



Universität Hamburg
DER FORSCHUNG | DER LEHRE | DER BILDUNG

Entwicklung und Erprobung eines akustischen Gangfeedbacks mittels Sonifikation des Kniewinkelverlaufs

Kumulative Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades (Dr. phil.) an der Universität Hamburg

Fakultät für Psychologie und Bewegungswissenschaft

Institut für Bewegungswissenschaft

vorgelegt von

Dagmar Linnhoff

Hamburg, 05. März 2025

Zusammensetzung der Prüfungskommission:

Vorsitz: Prof. Dr. Erin Gerlach, Universität Hamburg

Erstgutachter: Prof. Dr. Klaus Mattes, Universität Hamburg

Zweitgutachter: Prof. Dr. Rüdiger Reer, Universität Hamburg

Ort und Datum der mündlichen Prüfung:

Universität Hamburg, 17. Juli 2025

Inhaltsverzeichnis

I.	Inhaltsverzeichnis	
II.	Zusammenfassung	
III.	Abbildungsverzeichnis	
IV.	Tabellenverzeichnis	
V.	Abkürzungsverzeichnis	
1	Einleitung	1
2	Theoretischer Hintergrund	5
2.1	Motorisches Lernen und mentale Repräsentation	5
2.1.1	Bewegungs(um)lernen, und -kontrolle	5
2.1.2	Mentale Repräsentation	6
2.2	Feedbacktheoretische Überlegungen und Sonifikation im motorischen Lernprozess	8
2.2.1	Dimensionen von Feedback	9
2.2.2	Sonifikation als Feedback in der Gangrehabilitation	10
2.2.3	Einsatz von Sonifikationsfeedback bei Personen nach Knie- und Hüft-TEP	12
2.3	Zusammenfassende Betrachtung im Kontext der orthopädischen Gangrehabilitation	14
2.3.1	Resultierendes Forschungsdesiderat und Vorgehen	15
3	Fragestellungen und Hypothesen	17
4	Teilstudien	19
4.1	Teilstudie 1: Use of Acoustic Feedback to Change Gait Patterns: Implementation and Transfer to Motor Learning Theory - A Scoping Review	19
4.1.1	Problem- und Zielstellung	19
4.1.2	Methodisches Vorgehen	19
4.1.3	Ergebnisse	20
4.1.4	Fazit	20
4.1.5	Darlegung des Eigenanteils	20
4.2	Teilstudie 2: Cognitive representation of gait: Differences in memory structures between individuals after total knee arthroplasty and total hip arthroplasty ...	21
4.2.1	Problem- und Zielstellung	21
4.2.2	Methodisches Vorgehen	21
4.2.3	Ergebnisse	22

4.2.4	Fazit	22
4.2.5	Darlegung des Eigenanteils	23
4.3	Teilstudie 3: Sofigait - a wireless inertial sensor-based gait sonification system.....	23
4.3.1	Problem- und Zielstellung	23
4.3.2	Methodisches Vorgehen	24
4.3.3	Ergebnisse	24
4.3.4	Fazit	25
4.3.5	Darlegung des Eigenanteils	25
4.4	Teilstudie 4: Effects of a two-week gait-sonification intervention on gait symmetry, gait specific cognitive representation and self-reported gait perception in individuals after total knee replacement: an explorative case study.	26
4.4.1	Problem- und Zielstellung	26
4.4.2	Methodisches Vorgehen	26
4.4.3	Ergebnisse	27
4.4.4	Fazit	28
4.4.5	Darlegung des Eigenanteils	28
5	Darstellung der Ergebnisse und deren Erkenntnisgewinn	29
5.1	Bisherige Umsetzung akustischen Feedbacks in der Gangtherapie.....	29
5.1.1	Interventionsdauer und Feedbackfrequenz.....	29
5.1.2	Form und Informationsgehalt sowie Valenz des Feedbacks	30
5.1.3	Erkenntnisgewinn für das Gesamtprojekt	31
5.2	Die mentale Repräsentation von Personen 12 Wochen nach künstlichem Gelenkersatz	32
5.2.1	Erfassung der mentalen Repräsentation.....	32
5.2.2	Unterschiede in der mentalen Repräsentation	32
5.2.3	Erkenntnisgewinn für das Gesamtprojekt	33
5.3	Erprobung des inertialsensorbasierten Sonifikationssystems Sofigait.....	34
5.3.1	Validität der Kniewinkelverlaufsmessung	34
5.3.2	Erprobung verschiedener Varianten der Gangsonifikation.....	35
5.2.3	Erkenntnisgewinn für das Gesamtprojekt	36
5.4	Auswirkungen des Gangsonifikationsfeedbacks bei Knie-TEP Patient:innen	36
5.4.1	Auswirkungen auf das Gangbild	36
5.4.2	Auswirkungen auf die mentale Repräsentation.....	37
5.4.3	Auswirkungen auf die Aufmerksamkeit und Gangwahrnehmung.....	38

5.4.4	Erkenntnisgewinn für das Gesamtprojekt	40
6	Gesamtdiskussion	41
6.1	Auswirkung von akustischem Feedback auf den motorischen Lernprozess	41
6.1.1	Interventionsdauer und Feedbackfrequenz.....	41
6.1.2	Feedbackvalenz.....	41
6.1.3	Sonifikation	42
6.2	Gangspezifische Bewegungsrepräsentation 12 Wochen nach Kniegelenkersatz.....	43
6.2.1	Nutzung der SDA-M.....	43
6.2.2	Mentale Repräsentation nach Knie-TEP und Hüft-TEP	43
6.3	Technische und akustische Umsetzung des Gangfeedbacks	44
6.3.2	Klangsynthese	45
6.4	Effekte des Gangsonifikationsfeedbacks bei Knie-TEP-Patient:innen.....	46
6.4.1	Gangbildveränderungen	46
6.4.2	Veränderungen der mentalen Repräsentation	47
6.4.3	Aufmerksamkeits- und Wahrnehmungsprozesse.....	47
6.5	Limitationen	49
7	Fazit und Ausblick	50
8	Literaturverzeichnis	51

Anhang

Anhang A: Publikation 1

Anhang B: Publikation 2

Anhang C: Publikation 3

Anhang D: Publikation 4

Anhang E: Ratingbogen der Vertonungsvarianten

Anhang F: Eidesstattliche Erklärung

Zusammenfassung

Einleitung

Nach Ersatz des Kniegelenks mit einer Totalendoprothese (TEP) zeigt sich der Gang oft auch Jahre nach der Operation nicht vollständig unbeeinträchtigt. Ziel der Gesamtarbeit war es, ein akustisches Feedback für Patient:innen nach Knie-TEP zu entwickeln und zu erproben, das zur nachhaltigen postoperativen Verbesserung des Gangbildes beiträgt. Dafür wurden insgesamt vier Teilstudien durchgeführt.

Methode

Die erste Teilstudie evaluierte in Form eines Scoping Reviews die vorliegende wissenschaftliche Literatur über den Einsatz von akustischem Feedback zur Gangbildveränderung. In der zweiten Teilstudie wurde bei 36 Personen ($n = 12$ Knie-TEP, $n = 12$ Hüft-TEP und $n = 12$ Kontrollgruppe) die gangspezifische mentale Repräsentation 12 Wochen postoperativ mittels Strukturdimensionsanalyse mentaler Repräsentation (SDA-M) erhoben und auf Gruppenunterschiede geprüft. Die dritte Teilstudie umfasste einen Messsystemvergleich zwischen dem eigens entwickelten Gangfeedbacksystem (Sofigait) und dem Goldstandard (Vicon) sowie eine Evaluation vier verschiedener Klangvarianten für die Kniewinkelvertonung mit Sofigait. Es nahmen 28 Personen im Alter von $22,8 \pm 2,9$ Jahren teil. Die abschließende, vierte Teilstudie wurde als Fallstudie im Prä-Posttest-Design mit einer zwei- bis dreiwöchigen Gangfeedbackintervention durchgeführt. Fünf Patient:innen im Durchschnittsalter von 61,2 Jahren nahmen an der Studie teil. Erhoben wurden die Struktur der mentalen Repräsentation und die Gangsymmetrie mittels Ratio Index (RI). Ergänzend wurden kurze Leitfadeninterviews geführt.

Ergebnisse

Aus dem Scoping Review ging hervor, dass bisher überwiegend Fehlerfeedback zur Anwendung kam und Lerneffekte beim Einsatz von valenzfreiem Sonifikationsfeedback nicht überprüft wurden. Die zweite Teilstudie zeigte, dass die Knie- und die Hüft-TEP-Gruppe sich hinsichtlich der Struktur ihrer gangspezifischen mentalen Repräsentation signifikant voneinander unterschieden ($\lambda = 0,52$). Die Knie-TEP-Gruppe und die Kontrollgruppe unterschieden sich nicht. Für den Messsystemvergleich wurde ein Root Mean Squared Error (RMSE) von $7,6 \pm 2,6^\circ$ (links) und $6,9 \pm 3,1^\circ$ (rechts) ermittelt. Die SPM zeigte signifikante Unterschiede in den gemessenen Winkelverläufen zwischen beiden Systemen (links $p < ,001$; rechts $p = ,007$). Zwischen den vier Varianten im Klangempfinden zeigte sich ein signifikanter Unterschied ($p = ,012$), wobei die Tonhöhe einen signifikanten Effekt aufwies ($p = ,005$). In der letzten Teilstudie war nach der Intervention der gemittelte RI kleiner als davor. Die kognitive

Repräsentationsstruktur unterschied sich bei zwei von drei Personen signifikant zwischen Prä- und Posttest ($\lambda = 0,63$; $\lambda = 0,67$). Die Interviews ergaben, dass die meisten Patient:innen die Sonifikation als hilfreich empfanden.

Diskussion

Ein valenzfreies Gangfeedback in Form von Sonifikation wurde als vorteilhaft zu Gangbildveränderung eingeordnet. Es sollte nach zwei Wochen mit zwei oder mehr Terminen pro Woche zu ersten Lerneffekten führen. Die Erfassung der mentalen Bewegungsrepräsentation über die SDA-M erwies sich zusätzlich zu Gangmessungen als ein sinnvoller Indikator für motorisches Lernen auf Gedächtnisebene. Sogait zeigte eine hinreichende Messgenauigkeit für die klinische Anwendung. Die sinustonbasierte, schwunghasenbetonte Kniewinkelvertonung mit gedämpftem Pitch wurde von den Teilnehmenden präferiert. Die in der vierten Teilstudie für die Patient:innen ermittelten Veränderungen der Gangsymmetrie und der mentalen Repräsentation konnten nicht eindeutig der Intervention zugeschrieben werden. Jedoch wurde durch die Interviews eine Verbesserung der Gangwahrnehmung durch das Feedback beschrieben und nahegelegt, dass die Gangsonifikation einen langfristigen Effekt auf das Gangbild haben kann.

Fazit

Die Gangsonifikation scheint vielversprechend für Menschen, die nach der endoprothetischen Versorgung des Kniegelenks und erfolgter physiologischer Heilung weiterhin eine Gangasymmetrie aufweisen. Die Ergebnisse der durchgeführten Teilstudien haben gezeigt, dass ein Gangsonifikationsfeedback theoretisch sinnvoll ist, technisch umgesetzt werden kann und das dazu beitragen kann, automatisierte Gangasymmetrien langfristig wieder umzulernen. Weitere Forschung ist erforderlich, um die Rahmenbedingungen (z. B. Klanggestaltung, Feedbackhäufigkeit und -dauer, Interventionszeit) zu optimieren.

Abstract

Introduction

After total knee replacement with an artificial joint (TKA), gait is often still impaired years after the surgery. The aim of this dissertation project was to develop and evaluate acoustic feedback that contributes to lasting postoperative gait-improvement in patients who have undergone knee replacement surgery. Four sub-studies were conducted for this purpose.

Methods

The first sub-study evaluated the existing scientific literature on the use of acoustic feedback to change gait patterns in the form of a scoping review. In the second sub-study, the gait-specific mental representation structure of 36 people ($n = 12$ TKA, $n = 12$ THA and $n = 12$ control group) was assessed 12 weeks postoperatively using structural dimension analysis of mental representation (SDA-M). The representation structure was tested for group differences. The third sub-study consisted of a measurement system comparison between the self-developed gait feedback system (Sofigait) and the gold standard (Vicon). In addition, an evaluation of four different sound variants for knee angle sonification with Sofigait was carried out by the 24 participants aged 22.8 ± 2.9 years. The final, fourth sub-study was conducted as a case study in a pre-posttest design involving a two- to three-week gait feedback intervention. Five patients with an average age of 61.2 years took part in the study. The structure of mental representation and gait symmetry were assessed using the Ratio Index (RI). In addition, short guided interviews were conducted.

Results

The scoping review has shown that error feedback has mainly been used to date and that learning effects from the use of valence-free sonification feedback have not yet been tested. The second sub-study revealed significant differences between the TKA- and THA-group in their gait-specific mental representation ($\lambda = 0.52$). No difference was found between the TKA- and control group. A Root Mean Squared Error (RMSE) of $7.6 \pm 2.6^\circ$ (left) and $6.9 \pm 3.1^\circ$ (right) was calculated for the measurement system comparison. The SPM exhibited significant differences in the measured knee-angles between the two systems (left $p < .001$; right $p = .007$). There was a significant difference between the four variants in sound perception ($p = .012$) with a significant effect for pitch ($p = .005$). In the last sub-study, the mean RI was lower after the intervention than before. The cognitive representation structure differed significantly between pre- and posttest in two out of three patients ($\lambda = 0.63$; $\lambda = 0.67$). The interviews revealed that most patients found sonification feedback helpful.

