzuführen sein.

In Studie III zeigten sich unabhängig vom Schlagtyp (Vor-/Rückhand) signifikante Schlaggeschwindigkeit  $\times$  Fußdominanz Interaktionen (alle  $p < ,001 - ,008$ ;  $\eta_p^2 = ,01 - ,08$ ). Für den Vorhandschlag ergaben die post-hoc-Analysen signifikant erhöhte (dominanter Fuß) und verringerte (nicht-dominanter Fuß) Druckwerte, bei einer Schlaggeschwindigkeitssteigerung von 100 km/h auf  $v_{\max}$ . Für den Rückhandschlag ergaben die post-hoc-Analysen signifikant verringerte Druckwerte (dominanter und nicht-dominanter Fuß), wenn die Schlaggeschwindigkeit von 100 km/h auf  $v_{\max}$  stieg. Zwischen den anderen Geschwindigkeitsstufen gab es keine signifikanten Unterschiede.

In Studie IV offenbarten sich signifikante Schlagstellung  $\times$  Fußdominanz Interaktionen (alle  $p = ,020 - ,032$ ;  $\eta_p^2 = ,33 - ,29$ ). Die post-hoc-Analysen zeigten signifikant größere maximale und mittlere Kräfte während der offenen gegenüber der neutralen Schlagstellung im dominanten, jedoch nicht im nicht-dominanten Fuß. Zudem erreichte die Schlaggeschwindigkeit  $\times$  Schlagstellung  $\times$  Fußdominanz Interaktion das Signifikanzniveau ( $p = ,041$ ;  $\eta_p^2 = ,18$ ). Die post-hoc-Analysen offenbarten signifikant erhöhte/verringerte mittlere Kräfte im dominanten/nicht-dominanten Fuß, während der neutralen, jedoch nicht in der offenen Schlagstellung, wenn die Schlaggeschwindigkeit anstieg.

Die Studie V ergab einen signifikanten Interaktionseffekt Schlaggeschwindigkeit  $\times$  Fußdominanz ( $p = ,001$ ;  $\eta_p^2 = ,31$ ). Die post-hoc-Analysen zeigten signifikant größere mittlere Kräfte für den Topspin- gegenüber dem Sliceschlag für den dominanten Fuß. Allerdings niedrigere Werte für den nicht-dominanten Fuß. Zudem waren mit zunehmender Schlaggeschwindigkeit bei Topspinschlägen signifikante Zunahmen in der mittleren Kraft in beiden Füßen feststellbar, jedoch nicht im dominanten Fuß bei Sliceschlägen.

Schlussfolgerungen: Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass das Druckmesssystem GP MobilData WiFi valide und reliable Messwerte liefert. Der Literaturüberblick zu

biomechanischen Unterschieden bei verschiedenen Schlagaussprägungen offenbarte keine eindeutigen Ergebnisse, was vermutlich auf Unterschiede in der eingesetzten Methodik zurückzuführen ist. Beim Rückhandschlag scheint der nicht-dominante Fuß und bei dem Vorhandschlag der dominante Fuß für die Kraftentwicklung von besonderer Relevanz. Bei zunehmender Schlaggeschwindigkeit wurden erhöhte (dominanter Fuß) und verringerte (nicht-dominanter Fuß) mittlere Kräfte in der neutralen Stellung, aber nicht in der offenen Stellung detektiert. Die offene Schlagstellung resultierte in höheren plantaren Druckwerten gegenüber der neutralen Stellung. Größere Werte (offene Stellung) und schlaggeschwindigkeitsangepasste Werte (neutrale Stellung) deuten auf unterschiedliche Vorteile der jeweiligen Schlagstellung hin. Ein Einfluss der Schlagart (Topspin vs. Slice) auf den plantaren Druck scheint aufgrund fehlender Effekte geringfügig auszufallen. Insgesamt lassen die Resultate vermuten, dass der plantare Druck sich infolge einer Erhöhung der Schlaggeschwindigkeit verändert.

*Schlagerworte:* Rückschlagsport, untere Extremität, Druckmesssohlen, Biomechanik, Schlaggeschwindigkeit, Schlagtyp, Schlagstellung, Schlagart



## Abstract

Background and aims: In tennis, the lower extremities play a crucial role in achieving high post-impact ball speeds. Biomechanical analyses of the lower extremities during groundstrokes with increasing post-impact ball speed have been rarely conducted. In addition, there is a lack of studies aiming to investigate the alteration of plantar pressure distribution with increasing post-impact ball speed. Specifically, it is unclear how stroke technique (forehand and backhand), stance style (open vs. square), and the stroke type (topspin vs. slice) affect plantar pressure distribution. Therefore, the primary objective of this cumulative dissertation was to investigate the influence of the aforementioned factors on plantar pressure distribution in tennis.

Methods: In Study I, concurrent validity, and test-retest reliability of the plantar pressure measurement system (GP MobilData WiFi) were examined in healthy young adults. As part of a scoping review (Study II), an overview of the existing literature regarding stance style, stroke type, and stroke direction for serve and groundstrokes was created, and research gaps were identified. Additionally, three cross-sectional studies were conducted to compare plantar pressure distribution between forehand and backhand strokes (Study III), open and neutral stance styles (Study IV), and topspin and slice strokes (Study V) with increasing post-impact ball speed in healthy female elite tennis players.

Results: Study I revealed excellent concurrent validity ( $ICC > 0.75$ ) for the plantar pressure insoles of the GP MobilData WiFi system. Yet, the insoles underestimated (mean bias: -4.41 to -37.15%) the values of the force plate (gold standard). Regarding test-retest reliability, there was excellent agreement for most parameters ( $ICC: 0.74 - 0.98$ ), the SEM values were relatively low, and most of the  $MDC_{95\%}$  values were below 5%.

The literature search (Study II) identified  $N = 899$  records, of which 23 met the inclusion criteria and were included in the review. A total of 229 participants aged 18 to 62 years participated in the studies. The studies revealed varying results, ranging from significantly lower or higher values to no significant differences in the comparisons regarding stance style, stroke type, and stroke direction for serves and groundstrokes. This heterogeneity could be attributed to differences in methodology, such as players' age (18 – 62 years), sex (men only or mixed gender groups), performance level (recreational, intermediate, professional), the used measurement devices (force plate vs. pressure insoles; motion capture, high-speed video recordings vs. IMU sensors), and the analysed parameters (measured vs. estimated forces).

In Study III, significant ball speed  $\times$  foot dominance interactions were observed, irrespective of the stroke type ( $p = .001 - .008$ ;  $\eta_p^2 = .01 - .08$ ). For the forehand stroke, post-hoc analyses revealed significantly increased (dominant foot) and decreased (non-dominant foot) pressure values when ball speed increased from 100 km/h to  $v_{\max}$ . For the backhand stroke, post-hoc analyses showed significantly decreased pressure values (dominant and non-dominant foot) when ball speed increased from 100 km/h to  $v_{\max}$ . No further significant differences were observed between other speed levels.

In Study IV, significant stance style  $\times$  foot dominance interactions were evident (all  $p .020 - .032$ ;  $\eta_p^2 = .33 - .29$ ). Post-hoc analysis indicated significantly larger maximal and mean forces during the open compared to the square stance for the dominant foot, but not for the non-dominant foot. Additionally, the interaction of ball speed  $\times$  stance style  $\times$  foot dominance reached significance ( $p = .041$ ;  $\eta_p^2 = .18$ ). Post-hoc analyses revealed significantly increased/decreased mean forces in the dominant/non-dominant foot during the square, but not during the open stance when ball speed increased.

Study V showed a significant interaction effect of ball speed  $\times$  foot dominance ( $p = .001$ ;  $\eta_p^2 = .31$ ). Post-hoc analyses indicated significantly larger mean forces during topspin compared to slice strokes for the dominant foot, but significantly lower values for the non-dominant foot. Additionally, with increasing ball speed in topspin strokes, significant increases in mean force were observed in both feet, but only in the dominant foot for slice strokes.

Conclusions: The results suggest that the plantar pressure insoles of the GP MobilData WiFi system provide valid and reliable measurements. The literature review on biomechanical differences in various stroke configurations revealed varying results, which can likely be attributed to differences in the applied methodology. During the backhand stroke, the non-dominant foot and, during the forehand stroke, the dominant foot appear to be particularly relevant for force development. The open stance resulted in higher plantar pressure values compared to the neutral stance. Larger values (open stance) and speed-adjusted values (neutral stance) suggest different advantages for each stance style. The influence of stroke type (topspin vs. slice) on plantar pressure appears to be minimal due to the lack of significant differences. Overall, the results suggest that plantar pressure changes due to an increase in post-impact ball speed.

*Keywords:* Racket sport, lower extremity, pressure-detecting insoles, biomechanics, ball velocity, stroke type, stance style, stroke technique

# 1 Einleitung

Das folgende Kapitel stellt das Forschungsproblem, welches die Grundlage dieser kumulativen Dissertation bildet, dar. Im Weiteren wird die Zielstellung erläutert und ein Überblick über die Studien, welche im Rahmen dieser Arbeit durchgeführt wurden, gegeben.

## 1.1 Problemstellung

Grundlinienschläge (d. h. Vor- und Rückhand) werden in einem Tennismatch am häufigsten gespielt [1]. Das Erreichen hoher Schlaggeschwindigkeiten bei den Grundlinienschlägen gilt als leistungsentscheidender Faktor [2]. Die Hauptaktion der Schlagbewegung bezieht sich auf den Schlagarm und den Schlägerkopf. Sie beschreibt die Schlägerbewegung rund um den Treffpunkt und ist maßgeblich für den Schlagerfolg verantwortlich. Zudem spielen verschiedene Hilfsaktionen (z. B. Aushol- und Ausgleichsbewegungen, Körper- und Beinarbeit) für das Erreichen hoher Schlaggeschwindigkeiten eine bedeutende Rolle [3]. Die Schlagausführung im Gesamten erfordert das Umsetzen von kraftvollen Bewegungen in einer komplexen kinematischen Kette [4, 5]. Elliott et al. [6] identifizierten eine Bewegungsabfolge mittels Ansteigen der Körpersegmentgeschwindigkeiten von den Knien mit dem Abdruckimpuls über Hüfte, Schulter, Ellenbogen, Handgelenk und Schlägerkopf. Diese sichtbaren kinematischen Veränderungen resultieren aus verschiedenen Kräften, die während der Schlagbewegung wirken. 50 - 60 % der Energie dieser kinetischen Kette werden in den unteren Extremitäten (z. B. Hüfte und Beine) und dem Rumpf generiert und über die oberen Extremitäten (z. B. Arme und Handgelenke) zum Schläger transferiert [7]. Neben der Generierung von hohen Kräften sind die unteren Extremitäten auch für die Bewegungskontrolle verantwortlich [8]. Im Konkreten kommt den unteren Extremitäten bei der Erhaltung und Wiederherstellung des Gleichgewichts während bzw. nach der Schlagbewegung eine hohe Bedeutung zu [9]. Dies hebt die Wichtigkeit hervor, die Bodenreaktionskraft bei der Schlagbewegung optimal auszunutzen. Zudem zeigten Studien, dass ein erhöhter Einsatz der unteren Extremitäten zu höheren Rotationsgeschwindigkeiten im Rumpf und in der oberen Extremität führt und somit höhere Schlaggeschwindigkeiten erzielt werden [10, 11]. Durch einen kraftvollen Abdruckimpuls der Beine können zudem Belastungen auf die obere Extremität reduziert und Überlastungsverletzungen vorgebeugt werden [8]. Bisherige Forschungsarbeiten haben sich wenig auf die Quantifizierung des Abdruckimpuls fokussiert. Damit in diesem Kontext Empfehlungen für die Trainingspraxis zur Leistungssteigerung und Verletzungsprävention formuliert werden können, sind umfangreichere Analysen notwendig.

Infolge variabler Spielsituationen und in Abhängigkeit des taktischen Ziels werden Grundlinienschläge in verschiedenen Schlagtypen (d. h. Vor- und Rückhand), Schlagstellungen (d. h. geschlossen, neutral, halboffen und offen) und Schlagarten (d. h. Topspin oder Slice) ausgeführt [12]. Zudem kann die Spielsituation (z. B. Schläge unter Zeitdruck, Geschwindigkeitsvariation) das Ausführen von submaximalen Grundlinienschlägen erfordern [13]. Studien [13–15] zeigten, dass eine Zunahme der Schlaggeschwindigkeit<sup>2</sup> kinetische, kinematische und elektromyographische Veränderungen bewirken (z. B. Anstieg der horizontalen Bodenreaktionskraft, Erhöhung der Gelenkwinkelgeschwindigkeiten von Handgelenksflexion, Ellenbogenflexion und Rumpfrotation, frühere Aktivierung des m. erector spinae und m. biceps brachii). Bislang jedoch wenig erforscht ist die Frage, welche biomechanischen Veränderungen in den zuvor genannten Schlagaussprägungen bei zunehmender Schlaggeschwindigkeit auftreten.

Biomechanische Analysen der unterschiedlichen Schlagaussprägungen im Tennis basieren vorwiegend auf kinematischen Untersuchungen [16–19], ergänzt durch ausgewählte kinetische [20, 21] und elektromyographische Studien [22]. Aufgrund der hohen Bedeutung des Abdruckimpulses und der variierenden Positionierung der Füße in den verschiedenen Schlagstellungen bei Grundlinienschlägen, erscheint eine detailliertere kinetische Analyse in diesem Zusammenhang angebracht. Mehrere Untersuchungen betrachteten bereits verschiedene Schlagstellungen für den Aufschlag [11, 23, 24]. Studien der Grundlinienschläge sind in Bezug auf die Quantifizierung der Bodenreaktionskraft des dominanten Fußes limitiert [20, 21]. Zusätzlich fehlen im Tennis kinetische Untersuchungen der Grundlinienschläge bei verschiedenen Schlagaussprägungen, die beide Füße getrennt voneinander betrachten.

Damit ein hoher Erkenntnistransfer für die Trainingspraxis ermöglicht werden kann, erscheint es sinnvoll, Feldstudien durchzuführen. Die Mehrzahl der bisherigen kinetischen Untersuchungen zu Grundlinienschlägen [15, 20, 21, 25] wurde jedoch in einer Laborumgebung realisiert. Folglich ist eine Übertragung der Ergebnisse in das Spielgeschehen nur eingeschränkt möglich. Eine vorstellbare Messmethode stellt der Einsatz flexibler Druckmesssohlen dar. Diese ermöglichen die Quantifizierung des plantaren Drucks unter Feldbedingungen. Für diverse Messsysteme (z. B. Insole3 System, PedarX Mobil System, OpenGo) wurde die Validität und Reliabilität bereits nachgewiesen [26–29]. Aufgrund ihrer geringen Masse sind diese Systeme portabel und stellen eine hohe Bewegungsfreiheit der Sportlerinnen und Sportlern sicher [30]. Damit ein

---

<sup>2</sup> Der Begriff „Schlaggeschwindigkeit“ wird in dieser Dissertation synonym zu Ballgeschwindigkeit verwendet. Gemeint ist die Geschwindigkeit des Balles nach Verlassen der Schlägerfläche (engl. post-impact ball speed).

höchstmöglicher Erkenntnisgewinn für die Trainingspraxis von Spielerinnen und Spielern umsetzbar wird, erscheint der Einsatz flexibler Messsohlen zur Erfassung des plantaren Drucks als zweckmäßig.

Bei verschiedenen taktischen Absichten (z. B. Änderung der Schlagrichtung, Tempowechsel, Variation des Dralls) ist während des Spiels regelmäßig eine Schlagausführung mit submaximaler Ballgeschwindigkeit notwendig. Hierbei verändern sich die Bewegungsabläufe gegenüber der Erzielung maximaler Schlaggeschwindigkeiten [13, 15]. Bislang ist unbekannt, inwiefern Schlagtyp, Schlagstellung und Schlagart die plantaren Druckkennwerte bei zunehmender Schlaggeschwindigkeit beeinflussen. Aus diesem Grund ist das Ziel dieser kumulativen Dissertation, die zuvor genannten Einflussfaktoren auf die plantare Druckverteilung im Tennis zu untersuchen. Durch ein vertieftes Verständnis der Kinetik der verschiedenen Schlagtechniken können Informationen zur optimalen Nutzung der Bodenreaktionskraft gewonnen und daraus Ableitungen für das Training getroffen werden.

### **1.2 Zielstellungen**

Insgesamt verfolgte die kumulative Dissertation folgende drei Zielstellungen:

- Überprüfung der Konvergenzvalidität und der Test-Retest Reliabilität der Druckmesssohlen des GP MobilData WiFi Systems.
- Identifikation von Unterschieden in biomechanischen Parametern zwischen verschiedenen Aufschlag- und Grundlinienschlagtechniken im Tennis.
- Untersuchung des Einflusses einer zunehmenden Schlaggeschwindigkeit auf die plantare Druckverteilung in Abhängigkeit des Schlagtyps (d. h. Vor- und Rückhandschlag), der Schlagstellung (d. h. offene und neutrale Stellung) und der Schlagart (d. h. Topspinschläge und Sliceschläge) bei Grundlinienschlägen.

Zur Umsetzung dieser Ziele wurden eine methodische Studie [31], ein systematisches Scoping-Review [32] und drei Querschnittsstudien [33–35] durchgeführt.

Studie I: Methodische Studie

**Lambrich, J.,** Hagen, M., Schwiertz, G., and Muehlbauer, T. (2023). Concurrent validity and test-retest reliability of pressure-detecting insoles for static and dynamic movements in healthy young adults. *Sensors (Basel)* 23. doi: 10.3390/s23104913. [31]

Studie II: Systematisches Scoping-Review

**Lambrich, J.,** and Muehlbauer, T. (2023). Biomechanical analyses of different serve and groundstroke techniques in tennis: A systematic scoping review. *PLoS One* 18, e0290320. doi: 10.1371/journal.pone.0290320. [32]

Studien III–V: Querschnittsstudien

**Lambrich, J.,** and Muehlbauer, T. (2023). Plantar pressure is changed to increase post-impact ball speed during longline forehand and backhand groundstroke in elite female tennis players. *Front. Sports Act. Living* 5, 1165628. doi: 10.3389/fspor.2023.1165628. [33]

**Lambrich, J.,** and Muehlbauer, T. (2024). The role of increased post-impact ball speed on plantar pressure during open and square stance groundstrokes in female tennis players. *BMC Sports Sci Med Rehabil* 16, 129. doi: 10.1186/s13102-024-00919-0 [34]

**Lambrich, J.,** and Muehlbauer, T. (2023). The role of increased post-impact ball speed on plantar pressure during topspin and slice longline forehand groundstrokes in female tennis players. *BMC Res. Notes* 16, 330. doi: 10.1186/s13104-023-06614-6. [35]

## 2 Theoretischer Hintergrund

Im folgenden Kapitel wird ein kurzer Überblick über die Theorie gegeben, die dieser kumulativen Dissertation zugrunde liegt. Zunächst werden die Grundlagen der Sportart Tennis und die Biomechanik der Schlagbewegung präsentiert. Zudem werden relevante Definitionen zur Sportart bereitgestellt. Abschließend wird die Pedographie mit den verschiedenen Messmethoden und Einsatzmöglichkeiten vorgestellt.

### 2.1 Spiel- und Leistungsstruktur im Tennis

Tennis ist eine Sportsportart und wird den Rückschlagspielen zugeordnet [36]. Durch die Weiterentwicklung von Materialien und durch neue Trainingsmethoden ist aus dem hauptsächlich taktisch geprägten Spiel eine körperbetonte Sportart mit stetig steigenden (Schlag-) Geschwindigkeiten geworden [37]. Die Spielstruktur zeichnet sich durch kurze, intensive Belastungen (4 – 10 s), kurze Sprints (8 – 15 m) und mehrere Richtungswechsel aus, die von kurzen Pausen (10 – 20 s) und etwas längeren Auszeiten beim Seitenwechsel (60 – 90 s) unterbrochen werden. Ein Spiel erstreckt sich über einen Zeitraum von durchschnittlich 80 – 120 min (in Ausnahmefällen auch deutlich länger). Dieses Muster stellt ein komplexes Anforderungsprofil an die physische Leistungsfähigkeit der Spielerinnen und Spieler [37–41]. Demnach sind verschiedene Komponenten der motorischen Fitness (z. B. Schnelligkeit, Gewandtheit, Explosivkraft der unteren Extremitäten, tennisspezifische Ausdauer) relevant [2]. Aufgrund der Alleinverantwortlichkeit und der speziellen Zählweise (kein Unentschieden / keine Zeitbegrenzung) besteht auch eine hohe psychische Belastung für die Spielerinnen und Spieler [38, 42].

Neben hohen körperlichen und psychischen Anforderungen müssen die Spielerinnen und Spieler vor allem variable Schlagtechniken beherrschen, die relevant für den Erfolg im Tennis sind (vgl. Abbildung 1). Das Grundlinienspiel mit Vor- und Rückhandtopspinschlägen dominiert in den meisten Situationen mit ca. 60 % der Schläge. Aufschlag und Return nehmen ungefähr 30 % des Spieles ein [43]. Seltener werden Sliceschläge, Volleys und Halbvolleys sowie Überkoppschläge eingesetzt [44].

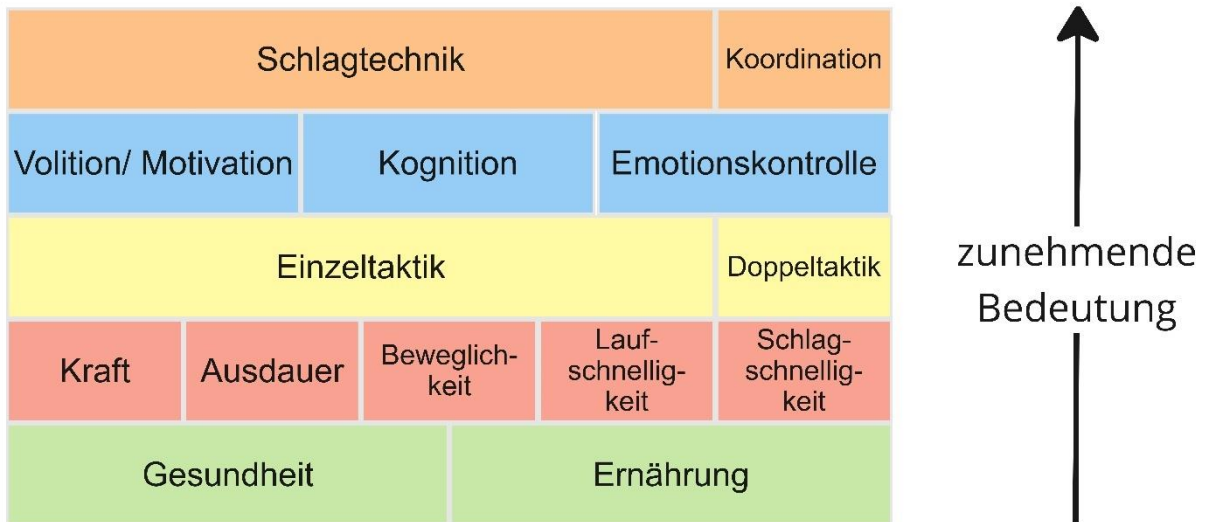


Abbildung 1: Leistungsstruktur im Tennis (mod. nach Ferrauti, Maier und Weber [42]).

## 2.2 Biomechanik im Tennis

Insbesondere im Techniktraining und der Bewertung von Bewegungsabläufen findet die Biomechanik im Tennis eine hohe Bedeutung [45]. Unter der Technik wird im Tennis die Gesamtheit aller Bewegungsmuster zusammengefasst, die zur Schlagausführung notwendig sind [3]. Die Schlagtechnik ist ein entscheidender leistungslimitierender Faktor (vgl. Abbildung 1) [42].

### 2.2.1 Schlagtechnik

„Unter sportlicher Technik versteht man das meist in der Praxis entwickelte Verfahren, eine bestimmte Bewegungsaufgabe auf möglichst zweckmäßige und ökonomische Weise zu lösen“ (S. 795) [46]. Eine Technik weist in der Regel ein gewisses Maß an Individualität auf [47]. Die Schlagtechnik sollte immer auf das biomechanische Ideal ausgelegt sein [45]. Grundsätzlich dient die Schlagtechnik dazu, eine Bewegungsaufgabe zu lösen [9]. Abbildung 2 zeigt die Entwicklungsstufen einer Schlagtechnik im Tennis. Das Ziel des Technikerwerbstrainings ist das Erlernen einer grundlegenden Struktur und einer konstanten Ausführung des Schlages. Hierbei soll aus Standardsituationen ein festgelegter Schlag ausgeführt werden [42, 48]. Im Rahmen des Technikanwendungstrainings liegt der Fokus auf der variablen und situativen Schlagausführung. Die Schlagtechnik soll in verschiedenen taktischen Situationen eingesetzt werden. Durch ein Überlernen, wird die Technik stabilisiert mit dem Ziel einer erhöhten und Automatisierung [48, 49]. Im Technikentwicklungstraining kommen zusätzliche Methoden (z. B. Einbindung von Koordinations-, Schnelligkeits- und Kraft- in das Techniktraining) zum Einsatz, damit die Technik durch Umlernen angepasst und weiter optimiert wird. Dadurch wird sie resistenter gegenüber dem Gegnereinfluss und konditionellen Belastungen [3, 47, 49].



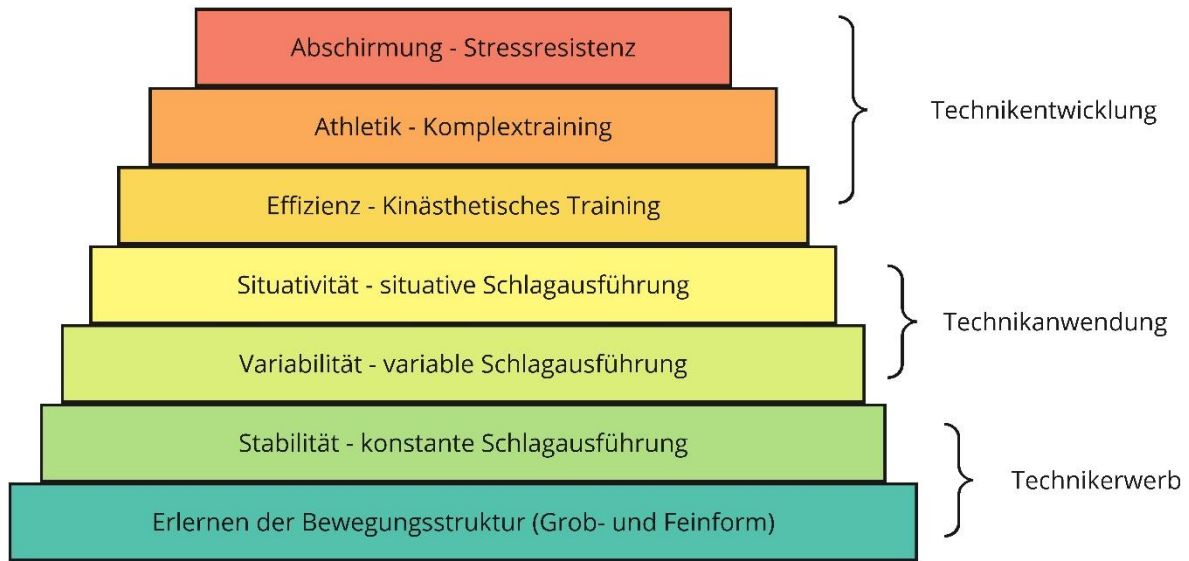


Abbildung 2: Anforderungsebenen der Technikentwicklung (mod. nach Lehrplan des DTB [3] und Ferrauti, Maier und Weber [42]).

### 2.2.2 Bedeutung der unteren Extremitäten im Tennis

Die unteren Extremitäten sind im Tennis von hoher Bedeutung, da sie für verschiedene Aufgaben verantwortlich sind und den Schlagerfolg beeinflussen [50]. Im Konkreten sind die unteren Extremitäten für die Schlagvorbereitung, die Laufarbeit zum Ball und die Beinarbeit während und nach der Schlagausführung relevant [50]. In der Schlagvorbereitung wird der sog. Split-Step<sup>3</sup> ausgeführt, gefolgt von einer schnellen Einleitung der Laufbewegung in verschiedene Richtungen [51]. Durch den Split-Step in Kombination mit Anforderungen an die Antizipations- und Reaktionsschnelligkeit wird es den Spielerinnen und Spielern möglich, früher eine geeignete Schlagposition einzunehmen und somit eine höhere Schlagauswahl zu erreichen sowie druckvollere Schläge zu generieren [52, 53]. Für den Erfolg im Tennis müssen diese Bewegungen in verschiedene Richtungen über einen langen Zeitraum aufrecht erhalten werden, ohne dass die Athletinnen und Athleten die Körperkontrolle oder das Gleichgewicht verlieren [52]. Die Schnelligkeit und die Art der Bewegungen auf dem Platz entscheiden auch darüber, welche Schlagstellung (d. h. offen, halboffen, neutral, geschlossen) die Sportlerinnen und Sportler wählen [53].

Zum Zeitpunkt der Schlagausführung sind die Beine durch die Positionierung in einer der Schlagstellungen für die Erhaltung des Gleichgewichts verantwortlich. Während der Bewegung sorgen sie für die Einleitung der Schlagbewegung durch den Abdruckimpuls. Die Beine

<sup>3</sup> Der Split-Step ist ein flacher Vertikalsprung. Er hat zum Ziel, die Muskulatur vorzudehnen und eine Laufbewegung in alle Richtungen des Platzes zu ermöglichen [50].

realisieren in diesem Zusammenhang eine effektive Ausnutzung der Bodenreaktionskraft. Dies ist für das Erreichen hoher Schlaggeschwindigkeiten essenziell [52, 54]. Im Anschluss an die Schlagauführung dient eine gute Beinarbeit dem Abbremsen der Bewegungen und dem Zurückbewegen in die Ausgangsposition, um den Platz optimal abzudecken [50]. Um diese Ziele zu erreichen, ist eine hohe Explosivkraft der unteren Extremitäten essenziell. Darüber hinaus erweisen sich ausgeprägte Agilität, Schnelligkeit und Koordination als unentbehrlich [2, 37, 55].

### 2.2.3 Biomechanik der Grundlinienschläge

Grundlinienschläge finden in einem Matchverlauf am häufigsten Anwendung [56]. Dabei kommt der Vorhandschlag zumeist häufiger zum Einsatz als der Rückhandschlag [44, 56]. Auch die Schlaggeschwindigkeit bei Vorhandschlägen ist in der Regel höher als beim Rückhandschlag [17]. Um hohe Schlaggeschwindigkeiten erzeugen zu können, sind zwei Faktoren von besonderer Bedeutung: a) die Geschwindigkeit des ankommenden Balls und b) die Schlägergeschwindigkeit. Um eine hohe Schlägergeschwindigkeit erreichen zu können, ist eine Technik unter Berücksichtigung biomechanischer Aspekte unerlässlich [56].

Im Tennis wird bei der Schlagbewegung zwischen der Hauptaktion und den Hilfsaktionen unterschieden (vgl. Abbildung 3). Die Hauptaktion beschreibt die Schlägerbewegung ab ca. 1 m bis 0,5 m vor dem Treffpunkt bis zum Ballkontakt. Diese Bewegung bestimmt hauptsächlich die Flugbahn des Balles und unterscheidet sich bei den verschiedenen Schlagarten in ihrer Richtung. Sie resultiert in verschiedenen Ballrotationsrichtungen (vgl. Abschnitt 2.2.5) [3]. Die Hilfsaktionen unterstützen einen optimalen Treffpunkt. Zu den Hilfsaktionen gehören z.B. Aushol-, Ausschwing- und Ausgleichsbewegungen sowie Körper- und Beinarbeit. Zudem sind individuelle Elemente (insb. bei den Hilfsaktionen wie Aushol- oder Ausschwingphase) enthalten [3].

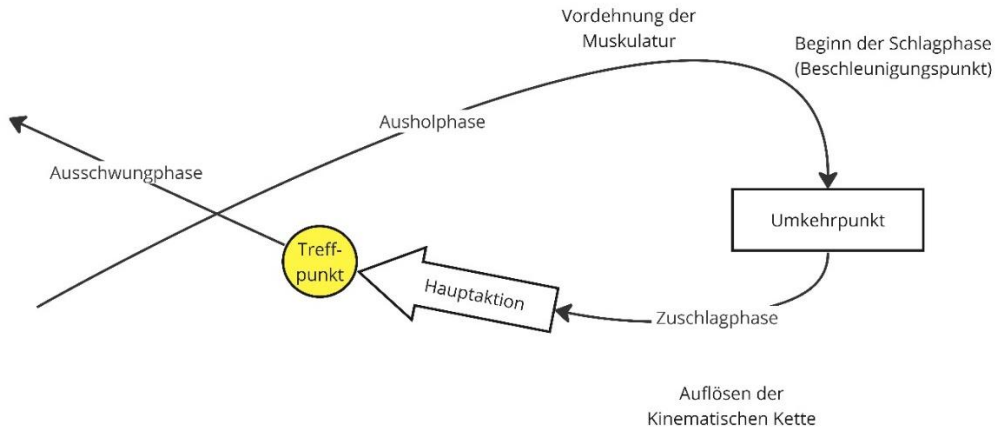


Abbildung 3: Schematische Darstellung der Schlagbewegung (mod. nach Lehrplan des DTB [57]).

Der Schlagauführung liegt im Tennis, durch die Kombination aus Hauptaktion und Hilfsaktionen, eine komplexe kinetische Kette zu Grunde, bei der mehrere Körperteile koordiniert werden müssen (vgl. Abbildung 4) [4–7]. Mit steigendem Leistungsniveau werden mehr Freiheitsgrade und somit mehr Elemente der kinetischen Kette in die Bewegung integriert (z. B. Intensivierung der Beinarbeit bei höherem Leistungsniveau) [58].

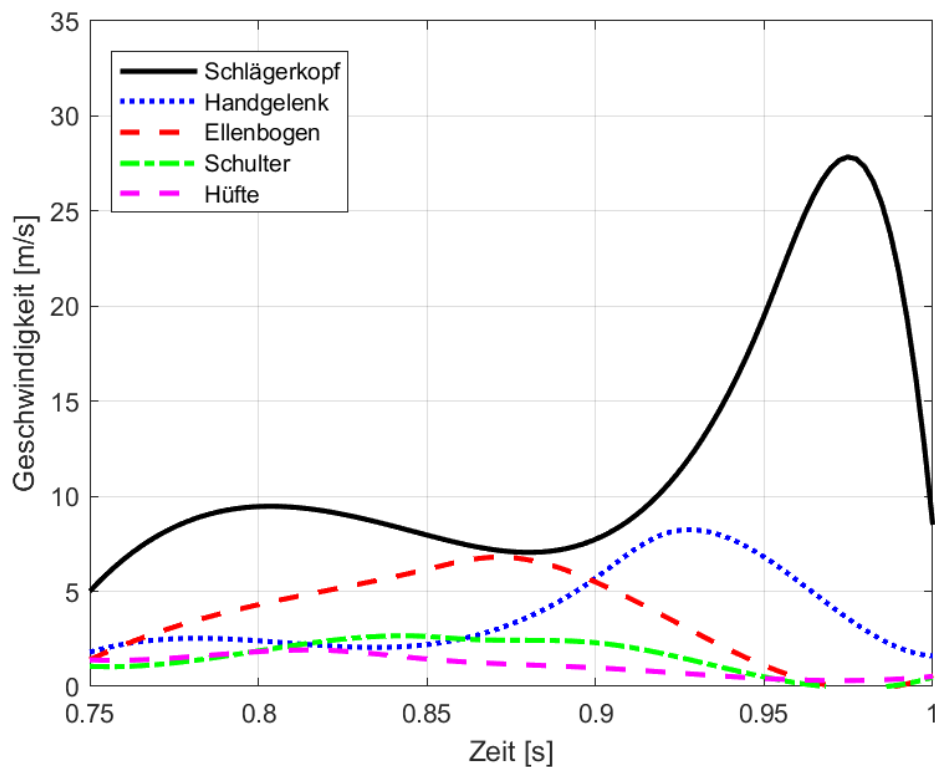


Abbildung 4: Die resultierenden linearen Geschwindigkeiten der Hüfte, der Schulter, des Ellenbogens, des Handgelenks und des Schlägers ab Beginn des Abdruckimpulses (mod. nach Elliott et al. [6]).

Im Allgemeinen wird die Schlagauführung in die Aushol- und die Zuschlagphase unterteilt [56, 59]. Die Ausholphase dient der Vordehnung der Muskulatur, um bei der Auflösung den

Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus optimal ausnutzen zu können [60]. Die Ausholphase beginnt mit der Rotation von Schulter, Rumpf und Hüfte (vgl. Abbildung 5). Die Rotation der Schulter muss für eine optimale Muskelvordehnung größer als die Rotation der Hüfte sein [4]. Arm und Schläger werden zurückgeführt, während der Körperschwerpunkt abgesenkt wird [56].

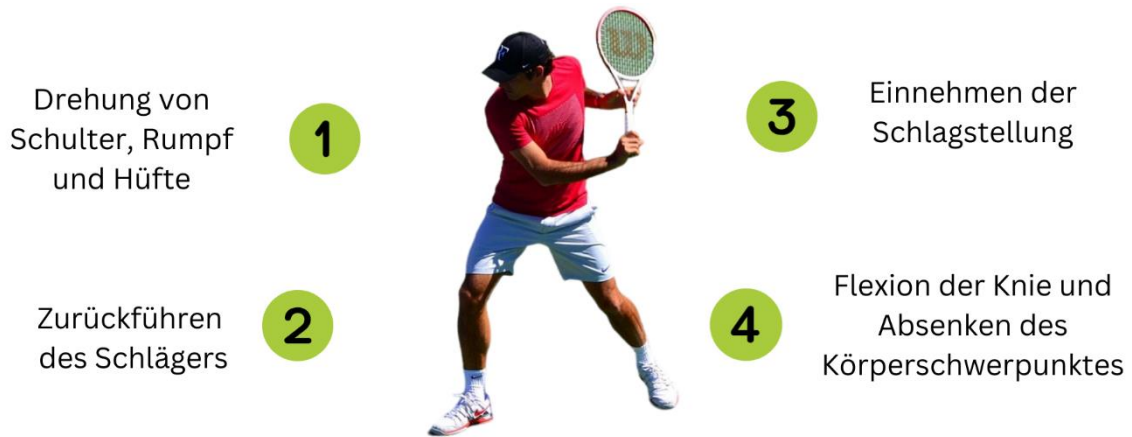


Abbildung 5: Teilimpulse während der Ausholbewegung beim Grundlinienschlag.

Die Zuschlagphase beginnt mit dem Abdruckimpuls und der Extension der Knie, wobei das rechte Bein (bei der Vorhand von Rechtshändern) als Stemmbein eine große Bedeutung für die kinetische Kette und Schlagproduktion hat (vgl. Abbildung 6). Nach Kibler [7] werden 51 % der kinetischen Energie und 54 % der benötigten Kraft aus den Beinen und dem Rumpf gewonnen. Hieraus wird die Rotation der Hüfte und des Rumpfes eingeleitet, bevor die Schulter mit dem Schläger nach vorne rotiert wird. Die Schlagbewegung endet mit der Extension des Ellenbogens und des Handgelenks [56]. Damit hohe Schlaggeschwindigkeiten möglich sind, ist eine optimale Koordination aller Teilimpulse notwendig [60]. Bis zu 50 % der Energie kann verloren gehen, wenn diese Koordination nicht optimal erfolgt [54].



Abbildung 6: Teilimpulse während der Zuschlagphase beim Grundlinienschlag.

## 2.2.4 Schlagstellungen im Tennis

### 2.2.4.1 Schlagstellungen beim Aufschlag

Für die Ausführung des Aufschlags wird zwischen zwei Schlagstellungen unterschieden (vgl. Abbildung 7). Bei der *Foot-up* Stellung wird der dominante Fuß während der Ausholphase nach vorne gezogen. Demgegenüber bleibt – während der Ausführung der *Foot-back* Stellung – der dominante Fuß in der Ausgangsposition stehen [50]. Während der French Open 2007 Renault untersuchte die Schlagstellungen im Aufschlag [61]. Die Ergebnisse zeigten, dass 72,4 % der Spieler die *Foot-up* Stellung verwendeten. Ist die Spielanlage eher auf ein offensives Spiel mit *Serve & Volley* ausgelegt, verwendeten 45 % der Spieler die *Foot-back* Stellung, während Grundlinienspieler zu mehr als 80 % die *Foot-up* Stellung favorisierten. Die *Foot-up* Stellung resultiert in einer höheren vertikalen Bodenreaktionskraft, zugleich weist die *Foot-back* Stellung eine höhere horizontale Bodenreaktionskraft auf [23, 58, 62]. Die *Foot-back* Stellung ermöglicht eine kürzere Laufzeit zum Netz, da die Wiederherstellung des Gleichgewichts weniger Zeit in Anspruch nimmt [63]. Die *Foot-up* Stellung resultiert in einer höheren Schlaggeschwindigkeit und größeren Zuschlaghöhe [23, 63, 64]. Verschiedene Studien weisen auf weitere Unterschiede in der Kinetik [11, 24] und Kinematik [23, 65] hin. Diese werden jedoch nicht weiter ausgeführt, da Analysen des Aufschlags nicht Gegenstand der Querschnittstudien III bis V waren.

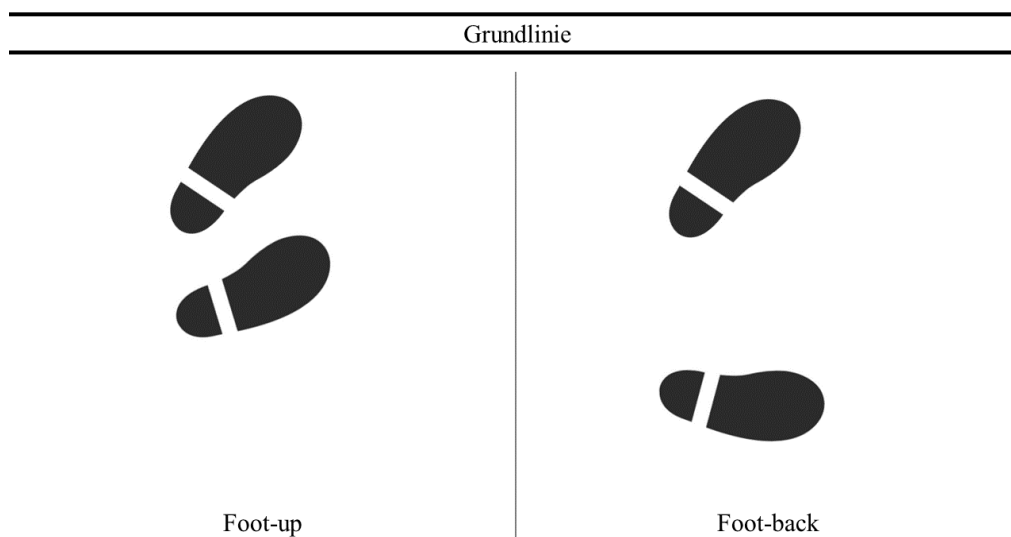


Abbildung 7: Darstellung verschiedener Schlagstellungen beim Aufschlag (mod. nach Knudson [58]).

### 2.2.4.2 Schlagstellungen bei Grundlinienschlägen

Bei der Ausführung von Vor- und Rückhandschlägen gibt es verschiedene Schlagstellungen, die je nach Spielsituation angewendet werden können. Die verschiedenen Schlagstellungen beeinflussen wie der Körper in der Schlagbewegung eingesetzt und wie die Ausgangsposition nach dem Schlag wiederhergestellt wird [58]. In der Regel werden vier Schlagstellungen unterschieden (vgl. Abbildung 8) [12]. Bei einer Ausführung in der *geschlossenen Stellung* stehen die Füße parallel zur Grundlinie und die Hüfte ist orthogonal dazu ausgerichtet. In der *neutralen Stellung* ist der dominante Fuß parallel zur Grundlinie, während der nicht-dominante Fuß in einem 90 Grad Winkel steht. In der *offenen Stellung* verläuft die Hüfte parallel zum Netz bzw. der Grundlinie [12, 56, 58]. Die *halboffene Stellung* fasst alle Positionierungen zwischen der offenen und der neutralen Stellung zusammen. Da sowohl bei Vor- als auch Rückhandschlägen die geschlossene Stellung nur bei Notschlägen (z. B. Schläge unter Zeitdruck) verwendet wird, ist die praktische Relevanz eingeschränkt [58]. In der Wissenschaft wird zumeist zwischen offener und neutraler Stellung unterschieden [19–22, 66–68]. Die Begrifflichkeiten geschlossene Stellung und neutrale Stellung werden teilweise synonym verwendet [17].

Die verschiedenen Schlagstellungen unterscheiden sich sowohl in biomechanischer als auch in taktischer Hinsicht. In Bezug auf die Schlaggeschwindigkeit zeigen Studien [17, 66, 68] höhere Werte für die neutrale gegenüber der offenen Stellung. Grundsätzlich gilt, dass eine Schlagstellung in die Richtung am stabilsten ist, in der die Standfläche am breitesten ist. Außerdem ist eine Bewegung in die Richtung am schnellsten möglich, in der die Standfläche am schmalsten ist. So ist eine Bewegung zum Netz aus der geschlossenen oder neutralen Position schneller möglich als aus der offenen Stellung. Die Zeit zurück zur Platzmitte ist demzufolge aus der offenen Stellung kürzer [58, 69]. Auch wenn alle Schlagstellungen eine Kombination aus linearem Moment und Rotationsmoment ausnutzen, scheint in der neutralen Stellung eher das lineare Moment und in der offenen Stellung eher das Rotationsmoment Anwendung zu finden [58]. Ein Vorteil der neutralen Stellung ist es, dass die Körpermasse durch den Abdruckimpuls in Schlagrichtung transferiert werden kann und somit mehr Kraft in den Schlag übergeht [69]. Dies kann auch in einer höheren Schlaggenauigkeit resultieren [9, 58].

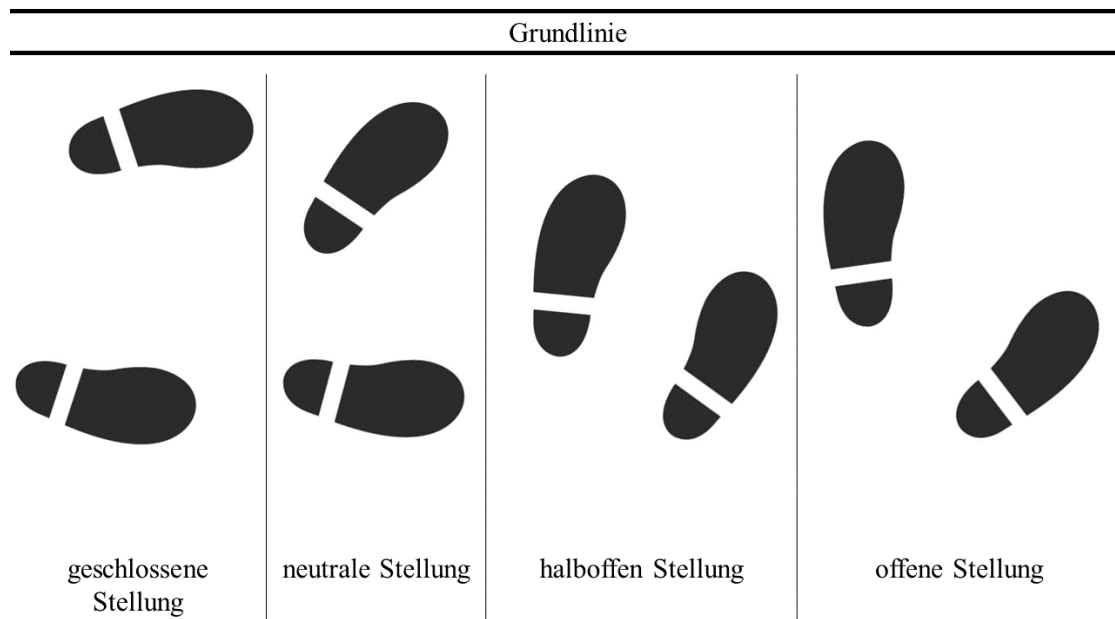


Abbildung 8: Darstellung verschiedener Schlagstellungen beim Vorhandschlag (mod. nach Knudson [58]).

Bei der Ausführung von Rückhandschlägen gibt es Unterschiede in der Wahl der Schlagstellung gegenüber dem Vorhandgrundlinienschlag. So wird bei dem einhändigen Rückhandschlag die neutrale Schlagstellung bevorzugt, um das lineare Moment optimal auszunutzen. Auch beim beidhändigen Rückhandschlag scheint die offene und die halboffene Stellung aufgrund der reduzierten Möglichkeit der Rumpffrotation aus biomechanischer Sicht nicht optimal, sodass auch hier eine neutrale Stellung zu präferieren ist [58].