Discussion

Valence-free gait feedback in the form of sonification was considered beneficial for changing gait patterns. It was expected to lead to early learning effects after two weeks comprising two or more sessions per week. The acquisition of movement representation structure by means of the SDA-M was found to be a valid indicator of motor learning at the memory level in addition to gait measurement. Sofigait showed sufficient measurement precision for clinical use. The participants preferred the sine tone-based, swing phase-emphasized knee angle sonification with a reduced pitch. The changes in gait symmetry and mental representation determined for the patients in the fourth sub-study could not be clearly attributed to the intervention. However, the interviews indicated an improvement in gait perception as a result of the feedback and suggested that gait sonification may have a long-term effect on gait performance.

Conclusion

Gait sonification is a promising option for people who continue to suffer from gait asymmetry following knee arthroplasty and physiological healing. The results of the sub-studies have demonstrated that gait sonification feedback is theoretically reasonable, can be technically realized and may contribute to relearning automated gait asymmetries in the long term. More research is needed to optimize the general conditions (e.g. sound design, feedback frequency and duration, intervention time).

III Abbildungsverzeichnis

Abb. 1 Funktionsphasenstruktur des Gangs nach Perry und Burnfield (2010).....	8
Abb. 2 Gruppendendrogramme der Kontrollgruppe, Knie-TEP- und Hüft-TEP-Gruppe.....	33
Abb. 3 Ergebnisse der SPM-Analyse zwischen Sofigait und Vicon.....	35
Abb. 4 Gangspezifische mentale Repräsentationsstrukturen für 3 Teilnehmende.....	38

IV Tabellenverzeichnis

Tab. 1 Dimensionen von Feedback (adaptiert nach Marshall und Daug (2003); Hänsel (2006)).....	9
Tab. 2 Übersicht über das Probandenkollektiv der zweiten Teilstudie: Anzahl der Tage nach der Operation, Score des KOOS/HOOS, operierte Seite.....	22
Tab 3. Deskriptive Ergebnisse der jeweiligen Vertonungsversion hinsichtlich des Ratings in den Dimensionen Informationsgehalt und Klangwahrnehmung.....	25
Tab 4. Symmetrieindex als Ratio Index (RI) zwischen Betroffener und nicht betroffener Seite	37

V Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
ANOVA	Analysis of Variance
BAC	Basic Action Concept
BISp	Bundesinstitut für Sportwissenschaft (SURF Sportinformationsportal)
Cochrane	Cochrane Library (Cochrane)
EPRD	Endoprothesenregister Deutschland
HOOS, JR.	Hip dysfunction and Osteoarthritis Outcome Score for Joint Replacement
KOOS, JR.	Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score for Joint Replacement
OP	Operation
PEDro	Physiotherapy Evidence Database
RI	Ratio Index (Verhältnisindex)
RMSE	Root Mean Squared Error
SDA-M	Strukturdimensionsanalyse mentaler Repräsentation
Tab.	Tabelle
TEP	Totalendoprothese
THA	Total hip arthroplasty
TKA	Total knee arthroplasty
WOS	Web of Science

1 Einleitung

Das Gehen, als eine erlernte alltägliche motorische Fertigkeit, besitzt für uns Menschen eine große Bedeutung. Es ermöglicht nicht nur von Ort zu Ort zu gelangen, sondern auch am sozialen Leben teilzunehmen. Gehfähige Menschen können leichter unabhängig sein und ein gesundheitserhaltendes Mindestmaß an täglicher Bewegung erreichen. Die Art und Weise des Gehens, das Gangbild, kann sowohl subjektiv durch den visuellen Eindruck als auch objektiv durch messtechnisch beschreibbare, biomechanische Parameter beurteilt werden (Beckers & Deckers, 2013). Das Gangbild gilt als funktional, wenn es die Aufgabe der Fortbewegung zweckmäßig, ohne Fehlbelastung und beschwerdefrei erfüllt. Es gilt weiterhin als unauffällig, wenn eine Gangsymmetrie vorliegt (Perry & Burnfield, 2010; Götz-Neumann, 2006). Allgemein wird Gangsymmetrie mit ähnlichen spatio-temporalen Gangparametern sowie ähnlicher Gewichtsverteilung zwischen der linken und der rechten Seite bzw. beider Beine assoziiert (Lathrop-Lambach et al., 2014; Leuchte & Luchs, 2006).

Einschränkungen beim Gehen, wie sie beispielsweise bei schwerer Arthrose des Knie- oder Hüftgelenks auftreten, limitieren die Mobilität und damit die soziale Teilhabe insbesondere bei älteren Menschen stark (Hefter & Götz, 2013). Arthrose ist weltweit die häufigste Gelenkerkrankung bei älteren Menschen und betrifft am häufigsten das Knie- und Hüftgelenk (Hunter & Bierma-Zeinstra, 2019). In diesem Fall wird häufig eine Knie- oder Hüftgelenkersatzoperation (Knie-/Hüft-TEP) empfohlen, wenn geeignete konventionelle Therapien erfolglos waren (Carr et al., 2012; Hunter & Bierma-Zeinstra, 2019). Kniegelenkeingriffe machen dabei ca. 45 % aller im deutschen Endoprothesenregister (EPRD) dokumentierten Eingriffe aus (Kohlhoff et al., 2021).

Im Anschluss an die Operation wird durch eine mehrwöchige Gangrehabilitation versucht, den funktionalen Zustand des Gelenks schnellstmöglich wiederherzustellen (Bandholm et al., 2018; Hunter et al., 2014; Snell et al., 2018). Insbesondere in den ersten Wochen nach der Implantation zielen die rehabilitativen Maßnahmen vorrangig auf die Verbesserung koordinativer und stabilisierender Fähigkeiten des betroffenen Gelenks sowie auf die Erhöhung der gelenkumgreifenden Muskelkraft ab, um eine möglichst hohe muskuläre Sicherung zu erreichen (Cassel et al., 2017).

Trotz erheblicher Verbesserungen in diesem Zeitraum kehrt das Gangbild von Patient:innen, mit künstlichem Knie- oder Hüftgelenk nicht zum Ausgangszustand zurück bzw. unterscheidet sich weiterhin von dem Gangbild nicht-operierter Personen (Beaulieu, 2010; Benedetti, 2003; Yoshida et al., 2012). Ein Review von Milner (2009) berichtet für Personen nach Kniegelenkersatz mehr als ein Jahr nach der Operation eine reduzierte Flexion in der Stand- sowie der Schwungphase und ein kleineres Knieflexionsmoment des operierten Knies. Es wird

von den Autoren angenommen, dass ein Teil dieser Gangdefizite das Resultat einer „quadriceps avoidance strategy“ darstellt, die vor der Operation bereits angewendet wurde. Auch Smith et al. (2006) fanden in einer Erhebung an Personen vor und nach Knie-TEP Hinweise dafür, dass das präoperative Gangbild das Gangbild 12-18 Monate nach der Operation voraussagt. Das Gangbild der Betroffenen zeichnet sich beispielsweise durch eine weniger starke Flexion des Kniegelenks sowohl in der Standphase als auch beim Schwung des Beins (Jöllenbeck & Pietschmann, 2019), sowie einer verkürzten Einbeinstandzeit auf der betroffenen Seite in Kombination mit einer verkürzten Schrittlänge auf der nicht betroffenen Seite aus (Bączkiewicz et al., 2018).

Ein Gangbild, das durch Kompensationsstrategien (z. B. Ausweichbewegungen oder eine veränderte Belastungsverteilung) das Auftreten von Schmerzen vermeidet, ist bei Patient:innen nach endoprothetischem Gelenkersatz über viele Jahre angeeignet worden und daher hochautomatisiert (Jöllenbeck et al., 2019). Diese Veränderungen im Gangbild scheinen zusätzlich mit Veränderungen des Bewegungsgedächtnisses bzw. der handlungsleitenden mentalen Bewegungsrepräsentation einherzugehen. Eine weniger funktionale mentale Bewegungsrepräsentation verglichen mit nicht-gangeingeschränkten Personen wurde bei Patienten mit Knie- oder Hüftgelenksarthrose sowie Personen nach Hüft-TEP bereits gezeigt (Jacksteit et al., 2018; 2019; Schega et al., 2014). Für Patient:innen nach Knie-TEP fehlen entsprechende Studien bisher.

Da automatisierte Bewegungsmuster nicht mehr bewusst angesteuert und wahrgenommen werden, sind sie schwer zu verändern bzw. umzulernen (Daugis, 1994; Hossner et al., 2003). Dieses hochautomatisierte, kompensierende Gangverhalten wieder durch ein physiologisches Gangbild zu ersetzen, stellt die besondere Herausforderung für die Gangrehabilitation dar (Jöllenbeck et al., 2019). Sobald die Funktionsfähigkeit des Gelenks physiologisch gegeben ist, besteht die Möglichkeit, das veränderte Gangbild durch Gangtraining wieder durch ein symmetrisches und funktionales Gangbild zu ersetzen. Um das Gangbild und die damit einhergehende mentale Repräsentation dauerhaft zu verändern, muss innerhalb des Gangtrainings ein motorischer Lernprozess (Umlernen) initiiert werden.

Rückmeldungen (Feedback) über den Bewegungsverlauf und das Bewegungsergebnis als zentraler Bestandteil des motorischen Lernprozesses im Sport haben sich auch in der Gangrehabilitation etabliert. Dabei ist in den letzten Jahren das technologisch unterstützte, simultane Feedback in den Fokus der Forschung gerückt (Chamorro-Moriana et al., 2018). Ein solches Feedback kann visuell, taktil oder akustisch erfolgen (Sigrist et al., 2013). Die visuelle Form des Bewegungsfeedbacks wurde im Falle der Gangtherapie bisher am häufigsten genutzt (Tate & Milner, 2010; Chamorro-Moriana et al., 2018). Effekte eines Gangfeedbacks auf die mentale Repräsentation wurden jedoch bisher nur in einer Studie bei Patient:innen

nach Hüftgelenkersatz und visuellen Feedback untersucht und gezeigt (Schega et al., 2014). Effekte eines akustischen Gangfeedbacks auf die mentale Repräsentation wurden bisher nicht untersucht, obwohl es für die Gangtherapie zusätzliche Vorteile bietet. Ein akustisches bewegungsbegleitendes Feedback kann einen direkteren Bezug zu der kinästhetischen Information herstellen (Effenberg et al., 2005; Sigrist et al., 2013), wobei visuelle Kapazitäten frei bleiben.

Die Sonifikation ist eine Form akustischen Feedbacks, die dem Rezipienten den Bewegungsverlauf durch das Vertonen von messbaren Parametern der Bewegung rückmeldet. Der Begriff „Sonifikation“ stammt ursprünglich aus der Datenverarbeitung und bedeutet, dass Datenrelationen in akustischer Form wiedergegeben bzw. ohne Informationsverlust in ein akustisches Signal transformiert werden (Hermann, 2018). Dabei spricht man auch von Parameter-Mapping-Sonifikation (Dubus et al., 2014; Effenberg et al., 2005), wenn die zeitlich-dynamische Struktur der Bewegung durch das akustische Signal wiedergegeben wird. Sonifikation bietet so eine Möglichkeit, eine zusätzliche sensorische Rückmeldung über die Bewegungsausführung zu schaffen und dadurch den motorischen Lernprozess zu unterstützen (Effenberg & Mechling, 1998).

Um diese Form des akustischen Feedbacks für die Gangtherapie nutzbar zu machen, bedarf es einer technischen Lösung, vorab ausgewählte Gangparameter in ein akustisches Signal umzuwandeln. Die Parameterauswahl sollte dabei berücksichtigen, auf welche Information die Aufmerksamkeit gelenkt werden soll. Die Klangauswahl fokussiert, wie die Information sinnvoll und adressatengerecht vermittelt oder verstärkt werden kann. Die zeitliche Latenz zwischen der Erfassung des Gangparameters und der akustischen Wiedergabe muss so gering sein, dass das Feedback als bewegungssynchron wahrgenommen wird. Um die real ausgeführte Bewegung aus den Messwerten reproduzieren zu können, ist zudem eine ausreichende Messgenauigkeit erforderlich.

Für Patient:innen mit einem kompensierenden Gangbild wäre es sinnvoll, die Rückmeldung auf die Gangsymmetrie zu beziehen. So könnte eine Gangasymmetrie, die durch die das Kompensieren über Jahre hinweg automatisiert wurde, mittels Sonifikation wieder wahrnehmbar gemacht und letztlich verändert werden. Es lässt sich vermuten, dass das Bewegungsgefühl und damit einhergehend die Bewegungsrepräsentation durch die Gangvertonung verbessert werden. Aus diesen Gründen könnte ein gangspezifisches Sonifikationsfeedback zur langfristigen Wiederherstellung des Gangbilds bei Personen nach künstlichem Gelenkersatz beitragen.

Bislang ist allerdings wenig darüber bekannt, wie sich die Gangsonifikation nach künstlichem Gelenkersatz auswirkt. Unsicherheiten bestehen bezüglich der Auswahl der Gangparameter,

einer technischen Lösung, um diese in ein akustisches Feedback zu transformieren, der Vertonungsart und der Wirkung auf das motorische Lernen bei den Patient:innen. Explizit in Hinblick auf die Gangrehabilitation ist unklar, ob durch akustisches Feedback überdauernde Lernprozesse hervorgerufen und verstärkt werden können. Abgesehen von tradierten Gangparametern, wie zum Beispiel Schrittlänge und -weite, Bodenreaktionskraft, Bewegungsumfang (ROM), Gelenkwinkeln und Gangtempo, wurden bisher keine weiteren Indikatoren empirisch erhoben, die einen Einfluss von Gangsonifikation auf das motorische Lernen zeigen. Die Bewegungsrepräsentation, Aufmerksamkeitsprozesse oder die Gangwahrnehmung blieben bislang unberücksichtigt.

Ziel dieser Forschungsarbeit ist es, die bisher vorhandene Studienlage zu gangspezifischem akustischem Feedback in Bezug auf den motorischen Lernprozess zu evaluieren, um darauf basierend eine technische Lösung zur Umsetzung einer Gangsonifikation für Personen nach künstlichem Gelenkersatz zu entwickeln. Anschließend soll das akustische Feedback empirisch hinsichtlich der Auswirkungen auf gangspezifische motorische Lernprozesse bei Personen nach künstlichem Gelenkersatz überprüft werden. Die Arbeit soll einen Beitrag zur theoretischen Fundierung und empirischen Überprüfung der Wirksamkeit eines Sonifikationsfeedbacks bei Personen nach künstlichem Gelenkersatz leisten.

2 Theoretischer Hintergrund

Das folgende Unterkapitel dient zur Herleitung der forschungsleitenden Fragestellungen. Dafür werden als erstes die theoretischen Grundlagen motorischen Lernens und der damit einhergehenden Veränderungen von (mental)en Bewegungsrepräsentationen erläutert (2.1). Folgend wird die Bedeutung von Bewegungsfeedback im Kontext des motorischen Lernens sowie die Sonifikation als eine Form des akustischen Feedbacks für die Gangtherapie beschrieben (2.2). Abschließend werden beide Kapitel zusammenfassend und im Hinblick auf die Besonderheiten der Gangrehabilitation reflektiert (2.3).

2.1 *Motorisches Lernen und mentale Repräsentation*

Motorisches Lernen wird nach Müller und Blischke (2009) als eine relativ zeitstabile Erweiterung oder Umstrukturierung der eigenen motorischen Kompetenz verstanden. Weiter wird es von Dauts und Blischke (1984) als eine relativ überdauernde Ausbildung und Korrektur von Gedächtnisbesitz auf Grundlage von Vor- und Rückinformation, Kognitionen und Übung beschrieben. Die zeitliche Stabilität der erworbenen Fertigkeit, die in der Regel als Retentions- oder Behaltensleistung im zeitlichen Abstand (mindestens 24 Stunden) zur Intervention geprüft wird, stellt ein wesentliches Element erfolgreichen Lernens dar (Müller & Blischke, 2009). Die damit einhergehende Veränderung von Gedächtnisstrukturen bildet die Basis für die Behaltensleistung.

2.1.1 *Bewegungs(um)lernen, und -kontrolle*

Zum Verlauf des motorischen Lernprozesses existieren unterschiedliche Stufenmodelle (z. B. Meinel, 1960; Fitts & Posner, 1967; Bernstein, 1967; Chein & Schneider, 2012), die einige Grundannahmen teilen. Dazu gehört, dass in anfänglichen Lernphasen verstärkte Aufmerksamkeit bei der Bewegungskontrolle benötigt wird (attentionale Kontrolle), während in späten Phasen die Bewegung immer mehr automatisiert ausgeführt wird (nicht-attentional kontrolliert). Müller und Blischke (2009) gehen dabei von einem Kontinuum zwischen attentionaler und nicht-attentionaler Kontrolle aus. Im Lernverlauf ändert sich der Anteil der handlungsleitenden Repräsentationssysteme. Anfangs dominiert eine visuell-räumliche Bewegungskodierung, deren Anteil im Lernverlauf immer mehr von einer motorischen Kodierung übernommen wird (Hikosaka et al., 1999; Keele et al., 2003; Kiesel & Koch, 2012). Neurowissenschaftliche Studien deuten darauf hin, dass sich auf neuronaler Ebene die Aktivierung von kortikalen zu eher subkortikalen Arealen verschiebt (für einen Überblick: Lohse et al., 2014).

Zum motorischen Lernen zählt neben dem Neulernen auch das Umlernen von Bewegungen. Dem Umlernen wird im Sport eine noch höhere Schwierigkeit zugeschrieben als dem Neulernen (Hollmann & Hettinger 2000; Panzer, 2004; 2014; 2023). Das liegt mitunter daran, dass die lernende Person Schwierigkeiten haben kann, zwischen einer vorab gelernten und

der aktuell gelernten Bewegung zu unterscheiden (Panzer, 2014; Schmidt & Lee, 2011). Wenn vorab Gelerntes den aktuellen Lernvorgang beeinträchtigt, wird von proaktiver Interferenz gesprochen (Schmidt et al., 2018).

Im Kontext der Gangrehabilitation soll eine falsch eingeübte (automatisierte) Bewegung umgelernt werden. Eine besondere Schwierigkeit besteht darin, dass Bewegungskontrolle bereits hochautomatisiert abläuft und die Bewegung damit schwer zu verändern ist (Daug, 1994). In der Literatur finden sich Hinweise, dass Umlernen nur mit höheren Übungsraten oder gänzlich anderen Lernstrategien (im Vergleich zu Neulernen) erreicht werden kann.

Üblicherweise werden über die Bewegungsveränderung Rückschlüsse auf den motorischen Lernprozess gezogen (Schmidt & Lee, 2011). Dabei wird zwischen der kurzfristigen Aneignung, also einer nicht überdauernden Veränderung der Bewegung und dem zeitlich stabilen Behalten unterschieden. Das langfristige Lernen kann nur über Retentionstests nachgewiesen werden, die mindestens 24 Stunden nach der letzten Übungsphase liegen (Olivier et al., 2013).

Einhergehend mit den Annahmen zur Bewegungskontrolle werden einerseits das explizite (attentionale) und andererseits das implizite (nicht-attentionale) Lernen als grundsätzlich verschiedene Prozesse motorischen Lernens unterschieden (Reber, 1989). Diese zwei Lernmechanismen werden auch durch die „Dual Mechanism Hypothesis“ beschrieben (Keele, 2003). Für die Automatisierung von Bewegungen wird dem impliziten Lernen eine besondere Bedeutung zugeschrieben. Es konnte nachgewiesen werden, dass Aufgaben, die implizit gelernt wurden, in Retentionstests unter Doppelaufgaben-Bedingungen weniger fehleranfällig waren (Blischke, 2001; Blischke & Reiter, 2002; Keele et al., 2003). Dennoch betonen die Autoren, dass die Verschiebung der Kontrollmechanismen und die Lernbedingungen experimentell nie vollständig kontrollierbar sind.

Für die Gangrehabilitation sind beide Prozesse essentiell. Attentionale Kontrolle ist notwendig, um Gangasymmetrien zu erkennen und den Bewegungsablauf bewusst zu verändern. Automatisieren wird durch nicht-attentionale Lernprozesse gefördert und unterstützt die Stabilität des veränderten Gangbilds.

2.1.2 Mentale Repräsentation

Auf Gedächtnis- bzw. Repräsentationsebene wird in Modellen der antizipativen Handlungskontrolle (z. B. Hoffmann et al., 2003) postuliert, dass Bewegungen auf Basis der erwarteten Effekte gesteuert werden. Das kann sowohl Effekte außerhalb des eigenen Körpers (z. B. das Hinterlassen eines Fußabdrucks) (exogen) als auch antizipierte sensorische Effekte der Bewegung (endogen) betreffen. Erst durch vermehrte Bewegungserfahrung bildet sich beim Lernenden eine internale oder endogene Bewegungsrepräsentation aus, die auf

sensorischem Wissen basiert. Damit verfügt der fortgeschrittene Lernende neben der externalen über eine internale Bewegungsrepräsentation, die nach Meinel et al. (2015) zunächst verstärkt über den äußeren Regelkreis und anschließend akzentuiert über den inneren Regelkreis ausgebildet werden. Beide Repräsentationen dienen der Handlungskontrolle und ergänzen sich in der Regel gegenseitig.

In Anlehnung an die Modelle der antizipativen Verhaltenskontrolle beschreibt der „ideomotorische Ansatz“, dass motorische Handlungen und deren sensorischen Effekte im motorischen Gedächtnis gemeinsam repräsentiert sind (common-coding) (Prinz et al., 2005; 1997). Auf diesem Ansatz basiert auch die Annahme, dass die mentale Repräsentation von Bewegungen hierarchisch organisiert ist (Schack, 2004; 2012). Die Bewegungsausführung und ihre sensorischen Effekte sind dabei als eine Gedächtniseinheit repräsentiert und verbinden die höchste Ebene, das Handlungsziel, mit der untersten Ebene, den motorischen Kommandos (Schack, 2002). Die Autoren gehen davon aus, dass eine Bewegung umso besser gelernt und ausgeführt werden kann, je besser die Struktur der ihr zu Grunde liegenden mentalen Repräsentation den Funktionsphasen der Bewegung entspricht.

Der Zusammenhang zwischen der mentalen Repräsentationsstruktur und der Bewegungsqualität wurde in verschiedenen Bewegungskontexten anhand von Vergleichen zwischen Experten vs. Novizen ebenfalls nachgewiesen (Tanzen: Bläsing et al., 2009; Golf: Frank et al., 2013; Land et al., 2013; Volleyball: Schack & Mechsner, 2006; Velentzas et al., 2011; Judo: Weigelt et al., 2011).

In bisherigen Studien zur mentalen Repräsentation des Gehens orientieren sich die Funktionsphasen der Bewegung am Gangphasenmodell nach Perry & Burnfield (2010) (Abb.1). Es wurde dabei bereits nachgewiesen, dass sich die gangspezifische mentale Repräsentationsstruktur von Menschen mit Knie- oder Hüftarthrose von den gleichaltrigen beschwerdefreien Personen unterscheidet (Jacksteit et al., 2018; 2019). In beiden Patientengruppen wurden zwei Gangphasen (Mittelstand und Mittelschwung) nicht richtig zugeordnet, sondern bildeten für sich ein eigenes Cluster. Daraus schlossen die Autoren, dass anhaltende Beschwerden neben der Bewegung auch die gangspezifische mentale Repräsentation in ihrer Funktionalität beeinflussen können.

Weiterhin zeigten Studien im Fall von Personen sechs Monate nach künstlichem Hüftgelenkersatz, dass diese sowohl im Vergleich zu beschwerdefreien Personen als auch zu Personen mit Hüftarthrose eine veränderte mentale Repräsentation aufwiesen (Jacksteit et al., 2019). Die Autoren folgerten daraus, dass die mentale Repräsentation sich sechs Monate nach der Operation wieder verbessert (funktionaler wird), sich jedoch nicht auf dem Niveau gesunder Personen befindet. Schega et al. (2014) zeigten im Prätest ihrer Interventionsstudie,

dass Personen 14 Tage nach Hüft-TEP eine mentale Repräsentationsstruktur aufwiesen, die sich von einer modellbasierten funktionalen Referenzstruktur signifikant unterschied. Diesen Unterschied deuteten die Autoren als Manifestation eines dysfunktionalen Gangbilds auf Gedächtnisebene.

Durch die Erfassung der mentalen Repräsentation kann eine Veränderung der zugrundeliegenden internen Bewegungsrepräsentation als Indikator motorischer Lernprozesse gezeigt werden (Schack, 2002; 2020).

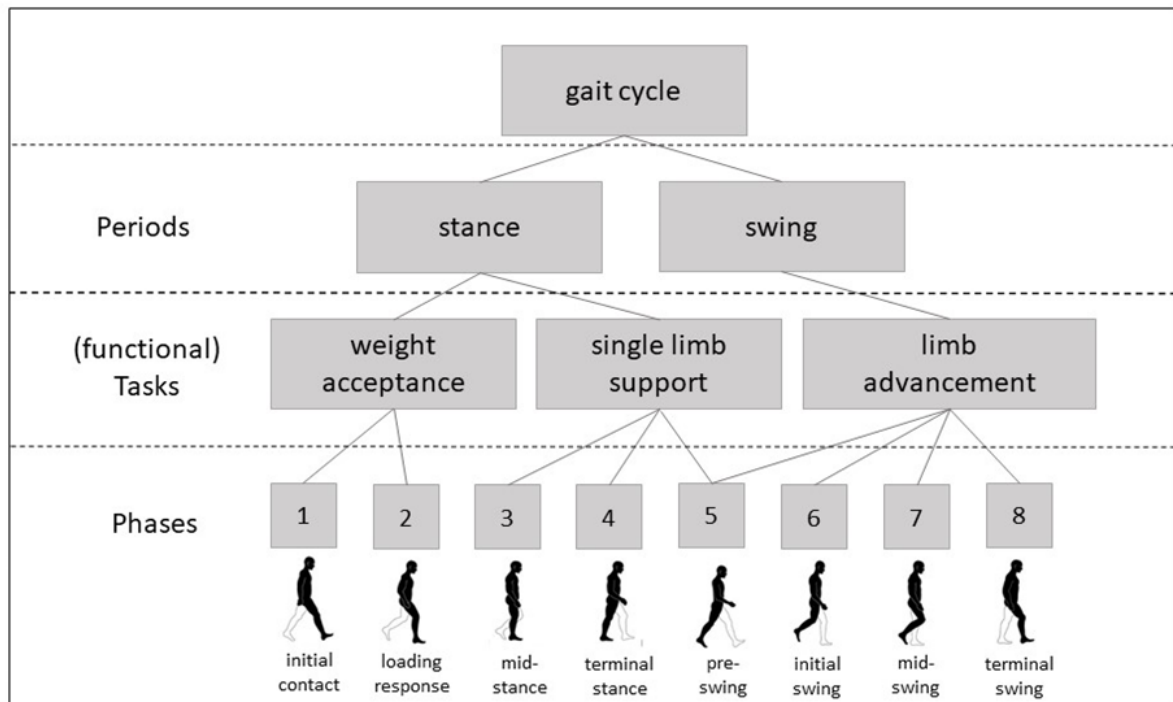


Abbildung 1: Funktionsstruktur des Gangs nach Perry und Burnfield (2010)

2.2 Feedbacktheoretische Überlegungen und Sonifikation im motorischen Lernprozess

Feedback im Rahmen eines motorischen Lernprozesses bedeutet, dass eine Rückmeldung zu einer erfolgten Bewegung (Ist-Wert) mit Bezug auf ein antizipiertes Ergebnis (Soll-Wert) zur Verfügung gestellt wird (Mechling, 1986; Schmitt & Hanke, 2003). Es wird unterschieden, ob ein Feedback durch die Bewegung selbst über die eigenen Sinneszellen erfolgt (intrinsisches Feedback) oder von außen zusätzlich hinzukommt (extrinsisches Feedback) (Magill, 2001; Marschall & Daus, 2003; Mechling, 1986). Im letzteren Fall spricht man im englischsprachigen Raum auch von „Argumented Feedback“, das den Zweck hat, die körpereigenen Sinne zu ergänzen. Im Deutschen entspricht dieses dem Begriff der „Feedback-Vermehrung“ (Daus et al., 1989). Das Ziel von extrinsischem Feedback ist in der Regel ein gewünschtes Bewegungsergebnis schneller oder überhaupt zu erreichen (Magill, 2001). Die Schaffung einer verbesserten Empfindungs-, Differenzierungs- und Kontrollfähigkeit für die

durch das Feedback rückgemeldeten Parameter des Handlungsvollzugs wurde schon von Farfel (1962) als wichtiger Teil des motorischen Lernprozesses beschrieben. Die nachfolgenden Arbeiten insbesondere von Daus (1978; 1992) sowie Daus und Leist (1980) beschäftigten sich weithin mit der objektiv-ergänzenden Schnellinformation zur technologischen Optimierung motorischer Lernprozesse.