## 2.2.5 Schlagarten im Tennis

### 2.2.5.1 Aufschlagarten

Beim Aufschlag werden drei Schlagarten unterschieden: a) „gerader“ Aufschlag bzw. Flat<sup>4</sup>- oder Power-Aufschlag (mäßiger Vorwärtsdrall), b) Kick / Topspin / Twist (Ball mit extremem Vorwärts- und etwas Seitwärtsdrall) und c) Slice (Ball mit viel Vorwärts- und ausgeprägtem Seitwärtsdrall) [70–72].

Der Flataufschlag findet hauptsächlich beim ersten Aufschlag Anwendung, während die Varianten des Kick- und Sliceaufschlags zumeist für den zweiten Aufschlag verwendet werden. Die Ballgeschwindigkeit ist beim Flataufschlag am größten. Der Sliceaufschlag erreicht noch ca. 70 – 80 % der Maximalgeschwindigkeit [58]. Die Schlägerkopfgeschwindigkeit ist bei allen Varianten ähnlich, lediglich die Geschwindigkeitsanteile zwischen horizontaler, vertikaler und

<sup>4</sup> Im Folgenden wird für den geraden Aufschlag bzw. den Vor- oder Rückhandgrundlinienschlag ohne Spin der Begriff „Flat“ verwendet.



lateralen Komponente variieren [73, 74]. Die Veränderung der Schlägerkopfbewegung führt zu einer Rotationsänderung des Balles und in dessen Folge auch zu einem veränderten Flug- und Absprungsverhalten. Gegenüber dem Flataufschlag weist der Kickaufschlag aufgrund der höheren Flugbahn und des Dralls einen höheren Absprung auf. Der Sliceaufschlag resultiert in einem flachen Absprung nach links (bei Rechtshändern) [70].

### 2.2.5.2 Grundlinienschlagarten

Im Allgemeinen werden bei Grundlinienschlägen drei Schlagarten unterschieden: a) kein Spin<sup>5</sup> (Flat), b) Topspinschlag (Ball mit Vorwärtsdrall<sup>6</sup>) und c) Sliceschlag (Ball mit Rückwärtsdrall). Aufgrund der verschiedenen Richtungen in der Hauptaktion verändert sich die Rotation des Balles. Die Drallarten beeinflussen neben der Flugkurve auch das Absprungsverhalten des Balles (vgl. Abbildung 9) [58, 71]. Früher fanden hauptsächlich Schläge ohne Drall (bzw. mit wenig Drall) Anwendung. Die Einführung von Topspin- und Sliceschlägen, aufgrund der Fortschritte bei Schläger- und Saitenmaterial, veränderte die Taktik im modernen Tennis grundlegend [16, 75, 76].

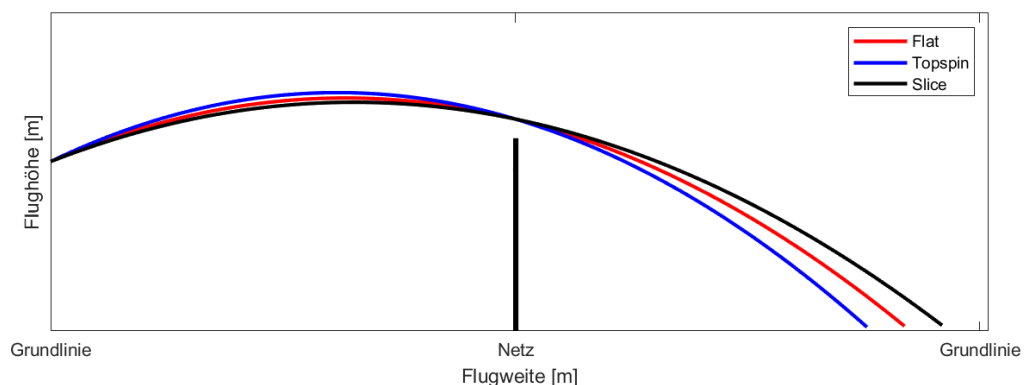


Abbildung 9: Ballflugkurve für Flatschlag (rot), Topspinschlag (blau), Sliceschlag (schwarz) bei gleicher Flughöhe über das Netz (mod. nach Brody [77])

Durch die Veränderung der Schlägerkopfbewegung beim Topspin- und Slicegrundschlag gegenüber dem Flatgrundschlag [18], erhält der Ball einen Vorwärts- bzw. Rückwärtsdrall (vgl. Abbildung 10). Der Flatvorhandschlag verfolgt eine Aufwärtsbewegung im Bereich von 10 bis 40 Grad zur Horizontalen, während beim Topspinschlag die Bewegung zwischen 35 und 50 Grad zur Horizontalen verläuft. Die Schlägerkopfbewegung beim Sliceschlag verläuft in einer 10 bis 40 Grad zur Horizontalen geneigten Abwärtsbewegung. Durch die

<sup>5</sup> Da für einen Schlag ohne Drall der Schläger exakt horizontal gegen den Ball geschwungen werden muss, ist dies in der Praxis nur selten möglich. Daher meint die Bezeichnung „ohne Drall“ einen geringen Drall [71].

<sup>6</sup> Topspin- und Sliceschläge weisen stets einen Anteil von Seitwärtsdrall auf. Zur Vereinfachung wird dieser bei der Betrachtung der Grundlinienschläge vernachlässigt [71].

Druckveränderungen infolge der Ballrotation entsteht eine Magnuskraft<sup>7</sup>, die nach unten (Topspin) bzw. nach oben (Slice) wirkt und somit zu einer kürzeren bzw. weiteren Flugweite bei gleicher Schlägergeschwindigkeit gegenüber dem Ball ohne Drall führt [71, 77]. Außerdem ändert sich die Absprunggeschwindigkeit des Balles durch den zusätzlichen Drall. Bei Schlägen mit Vorwärtsdrall springt der Ball höher und mit einer gesteigerten waagerechten Geschwindigkeit ab, was dem Gegenspieler weniger Zeit zur Reaktion ermöglicht. Der Rückwärtsdrall führt zu einem flacheren Absprung des Balls [71]. Topspinschläge sind im heutigen Tennis die beherrschende Schlagart [44]. Durch die kürzere und höhere Flugkurve gilt der Topspinschlag zudem als weniger fehleranfällig [18].

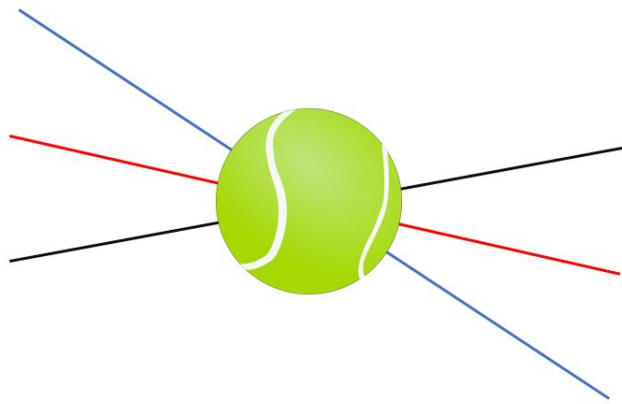


Abbildung 10: Schlägerkopfbewegung (Spielrichtung von rechts nach links) bei den Schlagarten Flatschlag (rot), Topspinschlag (blau), Sliceschlag (schwarz)

---

<sup>7</sup> Die Magnuskraft ist eine aerodynamische Kraft, die bei der Rotation von Körpern durch Luft oder Wasser auftritt. Sie resultiert aus dem Magnuseffekt, der eine Druckdifferenz auf den beiden gegenüberliegenden Seiten des rotierenden Objekts verursacht. Es resultiert eine Abweichung von der Flugbahn [78].

## 2.3 Pedographie

### 2.3.1 Definition und Anwendungsgebiete

Mitternacht und Lampe definieren den Begriff Pedographie wie folgt: „*Die Pedographie ist die Messung der plantaren Druckverteilung an der Fußsohle im Stehen, beim Gehen, barfuß oder im Schuh.*“ (S. 411) [79]. Zur Durchführung einer solchen Messung kommen zwei verschiedene Systeme zum Einsatz. Zum einen werden stationäre Messplattformen verwendet, die für Erhebungen im Barfußstand oder Barfußgang ausgelegt sind. Zum anderen werden mobile Messeinlegesohlen (sog. Druckmesssohlen) verwendet, die sich zwischen Fuß und Schuh oder Einlage befinden. Die Pedographie kommt bei der Herstellung von Einlagen oder Sportschuhen, der Leistungsdiagnostik, der Verletzungsprävention und Rehabilitation, der Krankheitsdiagnose, der Physiotherapie, dem Gleichgewichtstraining sowie bei Ganganalysen zum Einsatz [30, 80]. Da die vorliegende Arbeit auf die Anwendung von Druckmesssohlen abzielt, wird auf eine weitere Beschreibung des stationären Systems verzichtet.

### 2.3.2 Messung mit plantaren Druckmesssohlen

Plantare Druckmesssohlen quantifizieren den Druck, der zwischen dem Fuß und der Schuhsohle auftritt [30]. Die Messsohlen bestehen aus mehreren Sensoren, die jeweils „normale Kraft“<sup>8</sup> zum einzelnen Sensor erfassen [82–84]. Somit resultiert insbesondere beim Fußaufsatz und Abrollvorgang aufgrund der Krafrichtung ein Unterschied im Gang zwischen plantarer Druckverteilung und vertikaler Bodenreaktionskraft [85]. Außerdem sind die Kräfte zwischen Fuß und Sohle bzw. Sohle und Boden unterschiedlich [82, 83, 86]. Dieser Umstand lässt sich auf die Dämpfungseigenschaften der Schuhsohle zurückführen [85].

Die Erhebung der plantaren Druckverteilung mithilfe von Messeinlegesohlen weist gegenüber der Messung mit stationären Systemen einige Vorteile auf. Neben der vergleichsweise kostengünstigen Anschaffung bietet die Datenerhebung höhere Flexibilität aufgrund der Mobilität des Systems. Dadurch besteht die Möglichkeit, Messungen im Feld durchzuführen [28, 30]. Während ältere Systeme noch auf Kabelverbindungen angewiesen sind, funktionieren neue Systeme nahezu kabellos und ermöglichen mehr Bewegungsfreiheit [26].

---

<sup>8</sup> Die „normale Kraft“ ist diejenige Kraft, die senkrecht zur Kontaktfläche wirkt [81].

Die Messung mithilfe von Druckmesssohlen kann durch kapazitive, resistive, piezoelektronische oder piezoresistive Sensoren<sup>9</sup> erfolgen [30]. Damit die Druckmesssohlen bei biomechanischen Messungen zum Einsatz kommen können, müssen die Sensoren verschiedene Anforderungen erfüllen. Zum Beispiel sollte sich zwischen den Sensoren nur ein geringer Abstand befinden, sodass die Messfläche nahezu lückenlos abgedeckt wird. Außerdem muss eine schnelle elektronische Auslesung der einzelnen Sensoren möglich sein, um die Hysterese<sup>10</sup> gering zu halten [88]. Die Sensoren müssen außerdem leicht und dünn sein, um die Flexibilität der Sohlen zu gewährleisten [30].

Durch den Einsatz von Druckmesssohlen wird ein natürlicher Bewegungsablauf gewährleistet, da im Gegensatz zu einer Druckmessplatte keine festgelegte Fläche während der Bewegung berührt werden muss. Außerdem können im Rahmen einer Ganganalyse mehrere Schritte in Folge analysiert werden [30].

### 2.3.3 Pedographie im Tennis

Pedographie mittels plantaren Druckmesssohlen findet im Tennis bereits bei verschiedenen Fragestellungen Anwendung. Hierbei wurde der Einfluss des Spielbelags (z. B. Teppich, Sand) auf Laufbewegungen [89–93] sowie verschiedener Aufschlag- [24, 94, 95] und Grundlinienschlagtechniken [25, 96] analysiert. Im ersten Fall zeigten Ferrauti et al. [92] bei zwölf Tennisspielern (mittleres Alter:  $23,9 \pm 2,5$  Jahre) mit nationaler Rangliste, dass in Abhängigkeit des Spieluntergrundes (d. h. Teppich vs. Sandplatz) bei verschiedenen Bewegungen (z. B. Shuttle Run, Countermovement Jump, Drop Jump) unterschiedliche Belastungen, Laufzeiten und Bewegungsmuster resultieren. Im zweiten Fall wurde die plantare Druckverteilung bei unterschiedlichen Schlagarten [95] und Schlagstellungen [24] in der Aufschlagbewegung erforscht. Mourtzios et al. [95] untersuchten bei 15 jugendlichen Tennisspielerinnen und -spielern (Altersspanne: 10 – 16 Jahre) verschiedene Aufschlagarten (d. h. Slice, Topspin, Flat). Es zeigte sich, dass der dominante gegenüber dem nicht-dominanten Fuß bei allen Aufschlagarten höher ausgeprägte Druckkennwerte aufwies. Außerdem zeigten sich zwischen den Schlagarten variierend ausgeprägte Druckkennwerte in unterschiedlichen Fußzonen (d. h. Vor-, Mittel-, Rückfuß, Zehen). Zudem wiesen Girard et al. [24] bei zehn

---

<sup>9</sup> Die verschiedenen Sensoren wenden unterschiedliche Messverfahren an, um den Druck zu quantifizieren. *Kapazitiv*: Abstandsänderung zwischen zwei elektrischen Platten; *Resistiv*: Verformung einer Widerstandsschicht; *Piezoelektrisch*: piezoelektrische Materialien verformen sich, sodass eine elektrische Ladung entsteht; *Piezoresistiv*: Widerstandsänderung im Material [30].

<sup>10</sup> Eine Hysterese zeichnet sich dadurch aus, dass die Beziehung zwischen Eingabe- und Ausgabesignal eines Systems nicht nur vom aktuellen Zustand, sondern auch von der vorherigen Historie der Eingabe abhängt [87].

Tennispielerinnen und -spielern (mittleres Alter:  $23,8 \pm 6,0$  Jahre) mit International Tennis Number (ITN)  $\geq 3$  verschieden große Druckkennwerte zwischen dem Flat- und Kickaufschlag nach. Außerdem zeigten die Autoren unterschiedlich ausgeprägte Druckkennwerte zwischen den Schlagstellungen Foot-up und Foot-back. Im dritten Fall wurde der Einfluss der Schlagrichtung [96] und der Fußdominanz der offenen Schlagstellung beim Vorhandschlag beleuchtet [25]. Konkret untersuchten Lambrich und Mühlbauer [96] die Auswirkung der Schlagrichtung (longline vs. cross) auf die plantare Druckverteilung bei 39 Spielerinnen und Spielern verschiedener Leistungsniveaus (Fortgeschritten, Mittelklasse, Freizeit). Die Ergebnisse zeigten keine signifikanten Unterschiede in der plantaren Druckverteilung in Abhängigkeit der Schlagrichtung. Jedoch wurden teilweise signifikante Unterschiede in Abhängigkeit des Leistungsniveaus mit höheren Druckwerten bei fortgeschrittenen Spielerinnen und Spielern gegenüber Mittelklasse- und Freizeitpielerinnen und -spielern ermittelt. Zudem wurden signifikant höhere Druckwerte im dominanten gegenüber dem nicht-dominanten Fuß bei Vor- und Rückhandschlägen beobachtet. Eine Untersuchung von Chen et al. [25] befasste sich mit der plantaren Druckverteilung in der offenen Schlagstellung beim Vorhandschlag bei sieben Tennispielerinnen (mittleres Alter:  $22 \pm 2$  Jahre). Die Forscher ermittelten höhere Druckwerte im dominanten gegenüber dem nicht-dominanten Fuß. Daraus wurde abgeleitet, dass der dominante Fuß für die Kraftproduktion verantwortlich ist, während der nicht-dominante Fuß eine stabilisierende Funktion besitzt.

Durch die Anwendung der plantaren Druckmessung im Tennis konnten bereits verschiedene Aspekte analysiert und Forschungslücken reduziert werden. Beispielsweise wurden für den Aufschlag verschieden Einflussfaktoren (z. B. Schlagstellung (d. h. Foot-up oder Foot-back), Schlagart (Flat, Slice, Kick)) identifiziert. Jedoch fehlen weitere Untersuchungen, die die Veränderung des plantaren Drucks bei steigender Schlaggeschwindigkeit in Abhängigkeit verschiedener Einflussfaktoren (z. B. Schlagtyp, Schlagstellung, Schlagart) bei Grundlinienschlägen beleuchten. Spielerinnen und Spieler passen die Schlaggeschwindigkeiten je nach Ziel des Schläges (z. B. Geschwindigkeitsvariation, Schläge unter Zeitdruck) an, woraus Veränderungen im Bewegungsablauf resultieren [13, 15].

### 3 Stand der Forschung und Hypothesen

Das nachfolgende Kapitel beschreibt das Vorhaben dieser kumulativen Dissertation (vgl. Abbildung 11) auf Grundlage der aktuellen Forschung. Konkret sollen Einflussfaktoren (d. h. Schlagtyp, Schlagstellung, Schlagart) auf den plantaren Druck bei ansteigenden Schlaggeschwindigkeiten identifiziert werden. Im Tennis ist eine hohe Schlaggeschwindigkeit für den Erfolg unabdingbar [97, 98]. Um diese zu erreichen, ist eine optimale Ausnutzung der biomechanischen Prinzipien notwendig. Insbesondere sind ein hoher Abdruckimpuls und die Ausnutzung der Bodenreaktionskraft von Bedeutung [7]. Damit eine möglichst praxisbezogene Aussage getroffen werden kann, erscheinen Felduntersuchungen mithilfe von plantaren Druckmesssohlen sinnvoll. Die plantare Druckverteilung wurde im Tennis bereits in Bezug auf verschiedene Fragestellungen untersucht. Insbesondere wurde der plantare Druck bei verschiedenen Spielbelägen [89, 90, 92], Schlagstellungen (d. h. Foot-up vs. Foot-back) [23] und Schlagarten (d. h. Flatschlag vs. Sliceschlag) [24, 95] für den Aufschlag erforscht.

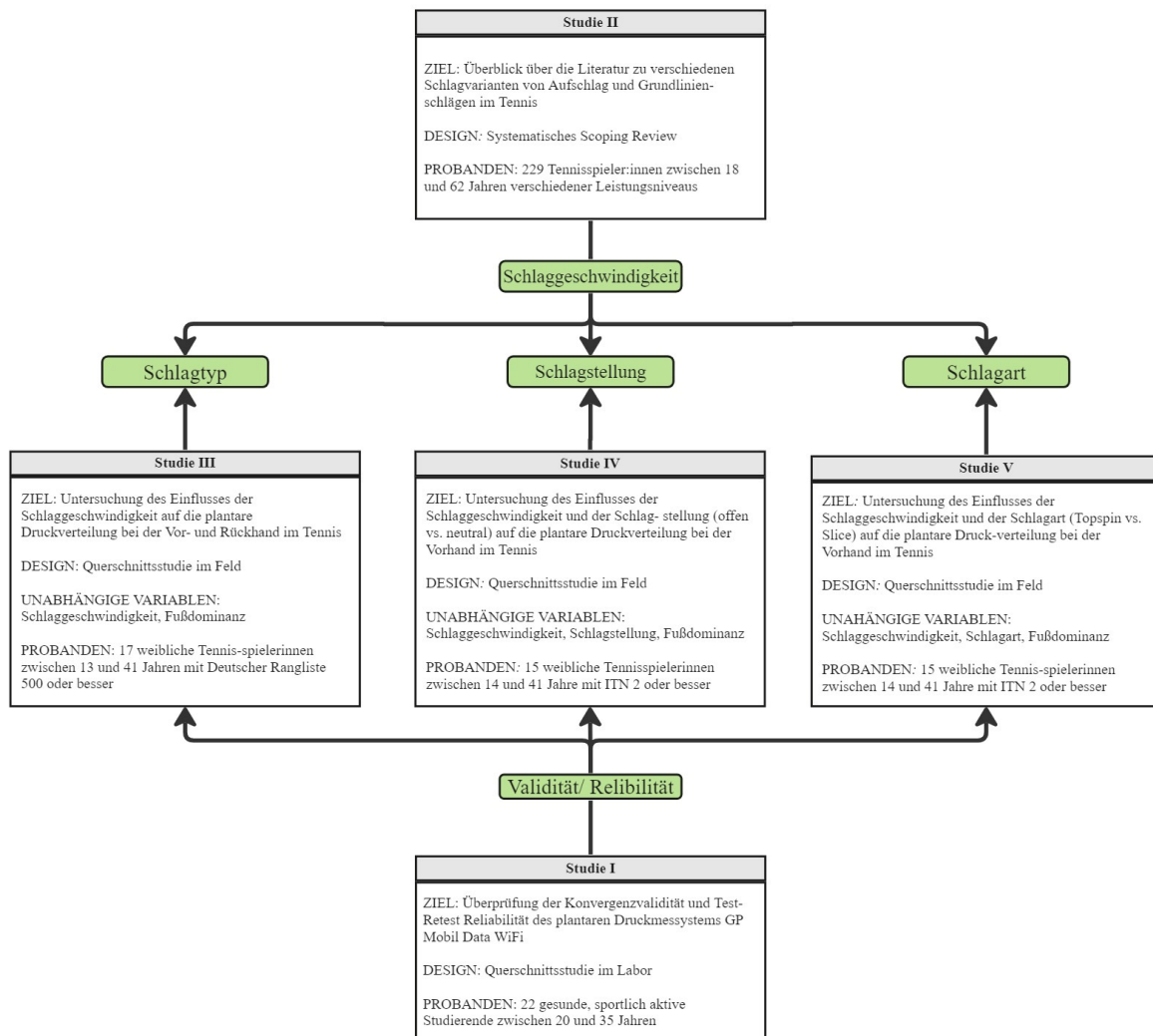


Abbildung 11: Darstellung des Forschungsvorhabens der kumulativen Dissertation.

### 3.1 Studie I: Methodische Studie zur Validität und Reliabilität von Druckmesseinlegesohlen

Plantare Druckmesssohlen sind ein Messinstrument, um Druckkennwerte unter Feldbedingungen erfassen zu können [30]. Für verschiedene Systeme konnten bereits die Validität und Reliabilität gegenüber Labormessgeräten wie zum Beispiel einer Kraftmessplatte (Goldstandard) gezeigt werden. Zum Beispiel berichteten Cramer et al. [26] für das Insole3 System (Moticon ReGo AG, München, Deutschland) im Vergleich zu einer Kraftmessplatte (Bertec Corporation, Columbus, OH, USA) bei elf gesunden Erwachsenen (mittleres Alter:  $33,1 \pm 16,7$  Jahre) eine ausgezeichnete Validität (ICC: 0,940 – 0,986) und Reliabilität (ICC: 0,970 – 0,996) beim langsamen und schnellen Gehen sowie beim Laufen. In einer Untersuchung von Stöggel und Martiner [99] wurde bei 16 Versuchspersonen (mittleres Alter:  $31 \pm 10$  Jahre) die Validität des PedarX Mobil Systems (Novel GmbH, München, Deutschland) und des OpenGo Systems (Moticon GmbH, München, Deutschland) gegenüber einer Kraftmessplatte (AMTI BP600900, Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, MA, USA) in statischer Haltung und dynamischen Bewegungen ermittelt. Obwohl einige Parameter einen Bias aufwiesen, wurden hinsichtlich der Validität sehr hohe Korrelationen von  $r = 0,8 - 1,0$  für beide Systeme ermittelt. Auch für verschiedene andere Systeme (z. B. Pedar Mobile System, Novel GmbH, München, Deutschland; Loadsol®, Novel Electronics, St. Paul, USA; Insole3, Moticon ReGo AG, München, Deutschland; F-Scan 300E Sport, Tekscan Inc., Boston, USA; WalkinSense®, Tomorrow Options Microelectronics, S.A., Sheffield, UK) wurde die Validität und Reliabilität bestätigt [26, 27, 29, 86, 100, 101].

Da Konvergenzvalidität und Test-Retest Reliabilität für die in der vorliegenden Arbeit verwendeten plantaren Druckmesseinlegesohlen von GP MobilData WiFi (GeBioM mbH, Münster, Deutschland) bei statischer Haltung (d. h. beidbeiniger Stand) und dynamischen Bewegungen (d. h. Gang, Lauf, Sprung) bislang noch nicht quantifiziert wurden, war das Ziel der Studie I dies zu überprüfen. Somit ergab sich basierend auf den zuvor genannten Forschungsergebnissen für Studie I folgende Hypothese: Es besteht eine gute bis ausgezeichnete Übereinstimmung (Konvergenzvalidität) zwischen dem untersuchten plantaren Druckmesseinlegesohlensystem (GP MobilData WiFi, GeBioM, mbH, Münster, Deutschland) und einer Kraftmessplatte (Goldstandard). Zudem zeigt sich eine gute bis ausgezeichnete Übereinstimmung zwischen den beiden Testtagen (Test-Retest Reliabilität) für die mit dem plantaren Druckmesseinlegesohlensystem erfassten Werte.

### 3.2 Studie II: Systematisches Scoping-Review zu biomechanischen Untersuchungen für den Aufschlag und für Grundlinienschläge

Aufgrund variabler Spielsituationen und verschiedener taktischen Ausrichtungen (z. B. Schläge unter Zeitdruck, Variation des Dralls) im Tennis, kommen unterschiedliche Ausprägungen des Aufschlags und der Grundlinienschläge zum Einsatz. Im Konkreten werden verschiedene Schlagstellungen (d. h. Foot-up vs. Foot-back; offene vs. neutrale Stellung), unterschiedliche Schlagarten (d. h. Slice, Topspin, Flat) und Schlagrichtungen (d. h. longline, cross oder inside out) verwendet. Daraus resultieren wiederum Unterschiede in kinematischen, kinetischen und elektromyographischen Variablen [19, 24, 73, 102–104].

Elliott und Wood [23] erforschten *kinetische Unterschiede* der Foot-up und Foot-back Schlagstellung in der Aufschlagbewegung bei neun Tennisspielerinnen und -spielern. Sie offenbarten eine signifikant höhere vertikale Kraftkomponente in der Foot-up gegenüber der Foot-back Stellung, aber keine signifikanten Unterschiede in der horizontalen Kraftkomponente. Eine Studie untersuchte *kinematische Unterschiede* zwischen Vorhandflat und -topspinschlag bei 14 fortgeschrittenen männlichen Tennisspielern (mittleres Alter:  $29,3 \pm 7,0$  Jahre). Sie zeigte signifikante Unterschiede zwischen den Schlaggeschwindigkeiten von Topspin- und Flatschlag mit höherer Schlaggeschwindigkeit für den Flatschlag. Zudem ergaben sich Unterschiede im Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenkwinkel [18]. Zusätzlich fand eine andere Untersuchung bei 13 männlichen Tennisspielern (Altersspanne: 16 – 25 Jahre), dass es signifikante Unterschiede in der Schultergeschwindigkeit sowie größere Hüft- und Schulterwinkel zwischen der longline und cross Ausführung des Vorhandschlags gibt [104]. Knudson und Blackwell [22] analysierten Unterschiede in der *Muskelaktivität* des Rumpfes beim Vorhandschlag aus der offenen und neutralen Schlagstellung und fanden keine signifikanten Differenzen.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass bisher lediglich Einzelstudien zur Untersuchung der Biomechanik bei unterschiedlichen Schlagausprägungen durchgeführt wurden. Einen systematischen Literaturüberblick gibt es bis zum aktuellen Zeitpunkt jedoch nicht. Daher war es das Ziel des systematischen Scoping-Reviews, einen Überblick zu biomechanischen (d. h. kinematische, kinetische und elektromyographische Variablen) Untersuchungen im Tennissport hinsichtlich unterschiedlicher Schlagstellungen, Schlagarten und Schlagrichtungen beim Aufschlag und bei Grundlinienschlägen zu erstellen und Forschungslücken zu identifizieren.



### 3.3 Studie III: Effekte ansteigender Schlaggeschwindigkeit auf die plantare Druckverteilung in Abhängigkeit des Schlagtyps

Die Schlaggeschwindigkeit gilt als ein wichtiger Faktor für den Erfolg im Tennis [2]. Aus taktischen Gründen ist oft auch eine submaximale Schlagauführung sinnvoll, um sich an verschiedene Spielsituationen anzupassen (z. B. Geschwindigkeitsvariation, Schläge unter Zeitdruck) [13]. Die variablen Schlaggeschwindigkeiten erfordern von den Spielerinnen und Spielern verschiedene Anpassungen an die Ausführung von Vor- und Rückhandgrundlinienschlägen. Diese Modifikationen wurden bereits in einigen Studien in Bezug auf kinematische [13], kinetische [15] und elektromyographische [14] Parameter beleuchtet.

Seeley et al. [13] untersuchten *kinematische Anpassungen* infolge ansteigender Schlaggeschwindigkeiten. Hierzu spielten zwölf sehr erfahrene männliche Tennisspieler bei langsamer ( $21,4 \pm 2,0$  m/s), mittlerer ( $32,1 \pm 2,9$  m/s) und schneller ( $42,7 \pm 3,8$  m/s) Geschwindigkeit Vorhandschläge in einen Zielbereich. Verschiedene Gelenkwinkel auf der dominanten Körperseite (z. B. Handgelenksexension, Rumpfrotation, Hüftflexion, Knieflexion und Dorsalflexion) vergrößerten sich mit steigender Schlaggeschwindigkeit. Auch verschiedene Winkelgeschwindigkeiten (maximale Handgelenksflexion, Ellbogenflexion, Rumpfrotation, Hüftextension, Knieextension, Plantarflexion) stiegen an. Andere Variablen (z. B. Oberarmrotation) blieben trotz steigender Schlaggeschwindigkeit konstant. Mithilfe einer Kraftmessplatte wurden *kinetische Anpassungen* bei drei verschiedenen Schlaggeschwindigkeiten in einer Laborumgebung untersucht [15]. Neun Tennisspielerinnen und -spieler (mittleres Alter:  $25,7 \pm 8,6$  Jahren) spielten Vorhandschläge mit 80 % ( $113,4 \pm 11,7$  km/h), 90 % ( $127,9 \pm 11,9$  km/h) und 100 % ( $141,9 \pm 13,4$  km/h) der maximalen Schlaggeschwindigkeit. Bei einer Regressionsberechnung der Kraftkomponenten, zeigte die Kraft in Schlagrichtung (bzw. Netz) einen geringen Zusammenhang ( $R^2 = 0,28$ ) mit der Schlaggeschwindigkeit. Für die anderen Kraftkomponenten (vertikal und lateral) konnten keine Zusammenhänge ermittelt werden. Zusätzlich wurden Veränderungen in der *Muskelaktivität* bei 21 männlichen Tennisspielern (mittleres Alter:  $23,3 \pm 6,6$  Jahre) beim Vorhandschlag detektiert [14]. Es zeigte sich eine frühere Aktivierung des m. erector spinae, des m. biceps brachii und des m. flexor carpi radialis mit steigender Schlaggeschwindigkeit (60–100 % der maximalen Geschwindigkeit [ $15,6 - 38,9$  m/s]). Außerdem war eine höhere Aktivierung im m. obliquus externus, m. latissimus dorsi, m. deltoideus medialis, m. biceps brachii und m. triceps brachii zu verzeichnen.

Obwohl bereits verschiedene Studien kinematische, kinetische und elektromyographische Veränderungen infolge zunehmender Schlaggeschwindigkeiten beim Vorhandschlag untersucht

haben, wurde eine kinetische Betrachtung bislang nicht unter Feldbedingungen und getrennt für den dominanten und nicht-dominanten Fuß durchgeführt. Eine getrennte Betrachtung ist wichtig, da es Hinweise darauf gibt, dass die Füße unterschiedliche Funktionen aufweisen [25]. Außerdem sind die bisherigen Ergebnisse von Seeley et al. [13], Shimokawa et al. [15] und Rota et al. [14] auf Vorhandschläge limitiert und es liegen keine kinetischen Betrachtungen für den Rückhandschlag vor. Daher war es das Ziel von Studie III, die kinetischen Veränderungen im dominanten und nicht-dominanten Fuß mit zunehmender Schlaggeschwindigkeiten bei Vor- und Rückhandschlägen zu analysieren. Es wurde basierend auf den Resultaten kinematischer [13], kinetischer [15] und elektromyographischer [14] Untersuchungen vermutet, dass mit ansteigender Schlaggeschwindigkeit eine Änderung in der plantaren Druckverteilung erfolgt.

### 3.4 Studie IV: Effekte ansteigender Schlaggeschwindigkeit auf die plantare Druckverteilung in Abhängigkeit der Schlagstellung

Unterschiedliche Spielsituationen (z.B. Vorrücken an das Netz, Grundlinienballwechsel) erfordern, dass Tennisspielerinnen und -spieler verschiedene Schlagstellungen anwenden. Unterschiedliche Schlagstellungen lassen wiederum Variationen in Bezug auf die Biomechanik der Schlagauführung vermuten. Einige Studien verglichen kinematische [17, 19, 68], kinetische [20, 21] und elektromyographische [22] Parameter zwischen verschiedenen Schlagstellungen.

Hinsichtlich *kinematischer Unterschiede* wurde bei 13 männlichen Tennisspielern (mittleren Alters:  $25,0 \pm 2,5$  Jahre) höhere Geschwindigkeiten des Rumpfes und des Schultergelenks in Schlagrichtung in der offenen gegenüber der neutralen Schlagstellung ermittelt [19]. Zudem zeigte eine weitere Forschungsarbeit höhere Schlaggeschwindigkeiten und Schulterrotationswinkel in der geschlossenen gegenüber der offenen Schlagstellung bei fünf männlichen Profispielern (mittleres Alter:  $31,2 \pm 7,3$  Jahre) [17]. Demgegenüber fanden Knudson und Bahamonde keine signifikanten Unterschiede in der neutralen gegenüber der offenen Schlagstellung bei elf Spielerinnen und Spielern (Altersspanne: 21 – 62 Jahren) bezüglich der Schläger- und Rumpfrotationsgeschwindigkeit. Martin et al. [20, 21] prüften in zwei Studien *kinetische Unterschiede* in Abhängigkeit von der Schlagstellung (offensiver neutraler Stand, offensiver offener Stand, defensiver offener Stand) hinsichtlich des dominanten Fußes bei acht männlichen Tennisspielern (mittleres Alter:  $26,3 \pm 11$  Jahre). Die Forschenden ermittelten signifikante Effekte der Schlagstellung in der vertikalen und lateralen Kraftkomponente. Im Speziellen zeigten sich signifikant größere Kraftwerte in der defensiven offenen Schlagstellung gegenüber den beiden offensiven Schlagstellungen. Außerdem weist die offensive neutrale Schlagstellung eine höhere laterale Bodenreaktionskraft gegenüber der offensiven offenen Schlagstellung auf. Eine Untersuchung der *Muskelaktivität* bei der neutralen und offenen Schlagstellung bei 14 Collegetennisspielerinnen und -spielern (mittleres Alter:  $20,4 \pm 2,6$  Jahre) ermittelte keine signifikanten Unterschiede bei der Aktivierung des m. rectus abdominis, m. obliquus externus und m. erector spinae [22].

Trotz des zuvor genannten Erkenntnisgewinns wurde eine kinetische Betrachtung der neutralen und offenen Schlagstellung - getrennt für den dominanten und nicht-dominanten Fuß - bisher nicht durchgeführt. Zudem wurden die Veränderungen je Schlagstellung bei zunehmender Schlaggeschwindigkeit nicht betrachtet. Daher war das Ziel von Studie IV, die Änderung der plantaren Druckverteilung bei steigender Geschwindigkeit in der offenen vs. neutralen Schlagstellung zu analysieren. Resultierend aus den Ergebnissen von Studie III wurde angenommen,

dass unabhängig von der Schlagstellung die Druckparameter im dominanten Fuß mit zunehmender Schlaggeschwindigkeit ansteigen, während sie im nicht-dominanten Fuß abnehmen. Zudem wurde erwartet, dass sich in der offenen gegenüber der neutralen Schlagstellung höhere plantare Druckwerte zeigen.

### 3.5 Studie V: Effekte ansteigender Schlaggeschwindigkeit auf die plantare Druckverteilung in Abhängigkeit der Schlagart

In Abhängigkeit des taktischen Ziels wenden Tennisspielerinnen und -spieler verschiedene Schlagarten (z. B. Topspin, Flat, Slice) an. Demzufolge müssen Anpassungen an die Bewegungsausführung gemacht werden [58]. Diese Adaptionen können Änderungen in biomechanischen Parameter hervorrufen. Etliche Studien beleuchteten die Kinematik verschiedener Schlagarten [16, 18, 102].

Elliott und Marsh [16] analysierten bei sieben Wettkampftennisspielerinnen und -spielern (Altersspanne: 19 – 26 Jahre) die *kinematischen Unterschiede* beim Vorhandtopspinschlag und -sliceschlag. Sie detektierten Unterschiede in der Schlägerbewegung und der Schlaggeschwindigkeit. Hierbei zeigten sich, dass der Schläger, während der Topspinbewegung eine Aufwärtsbewegung und während der Slicebewegung eine Abwärtsbewegung ausführt. Außerdem erreicht der Vorhandtopspinschlag eine höhere Schlaggeschwindigkeit. Zudem wurden verschiedene Geschwindigkeiten in der Schulter sowie im Ellenbogen- und Handgelenk aufgedeckt. Genevois et al. [102] beleuchteten die *Kinematik* beim Vorhandflatschlag und -topspinschlag bei 14 männlichen fortgeschrittenen Tennisspielern (mittleres Alter:  $29,3 \pm 7,0$  Jahre). Neben der geringeren Schlaggeschwindigkeit beim Topspinschlag wurden auch Unterschiede in der Schlägerkopfbewegung gefunden. Bei der Topspinschlagbewegung zeigte sich eine höhere vertikale und eine niedrigere horizontale Schlägergeschwindigkeit. Während des Topspinschlags ermittelten die Forscher eine höhere Armextension und Unterarmpronation sowie eine geringere Arminnenrotation.

Nach aktuellem Kenntnisstand ist die Studienlage auf kinematische Betrachtungen verschiedener Schlagarten begrenzt. Kinetische und elektromyographische Untersuchungen wurde bislang noch nicht durchgeführt. Daher zielte Studie V darauf ab, die plantare Druckverteilung für den Vorhandtopspinschlag und -sliceschlag bei ansteigender Schlaggeschwindigkeit auszuwerten. Es wurde basierend auf den Ergebnissen von Studie III angenommen, dass für beide Schlagarten mit zunehmender Schlaggeschwindigkeit im dominanten Fuß eine Zunahme bzw. im nicht-dominanten Fuß eine Abnahme der Druckkennwerte zu erkennen ist. Außerdem wurde erwartet, dass bei den Topspin- gegenüber Sliceschlägen höhere plantare Druckwerte detektiert werden.

## 4 Material und Methodik

Im folgenden Kapitel werden die Materialien und Methoden beschrieben, die in den Studien I-V zur Anwendung kamen (vgl. Abbildung 12). Es wird ein Einblick in die systematische Literaturrecherche, die Probandencharakteristika, die Messverfahren, den Studienablauf, die Datenerhebung, die Datenverarbeitung und die statistischen Analysen gegeben. Weiterführende Informationen zu der verwendeten Methodik sind in den Volltexten der Studien I–V zu finden.

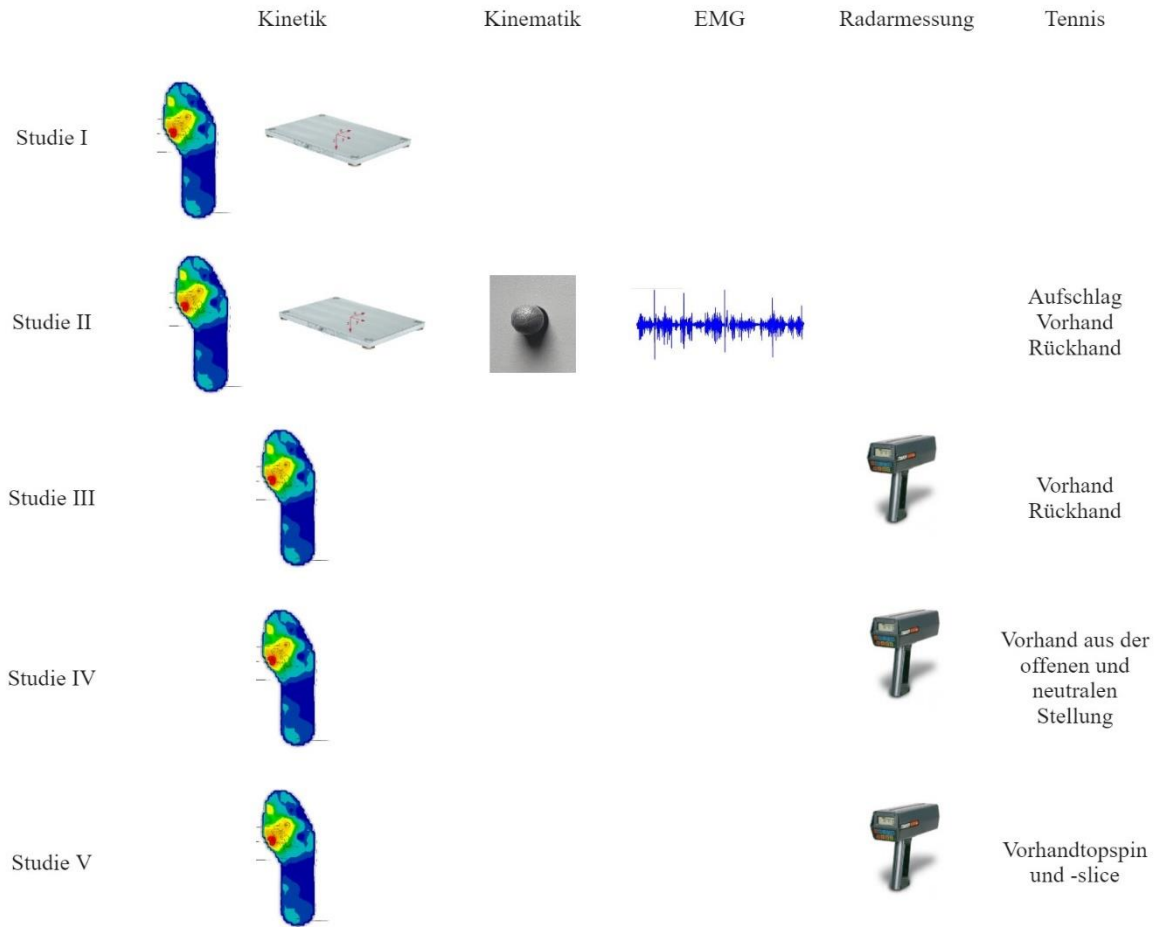


Abbildung 12: Überblick zur Methodik der Studien I-V.

#### 4.1 Testgütekriterien

Die Validität eines Tests ist definiert als das Ausmaß, in dem der Test tatsächlich das beabsichtigte Merkmal misst und kein anderes Merkmal [105]. Die in Studie I untersuchte Konvergenzvalidität stellt einen Teilaspekt der Konstruktvalidität dar und untersucht, ob ein Test mit anderen Testverfahren in Zusammenhang steht, die das gleiche Merkmal testen [106].

Die Reliabilität wird folgendermaßen definiert: „*Ein Test erfüllt das Gütekriterium der Reliabilität/Zuverlässigkeit, wenn er das Merkmal, das er misst, exakt, d. h. ohne Messfehler, misst.*“ (S. 27) [105]. Bei der Test-Retest-Reliabilität wird derselbe Test zu zwei verschiedenen Zeitpunkten durchgeführt. Dabei geht man von dem Ideal aus, dass das Merkmal in der Zwischenzeit unverändert bleibt. Die Reliabilität wird anschließend aus der Übereinstimmung zwischen erster und zweiter Messung ermittelt [105].

#### 4.2 Systematische Literatursuche

Zur Umsetzung des Scoping-Reviews wurde eine systematische Literatursuche in den Datenbanken, PubMed, Web of Science und SPORTDiscus durchgeführt. Zu diesem Zweck wurde der folgende Suchterm verwendet: *“tennis AND (plantar pressure OR loading OR ground reaction force OR kinematic OR kinetic OR electromyographic) AND (stroke type OR stroke stance OR stroke direction OR stroke technique OR groundstroke OR forehand OR backhand OR serve OR slice OR topspin OR flat OR twist OR first serve OR second serve OR open stance OR closed stance OR neutral stance OR square stance) NOT table”*. Der Suchzeitraum umfasste alle Veröffentlichungen zwischen Einführung der jeweiligen Datenbank und dem Monat Mai im Jahr 2023. Verschiedene Ein- und Ausschlusskriterien wurden formuliert. Eine detaillierte Beschreibung der systematischen Literatursuche ist im Volltext der Studie II nachzulesen (vgl. Abschnitt 10.2).

#### 4.3 Versuchspersonen

An der methodischen Studie I nahmen insgesamt 22 männliche und weibliche Versuchspersonen im Alter zwischen 20 und 35 Jahren teil. Die Versuchspersonen waren gesunde, sportlich aktive Studierende des Instituts für Sport- und Bewegungswissenschaften der Universität Duisburg-Essen (vgl. Abschnitt 10.1).

Für die Untersuchung der plantaren Druckverteilung im Tennissport (Studie III–V) wurden Tennisspielerinnen rekrutiert. Da für die Schlagausführung mit steigendem Leistungsniveau eine größere Anzahl an Teilimpulsen ausgenutzt wird [58], wurde eine möglichst homogene

Probandinnengruppe angestrebt. So nahmen an der Studie III nur Tennisspielerinnen ( $N=17$ ) mit einer Deutschen Ranglistenposition von 500 oder besser teil. An Studie IV und V ( $N=15$ ) nahmen jeweils 13 Spielerinnen aus Studie III teil, von denen zwei Spielerinnen nicht mehr auf der Deutschen Rangliste geführt wurden. Zusätzlich konnten zwei weitere Spielerinnen rekrutiert werden (vgl. Abschnitt 10.3 – 10.5).

Das schriftliche Einverständnis wurde von allen Versuchspersonen bzw. des gesetzlichen Vertreters vor Beginn der jeweiligen Studie eingeholt. Die Studien dieser Doktorarbeit wurden durch die Ethikkommission der Universität Duisburg-Essen, Fakultät für Bildungswissenschaften genehmigt und in Übereinstimmung mit der Deklaration von Helsinki [107] durchgeführt.

#### 4.4 Messung des plantaren Drucks

Die plantare Druckmessung erfolgte mithilfe der flexiblen Druckmesssohlen GP MobilData WiFi System (GeBioM mbH, Münster, Deutschland) (vgl. Abbildung 13). Die Aufnahme­frequenz betrug 200 Hz. Es wurden sechs Paar Sohlen mit den folgenden Größen verwendet: EU 37–38, EU 39–40, EU 41–42, EU 43–44, EU 45–46. Je nach Sohlengröße sind 40–64 gleich große Sensoren (Durchmesser: 8 mm) verbaut.



Abbildung 13: Druckmesssystem der Firma GeBioM mbH [108].

Die Sensoren sind entsprechend der Fußform angeordnet, sodass die Druckwerte optimal erfasst werden können. Die Sohlen nutzen FSR-Sensoren (resistive Sensoren) der Firma IEE Sensing Solutions (Bissen, Luxemburg) und wurden für die Messung in den Schuh der Versuchsperson gelegt und oberhalb der normalen Schuhsohle platziert (vgl. Abbildung 14). Die aufgenommenen Daten wurden kabellos an einen Laptop mit der Messsoftware GP Manager V7 (GeBioM mbH, Münster, Deutschland) gesendet.





Abbildung 14: Druckmesssohlen des GP MobilData WiFi Systems.

#### 4.5 Messung der Bodenreaktionskraft

Zusätzlich zum plantaren Druck wurden in der Studie I die Bodenreaktionskräfte erfasst. Diese wurde mit einer dreidimensionalen Kraftmessplatte (600 mm × 400 mm × 100 mm, Kistler [Typ 9281b], Winterthur, Schweiz) quantifiziert (vgl. Abbildung 15). Die Aufnahmefrequenz betrug 2.000 Hz. Der Messbereich lag zwischen 0 und 10 kN [109]. Die Ansteuerung der Kraftmessplatte erfolgte mithilfe der Vicon Nexus Software 2 (VICON, Oxford, Großbritannien). Die Messung der Bodenreaktionskräfte mit der Kraftmessplatte gilt als Goldstandard.



Abbildung 15: Kraftmessplatte [Typ 9281b] [109].