2.2.1 Dimensionen von Feedback

Bei der Gabe von Feedback werden nach Marshall und Daus (2003) sowie Hänsel (2006) sechs verschiedene Dimensionen unterschieden: Form, Häufigkeit, Informationsgehalt, zeitliche Platzierung, Modalität und Inhalt (Tab. 1). Die Ausprägung dieser Dimensionen kann sich dabei unterschiedlich im motorischen Lernprozess auswirken.

Tabelle 1: Dimensionen von Feedback (adaptiert nach Marshall und Daus (2003); Hänsel (2006))

Dimension	Ausprägung
Form	Knowledge of Results (KR), Knowledge of Performance (KP), Bandbreiten-KR/KP, Durchschnitts-KR/KP
Häufigkeit	absolute bzw. relative Häufigkeit (fremd-/selbstbestimmt)
Informationsgehalt	qualitativ, quantitativ
Zeitliche Platzierung	simultan, terminal
Modalität	visuell, auditiv, taktil, kinästhetisch
Inhalt/Valenz	Bezug zu fehlerhaften bzw. korrekten Aspekten

Bei der Sonifikation handelt es sich um ein KP-Feedback, da der Bewegungsablauf und nicht das Ergebnis rückgemeldet wird. Ein solches Feedback kann bei Personen mit vorhandener Bewegungserfahrung zu höheren Lernzuwächsen führen als KR-Feedback (Magill et al., 1991).

Eine hohe Feedbackhäufigkeit (nach jeder Bewegungsausführung) kann sich hinderlich auf Lernprozesse und Automatisierungsprozesse auswirken. Die „Guidance-Hypothese“ (Salmoni et al., 1984) wird hier oft als Erklärung angeführt. Sie beschreibt eine durch häufiges Feedback resultierende Abhängigkeit durch die Blockierung der Ausbildung „eines internen Fehlerentdeckungs-Mechanismus“. Eine Methode dieses anzupassen ist eine Verringerung der Häufigkeit oder das sogenannte „Fading“ (Abnahme der Feedbackhäufigkeit über den Lernverlauf) (Sullivan et al., 2008; Agethen & Krause, 2016; Winstein & Schmidt, 1990). Marshall und Daus (2003) merken bezüglich der Annahmen zur Feedbackhäufigkeit an, dass diese Ergebnisse nicht zwangsläufig auf verschiedene Praxissituationen mit höheren Bewegungskomplexitäten anzuwenden sind.

Der Inhalt und Informationsgehalt haben in vielen Fällen eine wertende Komponente (Feedbackvalenz). Feedback kann eine korrekte Bewegungsausführung rückmelden, einen Fehler/Korrekturbedarf rückmelden oder neutral bzw. wertfrei sein (Marschall & Daus, 2003). Einige Studien legen nahe, dass Fehlerfeedback sich hinderlich auf langfristiges motorisches Lernen und Automatisierungsprozesse auswirkt (Chiviacowsky & Wulf, 2002, 2005; Lewthwaite & Wulf, 2010; Masters & Maxwell, 2004; Maxwell et al., 2001; Wulf et al., 2013). Neurophysiologisch wird die nach Fehlern im Elektroenzephalogramm (EEG) erkennbare Error-Related-Negativity mit dem Hemmen von Automatisierungsprozessen in Verbindung gebracht (Gehring et al., 1993; 2018). Ohne das Rückmelden von Fehlern können hingegen implizite Lernprozesse begünstigt werden (Abernethy et al., 2007).

Die Modalität, über die Bewegungs-Feedback bereitgestellt wird, spielt eine wichtige Rolle in der Wahrnehmung und Verarbeitung. Bezogen auf die generelle Informationsverarbeitung besteht die Annahme, dass die visuelle Modalität in der räumlichen, die auditive in der zeitlichen Dimension überlegen ist (Geldard, 1970; Näätänen & Winkler, 1999). Eine weitere Annahme ist, dass ein Feedback am besten über die aufgabenrelevante Modalität dargeboten werden sollte (specificity of practice hypothesis) (Proteau, 1992; Proteau et al., 1987). Das wurde beispielsweise für zielgerichtete Bewegungen und visuelles Feedback gezeigt (Toussaint et al., 2017). Übersichtsarbeiten legen nahe, dass multimodales Feedback den Effekt der Abhängigkeit von einer Modalität reduzieren kann und eine Verteilung der Verarbeitungskapazitäten auf verschiedene Modalitäten vorteilhaft für motorische Lernprozesse ist (Coull et al., 2001; Sigrist et al., 2013).

Die Effektivität eines rein akustischen Bewegungsfeedbacks wurde bereits in verschiedenen Sportarten sowie in der Rehabilitation untersucht und scheint ebenfalls ein vielversprechender Ansatz (Schaffert et al., 2019; Rosati et al., 2013; Pizzera & Hohmann, 2015). Generell wird angenommen, dass eine Feedbackgabe über die akustische Modalität sich gut eignet, wenn es sich um eine rhythmische Bewegungsaufgabe handelt bzw. die zeitliche Dimension entscheidend für eine erfolgreiche Ausführung ist. Das Gehen kann als eine solche Bewegungsaufgabe eingeordnet werden.

2.2.2. Sonifikation als Feedback in der Gangrehabilitation

In der Gangrehabilitation hat es sich aufgrund der technischen Weiterentwicklung etabliert, messbare Gangparameter als objektives Bewegungsfeedback zusätzlich oder anstelle der Rückmeldung durch z. B. einen Therapeuten zu nutzen (Chamorro-Moriana et al., 2018). Werden körpereigene, meist unbewusste Vorgänge durch (technische) Hilfsmittel rückgemeldet, dann spricht man auch von Biofeedback (Rief & Birbaumer, 2018). Das Rückmelden einer Gangasymmetrie kann nach diesen Kriterien als Biofeedback verstanden werden. Um das technisch zu ermöglichen, müssen entsprechende Gangparameter

bewegungssynchron gemessen, direkt vertont und als akustisches Feedback rückgemeldet werden. Das erfordert technische Lösungen, die über eine hohe Messgenauigkeit bei entsprechend schneller Verarbeitung der Rohdaten verfügen.

In einem Mapping Review von van Gelder et al. (2018) zur Verwendung von Biofeedback in der Gangtherapie wurde herausgestellt, dass der häufigste Anwendungsfall, nach neurologisch bedingten Gangeinschränkungen, die orthopädischen Gangeinschränkungen sind. Darunter war das Knie das am häufigsten betroffene Gelenk. Weiterhin war visuelles Feedback als Rückinformation vorherrschend. Es wurden dabei als Parameter am häufigsten Gelenkwinkel, Beschleunigung von Körpersegmenten, Körperschwerpunktverlagerung und Verteilung der Bodenreaktionskraft, gefolgt von spatio-temporalen Parametern (z. B. Schrittlänge, Schrittzeit, Kadenz) und Muskelaktivierung (EMG) rückgemeldet (van Gelder et al., 2018). Für die Gangtherapie scheint ein Feedback, das sich auf kinematische Parameter (z. B. Gelenkwinkel) bezieht, einem Feedback überlegen, das sich auf die Muskelaktivierung bezieht (Tate & Milner, 2010; van Gelder et al. 2018). Auch Woodford und Price (2007) fanden in ihrem systematischen Review bei Patient:innen nach Schlaganfall keinen Vorteil des EMG-Biofeedbacks in der Gangrehabilitation. Van Gelder et al. (2018) führen diesbezüglich die Argumentation von Winstein (1991) an, dass sich ein Muskelaktivierungsfeedback nicht auf das Bewegungsergebnis bezieht und daher weniger effektiv im motorischen Lernprozess ist als ein Feedback das direkten Bewegungsbezug hat. Zuletzt stellten Tate und Milner (2010) sowie van Gelder et al. (2018) in ihren systematischen Übersichtsarbeiten fest, dass in den gesichteten Studien zu Biofeedback in der Gangrehabilitation ein Bezug zu motorischem Lernen durch spätere Retentionstests fehlt.

Ein bewegungssynchrones Gangfeedback durch die Sonifikation relevanter Gangparameter besitzt aus theoretischer Perspektive Vorteile für die Gangrehabilitation. So lässt sich aus den dargestellten Befunden zur Feedbackvalenz (Chiviacowsky & Wulf, 2002, 2005; Lewthwaite & Wulf, 2010; Masters & Maxwell, 2004; Maxwell et al., 2001; Wulf et al., 2013) schließen, dass das Rückmelden von Fehlern die notwendigen Automatisierungsprozesse behindert. Bei einer wertfreien Sonifikation wird das Rückmelden von Fehlern umgangen. Auf Seiten der Bewegungswahrnehmung und -ansteuerung wird argumentiert, dass akustisches Feedback als zusätzliche Reafferenz bei rhythmischen Bewegungen (wie dem Gehen) hilft, diese besser wahrzunehmen und anzusteuern (MacPherson et al., 2009; Kennel et al., 2015). Durch die bewegungssynchrone Vertonung der linken und rechten Seite würde automatisch der Bewegungsrhythmus bzw. das Vorhandensein von zeitlichen Unregelmäßigkeiten in den Bewegungsmustern wiedergegeben (Kennel et al., 2015). Eine bereits automatisierte Gangasymmetrie (z. B. durch erlernte Kompensationsstrategien) könnte so wahrgenommen und wieder umgelernt werden.

Bei der Parameter-Mapping-Sonifikation stehen Merkmale von Daten, das Extrahieren von Syntheseparametern sowohl im Signal- als auch im Wahrnehmungsbereich und die letztendliche Zuordnungsfunktion im Mittelpunkt, um eine Brücke zwischen Daten- und Klangsynthese zu schaffen (Hermann et al., 2011). Die Sonifikation selbst vermittelt keine Wertung. Eine Person kann zwar instruiert werden, was der Ton darstellt oder wie er sich im Idealfall anhören soll, jedoch muss sie selber in der Lage sein, dieses für sich sinnvoll zu verarbeiten. Daher sollte im Vorfeld bedacht werden, welcher Gangparameter wie vertont werden soll, um den Lernprozess zu fördern und Überforderung seitens der lernenden Person zu vermeiden. Beispielsweise sollte zu Beginn nur ein Parameter zur gleichen Zeit wiedergegeben werden (Bonebright et al., 2011). Weiterhin stehen die Dimensionen Lautstärke, Pitch und Timbre zur Verfügung, um Information zu transportieren. Diese können in der Wahrnehmung jedoch in Interaktion zueinanderstehen (Neuhoff et al., 2011). Es ist daher notwendig, den Inhalt und die Komplexität der Gangsonifikation adressatengerecht zu gestalten.

2.2.3 Einsatz von Sonifikationsfeedback bei Personen nach Knie- und Hüft-TEP

In der Vergangenheit haben zwei Autorengruppen ein Sonifikationsfeedback bei Personen nach Knie- und Hüft-TEP angewendet und auch die Behaltensleistung mittels Retentionstests überprüft. Pietschmann et al. (2019) führten eine klinische Interventionsstudie an 120 Personen nach unilateralem Hüftgelenkersatz (Alter: $55,9 \pm 6,8$ Jahre) und an 120 Personen nach unilateralem Kniegelenkersatz ($58,2 \pm 6,2$ Jahre) zu Beginn der Rehabilitationszeit durch. Die Personen wurden dabei vier unterschiedlichen Interventionen zugeordnet (je $n = 30$). Davon handelte es sich bei einer Form um ein Sonifikationsfeedback, bei dem die Personen das Gangfeedback in Echtzeit über Kopfhörer dargeboten bekamen. Im Falle der Personen nach Hüft-TEP wurde der gesamte Verlauf des Hüftwinkels in der Sagittalebene (100 % des Gangzyklus) mittels Parameter-Mapping-Sonifikation vertont. Für die Personen nach Knie-TEP wurde nur der Bereich von -15° bis 15° des Kniegelenkwinkels in der Sagittalebene vertont. Das Training fand an sechs Terminen innerhalb von 14 Tagen für je 20 min statt. Es zeigte sich in den Ergebnissen kein Vorteil des Sonifikationsfeedbacks gegenüber der anderen Feedbackvarianten oder dem reinen Gangtraining ohne Feedback. Die Autoren folgerten daraus, dass die direkte Kontrolle über den akustischen Sinn möglicherweise bei hochautomatisierten Bewegungen weniger effektiv sei als bei neu erlernten (Pietschmann et al., 2019).

Reh et al. (2021) führten eine 14-tägige klinische Interventionsstudie mit 22 Personen (Alter: 62,4 Jahre) 1-8 Wochen nach unilateralem Hüftgelenkersatz durch (Reh et al., 2021). Dabei bekam die Interventionsgruppe ($n = 11$) während des herkömmlichen Gangtrainings ein Sonifikationsfeedback, welches die Gangsymmetrie durch die Vertonung von Fußaufsatz und

Knieextension repräsentieren sollte. Der Fußaufsatz wurde basierend auf einer Vorstudie (Reh et al., 2019) mit einem Klang vertont, als würde man durch Schnee gehen und die Extension des Kniegelenks durch eine Folge aufsteigender Xylophon Töne hören. Die Teilnehmenden erhielten während des Gehens das Echtzeitfeedback über drei Minuten gefolgt von einer akustischen Darbietung eines symmetrischen Gangbilds in derselben Vertonungsart als Orientierung. Diese Sequenz wurde viermal wiederholt (4 x 5 min). Insgesamt wurden von beiden Gruppen zehn 20-minütige Termine in zwei Wochen absolviert. Das Ergebnis im Retentionstest Test (24 Stunden nach dem letzten Training) zeigte keinen bleibenden Effekt des Feedbacktrainings mit Sonifikation auf das Gangbild. Die Autoren konnten jedoch kurzfristige Effekte (gemessen direkt nach dem letzten Feedbacktraining) zugunsten der Interventionsgruppe feststellen. Ihr Fazit war, dass die angewendete Sonifikation derzeit nicht für die klinische Rehabilitation empfohlen werden könnte (Reh et al., 2021).

Beide durchgeführten Studien leisteten damit einen wichtigen Beitrag zur Erforschung von Auswirkungen eines gangbezogenen Sonifikationsfeedbacks auf das Gangbild bei Personen kurz nach künstlichem Knie- oder Hüftgelenkersatz. Beide Ansätze haben gemeinsam, dass das Feedback jeweils über Parameter-Mapping generiert und über Kopfhörer für beide Beine gleichzeitig dargeboten wurde. Weiterhin wurde die Auswahl des Feedbacks in beiden Studien auf Basis von Ansätzen motorischer Kontrolle argumentiert. Da Pietschmann et al. (2019) sich dabei auf die Rückmeldung direkt ansteuerbarer Parameter bezogen, vertonten sie das jeweils betroffene Gelenk. Reh et al. (2021) konzentrierten sich in ihrem Ansatz auf eine gut hörbare Gangsymmetrie und vertonten nicht das betroffene Gelenk, sondern wählten eine Kombination aus realistischem und abstraktem Sonifikationsfeedback. Zudem kombinierten Reh et al. (2021) direktes Gangfeedback mit Modelllernen. Pietschmann et al. (2019) folgten dem Gedanken, dass das Feedback intuitiv durch den Rezipienten selber interpretiert werden könnte und gaben daher kein Modell vor.

Die Unterschiedlichkeit beider Feedbackvarianten und Strategien der Darbietung zeigt, dass bei einem akustischen Gangfeedback mittels Sonifikation trotz ähnlicher Anwendungsgebiete verschiedene Ansätze für die Vertonung mit verschiedenen Begründungen existieren können. Bei der Bewertung beider Studien ist zu berücksichtigen, dass sich die Patient:innen relativ kurz nach der Operation befanden und damit ein symmetrischer Gang physiologisch wahrscheinlich noch nicht realisierbar war. Das wirft Frage auf, ob ein Sonifikationsfeedback später in der Rehabilitation sinnvoller wäre.

2.3 Zusammenfassende Betrachtung im Kontext der orthopädischen Gangrehabilitation

Die orthopädische Gangrehabilitation beginnt in der Regel kurz nach der Operation. Sie fokussiert neben Wiedererlernen von Alltagsaktivitäten vorrangig die Verbesserung koordinativer und stabilisierender Fähigkeiten des betroffenen Gelenks, sowie die Erhöhung der gelenkumgreifenden Muskelkraft und damit auch die Funktionalität des Gelenks (Cassel et al., 2017; Pfeil, 2014). Die Korrektur des Gangbilds wird dadurch hinsichtlich der Schaffung der Voraussetzungen ermöglicht, aber noch nicht umgesetzt.

Bei nicht-gangeingeschränkten Personen stellt das Gehen eine hochautomatisierte Fertigkeit dar, die kaum aufmerksame Kontrolle benötigt und der eine funktionale mentale Repräsentation zu Grunde liegt. Bei Personen, die aufgrund von Degenerationsprozessen des Gelenks ein künstliches Knie- oder Hüftgelenk bekommen, verändert sich das Gangbild sowie die zu Grunde liegende mentale Repräsentation. Aufgrund früherer Schmerzerfahrungen entwickeln diese Personen ein kompensierendes Gangbild, das auch nach der Operation weiterbesteht oder möglicherweise durch den Eingriff sogar verstärkt wird. Eine solche Veränderung des Gangbilds kann wiederum zur Fehlbelastung anderer Strukturen führen. Eine nachhaltige Gangrehabilitation für Personen nach Knie- oder Hüftgelenkersatz sollte demnach die langfristige Herstellung eines funktionalen und symmetrischen Gangbilds bezwecken (Jöllenbeck et al., 2019).

Eine besondere Schwierigkeit liegt hier in dem bereits automatisierten Bewegungsmuster und der gefestigten mentalen Repräsentation, die schwer veränderbar sind (Walter & Swinnen, 1994; Hollmann & Hettinger 2000; Panzer, 2004). Weiterhin gehen mit dem neuen Gelenk auch veränderte sensorische Rückmeldungen einher, die den Lernprozess beeinflussen können (Collins et al., 2012). Zuletzt muss beachtet werden, dass die physiologische Heilung der gelenkumgebenden Strukturen vorgibt, ob ein „normales“ Gangbild überhaupt durch die operierte Person realisierbar ist. Um einen motorischen Lernprozess zu ermöglichen, sollten sich die Patient:innen idealerweise an das künstliche Gelenk gewöhnt haben und sich in dem postoperativen Stadium befinden, in dem bereits deutliche Fortschritte beim Gehen gemacht wurden und Vollbelastung möglich ist. Dieser Zustand ist nach circa 8 – 12 Wochen erreicht (Lyman et al., 2020; Ribeiro-Castro et al., 2024).

Bewegungsbegleitendes Feedback spielt beim Modulieren motorischer Lernprozesse eine wichtige Rolle und kann auch in der Gangtherapie eingesetzt werden (Chamorro-Moriana et al., 2018; Tate & Milner, 2010; van Gelder et al., 2018). Durch ein feedbackgestütztes Gangtraining könnte demnach im Anschluss an die erste Phase der Rehabilitation das Umlernen hin zum (ursprünglichen) funktionalen Gangbild erreicht werden. Die Gestaltung eines Bewegungsfeedbacks hinsichtlich der verschiedenen Dimensionen (Form, Häufigkeit,

Informationsgehalt, Modalität, Valenz), wirkt sich unterschiedlich auf die Aufmerksamkeitslenkung und Automatisierungsprozesse im motorischen Lernprozess aus. Hier könnte sich die Sonifikation als Feedback besonders vielversprechend beim Umlernen eines bereits automatisierten kompensierenden Gangbilds erweisen. Durch die zusätzliche bewegungsbegleitende Reafferenz kann eine differenziertere Gangwahrnehmung ermöglicht werden. So könnte eine bereits automatisierte Gangasymmetrie wahrgenommen und aktiv verändert werden. Zudem könnte diese Form des Feedbacks Automatisierungsprozesse im späten Lernverlauf begünstigen, da keine Fehler rückgemeldet und somit die Nachteile einer negativen Feedbackvalenz umgangen werden.

2.3.1 Resultierendes Forschungsdesiderat und Vorgehen

Im vorhergehenden Abschnitt wurde deutlich, wie ein Gangfeedback durch Sonifikation aufgrund seiner Eigenschaften helfen könnte, das Gangbild orthopädischer Patient:innen nachhaltig zu verbessern. Die Argumentation hat sich dabei an Theorien motorischen Lernens orientiert, die implizieren, dass eine motorische Fertigkeit in Abhängigkeit von den externen und internen Lernbedingungen veränderbar ist. In der Gangrehabilitation wäre dafür ein fortgeschrittener postoperativer Heilungsprozess Voraussetzung, der einen symmetrischen Gang aus orthopädisch-physiologischer Sicht ermöglicht und den Lernprozess nicht behindert.

In den bisherigen Studien zur Gangsonifikation nach Kniegelenkersatz sowie Hüftgelenkersatz (Pietschmann et al., 2019; Reh et al., 2021) fand die Intervention relativ kurz nach der Operation statt. Weiterhin konzentrierten sich die Autoren allein auf die Erhebung des Gangbildes und konnten keine überdauernden Effekte finden, die einer Kontrollgruppe mit alternativem bzw. herkömmlichen Gangtraining überlegen waren. Hier knüpft die vorliegende Forschungsarbeit an, die den Schwerpunkt auf Effekte eines Sonifikationsfeedbacks auf den motorischen Lernprozess bei Personen in späteren Rehabilitationsphasen legt.

Um eine Basis für die eigene Untersuchung zu schaffen, müssen zu Beginn alle bisherigen Befunde zu akustischem Gangfeedback im Kontext des motorischen Lernens betrachtet werden. Hierbei gilt es herauszufinden, welche Parameter bereits für ein akustisches Gangfeedback genutzt wurden, wie das Feedback hinsichtlich der Feedbackdimensionen (Form, Häufigkeit, Informationsgehalt, zeitliche Platzierung) gestaltet wurde und welche Ergebnisse in Bezug auf motorisches Lernen schon gesichert werden konnten. So soll sichergestellt werden, dass die Gestaltung der Intervention auf den empirischen Befunden vorheriger Arbeiten aufbaut.

Da der motorische Lernprozess sich ebenfalls auf Ebene des Langzeitgedächtnisses in der Bewegungsrepräsentation manifestiert (Schack, 2004; Schack & Mechsner, 2006), können hier möglicherweise Veränderungen sichtbar gemacht werden, die sich mittels einer ausschließlichen Bewegungsanalyse nicht zeigen. Die Veränderung der

Bewegungsrepräsentation sollte daher zusätzlich zum Gangbild als Indikator für den Lernfortschritt herangezogen werden. Zur mentalen Repräsentation nach Gelenkersatz existieren bisher nur zwei Studien über Personen nach Hüft-TEP. Schega et al. (2014) zeigten zwei Wochen postoperativ eine weniger funktionale Repräsentationsstruktur verglichen mit einer Modellstruktur. Jacksteit et al. (2019) wiesen für Patient:innen 6 Monate postoperativ eine weniger funktional organisierte Repräsentationsstruktur im Vergleich mit einer nicht-gangeingeschränkten Personengruppe nach. Es sollte daher im Rahmen dieser Forschungsarbeit noch zusätzlich geprüft werden, ob sich die mentale Repräsentationsstruktur bei Personen nach Hüft- als auch nach Knie-TEP zu dem Zeitpunkt ca. 12 Wochen nach der Operation ebenfalls von nicht-gangeingeschränkten Personen unterscheidet.

Da Personen nach Kniegelenkersatz subjektiv stärkere und tendenziell länger andauernde Beschwerden empfinden als Personen nach Hüftgelenkersatz (de Beer et al., 2012; Collins et al., 2012), sollte diese Patientengruppe für die Erprobung des Sonifikationsfeedbacks gewählt werden. Sowohl Pietschmann et al. (2019) als auch Reh et al. (2021) haben den sagittalen Kniewinkelverlauf für die Parameter-Mapping-Sonifikation genutzt. Dieser Ansatz sollte auch für die vorliegende Arbeit verwendet werden, da so Bewegungseinschränkungen des betroffenen Gelenks direkt vertont werden. Dafür muss eine technische Lösung entwickelt und erprobt werden, das Gangfeedback realisieren zu können. Dabei ist es wichtig ebenfalls zu ermitteln, auf welche Art die Gangasymmetrie am besten hörbar gemacht werden kann, ohne den Lernprozess zu stören (z. B. durch Überforderung oder eine unangenehme Tonlage).

Um die Effekte des Sonifikationsfeedbacks auf das motorische Lernen zu evaluieren, sollen in einem ein Retentionstest Veränderungen im Gangbild und der mentalen Repräsentation überprüft werden. Aktuell liegen wenige Ergebnisse zu überdauernden Effekten auf Seiten der Bewegung und des Bewegungsgedächtnisses bei dieser Indikation (12 Wochen nach Kniegelenkersatz) vor. Es ist daher sinnvoll, neben diesen objektiven Outcomes weitere Indikatoren für die Effektivität der Gangsonifikation auf Seiten der subjektiven Wahrnehmung heranzuziehen. Die Patient:innen sollten zusätzlich nach ihren Erfahrungen mit dem Feedback befragt werden, um so explorativ Erkenntnisse über die Wirkungsweise zu generieren. Folglich erscheint es zweckmäßig, sich über einen qualitativen, interviewbasierten Zugang einen besseren Einblick in die subjektiven Erfahrungen von Personen zu verschaffen, die zusätzlich zu ihrer Standard-Gangrehabilitation ein Sonifikationsfeedback erhalten. So kann die potenzielle Wirksamkeit eines Sonifikationsfeedbacks für die Gangrehabilitation am Einzelfall nachvollzogen werden, um die bisherigen Ergebnisse besser verorten zu können.