#### 4.6 Messung der Ganggeschwindigkeit

Die Gang- und Laufgeschwindigkeiten wurden in Studie I mithilfe von Lichtschranken (WITTY, Microgate Srl, Bolzano, Italien) (vgl. Abbildung 16) erfasst. Zwei Schranken wurden äquidistant 2,5 m vor und hinter der Kraftmessplatte auf Kniehöhe positioniert. Die ermittelte Zeitdifferenz zwischen den beiden Schranken wurde kabellos an den WITTY-Zeitmesser übermittelt. Das WITTY Gate System weist eine hohe Genauigkeit ( $\pm 0,4$  Tausendstelsekunden) auf [110].



Abbildung 16: Witty Gate der Firma Microgate [110].

#### 4.7 Messung der Schlaggeschwindigkeit

Die Schlaggeschwindigkeit<sup>11</sup> in den Studien III–V wurde mit einem Stalker Pro Radarmessgerät (Frequenz: 35,1 GHz, Messbereich: 0 – 480 km/h, Genauigkeit: 0,16 km/h; benötigte Zeiterfassung: 0,01 s, Applied Concepts Inc., Richardson, TX, USA) quantifiziert (vgl. Abbildung 17). Die Radarpistole wurde hinter der Versuchsperson auf einer Höhe von ca. 1,6 m aufgestellt. Das Messgerät wurde mittig gegenüber des Zielfeldes positioniert. Das standardisierte Zuspiel (Geschwindigkeit: 40 km/h, Frequenz: 15 Bälle/min) erfolgte mithilfe einer Ballmaschine (Slinger Bag, Slinger, Windsor Mill, MD, USA) (vgl. Abbildung 18).

---

<sup>11</sup> Der Begriff „Schlaggeschwindigkeit“ wird in dieser Dissertation synonym zu Ballgeschwindigkeit verwendet. Gemeint ist die Geschwindigkeit des Balles nach Verlassen der Schlägerfläche (engl. post-impact ball speed).



Abbildung 17: Radarmessgerät Stalker Radar Pro mit Ansicht des Displays (links) und seitlicher Ansicht (rechts).



Abbildung 18: Ballmaschine Slinger Bag [111].

#### 4.8 Untersuchungsabläufe

Studie I wurde im Biomechaniklabor der Universität Duisburg-Essen am Institut für Sport- und Bewegungswissenschaften durchgeführt. Zu Beginn des Testtages wurde den Versuchspersonen die Durchführung erklärt. Nach der 10-minütigen Eingewöhnung bestehend aus Übungen zum Stehen, Gehen, Laufen und Springen wurden die vier Testbedingungen in einer randomisierten Reihenfolge absolviert (vgl. Abbildung 19). Ein Durchgang bestand aus fünf erfolgreichen Versuchen je Bedingung. Ein Durchgang wurde als erfolgreich bewertet, wenn bei den Bedingungen Gehen/Laufen die Bewegungsgeschwindigkeit erreicht wurde und ein Schritt auf der Kraftmessplatte erfolgte sowie bei Stehen/Springen die Bewegung auf Kraftmessplatte stattfand. Nach zehn Tagen wurden alle Tests durch dieselben Versuchspersonen erneut in derselben Reihenfolge absolviert.

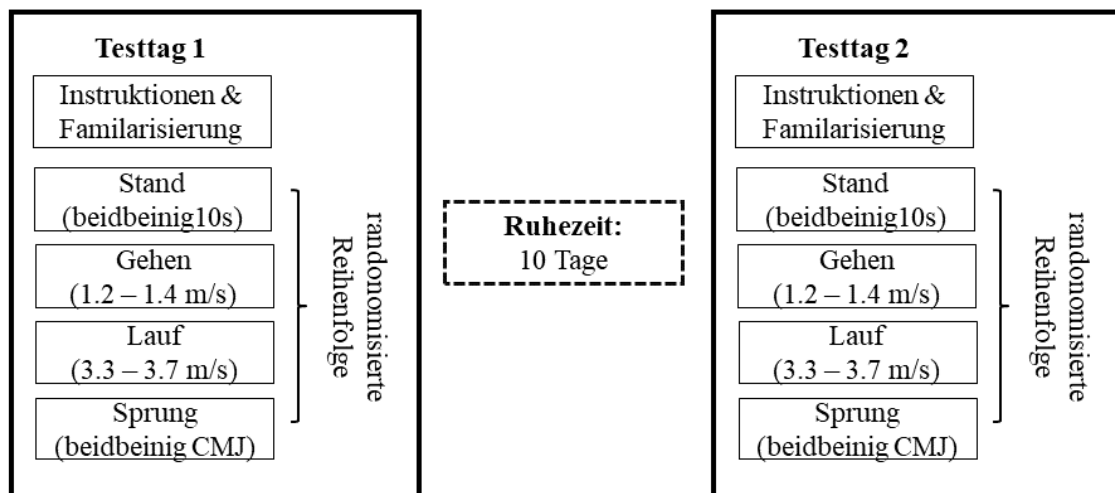


Abbildung 19: Schematische Darstellung der Versuchsdurchführung von Studie I (CMJ: Countermovement Jump)

Die Studien III–V zur plantaren Druckverteilung fanden im TVN Tenniszentrum Essen statt. Alle Tests wurden auf einem Indoor-Hartplatz (vgl. Abbildung 20) durchgeführt. Zunächst wurde den Versuchspersonen die Testdurchführung erklärt und die jeweiligen Testbedingungen demonstriert (vgl. Abbildung 21). Im Anschluss fand eine Gewöhnung an die Druckmesssohlen statt, bevor ein Aufwärmprogramm durchgeführt wurde. Dieses Programm bestand aus einer allgemeinen Erwärmung (d. h. Sprint-, Agilitäts- und Dehnübungen) sowie einer Eingewöhnung mit der Ballmaschine von jeweils fünf Minuten. Diese beinhaltete die jeweiligen Testbedingungen, d. h. Vor- und Rückhandschläge mit submaximaler Geschwindigkeit (Studie III), Vorhandschläge aus der offenen und neutralen Stellung mit submaximaler Geschwindigkeit (Studie IV) bzw. Vorhandtopspinschläge und -sliceschläge (Studie V). Anschließend wurden diese unterschiedlichen Bedingungen in einer randomisierten Abfolge mit ansteigender Schlaggeschwindigkeit (80 km/h, 90 km/h, 100 km/h und  $v_{\max}$ ) ausgeführt. Ein Durchgang bestand aus zehn erfolgreichen Schlägen in die Landezone (5,49 m x 2,05 m). Hinsichtlich der drei festgelegten Geschwindigkeitsstufen (80 km/h, 90 km/h, 100 km/h) wurde ein Toleranzbereich von  $\pm 2$  km/h festgelegt.

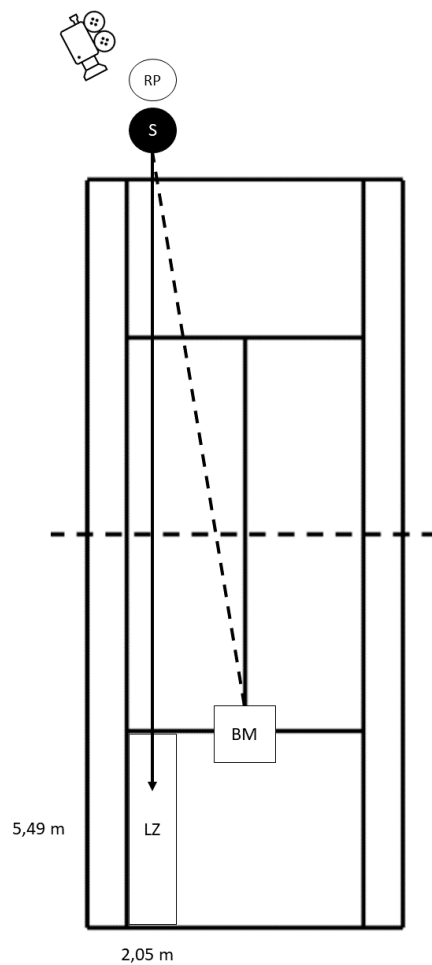


Abbildung 20: Versuchsaufbau für eine Spielerin (Rechtshänderin) für die Versuchsdurchführung mit Vorhandschlag (RP: Radarpistole, S: Spielerin, BM: Ballmaschine, LZ: Landezone)

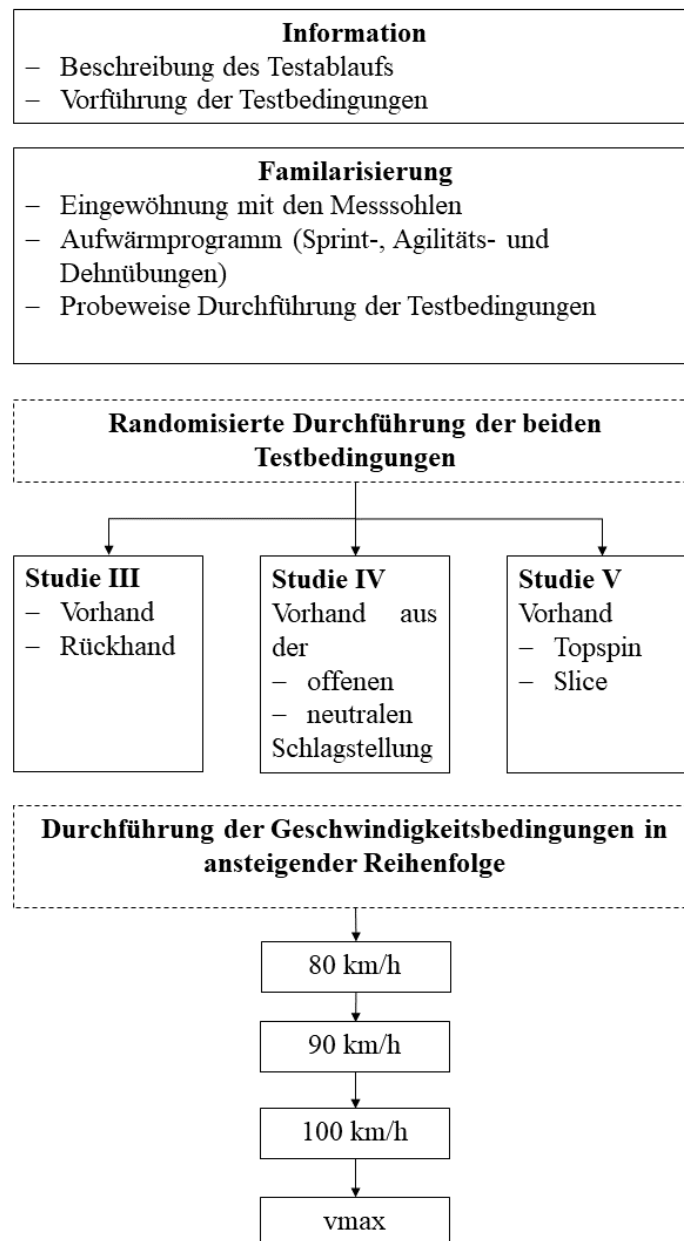


Abbildung 21: Schematische Darstellung des Untersuchungsablaufs von Studie III–V

## 4.9 Datenverarbeitung

Zur Überprüfung der Konvergenzvalidität zwischen den plantaren Druckmesssohlen und der Kraftmessplatte (Goldstandard) bzw. der Test-Retest Reliabilität wurden verschiedene Parameter aus den Rohdaten ermittelt. Im Versuch „Stehen“ wurde die Gewichtskraft [N] gemessen. Für die Bedingung „Gehen“ wurde das lokale Minimum [N], die Kontaktzeit [s] der Impuls [Ns] sowie Peak 1 [N] und Peak 2 [N] berechnet. Beim Versuch „Lauf“ wurde das Maximum [N], der Impuls [Ns] und die Kontaktzeit [s] ermittelt. Für die Bedingung „Sprung“ wurden die Absprung- und Landekraft [N] sowie die Sprunghöhe [cm] quantifiziert.

In den Studien III–V wurden mithilfe von Videoaufzeichnungen der Beginn des Schlagzyklus und der Balltreffpunkt identifiziert. Die aus der Software exportierten Kraftdaten beschreiben diejenige Kraft, „*die die gleiche mechanische Wirkung ausübt, wie die Gesamtheit der über die Kontaktfläche übertragenen Druckkräfte*“ (S. 20) [88]. Anschließend wurden die plantaren Druckdaten auf die Körpermasse normalisiert. Im Weiteren wurden die Daten auf 0 bis 100 % des Schlagzyklus interpoliert, sodass alle Schlagausführungen die gleiche Anzahl an Datenpunkten aufwiesen. Die Daten wurden getrennt für den dominanten (entspricht der Schlagarmseite) und den nicht-dominanten Fuß betrachtet und die maximale und mittlere Kraft sowie das Kraft-Zeit-Integral berechnet. Der Mittelwert über zehn aufgenommene Schläge wurde berechnet.

Die Datenverarbeitung in den Studien I und III–V erfolgte mithilfe der Matlab Software, Version R2022b (The MathWorks Inc., Natick, MA, USA).

## 4.10 Statistische Analyse

Im Rahmen von Studie II (systematisches Scoping-Review) wurden keine statistischen Berechnungen durchgeführt.

In den Studien I und III–V wurden hinsichtlich der deskriptiven Statistik Mittelwerte als Maß der zentralen Tendenz und Standardabweichungen als Dispersionsmaß berechnet.

Zur Überprüfung der Konvergenzvalidität (Studie I) wurde der Intraklassenkoeffizient ( $ICC_{3,k}$ ) mit  $k = 2$  (two-way mixed effects model between subject and device) [112] und einem Konfidenzintervall von 95 % sowie einem prozentualen Bias berechnet. Nach Fleiss [113] können ICC-Werte wie folgt interpretiert werden:  $ICC \geq 0,75$  meint „ausgezeichnet“,  $0,40 \leq ICC < 0,75$  meint „mäßig bis gut“,  $ICC < 0,40$  meint „schlecht“. Darüber hinaus wurden Bland-Altman Diagramme [114] erstellt, um die Übereinstimmung zwischen den Ergebnissen

der Kraftmessplatte (Goldstandard) und denen der Druckmesssohlen grafisch zu veranschaulichen. 95% aller Datenpunkte sollen dabei innerhalb des Bereichs der 1,96 - fachen Standardabweichung (SD) um den Mittelwert (MW) (d. h. innerhalb der Übereinstimmungsgrenzen) liegen [114].

Zur Ermittlung der Test-Retest Reliabilität wurde ebenfalls der Intraklassenkoeffizient ( $ICC_{3,k}$ ) mit  $k = 2$  (two-way mixed effects model between subject and device) sowie das 95 % Konfidenzintervall berechnet. Außerdem wurde der Standardmessfehler (SEM) nach Atkinson und Nevill [115] bestimmt.

Der SEM errechnete sich wie folgt:

$$SEM = SD \times \sqrt{(1 - ICC)}$$

Formel 1: Berechnung des Standardmessfehlers (SEM).

Es gilt, dass eine Messung umso zuverlässiger ist, desto geringer der SEM-Wert ist.

Darüber hinaus wurde der minimal-detectable-change ( $MDC_{95\%}$ ) ermittelt. Dieser Wert zeigt an, welche Änderung für einen klinisch relevanten Effekt zwischen zwei Messungen vorliegen muss [116]. Der  $MDC_{95\%}$  wurde mit folgender Formel berechnet:

$$MDC_{95\%} = SEM \times 1,96 \times \sqrt{2}$$

Formel 2: Berechnung der minimal nachweisbaren Veränderung ( $MDC_{95\%}$ ).

Um den plantaren Druck im Tennissport (Studie III–V) zu untersuchen, wurde zunächst die Normalverteilung der Daten (Shapiro-Wilk Test) und Sphärizität (Mauchly Test) geprüft. Zudem wurden Varianzanalysen (ANOVA) durchgeführt, um die Veränderung des plantaren Drucks mit ansteigender Geschwindigkeit (80 km/h, 90 km/h, 100 km/h und  $v_{max}$ ) je Fuß (dominant, nicht-dominant) bei verschiedenen Schlagstellungen (offen, neutral) bzw. Schlagarten (Topspin, Slice) zu untersuchen. Das Signifikanzniveau wurde für alle Analyse auf  $p < 0.05$  festgelegt. Beim Auftreten statistisch signifikanter Interaktionen wurden Bonferroni-korrigierte post-hoc-Analysen durchgeführt. Außerdem wurden GLM-Kontraste (Typ: einfach) analysiert, um die Veränderung des plantaren Drucks ausgehend vom Ausgangsniveau (80 km/h) zu berechnen.

Die berechnete Effektstärke ( $\eta_p^2$ ) wurde als klein ( $,02 \leq \eta_p^2 \leq ,12$ ), mittel ( $,13 \leq \eta_p^2 \leq ,25$ ) oder groß ( $\eta_p^2 \geq ,26$ ) klassifiziert. Für die post-hoc-Analysen wurde die Effektstärke durch Cohen's  $d$  [117] berechnet und wie folgt interpretiert: trivial



( $0 \leq d \leq ,19$ ), klein ( $,20 \leq d \leq ,49$ ), moderat ( $,50 \leq d \leq ,79$ ) oder groß ( $d \geq ,80$ ).

Die statistischen Analysen für die Studie I wurden mithilfe von SPSS-Software (Version 27.0, IBM Cooperation, Armonk, NY, USA) durchgeführt. Alle anderen Analysen (Studie III – V) wurden mit JASP Version 0.16.4.0 (Amsterdam, Niederlande) durchgeführt.

Eine Poweranalyse mit dem Sample Size Calculator (web) [118] (Studie I) bzw. G\*Power [119] (Studie III – V) wurde zur Bestimmung der minimalen Stichprobengröße durchgeführt.

## 5 Hauptergebnisse

In diesem Kapitel werden die Hauptergebnisse der Dissertation zusammengefasst. Abbildung 22 gibt einen Überblick über die Hauptergebnisse. Weitere Informationen sind in den Volltexten der Studien I – V zu finden (vgl. Abschnitt 10).

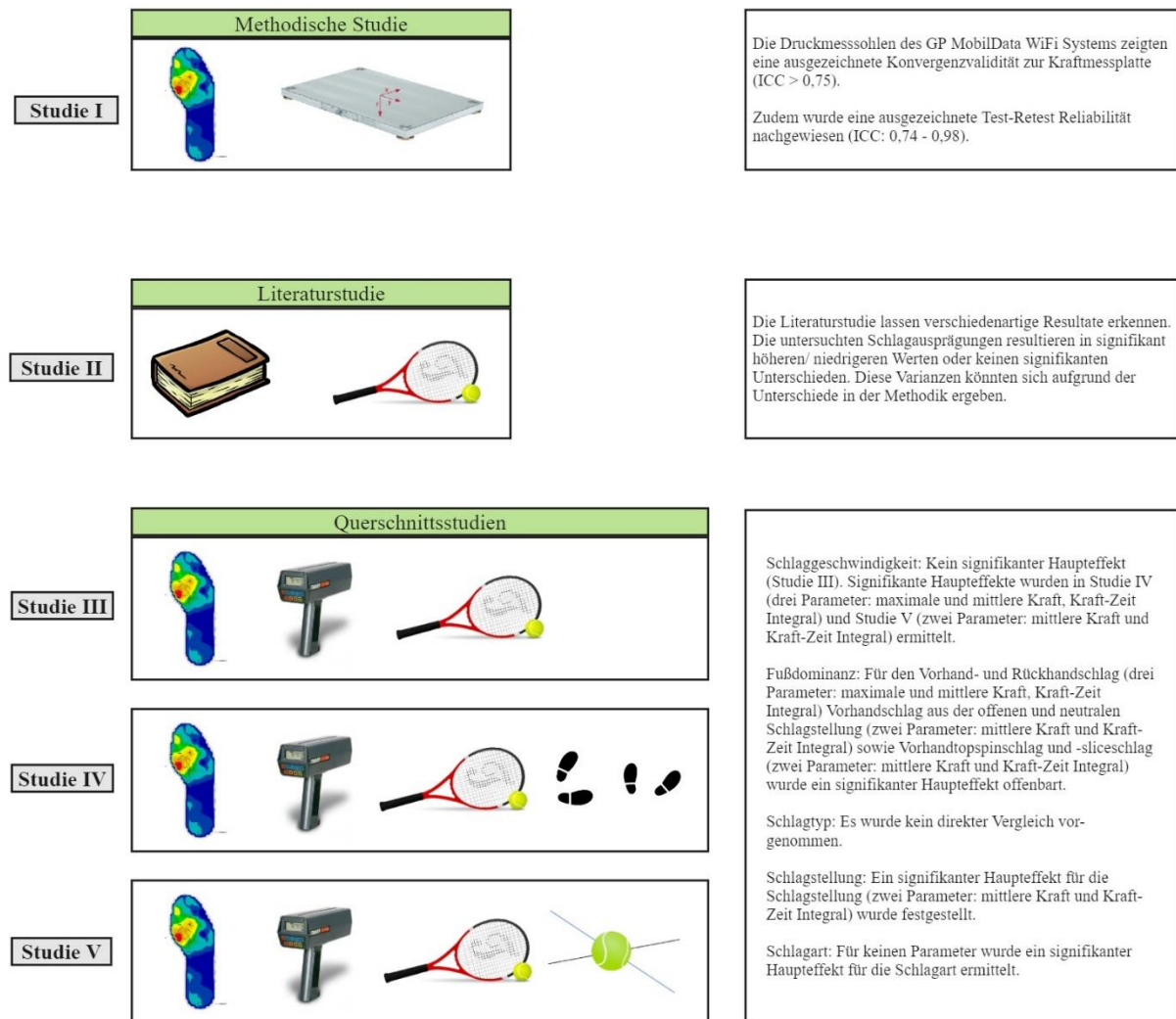


Abbildung 22: Überblick zu den Hauptergebnissen der Studien I–V.

### 5.1 Studie I: “Concurrent validity and test–retest reliability of pressure-detecting insoles for static and dynamic movements in healthy young adults”

Zielstellung und Hypothesen: Das Ziel der Studie war die Prüfung der Konvergenzvalidität und der Test-Retest Reliabilität des GP MobilData WiFi System (GeBioM mbH, Münster, Deutschland) bei statischer Haltung und dynamischen Bewegungen. Es wurde erwartet, dass sich eine gute bis ausgezeichnete Übereinstimmung zwischen den beiden Messsystemen (Konvergenzvalidität) und eine gute bis ausgezeichnete Konsistenz zwischen aufeinanderfolgenden Datenerhebungen (Test-Retest Reliabilität) zeigt (vgl. Abschnitt 3.1).

Hauptergebnisse: Für die statische Haltung (d. h. beidbeiniger Stand) wie auch die dynamischen Bewegungen (d. h. Gehen, Laufen und Springen) konnte eine „ausgezeichnete“ ( $ICC > 0,75$ ) Übereinstimmung zwischen den Daten der Druckmesssohlen und der Kraftmessplatte (Goldstandard) beobachtet werden. Zudem zeigten die durchschnittlichen Bias-Werte (bias = -4,41 bis -37,15 %), dass – bis auf die Kontaktzeit bei Laufen und Gehen sowie der Sprunghöhe – die meisten Daten der Messsohlen die Daten der Kraftmessplatte unterschätzten. Außerdem lag die Mehrheit der Datenpunkte innerhalb der Limits of Agreement (d. h. 19 – 20 von 22 Werten).

In Bezug auf die relative Reliabilität zeigten die meisten Variablen eine „ausgezeichnete“ Übereinstimmung ( $ICC = 0,74 – 0,98$ ). Die absolute Reliabilität verzeichnete SEM-Werte zwischen 0,03 und 227,34. Die  $MDC_{95\%}$  Werte der meisten Parameter waren gering ( $\leq 5\%$ ).

Zitation:

**Lambrich, J.,** Hagen, M., Schwiertz, G., & Muehlbauer, T. (2023). Concurrent validity and test-retest reliability of pressure-detecting insoles for static and dynamic movements in healthy young adults. *Sensors (Basel)* 23. doi: 10.3390/s23104913.

URL: <https://www.mdpi.com/1424-8220/23/10/4913>

## 5.2 Studie II: “Biomechanical analyses of different serve and groundstroke techniques in tennis: A systematic scoping review”

Zielstellung: Das Ziel des systematischen Scoping-Reviews war es, einen Überblick über kinematische, kinetische und elektromyographische Analysen beim Aufschlag und den Grundlinienschlägen bei verschiedenen Schlagstellungen (d. h. geschlossen, neutral, halboffen, offen), Schlagarten (d. h. Flat, Topspin, Slice) und Schlagrichtungen (d. h. longline, cross) zu geben und Forschungslücken zu identifizieren (vgl. Abschnitt 3.2).

Hauptergebnisse: Die Literaturrecherche ergab  $N = 899$  Datensätze, von denen 23 die Einschlusskriterien erfüllten und daher in die weiteren Analysen einbezogen wurden. An den eingeschlossenen Studien nahmen insgesamt 229 Personen im Alter zwischen 18 und 62 Jahren teil. Die Untersuchungen offenbarten variierende Ergebnisse, die von signifikant niedrigeren/ höheren Werten bis zu keinen signifikanten Unterschieden in den Ausprägungen des Aufschlags und der Grundlinienschläge reichten. Die Diskrepanzen in den Ergebnissen lassen sich vermutlich auf Unterschiede in der Methodik, wie z. B. der Altersspanne der Tennisspielerinnen und -spieler (18 – 62 Jahre), dem Geschlecht (nur Männer oder gemischte Gruppen), dem Leistungsniveau (Freizeit, Fortgeschritten oder Profi) sowie den angewandten Messgeräten (Kraftmessplatte oder Druckmesssohlen; Motion Capture, High-Speed Kamera oder IMU-Sensoren) und den verwendeten Parametern (gemessene oder geschätzte Kräfte usw.) zurückführen.

### Zitation:

**Lambrich, J., & Muehlbauer, T. (2023).** Biomechanical analyses of different serve and groundstroke techniques in tennis: A systematic scoping review. *PLoS One* 18, e0290320. doi: 10.1371/journal.pone.0290320.

URL: <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0290320>

### 5.3 Studie III: “Plantar pressure is changed to increase post-impact ball speed during longline forehand and backhand in elite female tennis players”

Zielstellung und Hypothesen: Diese Studie zielte darauf ab, die Veränderung des plantaren Drucks bei zunehmender Schlaggeschwindigkeit (d. h. 80 km/h, 90 km/h, 100 km/h und  $v_{\max}$ ) bei Vor- und Rückhandgrundlinienschlägen im dominanten und nicht-dominanten Fuß zu analysieren. Es wurde vermutet, dass sich Veränderungen in beiden Füßen ergeben (vgl. Abschnitt 3.3).

Hauptergebnisse: Die maximale Schlaggeschwindigkeit der Spielerinnen ( $N = 17$ ) betrug für den Vorhandschlag  $132,3 \pm 8,9$  km/h (Spanne: 117 – 153 km/h) sowie für den Rückhandschlag  $120,1 \pm 7,1$  km/h (Spanne 111 – 137 km/h).

Für den Vorhandschlag<sup>12</sup> konnte ein signifikanter Haupteffekt für die Fußdominanz ( $p < ,001 - ,004$ ;  $\eta_p^2 = ,30 - ,67$ ) identifiziert werden, wobei sich größere Werte (mittlere Kraft, maximale Kraft und Kraft-Zeit Integral) im dominanten gegenüber dem nicht-dominanten Fuß zeigten. Darüber hinaus ergab sich ein Interaktionseffekt Schlaggeschwindigkeit  $\times$  Fußdominanz (*alle*  $p < ,001$ ;  $\eta_p^2 = ,04 - ,08$ ). Die post-hoc-Analysen zeigten, dass von der Geschwindigkeitsstufe 100 km/h zu  $v_{\max}$  die Druckparameter im dominanten Fuß zunahmen, während sie im nicht-dominanten Fuß abnahmen. Bei dem Rückhandschlag<sup>13</sup> ergaben sich signifikante Haupteffekte für die Schlaggeschwindigkeit ( $p < ,001 - ,002$ ;  $\eta_p^2 = ,02 - ,11$ ) und die Fußdominanz (*alle*  $p < ,001$ ;  $\eta_p^2 = ,23 - ,90$ ) sowie signifikante Interaktionen ( $p = ,001 - ,008$ ;  $\eta_p^2 = ,01 - ,08$ ) zwischen den beiden Faktoren. Es wurden höhere Werte im nicht-dominanten Fuß gegenüber dem dominanten Fuß ermittelt. Die post-hoc-Analyse zeigte eine Reduzierung der plantaren Druckdaten von 100 km/h zu  $v_{\max}$ .

---

<sup>12</sup> Die Spielerinnen entschieden selbst über die verwendete Schlagstellung. Zwölf Spielerinnen wählten in allen Geschwindigkeitsstufen die neutrale Schlagstellung, während drei eine offene Stellung bevorzugten. Zwei Spielerinnen wechselten ab der Geschwindigkeitsstufe 90 bzw. 100 km/h von einer neutralen zu einer offenen Stellung. Eine Spielerin variierte in den Stufen 80 km/h und 90 km/h die Schlagstellung und positionierte sich ab Stufe 100 km/h neutral.

<sup>13</sup> Die Spielerinnen entschieden selbst über die verwendete Schlagstellung. Alle Spielerinnen wählten die neutrale/geschlossene Schlagstellung.

Zitation:

**Lambrich, J.,** Muehlbauer, T. (2023). Plantar pressure is changed to increase post-impact ball speed during longline forehand and backhand groundstroke in elite female tennis players. *Front. Sports Act. Living* 5, 1165628. doi: 10.3389/fspor.2023.1165628.

URL: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fspor.2023.1165628/full>

#### 5.4 Studie IV: “The role of increased post-impact ball speed on plantar pressure during open and square stance groundstrokes in female tennis players”

Zielstellung und Hypothesen: Diese Studie hatte zum Ziel, die plantare Druckverteilung bei ansteigender Schlaggeschwindigkeit (d. h. 80 km/h, 90 km/h, 100 km/h und  $v_{\max}$ ) zwischen offener und neutraler Schlagstellung für jeden Fuß zu vergleichen. Es wurde die Annahme getroffen, dass für beide Schlagstellungen mit Erhöhung der Schlaggeschwindigkeit zunehmende Druckwerte im dominanten Fuß und abnehmende Druckwerte im nicht-dominanten Fuß auftreten. Außerdem wurde vermutet, dass in der offenen gegenüber der neutralen Stellung höhere plantare Druckwerte generiert werden (vgl. Abschnitt 3.4).

Hauptergebnisse: Die maximale Schlaggeschwindigkeit der Spielerinnen ( $N=15$ ) belief sich beim Vorhandschlag aus der offenen Schlagstellung auf  $132,8 \pm 7,2$  km/h (Spanne: 118 - 148 km/h) und aus der neutralen Schlagstellung auf  $137,1 \pm 9,3$  km/h (Spanne: 120 – 160 km/h).

Für alle drei Parameter (d. h. maximale und mittlere Kraft, Kraft-Zeit Integral) der plantaren Druckverteilung konnte ein signifikanter Haupteffekt für die Schlaggeschwindigkeit ( $p = ,001 - ,020$ ;  $\eta_p^2 = ,21 - ,38$ ) ermittelt werden. Die mittlere Kraft und das Kraft-Zeit-Integral zeigten darüber hinaus signifikante Haupteffekte für die Schlagstellung ( $p = ,025 - ,049$ ;  $\eta_p^2 = ,25 - ,31$ ) und die Fußdominanz (*alle*  $p < ,001$ ;  $\eta_p^2 = ,72 - ,89$ ). Außerdem konnte eine signifikante Interaktion für Schlagstellung  $\times$  Fußdominanz für die maximale ( $p = ,032$ ;  $\eta_p^2 = ,29$ ) und mittlere Kraft ( $p = ,020$ ;  $\eta_p^2 = ,33$ ) gefunden werden. Die post-hoc-Analysen ergaben im dominanten Fuß, nicht jedoch im nicht-dominanten Fuß, höhere Druckwerte in der offenen gegenüber der neutralen Schlagstellung.

#### Zitation:

**Lambrich, J.,** and Muehlbauer, T. (2024). The role of increased post-impact ball speed on plantar pressure during open and square stance groundstrokes in female tennis players. *BMC Sports Sci Med Rehabil* 16, 129. doi: 10.1186/s13102-024-00919-0

### 5.5 Studie V: “The role of increased post-impact ball speed on plantar pressure during topspin and slice longline forehand groundstrokes in female tennis players”

Zielstellung und Hypothesen: Diese Untersuchung zielte darauf ab, die plantare Druckverteilung bei zunehmender Schlaggeschwindigkeit (d. h. 80 km/h, 90 km/h, 100 km/h und  $v_{\max}$ ) zwischen Topspin- und Sliceschlägen der Vorhand zu vergleichen. Es wurde angenommen, dass bei zunehmender Schlaggeschwindigkeit – unabhängig von der Schlagart – die plantaren Druckparameter im dominanten Fuß zunehmen und im nicht-dominanten Fuß abnehmen. Zudem wurde erwartet, dass die plantare Druckverteilung beim Vorhandtopspinschlag höher ist als beim Vorhandsliceschlag (vgl. Abschnitt 3.5).

Hauptergebnisse: Die Spielerinnen ( $N = 15$ ) erreichten beim Vorhandtopspinschlag eine maximale Schlaggeschwindigkeit von  $137,1 \pm 9,3$  km/h (Spanne: 120 – 160 km/h) und beim Vorhandsliceschlag von  $116,1 \pm 9,6$  km/h (Spanne: 108 – 143 km/h).

Für keinen der analysierten Parameter (d. h. maximale und mittlere Kraft, Kraft-Zeit Integral) offenbarte sich ein signifikanter Haupteffekt für die Schlagart. Die mittlere Kraft sowie das Kraft-Zeit Integral zeigten einen signifikanten Haupteffekt für die Schlaggeschwindigkeit ( $p = ,002 - ,028; \eta_p^2 = ,19 - ,29$ ) und Fußdominanz (*alle*  $p < ,001; \eta_p^2 = ,68 - ,71$ ). Darüber hinaus ergab sich eine signifikante Interaktion Schlaggeschwindigkeit  $\times$  Fußdominanz in der mittleren Kraft ( $p = ,001; \eta_p^2 = ,31$ ). Die post-hoc-Analysen offenbarten im Topspin- gegenüber dem Sliceschlag höhere Werte im dominanten Fuß ( $p \leq ,026; d \geq ,34$ ) und niedrigere Werte im nicht-dominanten Fuß ( $p \leq ,050; d \geq ,28$ ).

Zitation:

**Lambrich, J.,** Muehlbauer, T. The role of increased post-impact ball speed on plantar pressure during topspin and slice longline forehand groundstrokes in female tennis players. BMC Res Notes 16, 330 (2023). <https://doi.org/10.1186/s13104-023-06614-6>

URL: <https://bmresnotes.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13104-023-06614-6>



## 6 Allgemeine Diskussion

### 6.1 Konvergenzvalidität und Test-Retest Reliabilität von plantaren Druckmessungen (Studie I)

Durch Studie I wurde erstmalig die Konvergenzvalidität und Test-Retest Reliabilität des GP MobilData WiFi System (GeBioM mbH, Münster, Deutschland) bei statischer Haltung und dynamischen Bewegungen bei weiblichen und männlichen gesunden jungen Erwachsenen überprüft.

Die Ergebnisse zeigten in Übereinstimmung mit der Hypothese für alle Variablen eine „ausgezeichnete“ Konvergenzvalidität. Außerdem wurde gezeigt, dass die Druckmesssohlen die Messwerte der Kraftmessplatte um 4,41 – 37,15 % unterschätzen. Diese Resultate sind vergleichbar mit den Ergebnissen vorheriger Studien, die andere Systeme analysierten [26, 27, 99]. Renner et al. [27] und Cramer et al. [26] verzeichneten ebenfalls eine Unterschätzung der Messwerte von Kraftmessplatten durch Druckmesssohlen. Für diese Beobachtung sind zwei Erklärungen wahrscheinlich. Zum einen unterscheiden sich die Kräfte zwischen Schuh und Boden bzw. Schuh und Fuß voneinander [82]. Diese Unterschiede resultieren u. a. aus den Dämpfungseigenschaften des Schuhwerks [85]. Darüber hinaus misst eine Druckmesssohle nicht exakt die vertikale Bodenreaktionskraft sondern die Normalkraft, sodass sich beide Größen beim Fußaufsatz und Abrollvorgang voneinander unterscheiden [28, 82, 86].

In Bezug auf die Test-Retest Reliabilität ergaben sich „ausgezeichnete“ ICC-Werte in den Bedingungen Stehen, Laufen und Springen und „mäßig bis gute“ und „ausgezeichnete“ ICC- Werte für die Bedingung Gehen. Die SEM-Werte betragen 45,16 für das Stehen, 0,03 – 40,12 für das Gehen, 0,01 – 57,04 für das Laufen und 2,21 – 227,34 für das Springen. Außerdem wurden für die meisten Variablen geringe MDC<sub>95%</sub>-Werte ermittelt ( $\leq 5\%$ ). Die hohen MDC<sub>95%</sub>-Werte in der Kontaktzeit für das Laufen (112,00 %) und Gehen (65,73 %) können vermutlich auf unterschiedliche Kadenzen [88, 120] oder verschiedene Lauf- bzw. Ganggeschwindigkeiten innerhalb der Zielgeschwindigkeiten zurückzuführen sein. Bei höherer Ganggeschwindigkeit steigt neben der Bodenreaktionskraft auch der Spitzendruck an [88].

Durch die Bestätigung beider Hypothesen kann festgehalten werden, dass das GP MobilData WiFi System valide und reliable Messwerte liefert und somit als kostengünstige und mobil einsetzbare Alternative gegenüber einer Kraftmessplatte (Goldstandard) dienen kann. Jedoch sollte die Unterschätzung der Kraftwerte berücksichtigt werden und somit ein direkter Vergleich beider Messsysteme nicht vorgenommen werden.

## 6.2 Biomechanische Analyse von Aufschlag- und Grundschlagtechniken im Tennis (Studie II)

Das systematische Scoping-Review stellt einen Überblick zur aktuellen Studienlage der biomechanischen Analysen beim Aufschlag und bei Grundlinienschlägen im Tennis in Abhängigkeit der Faktoren Schlagart, Schlagrichtung und Schlagstellung dar. Es zeigten sich in den meisten Untersuchungen signifikante Unterschiede basierend auf der Ausprägung der zuvor genannten Faktoren.

Sechs Untersuchungen [11, 24, 73, 74, 121, 122] beschäftigten sich mit verschiedenen *Aufschlagtypen* (z. B. flat, slice, kick/ twist). Während zwei Studien [11, 24] ausschließlich kinetische Analysen durchführten, untersuchten drei Studien [73, 74, 122] nur kinematische Parameter. Eine Erhebung [121] kombinierte kinematische und elektromyographische Analysen des Aufschlags. Damit leistungsfördernde bzw. leistungslimitierende Bewegungsabfolgen und Muskelaktivitäten in diesem Zusammenhang identifiziert werden können, sollten zukünftige Studien in diesem Bereich verschiedene Leistungsniveaus der gleichen Altersgruppe untersuchen und dabei elektromyographische, kinetische und kinematische Betrachtungen komplementär durchführen.

Insgesamt fünf Studien [11, 23, 24, 63, 65] analysierten unterschiedliche *Schlagstellungen* (d. h. Foot-up, Foot-back) beim *Aufschlag*. Je zwei Forschungsarbeiten befassten sich mit kinematischen [11, 24] bzw. kinetischen [63, 65] Parametern. Eine weitere Untersuchung [23] kombinierte beide Analysen. Die Studien wiesen Unterschiede insbesondere in Bezug auf das Leistungsniveau der Spielerinnen und Spieler (d. h. Wettkampf, Fortgeschritten) auf. Weiterführende Untersuchungen zur Aufschlagstellung sollten daher verschiedene Leistungsniveaus in einer Studie untersuchen und dabei optimalerweise Kinetik, Kinematik und Elektromyographie ergänzend anwenden.

Drei Studien [16, 18, 102] untersuchten die *Schlagart* (z. B. Flat, Topspin, Slice) bei *Grundlinienschlägen* und führten ausschließlich kinematische Analysen durch. Die Studien offenbarten Unterschiede in der Richtung der Schlägerkopfgeschwindigkeit. Aufgrund dieser Ergebnisse lässt sich vermuten, dass spezifisches Training notwendig ist, um eine optimale Leistung im jeweiligen Grundschlagtyp zu erreichen. Elektromyographische und kinetische Betrachtungen fehlten zum Zeitpunkt des Systematischen Scoping-Reviews. Zur Reduzierung dieser Forschungslücke wurde in Studie V eine kinetische Betrachtung zwischen Vorhandtopspin und -slice durchgeführt (vgl. Abschnitt 5.5).

Eine Studie [96] führte eine kinetische Untersuchung der Schlagrichtung (d. h. longline, cross) bei *Grundlinienschlägen* durch, während drei Forschungsarbeiten [103, 104, 123] kinematische Parameter analysierten. Die Resultate legen nahe, dass die Schläger- und Körperkinematik bei verschiedenen Schlagrichtungen variieren, sodass für eine optimale Schlagleistung ein richtungsspezifisches Techniktraining notwendig ist. Eine Begutachtung der elektromyographischen Aspekte fehlt bisher in diesem Zusammenhang und sollte Inhalt künftiger Forschungsarbeiten sein.

Insgesamt sechs Erhebungen [17, 19–22, 68] überprüften biomechanische Parameter hinsichtlich der *Schlagstellung* (z. B. offen, neutral, geschlossen) bei *Grundlinienschlägen*. Drei Studien [17, 19, 68] führten kinematische Untersuchungen durch, eine Studie [22] nutzte Elektromyographie und zwei Studien [20, 21] analysierten die kinetischen Parameter. Die Ergebnisse lassen vermuten, dass die Schlagstellung keinen Einfluss auf die Schlagausführung hat, was durch die elektromyographische Analyse [22] unterstützt wird.

Die Ableitung allgemeingültiger Aussagen hinsichtlich biomechanischer Differenzen in Abhängigkeit von Schlagart, -stellung und -richtung bei Grundlinienschlägen und dem Aufschlag ist aufgrund von Unterschieden in der eingesetzten Methodik (z. B. Probandenzahl, Leistungsniveau, Messgerät oder Ergebnisparameter) nicht möglich. Außerdem offenbarten sich Forschungslücken in Bezug auf kinetische und elektromyographische Untersuchungen von verschiedenen Grundschlagtypen und bezogen auf elektromyographische Studien für die Schlagrichtung und -stellung. Daher sollten zukünftige Studien verschiedene Schlagart, -stellung und -richtung mit verschiedenen Leistungsniveaus (d. h. Freizeit, Mittelklasse und Fortgeschritten) beleuchten und Daten aus einer Kombination von Kinematik, Kinetik und Elektromyographie erfassen.

### **6.3 Plantare Druckverteilung im Tennis in Abhängigkeit der Schlagausprägung (Schlagtyp, -stellung und -art) (Studie III-V)**

Drei Studien (Studie III–V) dieser kumulativen Dissertation beschäftigten sich mit Veränderungen in plantaren Druckparametern bei Elitetennisspielerinnen, die Schläge mit zunehmender Schlaggeschwindigkeit (d. h. 80 km/h, 90 km/h, 100 km/h und  $v_{\max}$ ) absolvierten. Während der Fokus in Studie III auf Änderungen der plantaren Druckverteilung bei Vor- und Rückhandschlägen abzielte, lag der Schwerpunkt von Studie IV auf Änderungen bei offener und neutraler Schlagstellung sowie bei Studie V auf Änderungen in Abhängigkeit der Schlagart (d. h. Topspin, Slice).

#### **6.3.1 Veränderung der plantaren Druckverteilung bei zunehmender Schlaggeschwindigkeit beim Vor- und Rückhandschlag (Studie III)**

Übereinstimmend mit der Hypothese wurden in Studie III signifikante Veränderungen im plantaren Druck bei steigender Schlaggeschwindigkeit ermittelt. Beim Vorhandschlag konnte eine signifikante Erhöhung des plantaren Drucks im dominanten Fuß und eine signifikante Reduktion im nicht-dominanten Fuß bei einer Steigerung der Geschwindigkeit von 100 km/h auf  $v_{\max}$  beobachtet werden. Für den Rückhandschlag wurde bei der Geschwindigkeitserhöhung von 100 km/h auf  $v_{\max}$  hingegen eine Reduktion des plantaren Drucks in beiden Füßen detektiert (vgl. Abschnitt 5.3).

Shimokawa et al. [15] konnten einen Anstieg in der Bodenreaktionskraft (z. B. maximale vertikale Kraft) bei Betrachtung beide Füße mit zunehmender Schlaggeschwindigkeit für den Vorhandschlag nachweisen. Eine mögliche Erklärung für den höheren plantaren Druck im dominanten Fuß bei zunehmender Schlaggeschwindigkeit könnte in einer höheren Rotation in der Hüfte und im Rumpf liegen, die durch eine höhere Kraft im dominanten Fuß eingeleitet wird [13, 124, 125]. Dies würde durch den größeren Bewegungsumfang des Kniegelenks [126] sowie der höheren maximalen Winkelgeschwindigkeit in der Knieextension bei ansteigender Schlaggeschwindigkeit unterstützt werden [13]. Chen et al. [25] sprachen beim Vorhandschlag dem nicht-dominanten Fuß eine stabilisierende Funktion zu. Dieses Erkenntnis erklärt möglicherweise die Reduktion im plantaren Druck bei Zunahme der Schlaggeschwindigkeit. Zusätzlich ermittelten Shimokawa et al. [15] einen Anstieg in der horizontalen Kraftkomponente. Dieser Befund deutet daraufhin, dass zur Verbesserung der Schlaggeschwindigkeit beim Vorhandschlag neben Trainingsübungen in vertikaler Richtung (z. B. CMJ oder Kniebeugen) auch solche in horizontaler Richtung (z. B. Sprints oder seitliches Springen) notwendig sind.

Die Verminderung des plantaren Drucks beim Rückhandschlag lässt sich durch die Verlagerung der Körpermasse in Schlagrichtung erklären. Als Resultat dieser Verschiebung erhöhte sich vermutlich die horizontale Bodenreaktionskraft, sodass die Ergebnisse von Shimokawa et al. [15] auch für den Rückhandschlag Gültigkeit besitzen könnten. Die Forschenden berichteten von einer Zunahme der horizontalen Kraftkomponente bei zunehmender Schlaggeschwindigkeit für den Vorhandschlag.

### **6.3.2 Veränderung der plantaren Druckverteilung bei zunehmender Schlaggeschwindigkeit bei offener und neutraler Schlagstellung (Studie IV)**

Basierend auf den Ergebnissen von Studie III wurde vermutet, dass in beiden (d. h. offen und neutral) Schlagstellungen eine Zunahme im plantaren Druck des dominanten Fußes und eine Abnahme im nicht-dominanten Fuß bei steigender Schlaggeschwindigkeit beobachtbar ist. Entgegen der Hypothese konnte diese Anpassung des plantaren Drucks nur für die neutrale Stellung entdeckt werden (vgl. Abschnitt 5.4). Zusätzlich zeigten die Resultate, dass die meisten Geschwindigkeitsbedingungen hinsichtlich der maximalen und mittleren Kraft in der offenen Schlagstellung signifikant größere Werte gegenüber der neutralen Schlagstellung aufwiesen. Dies könnte aus der unterschiedlichen Art der Kraftentwicklung für die jeweilige Schlagstellung resultieren. Während die neutrale Stellung ein hohes Maß an Gewichtsverlagerung in Schlagrichtung und Beineinsatz benötigt [19], wird dies bei der offenen Stellung durch eine Bewegung des Oberkörpers zur Seite und nach oben kompensiert [19].

In Übereinstimmung mit der zweiten Hypothese, in der höhere plantare Druckwerte in der offenen Schlagstellung vermutet wurden, offenbarten sich höhere maximale und mittlere Kräfte in der offenen gegenüber der neutralen Schlagstellung. Da im plantaren Druck der neutralen Schlagstellung Änderungen bei zunehmender Ballgeschwindigkeit auftraten, sollten Spielerinnen, die diese Schlagstellung bevorzugen, die unterschiedlichen Belastungen zwischen den Füßen im Athletiktraining durch entsprechende Übungen trainieren. Die beiden kinetischen Studien [20, 21], die verschiedene Schlagstellungen untersuchten, führten keinen direkten Vergleich zwischen offener und neutraler Stellung durch. Da in diesen Forschungsarbeiten Abwandlungen dieser Schlagstellungen betrachtet wurden, ist ein Transfer der Ergebnisse nur bedingt möglich. Knudson [58] formulierte, dass für die Schlagauführung der Beineinsatz in der neutralen Stellung nach vorne und in der offenen Stellung nach oben gerichtet sein sollte. Da plantare Druckmesssohlen die Normalkraft [83] (hauptsächlich vertikal) erfassen, kann die horizontale Komponente kaum erfasst werden.