3 Fragestellungen und Hypothesen

Die Dissertation widmet sich der übergreifenden Fragestellung, welchen Einfluss ein gangbezogenes Feedback mittels Parameter-Mapping-Sonifikation auf die mentale Repräsentation und das Gangbild bei Personen 12 Wochen nach künstlichem Kniegelenkersatz zeigt.

Daraus ergeben sich folgende forschungsleitende Fragestellungen und Forschungshypothesen (FH):

Fragestellung 1:

Welche Methoden wurden bisher genutzt, um eine Veränderung des Gangbildes über ein akustisches Gangfeedback zu erreichen und welche Bezüge lassen sich zu motorischem Lernen herstellen?

Fragestellung 2:

Unterscheidet sich die mentale Repräsentation 12 Wochen nach der Operation zwischen Knie-TEP-Patient:innen, Hüft-TEP-Patient:innen und einer gleichaltrigen nicht-gangeingeschränkten Kontrollgruppe?

FH2.1 Die mentale Repräsentation von Patient:innen 12 Wochen nach künstlichem Gelenkersatz (Knie- und Hüft-TEP) unterscheidet sich von der einer gleichaltrigen Kontrollgruppe nicht-gangeingeschränkter Personen.

FH2.2 Die mentale Repräsentation von Patient:innen 12 Wochen nach Knie-TEP unterscheidet sich von der von Patient:innen 12 Wochen nach Hüft-TEP

Fragestellung 3:

Fragen zur Erprobung und Evaluation des inertialsensorbasierten Systems Sofigait zur Sonifikation des sagittalen Kniewinkelverlaufs:

Fragestellung 3.1:

Wird durch Sofigait der sagittale Kniewinkelverlauf valide (vergleichbar mit einem Goldstandardmesssystem) reproduziert?

FH3.1: Sofigait reproduziert den Kniewinkelverlauf vergleichbar zu einem Goldstandardmesssystem.

Fragestellung 3.2:

Unterscheiden sich verschiedene Formen einer Parameter-Mapping-Vertonung des sagittalen Kniewinkelverlaufs hinsichtlich der Gangwahrnehmung und des Klangempfindens bei Personen mit Gangasymmetrie?

FH3.2: Verschiedene Formen einer Parameter-Mapping-Vertonung unterscheiden sich hinsichtlich der Gangwahrnehmung und des Klangempfindens bei Personen mit Gangasymmetrie.

Fragestellung 4:

Welchen Einfluss zeigt gangbezogenes Sonifikationsfeedback durch die Vertonung des sagittalen Kniewinkelverlaufs auf die Gangsymmetrie, die mentale Repräsentation sowie subjektiv wahrgenommene Aufmerksamkeitsprozesse und die Bewegungswahrnehmung bei Personen, die ca. 12 Wochen zuvor einen künstlichen Kniegelenkersatz erhielten?

FH4.1 Die Gangsymmetrie verbessert sich in den Parametern Schrittzeit, Bodenkontaktzeit und Schrittlänge von Pre- zu Posttest.

FH4.2 Die gangspezifische mentale Repräsentation verändert sich von Pre- zu Posttest hin zu einer funktionaleren Struktur.

Zum subjektiven Empfinden und der Bewegungswahrnehmung wurden keine expliziten Hypothesen formuliert, da diese explorativ auf Basis von Interviewauswertungen erfolgen. Anstelle dessen wurden folgende Fragestellungen als Basis der Interviewkategorien entwickelt:

- 1) Welche Auswirkungen zeigt das Sonifikationsfeedback auf die Aufmerksamkeitslenkung beim Gehen?
- 2) Inwieweit verbessert das Sonifikationsfeedback die Bewegungswahrnehmung?
- 3) Wird das Sonifikationsfeedback von den Rezipienten als hilfreiche Therapiemaßnahme wahrgenommen?

4 Teilstudien

Diese Dissertation umfasst insgesamt vier Studien, die zur Beantwortung der Forschungsfragen durchgeführt wurden. Dabei handelt es sich um eine systematische Literaturübersicht (Teilstudie 1) und drei empirische Arbeiten (Teilstudien 2 – 4), die in den folgenden Abschnitten kurz dargestellt werden. Die Darstellung des Erkenntnisgewinns und Diskussion der Studien im Hinblick auf die Forschungsfragen der Dissertation erfolgen im fünften und sechsten Kapitel.

4.1 *Teilstudie 1: Use of Acoustic Feedback to Change Gait Patterns:*

Implementation and Transfer to Motor Learning Theory - A Scoping Review

Dagmar Linnhoff, Shahab Alizadeh, Nina Schaffert & Klaus Mattes

Veröffentlicht am 12. August 2020 im Journal of Motor Learning and Development (IF: 0.8), Volume 8: Issue 3, Page Range: 598-618, DOI: 0.1123/jmld.2019-0028

4.1.1 *Problem- und Zielstellung*

Technologisch unterstütztes Feedback hat sich in der Gangtherapie etabliert (Chamorro-Moriana et al., 2018). Hier könnte sich akustisches Feedback gut eignen, motorische Lernprozesse zu fördern. Bisher ist nicht systematisch anhand vorhandener Literatur geprüft worden, welche Ansätze darauf abzielten, durch akustisches Feedback das Gangbild zu verändern und ob es dabei einen Rückbezug auf Theorien motorischen Lernens in der Auswahl des Feedbacks sowie in der Messung der Effekte gab.

Ziel der Studie war es, den aktuellen Forschungsstand zur Verwendung von technisch unterstütztem akustischem Feedback in der Gangtherapie mit Rückbezug auf theoretische Grundlagen des motorischen Lernens mittels einer Literaturrecherche und -übersicht zu eruieren.

4.1.2 *Methodisches Vorgehen*

Das Scoping Review wurde basierend auf den verfügbaren Leitlinien (Levac et al., 2010; Pham et al., 2014) erstellt. Dafür wurde von August bis Oktober 2018 in den wissenschaftlichen Datenbanken PEDro, PubMed, BISP, Cochrane und Web of Science (WOS) eine systematische Literatursuche durchgeführt. In einem drei-schrittigen Screeningverfahren wurden nur die Studien selektiert, die ein akustisches Feedback mit dem Ziel einer Veränderung des Gangbilds implementierten, bei denen es sich um Interventions-, experimentelle/quasi-experimentelle- oder Pilotstudien handelte und die in einem wissenschaftlichen, peer-review Journal publiziert wurden. Zudem sollte eine Form der Gangmessung stattgefunden haben, um messbare Gangveränderungen aufzuzeigen. Weiter gab es keine gesonderten Kriterien für die Teilnehmendenzahl, die Population oder die Messmethoden, um alle relevanten Studien bzw. Ansätze auszumachen und einzuordnen. Die

verbleibenden Studien wurden nach den Dimensionen des Feedbacks, dem Rückbezug auf Theorien motorischen Lernens sowie den Ergebnissen zusammengefasst.

4.1.3 Ergebnisse

Bei Beendigung der Literaturrecherche im Oktober 2018 lagen insgesamt 15 Studien vor, in denen ein akustisches Echtzeitfeedback beim Gehen (11) oder Laufen (4) eingesetzt wurde. Von den elf gangbezogenen Studien wurden sechs Studien an Personen mit eingeschränktem Gang (Aurin et al., 2003; Isakow et al., 2006; Kassover et al., 1986; Montoya et al., 1994; Roger et al., 2014; Schwachmeyer et al., 2015) und fünf bei gesunden Personen durchgeführt (Femery et al., 2004; Horsak et al., 2016; Redd et al., 2012; Riskowski et al., 2009; Zanutto et al., 2013). Eine Studie (Isakov et al., 2006) fand im Kontext orthopädisch bedingter Gangeinschränkungen statt. In den Studien wurde überwiegend Fehlerfeedback beim Über- oder Unterschreiten vorher festgelegter Sollwerte angewendet. Ein valenzfreies Gangfeedback, das dem hier zugrunde gelegten Verständnis von Sonifikation entspricht, wurde in drei Studien verwendet (Horsak et al., 2016; Rodger et al., 2014; Zanutto et al., 2013). Keine dieser drei Studien war eine Interventionsstudie, die überdauernde Lerneffekte mit einem Abstand von mindestens 24 Stunden testete. Die fehlende Überprüfung von überdauernden Lerneffekten ließ sich als eine allgemeine Forschungslücke bei akustischem Gangfeedback identifizieren.

4.1.4 Fazit

Diese systematische Übersichtsarbeit zeigte, dass in der Vergangenheit bereits Sonifikationsfeedback eingesetzt wurde. In diesen Studien wurde gezeigt, dass ein Gangfeedback durch bewegungssynchrone Vertonung von Gangparametern Ansteuerungseffekte während der Feedbackgabe bewirken kann. Eine Überprüfung von überdauernder Lerneffekte erfolgte nicht. Weiterhin konnte ein Zeitraum von 14 Tagen mit mindestens zwei Terminen pro Woche als Mindestdauer und -häufigkeit für eine Feedbackintervention bei orthopädischen Patient:innen ausgemacht werden.

4.1.5 Darlegung des Eigenanteils

Die Idee zur Erstellung dieser Literaturübersicht stammte von den Erstgutachter und Betreuer dieser Dissertation Prof. Dr. Klaus Mattes, einer wissenschaftlichen Mitarbeiterin (Dr. Nina Schaffert) und der Autorin dieser Dissertation. Die Literaturrecherche wurde von der Autorin durchgeführt und von Nina Schaffert gegengeprüft. Die Ergebnissynthese wurde von der Autorin durchgeführt. Der Erstentwurf wurde von der Autorin geschrieben und von Nina Schaffert sowie Prof. Dr. Klaus Mattes kritisch gegengelesen. Ein weiterer Mitarbeiter, Shahab Alizadeh, unterstützte später ebenfalls bei der Ausformulierung sowie bei den Revisionen nach Einreichung. Den Einreichungsprozess führte die Autorin durch.

4.2 *Teilstudie 2: Cognitive representation of gait: Differences in memory structures between individuals after total knee arthroplasty and total hip arthroplasty*

Dagmar Linnhoff, René Kaiser, Klaus Mattes & Cornelia Frank

Online Veröffentlicht am 27.01.2025 in Cognitive Processing (IF: 1.7), Page Range: 1-11, DOI: 10.1007/s10339-024-01255-4

4.2.1 *Problem- und Zielstellung*

Sowohl nach Knie- als auch nach Hüftgelenkersatz bleiben Abweichungen im Gangbild verglichen zu nicht operierten Personen über Jahre bestehen (Beaulieu, 2010; Bendetti et al., 2003; Berth et al., 2002; Foucher et al. 2007; Yoshida et al., 2012). Diese könnten kognitiven Ursprungs sein und sich in der mentalen Repräsentation zeigen. Bisher ist bekannt, dass sich die gangspezifische mentale Repräsentation von Personen mit Knie- oder Hüftgelenksarthrose sowie Personen nach Hüft-TEP von Personen ohne Gangeinschränkungen unterscheidet (Jacksteit et al., 2018; 2019). Unklar ist, ob sich eine veränderte Repräsentationsstruktur auch für Personen nach künstlichem Kniegelenkersatz zeigen lässt.

Das Ziel dieser Studie war es zu überprüfen, ob sich bei Personen 12 Wochen nach künstlichem Knie- und Hüftgelenkersatz Unterschiede in der mentalen Repräsentation zu gesunden gleichaltrigen Personen ohne Gangeinschränkung finden lassen.

4.2.2 *Methodisches Vorgehen*

Die querschnittlich angelegte Studie wurde zwischen Juni und August 2020 durchgeführt. Es nahmen insgesamt $N = 36$ Personen teil, von denen $n = 12$ eine Knie-TEP (TKA) und $n = 12$ eine Hüft-TEP (THA) erhalten hatten, sowie $n = 12$ nicht-gangeingeschränkt waren (Control). Alle Personen führten einmalig eine Strukturdimensionsanalyse mentaler Repräsentation (SDA-M) durch. Dabei handelt es sich um eine psychometrische Methode zur Erfassung von Gedächtnisstrukturen (Schack, 2012).

Die Teilnehmenden führten die SDA-M mittels einer durch die Universität Bielefeld zur Verfügung gestellten Software (Q-Split) durch. Dabei trafen die Teilnehmenden insgesamt 56 Entscheidungen (8 Anker x 7 Verbleibende). Zusätzlich wurden die Kurzform des Knee bzw. Hip Injury and Osteoarthritis Outcome (KOOS JR. bzw. HOOS JR., Lyman et al., 2016a; 2016b) jeweils in den TEP-Gruppen erhoben, um den selbstempfundenen Funktionszustand des Gelenks zwischen den Gruppen zu vergleichen.

Es wurden Gruppendifferenzprofile erstellt und mittels Invarianzanalyse auf ihre statistische Unterschiedlichkeit überprüft. Gemäß der Literatur bedeutet ein Lambda (λ) $< 0,68$, dass zwei Strukturen sich auf einem Alpha Niveau von $\alpha = 0,05$ signifikant voneinander unterscheiden

(Lander, 1991; Schack, 2012). Die Unterschiede im selbstempfundenen Funktionszustand wurden mittels t-test geprüft.

4.2.3 Ergebnisse

Die Teilnehmenden aller drei Gruppen hatten ein ähnliches Alter, eine ähnliche Geschlechterverteilung und befanden sich im Falle der operierten Personen etwa im ähnlichen Zeitfenster nach der TEP-Operation (Tab. 2).

Tabelle 2: Übersicht über das Probandenkollektiv der zweiten Teilstudie: Anzahl der Tage nach der Operation, Score des KOOS/HOOS, operierte Seite

Gruppe (m/w)	Anzahl	Alter	Tage nach OP	Score KOOS / HOOS	links/rechts
TKA (3/9)	12	67,4 ± 9,7	89,4 ± 3,2	60,4 ± 11,2	3/9
THA (4/8)	12	65,2 ± 9,9	86,8 ± 6,7	68,0 ± 13,8	4/8
Control (3/9)	12	66,2 ± 5,7	-	-	-

Die Kontrollgruppe und die THA-Gruppe unterschieden sich hinsichtlich der Struktur ihrer gangspezifischen mentalen Repräsentation signifikant voneinander ($\lambda = 0,52$). Ebenso unterschieden sich die beiden Gruppen mit endoprothetischer Versorgung (Knie- und Hüft-TEP) signifikant ($\lambda = 0,52$). Die Gruppe mit künstlichem Kniegelenkersatz unterschied sich statistisch nicht von der Kontrollgruppe. Der Unterschied der Scores der Gelenkfunktion (KOOS JR., HOOS JR.) war statistisch nicht signifikant ($t = -1,425$; $p = ,173$).

Bei der Kontrollgruppe sowie der Knie-TEP-Gruppe stimmte die Struktur ihrer mentalen Repräsentation mit der funktionellen Strukturierung nach Perry und Burnfield (2010) weitestgehend überein, indem drei funktionelle Cluster gebildet wurden. Diese drei Cluster entsprachen den drei funktionellen Aufgaben beim Gang (Abb. 1). Die Hüft-TEP-Gruppe bildete dagegen zwei funktionelle Cluster.

4.2.4 Fazit

Die Ergebnisse zeigten erwartungsgemäß Unterschiede in der Struktur der mentalen Repräsentation zwischen Personen nach Knie- und Personen nach Hüftgelenkersatz auf. Der Befund, dass sich die Gruppe der Personen 12 Wochen nach einer Kniegelenkersatzoperation nicht von der Kontrollgruppe unterschied, war dagegen unerwartet. Studien zu Folge nehmen diese bei gleicher vergangener Zeit einen schlechteren Funktionszustand des Gelenks wahr als Personen nach Hüftgelenkersatz (de Beer et al., 2012; Collins et al., 2012). Dieser als schlechter wahrgenommene Funktionszustand konnte in der Struktur der mentalen Repräsentation nicht abgebildet werden.

4.2.5 Darlegung des Eigenanteils

Die Autorin der Dissertation konzipierte die Studie in Absprache mit dem Betreuer des Promotionsvorhabens und Erstgutachter Prof. Dr. Klaus Mattes sowie einer weiteren Professorin der Universität Bremen. Prof. Dr. Cornelia Frank unterstützte die Konzeption der Arbeit sowie des Verwendeten Materials mit ihrem umfassenden Wissen über die eingesetzte Methode. Sie wurde von der Autorin selbst zur Unterstützung akquiriert. Die Erstellung des Studien-Materials (z.B. Umsetzung der acht Gangphasen in BACs, standardisierte Instruktion) wurde von der Autorin durchgeführt. Die Proband:innen Akquise der Personen nach Gelenkersatz übernahm René Kaiser, der in dem Orthopädischen Zentrum den Kontakt zu den Personen herstellte. Die Personen der Kontrollgruppe wurden von der Autorin akquiriert. Die Studiendurchführung sowie Datenauswertung wurden allein durch die Autorin übernommen. Die Autorin schrieb ebenfalls den Erstentwurf des Artikels mit Unterstützung von Prof. Dr. Cornelia Frank. Die Endfassung des Artikels wurde von der Autorin eingereicht und im Zuge der Veröffentlichung weitere Male mit Unterstützung von Prof. Dr. Cornelia Frank überarbeitet.

4.3 Teilstudie 3: Sofigait - a wireless inertial sensor-based gait sonification system

Dagmar Linnhoff, Roy Ploigt & Klaus Mattes

Veröffentlicht am 14. November 2022 in Sensors (IF: 3.4) Volume 22: Issue 2, Page 8782,
DOI: 10.3390/s22228782

4.3.1 Problem- und Zielstellung

Für die technische Umsetzung des Sonifikationsfeedbacks in der Gangtherapie muss eine valide Messung sowie direkte Transformation der Messwerte in einen Ton realisiert werden. Weiterhin sollte sich dieser Ton eignen, die gewünschte Information (z. B. Gangsymmetrie) zu transportieren. Dafür wurde in Zusammenarbeit mit der Firma BeSB (Berlin) ein inertialsensorbasiertes System entwickelt, das den sagittalen Kniewinkelverlauf durch Parameter-Mapping direkt vertont (Sofigait). Systemaufbau und Messprinzip von Sofigait sind in der dritten Publikation (Anhang C) beschrieben.

Das Ziel der durchgeführten Studie war es, Sofigait mit einem Gold-Standard-System der Gangdiagnostik (Vicon, Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK) zu vergleichen. Weiterhin sollte über verschiedene Varianten der Vertonung ermittelt werden, welche Variation von Tonhöhe und Betonung sich am besten eignet, eine Gangasymmetrie wahrnehmbar zu machen.

4.3.2 Methodisches Vorgehen

Studiendesign und Ablauf

Die experimentelle Laborstudie wurde von Mai bis Juli 2022 an der Universität Hamburg durchgeführt und bestand aus zwei Teilen, die nacheinander von $N = 28$ (15 weiblich, 13 männlich, Alter: $22,8 \pm 2,9$) gangbeschwerdefreien Personen durchlaufen wurden.

Der erste Teil der Studie war ein Messsystemvergleich bei dem die Personen jeweils gleichzeitig mit Sofigait (und Vicon für 20 s beim Gehen auf dem Laufband (hp Cosmos) aufgenommen wurden. Beide Systeme nahmen die Daten mit 100 Hz auf. Der zweite Teil nutzte ein Messwiederholungsdesign mit vier Bedingungen. Die Teilnehmenden gingen dabei vier Mal je 60 s mit einer der vier zur Auswahl stehenden Tonvarianten bei 3,5 km/h auf dem Laufband. Zuvor wurde den Teilnehmenden eine Knieorthese (Novamed 6540) angelegt, um eine Gangasymmetrie zu erzeugen. Im Anschluss an jeden Versuch bewerteten sie die Variante mit einem selbstentwickelten Ratingbogen (Anhang E) hinsichtlich der Gangwahrnehmung und dem Klangempfinden. Bei den Tonvariationen wurde mittels Parameter-Mapping ein höher oder tiefer gepitchter Ton (Pitch) mit einer Betonung der Schwungphase oder der Standphase kombiniert (Pitch x Betonung). Die Reihenfolge der Darbietung der Vertonungsvarianten wurde dabei randomisiert.

Die Winkelverlaufskurven beider Messsysteme wurden im Anschluss zeitlich synchronisiert und mit Python zur Auswertung zusammengeführt und mittels Root Mean Squared Error (RMSE), Bland-Altman-Analyse sowie statistical parametric mapping (SPM) statistisch verglichen. Die Ergebnisse des Sonifikationsvariantenratings wurden mit mittels zweifaktorieller ANOVA sowie Friedman Test statistisch auf Unterschiede geprüft.

4.3.3 Ergebnisse

Messsystemvergleich

Für den ersten Studienteil konnten $N = 22$ Datensätze von 11 männlichen (Körperhöhe = $1,83 \pm 0,6$ m, Körpermasse = $78,5 \pm 13,9$ kg) und 11 weiblichen Personen (Körperhöhe = $1,70 \pm 0,5$ m, Körpermasse = $64,0 \pm 9,3$ kg) verwendet werden. Die Bland-Altman-Analyse zeigte, dass sich für nahezu alle Kurvenevents (Maxima und Minima) die Messabweichungen innerhalb der Limits of Agreement befanden. Der RMSE betrug $7,6 \pm 2,6^\circ$ für die linke und $6,9 \pm 3,1^\circ$ für die rechte Seite. Die SPM ergab signifikante Unterschiede in den gemessenen Winkelverläufen beider Systeme. Das betraf auf der linken Seite den Bereich zwischen 45 und 90 % ($p < ,001$) und die ersten sowie die letzten 3 % ($p = ,046$; $p = ,049$) und auf der rechten Seite den Bereich zwischen 45 – 80 % des Gangzyklus ($p = ,007$).

Feedbackwahrnehmung

Die Teilnehmenden bewerteten die Feedback-Version mit dem tieferen Pitch und der Schwungphasenbetonung (Soni1.2) in beiden Dimensionen (Information und Klangempfinden) am besten. (Tab. 3). Der Friedmann-Test ergab keinen signifikanten Unterschied zwischen den vier Versionen in der Informationsdimension ($p = ,901$), aber im Klangempfinden ($p = ,012$). Die ANOVA ergab einen signifikanten Effekt des Faktors Pitch (Tonhöhe) auf das Klangempfinden ($F = 9,22$; $p = ,005$), nicht aber für den Faktor Betonung. Für beide Dimensionen wurde keine Interaktion zwischen Tonhöhe und Betonung gefunden.

Tabelle 3: Deskriptive Ergebnisse der jeweiligen Vertonungsversion hinsichtlich des Ratings in den Dimensionen Information und Klangwahrnehmung.

Version	Betonung	Pitch	Dimension 1 (Information)	Dimension 2 (Klangwahrnehmung)
Soni 1.1	Schwung	hoch	4,5 ± 1,1	3,9 ± 1,4
Soni 1.2	Schwung	tief	4,7 ± 1,2	4,3 ± 1,4
Soni 2.1	Stand	hoch	4,4 ± 1,2	3,4 ± 1,3
Soni 2.2	Stand	tief	4,3 ± 1,3	3,8 ± 1,6

4.3.4 Fazit

Die Abweichungen zwischen beiden Systemen lagen im zu erwartenden Bereich verglichen mit ähnlichen Studien (Favre et al., 2009; Picerno et al., 2008; Cooper et al., 2009). Es zeigte sich weiterhin, dass der spatio-temporale Kurvenverkauf durch das Inertialsensorsystem reproduziert werden konnte.

Der zweite Teil der Studie zeigte, dass eine Variation des Parameters Tonhöhe das Klangempfinden beeinflusst. Es konnte kein Einfluss der Tonhöhe auf die Gangwahrnehmung (Information) gefunden werden. Die gedämpfte, schwungphasenbetonte Variante (Soni 1.2) wurde hinsichtlich beider Dimensionen am besten bewertet.

4.3.5 Darlegung des Eigenanteils

Die Autorin der Dissertation konzipierte die Studie in Absprache mit dem Betreuer des Promotionsvorhabens und Erstgutachter Prof. Dr. Klaus Mattes. Die Entwicklung des Prototyp Geräts (Sofigait) wurde von Roy Ploigt über die Firma BeSB (Berlin) realisiert. Die Autorin gab die vier Sonifikationsmodi vor und entwickelte den Sonifikationsratingbogen für den zweiten Studienteil. Die Proband:innenakquise wurde ebenfalls von der Autorin durchgeführt. Bei der Studiendurchführung wurde die Autorin von zwei Studierenden, C. D. im Rahmen eines Masterprojekts und J. F. im Rahmen einer Bachelor Arbeit, unterstützt. Die Autorin machte die Datenaufbereitung, wobei die Studierende J. F. bei der Übertragung der Ratingbögen

unterstützte. Die Autorin wertete alle erhobenen Daten eigenständig aus inklusive des Programmierens einer eigenen Auswerteroutine in Python für den statistischen Vergleich der Kniegelenkwinkelkurven. Die Autorin schrieb den Erstentwurf des Artikels, wobei Roy Ploigt bei dem Teil der technischen Beschreibung unterstützte. Der Erstgutachter Prof. Dr. Klaus Mattes übernahm das kritische Gegenlesen. Den Einreichungsprozess sowie die damit verbundenen Revisionen übernahm die Autorin.

4.4 Teilstudie 4: Effects of a two-week gait-sonification intervention on gait symmetry, gait specific cognitive representation and self-reported gait perception in individuals after total knee replacement: an explorative case study.

Dagmar Linnhoff, Nina Schaffert, Annika Rücker & Klaus Mattes

Online veröffentlicht am 06.02.2025 bei Auditory Perception and Cognition (IF: 0.6), Volume 8: Issue 1, Page Range: 56–75, DOI: 10.1080/25742442.2025.2460418

4.4.1 Problem- und Zielstellung

Sonifikation von Gangparametern als akustisches, bewegungssynchrones Feedback mit dem Ziel der Veränderung des Gangbilds einzusetzen scheint vielversprechend. Bislang liegen keine Studien vor, die die Auswirkungen eines Gangfeedbacks mittels Sonifikation bei Personen 12 Wochen nach künstlichem Kniegelenkersatz mit Blick auf die Bewegungsrepräsentation und die Wahrnehmung der Rezipienten untersucht.

Ziel dieser explorativen Fallstudie war es, die Wirksamkeit einer Feedbackintervention mittels Sonifikation des sagittalen Kniewinkelverlaufs für Personen 12 Wochen nach einer Knie-TEP zu untersuchen. Dabei wurden neben den Veränderungen des Gangbilds auch Veränderungen der mentalen Repräsentation sowie Veränderungen der Gangwahrnehmung und der Aufmerksamkeitslenkung betrachtet.