### **6.3.3 Veränderung der plantaren Druckverteilung bei zunehmender Schlaggeschwindigkeit beim Vorhandtopspinschlag und -sliceschlag (Studie V)**

Das Ziel von Studie V war es, den Einfluss der Schlagart (d. h. Topspin und Slice) auf die plantare Druckverteilung bei ansteigender Schlaggeschwindigkeit zu untersuchen (vgl. Abschnitt 5.5). Diese Erhebung ist nach aktuellem Wissensstand die erste, welche eine kinetische Betrachtung bei verschiedenen Schlagarten durchführte. Eine Veränderung in der plantaren Druckverteilung im dominanten (Zunahme) und im nicht-dominanten Fuß (Abnahme) unabhängig von der Schlagart – in Anlehnung an die Ergebnisse von Studie III – wurde nur teilweise beobachtet. Es wurde eine signifikante Zunahme der mittleren Kraft im dominanten (Topspin und Slice) und im nicht-dominanten Fuß (Topspin) bei zunehmender Schlaggeschwindigkeit detektiert. Ein möglicher Grund liegt potenziell darin, dass verschiedene Schlagparameter (Schlagtyp: Vorhand; Schlagrichtung: longline; Schlagstellung: neutral) für beide Schlagarten identisch waren. Zudem entwickeln beide Schlagtypen Kräfte durch die Gewichtsverlagerung in Schlagrichtung [19, 22], was eine Kraftzunahme im dominanten und nicht-dominanten Fuß erklären könnte.

Die Ergebnisse stimmen teilweise mit der Hypothese überein, die höhere Werte für den Topspinschlag gegenüber dem Sliceschlag vermutete. Signifikant größere Werte der mittleren Kraft wurden im dominanten Fuß, aber signifikant geringere Werte im nicht-dominanten Fuß ermittelt. Eine vorangegangene Forschungsarbeit [16] führte eine kinematische Analyse mithilfe von High-Speed-Kameras durch und fand variierende Schlägertrajektorien zwischen Vorhandtopspinschlägen und -sliceschlägen (verschiedene Hauptaktionen; vgl. Abschnitt 2.2.3), die eine unterschiedliche Belastung der Beine bedeutet. Beim Topspinschlag führt der Schlägerkopf eine Vorwärts-Aufwärts-Bewegung auf Rumpfhöhe aus, was einen kraftvollen Abdruck vom dominanten Fuß erforderlich macht [59]. Für die Ausführung des Sliceschlages ist hingegen eine Vorwärts-Abwärts-Bewegung notwendig, was einen geringeren Abdruck bedingt. Aufgrund dieser Abwärts-Bewegung und dem körpernahen Treffpunkt [16], resultiert ein kraftvoller Abdruck vom nicht-dominanten Fuß [59]. Aufgrund der ausbleibenden Haupteffekte für die Schlagart lässt sich vermuten, dass die Änderung der Hauptaktion nur begrenzten Einfluss auf die plantare Druckverteilung nimmt.

Infolge der variierenden Belastungen je Schlagart erscheinen spezifische körperliche Übungen sinnvoll, um einen optimalen Abdruck zu erreichen. Demnach sollten neben bilateralen Übungen (z. B. Beinpresse, Ausfallschritte mit Hanteln und Kniebeugen) eine Kräftigung der Gesäßmuskulatur und des Quadrizeps erfolgen, um die Kraftfähigkeit zu erhöhen. Zudem

sollten unilaterale Übungen (z. B. einbeinige Sprünge oder Landung) ausgeführt werden, die neben der Gesäßmuskulatur und dem Beinstrecker auch den Beinbeuger und die Wadenmuskulatur adressieren. Dadurch kann bei den häufig angewendeten Topspinschlägen ein stärkerer Abdruck im dominanten Fuß und eine verbesserte Stabilisation im nicht-dominanten Fuß erreicht werden [127].

#### **6.3.4 Unterschiede im plantaren Druck zwischen dem dominantem und nicht-dominantem Fuß (Studie III-V)**

Die Studien III–V befassten sich auch mit der Fußdominanz bei den verschiedenen Schlagausprägungen. Für die Vorhandschlagbewegung wurden höhere Werte im dominanten Fuß gegenüber dem nicht-dominanten Fuß ermittelt. Dieses Bild zeigte sich unabhängig von Schlagstellung oder Schlagart. Der nicht-dominante Fuß zeigte bei Sliceschlägen signifikant höhere mittlere Kraftwerte gegenüber den Topspinschlägen. Chen et al. [25] detektierten ebenfalls höhere plantare Druckwerte im dominanten Fuß gegenüber dem nicht-dominanten Fuß und identifizierten in diesem Kontext den dominanten Fuß für die Kraftproduktion und den nicht-dominanten Fuß für die Stabilisation.

Beim Rückhandschlag zeigte sich das umgekehrte Bild, mit höheren Werten im nicht-dominanten Fuß gegenüber dem dominanten Fuß. Aufgrund der vergleichbaren Beanspruchung der unteren Extremität im beidhändigen Rückhandschlag und Vorhandschlag (mit dem nicht-dominantem Arm) [56], ergab sich, dass beim Rückhandschlag der nicht-dominante Fuß für die Kraftproduktion verantwortlich ist. Akutagawa und Kojima [128] ermittelten zusätzlich höhere Gelenkbewegungen im nicht-dominanten Fuß.

Aufgrund der variierenden Aufgaben in Abhängigkeit des Schlagtyps (z. B. Vorhand oder Rückhand) sollten daher die Füße sowohl bilateral zur Kräftigung (z. B. Kniebeuge, Beinpresse) aber auch unilateral (isometrische Übungen, Gleichgewichtsübungen wie der Einbeinstand) zur Verbesserung der stabilisierenden Funktion trainiert werden [127].

## 7 Empfehlungen für die Trainingspraxis und zukünftige Forschung

Aus den Ergebnissen dieser kumulativen Dissertation können verschiedene Ableitungen für die Trainingspraxis getroffen werden. Diese werden im folgenden Kapitel näher beleuchtet. Durch die Optimierung der plantaren Druckverteilung ist eine Reduzierung von Verletzungen [129] und eine Erhöhung der Schlaggeschwindigkeit möglich [15].

Grundsätzlich kann aus den Studien III–V abgeleitet werden, dass die Füße bei der Vor- und Rückhand verschiedene Aufgaben erfüllen. So dient jeweils ein Fuß der Kraftproduktion (Vorhand: dominant; Rückhand: nicht-dominant) und der andere Fuß der Stabilisation (Vorhand: nicht-dominant; Rückhand: dominant). Daher erscheint es sinnvoll in einem Krafttraining neben bilateralen Übungen (z. B. Kniebeuge, Beinpresse, Kreuzheben) auch unilaterale Übungen (z. B. einbeinige Kniebeuge, Ausfallschritte, Split Squat Jumps) zu integrieren. Zudem sollte das Gleichgewicht (z. B. Einbeinstand, seitliches Beinheben auf instabilen Untergründen) für die stabilisierende Funktion trainiert werden [42, 127]. Es bietet sich an, dass das Training neben allgemeinen Krafttrainingskomponenten auch die spezifischen Bewegungsmuster im Tennis beinhaltet, damit ein optimaler Transfer in das Spielgeschehen gewährleistet werden kann [130].

Die Studien III und IV lassen darauf schließen, dass bei der Vorhand aus der neutralen Schlagstellung die horizontale Kraftkomponente in Schlagrichtung ein wichtiger Faktor des Abdruckimpulses ist. Es empfiehlt sich, dass Spielerinnen und Spieler, welche diese Schlagstellung präferieren, Übungen wie z. B. ein- und beidbeiniger Standweitsprung, seitliches Hin- und Herspringen oder Sprints durchführen. Hierdurch wird darauf abgezielt, die horizontale Kraft zu verbessern [131].

Studie IV belegt, dass Spielerinnen und Spieler, welche die offene Schlagstellung bevorzugen, die vertikale Kraftkomponente steigern sollten, um höhere Schlaggeschwindigkeiten zu erreichen. Für dieses Ziel ist anzuraten, dynamische Übungen (z. B. Skipping, Hüpfen, Sprünge) für den dominanten Fuß und Gleichgewichts- und isometrische Kraftübungen für den nicht-dominanten Fuß durchzuführen (z. B. Einbeinstand auf stabilen und instabilen Untergründen) [130].

Studie V offenbart, dass für beide Schlagarten bei Trainingsprogrammen der Fokus auf bilateralen Übungen (z. B. Beinpresse, Kniebeugen) liegen sollte, welche insbesondere den Gluteus und Quadriceps ansprechen. Spielerinnen und Spieler, die Topspinschläge bevorzugen ist nahzulegen, unilaterale Übungen (z. B. einbeinige Sprünge, Hüpfen und Landung) zu absolvieren,



welche vor allem den Gluteus, den Quadriceps, die Hamstrings und den Gastrocnemius einbeziehen [127].

Neben den Empfehlungen für die Trainingspraxis können die Erkenntnisse dieser kumulativen Dissertation als Basis für zukünftige Forschungsarbeiten dienen:

- (1) In Studie II wurden verschiedene Forschungsdefizite in Bezug auf die Muskelaktivität identifiziert, welche durch künftige Studien reduziert werden sollten. Keine der bisherigen Studien analysierte die Muskelaktivität bei (i) verschiedenen Schlagstellungen des Aufschlags, (ii) verschiedenen Schlagarten bei Grundlinienschlägen und (iii) verschiedenen Schlagrichtungen bei Grundlinienschlägen.
- (2) Aus Studie II lassen sich verschiedene Ansatzpunkte für zukünftige Forschungsarbeiten ableiten. Es empfiehlt sich für weiterführende Studien eine Kombination aus kinetischen, kinematischen und elektromyographischen Analysen bei verschiedenen Aufschlagtypen und Schlagstellungen durchzuführen. Dabei erscheint es sinnvoll, dass Spielerinnen und Spieler gleichen Alters, aber mit unterschiedlichen Leistungsniveaus untersucht werden.
- (3) Studie III–V befassten sich ausschließlich mit der Kinetik bei zunehmender Schlaggeschwindigkeit. Forschungsarbeiten, die eine Kombination aus Kinetik, Kinematik und Elektromyographie in diesem Kontext anwenden, fehlen bislang. Somit gibt es aktuell keine Untersuchung, die die gesamte kinetische Kette betrachtet. Für zukünftige Studien wäre es wünschenswert eine solch umfassende Analyse bei zunehmender Schlaggeschwindigkeit durchführen.
- (4) Aus den Empfehlungen von Studie III–V kann eine Intervention mit einer Kombination aus Trainingsübungen in horizontaler und vertikaler Richtung sowie Kraft- und Gleichgewichtstraining konzipiert werden. Infolgedessen ließe sich die Veränderung des plantaren Drucks sowie der maximalen Schlaggeschwindigkeit untersuchen. Zudem erscheint die Untersuchung der Effekte verschiedener Trainingsinterventionen auf den plantaren Druck sinnvoll. Dabei wären Übungen wie einbeiniger und beidbeiniger Standweitsprung, seitliches Hin- und Herspringen oder Kniebeugen, Beinpresse und Split-Squats für die Kraftkomponente ratsam. Zur Schulung der Gleichgewichtsfähigkeit bieten sich der Einbeinstand auf verschiedenen Untergründen oder das seitliche Beinheben auf instabilem Untergrund für ein Training an.
- (5) In Studie III–V wurde der plantare Druck für den gesamten Fuß quantifiziert. Durch die Vielzahl der Sensoren ist eine Unterteilung in verschiedene Zonen möglich, wodurch Belastungen präzise bestimmt werden können. Somit werden Areale mit höheren und

niedrigeren Lasten identifiziert. Diese Erkenntnisse sind für die Trainingspraxis relevant und zudem hilfreich bei der Entwicklung von Schuhen.

- (6) Studie III-V konzentrieren sich auf die Untersuchung des plantaren Drucks in einer spezifisch definierten Spielsituation ohne Zeitdruck und Laufarbeit zum Ball. Diese Methodik ermöglichte eine detaillierte Analyse der Einflussfaktoren auf den plantaren Druck. Zukünftige Studien sollten basierend auf den neuen Erkenntnissen den plantaren Druck in der Schlagbewegung in einer Vielzahl verschiedener Spielsituationen erforschen. Diese Forschung würde die Variabilität des Spiels widerspiegeln und bietet Einblicke in den plantaren Druck unter unterschiedlichen spielbedingten Stressfaktoren, wie Zeitdruck, Laufarbeit oder Schlaggenauigkeit.

## 8 Schlussfolgerungen

Die Resultate der Studien I–V dieser Dissertation leisten einen bedeutenden Beitrag im Forschungsbereich „Einflussfaktoren auf die plantare Druckverteilung bei Grundlinienschlägen im Tennis“. Die Ergebnisse der fünf Studien ermöglichen die Ableitung folgender Aussagen:

- (1) Die Druckmesssohlen des GP MobilData WiFi Systems lieferten valide und reliable Messwerte für weibliche und männliche gesunde, junge Erwachsene. Die minimale nachweisbare Änderung zur Identifikation eines klinisch bedeutsamen Effekts bei einer Wiederholungsmessung war für die meisten Parameter gering.
- (2) In der Literatur sind uneinheitliche Ergebnisse hinsichtlich der Biomechanik verschiedener Ausprägungen des Aufschlags und der Grundlinienschläge zu finden. Dies ist vermutlich auf Variationen in der methodischen Vorgehensweise zurückzuführen. Zudem wurden Forschungslücken hinsichtlich elektromyographischer Analysen zu verschiedenen Grundschlagarten sowie zur Schlagrichtung und -stellung identifiziert. Infolgedessen sollten zukünftige Studien darauf abzielen, die verschiedenen Schlagausprägungen bei Tennisspielerinnen und -spielern variierender Leistungsniveaus zu erforschen und dabei komplementäre Analysen aus Kinematik, Kinetik und Elektromyographie anwenden.
- (3) In den Studien III–V zeigte sich eine Veränderung des plantaren Drucks mit zunehmender Schlaggeschwindigkeit. Jedoch lässt sich keine Eindeutigkeit hinsichtlich Zu- und Abnahme bei Veränderung der Schlagausprägung für den dominanten und nicht-dominanten Fuß formulieren. Als möglicher Grund ist die individuelle Technik der Spielerinnen zu nennen.
- (4) Die Studien III–V offenbarten beim Vorhandschlag unabhängig von Schlagstellung und Schlagart höhere Druckparameter im dominanten Fuß gegenüber dem nicht-dominanten Fuß. Demnach scheint der dominante Fuß für den Abdruckimpuls eine bedeutendere Rolle gegenüber dem nicht-dominanten Fuß einzunehmen.
- (5) Studie III belegte, dass während des Rückhandschlags der plantare Druck im nicht-dominanten Fuß größer ist als im dominanten Fuß. Daher ist zu vermuten, dass der nicht-dominante Fuß einen höheren Anteil der Kraftentwicklung, während der Schlagausführung übernimmt.
- (6) Studie IV demonstrierte höhere plantare Druckwerte in der offenen Stellung gegenüber der neutralen Stellung.

- (7) Studie V lässt erkennen, dass die Schlagart (d. h. Topspin vs. Slice) den plantaren Druck nur geringfügig beeinflusst.

## 9 Literatur

1. Reid M, Morgan S, Whiteside D (2016) Matchplay characteristics of Grand Slam tennis: implications for training and conditioning. *J Sports Sci* 34(19):1791–1798. doi:10.1080/02640414.2016.1139161
2. Lambrich J, Muehlbauer T (2022) Physical fitness and stroke performance in healthy tennis players with different competition levels: A systematic review and meta-analysis. *PloS one* 17(6):e0269516. doi:10.1371/journal.pone.0269516
3. Deutscher Tennis-Bund e.V. (2023) Tennis-Lehrplan - Technikgrundlagen. <https://trainer.tennis.de/group/trainer/tennistheorie>. Zugegriffen: 20. Dezember 2023
4. Elliott B (2006) Biomechanics and tennis. *BJSM* 40(5):392–396. doi:10.1136/bjism.2005.023150
5. Fleisig G, Nicholls R, Elliott B, Escamilla R (2003) Kinematics used by world class tennis players to produce high-velocity serves. *Sports Biomech* 2(1):51–64. doi:10.1080/14763140308522807
6. Elliott B, Marsh T, Blanksby B (1986) A three-dimensional cinematographic analysis of the tennis serve. *International Journal of Sport Biomechanics* 2(4):260–271. doi:10.1123/ijsb.2.4.260
7. Kibler WB (2009) The 4000 Watt tennis player. *Medicine and Science in Tennis* 14:5–8
8. Pink MM (2001) Understanding the Linkage System of the Upper Extremity. *Sports Med Arthrosc Rev* 9(1):52–60. doi:10.1097/00132585-200101000-00006
9. Schönborn R (2016) *Tennis Techniktraining*, 5. Aufl. Meyer & Meyer Verlag, Aachen
10. Marshall RN, Elliott BC (2000) Long-axis rotation: the missing link in proximal-to-distal segmental sequencing. *J Sports Sci* 18(4):247–254. doi:10.1080/026404100364983
11. Bahamonde RE, Knudson D (2001) Ground reaction forces of two types of stances and tennis serves. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 33(5):S102. doi:10.1097/00005768-200105001-00575
12. Reid M, Elliott B, Crespo M (2013) Mechanics and learning practices associated with the tennis forehand: a review. *J. Sports Sci. Med.* 12(2):225–231
13. Seeley MK, Funk MD, Denning WM, Hager RL, Hopkins JT (2011) Tennis forehand kinematics change as post-impact ball speed is altered. *Sports Biomech* 10(4):415–426. doi:10.1080/14763141.2011.629305
14. Rota S, Hautier C, Creveaux T, Champely S, Guillot A, Rogowski I (2012) Relationship between muscle coordination and forehand drive velocity in tennis. *Journal of*

- electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology 22(2):294–300. doi:10.1016/j.jelekin.2011.12.004
15. Shimokawa R, Nelson A, Zois J (2020) Does ground-reaction force influence post-impact ball speed in the tennis forehand groundstroke? *Sports Biomech*:1–11. doi:10.1080/14763141.2019.1705884
  16. Elliott B, Marsh T (1989) A biomechanical comparison of the topspin and backspin forehand approach shots in tennis. *J. Sports Sci.* 7(3):215–227. doi:10.1080/02640418908729842
  17. Cabral V (2017) Effects of lower limb position on ball speed in tennis ground strokes. *ITF Coaching & Sport Science Review* 25(71):26–28. doi:10.52383/itfcoaching.v25i71.225
  18. Genevois C, Reid M, Creveaux T, Rogowski I (2020) Kinematic differences in upper limb joints between flat and topspin forehand drives in competitive male tennis players. *Sports Biomech* 19(2):212–226. doi:10.1080/14763141.2018.1461915
  19. Kawamoto Y, Iino Y, Yoshioka S, Fukashiro S (2019) Directionally compensated mechanical work provided by the shoulder leads to similar racket velocities during open and square stance forehand groundstrokes in tennis. *European journal of sport science* 19(7):902–912. doi:10.1080/17461391.2018.1552720
  20. Martin C, Sorel A, Touzard P, Bideau B, Gaborit R, DeGroot H, Kulpa R (2020) Can the open stance forehand increase the risk of hip injuries in tennis players? *Orthop J Sports Med* 8(12):2325967120966297. doi:10.1177/2325967120966297
  21. Martin C, Sorel A, Touzard P, Bideau B, Gaborit R, DeGroot H, Kulpa R (2021) Influence of the forehand stance on knee biomechanics: Implications for potential injury risks in tennis players. *J Sports Sci* 39(9):992–1000. doi:10.1080/02640414.2020.1853335
  22. Knudson D, Blackwell J (2000) Trunk muscle activation in open stance and square stance tennis forehands. *Int J Sports Med* 21(5):321–324. doi:10.1055/s-2000-3776
  23. Elliott B, Wood G (1983) The biomechanics of the foot-up and foot-back tennis service techniques. *The Australian Journal of Sport Science* 3(2):2–6
  24. Girard O, Eicher F, Micallef JP, Millet GP (2010) Plantar pressures in the tennis serve. *J. Sports Sci.* 28(8):873–880. doi:10.1080/02640411003792695
  25. Chen C, Liang Z, Li S (2019) The Plantar Pressure Analysis of Open Stance Forehand in Female Tennis Players. *J Phys Act Health* 3(1):63–70. doi:10.5334/paah.37
  26. Cramer LA, Wimmer MA, Malloy P, O'Keefe JA, Knowlton CB, Ferrigno C (2022) Validity and reliability of the insole3 instrumented shoe insole for ground reaction force

- measurement during walking and running Force Measurement during Walking and Running. *Sensors* 22(6):2203. doi:10.3390/s22062203
27. Renner KE, Williams DSB, Queen RM (2019) The Reliability and Validity of the Loadsol® under Various Walking and Running Conditions. *Sensors* 19(2). doi:10.3390/s19020265
  28. Koch M, Lunde L-K, Ernst M, Knardahl S, Veiersted KB (2016) Validity and reliability of pressure-measurement insoles for vertical ground reaction force assessment in field situations. *Applied ergonomics* 53 Pt A:44–51. doi:10.1016/j.apergo.2015.08.011
  29. Price C, Parker D, Nester C (2016) Validity and repeatability of three in-shoe pressure measurement systems. *Gait Posture* 46:69–74. doi:10.1016/j.gaitpost.2016.01.026
  30. Razak AHA, Zayegh A, Begg RK, Wahab Y (2012) Foot plantar pressure measurement system: a review. *Sensors (Basel, Switzerland)* 12(7):9884–9912. doi:10.3390/s120709884
  31. Lambrich J, Hagen M, Schwiertz G, Muehlbauer T (2023) Concurrent validity and test-retest reliability of pressure-detecting insoles for static and dynamic movements in healthy young adults. *Sensors (Basel)* 23(10). doi:10.3390/s23104913
  32. Lambrich J, Muehlbauer T (2023) Biomechanical analyses of different serve and groundstroke techniques in tennis: A systematic scoping review. *PLoS One* 18(8):e0290320. doi:10.1371/journal.pone.0290320
  33. Lambrich J, Muehlbauer T (2023) Plantar pressure is changed to increase post-impact ball speed during longline forehand and backhand groundstroke in elite female tennis players. *Front Sports Act Living* 5:1165628. doi:10.3389/fspor.2023.1165628
  34. Lambrich J, Muehlbauer T (2024) The role of increased post-impact ball speed on plantar pressure during open and square stance groundstrokes in female tennis players. *BMC Sports Sci Med Rehabil* 16(1):129. doi:10.1186/s13102-024-00919-0
  35. Lambrich J, Muehlbauer T (2023) The role of increased post-impact ball speed on plantar pressure during topspin and slice longline forehand groundstrokes in female tennis players. *BMC Res Notes* 16(1):1–6. doi:10.1186/s13104-023-06614-6
  36. Hohmann A, Kolb M, Roth K (Hrsg) (2005) *Handbuch Sportspiel. Beiträge zur Lehre und Forschung im Sport, Band 147.* Hofmann, Schorndorf
  37. Kovacs MS (2007) Tennis physiology: training the competitive athlete. *Sports Med* 37(3):189–198. doi:10.2165/00007256-200737030-00001

38. Ferrauti A, Fett J, Frytz A, Götz J-K, Hanakam F, Kittel T, Möllmann J, Schneider C, Remmert H (2020) Trainingswissenschaft in ausgewählten Sportarten Trainingswissenschaft für die Sportpraxis. Springer Spektrum, Berlin, Heidelberg, S 579–659
39. Fernandez-Fernandez J, Sanz-Rivas D, Kovacs MS, Moya M (2015) In-season effect of a combined repeated sprint and explosive strength training program on elite junior tennis players. *J. Strength Cond. Res.* 29(2):351–357. doi:10.1519/JSC.0000000000000759
40. Baiget E, Fernández-Fernández J, Iglesias X, Rodríguez FA (2015) Tennis play intensity distribution and relation with aerobic fitness in competitive players. *PloS one* 10(6):e0131304. doi:10.1371/journal.pone.0131304
41. Pluim BM, Jansen MGT, Williamson S, Berry C, Camporesi S, Fagher K, Heron N, van Rensburg DCJ, Moreno-Pérez V, Murray A, O'Connor SR, Oliveira FCL de, Reid M, van Reijen M, Saueressig T, Schoonmade LJ, Thornton JS, Webborn N, Arden CL (2023) Physical demands of tennis across the different court surfaces, performance levels and sexes: a systematic review with meta-analysis. *Sports Med*:1–30. doi:10.1007/s40279-022-01807-8
42. Ferrauti A, Maier P, Weber K (2014) Handbuch für Tennistraining, 3. Aufl. Meyer, Aachen
43. Deutscher Tennis-Bund e.V. (2023) Tennis Lehrplan - Anforderungsprofil im Tennis. <https://trainer.tennis.de/group/trainer/tennistheorie/anforderungsprofil-im-tennis>. Zugegriffen: 08. Dezember 2023
44. Johnson CD, McHugh MP, Wood T, Kibler B (2006) Performance demands of professional male tennis players. *BJSM* 40(8):696-9; discussion 699. doi:10.1136/bjism.2005.021253
45. Schönborn R (2010) Optimales Tennistraining. Der Weg zum erfolgreichen Tennis ; vom Anfänger bis zur Weltspitze, 2. Aufl. Spitta-Verl., Balingen
46. Weineck J (2017) Optimales Training. Leistungsphysiologische Trainingslehre unter besonderer Berücksichtigung des Kinder- und Jugendtrainings, 16. Aufl. Spitta, Balingen
47. Hohmann A, Lames M, Letzelter M, Pfeiffer M (2020) Einführung in die Trainingswissenschaft, 7. Aufl. Limpert, Wiebelsheim, Hunsrück
48. Krombholz A (2020) Techniktraining. In: Ferrauti A (Hrsg) Trainingswissenschaft für die Sportpraxis. Lehrbuch für Studium, Ausbildung und Unterricht im Sport, 1. Aufl. Springer Berlin Heidelberg; Springer Spektrum, Berlin, Heidelberg, S 405–454
49. Wiemeyer J, Wollny R (2023) Technik und Techniktraining im Sport. In: Güllich A, Krüger M (Hrsg) Bewegung, Training, Leistung und Gesundheit. Handbuch Sport und



- Sportwissenschaft, 1. Aufl. Springer Berlin Heidelberg; Springer Spektrum, Berlin, Heidelberg, S 933–945
50. Deutscher Tennis-Bund e.V. (2023) Tennis Lehrplan - Beinarbeit. [www.trainer.tennis.de](http://www.trainer.tennis.de). Zugegriffen: 08. September 2023
  51. Filipcic A, Leskosek B, Filipcic T (2017) Slit-step timing of professional and junior tennis players. *J Hum Kinet* 55:97–105. doi:10.1515/hukin-2017-0009
  52. Roetert P (2011) *Tennisanatomie*. Human Kinetics, Champaign, IL
  53. Reid M, Crespo M (2003) Biomechanics of on-court movement. In: Elliott B, Reid M, Crespo M (Hrsg) *ITF biomechanics of advanced tennis*. International Tennis Federation, London
  54. Elliott B (2003) The development of racquet speed. In: Elliott B, Reid M, Crespo M (Hrsg) *ITF biomechanics of advanced tennis*. International Tennis Federation, London, S 31–48
  55. Kovacs MS (2006) Applied physiology of tennis performance. *BJSM* 40(5):381-5; discussion 386. doi:10.1136/bjism.2005.023309
  56. Elliott B, Reid M, Whiteside D (2018) *Biomechanics of Groundstrokes and Volleys Tennis Medicine*. Springer, Cham, S 17–42
  57. Deutscher Tennis-Bund e.V. (2001) *Tennis Lehrplan Band 1: Technik & Taktik*, 8. Aufl. BLV-Verlags-Ges, München
  58. Knudson D (2006) *Biomechanical principles of tennis technique. Using science to improve your strokes*. Racquet Tech Pub, Vista, Calif.
  59. Deutscher Tennis-Bund e.V. (2023) *Tennis Lehrplan - Vorhand*. [www.trainer.tennis.de](http://www.trainer.tennis.de). Zugegriffen: 08. September 2023
  60. Deutscher Tennis-Bund e.V. (2023) *Tennis-Lehrplan - Biomechanik*
  61. Renoult M (2007) Les positions de départ au service et le relais d'appuis. *La Lettre Du Club Fédéral Des Enseignants Professionnels de Tennis* 43:2–3
  62. Martin C (2018) Biomechanics of the tennis serve. In: Di Giacomo G, Ellenbecker TS, Kibler WB (Hrsg) *Tennis medicine. A complete guide to evaluation, treatment, and rehabilitation*. Springer, Cham, S 3–16
  63. Martin C, Bideau B, Nicolas G, Delamarche P, Kulpa R (2012) How does the tennis serve technique influence the serve-and-volley? *J. Sports Sci.* 30(11):1149–1156. doi:10.1080/02640414.2012.695079
  64. Martin C (2015) Should players serve using the foot-up or foot-back technique? *ITF Coaching & Sport Science Review* 23(67):22–24. doi:10.52383/itfcoaching.v23i67.154

65. Reid M, Elliott B, Alderson J (2008) Lower-limb coordination and shoulder joint mechanics in the tennis serve. *Med Sci Sports Exerc* 40(2):308–315.  
doi:10.1249/mss.0b013e31815c6d61
66. Bahamonde RE, Knudson D (2003) Kinetics of the upper extremity in the open and square stance tennis forehand. *Journal of Science and Medicine in Sport* 6(1):88–101.  
doi:10.1016/S1440-2440(03)80012-9
67. Bahamonde RE, Knudson D (2003) Kinetics of the upper extremity in the open and square stance tennis forehand. *J Sci Med Sport* 6(1):88–101. doi:10.1016/S1440-2440(03)80012-9
68. Knudson D, Bahamonde RE (1999) Trunk and racket kinematics at impact in the open and square stance tennis forehand. *Biology of Sports* (16):3–10
69. Bahamonde RE, Knudson D (2003) Linear and angular momentum in stroke production. In: Elliott B, Reid M, Crespo M (Hrsg) *ITF biomechanics of advanced tennis*. International Tennis Federation, London, S 49–70
70. Deutscher Tennis-Bund e.V. (2023) *Tennis Lehrplan - Aufschlag*. [www.trainer.tennis.de](http://www.trainer.tennis.de). Zugegriffen: 11. Oktober 2023
71. Deutscher Tennis-Bund e.V. (2023) *Tennis Lehrplan - Ballmechanik*. [www.trainer.tennis.de](http://www.trainer.tennis.de). Zugegriffen: 12. Oktober 2023
72. Littleford J, Magrath A (2019) *Tennis. Perfekte Technik, kluge Taktik*, 4. Aufl. Copress Sport, Grünwald
73. Sheets AL, Abrams GD, Corazza S, Safran MR, Andriacchi TP (2011) Kinematics differences between the flat, kick, and slice serves measured using a markerless motion capture method. *Ann Biomed Eng* 39(12):3011–3020. doi:10.1007/s10439-011-0418-y
74. Reid M, Elliott B, Alderson J (2007) Shoulder joint loading in the high performance flat and kick tennis serves. *Br J Sports Med* 41(12):884-9; discussion 889.  
doi:10.1136/bjism.2007.036657
75. Takahashi K, Elliott B, Noffal G (1996) The role of upper limb segment rotations in the development of spin in the tennis forehand. *Aust J Sci Med Sport* 28(4):106–113
76. Allen T, Choppin S, Knudson D (2016) A review of tennis racket performance parameters. *Sports Eng* 19(1):1–11. doi:10.1007/s12283-014-0167-x
77. Brody H (1995) *Tennis science for tennis players*. University of Pennsylvania Press, Philadelphia
78. Seifert J (2012) A review of the Magnus effect in aeronautics. *Progress in Aerospace Sciences* 55:17–45. doi:10.1016/J.PAEROSCI.2012.07.001

79. Mitternacht J, Lampe R (2006) Ermittlung funktioneller kinetischer Parameter aus der plantaren Druckverteilungsmessung. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 144(4):410–418. doi:10.1055/s-2006-942228
80. Park J, Kim M, Hong I, Kim T, Lee E, Kim E-A, Ryu J-K, Jo Y, Koo J, Han S, Koh J-S, Kang D (2019) Foot plantar pressure measurement system using highly sensitive crack-based sensor. *Sensors (Basel, Switzerland)* 19(24). doi:10.3390/s19245504
81. Tipler PA, Mosca G (2019) *Physik. Für Studierende der Naturwissenschaften und Technik*, 8. Aufl. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg
82. Kalpen A, Seitz P (1994) Comparison between the force values measured with the Pedar system and Kistler platform. *Gait & Posture* 2(4):236–237. doi:10.1016/0966-6362(94)90112-0
83. Kernozek TW, LaMott EE, Dancisak MJ (1996) Reliability of an in-shoe pressure measurement system during treadmill walking. *Foot Ankle Int* 17(4):204–209. doi:10.1177/107110079601700404
84. McPoil TG, Cornwall MW, Yamada W (1995) A comparison of two in-shoe plantar pressure measurement systems. *Lower Extremity* 2(2):95–103
85. Barnett S, Cunningham JL, West S (2001) A comparison of vertical force and temporal parameters produced by an in-shoe pressure measuring system and a force platform. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 16(4):353–357. doi:10.1016/s0268-0033(01)00026-2
86. Hurkmans HLP, Busmann JBJ, Selles RW, Horemans HLD, Benda E, Stam HJ, Verhaar JAN (2006) Accuracy and repeatability of the pedar mobile system in long-term vertical force measurements. *J Biomech* 39(1):110–118. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.10.028
87. Morris KA (2011) What is Hysteresis? *Appl Mech Rev* 64(5). doi:10.1115/1.4007112
88. Brinckmann P (2012) *Orthopädische Biomechanik*, 2. Aufl. MV Wissenschaft, Bd 2. Monsenstein und Vannerdat, Münster
89. Eckl M, Kornfeind P, Baca A A Comparison of Plantar Pressure between to different playing Surface in Tennis
90. Girard O, Eicher F, Fourchet F, Micallef JP, Millet GP (2007) Effects of the playing surface on plantar pressures and potential injuries in tennis. *BJSM* 41(11):733–738. doi:10.1136/bjism.2007.036707
91. Eckl M, Kornfeind P, Baca A (2011) A comparison of plantar pressures between two different playing surfaces in tennis. *ISBS - Conference Proceedings Archive*
92. Ferrauti A, Fernandez-Fernandez J, Klapsing GM, Ulbricht A, Rosenkranz D (2013) Diagnostic of footwork characteristics and running speed demands in tennis on different

- ground surfaces. *Sport-Orthopädie - Sport-Traumatologie - Sports Orthopaedics and Traumatology* 29(3):172–179. doi:10.1016/j.orthtr.2013.07.017
93. Starbuck C, Damm L, Clarke J, Carré M, Capel-Davis J, Miller S, Stiles V, Dixon S (2016) The influence of tennis court surfaces on player perceptions and biomechanical response. *J. Sports Sci.* 34(17):1627–1636. doi:10.1080/02640414.2015.1127988
94. Girard O, Micallef J-P, Millet GP (2010) Effects of the playing surface on plantar pressures during the first serve in tennis. *International journal of sports physiology and performance* 5(3):384–393. doi:10.1123/ijsp.5.3.384
95. Mourtziotis C, Kellis E, Salonikidis K (2019) Plantar pressures differences between the flat, slice and topspin serves. *ITF Coaching & Sport Science Review* 27(78):32–34. doi:10.52383/itfcoaching.v27i78.92
96. Lambrich J, Muehlbauer T (2023) Effect of stroke direction on plantar pressure in each foot during the forehand and backhand stroke among healthy adult tennis players of different performance levels. *BMC Sports Sci Med Rehabil* 15(1). doi:10.1186/s13102-023-00632-4
97. Fett J, Ulbricht A, Ferrauti A (2020) Impact of physical performance and anthropometric characteristics on serve velocity in elite junior tennis players. *J. Strength Cond. Res.* 34(1):192–202. doi:10.1519/JSC.0000000000002641
98. Kovacs MS, Ellenbecker TS (2011) A performance evaluation of the tennis serve: implications for strength, speed, power, and flexibility training. *Strength and Conditioning Journal* 33(4):22–30. doi:10.1519/SSC.0b013e318225d59a
99. Stöggel T, Martinier A (2017) Validation of moticon's opengo sensor insoles during gait, jumps, balance and cross-country skiing specific imitation movements. *J Sports Sci* 35(2):196–206. doi:10.1080/02640414.2016.1161205
100. Hurkmans HLP, Bussmann JBJ, Benda E, Verhaar JAN, Stam HJ (2006) Accuracy and repeatability of the Pedar Mobile system in long-term vertical force measurements. *Gait & Posture* 23(1):118–125. doi:10.1016/j.gaitpost.2005.05.008
101. Haley SM, Fragala-Pinkham MA (2006) Interpreting change scores of tests and measures used in physical therapy. *Phys Ther* 86(5):735–743
102. Elliott B, Takahashi K, Noffal G (1997) The influence of grip position on upper limb contributions to racket head velocity in a tennis forehand. *Journal of Applied Biomechanics* 13(2):182–196. doi:10.1123/jab.13.2.182

103. Landlinger J, Lindinger S, Stöggl T, Wagner H, Müller E (2010) Key factors and timing patterns in the tennis forehand of different skill levels. *J. Sports Sci. Med.* 9(4):643–651
104. Landlinger J, Lindinger SJ, Stöggl T, Wagner H, Müller E (2010) Kinematic differences of elite and high-performance tennis players in the cross court and down the line forehand. *Sports Biomech* 9(4):280–295. doi:10.1080/14763141.2010.535841
105. Moosbrugger H, Kelava A (2020) Qualitätsanforderungen an Tests und Fragebogen („Gütekriterien“) Testtheorie und Fragebogenkonstruktion, 3. Aufl. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, S 13–38
106. Schmiemann P, Lücken M (2014) Validität – Misst mein Test, was er soll? In: Krüger D, Parchmann I, Schecker H (Hrsg) Methoden in der naturwissenschaftsdidaktischen Forschung. Springer Berlin Heidelberg; Imprint: Springer Spektrum, Berlin, Heidelberg, S 107–118
107. General Assembly of the World Medical Association (2014) World Medical Association Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects. *J Am Coll Dent* 81(3):14–18
108. go-tec support (2022) Handbuch GP MobilData V7
109. Kistler (2023) Datasheet Multicomponent Force Plate. <https://www.kistler.com/CA/en/cp/3d-force-plates-9281e/P0000685>. Zugegriffen: 14. September 2023
110. Microgate Srl (2023) Das Witty Kit. <https://training.microgate.it/de/produkte/witty/das-witty-kit>. Zugegriffen: 01. Januar 2024
111. Tennis-Point GmbH (2023) Slinger Bag. <https://www.tennis-point.de/slinger-bag/>. Zugegriffen: 22. November 2023
112. Koo TK, Li MY (2016) A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J Chiropr Med* 15(2):155–163. doi:10.1016/j.jcm.2016.02.012
113. Fleiss JL (Hrsg) (1986) The design and analysis of clinical experiments. Wiley series in probability and mathematical statistics Applied probability and statistics. Wiley, New York
114. Bland JM, Altman DG (1986) Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1(8476):307–310
115. Atkinson G, Nevill AM (1998) Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med* 26(4):217–238. doi:10.2165/00007256-199826040-00002

116. Weir JP (2005) Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res* 19(1):231–240. doi:10.1519/15184.1
117. Cohen J (1988) *Statistical power analysis for the behavioral sciences*, 2. Aufl. Erlbaum, Hillsdale, NJ
118. Arifin WN (2023) Sample size calculator (web). <https://wnariffin.github.io/ssc/ssicc.html>. Zugegriffen: 23. Oktober 2023
119. Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A.-G. & Buchner, A. (2007) G\*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods* 39:175–191
120. Adams D, Pozzi F, Willy RW, Carrol A, Zeni J (2018) Altering cadence or vertical oscillation during running: effects on running related injury factors. *Int J Sports Phys Ther* 13(4):633–642
121. Chow JW, Park S-A, Tillman MD (2009) Lower trunk kinematics and muscle activity during different types of tennis serves. *Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol* 1(1):24. doi:10.1186/1758-2555-1-24
122. Abrams GD, Harris AHS, Andriacchi TP, Safran MR (2014) Biomechanical analysis of three tennis serve types using a markerless system. *Br J Sports Med* 48(4):339–342. doi:10.1136/bjsports-2012-091371
123. Pedro B, João F, Lara JPR, Cabral S, Carvalho J, Veloso AP (2022) Evaluation of upper limb joint contribution to racket head speed in elite tennis players using imu sensors: comparison between the cross-court and inside-out attacking forehand drive. *Sensors (Basel)* 22(3). doi:10.3390/s22031283
124. Iino Y, Kojima T (2001) Torque acting on the pelvis about its superior-inferior axis through the hip joints during a tennis forehand stroke. *J. Hum. Mov. Stud.* 40(4):269–290
125. Iino Y, Kojima T (2003) Role of knee flexion and extension for rotating the trunk in a tennis forehand stroke. *J. Hum. Mov. Stud.* 45(2):133–152
126. Nesbit SM, Serrano M, Elzinga M (2008) The role of knee positioning and range-of-motion on the closed-stance forehand tennis swing. *J. Sports Sci. Med.* 7(1):114–124
127. Lambrich J, Muehlbauer T (2022) Effects of athletic training on physical fitness and stroke velocity in healthy youth and adult tennis players: A systematic review and meta-analysis. *Front Sports Act Living* 4:1061087. doi:10.3389/fspor.2022.1061087
128. Akutagawa S, Kojima T (2005) Trunk rotation torques through the hip joints during the one- and two-handed backhand tennis strokes. *J Sports Sci* 23(8):781–793. doi:10.1080/02640410400021609

129. Pluim BM, Staal JB, Windler GE, Jayanthi N (2006) Tennis injuries: occurrence, aetiology, and prevention. *BJSM* 40(5):415–423. doi:10.1136/bjism.2005.023184
130. Young WB (2006) Transfer of strength and power training to sports performance. *Int J Sports Physiol Perform* 1(2):74–83. doi:10.1123/ijsp.1.2.74
131. Kovacs MS (2009) Movement for tennis: the importance of lateral training. *Strength Cond J* 31(4):77–85. doi:10.1519/SSC.0b013e3181afe806

## 10 Anhang

### 10.1 Studie I: “Concurrent validity and test–retest reliability of pressure-detecting insoles for static and dynamic movements in healthy young adults”

Lambrich, J., Hagen, M., Schwiertz, G., & Muehlbauer, T. (2023). Concurrent Validity and Test–Retest Reliability of Pressure-Detecting Insoles for Static and Dynamic Movements in Healthy Young Adults. *Sensors*, 23(10), 4913.

<https://doi.org/10.3390/s23104913>



## Article

# Concurrent Validity and Test–Retest Reliability of Pressure-Detecting Insoles for Static and Dynamic Movements in Healthy Young Adults

Johanna Lambrich <sup>\*</sup>, Marco Hagen, Gerrit Schwartz and Thomas Muehlbauer 

Division of Movement and Training Sciences/Biomechanics of Sport, University of Duisburg-Essen, 45141 Essen, Germany; marco.hagen@uni-due.de (M.H.); gerrit.schwartz@uni-due.de (G.S.); thomas.muehlbauer@uni-due.de (T.M.)

\* Correspondence: johanna.lambrich@uni-due.de; Tel.: +49-(0)201-183-7623

**Abstract:** Compared to force-plates, pressure-detecting insoles have the advantage that vertical ground reaction force (vGRF) can be estimated under field rather than laboratory conditions. However, the question arises whether insoles also provide valid and reliable results compared to a force-plate (i.e., the gold standard). The study aimed to investigate the concurrent validity and test–retest reliability of pressure-detecting insoles during static and dynamic movements. Twenty-two healthy young adults (12 females) performed standing, walking, running, and jumping movements while simultaneously collecting pressure (GP MobilData WiFi, GeBioM mbH, Münster, Germany) and force (Kistler<sup>®</sup>) data twice, 10 days apart. Concerning validity, ICC values showed excellent agreement (ICC > 0.75), irrespective of the test condition. Further, the insoles underestimated (mean bias: −4.41 to −37.15%) most of the vGRF variables. Concerning reliability, ICC values for nearly all test conditions also showed excellent agreement, and the SEM was rather low. Lastly, most of the MDC<sub>95%</sub> values were low (≤5%). The predominantly excellent ICC values for between-devices (i.e., concurrent validity) and between-visits (i.e., test–retest reliability) comparisons suggest that the tested pressure-detecting insoles can be used under field-based conditions for a valid and reliable estimation of relevant vGRF variables during standing, walking, running, and jumping.

**Keywords:** standing; walking; running; jumping; pressure insole; force plate; validation; repeatability



**Citation:** Lambrich, J.; Hagen, M.; Schwartz, G.; Muehlbauer, T. Concurrent Validity and Test–Retest Reliability of Pressure-Detecting Insoles for Static and Dynamic Movements in Healthy Young Adults. *Sensors* **2023**, *23*, 4913. <https://doi.org/10.3390/s23104913>

Academic Editor: David Niederseer

Received: 21 April 2023

Revised: 15 May 2023

Accepted: 18 May 2023

Published: 19 May 2023



**Copyright:** © 2023 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

## 1. Introduction

The ground reaction force has great importance in sports because many movements (i.e., jumping, throwing, hitting movements) are based on a kinetic chain to achieve high-performance outcomes (i.e., jump height, throwing distance, hitting speed) [1–3]. The ground reaction force is divided into vertical and horizontal components, which are mostly measured under laboratory conditions by means of a force-plate [2]. Yet, the vertical component of the ground reaction force, which is of particular interest in various contexts (i.e., clinical gait analysis [4,5], performance analysis in sports [6,7], injury prevention [8,9], development of sports shoes [10]), can also be assessed using pressure-detecting insole systems. In addition, insoles compared to a force-plate have the advantage that they can be used under field-based (e.g., tennis court, soccer field) rather than laboratory conditions and are less expensive and easier to operate [11]. Another virtue of pressure-detecting insole systems is that several consecutive steps can be registered during walking and running [12]. Lastly, the assessment of vertical ground reaction force (vGRF) with insoles is important because the natural movement pattern, as well as the full range of motion, can be maintained, and no fixed mounted, size-limited force-plate needs to be touched accurately. Since pressure is the quotient of force and area, if the area is known, the resulting overall vertical force related to this area can be calculated from the measurement data of the plantar pressure-detecting insoles [13]. However, the question arises to what extent

these pressure-detecting insole systems provide valid as well as reliable estimations of the vGRF compared to a force-plate (i.e., the gold standard and criterion device).

So far, different pressure-detecting insole systems using capacitive or resistive technology (e.g., Pedar Mobile system, Novel GmbH, Munich, Germany; Loadsol<sup>®</sup>, Novel Electronics, St. Paul, MN, USA; Insole3, Moticon ReGo AG, Munich, Germany, F-Scan 300E Sport, Tekscan Inc., Boston, MA, USA; WalkinSense<sup>®</sup>, Tomorrow Options Microelectronics, S.A., Sheffield, UK) have been investigated with respect to validity and reliability [14–19]. Although most of these systems were shown to be valid and reliable, only a few movements (i.e., standing or walking or running) were examined with a rather small sample size (e.g.,  $N = 11$  in the study of Cramer et al. [16]) and, in some cases, only one of two quality criteria were considered (e.g., validity only in the study of Stöggl & Martinier [20]). Therefore, the aim of the present study was to investigate static (i.e., standing) as well as dynamic (i.e., walking, running, and jumping) movements in a larger sample ( $N = 22$ ) using a pressure-detecting insole system (i.e., GP MobilData WiFi, GeBioM mbH, Münster, Germany) that has not yet been tested for concurrent validity and test–retest reliability. The scientific and research value of this plantar pressure system has already been demonstrated in a study with twelve nationally ranked tennis players [21]. More precisely, it was investigated how court surface influences foot work and running speed. As a result, it was shown for the first time that changes in direction time, running time, and ground contact time were significantly longer on a clay court compared to a carpet court when performing a tennis-specific shuttle run test. In sum, we hypothesized to find good to excellent agreement (concurrent validity) between the estimated (insoles) and the measured (force-plate) vGRF variables as well as good to excellent consistency (test–retest reliability) of the insoles for the estimated vGRF parameters between two visits.

## 2. Materials and Methods

### 2.1. Participants

Twenty-two healthy young adults of both sexes took part in the study (Table 1). Their age ranged from 20 to 35 years. All participants were informed about the contents of the respective study and gave their written consent to participate. The human ethics committee at the University of Duisburg-Essen, Faculty of Educational Sciences, approved the study protocol (approval number: TM\_02.03.22):

**Table 1.** Characteristics of the study participants ( $N = 22$ ).

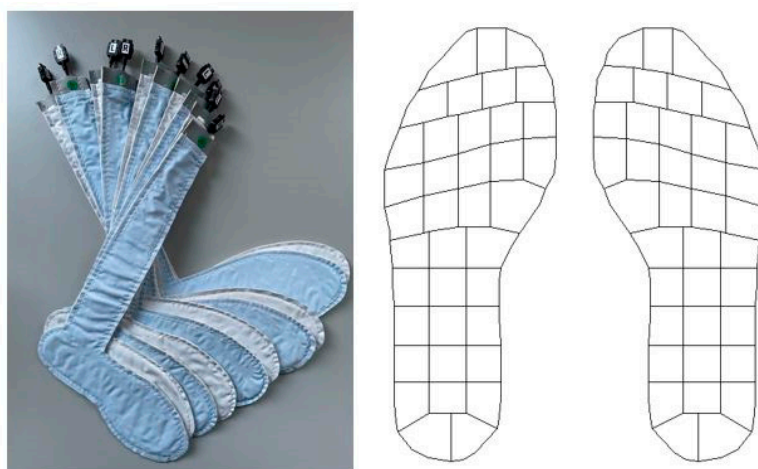
Characteristic	Value
Age [years]	27.5 ± 9.2
Sex [female/male]	12/10
Body height [cm]	178.6 ± 3.7
Body mass [kg]	74.9 ± 13.6
Shoe size [EU]	42.0 ± 2.8

Data represent means ± standard deviations.

### 2.2. Assessment of Insole Data

Flexible instrumented insoles of the GP MobilData WiFi System (GeBioM mbH, Münster, Germany) were used to record plantar pressure data at a sampling rate of 200 Hz (Figure 1). One set of insoles consists of five pairs with different sizes (i.e., EU 37–38, EU 39–40, EU 41–42, EU 43–44, EU 45–46). Depending on the shoe size, each sole consists of 40–64 equally sized sensors (diameter: 8 mm). The obtained data were sent to a laptop via a wireless signal using GP Manager V7 Software (GeBioM mbH, Münster, Germany). The instrumented insoles were placed over the conventional insoles of the individual shoes. The shoes were regularly worn running shoes, and the participants were asked to wear the same shoes on both visits. The system allows exporting of different parameters, e.g., maximum/mean pressure, force values, contact areas, and focus areas. In addition, the foot

zones that are examined can be adapted individually depending on the research question (e.g., whole foot, forefoot, rearfoot, or each metatarsal, separately).



**Figure 1.** The plantar pressure-detecting insole system (i.e., GP MobilData WiFi, GeBioM mbH, Münster, Germany) and the layout of the sensors.

### 2.3. Assessment of Force-Plate Data

A three-dimensional force-plate (dimensions: 600 mm × 400 mm × 100 mm, Kistler [type 9281b], Winterthur, Switzerland) was used as gold standard and criterion device to record vGRF (sampling rate: 2,000 Hz). The force-plate was connected to a personal computer, and the Vicon Nexus software 2 (VICON, Oxford, UK) allowed quantification of vGRF variables.

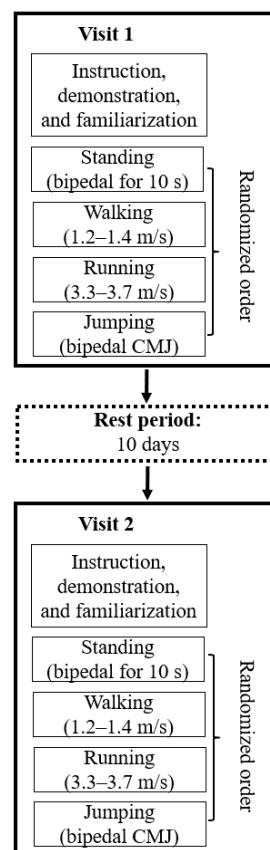
### 2.4. Procedures

At the beginning of a test session, the participants received a verbal briefing of the experimental design, a practical demonstration of the different test conditions, and were familiarized with the pressure-detecting insoles. Familiarization lasted 10 min and included standing, walking, running, and jumping exercises (Figure 2). Each participant used the appropriate insole for their shoe size and their own sports shoes. Subsequently, the following four test conditions were performed in a randomized order: (a) bipedal stance for 10 s, (b) walking (1.2–1.4 m/s), (c) running (3.3–3.7 m/s), and (d) bipedal countermovement jump with the hands fixed to the waist. To achieve a better comparability of the results, walking and running speeds were adapted from previous studies [16,18]. In order to reach the predetermined target speed during conditions (b) and (c), practice trials were performed. Two photoelectric sensors (WITTY, Microgate Srl, Bolzano, Italy) were placed at equal distances (2.5 m) before and behind the force-plate at knee height and measured speed. For each test condition, five successful trials were recorded. During walking and running, a trial was considered successful if the participant reached the predetermined target speed and hit the force-plate with the right foot without having to adjust speed or stride length. Between trials and test conditions, 30 s and 60 s rest periods, respectively, were provided, and each participant repeated the aforementioned procedure after 10 days.

### 2.5. Data Processing

The analysis of the insole data was performed using MATLAB software version R2017a (The MathWorks Inc., Natick, MA, USA). The time stamp from the force-plate data was used to determine the equivalent step during walking and running (always the second step of the right lower limb due to the distance chosen and visual verification) from the insole system data. Different variables were calculated for each condition. During the bipedal stance, mass was calculated. For walking, the first and second local maximum (peak 1 and peak 2), the local valley between the peaks, the impulse (N·s), and the contact

time (s) were calculated. For running, the maximum peak (peak max), the impulse (N·s), and the contact time (s) were determined. For jumping, the maximum vGRF during take-off (propulsive force) and landing (landing force), as well as jump height (cm), were computed. Jump height was calculated using the “flight-time” method. The mean of the successful trials was used to perform the statistical analysis. All force variables were measured in Newton (N). For the bipedal stance and jump, the vGRF was calculated from the sum of the two insoles (right and left).



**Figure 2.** Schematic diagram of the study design and testing procedure. CMJ = countermovement jump.

## 2.6. Statistical Analyses

Assumptions of normality (Shapiro–Wilk Test) and homogeneity of variance/sphericity (Mauchly Test) were checked and met prior to the application of statistical analyses. Descriptive data are reported as group mean values and standard deviations (SD). Concurrent validity between the force-plate (i.e., gold standard and criterion device) and the insole data was quantified using the mean values of visits 1 and 2. Specifically, the intraclass correlation coefficient ( $ICC_{3,k}$  for mean-rating ( $k = 2$ , two-way mixed effects model between subject and device) with a 95% confidence interval (CI) and the percent bias (i.e., mean difference of measurements between both devices as a proportion of the force-plate values) were calculated. According to Fleiss [22],  $ICC \geq 0.75$  was considered “excellent”,  $0.40 \leq ICC < 0.75$  was considered “moderate-to-good”, and  $ICC < 0.40$  was considered “poor”. Further, Bland–Altman graphics were created to illustrate the agreement between force-plate and insole data, i.e., the differences were plotted against the mean between both devices. It is recommended that 95% of the data points should be within the limits of agreement (i.e., mean value  $\pm 1.96$  SD).

Test–retest reliability was quantified by comparing the data from visits 1 and 2 for each measuring device separately. Precisely, relative reliability was determined by calculating the  $ICC_{3,2}$  (two-way mixed-effects model between subjects and visits) with a 95% CI. Absolute reliability was assessed using the standard error of measurement (SEM). Further,

we calculated the minimal detectable change ( $MDC_{95\%}$ ), which indicates the size of a measurement difference in a repeated measurement at which a measurement error can be excluded and a real change is present. All statistical analyses were performed using SPSS software (version 27.0, IBM Corporation, Armonk, NY, USA).

### 3. Results

#### Concurrent Validity

Table 2 shows the descriptive data and concurrent validity of the pressure-detecting insoles compared to the force-plate (i.e., the gold standard and criterion device). Irrespective of the test condition, we found “excellent” ICC values  $> 0.75$ . Furthermore, the mean bias values demonstrate that, except for contact time during walking and running and for jump height during jumping, most of the registered data were underestimated by the insoles compared to the force-plate. In addition, exemplary Bland–Altman plots revealed that most of the data points lie within the limits of agreement (Figure 3A–D). Specifically, only 2 out of 22 points (9.1%), 3 out of 22 points (13.6%), 2 out of 22 points (9.1%), and 3 out of 22 points (13.6%) were outside the limits during standing (i.e., mass), walking (i.e., impulse), running (i.e., impulse), and jumping (i.e., jump height), respectively.

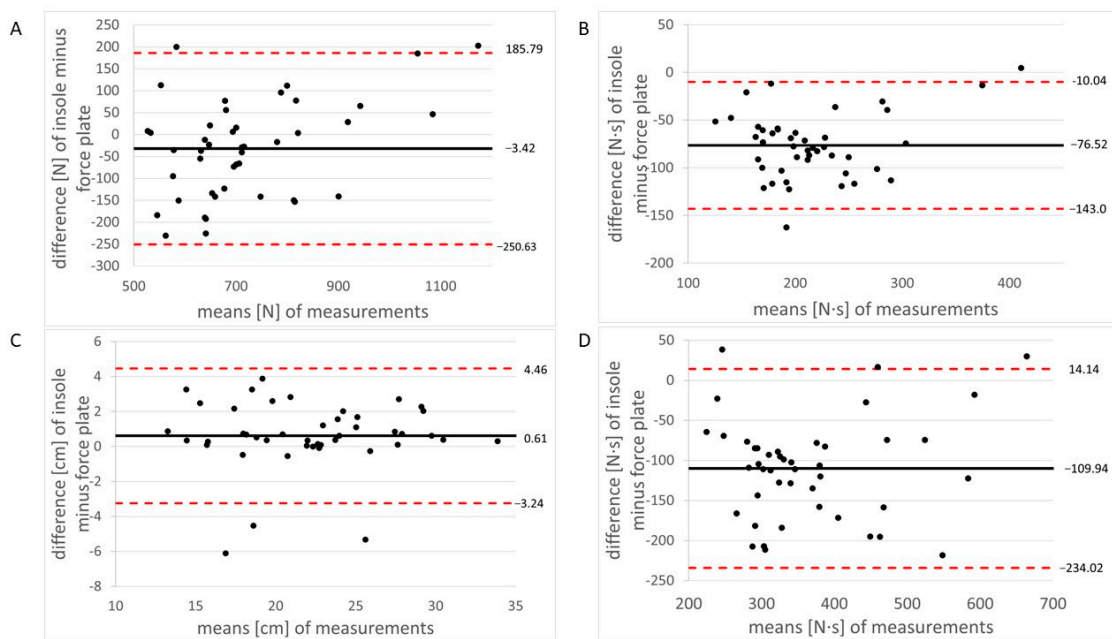
**Table 2.** Descriptive data and concurrent validity of the pressure-detecting insoles (i.e., GP MobilData WiFi, GeBioM mbH) compared to the force-plate (i.e., Kistler®, type 9281b).

Test Condition	vGRF Variable	Force-Plate Mean $\pm$ SD	Insoles Mean $\pm$ SD	ICC <sub>3,2</sub> (95% CI)	Mean Bias [%]
Standing	Mass [N]	734.43 $\pm$ 133.54	702.01 $\pm$ 177.13	0.86 (0.74–0.92)	−4.41
Walking	Peak 1 [N]	845.10 $\pm$ 150.30	719.08 $\pm$ 187.08	0.82 (0.67–0.90)	−14.91
	Peak 2 [N]	817.60 $\pm$ 148.51	513.84 $\pm$ 200.29	0.87 (0.76–0.93)	−37.15
	Valley [N]	510.66 $\pm$ 111.57	376.12 $\pm$ 142.09	0.85 (0.72–0.92)	−26.35
	Impulse [N·s]	420.15 $\pm$ 103.43	310.21 $\pm$ 110.47	0.90 (0.82–0.95)	−26.17
	Contact time [s]	0.70 $\pm$ 0.06	0.72 $\pm$ 0.06	0.98 (0.95–0.99)	1.85
Running	Peak max [N]	1741.02 $\pm$ 299.17	1229.06 $\pm$ 368.19	0.91 (0.84–0.95)	−29.41
	Impulse [N·s]	253.77 $\pm$ 55.25	177.25 $\pm$ 63.04	0.91 (0.84–0.95)	−30.15
	Contact time [s]	0.25 $\pm$ 0.02	0.25 $\pm$ 0.03	0.87 (0.77–0.93)	0.97
Jumping	Propulsive force [N]	1576.59 $\pm$ 308.44	1186.63 $\pm$ 303.11	0.82 (0.67–0.90)	−24.73
	Landing force [N]	2869.35 $\pm$ 613.12	2200.74 $\pm$ 716.91	0.95 (0.90–0.97)	−23.30
	Jump height [cm]	22.39 $\pm$ 5.03	21.78 $\pm$ 4.99	0.96 (0.93–0.98)	2.80

ICC<sub>3,k</sub> = intraclass correlation coefficient; CI = confidence interval; SD = standard deviation; vGRF = vertical ground reaction force; LoA = limits of agreement.

Descriptive data and test–retest reliability of the pressure-detecting insoles are presented in Table 3. In terms of relative reliability, we detected “excellent” ICC values for all but one (i.e., a “moderate-to-good” ICC value of 0.74 for contact time during walking) test condition. Concerning absolute reliability, the absolute SEM value was 45.16 for standing and ranged from 0.03–40.12 for walking, from 0.01–57.04 for running, and from 2.21–227.34 for jumping. This corresponds to values of 6–7%, 4–9%, 4–6%, and 8–10% for standing, walking, running, and jumping, respectively. In addition, the  $MDC_{95\%}$  value was 2.65% for standing and ranged from 2.44–65.73% for walking, from 1.70–112.00% for running, and from 1.82–18.41% for jumping. Table 4 illustrates the descriptive data and test–retest reliability of the force-plate. Again, the detected ICC values were “excellent” for all but one (i.e., a “moderate-to-good” ICC value of 0.74 for contact time during walking) test condition. The absolute SEM value was 21.53 for standing and ranged from 0.03–32.88 for walking, from 0.01–46.35 for running, and from 1.09–148.00 for jumping. This equals values of 3%, 4–6%, 3–8%, and 5–9% for standing, walking, running, and jumping, respectively. Additionally, the  $MDC_{95\%}$  value was 1.75% for standing and ranged from 1.80–70.00% for walking, from 1.08–88.0% for running, and from 1.14–13.09% for jumping.





**Figure 3.** Bland–Altman plots for the comparison of the pressure-detecting insoles with the force-plate (i.e., the gold standard and criterion device) during (A) standing (i.e., mass), (B) walking (i.e., impulse), (C) running (i.e., impulse), and (D) jumping (i.e., jump height). The mean of the differences (insole minus force-plate) is indicated by the solid black line, and 95% confidence intervals are indicated by dashed red lines.

**Table 3.** Descriptive data and test–retest reliability of the pressure-detecting insoles (i.e., GP Mobil-Data WiFi, GeBioM mbH).

Test Condition	vGRF Variable	Insoles: Visit 1 Mean ± SD	Insoles: Visit 2 Mean ± SD	ICC <sub>3,2</sub> (95% CI)	SEM *	MDC <sub>95%</sub> [%]
Standing	Mass [N]	716.35 ± 198.65	687.68 ± 156.05	0.94 (0.84–0.97)	45.16	2.65
Walking	Peak 1 [N]	742.33 ± 197.38	695.83 ± 177.69	0.95 (0.89–0.98)	40.12	2.44
	Peak 2 [N]	524.97 ± 215.85	502.71 ± 187.85	0.97 (0.93–0.99)	34.69	3.17
	Valley [N]	382.73 ± 151.80	369.52 ± 134.94	0.95 (0.87–0.98)	33.32	4.25
	Impulse [N·s]	318.43 ± 118.20	301.99 ± 104.28	0.97 (0.93–0.99)	20.67	4.06
	Contact time [s]	0.72 ± 0.06	0.71 ± 0.06	0.74 (0.36–0.89)	0.03	65.73
Running	Peak max [N]	1253.11 ± 383.07	1205.02 ± 360.05	0.98 (0.94–0.99)	57.04	1.70
	Impulse [N·s]	183.05 ± 67.80	171.45 ± 58.90	0.97 (0.93–0.99)	10.55	5.08
	Contact time [s]	0.25 ± 0.02	0.25 ± 0.03	0.85 (0.65–0.94)	0.01	112.00
Jumping	Propulsive force [N]	1214.55 ± 316.83	1158.71 ± 293.45	0.89 (0.74–0.96)	99.15	2.32
	Landing force [N]	2391.45 ± 822.78	2192.24 ± 691.49	0.91 (0.78–0.96)	227.34	1.82
	Jump height [cm]	23.31 ± 4.31	21.46 ± 5.60	0.81 (0.53–0.92)	2.21	18.41

\* Absolute SEM values are provided, and therefore the unit corresponds to the respective vGRF variable. ICC<sub>3,k</sub> = intraclass correlation coefficient; CI = confidence interval; MDC<sub>95%</sub> = minimal detectable change; SD = standard deviation; SEM = standard error of measurement; vGRF = vertical ground reaction force.

**Table 4.** Descriptive data and test–retest reliability of the force-plate (i.e., Kistler®, type 9281b).

Test Condition	vGRF Variable	Force-Plate: Visit 1 Mean ± SD	Force-Plate: Visit 2 Mean ± SD	ICC <sub>3,2</sub> (95% CI)	SEM *	MDC <sub>95%</sub> [%]
Standing	Mass [N]	728.66 ± 143.48	740.21 ± 125.93	0.97 (0.94–0.99)	21.53	1.75
Walking	Peak 1 [N]	837.59 ± 162.70	852.60 ± 140.24	0.96 (0.90–0.98)	30.06	1.80
	Peak 2 [N]	806.25 ± 152.49	828.94 ± 147.10	0.95 (0.83–0.97)	32.88	1.94
	Valley [N]	506.95 ± 120.87	514.37 ± 104.16	0.93 (0.83–0.97)	29.31	2.93
	Impulse [N·s]	415.64 ± 111.84	424.66 ± 96.72	0.94 (0.85–0.98)	25.55	3.33
	Contact time [s]	0.70 ± 0.06	0.70 ± 0.06	0.74 (0.37–0.89)	0.03	70.00

Table 4. Cont.

Test Condition	vGRF Variable	Force-Plate: Visit 1 Mean $\pm$ SD	Force-Plate: Visit 2 Mean $\pm$ SD	ICC <sub>3,2</sub> (95% CI)	SEM *	MDC <sub>95%</sub> [%]
Running	Peak max [N]	1752.72 $\pm$ 324.65	1729.32 $\pm$ 278.53	0.98 (0.94–0.99)	46.35	1.08
	Impulse [N·s]	253.93 $\pm$ 60.58	253.62 $\pm$ 50.79	0.88 (0.71–0.95)	19.14	4.78
	Contact time [s]	0.25 $\pm$ 0.03	0.25 $\pm$ 0.02	0.94 (0.85–0.97)	0.01	88.00
Jumping	Propulsive force [N]	1568.84 $\pm$ 293.52	1584.35 $\pm$ 328.66	0.95 (0.87–0.98)	138.11	2.06
	Landing force [N]	3007.96 $\pm$ 655.82	2913.41 $\pm$ 629.10	0.95 (0.88–0.98)	148.00	1.14
	Jump height [cm]	23.13 $\pm$ 4.26	21.01 $\pm$ 5.30	0.80 (0.52–0.92)	1.09	13.09

\* Absolute SEM values are provided, and therefore the unit corresponds to the respective vGRF variable. ICC<sub>3,k</sub> = intraclass correlation coefficient; CI = confidence interval; MDC<sub>95%</sub> = minimal detectable change; SD = standard deviation; SEM = standard error of measurement; vGRF = vertical ground reaction force.

#### 4. Discussion

To our knowledge, the present study investigated concurrent validity and test–retest reliability of a pressure-detecting insole system (i.e., GP MobilData WiFi, GeBioM mbH, Münster, Germany) for the assessment of vGRF variables during static (i.e., standing) and dynamic (i.e., walking, running, and jumping) movements in healthy young female and male adults for the first time. The main results can be summarized as follows: (1) irrespective of test condition, “excellent” agreement (i.e., ICC values) was detected between the estimated (insole) and the measured (force-plate) vGRF variables; (2) most of the vGRF parameters were underestimated (−4.41 to −37.15%) by the insoles compared to the force-plate; (3) the majority of data points (i.e., 19–20 out of 22 values) lie within the limits of agreement; (4) in nearly all vGRF variables, “moderate-to-good” to “excellent” agreement (i.e., ICC values) was detected between visit 1 and 2 for the pressure-detecting insole system; (5) for most of the vGRF parameters, the minimum amount of change needed to identify clinically relevant effects in repeated insole measurements was rather low ( $\leq 5\%$ ).

##### 4.1. Concurrent Validity of the Pressure-Detecting Insoles Compared to the Force-Plate

In line with our initial hypothesis stating good to excellent agreement between the estimated (insoles) and the measured (force-plate) vGRF variables, the analysis revealed “excellent” values (ICC: > 0.75) for all outcomes during standing (ICC: 0.86), walking (ICC<sub>1.2–1.4 m/s</sub>: 0.82–0.98), running (ICC<sub>3.3–3.7 m/s</sub>: 0.87–0.91), and jumping (ICC: 0.82–0.96). Regarding walking and running, our results correspond with those from previous studies [16,18,19] that investigated the validity of pressure-detecting insole systems and reported excellent agreement with a force-plate (i.e., criterion device and the gold standard). For example, Renner et al. [18] investigated recreationally active adults between the ages of 18–30 years and reported “excellent” values for walking (ICC<sub>1.3 m/s</sub>: 0.80–0.97) and running (ICC<sub>3.0 m/s</sub>: 0.86–0.96, ICC<sub>3.5 m/s</sub>: 0.83–0.97). Further, Cramer et al. [16] studied healthy adults aged 33.1  $\pm$  16.7 years and observed “excellent” values for slow walking (ICC<sub>0.8–1.0 m/s</sub>: 0.98–0.99), moderate-paced walking (ICC<sub>1.2–1.4 m/s</sub>: 0.94–0.98), and running (ICC<sub>3.3–3.7 m/s</sub>: 0.94). With respect to standing and jumping, Stöggl and Martiner [20] performed a validation of an insole system using a force-plate in young, healthy adults (age: 31  $\pm$  10 years). Although only Pearson’s product-moment correlation coefficients (*r*-values) were calculated, the *r*-values proved to be “high” for both test conditions (*r* = 0.77–0.83). The Bland–Altman plots (Figure 3A–D) supported our findings concerning excellent validity as almost all data points were within the agreement limits, which is consistent with former studies [16,18]. In addition, we observed—based on the mean bias values—that most of the registered data were underestimated by the pressure-detecting insole system compared to the force-plate, i.e., standing: −4.41%; walking: −26.17 to −37.15%; running: −29.41 to −30.15%; jumping: −23.30 to −24.73%. Both Renner et al. [18] for walking at 1.3 m/s and running at 3.0 m/s and 3.5 m/s as well as Cramer et al. [16] for walking at 0.8–1.0 m/s and 1.2–1.4 m/s and running at 3.3–3.7 m/s also reported an underestimation by the insoles. However, contrary to Stöggl and Martiner [20] and Nagahara and Morin [23], we did not observe an increase in mean bias despite increasing force values from walking

(513.84–719.08 N) over running (1229.06 N) to jumping (1186.63–2200.74 N). Accordingly, the tested GP MobilData WiFi insole system seems to record vertical ground reaction forces correctly during both slow (walking) and fast (running, jumping) movements. One reason for the underestimation of the measured values could be the dampening effect of the used footwear (i.e., running shoes with soft conventional insoles). In this regard, Kalpen and Seitz [24] stated that the forces between ground and shoe are different from those between foot and shoe. In addition, the pressure-detecting insoles are flexible and may thus have allowed a deformation due to foot morphology and/or the applied dynamic movements (i.e., walking, running, and jumping). Therefore, the pressure-detecting sensors were no longer perfectly vertical, resulting in imprecise recordings of the vGRF [25].

From a practical perspective, our finding of “excellent” validity indicates that the tested GP MobilData WiFi insole system can be used as a cost-effective alternative to a force-plate for assessing relevant vGRF variables during static (i.e., standing) and dynamic (i.e., walking, running, and jumping) movements in healthy young female and male adults. However, when analysing the registered plantar pressure data, the underestimation of the estimated force values should be considered.

#### 4.2. Test–Retest Reliability of the Pressure-Detecting Insoles

In accordance with our initial hypothesis stating good to excellent consistency of the estimated (insoles) vGRF variables between visits 1 and 2, the analysis showed “excellent” values for all outcomes during standing (ICC: 0.94), running (ICC<sub>3.3–3.7 m/s</sub>: 0.85–0.98), and jumping (ICC: 0.81–0.91) and “moderate-to-good” to “excellent” values for walking (ICC<sub>1.2–1.4 m/s</sub>: 0.74–0.97). Renner et al. [18] also investigated test–retest reliability and likewise reported “excellent” values for walking (ICC<sub>1.3 m/s</sub>: 0.90–0.96) and running (ICC<sub>3.0 m/s</sub>: 0.85–0.91, ICC<sub>3.5 m/s</sub>: 0.88–0.91). Moreover, Cramer et al. [16] studied test–retest reliability and also observed “excellent” values for slow walking (ICC<sub>0.8–1.0 m/s</sub>: 0.99), moderate-paced walking (ICC<sub>1.2–1.4 m/s</sub>: 0.98–0.99), and running (ICC<sub>3.3–3.7 m/s</sub>: 0.97–0.98). In the present study, the absolute SEM values amounted to 45.16 for standing and ranged from 0.03–40.12 for walking, from 0.01–57.04 for running, and from 2.21–227.34 for jumping. This corresponds to relatively low percentage values of 6–7% (standing), 4–9% (walking), 4–6% (running), and 8–10% (jumping), again indicating good test–retest reliability.

Further, the detected MDC<sub>95%</sub> values (i.e., the minimum amount of change needed to identify clinically relevant effects in repeated insole measurements) were rather low ( $\leq 5\%$ ) in most of the vGRF variables. Thus, a change in plantar pressure-derived vGRF data exceeding these values seems to be a true response, and a clinician or therapist can be 95% confident that beyond measurement error, a true change has occurred. In addition, comparatively high MDC<sub>95%</sub> values were found for contact time during walking (65.73%) and running (112.00%), as well as jump height during jumping (18.41%). Regarding walking and running, this finding might be explained by contact time’s dependence on cadence and walking/running speed [26]. More specifically, it may be hypothesized that between the two measurements, the same participants chose different speeds and cadences within the predetermined target speed interval of 1.2–1.4 m/s for walking and of 3.3–3.7 m/s for running. In terms of jumping, it seems most likely that the same participants achieved different jump heights on visit 1 compared to visit 2. This indicates a certain difficulty in repeatedly generating maximal vertical jump heights.

For practitioners, our finding of “moderate-to-good” to “excellent” test–retest reliability indicates that the tested GP MobilData WiFi insole system can be used as a reliable device for assessing relevant vGRF variables. For all variables, except for the contact time during walking and running, as well as for the jump height during jumping, the MDC<sub>95%</sub> values can be used as a threshold for the detection of clinically relevant changes between repeated insole measurements.

The present study has some strengths and limitations. In terms of the study values, we have investigated both concurrent validity and test–retest reliability for relevant daily and athletic physical activities (i.e., standing, walking, running, and jumping movements) in a



relatively large sample of  $N = 22$  healthy young female and male adults for the first time. We mostly found excellent agreement between the pressure-detecting insoles and the force-plate (i.e., concurrent validity) as well as between repeated measurements (i.e., test–retest reliability), regardless of the movement considered. The obtained results are important for further research questions, such as the investigation of physical training programmes to change plantar pressure patterns. Regarding study limitations, we used insoles with shoe sizes EU 37–46 only. Consequently, no conclusions can be drawn regarding individuals with smaller or larger shoe sizes. Secondly, unlike force-plates, pressure-detecting insoles are known to take time for restitution after deformation (e.g., heel-down during walking or running), and the foot is vertically aligned a few milliseconds before toe-off (e.g., during jumping). Thus, the measurement of vGRF via insoles is limited in both situations. Thirdly, differences in force values between visits cannot solely be explained by the respective measuring system because we used a predetermined target speed interval for walking (1.2–1.4 m/s) and running (3.3–3.7 m/s) but not a fixed target speed value. Therefore, the same participant may have been walking/running at the lower limit at visit 1 and at the upper limit at visit 2, resulting in different force values. Further, participants were asked to jump as high as possible during the countermovement jump. However, they may have had difficulties replicating the individual maximal jumping height between the two visits, which would eventually have resulted in discrepancies between force values. Fourthly, only young adults were studied; thus, no comment can be made regarding younger (i.e., children and adolescents) and older (i.e., seniors) individuals.

## 5. Conclusions

Our findings of “excellent” ICC values and few data points outside the agreement limits indicate that the tested GP MobilData WiFi insole system is a valid alternative to a force-plate for the assessment of vGRF variables during static (i.e., standing) and dynamic (i.e., walking, running, and jumping) movements in young and healthy female and male adults. However, when analysing the estimated (insole) vGRF parameters, care should be taken as they underestimate the majority of the measured (force-plate) vGRF variables. Further, our results of “moderate-to-good” to “excellent” ICC values and rather low SEM values suggest that the tested insole system is a reliable alternative to a force-plate for assessing vGRF parameters under field-based conditions, such as on the tennis court or soccer field. Most  $MDC_{95\%}$  values were rather low and can be used as a threshold to determine clinically relevant changes between repeated insole measurements.

**Author Contributions:** Conceptualization, J.L., M.H. and T.M.; methodology, J.L. and M.H., data curation, J.L., G.S. and T.M., formal analysis, J.L. and G.S., writing—original draft preparation, J.L.; writing—review and editing, J.L. and T.M. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

**Funding:** Open Access funding enabled and organized by project DEAL. We acknowledge support by the Open Access Publication Fund of the University of Duisburg-Essen organised by the project DEAL.

**Institutional Review Board Statement:** The study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki, and approved by the Human Ethics Committee at the University of Duisburg-Essen, Faculty of Educational Sciences (approval number: TM\_02.03.22).

**Informed Consent Statement:** Informed consent was obtained from all participants involved in the study.

**Data Availability Statement:** The data presented in this study are available on request from the corresponding author. The data are not publicly available due to ethical restrictions.

**Conflicts of Interest:** The authors declare no conflict of interest.

## References

- Ellenbecker, T.S.; Aoki, R. Step by step guide to understanding the kinetic chain concept in the overhead athlete. *Curr. Rev. Musculoskelet. Med.* **2020**, *13*, 155–163. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Bartlett, R. *Introduction to Sports Biomechanics: Analysing Human Movement Patterns*, 3rd ed.; Taylor and Francis, An Imprint of Routledge: Boca Raton, FL, USA, 2014; ISBN 9781134520190.
- Girard, O.; Micallef, J.-P.; Millet, G.P. Lower-limb activity during the power serve in tennis: Effects of performance level. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2005**, *37*, 1021–1029. [[PubMed](#)]
- Hagen, M.; Abraham, C.; Ficklscherer, A.; Lahner, M. Biomechanical study of plantar pressures during walking in male soccer players with increased vs. normal hip alpha angles. *Technol. Health Care* **2015**, *23*, 93–100. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Sanchis-Sanchis, R.; Blasco-Lafarga, C.; Encarnación-Martínez, A.; Pérez-Soriano, P. Changes in plantar pressure and spatiotemporal parameters during gait in older adults after two different training programs. *Gait Posture* **2020**, *77*, 250–256. [[CrossRef](#)]
- Girard, O.; Micallef, J.-P.; Millet, G.P. Effects of the playing surface on plantar pressures during the first serve in tennis. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2010**, *5*, 384–393. [[CrossRef](#)]
- Huang, P.; Liang, M.; Ren, F. Assessment of long-term badminton experience on foot posture index and plantar pressure distribution. *Appl. Bionics Biomech.* **2019**, *2019*, 8082967. [[CrossRef](#)]
- Azevedo, R.R.; da Rocha, E.S.; Franco, P.S.; Carpes, F.P. Plantar pressure asymmetry and risk of stress injuries in the foot of young soccer players. *Phys. Ther. Sport* **2017**, *24*, 39–43. [[CrossRef](#)]
- Ménard, A.-L.; Begon, M.; Barrette, J.; Green, B.; Ballaz, L.; Nault, M.-L. Plantar pressure analysis: Identifying risk of foot and ankle injury in soccer players. *Transl. Sport. Med.* **2021**, *4*, 684–690. [[CrossRef](#)]
- Kong, P.W.; Lam, W.K.; Ng, W.X.; Aziz, L.; Leong, H.F. In-Shoe plantar pressure profiles in amateur basketball players implications for footwear recommendations and orthosis use. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* **2018**, *108*, 215–224. [[CrossRef](#)]
- Razak, A.H.A.; Zayegh, A.; Begg, R.K.; Wahab, Y. Foot plantar pressure measurement system: A review. *Sensors* **2012**, *12*, 9884–9912. [[CrossRef](#)]
- McPoil, T.; Cornwall, M.; Yamada, W. A comparison of two in-shoe plantar pressure measurement systems. *Low. Extrem.* **1995**, *2*, 95–103.
- Brinckmann, P.; Frobin, W.; Leivseth, G. *Orthopaedic Biomechanics*; Thieme: New York, NY, USA, 2000; ISBN 3131266317.
- Haley, S.M.; Fragala-Pinkham, M.A. Interpreting change scores of tests and measures used in physical therapy. *Phys. Ther.* **2006**, *86*, 735–743. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Price, C.; Parker, D.; Nester, C. Validity and repeatability of three in-shoe pressure measurement systems. *Gait Posture* **2016**, *46*, 69–74. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Cramer, L.A.; Wimmer, M.A.; Malloy, P.; O’Keefe, J.A.; Knowlton, C.B.; Ferrigno, C. Validity and reliability of the insole3 instrumented shoe insole for ground reaction force measurement during walking and running. *Sensors* **2022**, *22*, 2203. [[CrossRef](#)]
- Hurkmans, H.L.P.; Bussmann, J.B.J.; Benda, E.; Verhaar, J.A.N.; Stam, H.J. Accuracy and repeatability of the Pedar Mobile system in long-term vertical force measurements. *Gait Posture* **2006**, *23*, 118–125. [[CrossRef](#)]
- Renner, K.E.; Williams, D.S.B.; Queen, R.M. The Reliability and validity of the Loadsol<sup>®</sup> under various walking and running conditions. *Sensors* **2019**, *19*, 265. [[CrossRef](#)]
- Hurkmans, H.L.P.; Bussmann, J.B.J.; Selles, R.W.; Horemans, H.L.D.; Benda, E.; Stam, H.J.; Verhaar, J.A.N. Validity of the Pedar Mobile system for vertical force measurement during a seven-hour period. *J. Biomech.* **2006**, *39*, 110–118. [[CrossRef](#)]
- Stöggl, T.; Martinier, A. Validation of Moticon’s OpenGo sensor insoles during gait, jumps, balance and cross-country skiing specific imitation movements. *J. Sport. Sci.* **2017**, *35*, 196–206. [[CrossRef](#)]
- Ferrauti, A.; Fernandez-Fernandez, J.; Klapsing, G.M.; Ulbricht, A.; Rosenkranz, D. Diagnostic of footwork characteristics and running speed demands in tennis on different ground surfaces. *Sport. Orthop. Traumatol.* **2013**, *29*, 172–179. [[CrossRef](#)]
- Fleiss, J.L. *The Design and Analysis of Clinical Experiments*; Wiley: New York, NY, USA, 2010; ISBN 9781118031179.
- Nagahara, R.; Morin, J.-B. Sensor insole for measuring temporal variables and vertical force during sprinting. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part P J. Sport. Eng. Technol.* **2018**, *232*, 369–374. [[CrossRef](#)]
- Kalpen, A.; Seitz, P. Comparison between the force values measured with the Pedar system and Kistler platform. *Gait Posture* **1994**, *2*, 236–237. [[CrossRef](#)]
- Kernozek, T.W.; LaMott, E.E.; Dancisak, M.J. Reliability of an in-shoe pressure measurement system during treadmill walking. *Foot Ankle Int.* **1996**, *17*, 204–209. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Adams, D.; Pozzi, F.; Willy, R.W.; Carrol, A.; Zeni, J. Altering cadence or vertical oscillation during running: Effects on running related injury factors. *Int. J. Sport. Phys. Ther.* **2018**, *13*, 633–642. [[CrossRef](#)]

**Disclaimer/Publisher’s Note:** The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.

## **10.2 Studie II: “Biomechanical analyses of different serve and groundstroke techniques in tennis: A systematic scoping review”**

Lambrich, J., & Muehlbauer, T. (2023). Biomechanical analyses of different serve and groundstroke techniques in tennis: A systematic scoping review. *PLoS One*, 18(8), e0290320.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0290320>

## RESEARCH ARTICLE

# Biomechanical analyses of different serve and groundstroke techniques in tennis: A systematic scoping review

Johanna Lambrich <sup>\*</sup>, Thomas Muehlbauer<sup>\*</sup>

Division of Movement and Training Sciences/Biomechanics of Sport, University of Duisburg-Essen, Essen, Germany

<sup>\*</sup> [johanna.lambrich@uni-due.de](mailto:johanna.lambrich@uni-due.de) (JL); [thomas.muehlbauer@uni-due.de](mailto:thomas.muehlbauer@uni-due.de) (TM)

## Abstract

This systematic scoping review aims to summarize findings regarding kinetic, kinematic, and electromyographic analyses of different characteristics (i.e., type/direction and stance style) of the tennis serve and groundstroke. A systematic search of the literature was performed on the databases PubMed, Web of Science, and SportDiscus from their inception date till May 2023. A descriptive analysis of results was conducted. The literature search identified a total of  $N = 899$  records, 23 of which met the inclusion criteria and were analysed in this review. A total of 229 participants aged 18 to 62 years participated in the studies. The studies revealed varying results, ranging from significantly lower/higher values to no significant differences between serve/groundstroke characteristics. These inconsistent results may most likely be attributed to discrepancies in the methodological approach such as players' age (18–62 years), sex (i.e., men only or both sexes), and performance level (i.e., recreational, intermediate, or advanced) as well as the applied measurement devices (i.e., force plate or pressure-detecting insoles; motion capture system, high-speed video recordings, or IMU sensors) and used outcomes (i.e., measured or estimated force etc.). Future research is needed to provide a comprehensive biomechanical analysis of different serve/groundstroke characteristics. Specifically, it is recommended to compare different tennis serve and groundstroke types/directions and stance styles in female and male age-matched players with diverging performance levels (i.e., recreational, intermediate, advanced) using combined (i.e., kinetic, kinematic, and electromyographic) biomechanical analysis.

## Introduction

In tennis, serves and groundstrokes are essential components to be successful [1]. Their execution is influenced by various factors, such as serve/groundstroke type, groundstroke direction, and serve/groundstroke stance style [2, 3]. Within these factors, there are different characteristics that allow variable movement executions. For example, there is a distinction for a) the serve/stroke type between flat, slice, and topspin, for b) the stroke direction between longline and cross-court, and for c) the stance style between foot-up and foot-back serve as well as between open and square groundstroke [4–9]. The aforementioned different characteristics



## OPEN ACCESS

**Citation:** Lambrich J, Muehlbauer T (2023) Biomechanical analyses of different serve and groundstroke techniques in tennis: A systematic scoping review. PLoS ONE 18(8): e0290320. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0290320>

**Editor:** Luca Russo, Università Telematica degli Studi IUL, ITALY

**Received:** June 7, 2023

**Accepted:** August 7, 2023

**Published:** August 17, 2023

**Copyright:** © 2023 Lambrich, Muehlbauer. This is an open access article distributed under the terms of the [Creative Commons Attribution License](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original author and source are credited.

**Data Availability Statement:** All relevant data are within the paper and its [Supporting Information](#) files.

**Funding:** The author(s) received no specific funding for this work.

**Competing interests:** The authors have declared that no competing interests exist.

can lead to discrepancies in kinetic and kinematic variables as well as in muscle activation [10]. For instance, significant differences in kinetic and kinematic parameters were reported between the foot-up compared to the foot-back serve stance and between the attacking neutral versus attacking open versus defensive open groundstroke stance [11–13]. Furthermore, there are studies [5, 14] that observed differences in kinematic and electromyographic parameters between the flat versus slice (sidespin) versus kick (topspin) serve and between the flat compared to the topspin forehand groundstroke.

Despite these results from original studies, a systematic overview regarding kinetic, kinematic, and electromyographic analyses of different characteristics (i.e., type/direction and stance style) of the tennis serve and groundstroke is still lacking. Such an overview might be helpful to identify research gaps on the one hand and to derive directions for future studies on the other hand. In addition, replicated findings on significant differences depending on the different characteristic of serve/groundstroke type, groundstroke direction, and serve/groundstroke stance style can be used to derive indications for specific technical and conditioning training programmes. Thus, the aim of the present systematic scoping review was to provide an overview of the current body of evidence regarding biomechanical analyses (i.e., kinetic, kinematic, and electromyographic) of different serve and groundstroke techniques (i.e., stance style, stroke type/direction) in tennis.

## Methods

In line with the PRISMA Extension for Scoping Reviews [15], we conducted a systematic scoping review of the literature. In accordance with Munn et al. [16], this approach was selected aiming to provide an overview of the current evidence in this field of research and to identify current gaps in knowledge. Systematic scoping reviews are conducted in a structured and reproducible manner with the purpose to diminish bias [16] and to cover a relatively broad field of research (i.e., biomechanical analysis of kinetic, kinematic, and electromyographic variables in tennis).

### Search strategy

The systematic literature search was conducted in the electronic databases PubMed, Web of Science, and SPORTDiscus to identify relevant articles for this review. The following Boolean search term was used: tennis AND (plantar pressure OR loading OR ground reaction force OR kinematic OR kinetic OR electromyographic) AND (stroke type OR stroke stance OR stroke direction OR stroke technique OR groundstroke OR forehand OR backhand OR serve OR slice OR topspin OR flat OR twist OR first serve OR second serve OR open stance OR closed stance OR neutral stance OR square stance) NOT table.

The search covers the period from the inception date to May 2023. The literature search was limited to full texts, English language, and the human species. In addition, reference lists were checked for other relevant publications. After removing all duplicates, the titles and abstracts of all publications were checked by both authors for eligibility according to the inclusion and exclusion criteria (Table 1). The full texts of all potentially eligible studies were assessed according to the criteria. Disagreements were resolved through discussion and consensus. The process of literature search, study selection, and reasons for exclusion of publications are documented in Fig 1 using the PRISMA flow chart.

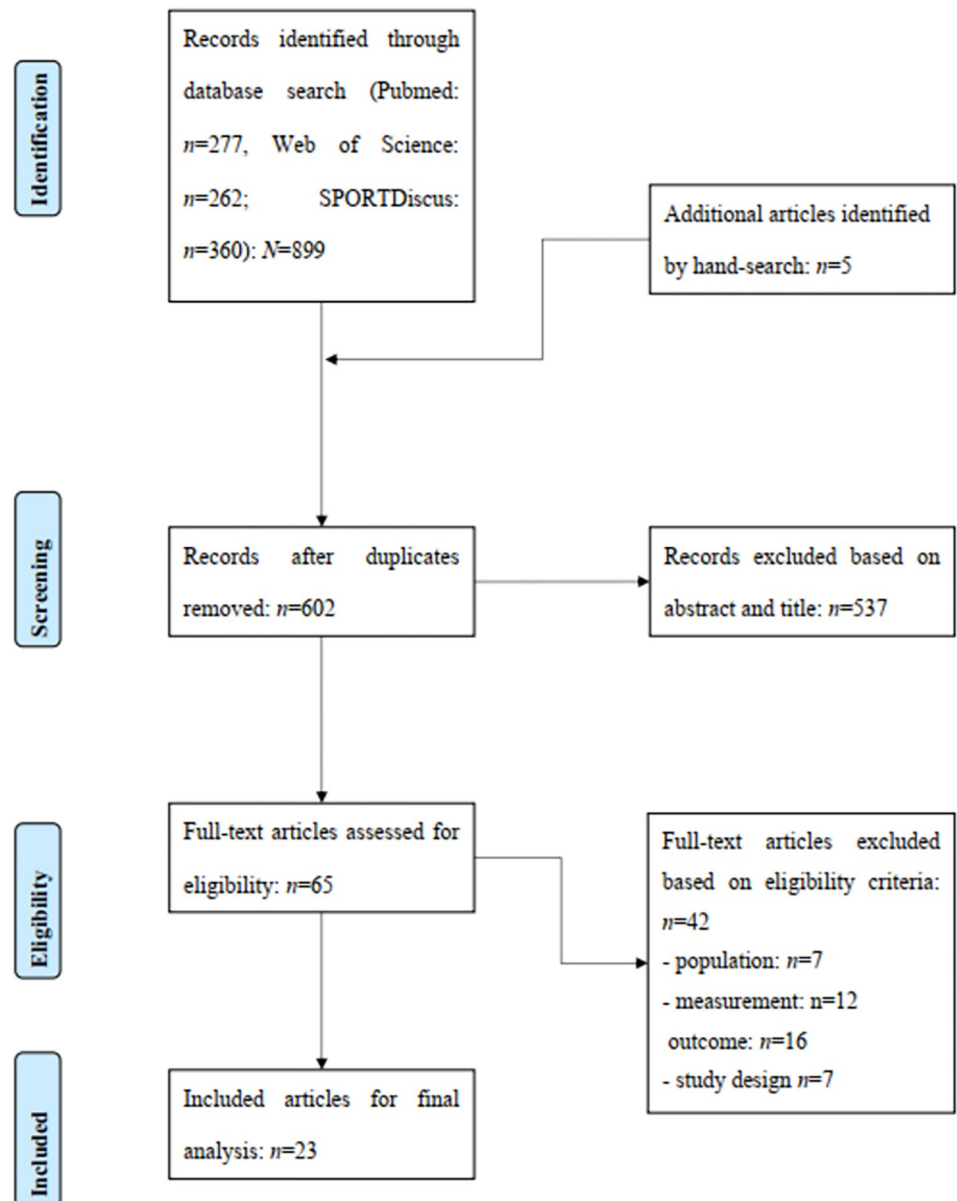
### Study selection criteria

The inclusion and exclusion criteria applied are presented in Table 1. To be eligible for inclusion in this review, studies had to meet the following criteria: a) investigation of healthy adult

**Table 1. Overview of the inclusion and exclusion criteria.**

Category	Inclusion criteria	Exclusion criteria
Population	Investigation of healthy adult tennis players	Assessment of beginners, junior/youth, injured tennis players or no tennis players (i.e., table tennis players, overhead athletes)
Measurement	Application of devices to measure kinetic, kinematic, and/or electromyographic parameters for different serve/groundstroke types, groundstroke directions, and/or serve/groundstroke stance styles	Application of performance analysis (e.g., stroke speed) only
Outcome	Analysis at least one kinetic, kinematic, and/or electromyographic outcome	No analysis of influencing factors (i.e., stroke type/direction and stance style) of the tennis serve and groundstroke)
Study design	Use of a cross-sectional or longitudinal study design	Execution of an intervention study without reporting baseline data

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0290320.t001>



**Fig 1. PRISMA flow chart illustrating the different phases of literature search, study selection, and reasons for exclusion of records.**

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0290320.g001>

tennis players, b) application of devices to measure kinetic, kinematic, and/or electromyographic parameters for different serve/groundstroke types, groundstroke directions, and/or serve/groundstroke stance styles, c) analysis of at least one kinetic, kinematic, and/or electromyographic outcome, d) use of a cross-sectional or longitudinal study design. Studies were excluded if a) beginners, junior/youth, injured tennis players or no tennis players (i.e., table tennis players, overhead athletes) were tested, b) only a performance analysis (e.g., stroke speed) was performed, c) no influencing factor (i.e., stroke type/direction and stance style) of the tennis serve and groundstroke was investigated, and d) an intervention study without reporting baseline data was conducted.

**Data extraction**

Data were extracted relating to author(s) and year of publication; number of tennis players by sex, age, performance level; influencing factor and comparison; measurement and outcomes; results.

**Results**

**Study selection**

Fig 1 illustrates the process of systematic literature search and study selection. In total, the search identified 899 publications for evaluation. In addition, five studies were added through other sources. After removing the duplicates and checking titles and abstracts, 65 full texts were checked. A total of 42 publications were removed for the following reasons: a) population (n = 7), b) measurement (n = 12), c) outcome (n = 16), and d) study design (n = 7).

**Study characteristics**

Tables 2 and 3 shows the main characteristics of the included studies for the tennis serve (i.e., type and stance style) and groundstroke (i.e., type, direction, and stance style), respectively. A total of 229 subjects were examined in the included studies. Sixteen studies [4–7, 9, 12–14, 17–24] investigated only male players, while seven papers [8, 11, 21, 25–28] studied mixed players group. Five studies [11, 17–20] did not report the players’ age, and the remaining studies investigated adult players. Ten studies [4, 8, 11, 14, 17–20, 25, 29] analysed the tennis serve, eleven

**Table 2. Chronological overview of the included studies on biomechanical analysis of different tennis serve types and stance styles.**

Reference	No. of players; sex; age [years (range or mean ± SD)]; performance level	Factor; comparisons	Measurement: Outcomes	Results
Kinetic measures				
Elliott & Wood [11]	9; F (3), M (6); N/A; A-Grade	<i>Stance style:</i> Foot-up vs. foot-back stance	<i>Force plate:</i> Vertical and horizontal force	<i>Stance style:</i> • sign. higher vertical force in the foot-up vs. foot-back stance • no sign. differences between stance styles for the horizontal force
Bahamonde & Knudson [17]	9; M; N/A; advanced	<i>Stance style:</i> Foot-up vs. foot-back stance <i>Serve type:</i> Flat vs. slice (sidespin) serve	<i>Force plate:</i> Vertical and horizontal force	<i>Stance style:</i> sign. higher peak vertical force and horizontal braking force in the foot-up vs. foot-back stance • no sign. differences between stance styles in peak forward propulsive force <i>Serve type:</i> • no sign. differences between serve types in ground reaction forces

(Continued)



Table 2. (Continued)

Reference	No. of players; sex; age [years (range or mean ± SD)]; performance level	Factor; comparisons	Measurement; Outcomes	Results
Girard et al. [8]	10; F (3); M (7); 23.8 ± 6 years; competitive (ITN 3)	<i>Stance style:</i> Foot-up vs. foot-back stance <i>Serve type:</i> Flat (first) vs. twist (second) serve	<i>Insole plantar pressure system:</i> Maximum and mean vertical force; peak and mean pressure	<i>Stance style:</i> • sign. higher loading on the lateral forefoot but lower loads on the medial heel of the front foot in the foot-up vs. foot-back stance • sign. higher loading on the lateral mid-foot but lower on the medial forefoot of the back foot in the foot-up vs. foot-back stance <i>Serve type:</i> • sign. higher peak and mean pressures as well as maximum and mean forces under the lateral forefoot of the front foot in the flat vs. twist serve • no sign. differences between serve types for the backfoot in pressure and force values
Kinematic measures				
Elliott & Wood [11]	9; F (3), M (6); N/A; A-Grade	<i>Stance style:</i> Foot-up vs. foot-back stance	<i>High-speed video recordings:</i> Racket velocity; Angular displacement and velocity for the knee, hip, shoulder, elbow, wrist	<i>Stance style:</i> • sign. higher range of shoulder movement and average angular velocity of the shoulder for the foot-up vs. foot-back stance • no sign. difference between stance styles in racket, wrist, elbow, shoulder, hip, and knee angles at impact • no sign. difference between stance styles in serve velocity
Reid et al. [18]	12; M; N/A; high-performance	<i>Serve type:</i> Flat vs. kick (topspin) serve	Motion analysis system: Racket velocity; Angular displacement and velocity for the shoulder, trunk, hip, and knee	<i>Serve type:</i> • sign. higher peak horizontal, vertical, and absolute pre-impact racket velocities in the flat vs. kick serve • sign. lower lateral racket velocities at impact in the flat vs. kick serve • sign. higher shoulder alignment left lateral flexion in the flat vs. kick serve • sign. lower shoulder alignment right rotation and forward flexion in the flat vs. kick serve • sign. lower peak front knee joint extension angular velocity and maximum rear hip vertical velocity in the flat vs. kick serve • no sign. differences between serve types for maximum external rotation of the racket shoulder, upper arm plane of elevation angle, peak shoulder joint internal rotation angular velocity, upper arm–thorax elevation angle, and left lateral flexion shoulder–pelvis alignment separation angle
Reid et al. [19]	12; M; N/A; high-performance	<i>Stance style:</i> Foot-up vs. foot-back stance	Motion analysis system: Angular displacement and velocity of the shoulder	<i>Stance style:</i> • no sign. differences between stance styles in shoulder joint kinematics (i.e., peak shoulder joint internal rotation angular velocity, upper arm–thorax elevation angle, lateral flexion separation angle, range of shoulder alignment lateral flexion, range of shoulder alignment rotation)
Chow et al. [14]	19; M; 25.3 ± 4.1 years / 23.4 ± 6.5 years; intermediate (n = 8; NTRP = 4.5–5.0) / advanced (n = 11; NTRP = 5.5)	<i>Serve type:</i> Flat vs. slice (sidespin) vs. kick (topspin) serve	Motion analysis system: Angular displacement for trunk extension, left lateral flexion, left/right twisting	<i>Serve type:</i> • no sign. differences between serve types in trunk motions

(Continued)



Table 2. (Continued)

Reference	No. of players; sex; age [years (range or mean ± SD)]; performance level	Factor; comparisons	Measurement; Outcomes	Results
Sheets et al. [4]	7; M; 18–22 years; NCAA Division I collegiate tennis players	<i>Serve type:</i> Flat vs. slice (sidespin) vs. kick (topspin) serve	Motion analysis system: Racket velocity; velocity for the wrist, elbow, shoulder, and lower back	<i>Serve type:</i> <ul style="list-style-type: none"> <li>• no sign. differences between serve types in racket velocity at ball impact</li> <li>• sign. larger lateral component and lower forward component of the racket velocity vector for the kick vs. flat and slice serve</li> <li>• sign. lower vertical component of the racket velocity vector for the flat vs. slice and kick serve</li> <li>• no sign. differences between serve types for the peak velocity or velocity at impact of the elbow, shoulder, or back</li> <li>• sign. faster wrist velocity for the flat vs. slice and kick serve</li> </ul>
Martin et al. [25]	15; F (4), M (11); 25 ± 6.1 years; expert	<i>Stance style:</i> Foot-up vs. foot-back stance	Motion analysis system: Ball velocity	<i>Stance style:</i> <ul style="list-style-type: none"> <li>• sign. higher post-impact ball velocity for the foot-up vs. foot-back stance</li> </ul>
Abrams et al. [20]	7; M; N/A; NCAA Division I collegiate tennis players	<i>Serve type:</i> Flat vs. slice (sidespin) vs. kick (topspin) serve	Motion analysis system: Angular displacement of the wrist, elbow, shoulder, and lower back	<i>Serve type:</i> <ul style="list-style-type: none"> <li>• sign. higher shoulder internal rotation velocity for the flat vs. slice and kick serve</li> <li>• no sign. differences between serve types in shoulder external rotation angle, back extension, and internal/external rotation extension angle</li> </ul>
Electromyographical measures				
Chow et al. [29]	19; M; 25.3 ± 4.1 years / 23.4 ± 6.5 years; intermediate ( <i>n</i> = 8; NTRP = 4.5–5.0) / advanced ( <i>n</i> = 11; NTRP = 5.5)	<i>Serve type:</i> Flat vs. slice (sidespin) vs. kick (topspin) serve	Electromyography: Activation of the rectus abdominis left/right, external oblique left/right, internal oblique left/right, erector spinae left/right	<i>Serve type:</i> <ul style="list-style-type: none"> <li>• no sign. differences between the serve types in trunk muscle activation</li> </ul>

Note. F: female

ITN: International Tennis Number

M: Male

N/A: not available

NCAA: National Collegiate Athletic Association

NTRP: United States Tennis Association National Tennis Rating Program (range from 1.0 [beginner] to 7.0 [world class professional]).

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0290320.t002>

publications [5–7, 9, 12, 13, 21, 23, 24, 27, 28] investigated the forehand groundstroke, and two investigations [22, 26] examined the forehand and backhand groundstroke.

### Biomechanical analysis of different tennis serve types and stance styles

**Kinetic analysis of different serve types.** Two studies [8, 17] compared different types of tennis serve using kinetic parameters. Bahamonde and Knudson [17] examined nine male advanced tennis players and reported no significant differences in ground reaction forces assessed via two force plates between the flat versus slice (sidespin) serve. Further, Girard et al. [8] investigated ten female and male competitive tennis players and used plantar pressure-detecting insoles. They found that the mean and peak pressures as well as the mean and maximal forces were significantly higher under the lateral forefoot of the front foot in flat (first) compared to the twist (second) tennis serve. However, no significant differences in pressure and force values were detected between the flat versus twist serve of the backfoot.

**Table 3. Chronological overview of the included studies on biomechanical analysis of different tennis groundstroke types, directions, and stance styles.**

Reference	No. of players; sex; age [years (range or mean ± SD)]; performance level	Factor; comparisons	Measurement; Outcomes	Results
<i>Kinetic measures</i>				
Martin et al. [12]	8; M; 26.3 ± 11.0 years; advanced (ITN 4–5)	<i>Stance style:</i> Attacking neutral (ANS) vs. attacking open (AOS) vs. defensive open stance (DOS) forehand	<i>Force plate:</i> Anterior, lateral, and vertical force	<i>Stance style:</i> <ul style="list-style-type: none"> <li>• sign. higher lateral force in the DOS vs. AOS and ANS</li> <li>• sign. higher lateral force in the AOS vs. ANS</li> <li>• sign. higher vertical force in the DOS vs. ANS</li> </ul>
Martin et al. [13]	8; M; 26.3 ± 11.0 years; advanced (ITN 4–5)	<i>Stance style:</i> Attacking neutral (ANS) vs. attacking open (AOS) vs. defensive open stance (DOS) forehand	<i>Force plate:</i> Anterior, lateral, and vertical force	<i>Stance style:</i> <ul style="list-style-type: none"> <li>• sign. higher lateral force in the DOS vs. AOS and ANS</li> <li>• sign. higher lateral force in the AOS vs. ANS</li> <li>• sign. higher vertical force in the DOS vs. ANS</li> </ul>
Lambrich & Muehlbauer [26]	39; F (22), M (17); 17–32 years; recreational ( <i>n</i> = 13), intermediate ( <i>n</i> = 13), advanced ( <i>n</i> = 13)	<i>Stroke direction:</i> Longline vs. cross forehand and backhand strokes	<i>Insole plantar pressure system:</i> Maximum force [N/kg], force-time integral [Ns/kg]	<i>Stroke direction:</i> <ul style="list-style-type: none"> <li>• no sign. differences between stroke directions in force values during forehand stroke</li> <li>• sign. higher maximum force in the rearfoot during the cross vs. longline backhand stroke</li> </ul>
<i>Kinematic measures</i>				
Elliott & Marsh [27]	7; F (1), M (6); 19–26 years; competitive (national)	<i>Stroke type:</i> Topspin vs. backspin forehand down-the-line	<i>High-speed video recordings:</i> Angular displacement and velocity of the racket, knee, hip, shoulder, elbow, and wrist	<i>Stroke type:</i> <ul style="list-style-type: none"> <li>• sign. smaller shoulder but larger racket angle for the topspin vs. backspin at the completion of the backswing</li> <li>• no sign. differences between stroke types in left and right knee, right hip, elbow, and wrist angle at the completion of the backswing</li> <li>• sign. higher racket velocity for the topspin vs. backspin at pre- and post-impact</li> <li>• sign. higher wrist velocity for the topspin vs. backspin during the forward swing</li> <li>• sign. larger left and right knee and right hip angles for the topspin vs. backspin at impact</li> <li>• sign. larger left and right knee, right hip, shoulder, elbow, and wrist velocities for the topspin vs. backspin at impact</li> </ul>
Elliott et al. [5]	12; M; 22 years; high-performance	<i>Stroke type:</i> Flat vs. topspin forehand drive vs. topspin lob	<i>High-speed video recordings:</i> Angular displacement and velocity for the racket, shoulder, upper arm, forearm, hand	<i>Stroke type:</i> <ul style="list-style-type: none"> <li>• sign. higher velocity of the racket head, shoulder, and upper arm (i.e., horizontal flexion/abduction; internal rotation) at impact in horizontal (forward) direction for the flat forehand drive vs. topspin forehand drive and topspin lob</li> <li>• sign. lower velocity of the racket head and the shoulder at impact in the horizontal (sideward) direction for the flat forehand drive vs. topspin forehand drive and topspin lob</li> <li>• no sign. differences between stroke types in joint angles at impact and completion of the backswing</li> </ul>
Knudson & Bahamonde [21]	11; F (2), M (9); 21–62 years; intermediate ( <i>n</i> = 8), professional ( <i>n</i> = 7)	<i>Stance style:</i> Open vs. square stance forehand drive	<i>High-speed video recordings:</i> Racket velocity; Angular velocity for the trunk	<i>Stance style:</i> <ul style="list-style-type: none"> <li>• no sign. differences between stance styles in racket velocity, vertical path of the racket, and trunk angular velocity at impact</li> </ul>

(Continued)

Table 3. (Continued)

Reference	No. of players; sex; age [years (range or mean ± SD)]; performance level	Factor; comparisons	Measurement: Outcomes	Results
Landlinger et al. [6]	13; M; 16–25 years; high-performance ( $n = 7$ ), elite ( $n = 6$ )	<i>Stroke direction:</i> Longline vs. cross-court forehand stroke	Motion analysis system: Racket velocity; Angular displacement and velocity for the trunk, pelvis, hip, shoulder, elbow, and wrist	<i>Stroke direction:</i> <ul style="list-style-type: none"> <li>• sign. larger racket angle and hip alignment for the longline vs. cross-court stroke</li> <li>• sign. lower separation angle, horizontal racket velocity, and pelvis rotation velocity for the longline vs. cross-court stroke</li> <li>• sign. later occurrence of peak elbow velocity for the longline vs. cross-court stroke</li> </ul>
Landlinger et al. [7]	13; M; 16–25 years; high-performance ( $n = 7$ ), elite ( $n = 6$ )	<i>Stroke direction:</i> Longline vs. cross-court forehand stroke	Motion analysis system: Racket velocity; Angular displacement and velocity for the trunk, pelvis, hip, shoulder, elbow, and wrist	<i>Stroke direction:</i> <ul style="list-style-type: none"> <li>• sign. lower separation angles for the longline vs. cross-court stroke at end of backswing</li> <li>• sign. lower racket velocity and further front alignment for the hip, shoulder, and racket for the longline vs. cross-court stroke at impact</li> <li>• no sign. differences between stroke directions in shoulder velocity at impact</li> <li>• sign. larger hip and shoulder alignment angles for the longline vs. cross-court stroke in the follow through phase</li> </ul>
Cabral [22]	5; M; $31.2 \pm 7.32$ years; competitive (ATP within the top 100)	<i>Stance style:</i> Open vs. closed stance forehand/backhand stroke	<i>Motion analysis system:</i> Angular displacement for the shoulder	<i>Stance style:</i> <ul style="list-style-type: none"> <li>• sign. lower post-impact ball speed and shoulder rotation angle during forehand and backhand stroke in the open vs. closed stance</li> </ul>
Kawamoto et al. [9]	13; M; $25.0 \pm 2.5$ years; advanced (ITN 2–4)	<i>Stance style:</i> Open vs. square stance forehand topspin stroke	<i>Motion analysis system:</i> Racket velocity; Angular velocities for the torso, pelvis, shoulder, upper arm, elbow, and wrist	<i>Stance style:</i> <ul style="list-style-type: none"> <li>• no sign. differences between stance styles in racket velocity</li> <li>• sign. shorter duration from pelvis forward rotation to ball impact in the open vs. square stance style</li> <li>• sign. lower peak velocity of torso’s centre of mass and of the shoulder joint centre in the hitting direction for the open vs. square stance style</li> <li>• no sign. difference between stance styles in the peak upper arm and elbow/wrist joint angular velocity</li> </ul>
Genevois et al. [23]	14; M; $29.3 \pm 7.0$ years; advanced (ITN 1–3)	<i>Stroke type:</i> Flat vs. topspin forehand stroke	<i>Motion analysis system:</i> Racket velocity; Angular displacement and velocities for the thorax, shoulder, elbow, and wrist	<i>Stroke type:</i> <ul style="list-style-type: none"> <li>• sign. lower post-impact ball velocity and horizontal racket velocity but higher vertical racket velocity for the topspin vs. flat stroke</li> <li>• sign. higher flexion and adduction of the humerothoracic joint, pronation of the elbow joint, and extension of the wrist joint at the beginning of the forehand for the topspin vs. flat stroke</li> <li>• sign. higher pronation of the elbow joint at the completion of the backswing for the topspin vs. flat stroke</li> <li>• sign. higher external rotation of the humerothoracic joint at impact for the topspin vs. flat stroke</li> <li>• sign. higher abduction and internal rotation of the humerothoracic joint and pronation of the elbow joint at the completion of the follow-through phase for the topspin vs. flat stroke</li> </ul>

(Continued)

Table 3. (Continued)

Reference	No. of players; sex; age [years (range or mean ± SD)]; performance level	Factor; comparisons	Measurement; Outcomes	Results
Martin et al. [12]	8; M; 26.3 ± 11.0 years; advanced (ITN ≥4)	<i>Stance style:</i> Attacking neutral (ANS) vs. attacking open (AOS) vs. defensive open stance (DOS) forehand	<i>Motion analysis system:</i> Angular displacement of the hip	<i>Stance style:</i> • sign. higher minimal and maximal hip flexion angles in the DOS vs. AOS and ANS • sign. higher minimal and maximal hip abduction angles in the DOS vs. ANS and in ANS vs. AOS • sign. higher maximal hip external rotation in the DOS vs. ANS
Martin et al. [13]	8; M; 26.3 ± 11.0 years; advanced (ITN 4–5)	<i>Stance style:</i> Attacking neutral (ANS) vs. attacking open (AOS) vs. defensive open stance (DOS) forehand	<i>Motion analysis system:</i> Angular displacement of the knee	<i>Stance style:</i> • sign. higher maximal knee flexion and minimal knee abduction in DOS vs. AOS and ANS • sign. higher maximal knee abduction in DOS vs. ANS and in AOS vs. ANS
Pedro et al. [24]	6; M; 21.0 ± 4.2 years; national (n = 3), professional (n = 3)	<i>Stroke direction:</i> Inside-out vs. cross-court forehand stroke	<i>IMU sensors:</i> Angular displacements and velocities for the shoulder, elbow, wrist	<i>Stroke direction:</i> • sign. higher shoulder alignment for inside-out vs. cross-court stroke at end of the back swing • sign. lower shoulder alignment for inside-out vs. cross-court stroke at impact • no sign. differences between stroke directions in elbow and wrist angles, irrespective of stroke phase • no sign. differences between stroke directions in shoulder, elbow, and wrist velocity
Electromyographical measures				
Knudson & Blackwell [28]	14; F (6), M (8); 20.4 ± 2.6 years; collegiate	<i>Stance style:</i> Open stance vs. square stance forehand	<i>Electromyography:</i> Activation of the rectus abdominis, external oblique, erector spinae	<i>Stance style:</i> • no sign. difference between stance styles in muscle activation

Note. ANS: attacking neutral stance  
 AOS: attacking open stance  
 ATP: Association of Tennis Professionals  
 DOS: defensive open stance  
 F: female  
 IMU: inertial measurement unit  
 ITN: International tennis number  
 M: male.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0290320.t003>

**Kinematic analysis of different serve types.** Four studies [4, 14, 18, 20] analysed kinematic parameters to compare different serve types. Reid et al. [18] examined twelve right-handed male high-performance tennis players using a Vicon motion analysis system and reported significantly higher peak horizontal, vertical, and absolute pre-impact racket velocities during the flat compared to the kick (topspin) serve, while lateral racket velocities at impact were significantly lower for the flat compared to the kick serve. In terms of body kinematics, the authors reported that shoulder alignment left lateral flexion was significantly higher, but shoulder alignment right rotation and forward flexion were significantly lower in the flat compared to the kick serve. Further, peak front knee joint extension angular velocity and maximum rear hip vertical velocity were significantly lower in the flat compared to the kick serve. However, no significant differences between the flat and slice serve were detected for all other kinematic measures. Additionally, Chow et al. [14] used video cameras to capture racket and whole-body movements and studied eight intermediate and eleven advanced male

tennis players. They found no significant differences between the flat, slice (sidespin), and kick (topspin) serve for the analysed four trunk motions (i.e., extension, left lateral flexion, left and right twisting). Moreover, Sheets and colleagues [4] investigated seven male NCAA Division I collegiate tennis players using a motion capture system. In terms of racket velocity, the authors reported no significant differences at ball impact between the serve types (i.e., flat vs. slice [sidespin] vs. kick [topspin] serve). However, they found significant differences in the direction of the racket velocity vector between the serve types, i.e., largest lateral and smallest forward components for the kick serve and smallest vertical component for the flat serve. Concerning body kinematics, there were no significant differences between serve types for the peak speed or speed at impact of the elbow, shoulder, or back. Yet, there was only a significant difference for the wrist, that was fastest during the flat serve. Lastly, Abrams et al. [20] studied seven male NCAA Division I collegiate tennis players that performed the flat, slice (sidespin), and kick (topspin) serve. The authors detected significantly higher shoulder internal rotation velocity for the flat compared to the slice and kick serve. For all other kinematic variables (i.e., back extension and internal/external rotation extension angle, shoulder external rotation angle), no significant differences between serves were obtained in the angle values.

**Electromyographical analysis of different serve types.** Only one study [14] compared different types of tennis serve using electromyographic parameters. In addition to the above-mentioned kinematic analysis of trunk motion, Chow et al. [14] also examined trunk muscle activity (i.e., rectus abdominis, external and internal oblique, erector spinae) and observed no significant differences between the flat, slice (sidespin), and kick (topspin) serve.

**Kinetic analysis of different serve stance styles.** Three studies [8, 11, 17] compared different serve stance styles using kinetic parameters. Elliot and Wood [11] used a force plate and examined nine A-grade tennis players (3 females, 6 males). They reported significantly higher maximum force levels for the vertical direction of the ground reaction force for the foot-up compared to the foot-back stance but no significant differences between stance styles in the horizontal forward-backward direction of the ground reaction force. In addition to the above-mentioned kinetic analysis of different serve types, Bahamonde and Knudson [17] also compared different serve stances and observed significantly higher peak vertical ground reaction force and horizontal braking force for the foot-up compared to the foot-back stance but no significant differences between stance styles in peak forward propulsive force. Further, Girard et al. [8] investigated not only different serve types but also discrepancies in two serve stance styles. The authors reported that the loading was significantly higher on the lateral forefoot but lower on the medial heel of the front foot with foot-up compared to foot-back stance. Further, loading of the back foot was significantly higher under the lateral mid-foot but lower under the medial forefoot when using a foot-up versus foot-back stance.

**Kinematic analysis of different serve stance styles.** Three studies [11, 19, 25] analysed kinematic parameters to compare different stance styles during the tennis serve. In addition to the above-mentioned kinetic analysis, Elliot and Wood [11] also used high-speed video recordings and observed a significantly higher range of shoulder movement and average angular velocity of the shoulder for the foot-up compared to the foot-back stance technique but no significant differences in serve velocity as well as racket, wrist, elbow, shoulder, hip, and knee angles at impact. Furthermore, Reid et al. [19] examined twelve high-performance male tennis players and reported no significant differences in shoulder joint kinematics (i.e., peak shoulder joint internal rotation angular velocity, upper arm–thorax elevation angle, lateral flexion separation angle, range of shoulder alignment lateral flexion, range of shoulder alignment rotation) between the foot-up compared to the foot-back stance. In addition, Martin et al. [25] investigated 15 expert female and male tennis players and detected significantly higher post-impact ball velocity for the foot-up than the foot-back stance.

**Electromyographic analysis of different serve stance styles.** So far no study exists that used parameters of muscle activation to analyse different serve stance styles, which highlights the need to conduct such investigations in the future.

### **Biomechanical analysis of different groundstroke types, directions, and stances styles**

**Kinetic analysis of different groundstroke types.** To the best of our knowledge, there is no study available that used kinetic parameters to analyse different groundstroke types, indicating a crucial research gap for future studies.

**Kinematic analysis of different groundstroke types.** Three studies [5, 23, 27] analysed kinematic parameters to compare different groundstroke types. Elliott and Marsh [27] examined seven (1 female, 6 male) competitive tennis players using three-dimensional high-speed video cameras and reported significantly higher racket velocity (at pre- and post-impact) for the topspin compared to the backspin forehand stroke. At the completion of the backswing, a significantly smaller angle for the shoulder during the topspin versus backspin stroke but no differences for the left and right knee, right hip, elbow, and wrist angles were found. During the forward swing, the authors detected significantly higher velocities for the wrist but not for the elbow and shoulder joint for the topspin when compared with the backspin stroke. Lastly, they reported significantly larger angular displacements (left and right knee, right hip) and velocities (left and right knee, right hip, shoulder, elbow, and wrist) for the topspin versus backspin at impact. In another study, Elliott et al. [5] again used high-speed cinematographic technique to analyse racket and upper-limb movements in twelve high-performance male tennis players. At impact, they detected significantly higher velocities for the racket head, shoulder, and upper arm (i.e., horizontal flexion/abduction; internal rotation) in the horizontal (forward) direction (forward) for the flat forehand drive versus topspin forehand drive and topspin lob. Conversely, significantly lower velocities of the racket head and shoulder in the horizontal (sideward) direction were found for flat forehand drive than the topspin forehand drive and the topspin lob. Yet, no significant differences were observed between stroke types in joint angles at impact and completion of the backswing. Lastly, Genevois et al. [23] studied 14 male competitive tennis players that performed flat and topspin forehand groundstrokes. The authors detected significantly lower post-impact ball velocity and horizontal racket velocity but higher vertical racket velocity for the topspin compared to the flat stroke. At the beginning of the forehand drive, they reported significantly higher flexion and adduction of the humerothoracic joint, pronation of the elbow joint as well as higher extension of the wrist joint for the topspin than for the flat stroke. Concerning the completion of the backswing, significantly higher pronation of the elbow joint for the topspin when compared to flat stroke was found. At impact, the authors observed significantly higher external rotation of the humerothoracic joint for the topspin versus the flat stroke. Regarding the completion of the follow-through phase, significantly higher abduction and internal rotation of the humerothoracic joint and pronation of the elbow joint was shown for the topspin when compared to the flat forehand stroke.

**Electromyographic analysis of different groundstroke types.** There is currently no study available that compared different types of tennis groundstrokes using electromyographic parameters.

**Kinetic analysis of different groundstroke directions.** There is only one study [26] that compared different groundstroke directions using kinetic parameters. Precisely, Lambrich and Muehlbauer [26] investigated 39 female and male tennis players of different performance levels using plantar pressure-detecting insoles. They found significantly higher maximum force



values in the rearfoot during cross-court compared to longline backhand strokes. However, no significant differences in force values were detected between stroke directions during forehand stroke.

**Kinematic analysis of different groundstroke directions.** Three studies [6, 7, 24] performed kinematic analyses of different groundstroke directions in tennis. Landlinger et al. [6, 7] examined 13 male tennis players of different performance levels (elite and high-performance) using a motion capture system. In the first study [6], they reported a) significantly larger racket angle and hip alignment, b) significantly lower separation angle, horizontal racket velocity, and pelvis rotation velocity, and c) significantly later occurrence of peak elbow velocity for the longline versus cross-court stroke direction. In the second study [7], the authors detected significantly lower separation angles for the longline compared to the cross-court stroke direction at end of backswing. At impact, they found a significantly lower racket velocity and a further front alignment for the hip, shoulder, and racket during the longline when compared with the cross-court stroke direction. However, their analyses yielded no significant differences in shoulder velocity between stroke directions at impact. At the end of forward racquet movement (i.e., follow through phase), they observed significantly larger hip and shoulder alignment angles for the longline than the cross-court stroke direction. Further, Pedro et al. [24] investigated six male national and professional tennis players using inertial sensors. The authors reported significantly higher shoulder alignment for the inside-out compared to the cross-court stroke direction at end of the back swing but significantly lower shoulder alignment for the inside-out than the cross-court direction at impact. However, no significant differences were detected in elbow and wrist angles as well as in shoulder, elbow, and wrist velocity between stroke directions.

**Electromyographic analysis of different groundstroke directions.** Up to date, there is no study available that used parameters of muscle activation to analyse different groundstroke directions, which indicates a further research gap for future studies.

**Kinetic analysis of different groundstroke stances.** Two studies [12, 13] analysed kinetic parameters to compare different groundstroke stances. Martin et al. [12, 13] examined eight male advanced players using a motion capture system and reported significantly higher lateral ground reaction forces in the defensive open compared to the attacking open and attacking neutral stance as well as in the attacking open versus attacking neutral stance. In addition, vertical ground reaction forces were significantly higher in the defensive open than in the attacking neutral stance.

**Kinematic analysis of different groundstroke stances.** Five studies [9, 12, 13, 21, 22] analysed kinematic parameters to compare different groundstroke stances. Knudson and Baha-monde [21] measured racket and trunk kinematics in eleven intermediate and professional tennis players of both sexes using high-speed video recordings and reported no significant differences in racket velocity, vertical path of the racket, and trunk angular velocity at impact between the open compared to the square stance. Further, Cabral [22] investigated five male professional tennis players that performed open and closed stance forehand and backhand groundstrokes. For both strokes, the analyses showed that post-impact ball velocity and angle of shoulder rotation were significantly lower in the open than the closed stance. Moreover, Kawamoto et al. [9] studied 13 advanced male tennis players and observed significantly shorter duration from pelvis forward rotation to ball impact in the open compared to the square stance. Additionally, the authors reported significantly lower peak velocity of the torso's centre of mass and the shoulder joint centre in the hitting direction during open versus square stance. However, no significant differences were detected in racket velocity and in the peak upper arm as well as in elbow and wrist joint angular velocity between open and square stance. Lastly and in addition to the above-mentioned kinetic analysis of different groundstroke stances, Martin

et al. [12, 13] also examined hip and knee kinematics. Regarding the hip, they found a) significantly higher minimal and maximal flexion angles in the defensive open compared to the attacking open and attacking neutral stance, b) significantly higher minimal and maximal abduction angles in the defensive open than the attacking neutral stance and in the attacking neutral versus attacking open stance, and c) significantly higher maximal external rotation in the defensive open compared with the attacking neutral stance. Concerning the knee, the authors detected a) significantly higher maximal flexion and minimal abduction in the defensive open compared to the attacking open and attacking neutral stance and b) significantly higher maximal abduction in the defensive open than the attacking neutral stance and in the attacking open versus attacking neutral stance.

**Electromyographic analysis of different groundstroke stances.** Only one study [28] compared different types of groundstroke stances using electromyographic parameters. Specifically, Knudson and Blackwell [28] examined trunk muscle activation (i.e., rectus abdominis, external oblique, erector spinae) in 14 female and male collegiate tennis players and observed no significant differences in electromyography of the trunk muscles between the open compared to the square stance forehand.

## Discussion

The present systematic scoping review provides an overview over the current body of evidence regarding biomechanical analyses (i.e., kinetic, kinematic, and electromyographic) of different serve and groundstroke techniques in tennis. Overall, the analyses for both serve and groundstroke techniques revealed mostly significant differences in kinetic, kinematic, and electromyographical variables as a function of the factors serve/groundstroke type, groundstroke direction, and serve/groundstroke stance style. However, the evidence remains limited as it was shown how widely the studies' applied methodology differs in terms of sample size (i.e., 5–39 players), participants characteristics (i.e., age range, performance level, and sex distribution), applied measurement devices (i.e., motion capture system, high-speed video recordings, IMU sensors etc.), and analysed outcome measures (i.e., kinetics, kinematics, muscle activation). In addition, research gaps were revealed, as no studies have been conducted on some factors so far. Specifically, there is a lack of kinetic and electromyographic analyses of different groundstroke types as well as of electromyographic analyses of different groundstroke directions and serve stance styles.

## Biomechanical analysis of different serve techniques

In a total of six studies [4, 8, 14, 17, 18, 20], either two (i.e., flat vs. slice or flat vs. twist) or three (flat vs. slice [sidespin] vs. kick [topspin]) serve types were compared with each other. Of these, two studies [8, 17] conducted kinetic analyses only while another three studies [4, 18, 20] performed kinematic analyses only. One study [14] combined kinematic and electromyographic analyses. The kinetic analyses revealed no significant differences in force values between the flat and slice serve [17]. The study by Girard et al. [8] showed significant differences between serves but does not allow a comparison with the previously mentioned study, as other serve types (i.e., flat versus twist) were examined. The kinematic analyses showed an inconsistent picture despite similar outcome measures. For example, Reid et al. [18] detected significantly higher (i.e., horizontal and vertical) as well as lower (i.e., lateral) racket velocities for the flat compared to the kick serve, but Sheets et al. [4] found no significant differences between serve types. In addition, Sheets and colleagues reported no significant differences between serve types for shoulder velocity, but Abrams et al. [20] observed a significantly higher shoulder internal rotation velocity for the flat compared to the slice and kick serve. One



explanation could relate to discrepancies between the methodological approaches (e.g., players' characteristics). Further, the combined kinematic and electromyographic analyses yielded no significant differences between serve types in trunk motion and trunk muscle activation [14]. Therefore, future studies comparing different types of tennis serves should include age-matched players with diverging performance levels and apply a combination of kinetic, kinematic, and electromyographic analyses.

A total of five studies [8, 11, 17, 19, 25] compared the foot-up with the foot-back serve stance style. Of these, two studies performed only a kinetic [8, 17] or kinematic [19, 25] analysis and one study [11] combined kinetic and kinematic analyses. The kinetic analyses yielded relatively homogeneous findings with significantly higher vertical forces for the foot-up compared to the foot-back serve stance style and no significant differences between the two styles for the forward forces. Therefore, it can be concluded that the foot-up stance style supports the generation of vertical forces that positively effects post-impact ball velocity [25]. Contrary, the kinematic analyses showed heterogeneous results ranging from significant differences (i.e., higher post-impact ball velocity and higher movement range and angular velocity of the shoulder) in favour of the foot-up stance style [11, 25] to no significant differences between stance styles [11, 19]. One reason could be that the players' performance level differed (i.e., A-grade, high-performance, or expert) between studies which, despite the same serve stance style, can result in different outcomes [30]. Therefore, future investigations should compare serve stance style (i.e., foot-up versus foot-back) in players with diverging performance levels (i.e., recreational, intermediate, and advanced) within one study. In this regard, a combination of kinetic kinematic, and electromyographic analyses should be applied, as no study exists for the analysis of muscle activation.

### Biomechanical analysis of different groundstroke techniques

Three studies [5, 23, 27] compared either two (i.e., topspin vs. backspin forehand or flat vs. topspin forehand) or three (i.e., flat forehand vs. topspin forehand vs. topspin lob) groundstroke types. All of these studies [5, 23, 27] conducted only kinematic analyses but no study used kinetic analyses. Genevois et al. [23] examined different groundstroke types (i.e., flat vs. topspin forehand) and reported significantly lower horizontal but higher vertical racket velocity for the topspin compared to the flat forehand. Based on the observed differences between topspin and flat forehand, it can be deduced that specific instructional practices as well as technical training and conditioning programs are necessary for optimal performance in the respective groundstroke type.

Regarding groundstroke direction, one study [26] conducted only kinetic, three studies [6, 7, 24] applied only kinematic and no study performed electromyographic or combined analyses. Three studies [6, 7, 26] compared longline with cross-court direction and one study [24] inside-out with cross-court direction. The kinetic analysis revealed significantly higher maximum force values in the rearfoot during the cross-court compared to the longline backhand stroke and no significant differences in force values between stroke directions during the forehand stroke. This suggests that different stroke directions have only a limited impact on force generation. Therefore, direction-specific exercises seem to play a minor role in technical training routines. A direct comparison of the kinematic analyses can only be made in two cases [6, 7], as the authors compared the same groundstroke directions (i.e., longline vs. cross-court forehand). In both studies, the authors reported significantly lower racket velocity and separation angle as well as larger hip alignment for the longline compared to the cross-court direction. These findings suggest that, with regard to racket and body kinematics, direction-specific exercises are important to achieve optimal stroke performance for both techniques.

Unfortunately, it is not possible to make further statements about electromyographic and combined analyses, as such investigations are still lacking.

Concerning groundstroke stance styles, three studies [9, 21, 22] applied only kinematic, one study [28] conducted only electromyographic, two studies [12, 13] performed combined (i.e., kinetic and kinematic), and no study used only kinetic analyses. Four studies [9, 21, 22, 28] compared two (i.e., open vs. square stance or open vs. closed stance) and two studies [12, 13] contrasted three (i.e., attacking neutral vs. attacking open vs. defensive open stance) stance styles. The kinetic analysis of Martin et al. [12, 13] showed significantly higher lateral and vertical ground reaction forces in the defensive open compared to the attacking neutral stance. Additionally, the lateral ground reaction forces were significantly higher in the attacking open when compared with the attacking neutral stance. The additionally performed kinematic analysis yielded significantly higher joint angles for the hip (i.e., flexion, abduction, and external rotation) and knee (i.e., flexion and abduction) in the defensive open compared to the attacking open and attacking neutral stance. The results of these two studies suggest that the greater muscular loading in terms of strength and flexibility during the defensive open stance can lead to a greater risk of injury. Therefore, the authors recommended to avoid this stance style. Alternatively, appropriate strength and flexibility conditioning programs could be performed to reduce the risk of hip and knee injury. A further direct comparison of the kinematic analyses can be made for the open versus square stance style. Both studies [9, 21] reported no significant differences between the two stances in racket velocity as well as in trunk [21] and upper-body [9] kinematics. Thus, it can be concluded that the stance style has no influence on the stroke technique. This interpretation is supported by the only electromyographic analysis [28] that also reported no significant differences between open versus square stance. Thus, the application of stance-specific stroke drills does not seem to have a significant role in stroke performance.

### Limitations

The present systematic scoping review has a few limitations. The methodology of the included studies varied in terms of players' performance level (i.e., recreational, intermediate, or advanced), setting (i.e., laboratory conditions or field-based testing), measurement (e.g., force plate or pressure-detecting insoles; motion capture system, high-speed video recordings, or IMU sensors), and outcomes (i.e., kinetic [force, pressure], kinematic, or electromyographic values). Further, the included studies were conducted with healthy tennis players in the age range of 18–62 years only, thus no statements can be made about younger or older players. Moreover, in 16 out of 23 included studies only male players were tested and thus some statements are limited to this gender.

### Conclusion

Different serve and groundstroke techniques are considered to have a substantial impact of stroke performance. Despite a large number of original studies, a summarising overview with regard to biomechanical analyses is still missing. This systematic scoping review for the first time summarised kinetic, kinematic, and electromyographic analyses of different characteristics (i.e., stroke type/direction and stance style) of the tennis serve and groundstroke. On the one hand, our analyses yielded varying results that included significant or no significant differences between the aforementioned characteristics. Most likely, methodological differences are responsible for this, as a) forces were measured (i.e., by means of a force plate) or estimated (i.e., by means of pressure-detecting insoles), b) youth or adult tennis players were studied, and c) recreational, intermediate, or advanced players were tested. On the other hand, research

gaps were identified that revealed a lack of electromyographic analyses for the stance style during tennis serve and for stroke direction and type during groundstroke. Further, no kinetic analysis was found for different groundstroke types. Based on these findings, it is recommended that future studies should investigate the characteristics of different serve and groundstroke types/directions and stance styles of age-matched players with diverging performance levels (i.e., recreational, intermediate, advanced) using combined (i.e., kinetic, kinematic, and electromyographic) analyses.

## Supporting information

**S1 Checklist. PRISMA-checklist-transparent reporting of systematic reviews and meta-analyses.**

(DOC)

## Author Contributions

**Conceptualization:** Johanna Lambrich.

**Data curation:** Johanna Lambrich, Thomas Muehlbauer.

**Formal analysis:** Johanna Lambrich.

**Methodology:** Johanna Lambrich.

**Writing – original draft:** Johanna Lambrich.

**Writing – review & editing:** Johanna Lambrich, Thomas Muehlbauer.

## References

1. Johnson CD, McHugh MP, Wood T, Kibler B. Performance demands of professional male tennis players. *BJSM*. 2006; 40:696–9; discussion 699. <https://doi.org/10.1136/bjsem.2005.021253> PMID: 16864564.
2. Martin C. Biomechanics of the Tennis Serve. In: Di Giacomo G, Ellenbecker TS, Kibler WB, editors. *Tennis medicine. A complete guide to evaluation, treatment, and rehabilitation*. Cham: Springer; 2018. pp. 3–16.
3. Elliott B, Reid M, Whiteside D. Biomechanics of Groundstrokes and Volleys. In: Di Giacomo G, Ellenbecker TS, Kibler WB, editors. *Tennis medicine. A complete guide to evaluation, treatment, and rehabilitation*. Cham: Springer; 2018. pp. 17–42.
4. Sheets AL, Abrams GD, Corazza S, Safran MR, Andriacchi TP. Kinematics differences between the flat, kick, and slice serves measured using a markerless motion capture method. *Ann Biomed Eng*. 2011; 39:3011–20. Epub 2011/10/08. <https://doi.org/10.1007/s10439-011-0418-y> PMID: 21984513.
5. Elliott B, Takahashi K, Noffal G. The influence of grip position on upper limb contributions to racket head velocity in a tennis forehand. *Journal of Applied Biomechanics*. 1997; 13:182–96. <https://doi.org/10.1123/jab.13.2.182>
6. Landlinger J, Lindinger S, Stöggl T, Wagner H, Müller E. Key factors and timing patterns in the tennis forehand of different skill levels. *J Sports Sci Med*. 2010; 9:643–51. PMID: 24149792
7. Landlinger J, Lindinger SJ, Stöggl T, Wagner H, Müller E. Kinematic differences of elite and high-performance tennis players in the cross court and down the line forehand. *Sports Biomech*. 2010; 9:280–95. <https://doi.org/10.1080/14763141.2010.535841> PMID: 21309302.
8. Girard O, Eicher F, Micallef JP, Millet GP. Plantar pressures in the tennis serve. *J Sports Sci*. 2010; 28:873–80. <https://doi.org/10.1080/02640411003792695> PMID: 20496222.
9. Kawamoto Y, Iino Y, Yoshioka S, Fukashiro S. Directionally compensated mechanical work provided by the shoulder leads to similar racket velocities during open and square stance forehand groundstrokes in tennis. *European journal of sport science*. 2019; 19:902–12. Epub 2018/12/14. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1552720> PMID: 30551731.
10. Elliott B. Biomechanics and tennis. *BJSM*. 2006; 40:392–6. <https://doi.org/10.1136/bjsem.2005.023150> PMID: 16632567.

11. Elliott BC, Wood GA. The biomechanics of the foot-up and foot-back tennis service techniques. *The Australian Journal of Sport Science*. 1983; 3:2–6.
12. Martin C, Sorel A, Touzard P, Bideau B, Gaborit R, DeGroot H, et al. Can the open stance forehand increase the risk of hip injuries in tennis players. *Orthop J Sports Med*. 2020; 8:2325967120966297. Epub 2020/12/11. <https://doi.org/10.1177/2325967120966297> PMID: 33354579.
13. Martin C, Sorel A, Touzard P, Bideau B, Gaborit R, DeGroot H, et al. Influence of the forehand stance on knee biomechanics: Implications for potential injury risks in tennis players. *J Sports Sci*. 2021; 39:992–1000. Epub 2020/12/06. <https://doi.org/10.1080/02640414.2020.1853335> PMID: 33283656.
14. Chow JW, Park S-A, Tillman MD. Lower trunk kinematics and muscle activity during different types of tennis serves. *Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol*. 2009; 1:24. Epub 2009/10/13. <https://doi.org/10.1186/1758-2555-1-24> PMID: 19825184.
15. Tricco AC, Lillie E, Zarin W, O'Brien KK, Colquhoun H, Levac D, et al. PRISMA Extension for Scoping Reviews (PRISMA-ScR): Checklist and Explanation. *Ann Intern Med*. 2018; 169:467–73. Epub 2018/09/04. <https://doi.org/10.7326/M18-0850> PMID: 30178033.
16. Munn Z, Peters MDJ, Stern C, Tufanaru C, McArthur A, Aromataris E. Systematic review or scoping review? Guidance for authors when choosing between a systematic or scoping review approach. *BMC Med Res Methodol*. 2018; 18:143. Epub 2018/11/19. <https://doi.org/10.1186/s12874-018-0611-x> PMID: 30453902.
17. Bahamonde RE, Knudson D. Ground reaction forces of two types of stances and tennis serves. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2001; 33:S102. <https://doi.org/10.1097/00005768-200105001-00575>
18. Reid M, Elliott B, Alderson J. Shoulder joint loading in the high performance flat and kick tennis serves. *Br J Sports Med*. 2007; 41:884–9; discussion 889. Epub 2007/05/18. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2007.036657> PMID: 17513331.
19. Reid M, Elliott B, Alderson J. Lower-limb coordination and shoulder joint mechanics in the tennis serve. *Med Sci Sports Exerc*. 2008; 40:308–15. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e31815c6d61> PMID: 18202570.
20. Abrams GD, Harris AHS, Andriacchi TP, Safran MR. Biomechanical analysis of three tennis serve types using a markerless system. *Br J Sports Med*. 2014; 48:339–42. Epub 2012/08/30. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091371> PMID: 22936411.
21. Knudson D, Bahamonde RE. Trunk and racket kinematics at impact in the open and square stance tennis forehand. *Biology of Sports*. 1999;3–10. Available from: <https://scholar.google.com/citations?user=isowa88aaaaj&hl=de&oi=sra>.
22. Cabral V. Effects of lower limb position on ball speed in tennis ground strokes. *ITF Coaching & Sport Science Review*. 2017; 25:26–8. <https://doi.org/10.52383/itfcoaching.v25i71.225>
23. Genevois C, Reid M, Creveaux T, Rogowski I. Kinematic differences in upper limb joints between flat and topspin forehand drives in competitive male tennis players. *Sports Biomech*. 2020; 19:212–26. Epub 2018/05/16. <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1461915> PMID: 29768090.
24. Pedro B, João F, Lara JPR, Cabral S, Carvalho J, Veloso AP. Evaluation of upper limb joint contribution to racket head speed in elite tennis players using imu sensors: comparison between the cross-court and inside-out attacking forehand drive. *Sensors (Basel)*. 2022; 22. Epub 2022/02/08. <https://doi.org/10.3390/s22031283> PMID: 35162028.
25. Martin C, Bideau B, Nicolas G, Delamarche P, Kulpa R. How does the tennis serve technique influence the serve-and-volley. *J Sports Sci*. 2012; 30:1149–56. <https://doi.org/10.1080/02640414.2012.695079> PMID: 22668422.
26. Lambrich J, Muehlbauer T. Effect of stroke direction on plantar pressure in each foot during the forehand and backhand stroke among healthy adult tennis players of different performance levels. *BMC Sports Sci Med Rehabil*. 2023; 15. <https://doi.org/10.1186/s13102-023-00632-4> PMID: 36814292
27. Elliott B, Marsh T. A biomechanical comparison of the topspin and backspin forehand approach shots in tennis. *J Sports Sci*. 1989; 7:215–27. <https://doi.org/10.1080/02640418908729842> PMID: 2621759.
28. Knudson D, Blackwell J. Trunk muscle activation in open stance and square stance tennis forehands. *Int J Sports Med*. 2000; 21:321–4. <https://doi.org/10.1055/s-2000-3776> PMID: 10950439.
29. Chow JW, Shim JH, Lim YT. Lower trunk muscle activity during the tennis serve. *J Sci Med Sport*. 2003; 6:512–8. [https://doi.org/10.1016/s1440-2440\(03\)80276-1](https://doi.org/10.1016/s1440-2440(03)80276-1) PMID: 14723400.
30. Girard O, Micallef J-P, Millet GP. Lower-limb activity during the power serve in tennis: effects of performance level. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2005; 37:1021. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000171619.99391.bb> PMID: 15947729

### **10.3 Studie III: “Plantar pressure is changed to increase post-impact ball speed during longline forehand and backhand in elite female tennis players”**

Lambrich, J., & Muehlbauer, T. (2023). Plantar pressure is changed to increase post-impact ball speed during longline forehand and backhand groundstroke in elite female tennis players. *Frontiers in Sports and Active Living*, 5, 1165628.

<https://doi.org/10.3389/fspor.2023.1165628>



## OPEN ACCESS

## EDITED BY

Daniel Rojas-Valverde,  
National University of Costa Rica, Costa Rica

## REVIEWED BY

Luca Petrigna,  
University of Catania, Italy  
Valerio Giustino,  
University of Palermo, Italy  
Mustafa Karahan,  
Dokuz Eylul University, Türkiye

## \*CORRESPONDENCE

Johanna Lambrich  
✉ johanna.lambrich@uni-due.de

RECEIVED 06 March 2023

ACCEPTED 24 April 2023

PUBLISHED 18 May 2023

## CITATION

Lambrich J and Muehlbauer T (2023) Plantar pressure is changed to increase post-impact ball speed during longline forehand and backhand groundstroke in elite female tennis players.

Front. Sports Act. Living 5:1165628.

doi: 10.3389/fspor.2023.1165628

## COPYRIGHT

© 2023 Lambrich and Muehlbauer. This is an open-access article distributed under the terms of the [Creative Commons Attribution License \(CC BY\)](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/). The use, distribution or reproduction in other forums is permitted, provided the original author(s) and the copyright owner(s) are credited and that the original publication in this journal is cited, in accordance with accepted academic practice. No use, distribution or reproduction is permitted which does not comply with these terms.

# Plantar pressure is changed to increase post-impact ball speed during longline forehand and backhand groundstroke in elite female tennis players

Johanna Lambrich\* and Thomas Muehlbauer

Division of Movement and Training Sciences/Biomechanics of Sport, University of Duisburg-Essen, Essen, Germany

**Introduction:** Achieving high ball speed during the execution of groundstrokes represents a performance-relevant factor in tennis. However, it is unclear how plantar pressure data undergo change during the execution of groundstrokes by tennis players to achieve high postimpact ball speed. Thus, the objective of the present study is to determine how tennis players change the plantar pressure in each foot when they execute longline forehand and backhand groundstrokes in order to increase postimpact ball speed.

**Methods:** Seventeen healthy nationally ranked female tennis players (mean age:  $21.7 \pm 7.7$  years) participated in this study. The players performed longline forehand and backhand groundstrokes (topspin) at four postimpact ball speed levels, i.e., at 80 km/h, 90 km/h, 100 km/h, and  $v_{max}$ . Plantar pressure was measured in each foot [i.e., dominant (equals the stroke arm) and non-dominant] using flexible instrumented insoles.

**Results:** Irrespective of the stroke technique, the repeated measures ANOVA procedure showed significant ball speed  $\times$  foot dominance interactions. For the forehand stroke, post hoc analyses revealed significantly increased (dominant foot) and decreased (non-dominant foot) pressure values when the postimpact ball speed increased from 100 km/h to  $v_{max}$ . For the backhand stroke, the post hoc analyses yielded significantly decreased (dominant and non-dominant foot) plantar pressure values when the postimpact ball speed increased from 100 km/h to  $v_{max}$ . There were no further significant differences between the other ball speed levels.

**Discussion:** The significantly varying plantar pressure changes depending on the stroke technique and foot dominance to increase postimpact ball speed suggest that specific physical exercises related to the foot (dominant vs. non-dominant foot) and groundstroke (forehand vs. backhand) seem to be necessary for plantar pressure optimization.

## KEYWORDS

racket sport, lower extremity, pressure-detecting insoles, plantar loading, force, biomechanics



## Introduction

In tennis, high stroke speed is an important performance-related factor, both during serves and during groundstrokes (1). In this regard, Ulbricht et al. (2) reported a higher serve speed in successful tennis players compared with less successful ones. In addition, Landlinger et al. (3) showed faster groundstrokes (i.e., forehand/backhand) in successful players than in less successful ones. In terms of groundstroke kinematics, it has been shown that more skilled players apply a higher trunk rotation during the execution of forehand (4, 5) and backhand strokes (6, 7), which results in a higher horizontal shoulder and racket speed. Moreover, Lambrich and Muehlbauer (8) found higher plantar pressure values in the forehand and backhand of advanced players compared with intermediate and recreational players. With respect to groundstrokes, the question arises as to how players change their stroke execution in order to achieve a higher ball speed. Therefore, in this study, we are interested more specifically in analyzing the changes in the movement pattern if the goal is to execute groundstrokes with increased postimpact ball speed.

To date, relatively few studies have investigated this question. For example, Seeley et al. (9) used three-dimensional high-speed video recordings to examine the kinematic changes between different postimpact ball speeds (fast:  $153.7 \pm 13.7$  km/h; medium:  $115.6 \pm 10.4$  km/h; slow:  $77.0 \pm 7.2$  km/h) for the longline forehand stroke in 12 highly skilled male tennis players. They found that angles and angular velocities for several joints (i.e., ankle, knee, hip, trunk, elbow, wrist) increased significantly as the postimpact ball speed increased. Further, Shimokawa et al. (10) investigated the changes in the ground reaction force between different postimpact ball speeds (fast: 100%; medium: 90%; slow: 80%) for the cross-court forehand stroke in nine senior male and female tennis players using a force plate. Among other findings, the authors observed an increase in the peak vertical force of both feet as the postimpact ball speed increased. In addition, Rota et al. (11) found differences in the timing and level of muscle activation in the trunk and upper limbs for the forehand, with an increase ranging from 60% to 100% of individual maximum speed. Higher muscle activation was found for the external oblique, latissimus dorsi, middle deltoid, biceps brachii, and triceps brachii muscles. Although the previously reported studies have enhanced the knowledge on kinematic, kinetic, and electromyography alterations that tennis players make to increase postimpact ball speed when they execute a forehand groundstroke, studies on how players make changes in plantar pressure in each foot (i.e., dominant vs. non-dominant) to increase postimpact ball speed when executing both forehand and backhand groundstrokes are lacking.

Therefore, the aim of this study is to investigate how healthy tennis players make alterations to plantar pressure in each foot (i.e., dominant vs. non-dominant) to increase postimpact ball speed when performing longline forehand and backhand groundstrokes. We hypothesize that plantar pressure data will undergo alterations in both feet.

## Methods

### Participants

Seventeen healthy female tennis players competing in regular national tournaments participated in the study. The characteristics of the participants are presented in **Table 1**. Thirteen subjects were right-handed and four were left-handed, where the stroke arm corresponds to the dominant leg. All players played a one-handed forehand stroke and a two-handed backhand stroke. The inclusion criteria were female players with a national ranking of 500 or above at the time of testing. Players were excluded if they reported an illness or an actual or recent injury that was judged to potentially have an influence on stroke performance. Participants' written informed consent was obtained prior to the start of the study. The study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki and the human ethics committee at the University of Duisburg-Essen, Faculty of Educational Sciences, which approved the study protocol.

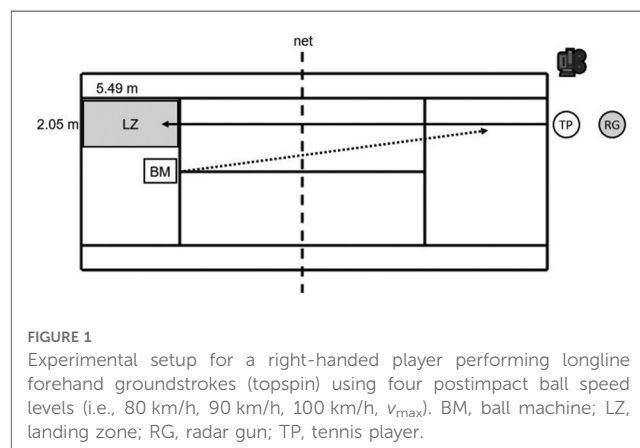
### Testing procedures

All measurements were performed on an indoor hardcourt (**Figure 1**). The players completed a familiarization phase of five minutes consisting of longline forehand and backhand groundstrokes. The feed (speed: 40 km/h, feed: 15 balls/min) was performed using a ball machine (Slinger Bag, Slinger, Windsor Mill, MD, USA). Afterward, the players were familiarized with

TABLE 1 Characteristics of the study participants ( $N = 17$ ).

Characteristic	Value
Age (years)	$21.7 \pm 7.7$
Body height (cm)	$172.5 \pm 6.4$
Body mass (kg)	$63.6 \pm 7.8$
Training experience (years)	$15.3 \pm 7.3$
Tennis training volume (hours/week)	$4.1 \pm 1.8$
Athletic training volume (hours/week)	$4.0 \pm 2.6$

Data represent means  $\pm$  standard deviations.



the instrumented pressure-detecting insoles, followed by the execution of longline forehand and backhand groundstrokes (topspin) using four postimpact ball speed levels: (a) 80 km/h, (b) 90 km/h, (c) 100 km/h, and (d)  $v_{\max}$  (feed: 15 balls/min) in a standardized order. The execution of the forehand and backhand strokes was done randomly between the players, i.e., one player executed the forehand first, followed by the backhand and then the next player in the reverse order. For conditions (a) to (c), a tolerance range of  $\pm 2$  km/h was defined. The postimpact ball speed was measured to the nearest 0.16 km/h using a “Stalker Pro” radar gun (Applied Concepts Inc., Richardson, TX, USA) that was placed directly behind the players. The players were free to decide their stance (i.e., open, closed, square), and for each player, new balls were used. For each stroke, players received verbal feedback on the achieved postimpact ball speed in order to ensure that they repeatedly reached the respective predefined speed level. For each speed level, a valid trial incorporated ten successful strokes per technique in a predetermined 2.05 m  $\times$  5.49 m landing zone (Figure 1). A 60-s and a 120-s rest period was provided between speed levels and stroke techniques, respectively.

## Assessment and analysis of plantar pressure data

Flexible instrumented insoles (GP MobilData WiFi, GeBioM mbH, Münster, Germany) were used to record plantar pressure distribution at a sampling frequency of 200 Hz. These reusable insoles were placed in individual tennis shoes above the sole of the shoes. The participants used a pair of insoles according to their shoe size (e.g., a pair of insoles with a length of 250 mm corresponding to a shoe size of EU 39–40). The obtained data were recorded on a laptop via a wireless signal. Synchronously to the pressure data, the movement of each player was filmed using a video camera (iPad, Apple Inc., Cupertino, CA, USA) to determine the starting point and the impact of a stroke for subsequent analyses (Figure 1). Specifically, the plantar pressure data were normalized and interpolated from 0% to 100% of the stroke movement. A total of 201 data points were used for the interpolation. Analysis of the plantar pressure data for the whole foot of the dominant (equals the stroke arm) and the non-dominant foot was performed using Matlab software version R2022b (The MathWorks Inc., Natick, MA, USA), and it included the calculation of the normalized (to the players' body mass) maximal force (N/kg), mean force (N/kg), and force–time integral (N m s/kg).

## Statistical analysis

All statistical analyses were performed using JASP version 0.16.4.0 (Amsterdam, The Netherlands). Descriptive data are reported as group mean values and standard deviations. For all analyses, assumptions of normality (Shapiro–Wilk test) and homogeneity of variance/sphericity (Mauchly test) were

confirmed prior to the application of inference statistics. Specifically, a 4 (ball speeds of 80 km/h, 90 km/h, 100 km/h, and  $v_{\max}$ )  $\times$  2 (foot dominance: dominant, non-dominant) repeated measures ANOVA was conducted for the forehand and the backhand strokes, separately. If a high ball speed occurred on account of foot dominance interaction, Bonferroni-adjusted post hoc analyses were performed. Further, the effect size ( $\eta_p^2$ ) was calculated and reported as small ( $.02 \leq \eta_p^2 \leq .12$ ), medium ( $.13 \leq \eta_p^2 \leq .25$ ), or large ( $\eta_p^2 \geq .26$ ). The significance level was set at  $p < .05$ .

## Results

Descriptive statistics of the plantar pressure data by postimpact ball speeds (i.e., 80 km/h, 90 km/h, 100 km/h, and  $v_{\max}$ ) and foot dominance (i.e., dominant vs. non-dominant) during the execution of longline forehand and backhand groundstrokes (topspin) are illustrated in Table 2. Maximal postimpact ball speeds amounted to  $132.3 \pm 8.9$  km/h (range: 117–153 km/h) and  $120.1 \pm 7.1$  km/h (range: 111–137 km/h) for the forehand groundstroke and backhand groundstroke, respectively.

### Forehand stroke

Irrespective of the outcome measure, the ANOVA revealed significant main effects of foot dominance ( $p < .001$ – $.004$ ,  $\eta_p^2 = .30$ – $.67$ ), indicating higher values for the dominant foot compared with that for the non-dominant foot, but not for ball speed (Table 3). Further, there were significant ball speed  $\times$  foot dominance interaction effects (all  $p < .001$ ,  $\eta_p^2 = .04$ – $.08$ ). Post hoc analyses revealed that plantar pressure values significantly increased in the dominant foot (maximal force:  $p = .012$ ; mean force:  $p = .010$ ; force–time integral:  $p = .010$ ) but significantly decreased in the non-dominant foot (maximal force:  $p = .002$ ; mean force:  $p < .001$ ; force–time integral:  $p < .001$ ) when players increased their postimpact ball speed from 100 km/h to  $v_{\max}$  (Figures 2A–C). There were no further significant differences between the other ball speed levels.

### Backhand stroke

The ANOVA showed significant main effects of ball speed ( $p < .001$ – $.002$ ,  $\eta_p^2 = .02$ – $.11$ ) and foot dominance (all  $p < .001$ ,  $\eta_p^2 = .23$ – $.90$ ) as well as a significant interaction ( $p = .001$ – $.002$ ,  $\eta_p^2 = .01$ – $.08$ ) between the two irrespective of outcome measure (Table 3). Values for the dominant foot were lower than those for the non-dominant foot. For the dominant foot, post hoc analyses showed that plantar pressure values (maximal force:  $p = .001$ ; mean force:  $p < .001$ ; force–time integral:  $p < .001$ ) significantly decreased to increase the post-impact ball speed from 100 km/h to  $v_{\max}$  (Figures 2D–F). There were no further significant differences between the other ball speed levels. For the non-dominant foot, mean force ( $p = .002$ ) and force–time



TABLE 2 Descriptive statistics of the plantar pressure data by postimpact ball speed level (i.e., 80 km/h, 90 km/h, and 100 km/h,  $v_{max}$ ) and foot dominance (i.e., dominant vs. non-dominant) during longline forehand and backhand groundstrokes (topspin).

Outcome	80 km/h		90 km/h		100 km/h		$v_{max}$	
	D	ND	D	ND	D	ND	D	ND
<b>Forehand stroke</b>								
Maximal force (N/kg)	1.08 ± 0.31	0.91 ± 0.18	1.09 ± 0.22	0.90 ± 0.22	1.12 ± 0.23	0.86 ± 0.25	1.25 ± 0.31	0.70 ± 0.26
Mean force (N/kg)	0.56 ± 0.18	0.30 ± 0.07	0.54 ± 0.17	0.29 ± 0.07	0.56 ± 0.18	0.28 ± 0.09	0.62 ± 0.17	0.19 ± 0.08
Force-time integral (N m s/kg)	56.21 ± 17.99	29.56 ± 7.41	54.32 ± 17.33	28.88 ± 7.16	56.52 ± 18.35	27.60 ± 8.67	62.42 ± 17.54	19.26 ± 7.90
<b>Backhand stroke</b>								
Maximal force (N/kg)	1.12 ± 0.15	1.16 ± 0.16	1.14 ± 0.21	1.24 ± 0.17	1.14 ± 0.21	1.22 ± 0.17	1.02 ± 0.21	1.19 ± 0.17
Mean force (N/kg)	0.35 ± 0.05	0.57 ± 0.09	0.33 ± 0.06	0.60 ± 0.09	0.33 ± 0.07	0.60 ± 0.10	0.27 ± 0.06	0.56 ± 0.08
Force-time integral (N m s/kg)	34.50 ± 5.34	57.42 ± 9.28	32.54 ± 6.30	60.07 ± 8.63	32.54 ± 6.61	60.78 ± 9.56	27.06 ± 5.91	56.16 ± 7.81

Values are expressed as mean ± standard deviation. D, dominant foot; ND, non-dominant foot.

TABLE 3 Inference statistics for the main and interaction effects.

Outcome	Main effect: BS	Main effect: FD	Interaction effect: BS × FD
<b>Forehand stroke</b>			
Maximal force (N/kg)	.943 (.01)	.004 (.30)	<.001 (.08)
Mean force (N/kg)	.389 (.01)	<.001 (.67)	<.001 (.04)
Force-time integral (N m s/kg)	.332 (.01)	<.001 (.66)	<.001 (.04)
<b>Backhand stroke</b>			
Maximal force (N/kg)	.002 (.11)	<.001 (.23)	.008 (.05)
Mean force (N/kg)	<.001 (.02)	<.001 (.90)	.002 (.01)
Force-time integral (N m s/kg)	<.001 (.02)	<.001 (.89)	.001 (.08)

Values are expressed as  $p$ -value ( $\eta_p^2$ -value). BS, ball speed; FD, foot dominance.

integral ( $p = .002$ ) but not maximal force significantly decreased when the aim was to increase the post-impact ball speed from 100 km/h to  $v_{max}$  (Figures 2D–F). However, there was a significant increase in maximal force ( $p < .001$ ) as the backhand stroke was executed to hit the ball with 80 km/h rather than 90 km/h.

## Discussion

We aimed to examine the changes made by healthy nationally ranked female tennis players to plantar pressure in each foot when they executed longline forehand and backhand groundstrokes to increase postimpact ball speeds (i.e., 80 km/h, 90 km/h, 100 km/h, and  $v_{max}$ ). In accordance with our assumption, we detected that plantar pressure data were significantly altered in both feet to increase postimpact ball speed during the execution of longline forehand and backhand groundstrokes. However, plantar pressure changes differed by foot dominance and the stroke technique. On the one hand, values were higher and increased in the dominant foot (equals the stroke arm) but were lower and decreased in the non-dominant foot during the execution of the forehand stroke to increase the postimpact ball speed from 100 km/h to  $v_{max}$ . On the other hand, values decreased in the dominant and non-

dominant foot during the performance of the backhand stroke to increase the postimpact ball speed from 100 km/h to  $v_{max}$  and were lower in the dominant foot than in the non-dominant foot. There were no further significant differences between the other ball speed levels.

With regard to the forehand stroke, Shimokawa et al. (10) also observed an increase in kinetic parameters (e.g., peak vertical force) as the post-impact ball speed increased from slow to medium and to fast, yet the authors did not distinguish between the dominant and the non-dominant foot but analyzed both feet together. A possible reason for the players significantly increasing the plantar pressure in their dominant foot in order to increase the postimpact ball speed from 100 km/h to  $v_{max}$  could be attributed to the fact that due to the higher force in the dominant leg, a higher rotation in the pelvis and trunk is achieved, resulting in a higher stroke velocity (9, 12, 13). In this context, Nesbit et al. (14) found that the range of motion of the dominant knee also contributes significantly to hip and trunk rotation. In contrast, the observed significant decrease in plantar pressure in the non-dominant foot as the forehand stroke is hit with increased post-impact ball speed could most likely be explained by the fact that the dominant leg has primarily a stabilizing function (15). Moreover, according to Shimokawa et al. (10), the horizontal force becomes greater as the stroke velocity increases. From a practical perspective, the increase in plantar pressure in the dominant foot suggests that a combination of bilateral and unilateral exercises such as leg press, dumbbell lunge, and squat should be used in conditioning programs to improve the vertical force component (16). In contrast, the decrease in plantar pressure in the non-dominant foot indicates a declining importance of the vertical force component. Therefore, exercises to increase other force components such as horizontal force (e.g., jump-landing tasks such as single/triple hops for distance, side jumps, and sprints) and to improve its stabilizing function (e.g., high skipping with a single leg halt, medicine ball chest passes while standing on one leg, and lateral raises while standing on one leg on an unstable surface) seem to be more appropriate (16–18).

With respect to the backhand stroke, the decrease in plantar pressure in both feet as the postimpact ball speed increased from 100 km/h to  $v_{max}$  could be explained by the fact that the players

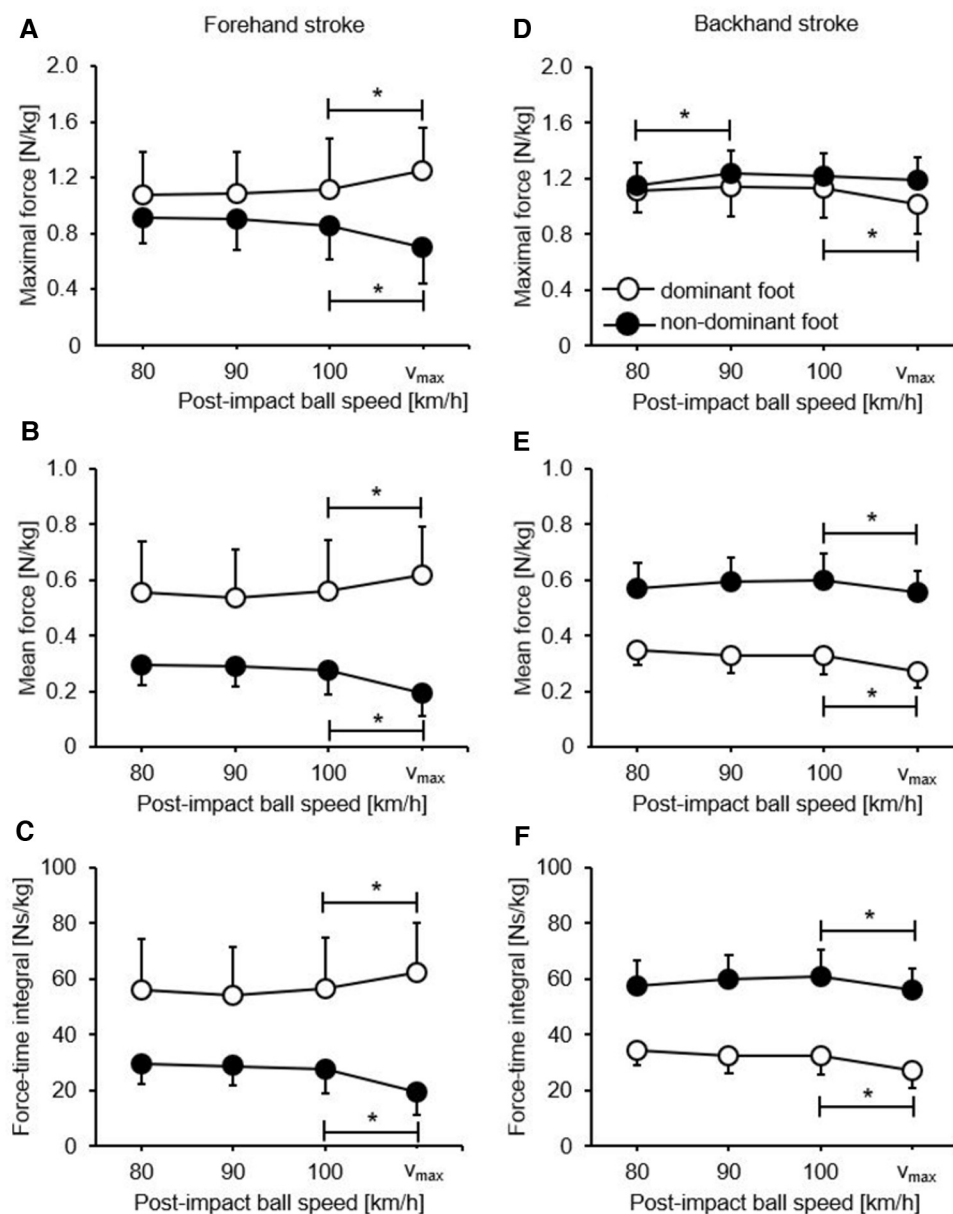


FIGURE 2

Plantar pressure values (mean and standard deviation) per postimpact ball speed level for the dominant (white) vs. non-dominant (black) foot during the execution of longline forehand (A–C) and backhand (D–F) groundstrokes (topspin). \*Represents a significant difference between speed levels.

shifted their body mass more forward in the direction of the stroke. As a result, the horizontal force increased and the vertical force decreased. In fact, a closer look at the video recordings (see Methods section) indicated that the increase in the postimpact ball speed from 80 to 90 km/h was only due to an increased arm movement, but from 90 to 100 km/h, it was due to an increased arm and leg movement, and from 100 km/h to  $v_{max}$ , it was due to an increased whole-body movement in the direction of the stroke. It can be assumed that, since the use of the lower extremity in the two-handed backhand is comparable to the forehand (19), an increased stroke velocity is also the result of a higher horizontal force (10). In terms of practical implications

for coaches and players, it can be deduced that conditioning programs aiming to improve horizontal force should be devised.

During the execution of the forehand stroke, plantar pressure values for the dominant foot (equals the stroke arm) were greater than those for the non-dominant foot (Figures 2A–C), but this was the opposite for the backhand stroke (Figures 2D–F). This indicates a varying role of foot dominance depending on the stroke technique. For the forehand and in accordance with Chen et al. (15), larger pressure values in the dominant vs. non-dominant foot seem to be favorable, as the dominant foot is responsible for force production and the non-dominant one is meant for body stabilization. With reference to Elliott et al. (20)

and Knudson (21), the two-handed backhand shows an analogy to a non-dominant forehand regarding the use of the lower limbs. Specifically, the non-dominant foot now takes the force-generating function, while the dominant foot stabilizes the balance of the body. These results are consistent with those of Akutagawa and Kojima (19), who found a higher joint movement in the non-dominant leg compared with the dominant leg during the performance of the two-handed backhand stroke. This explains the observed larger plantar pressure values in the non-dominant vs. dominant foot during the backhand stroke execution.

This study has some strengths and limitations. In terms of strengths, for the first time, changes in plantar pressure data were measured for the longline forehand and the backhand groundstrokes with increased postimpact ball speed. Moreover, these measurements were not performed in a laboratory setting but on the tennis court and thus under natural field-based conditions. Furthermore, the investigations were carried out with a homogeneous group of individuals (i.e., healthy nationally ranked female tennis players). With regard to the limitations, the use of pressure-detecting insoles had the disadvantage that only an indirect but not direct determination of force data (e.g., by means of a plate) was possible. Further, only kinetic but not kinematic data were collected. Thus, no spatiotemporal description of the groundstroke movements could be made, but only the vertical forces that cause the strokes were analyzed. In addition, only female tennis players were studied, limiting the transferability of our findings to male players, who should be investigated in future studies. Lastly, only 17 players were studied. Although this sample size was larger than that in previous studies ( $n=12$  in the study by Seeley and colleagues and  $n=9$  in the study by Shimokawa and colleagues), future investigations should use larger samples to strengthen the findings of this study.

## Conclusion

This study investigated how plantar pressure data changed as the longline forehand and backhand groundstrokes (topspin) were executed with increased postimpact ball speeds (i.e., 80 km/h, 90 km/h, 100 km/h, and  $v_{\max}$ ). During the execution of the forehand stroke, pressure data increased in the dominant foot and decreased in the non-dominant foot when the goal was to increase the postimpact ball speed from 100 km/h to  $v_{\max}$ . While performing the backhand stroke, pressure data decreased on both feet (i.e., dominant and non-dominant foot) in order to achieve an increase in the postimpact ball speed from 100 km/h to  $v_{\max}$ . The varying changes in the plantar pressure data as a function of stroke technique and foot dominance suggest the need for specifically tailored physical exercises for the dominant vs. non-dominant foot and for the longline forehand vs. backhand stroke in female tennis players.

## Data availability statement

The original contributions presented in the study are included in the article, further inquiries can be directed to the corresponding author.

## Ethics statement

The studies involving human participants were reviewed and approved by the Human Ethics Committee at the University of Duisburg-Essen. Written informed consent to participate in this study was provided by the participants' legal guardian/next of kin.

## Author contributions

Conceptualization was done by JL; data curation was performed by JL; formal analysis was done by JL; the methodology was prepared by JL and TM; Writing – original draft was done by JL; Writing—review and editing was done by JL and TM. All authors contributed to the article and approved the submitted version.

## Funding

We acknowledge support by the Open Access Publication Fund of the University of Duisburg-Essen organized by the project DEAL. The funding body is independent of the design of the study, collection, analysis, and interpretation of data, and in writing the manuscript.

## Conflict of interest

The authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

## Publisher's note

All claims expressed in this article are solely those of the authors and do not necessarily represent those of their affiliated organizations, or those of the publisher, the editors and the reviewers. Any product that may be evaluated in this article, or claim that may be made by its manufacturer, is not guaranteed or endorsed by the publisher.

## References

- Lambrich J, Muehlbauer T. Physical fitness and stroke performance in healthy tennis players with different competition levels: a systematic review and meta-analysis. *PLoS One*. (2022b) 17:e0269516. doi: 10.1371/journal.pone.0269516
- Ulbricht A, Fernandez-Fernandez J, Mendez-Villanueva A, Ferrauti A. Impact of fitness characteristics on tennis performance in elite junior tennis players. *J Strength Cond Res*. (2016) 30:989–98. doi: 10.1519/JSC.0000000000001267
- Landlinger J, Stöggel T, Lindinger S, Wagner H, Müller E. Differences in ball speed and accuracy of tennis groundstrokes between elite and high-performance players. *Eur J Sport Sci*. (2012) 12:301–8. doi: 10.1080/17461391.2011.566363
- Landlinger J, Lindinger S, Stöggel T, Wagner H, Müller E. Key factors and timing patterns in the tennis forehand of different skill levels. *J Sports Sci Med*. (2010) 9:643–51.
- Reid M, Elliott B, Crespo M. Mechanics and learning practices associated with the tennis forehand: a review. *J Sports Sci Med*. (2013) 12:225–31.
- Wang L-H, Lin H-T, Lo K-C, Hsieh Y-C, Su F-C. Comparison of segmental linear and angular momentum transfers in two-handed backhand stroke stances for different skill level tennis players. *J Sci Med Sport*. (2010) 13:452–9. doi: 10.1016/j.jsams.2009.06.002
- Genevois C, Reid M, Rogowski I, Crespo M. Performance factors related to the different tennis backhand groundstrokes: a review. *J Sports Sci Med*. (2015) 14:194–202.
- Lambrich J, Muehlbauer T. Effect of stroke direction on plantar pressure in each foot during the forehand and backhand stroke among healthy adult tennis players of different performance levels. *BMC Sports Sci Med Rehabil*. (2023) 15:1–8. doi: 10.1186/s13102-023-00632-4
- Seeley MK, Funk MD, Denning WM, Hager RL, Hopkins JT. Tennis forehand kinematics change as post-impact ball speed is altered. *Sports Biomech*. (2011) 10:415–26. doi: 10.1080/14763141.2011.629305
- Shimokawa R, Nelson A, Zois J. Does ground-reaction force influence post-impact ball speed in the tennis forehand groundstroke? *Sports Biomech*. (2020) 21(7):1–11. doi: 10.1080/14763141.2019.1705884
- Rota S, Hautier C, Creveaux T, Champely S, Guillot A, Rogowski I. Relationship between muscle coordination and forehand drive velocity in tennis. *J Electromyogr Kinesiol*. (2012) 22:294–300. doi: 10.1016/j.jelekin.2011.12.004
- Iino Y, Kojima T. Torque acting on the pelvis about its superior-inferior axis through the hip joints during a tennis forehand stroke. *J Hum Mov Stud*. (2001) 40:269–90.
- Iino Y, Kojima T. Role of knee flexion and extension for rotating the trunk in a tennis forehand stroke. *J Hum Mov Stud*. (2003) 45:133–52.
- Nesbit SM, Serrano M, Elzinga M. The role of knee positioning and range-of-motion on the closed-stance forehand tennis swing. *J Sports Sci Med*. (2008) 7:114–24.
- Chen C, Liang Z, Li S. The plantar pressure analysis of open stance forehand in female tennis players. *J Phys Act Health*. (2019) 3:63–70. doi: 10.5334/paah.37
- Lambrich J, Muehlbauer T. Effects of athletic training on physical fitness and stroke velocity in healthy youth and adult tennis players: a systematic review and meta-analysis. *Front Sports Act Living*. (2022a) 4:1061087. doi: 10.3389/fspor.2022.1061087
- Young WB. Transfer of strength and power training to sports performance. *Int J Sports Physiol Perform*. (2006) 1:74–83. doi: 10.1123/ijspp.1.2.74
- Kovacs MS. Movement for tennis: the importance of lateral training. *Strength Cond J*. (2009) 31:77–85. doi: 10.1519/SSC.0b013e3181afe806
- Akutagawa S, Kojima T. Trunk rotation torques through the hip joints during the one- and two-handed backhand tennis strokes. *J Sports Sci*. (2005) 23:781–93. doi: 10.1080/02640410400021609
- Elliott B, Reid M, Whiteside D. Biomechanics of groundstrokes and volleys. In: Di Giacomo G, Ellenbecker TS, Kibler WB, editors. *Tennis medicine: A complete guide to evaluation, treatment, and rehabilitation*. Cham: Springer (2018). p. 17–42.
- Knudson D. *Biomechanical Principles of Tennis Technique: Using Science to Improve Your Strokes*. Vista, CA: Racquet Tech Pub (2006).

#### **10.4 Studie IV: “The role of increased post-impact ball speed on plantar pressure during open and square stance groundstrokes in female tennis players”**

Lambrich, J., & Muehlbauer, T. (2024). The role of increased post-impact ball speed on plantar pressure during open and square stance groundstrokes in female tennis players. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 16(1), 129.

<https://doi.org/10.1186/s13102-024-00919-0>

RESEARCH

Open Access



# The role of increased post-impact ball speed on plantar pressure during open and square stance groundstrokes in female tennis players

Johanna Lambrich<sup>1\*</sup> and Thomas Muehlbauer<sup>1</sup>

## Abstract

**Background** It is firmly established that achieving a high ball speed during the execution of groundstrokes represents a relevant factor for success in tennis. However, little is known about how plantar pressure changes as post-impact ball speed is increased during open and square stance groundstrokes. The objective of the study was to determine how tennis players change the plantar pressure in each foot when they execute open versus square stance forehand groundstrokes in order to increase post-impact ball speed.

**Methods** Fifteen healthy female tennis players with ITN 2 or better (mean age:  $22.7 \pm 7.8$  years) participated in this study. The players performed open and square stance longline forehand groundstrokes (topspin) at the following four post-impact ball speed levels: 80 km/h, 90 km/h, 100 km/h, and  $v_{\max}$ . Flexible pressure-detecting insoles were used to measure plantar pressure in each foot [i.e., dominant (equals the stroke arm) and nondominant].

**Results** The repeated measures ANOVA showed significant stance style  $\times$  foot dominance interactions and post-hoc analyses revealed larger maximal and mean forces during open compared to square stance for the dominant but not non-dominant foot. Further, the ball speed  $\times$  stance style  $\times$  foot dominance interaction reached the level of significance and post-hoc analyses showed increased/decreased mean forces in the dominant/non-dominant foot during the square but not open stance when players increased their post-impact ball speed.

**Conclusion** Larger values in the open stance, but post-impact ball speed-adjusted values in square stance indicate different advantages in both styles, suggesting their situation-specific application.

**Keywords** Racket sport, Stance style, Lower extremity, Pressure-detecting insoles, Plantar loading, Force, Biomechanics

\*Correspondence:

Johanna Lambrich  
johanna.lambrich@uni-due.de

<sup>1</sup>Division of Movement and Training Sciences, Biomechanics of Sport,  
University of Duisburg- Essen, Essen, Germany



© The Author(s) 2024. **Open Access** This article is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License, which permits use, sharing, adaptation, distribution and reproduction in any medium or format, as long as you give appropriate credit to the original author(s) and the source, provide a link to the Creative Commons licence, and indicate if changes were made. The images or other third party material in this article are included in the article's Creative Commons licence, unless indicated otherwise in a credit line to the material. If material is not included in the article's Creative Commons licence and your intended use is not permitted by statutory regulation or exceeds the permitted use, you will need to obtain permission directly from the copyright holder. To view a copy of this licence, visit <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>. The Creative Commons Public Domain Dedication waiver (<http://creativecommons.org/publicdomain/zero/1.0/>) applies to the data made available in this article, unless otherwise stated in a credit line to the data.



## Background

When executing forehand groundstrokes in tennis, different stance styles are used, which can be divided into closed, neutral/square, semi open and open stance [1]. Although the open stance (i.e., hip parallel to the baseline) is predominantly used (60–70%) [1, 2], there is varying empirical support regarding biomechanical advantages compared to the square stance (i.e., hip perpendicular to the baseline), for example [3]. Specifically, Wang et al. [4] reported that the external rotation angular momentum of the shoulder joint was significantly larger with an open than a square stance. In contrast, Kawamoto et al. [5] found a significantly shorter duration from pelvis forward rotation to ball impact as well as a lower peak velocity of the torso's centre of mass and the shoulder joint centre in the hitting direction for the open compared to the square stance. Lastly, Knudson and Bahamonde [6] detected no significant differences in racket velocity, vertical path of the racket, and trunk angular velocity at impact between the open versus square stance. These varying results may most likely be attributed to discrepancies in the used methodological approach such as players' age (21–62 years), sex (i.e., male only), and performance level (i.e., intermediate, advanced, or professional) as well as the applied measurement devices (i.e., motion capture system or high-speed video recordings), analysed outcomes (e.g., measured or estimated values), and used stroke/ball velocities (e.g., fixed or maximal speed) [4–6].

In terms of stroke/ball velocity, there is evidence that leg kinetics change with increasing post-impact ball speed. Precisely, Lambrich and Muehlbauer [7] showed significantly increased (dominant foot) versus decreased (non-dominant foot) pressure values when female players (mean age:  $21.7 \pm 7.7$  years) increased the post-impact ball speed from 100 km/h to  $v_{\max}$  while performing the forehand groundstroke. Despite this gain in knowledge, unfortunately no specification was made regarding the used stance style. Instead, the players were free to decide their stance style (i.e., open, closed, or square).

Taking this deficit into account, the aim of the present study was to investigate how female tennis players change the plantar pressure in each foot when they execute open versus square stance forehand groundstrokes with

the goal to increase post-impact ball speed. Based on a recent study [7], we hypothesised that plantar pressure values will increase in the dominant foot but decrease in the non-dominant foot when post-impact ball speed is increased, irrespective of stance style. On the basis of a previous study [8] stating that a forward movement for the square but an upward movement for the open stance is typical to generate stroke power, we further assumed that plantar pressure values will be higher in the latter one, regardless of post-impact ball speed.

The investigation of changes in plantar pressure during open and square stance longline groundstrokes while post-impact ball speed is increased is quite important from different perspectives. Specifically, for tactical reasons the use of different stance styles at variable stroke velocities is necessary for the success of tennis players [9]. From a theoretical perspective, the results of the present study can contribute to expand the existing biomechanical understanding of influencing factors on stroke performance. For instance, so far missing results of stance-specific kinetic analyses during progressively increased post-impact ball speed will be provided. From a practical perspective, information about speed-dependent differences between the open and square stance style can be used to develop stance-specific training exercises and to design exercise programs for an appropriate technique and fitness training.

## Methods

### Participants

Power analysis (G\*Power, v3.1.9.7) showed that for a repeated measures analysis of variance (ANOVA) a minimum of 13 players would be required to detect significant differences (assuming Cohen's  $f=0.25$ ,  $\alpha$  err prob=0.05,  $1-\beta$  err prob=0.80). The sample consisted of fifteen healthy female tennis players with an International Tennis Number (ITN)  $\leq 2$  competing in regular national tournaments. Characteristics of the participants are presented in Table 1. Twelve subjects were right-handed and three were left-handed. Participants' written informed consent was obtained prior to the start of the study. The study was carried out according to the Declaration of Helsinki and the human ethics committee at the University of Duisburg-Essen, Faculty of Educational Sciences approved the study protocol.

### Testing procedure

The measurements were carried out on an indoor hard-court. Each player used their own racket to ensure optimal stroke performance. The 5-min familiarisation phase included forehand topspin groundstrokes using the open and square stance. As described in one of our previous studies [7] the feed was standardised using a ball machine (Slinger Bag, Slinger, Windsor Mill, MD, USA)

**Table 1** Characteristics of the study participants ( $N=15$ )

Characteristic	Value
Age [years]	$22.7 \pm 7.8$
Body height [cm]	$171.6 \pm 6.7$
Body mass [kg]	$65.6 \pm 7.3$
Training experience [years]	$16.3 \pm 7.2$
Tennis training volume [hours/week]	$10.3 \pm 5.1$
Athletic training volume [hours/week]	$4.5 \pm 3.4$
International Tennis Number	$\leq 2$

Values are expressed as mean  $\pm$  standard deviation

(speed: 40 km/h, feed: 15 balls/min). The testing of both stance styles (i.e., open and square) was conducted under the following four post-impact ball speed conditions: (a) 80 km/h, (b) 90 km/h, (c) 100 km/h, and (d)  $v_{\max}$ . A range of  $\pm 2$  km/h was allowed for the specified speed conditions a) to c). The order of the speed conditions was standardised, while the order of the stance styles was randomised. Stroke velocity was quantified to the nearest of 0.16 km/h using a “Stalker Pro” radar gun (Applied Concepts Inc., Richardson, TX, USA). The radar gun was positioned behind the player at a height of 1.8 m. New tennis balls were utilized for each player. Verbal feedback about ball speed was provided to the participants after each executed stroke. A valid trial included ten successful strokes per speed condition and stance style into a pre-defined 2.05 m x 5.49 m landing zone (Fig. 1). Subjects were given 60 s rest after each speed level and 120 s rest between stance styles.

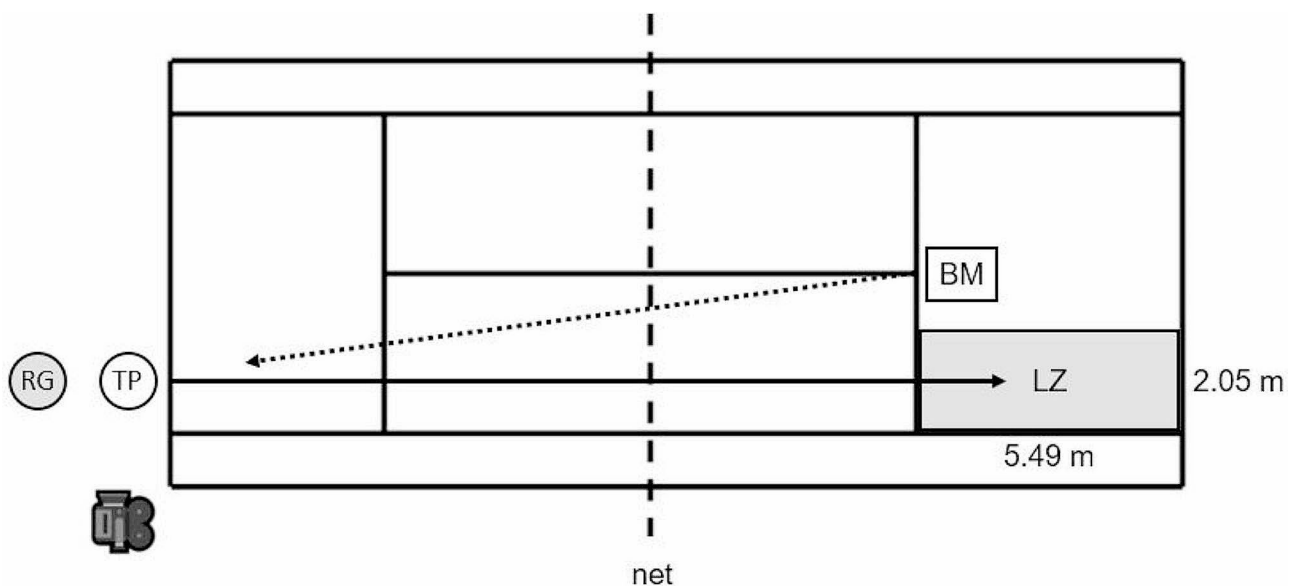
#### Assessment and analysis of plantar pressure data

Flexible instrumented insoles (GP MobilData WiFi, GeBioM mbH, Münster, Germany) with a sampling frequency of 200 Hz were utilized to quantify plantar pressure distribution. The collected data were transmitted to a laptop via wireless signal. The pressure-detecting insoles were positioned above the sole of the individual tennis shoes, which were designed for hard courts. Each subject wore the most fitting insole (e.g., the insole with length of 265 mm equals shoe size of EU 41–42). Synchronously, a video camera (iPad, Apple Inc., Cupertino, CA, USA) recorded the players’ stroke execution to detect the beginning and point of impact of the stroke movement. As in our previous work [7], this data was

used for further analysis and interpolated to 0–100% of the stroke cycle. The data for the whole foot was analysed using MATLAB software version R2022b (The MathWorks Inc., Natick, MA, USA). For the dominant foot (equals the stroke arm) and the non-dominant foot, the force data were normalised to body weight and the following parameters were computed: maximum force (N/kg), mean force (N/kg), and force-time integral (Ns/kg). Maximum force identifies peak pressure points, which can highlight moments of high stress potentially linked to injury risks. Mean force provides an overall measure of the pressure exerted on the foot throughout the stroke, reflecting the general load experienced by the foot. The force-time integral combines both force and duration, offering a comprehensive view of the total load over time, which is essential for understanding the cumulative impact on the foot during repeated actions. Validity as well as reliability of the pressure-detecting insole system has been shown in a previous study [10].

#### Statistical analysis

Descriptive statistics (i.e., mean and standard deviation) were computed using JASP version 0.16.4.0 (Amsterdam, The Netherlands), which was used for all analyses. For all analyses, assumptions of normality (Shapiro–Wilk Test) and homogeneity of variance/sphericity (Mauchly Test) were met prior to the application of inference statistics. Precisely, a 4 (ball speed: 80 km/h, 90 km/h, 100 km/h,  $v_{\max}$ )  $\times$  2 (stance style: open, square)  $\times$  2 (foot dominance: dominant, non-dominant) repeated measures ANOVA was performed. If a significant interaction occurred, Bonferroni-adjusted post-hoc analyses were executed. Further, GLM contrasts (type: simple) were analysed to



**Fig. 1** Experimental setup illustrating a tennis player performing a longline forehand groundstroke (topspin) using four post-impact ball speed levels (i.e., 80 km/h, 90 km/h, 100 km/h,  $v_{\max}$ ). BM=ball machine; LZ=landing zone; RG=radar gun; TP=tennis player



investigate changes in plantar pressure outcomes with increased post-impact ball speed from 80 km/h (means the reference category) to 90 km/h, 100 km/h, and  $v_{max}$ . For the ANOVA, the effect size partial eta-squared ( $\eta_p^2$ ) was computed and classified as small ( $0.02 \leq \eta_p^2 \leq 0.12$ ), medium ( $0.13 \leq \eta_p^2 \leq 0.25$ ), or large ( $\eta_p^2 \geq 0.26$ ). For the post-hoc analyses, the effect size Cohen's  $d$  was determined and interpreted as trivial ( $0 \leq d \leq 0.19$ ), small ( $0.20 \leq d \leq 0.49$ ), moderate ( $0.50 \leq d \leq 0.79$ ), or large ( $d \geq 0.80$ ). The significance level was a priori set at  $p < .05$  for all analyses.

**Results**

Descriptive (mean values  $\pm$  standard deviations) and inference (repeated measures ANOVA) statistics are shown in Tables 2 and 3, respectively. The maximum post-impact ball speeds averaged at  $132.8 \pm 7.2$  km/h (range: 118–148 km/h) and  $137.1 \pm 9.3$  km/h (range: 120–160 km/h) for the open and square stance longline forehand groundstrokes (topspin), respectively. The changes in plantar pressure outcomes with increased post-impact ball speed during the open versus square stance longline forehand groundstrokes are displayed in Fig. 2A–F.

**Maximal force**

There was a significant main effect of ball speed ( $p < .001$ ,  $\eta_p^2 = 0.38$ ) as well as a significant stance style  $\times$  foot dominance interaction ( $p = .032$ ,  $\eta_p^2 = 0.29$ ). Post-hoc tests revealed significantly larger values during open compared to square stance for the dominant (80 km/h:  $p = .046$ ,  $d = 0.34$ ; 100 km/h:  $p = .027$ ,  $d = 0.34$ ;  $v_{max}$ :  $p = .043$ ,  $d = 0.28$ ) but not for the non-dominant foot.

**Mean force**

There were significant main effects of ball speed ( $p = .020$ ,  $\eta_p^2 = 0.21$ ), stance style ( $p = .049$ ,  $\eta_p^2 = 0.25$ ), and foot dominance ( $p < .001$ ,  $\eta_p^2 = 0.89$ ). Further, the stance style  $\times$  foot dominance ( $p = .020$ ,  $\eta_p^2 = 0.33$ ) and the ball speed  $\times$  stance style  $\times$  foot dominance ( $p = .041$ ,  $\eta_p^2 = 0.18$ ) interactions reached the level of significance. Post-hoc tests revealed significantly larger values during open compared to square stance for the dominant (80 km/h:  $p = .006$ ,  $d = 0.51$ ; 90 km/h:  $p = .006$ ,  $d = 0.41$ ; 100 km/h:  $p = .001$ ,  $d = 0.42$ ) but not for the non-dominant foot. Moreover, mean force significantly changed ( $p = .018$ ,  $\eta_p^2 = 0.56$ ) during square but not open stance in the dominant foot when players increased their post-impact ball speed. GLM contrasts revealed significant increases from 80 km/h to 90 km/h ( $p = .022$ ,  $\eta_p^2 = 0.32$ ), 100 km/h ( $p = .046$ ,  $\eta_p^2 = 0.26$ ), and  $v_{max}$  ( $p = .002$ ,  $\eta_p^2 = 0.50$ ). For the non-dominant foot, mean force again significantly changed ( $p < .001$ ,  $d = 0.79$ ) during square but not open stance when post-impact ball speed was increased. However, GLM contrasts showed only a tendency toward

**Table 2** Descriptive statistics of the plantar pressure data by post-impact ball speed level (i.e., 80 km/h, 90 km/h, 100 km/h,  $v_{max}$ ) and foot dominance (i.e., dominant vs. non-dominant) during open and square stance longline forehand groundstrokes (topspin) in tennis

Outcome	80 km/h		90 km/h		100 km/h		$v_{max}$	
	Open	Square	Open	Square	Open	Square	Open	Square
<i>Dominant foot</i>								
Maximal force [N/kg]	0.98 $\pm$ 0.31	0.88 $\pm$ 0.28	1.02 $\pm$ 0.33	0.97 $\pm$ 0.32	1.07 $\pm$ 0.37	0.95 $\pm$ 0.33	1.10 $\pm$ 0.40	0.99 $\pm$ 0.33
Mean force [N/kg]	0.56 $\pm$ 0.18	0.47 $\pm$ 0.16	0.57 $\pm$ 0.18	0.50 $\pm$ 0.18	0.58 $\pm$ 0.20	0.50 $\pm$ 0.17	0.54 $\pm$ 0.22	0.53 $\pm$ 0.19
Force-time integral [Ns/kg]	49.41 $\pm$ 21.57	50.36 $\pm$ 20.81	52.46 $\pm$ 22.93	57.75 $\pm$ 23.15	53.55 $\pm$ 22.77	54.90 $\pm$ 19.32	44.19 $\pm$ 22.42	54.19 $\pm$ 21.18
<i>Non-dominant foot</i>								
Maximal force [N/kg]	0.87 $\pm$ 0.39	0.88 $\pm$ 0.32	0.87 $\pm$ 0.39	0.94 $\pm$ 0.35	0.88 $\pm$ 0.37	0.96 $\pm$ 0.33	0.91 $\pm$ 0.35	0.94 $\pm$ 0.42
Mean force [N/kg]	0.28 $\pm$ 0.14	0.29 $\pm$ 0.13	0.27 $\pm$ 0.14	0.31 $\pm$ 0.11	0.27 $\pm$ 0.15	0.32 $\pm$ 0.11	0.28 $\pm$ 0.13	0.25 $\pm$ 0.12
Force-time integral [Ns/kg]	35.67 $\pm$ 26.30	21.03 $\pm$ 14.87	30.70 $\pm$ 23.24	19.78 $\pm$ 15.69	33.67 $\pm$ 29.66	22.16 $\pm$ 20.09	35.40 $\pm$ 27.88	15.70 $\pm$ 14.28

Values are expressed as mean  $\pm$  standard deviation

**Table 3** Inference statistics for the main and interaction effects

Outcome	Main effect: BS	Main effect: SS	Main effect: FD	Interaction effect BS × SS	Interaction effect BS × FD	Interaction effect SS × FD	Interaction effect BS × SS × FD
Maximal force [N/kg]	< 0.001 (0.38)	0.457 (0.04)	0.066 (0.22)	0.647 (0.04)	0.314 (0.08)	0.032 (0.29)	0.805 (0.02)
Mean force [N/kg]	0.020 (0.21)	0.049 (0.25)	< 0.001 (0.89)	0.557 (0.05)	0.534 (0.05)	0.020 (0.33)	0.041 (0.18)
Force-time integral [Ns/kg]	0.013 (0.23)	0.025 (0.31)	< 0.001 (0.72)	0.320 (0.08)	0.635 (0.04)	0.065 (0.22)	0.472 (0.06)

Values are expressed as  $p$ -value ( $\eta_p^2$ -value). BS=ball speed; FD=foot dominance; SS=stance style

a significant decrease from 80 km/h to  $v_{\max}$  ( $p=.063$ ,  $\eta_p^2=0.23$ ).

### Force-time integral

There were significant main effects of ball speed ( $p=.013$ ,  $\eta_p^2=0.23$ ), stance style ( $p=.025$ ,  $\eta_p^2=0.31$ ), and foot dominance ( $p<.001$ ,  $\eta_p^2=0.72$ ) but no significant interaction effects.

### Discussion

To the authors' knowledge, this is the first study that investigated changes in plantar pressure values as post-impact ball speed is increased (80 km/h, 90 km/h, 100 km/h, and  $v_{\max}$ ) during open and square stance long-line forehand groundstrokes (topspin) in elite female tennis players. The main findings of this study were (1) that during the square but not open stance, the mean forces increased in the dominant foot (equals the stroke arm) but decreased in the non-dominant foot when players increased their post-impact ball speed; (2) that in most speed conditions, maximal and mean forces were significantly larger during open compared to square stance for the dominant but not non-dominant foot.

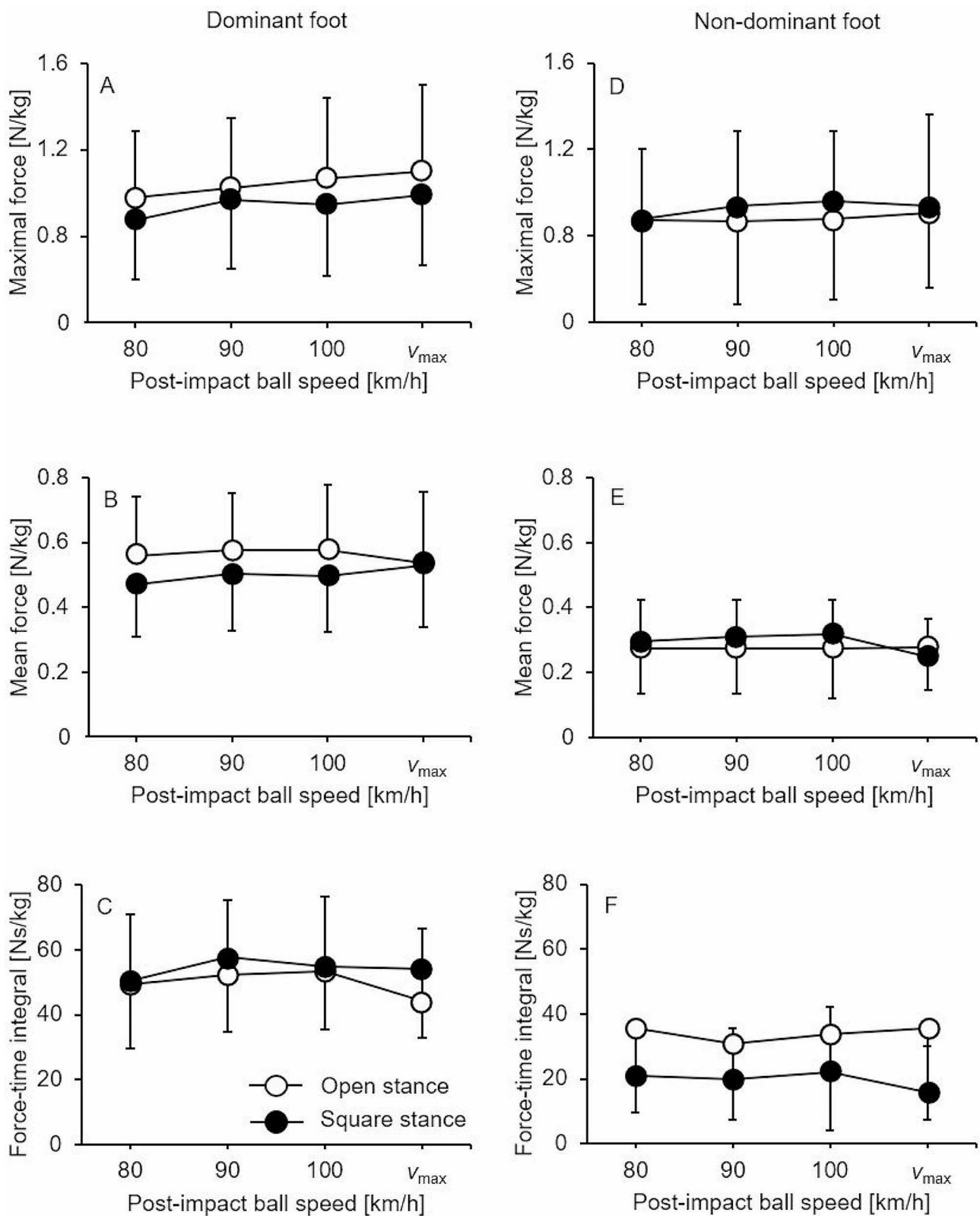
Our first hypothesis stating that irrespective of stance style, the plantar pressure values will increase in the dominant foot but decrease in the non-dominant foot when post-impact ball speed is increased, was only supported with respect to the square stance. This result is contrary to one of our previous studies [7] which showed an increase in plantar pressure data for the dominant foot but a decrease for the non-dominant foot when post-impact ball increased from 100 km/h to  $v_{\max}$ , regardless of stance style. One possible reason could be that in square stance a large part of the force is gained by leg drive and weight shifting in stroke direction [5, 8]. In contrast, in the open stance, the force is generated by a more upward movement of the body [11]. In this regard, Kawatomo et al. [5] investigated 13 advanced male tennis players (mean age:  $25.0 \pm 2.5$  years) and detected that the lack of weight shifting towards the hitting direction in the open stance was compensated for by the upward and sideways work of the torso.

The fact that the mean forces increased (dominant foot) / decreased (non-dominant foot) with increasing post-impact ball speed for the square stance, but remained

unchanged for the open stance, indicates the potential for plantar pressure adjustments to changing ball speeds for the square stance. An application from this key finding is that a high post-impact ball speed can be primarily responded to by adapting pressure distribution between the legs. Accordingly, players who prefer to use the square stance should perform physical exercises to train different patterns of force generation for the dominant versus non-dominant leg.

In accordance with our second hypothesis, we detected larger values (i.e., maximal and mean forces) during open compared to square stance in most ball speed conditions. Although there are already two studies [12, 13] using kinetic analyses for different stance styles, there was no comparison of open versus square stance, but of attacking neutral, attacking open, and defensive open stance. Consequently, the aforementioned result can only be interpreted in the context of general statements that were made in handbooks on the biomechanics of tennis. In this regard, Diana Knudson [8] stated: "A good leg drive forward (square stance) or more upward (open stance) is an important source of stroke power." (p. 93). Since only the vertical force component can be recorded using plantar pressure insoles, the previously formulated difference with regard to the movement direction is thus apparent in the force data. Significantly larger values for the open compared to the square stance were found only for the dominant but not for the non-dominant leg. This indicates different functions, with the dominant leg generating force and the non-dominant leg stabilizing the body [14]. An application from this finding could be that players who prefer to use the open stance style should perform physical exercises to differentially use both legs. For example, dynamic exercises (e.g., skipping, hopping, jumping) for the dominant leg and static exercises (balance, isometric strength) for the non-dominant leg [15].

Higher values were found for the maximum and mean force in the open compared to the square stance, but not for the force-time integral. This means that the general load and the peak load are greater in the open than the square stance. According to Martin et al. [12, 13] and Ellenbecker [16], these higher loads can result in an increased injury risk to the knee and hip in the open stance, particularly for the dominant foot. Therefore, tennis players who already suffer from knee or hip problems



**Fig. 2** Plantar pressure values (mean and standard deviation) per post-impact ball speed level for the open (white circles) versus square (black circles) stance style by foot dominance (i.e., dominant vs. non-dominant) during the execution of longline forehand groundstrokes (topspin) in tennis

should be aware of this aspect and try to preferably use the square stance.

The present study has some limitations. First, our sample size ( $N=15$ ) was relatively small, although larger than in other studies [5, 6, 17] on this topic. Second, only female tennis players were examined, that show a larger mean quadriceps angle compared to men [18], indicating that the present findings cannot be transferred to male players. Third, plantar pressure data were collected from elite players ( $ITN \leq 2$ ), thus the results cannot be generalized to lower skill levels. Fourth, we restricted our assessment to biomechanical data concerning kinetics. Thus, future studies should use a combined approach including, kinetic, kinematic, and electromyographic data.

## Conclusions

In summary, this study investigated differences in plantar pressure values between the open and square stance while post-impact ball speed was systematically increased (80 km/h, 90 km/h, 100 km/h, and  $v_{max}$ ). We observed increased (dominant foot) and decreased (non-dominant foot) mean forces for the square but not open stance when female tennis players increased their post-impact ball speed. Further, we detected in most speed conditions significantly larger maximal and mean forces during open compared to square stance for the dominant but not non-dominant foot. Larger (open stance) and post-impact ball speed-adjusted (square stance) values indicate different advantages per stance style. Therefore, their application should be situation-specific.

## Abbreviations

BM	Ball machine
D	Dominant foot
ITN	International Tennis Number
LZ	Landing zone
ND	Non-dominant foot
RG	Radar gun
TP	Tennis player

## Acknowledgements

The authors would like to thank the company GeBioM mbH (Münster, Germany) for providing us with their flexible instrumented insoles.

## Author contributions

Conceptualization: JL; Data Curation: JL; Formal Analysis: JL; Methodology: JL, TM; Writing—Original Draft: JL; Writing—Review & Editing: JL, TM. All authors read and approved the final manuscript.

## Funding

Open Access funding enabled and organized by Projekt DEAL. We acknowledge support by the Open Access Publication Fund of the University of Duisburg-Essen organised by the project DEAL. The funding body is independent of the design of the study and collection, analysis, and interpretation of data and in writing the manuscript. Open Access funding enabled and organized by Projekt DEAL.

## Data availability

The data generated and analysed during the present study are not publicly available due to ethical restrictions but are available from the corresponding author upon reasonable request.

## Declarations

### Ethics approval and consent to participate

Ethical approval was given by the Human Ethics Committee at the University of Duisburg-Essen, Faculty of Educational Sciences. Participants' and parents' written informed consent were obtained prior to the start of the study. All methods were carried out in accordance with relevant guidelines and regulations.

### Consent for publication

Not applicable.

### Competing interests

The authors declare no competing interests.

Received: 21 August 2023 / Accepted: 6 June 2024

Published online: 10 June 2024

## References

1. Elliott B, Reid M, Whiteside D. Biomechanics of groundstrokes and volleys. *Tennis Medicine*. Cham: Springer; 2018. pp. 17–42. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-71498-1\\_2](https://doi.org/10.1007/978-3-319-71498-1_2).
2. Reid M, Elliott B, Crespo M. Mechanics and learning practices associated with the tennis forehand: a review. *J Sports Sci Med*. 2013;12:225–31.
3. Lambrich J, Muehlbauer T. Biomechanical analyses of different serve and groundstroke techniques in tennis: a systematic scoping review. *PLoS One*. 2023;18(8):e0290320. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0290320>.
4. Wang L-H, Lin H-T, Lo K-C, Hsieh Y-C, Su F-C. Comparison of segmental linear and angular momentum transfers in two-handed backhand stroke stances for different skill level tennis players. *J Sci Med Sport*. 2010;13:452–9. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2009.06.002>.
5. Kawamoto Y, Iino Y, Yoshioka S, Fukashiro S. Directionally compensated mechanical work provided by the shoulder leads to similar racket velocities during open and square stance forehand groundstrokes in tennis. *Eur J Sport Sci*. 2019;19:902–12. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1552720>.
6. Knudson D, Bahamonde RE. Trunk and racket kinematics at impact in the open and square stance tennis forehand. *Biology Sports*. 1999;3–10.
7. Lambrich J, Muehlbauer T. Plantar pressure is changed to increase post-impact ball speed during longline forehand and backhand groundstroke in elite female tennis players. *Front Sports Act Living*. 2023;5:1165628. <https://doi.org/10.3389/fspor.2023.1165628>.
8. Knudson D. Biomechanical principles of tennis technique: using science to improve your strokes. Calif.: Racquet Tech Pub; Vista; 2006.
9. Seeley MK, Funk MD, Denning WM, Hager RL, Hopkins JT. Tennis forehand kinematics change as post-impact ball speed is altered. *Sports Biomech*. 2011;10:415–26. <https://doi.org/10.1080/14763141.2011.629305>.
10. Lambrich J, Hagen M, Schwiertz G, Muehlbauer T. Concurrent validity and test-retest reliability of pressure-detecting insoles for static and dynamic movements in healthy young adults. *Sens (Basel)*. 2023. <https://doi.org/10.3390/s23104913>.
11. Elliott B, Reid M, Crespo M, editors. *ITF biomechanics of advanced tennis*. London: International Tennis Federation; 2003.
12. Martin C, Sorel A, Touzard P, Bideau B, Gaborit R, DeGroot H, Kulpa R. Can the open stance forehand increase the risk of hip injuries in tennis players? *Orthop J Sports Med*. 2020;8:2325967120966297. <https://doi.org/10.1177/2325967120966297>.
13. Martin C, Sorel A, Touzard P, Bideau B, Gaborit R, DeGroot H, Kulpa R. Influence of the forehand stance on knee biomechanics: implications for potential injury risks in tennis players. *J Sports Sci*. 2021;39:992–1000. <https://doi.org/10.1080/02640414.2020.1853335>.
14. Chen C, Liang Z, Li S. The Plantar pressure analysis of Open Stance Forehand in Female Tennis players. *J Phys Act Health*. 2019;3:63–70. <https://doi.org/10.5334/paah.37>.
15. Lambrich J, Muehlbauer T. Effects of athletic training on physical fitness and stroke velocity in healthy youth and adult tennis players: a systematic review and meta-analysis. *Front Sports Act Living*. 2022;4:1061087. <https://doi.org/10.3389/fspor.2022.1061087>.
16. Ellenbecker T. The relationship between stroke mechanics and injuries in tennis. *USTA High Perform J*. 2006;8:1–12.

17. Cabral V. Effects of lower limb position on ball speed in tennis ground strokes. *ITF Coaching Sport Sci Rev.* 2017;25:26–8. <https://doi.org/10.52383/itfcoaching.v25i71.225>.
18. Sharma R, Vaibhav V, Meshram R, Singh B, Khorwal G. A systematic review on quadriceps Angle in relation to knee abnormalities. *Cureus.* 2023;15:e34355. <https://doi.org/10.7759/cureus.34355>.

**Publisher's Note**

Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

**10.5 Studie V: “The role of increased post-impact ball speed on plantar pressure during topspin and slice longline forehand groundstrokes in female tennis players”**

Lambrich, J., & Muehlbauer, T. (2023). The role of increased post-impact ball speed on plantar pressure during topspin and slice longline forehand groundstrokes in female tennis players. *BMC Research Notes*, 16(1), 330.

<https://doi.org/10.1186/s13104-023-06614-6>

RESEARCH NOTE

Open Access



# The role of increased post-impact ball speed on plantar pressure during topspin and slice longline forehand groundstrokes in female tennis players

Johanna Lambrich<sup>1\*</sup> and Thomas Muehlbauer<sup>1</sup>

## Abstract

**Objective** Performing groundstrokes is a fundamental skill for tennis players. However, little is known about changes in plantar pressure when post-impact ball speed is increased during topspin and slice groundstrokes. The objective of the present study was to examine how elite (International Tennis Number  $\leq 2$ ) female tennis players ( $N = 15$ , mean age:  $22.7 \pm 7.8$  years) change their plantar pressure in the dominant (equals the stroke arm) and non-dominant foot when executing topspin and slice longline forehand groundstrokes in order to increase post-impact ball speed (i.e., 80 km/h, 90 km/h, 100 km/h,  $v_{\max}$ ).

**Results** The repeated measures analysis of variance revealed a significant ball speed  $\times$  foot dominance interaction. Post-hoc analyses showed larger mean forces during topspin compared to slice groundstrokes for the dominant foot ( $p \leq .026$ ,  $d \geq 0.34$ ) but lower values for the non-dominant foot ( $p \leq .050$ ,  $d \geq 0.28$ ). Further, with increasing post-impact ball speed, increases in mean forces in both feet during topspin could be observed but only in the dominant foot during slice groundstrokes. Varying mean forces depending on the stroke type and foot dominance imply that specific physical exercises related to these two factors are necessary to optimise plantar pressure distribution.

**Keywords** Racket sport, Stroke type, Lower extremity, Pressure-detecting insoles, Plantar loading, Force, Biomechanics

## Introduction

Tactics in modern tennis were substantially changed by the adoption of topspin groundstrokes [1, 2]. In the past, flat groundstrokes with the forehand and backhand were used almost exclusively to increase the chance for a clean contact point. In contrast, groundstrokes with

varying degrees of spin are applied in modern tennis. Here primarily topspin, but also slice (backspin) strokes are used [3]. Due to the added spin, the flight and impact characteristics of the ball change [4]. More precisely, the topspin groundstroke allows higher ball speeds, which reduces the probability of faults (i.e., net or out) [5]. The slice groundstroke on the other hand is primarily used in drop or approach shots [1, 4], where the altered flight trajectory results in a high and slow bounce of the ball. The main kinematic difference between topspin and slice groundstrokes was found in the direction of the racket-head path. While the topspin groundstroke involves

\*Correspondence:

Johanna Lambrich  
johanna.lambrich@uni-due.de

<sup>1</sup>Division of Movement and Training Sciences, Biomechanics of Sport, University of Duisburg- Essen, Gladbecker Str. 182, 45141 Essen, Germany



© The Author(s) 2023. **Open Access** This article is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License, which permits use, sharing, adaptation, distribution and reproduction in any medium or format, as long as you give appropriate credit to the original author(s) and the source, provide a link to the Creative Commons licence, and indicate if changes were made. The images or other third party material in this article are included in the article's Creative Commons licence, unless indicated otherwise in a credit line to the material. If material is not included in the article's Creative Commons licence and your intended use is not permitted by statutory regulation or exceeds the permitted use, you will need to obtain permission directly from the copyright holder. To view a copy of this licence, visit <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>. The Creative Commons Public Domain Dedication waiver (<http://creativecommons.org/publicdomain/zero/1.0/>) applies to the data made available in this article, unless otherwise stated in a credit line to the data.



a forward-upward racket trajectory, the slice stroke requires a forward-downward motion [1, 2, 4]. These movement discrepancies result in different post-impact ball speeds despite the same racket head speed [1].

Notwithstanding the knowledge that has been gained from the previously mentioned kinematic studies [1, 2], kinetic analyses of topspin and slice groundstroke at increasing post-impact ball speeds are still lacking. Therefore, the aim of this study was to investigate the role of increased post-impact ball speed on plantar pressure during topspin and slice longline forehand groundstrokes. Based on previous studies [6, 7] discussing the influence of post-impact ball speed, we hypothesised that an increase in post-impact ball speed will result in plantar pressure changes in the dominant foot (i.e., increase) versus non-dominant foot (i.e., decrease), irrespective of stroke type. Derived from a kinematic study [1], we further assumed that pressure values will be higher during topspin compared to slice longline groundstrokes, regardless of post-impact ball speed level. The particular relevance of this study is to derive specific recommendations for exercises to obtain optimal plantar pressure distribution depending on the specific stroke type [8].

## Methods

### Participants

Power analysis (G\*Power, v3.1.9.7) showed that for a repeated measures analysis of variance (ANOVA) a minimum of 13 players would be required to detect significant differences (assuming  $1-\beta=80\%$ ,  $\alpha=0.05$  Cohen's  $f=0.25$ ). Twelve right-handed and three left-handed elite female tennis players (mean age [range]:  $22.7\pm 7.8$  [14–41] years; height:  $171.6\pm 6.7$  [161–183] cm; mass:  $65.6\pm 7.3$  kg [52–74]; training experience:  $16.3\pm 7.2$  [7–32] years; tennis training volume:  $10.3\pm 5.1$  [1–17] hours/week; athletic training volume:  $4.5\pm 3.4$  [5–10] hours/week) were

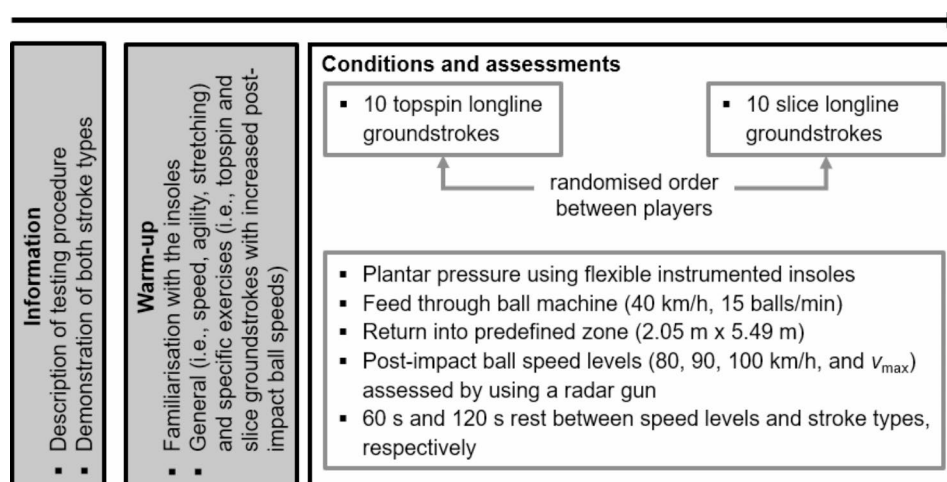
recruited from local tennis clubs in the Rhine-Ruhr region (Germany). Only female players with an International Tennis Number (ITN)  $\leq 2$  that were free from musculoskeletal, neurological, or orthopaedic disorder within the preceding three months were eligible for this study.

### Testing procedures

The study was performed on an indoor hardcourt in May 2023 using a single-group repeated-measures design (Fig. 1). Upon entering the court, the players received information about the testing procedure and viewed a demonstration of both stroke types. Thereafter, they performed a warm-up of ten minutes during which they got accustomed to the pressure-detecting insoles. The warm-up included speed, agility, and stretching exercises as well as the practice of groundstrokes with their own racket for each stroke type with increased post-impact ball speed. Subsequently, the players were asked to perform data-acquisition groundstrokes per stroke type with increased post-impact ball speed (i.e., 80 km/h, 90 km/h, 100 km/h,  $v_{max}$ ) until ten strokes per style and speed level reached a predefined target zone (i.e., 2.05 m x 5.49 m). For each player, new balls were projected from a ball machine (Slinger Bag, Slinger, Windsor Mill, MD, USA) at 40 km/h (feed: 15 balls/min). The order of the two stroke types was randomised between players. Players rested 60 and 120 s between speed levels and stroke types respectively. Post-impact ball speed was assessed using a “Stalker Pro” radar gun (Applied Concepts Inc., Richardson, TX, USA) that was positioned behind the players and the achieved speed was communicated verbally after each stroke.

### Assessment and analysis of plantar pressure data

Plantar pressure distribution (sampling frequency: 200 Hz) was collected using flexible instrumented insoles (GP MobilData WiFi, GeBioM mbH, Münster, Germany).



**Fig. 1** Schematic diagram of the applied testing procedure



Data were recorded for the dominant (equals stroke arm) and non-dominant foot separately and sent to a laptop wirelessly. Validity as well as reliability of the pressure-detecting insoles for static (standing) and dynamic (walking, running, jumping) movements has been shown in previous research [9]. Each player wore insoles in accordance with her shoe size. Data analysis was performed with MATLAB software version R2022b (The MathWorks Inc., Natick, MA, USA) and included the calculation of the following normalised parameters: maximal force (N/kg), mean force (N/kg), and force-time integral (Ns/kg).

### Statistical analysis

Prior to the conduction of parametric analyses, normal distribution (Shapiro–Wilk Test) and variance homogeneity (Mauchly Test) were checked and confirmed. Data were analysed with a 4 (ball speed: 80 km/h, 90 km/h, 100 km/h,  $v_{\max}$ )  $\times$  2 (stroke type: topspin, slice)  $\times$  2 (foot dominance: dominant, non-dominant) repeated measures ANOVA using JASP version 0.16.4.0 (Amsterdam, The Netherlands). If a significant interaction occurred, Bonferroni-adjusted post-hoc analyses were performed. Further and to analyse groups of related dependent variables that represent different measurements of the same attribute, General Linear Model (GLM) contrasts (type: simple to test for differences among the levels of a factor) were calculated to investigate changes in plantar pressure parameters with increased post-impact ball speed, where 80 km/h served as reference category. Descriptive data are reported as group means  $\pm$  standard deviations. Normality (Shapiro–Wilk Test) and homogeneity of variance/sphericity (Mauchly Test) were checked and met prior to the application of inference statistics. Partial eta-squared ( $\eta_p^2$ ) was calculated and reported as small ( $0.02 \leq \eta_p^2 \leq 0.12$ ), medium ( $0.13 \leq \eta_p^2 \leq 0.25$ ), or large ( $\eta_p^2 \geq 0.26$ ) for the ANOVA and Cohen's  $d$  was determined and interpreted as trivial ( $0 \leq d \leq 0.19$ ), small ( $0.20 \leq d \leq 0.49$ ), moderate ( $0.50 \leq d \leq 0.79$ ), or large ( $d \geq 0.80$ ) for the post-hoc analyses. The significance level was set *a priori* at  $p < .05$  for all analyses.

### Results

Descriptive (mean values and standard deviations) and inference (repeated measures ANOVA) statistics are shown in Fig. 2A–F; Table 1, respectively. The maximum post-impact ball speeds amounted to  $137.1 \pm 9.3$  km/h (range: 120–160 km/h) for the topspin and  $116.1 \pm 9.6$  km/h (range: 108–143 km/h) for the slice longline forehand groundstrokes.

#### Maximal force

Neither main nor interaction effects were detected for any outcome measure.

#### Mean force

There were significant main effects of ball speed ( $p = .002$ ,  $\eta_p^2 = 0.29$ ) and foot dominance ( $p < .001$ ,  $\eta_p^2 = 0.68$ ). Further, the ball speed  $\times$  foot dominance ( $p = .001$ ,  $\eta_p^2 = 0.31$ ) interactions reached the level of significance. Post-hoc tests revealed significantly larger values during topspin compared to slice groundstroke for the dominant (90 km/h:  $p = .016$ ,  $d = 0.34$ ;  $v_{\max}$ :  $p = .026$ ,  $d = 0.36$ ) but lower values for the non-dominant foot (80 km/h:  $p = .046$ ,  $d = 0.31$ ; 90 km/h:  $p = .050$ ,  $d = 0.28$ ;  $v_{\max}$ :  $p = .009$ ,  $d = 0.58$ ). For the topspin, GLM contrasts revealed significant increases in mean force for the dominant foot from 80 km/h to 90 km/h ( $p = .009$ ,  $\eta_p^2 = 0.40$ ), 100 km/h ( $p = .038$ ,  $\eta_p^2 = 0.27$ ), and  $v_{\max}$  ( $p = .002$ ,  $\eta_p^2 = 0.50$ ) and for the non-dominant foot from 80 km/h to 90 km/h ( $p = .045$ ,  $\eta_p^2 = 0.26$ ). For the slice, GLM contrasts showed significant increases in mean force for the dominant foot from 80 km/h to 90 km/h ( $p = .045$ ,  $\eta_p^2 = 0.26$ ) but not for the non-dominant foot.

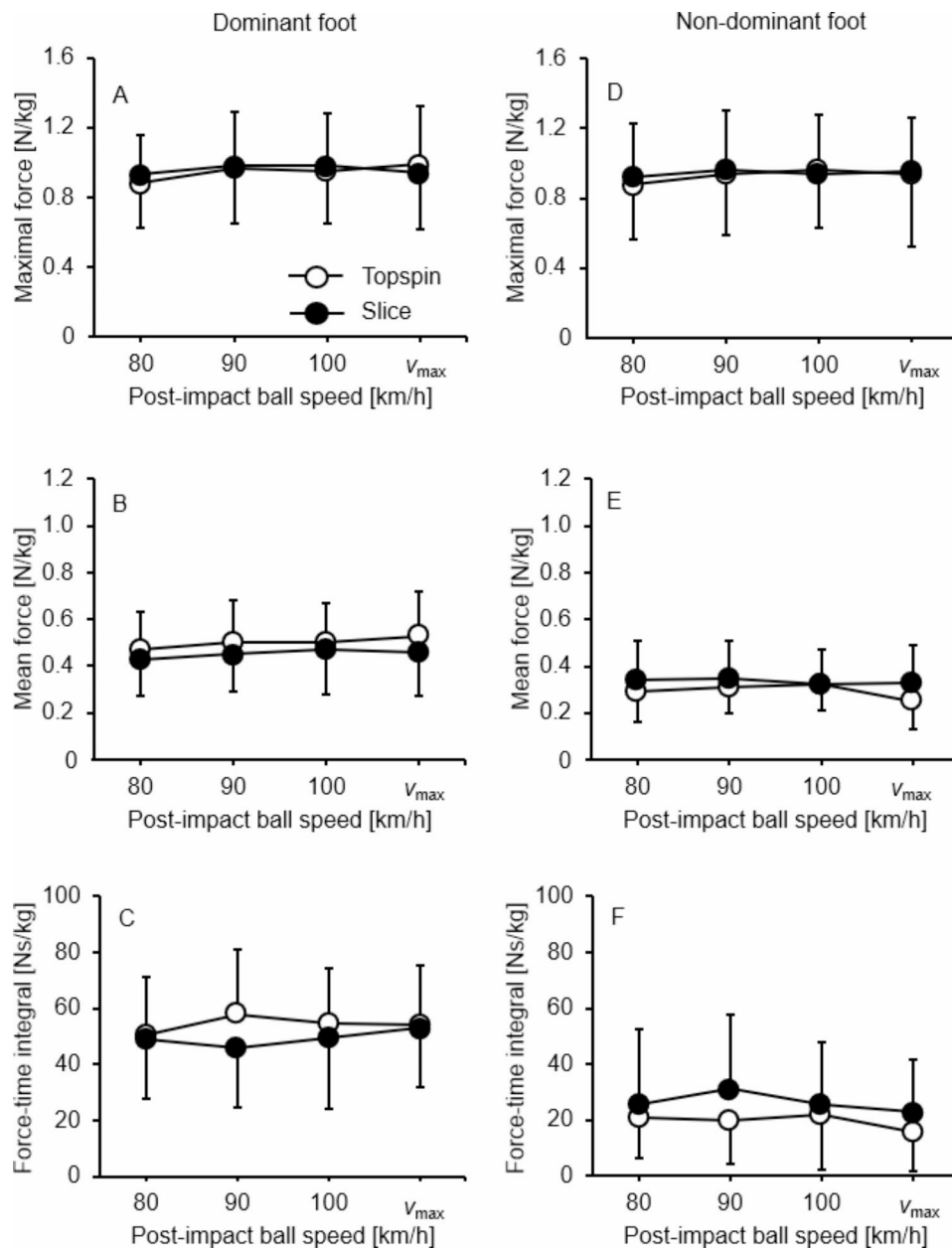
#### Force-time integral

There were significant main effects of ball speed ( $p = .028$ ,  $\eta_p^2 = 0.19$ ) and stroke type ( $p < .001$ ,  $\eta_p^2 = 0.71$ ) but no significant interaction effects.

### Discussion

Partly in line with our first hypothesis stating that an increase in post-impact ball speed will result in plantar pressure changes in the dominant foot (i.e., increase) versus non-dominant foot (i.e., decrease) regardless of stroke type, we exclusively detected significant increases in mean forces in the dominant (topspin and slice) and non-dominant (topspin) foot. This finding contradicts those from our previous study [7], where we detected an increase in force values for the dominant foot but a decrease for the non-dominant foot when post-impact ball speed increased from 100 km/h to maximum while performing the longline topspin forehand (players were free to decide the stance style). One possible reason could be that in the present study stroke style (forehand), stroke direction (longline), and stance style (square) were identical for both stroke types. Additionally, in both stroke types, force generation from the legs occurs by means of weight shifting in the forward direction [4, 10], which most likely explains the increase in force in both the dominant and non-dominant leg.

Again, partly in accordance with our second hypothesis stating larger values during topspin compared to slice longline groundstrokes regardless of post-impact ball speed level, we observed significantly larger mean forces for the dominant foot but significantly lower values for the non-dominant foot. To our knowledge, this is the first study that applied kinetic analyses for the comparison of topspin and slice groundstrokes. Consequently, the



**Fig. 2** Plantar pressure values (mean and standard deviation) per post-impact ball speed level for the topspin (white circles) versus slice (black circles) longline forehand groundstrokes by foot dominance (i.e., dominant vs. non-dominant)

**Table 1** Inference statistics for the main and interaction effects

Outcome	Main effect: BS	Main effect: ST	Main effect: FD	Interaction effect BS × ST	Interaction effect BS × FD	Interaction effect ST × FD	Interaction effect BS × ST × FD
Maximal force [N/kg]	0.060 (0.16)	0.377 (0.06)	0.721 (0.01)	0.211 (0.10)	0.873 (0.02)	0.942 (0.01)	0.503 (0.05)
Mean force [N/kg]	0.002 (0.29)	0.676 (0.01)	<0.001 (0.68)	0.284 (0.09)	0.001 (0.31)	0.061 (0.23)	0.064 (0.16)
Force-time integral [Ns/kg]	0.028 (0.19)	0.335 (0.07)	<0.001 (0.71)	0.081 (0.15)	0.245 (0.09)	0.274 (0.09)	0.311 (0.08)

Values are expressed as p-value ( $\eta_p^2$ -value). BS=ball speed; FD=foot dominance; ST=stroke type

results can only be interpreted in the light of studies that used other biomechanical analyses. A previous publication [1] applied high-speed cinematographic technique and found different racket trajectories between topspin and slice groundstrokes, which in turn require different leg drive. Specifically, during topspin stroke the racket head performs the forward swing at about hip height. To follow the racket movement, a forceful push-off from the dominant foot together with a forward-upward movement of the body is required [11]. Contrary, during slice stroke the outward movement is backward-upward, which means that the push-off from the dominant foot is lower [11]. Due to the subsequent forward-downward movement and the hitting point being close to the body [1], this results in a powerful push-off from the non-dominant leg [11].

From a practical perspective, the varying mean forces with respect to stroke type and foot dominance imply that specific physical exercises should be applied to obtain an optimal plantar pressure distribution for both factors. For example, bilateral exercises (i.e., leg press, dumbbell lunge, and squats) mainly involving the glutes and quadriceps should be performed to achieve increases in strength for the dominant and non-dominant foot. Additionally, unilateral exercises (i.e., single leg jumps, hops, and landings) predominately including the glutes, quadriceps, hamstrings, and calves should be applied in players that frequently use topspin strokes to improve strength in the dominant foot and to enhance the stabilising function of the non-dominant foot [12].

## Conclusion

We examined how plantar pressure data change when longline forehand topspin and slice groundstrokes were performed with increased post-impact ball speeds (i.e., 80 km/h, 90 km/h, 100 km/h,  $v_{\max}$ ). Mean forces increased in the dominant (topspin and slice) and non-dominant (topspin) foot when post-impact ball speed was increased. Comparing topspin and slice groundstrokes revealed larger mean forces for the dominant foot but significantly lower values for the non-dominant foot. This indicates that specific physical exercises related to stroke type (topspin vs. slice) and foot (dominant vs. non-dominant) seem to be necessary to optimally distribute plantar pressure in tennis.

## Limitations

Firstly, we investigated only female tennis players, which limits the transfer of findings to male players. Secondly, players with a ITN  $\leq 2$  were studied. Thus, the results cannot be generalised to players with a lower skill level. Thirdly, the assessment was restricted to kinetic parameters, which does not allow statements about other biomechanical measures (e.g., kinematics of muscle activity).

Lastly, the pressure-detecting insoles can only record the vertical force component and the horizontal component is not considered.

## Abbreviations

ANOVA	Analysis of variance
BS	ball speed
FD	foot dominance
ITN	International Tennis Number
ST	stroke type

## Acknowledgements

Not applicable.

## Authors' contributions

Conceptualization: JL; Data Curation: JL; Formal Analysis: JL; Methodology: JL and TM; Writing – Original Draft: JL; Writing – Review & Editing: JL and TM. Both authors read and approved the final manuscript.

## Funding

The support by the Open Access Publication Fund of the University of Duisburg-Essen is acknowledged. The funding body is independent of the design of the study and collection, analysis, and interpretation of data and in writing the manuscript. Open access funding enabled and organized by the project DEAL.

Open Access funding enabled and organized by Projekt DEAL.

## Data availability

The data generated and analysed during the present study are not publicly available due to ethical restrictions but are available from the corresponding author upon reasonable request.

## Declarations

### Ethics approval and consent to participate

Ethical permission was given by the Human Ethics Committee at the University of Duisburg-Essen, Faculty of Educational Sciences. Participants provided written informed consent prior to the study. Participants' assent and parents' or legal guardians written informed consent were obtained for participants under 16 years. All authors confirm that all methods were performed in accordance with the relevant guidelines and regulations.

### Consent for publication

Not applicable.

### Competing interests

The authors declare no competing interests.

Received: 21 August 2023 / Accepted: 6 November 2023

Published online: 13 November 2023

## References

1. Elliott B, Marsh T. A biomechanical comparison of the topspin and backspin forehand approach shots in tennis. *J Sports Sci*. 1989;7:215–27. <https://doi.org/10.1080/02640418908729842>.
2. Takahashi K, Elliott B, Noffal G. The role of upper limb segment rotations in the development of spin in the tennis forehand. *Aust J Sci Med Sport*. 1996;28:106–13.
3. Johnson CD, McHugh MP, Wood T, Kibler B. Performance demands of professional male tennis players. *BJSM*. 2006;40:696–9. <https://doi.org/10.1136/bjism.2005.021253>. discussion 699.
4. Knudson D. Biomechanical principles of tennis technique: using science to improve your strokes. Calif.: Racquet Tech Pub.; Vista; 2006.
5. Genevois C, Reid M, Creveaux T, Rogowski I. Kinematic differences in upper limb joints between flat and topspin forehand drives in competitive male

- tennis players. *Sports Biomech.* 2020;19:212–26. <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1461915>.
6. Shimokawa R, Nelson A, Zois J. Does ground-reaction force influence post-impact ball speed in the tennis forehand groundstroke? *Sports Biomech.* 2020;1–11. <https://doi.org/10.1080/14763141.2019.1705884>.
  7. Lambrich J, Muehlbauer T. Plantar pressure is changed to increase post-impact ball speed during longline forehand and backhand groundstroke in elite female tennis players. *Front Sports Act Living.* 2023;5:1165628. <https://doi.org/10.3389/fspor.2023.1165628>.
  8. Lambrich J, Muehlbauer T. Biomechanical analyses of different serve and groundstroke techniques in tennis: a systematic scoping review. *PLoS ONE.* 2023;18:e0290320. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0290320>.
  9. Lambrich J, Hagen M, Schwiertz G, Muehlbauer T. Concurrent validity and test-retest reliability of pressure-detecting insoles for static and dynamic movements in healthy young adults. *Sens (Basel).* 2023. <https://doi.org/10.3390/s23104913>.
  10. Kawamoto Y, Iino Y, Yoshioka S, Fukashiro S. Directionally compensated mechanical work provided by the shoulder leads to similar racket velocities during open and square stance forehand groundstrokes in tennis. *Eur J Sport Sci.* 2019;19:902–12. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1552720>.
  11. German Tennis Federation. *Tennis Curriculum - Tennis Theory*; 2023.
  12. Lambrich J, Muehlbauer T. Effects of athletic training on physical fitness and Stroke velocity in healthy youth and adult tennis players: a systematic review and meta-analysis. *Front Sports Act Living.* 2022;4:1061087. <https://doi.org/10.3389/fspor.2022.1061087>.

### Publisher's Note

Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

## 11 Autorenbeiträge

### 11.1 Beitrag der Autorin zur Studie I: “Concurrent validity and test–retest reliability of pressure-detecting insoles for static and dynamic movements in healthy young adults”

**Konzeptualisierung:** Johanna Lambrich, Marco Hagen, Thomas Muehlbauer

**Methodik:** Johanna Lambrich, Marco Hagen

**Datenbearbeitung:** Johanna Lambrich, Gerrit Schwiertz, Thomas Muehlbauer

**Analyse:** Johanna Lambrich, Gerrit Schwiertz

**Abschrift - Originalentwurf:** Johanna Lambrich

**Abschrift – Überprüfung & Bearbeitung:** Johanna Lambrich, Thomas Muehlbauer

Wir bestätigen hiermit, dass jeder von uns, wie oben angegeben, zu der oben genannten Veröffentlichung beigetragen hat, und erkennen an, dass der Hauptteil der Arbeit von Johanna Lambrich ausgeführt wurde.



PD Dr. Marco Hagen



Dr. Gerrit Schwiertz



Prof. Dr. Thomas Muehlbauer

**11.2 Beitrag der Autorin zur Studie II: “Biomechanical analyses of different serve and groundstroke techniques in tennis: A systematic scoping review”**

**Konzeptualisierung:** Johanna Lambrich

**Datenbearbeitung:** Johanna Lambrich, Thomas Muehlbauer

**Analyse:** Johanna Lambrich

**Methodik:** Johanna Lambrich

**Abschrift - Originalentwurf:** Johanna Lambrich

**Abschrift – Überprüfung & Bearbeitung:** Johanna Lambrich, Thomas Muehlbauer

Wir bestätigen hiermit, dass jeder von uns, wie oben angegeben, zu der oben genannten Veröffentlichung beigetragen hat, und erkennen an, dass der Hauptteil der Arbeit von Johanna Lambrich ausgeführt wurde.



Prof. Dr. Thomas Mühlbauer

**11.3 Beitrag der Autorin zur Studie III: “Plantar pressure is changed to increase post-impact ball speed during longline forehand and backhand in elite female tennis players”**

**Konzeptualisierung:** Johanna Lambrich

**Datenbearbeitung:** Johanna Lambrich

**Analyse:** Johanna Lambrich

**Methodik:** Johanna Lambrich, Thomas Muehlbauer

**Abschrift - Originalentwurf:** Johanna Lambrich

**Abschrift – Überprüfung & Bearbeitung:** Johanna Lambrich, Thomas Muehlbauer

Wir bestätigen hiermit, dass jeder von uns, wie oben angegeben, zu der oben genannten Veröffentlichung beigetragen hat, und erkennen an, dass der Hauptteil der Arbeit von Johanna Lambrich ausgeführt wurde.



Prof. Dr. Thomas Mühlbauer

**11.4 Beitrag der Autorin zur Studie IV: “The role of increased post-impact ball speed on plantar pressure during open and square stance groundstrokes in female tennis players”**

**Konzeptualisierung:** Johanna Lambrich

**Datenbearbeitung:** Johanna Lambrich

**Analyse:** Johanna Lambrich

**Methodik:** Johanna Lambrich, Thomas Muehlbauer

**Abschrift - Originalentwurf:** Johanna Lambrich

**Abschrift – Überprüfung & Bearbeitung:** Johanna Lambrich, Thomas Muehlbauer

Wir bestätigen hiermit, dass jeder von uns, wie oben angegeben, zu der oben genannten Veröffentlichung beigetragen hat, und erkennen an, dass der Hauptteil der Arbeit von Johanna Lambrich ausgeführt wurde.



Prof. Dr. Thomas Mühlbauer



**11.5 Beitrag der Autorin zur Studie V: “The role of increased post-impact ball speed on plantar pressure during topspin and slice longline forehand groundstrokes in female tennis players”**

**Konzeptualisierung:** Johanna Lambrich

**Datenbearbeitung:** Johanna Lambrich

**Analyse:** Johanna Lambrich

**Methodik:** Johanna Lambrich, Thomas Muehlbauer

**Abschrift - Originalentwurf:** Johanna Lambrich

**Abschrift – Überprüfung & Bearbeitung:** Johanna Lambrich, Thomas Muehlbauer

Wir bestätigen hiermit, dass jeder von uns, wie oben angegeben, zu der oben genannten Veröffentlichung beigetragen hat, und erkennen an, dass der Hauptteil der Arbeit von Johanna Lambrich ausgeführt wurde.



Prof. Dr. Thomas Mühlbauer

## Erklärungen

1 Hiermit erkläre ich, dass die eingereichte Dissertation aus **keinem** Projekt entstanden ist, an dem mehrere Personen mitgewirkt haben.

2 Hiermit erkläre ich, dass ich die eingereichte Dissertation zum Thema „Einflussfaktoren auf die plantare Druckverteilung bei Grundlinienschlägen im Tennis“ selbständig verfasst habe.

3 Hiermit erkläre ich, dass diesem Promotionsverfahren keine endgültig gescheiterten Promotionsversuche in diesem Fach oder in einem anderen Fach vorausgegangen sind.

4 Hiermit erkläre ich, dass ich die eingereichte Dissertation selbständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel benutzt und alle wörtlich oder inhaltlich übernommenen Stellen als solche gekennzeichnet habe.

5 Hiermit erkläre ich, dass ich die eingereichte Dissertation nur in diesem Promotionsverfahren eingereicht habe.



Essen, und 28.02.2024, Unterschrift