4.4.2 Methodisches Vorgehen

Studiendesign und Ablauf

Diese Studie wurde im Prä-Posttest-Design in einem Rehabilitationszentrum nahe Hamburg durchgeführt. Potenzielle Teilnehmende wurden durch Ansprache über das Personal des Rehabilitationszentrums rekrutiert. In Frage kamen Personen, die vor 12 Wochen (± 2 Wochen) einen unilateralen künstlichen Kniegelenkersatz erhalten hatten. Fünf Patient:innen (1 Mann, 4 Frauen; Durchschnittsalter: 61,2 Jahre) nahmen an der Studie teil. Sowohl zum Prä- als auch Posttest wurden die Gangsymmetrie über das Optojump-System (Microgate, Bozen, Italien) und die mentale Bewegungsrepräsentation über die strukturelle Dimensionsanalyse (SDA-M) (Schack et al., 2012) erhoben. Danach wurden kurze

Leitfadeninterviews (3 – 5 min) durchgeführt, die sich auf die Gangwahrnehmung, die Aufmerksamkeitsprozesse und die wahrgenommene Wirksamkeit des Feedbacks konzentrierten.

Intervention

Für die Intervention wurde der sagittale Kniewinkelverlauf mittels eines selbstentwickelten Systems (Sofigait) vertont (Sinusdauerton mit Schwungphasenbetonung). Es gab insgesamt fünf Feedbacktermine, die sich auf zwei bis drei Wochen verteilten. Diese Termine fanden im Rehabilitationszentrum immer im Anschluss an die regulären Termine des Rehabilitationssports statt.

Pro Sitzung wurden zwei Blöcke zu je fünf Minuten mit einer optionalen Pause durchgeführt. Die Feedbackblöcke wurden während des Gehens auf ebener Fläche durchgeführt. Die Patient:innen wurden instruiert, dass sich der Ton zwischen beiden Seiten möglichst gleich bzw. symmetrisch anhören solle.

Datenauswertung

Die aufgenommenen Gangdaten (Schrittlänge, Schrittzeit, Einzelstützzeit) wurden über alle erfassten Schritte gemittelt und die Gangsymmetrie wurde als Verhältnisindex (RI) zwischen betroffenem und nicht betroffenem Bein ermittelt. Dabei galt: $RI = |(1 - \text{betroffene Seite} / \text{nicht betroffene Seite})|$ (Viteckova et al., 2018).

Die gangspezifische mentale Repräsentation wurde mittels Invarianzanalyse verglichen. Ein Wert von $\lambda < 0,68$ zeigt, dass sich zwei Strukturen bei einem Alpha-Niveau von $\alpha = 0,05$ signifikant unterscheiden (Schack, 2012; Schack 2020).

Die Interviews über eine inhaltsstrukturierende Analyse (Kuckhartz, 2012, Mayring, 2016) ausgewertet.

4.4.3 Ergebnisse

Eine Patientin beendete die Studie aus persönlichen Gründen nicht. Bei allen Patient:innen und über alle Parameter verkleinerte sich der RI von Prä- zu Posttest oder blieb konstant. Die Struktur der mentalen Repräsentation unterschied sich bei zwei von drei Patient:innen signifikant zwischen Prä- und Posttest (P2: $\lambda = 0,67$ und P3: $\lambda = 0,63$). Bei allen drei Patient:innen ergaben sich Unterschiede in den gebildeten Clustern (Gruppierung der BACs).

Die Patient:innen beschrieben, dass ihre Aufmerksamkeit durch das akustische Feedback auf ihren Gang gelenkt wurde. Zwei Patient:innen berichteten, dass sich ihre Gangwahrnehmung während der des Gehens mit Feedback veränderte. Eine Patientin (P3) nahm auch im Alltag eine Veränderung hin zu einem besseren Gefühl für die eigene Gangsymmetrie wahr.

Insgesamt berichteten die meisten Patient:innen, dass sie das akustische Feedback als hilfreich empfanden, um ihr Gangbild zu verbessern.

4.4.4 Fazit

In der Studie konnten nur kleine Veränderungen der Gangsymmetrie zwischen Prä- und Posttest festgestellt werden, da die Patient:innen bereits in Prätest sehr symmetrisch gingen. Die mentale Repräsentation zeigte bei allen untersuchten Patient:innen Veränderungen zwischen Prä- und Posttest, die möglicherweise mit dem Gangfeedback zusammenhängen.

Es konnte weiterhin gezeigt werden, dass das Sonifikationsfeedback in der verwendeten Form die Aufmerksamkeitsprozesse verstärken kann. Es bleibt offen, wie die Dauer und Häufigkeit anzupassen sind, um überdauernde Effekte zu erzielen.

4.4.5 Darlegung des Eigenanteils

Die Autorin der Dissertation konzipierte die Studie in Absprache mit dem Betreuer des Promotionsvorhabens und Erstgutachter Prof. Dr. Klaus Mattes. Die Durchführung sowie die Proband:innen-Akquise wurde von der Studierenden Annika Rücker im Rahmen einer Bachelorarbeit durchgeführt. Die Autorin führte alle Messungen zu den insgesamt neun Messterminen mit Unterstützung der Studierenden Annika Rücker durch. Die Interventionstermine wurden von der Studierenden im Rahmen der Bachelor Arbeit durchgeführt. Die Datenaufbereitung und Datenauswertung wurden von der Autorin selbst durchgeführt. Die Studierende Annika Rücker wertete einen weiteren Teil der Daten für ihre Bachelorarbeit mit Hilfe der Autorin aus, der jedoch nicht Teil des Artikels war. Die Autorin schrieb den Erstentwurf des Artikels und Prof. Dr. Klaus Mattes sowie Dr. Nina Schaffert übernahmen die kritische Begutachtung. Die Endfassung des Artikels wurde von der Autorin finalisiert und eingereicht. Die im Zuge der Veröffentlichung geforderten Revisionen übernahm ebenfalls die Autorin mit Unterstützung von Dr. Nina Schaffert.

5 Darstellung der Ergebnisse und deren Erkenntnisgewinn

Der Forschungsarbeit lagen vier forschungsleitende Fragestellungen zu Grunde, deren Ergebnisse in den folgenden Unterkapiteln 5.1 bis 5.4 hinsichtlich ihres Erkenntnisgewinns für das Gesamtprojekt dargestellt werden.

5.1 *Bisherige Umsetzung akustischen Feedbacks in der Gangtherapie*

Die erste Fragestellung befasste sich mit den Methoden, die bisher genutzt wurden, um eine Veränderung des Gangbildes über ein akustisches Gangfeedback zu erreichen und welche Erkenntnisse zu motorischem Lernen sich daraus ableiten lassen.

Durch das Review konnten insgesamt elf Studien identifiziert werden, die eine Veränderung des Gangbilds durch akustisches Feedback untersuchten (Aurin et al., 2003; Horsak et al., 2016; Femery et al., 2004; Isakow et al., 2006; Kassover et al., 1986; Montoya et al., 1994; Redd et al., 2012; Riskowski et al., 2009; Roger et al., 2014; Schwachmeyer et al., 2015; Zanotto et al., 2013). Weitere drei Studien konzentrierten sich auf den Laufsport und untersuchten Effekte eines akustischen Feedbacks bei Läufer:innen (Cheung & Davis, 2011; Ericsson et al., 2011; Wood et al., 2014). Es stellten sich zwischen den Studien Unterschiede im Studiendesign sowie der Umsetzung des Feedbacks heraus.

5.1.1 *Interventionsdauer und Feedbackfrequenz*

Ein wichtiger Unterschied im Studiendesign der gangbezogenen Studien betrifft die Interventionsdauer und relative Häufigkeit der Sitzungen sowie den Zeitpunkt der Erfassung der Veränderungen im Gangbild. Bei vier Studien handelte es sich um Interventionsstudien, bei denen das Gehen mit dem akustischen Feedback an mehreren Terminen separat geübt wurde (Aurin, 2003: 20 Sessionen in 10 Tagen; Isakov et al., 2006: 4 Sessionen in 14 Tagen; Kassover et al., 1986: 16 Sessionen in 8 Wochen; Montoya et al., 1994: 8 Sessionen in 4 Wochen). In drei der Studien konnte eine signifikante Veränderung des Gangbilds in einem Prätest direkt nach der letzten Feedbackgabe als Aneignungseffekt gezeigt werden. Aurin et al. (2003) zeigten eine 77,8 % Vergrößerung der Schrittweite bei 16 Personen mit Hemiparese, Isakov et al. (2006) konnten bei 42 orthopädischen Patient:innen in der Vollbelastungsphase die Gewichtsübernahme des operierten Beins um 7,9 kg erhöhen und Montoya et al. (1994) ermittelten eine 62,7% Vergrößerung der Schrittlänge bei 16 Personen mit Hemiparese. Ein Retentionstest mit einem Abstand von mindestens 24 Stunden nach der letzten Übungssession (Müller & Blischke, 2009; Olivier et al., 2013) wurde in nur einer gangspezifischen Studie bei einer Stichprobe von 4 Kindern mit neurologischem Störungsbild durchgeführt (Kassover et al., 1986). Für diese Stichprobe konnten die Autoren nach drei Monaten bleibende Veränderungen in der Ganggeschwindigkeit und Schrittlänge nachweisen. Die sechs verbleibenden Studien (Horsak et al., 2016; Femery et al., 2004; Redd et al., 2012; Riskowski et al., 2009; Roger et al., 2014; Schwachmeyer et al., 2015) hatten das Ziel, eine

Veränderung des Gangbilds während der Feedbackgabe (Ansteuerungseffekte) zu untersuchen, jedoch keine Lerneffekte im Sinne der Aneignung ohne Feedbackgabe.

Bei allen gesichteten Studien, abgesehen von zwei laufspezifischen Studien (Cheung & Davis, 2011; Ericson et al., 2011) kam eine 100 % Feedbackfrequenz zum Einsatz. Cheung und Davis (2011) setzten einen Feedbackplan ein, bei dem in insgesamt 8 Sessionen über zwei Wochen die Feedbackfrequenz ab der vierten Session reduziert wurde. Die Studie zeigte bei drei Läuferinnen, dass sie ihre veränderte Lauftechnik auch nach drei Monaten beibehielten. Ericson et al. (2011) fanden im Vergleich zwischen einem 100 % Feedback und einem Summary Feedback (nach jedem achten Versuch) keine Unterschiede in der Ansteuerung. Für die Aneignung lässt sich aus den gesichteten Studien zum Gehen (Aurin, 2003; Isakov et al., 2006; Montoya et al., 1994) ein positiver Effekt einer 100 % Feedbackfrequenz bestätigen.

Damit bleibt festzuhalten, dass für das Gehen überdauernde Lerneffekte bei einer Interventionsdauer von 8 Wochen mit zwei Sessionen pro Woche und 100 % Feedbackfrequenz gezeigt werden konnten. Für das Laufen ließen sich überdauernde Lerneffekte bei einer Interventionsdauer von 2 Wochen mit 4 Sessionen pro Woche und einer progressiv reduzierten Feedbackfrequenz nachweisen.

Effekte der Bewegungsaneignung direkt nach der Feedbackgabe konnten bereits nach 10 Tagen mit einer Sitzung an jeden zweiten Tag sowie bei vier Wochen Interventionsdauer mit zwei Sitzungen pro Woche gezeigt werden. Für orthopädische Patient:innen wurden Veränderungen in der Gewichtsverteilung bei einer Dauer von 14 Tagen und einer Häufigkeit von 2 Sitzungen pro Woche gezeigt.

5.1.2 Form und Informationsgehalt sowie Valenz des Feedbacks

Wie das Review weiterhin zeigte, wurde in elf der gesichteten Studien akustisches Gangfeedback in Form eines qualitativen Feedbacks mit positiver oder negativer Valenz (Fehlerfeedback) genutzt. Dabei wird ein akustisches Signal verwendet, das den Rezipienten über das Erreichen (positive Valenz) oder das Über- bzw. Unterschreiten eines vorher festgelegten Sollwertes (negative Valenz) für einen Gangparameter informiert. Der Gangparameter wurde dabei immer mit direktem Bezug zum Lernziel ausgewählt (z. B. eine größere Schrittlänge durch ein Schrittlängenfeedback) und direkt nach der Bewegungsausführung rückgemeldet.

Ein Feedback mit negativer Valenz in Form von Warnsignalen wurde in den gesichteten Studien verwendet, um eine zu geringe Schrittweite zu signalisieren (Aurin, 2003), um die Gewichtsverteilung zu beeinflussen (Femery et al., 2004), um Asymmetrien in der Schrittlänge (Montoya et al., 1994) sowie in der Bodenkontaktzeit (Redd et al., 2012) aufzuzeigen und um die Belastung im Kniegelenk zu reduzieren (Riskowski et al., 2009). Drei Studien konnten

positive Effekte des Fehlerfeedbacks auf die Ansteuerung während der Feedbackgabe zeigen (Femery, 2004; Redd, 2012; Riskowski, 2009) und zwei auf die Aneignung kurz nach der Feedbackgabe (Aurin, 2003, Montaya, 1994).

Ein Feedback mit positiver Valenz wurde in zwei Studien verwendet. Isakov (2007) setzten in ihrer Interventionsstudie an orthopädischen Patient:innen ein akustisches Signal beim Erreichen einer gewünschten Gewichtsübernahme auf das operierte Bein ein. Kassover et al. (1986) nutzten ein positives Signal bei Fersenkontakt für Kinder mit neurologisch gestörtem Gangbild. In beiden Studien konnten kurzfristige Lerneffekte gezeigt werden, bei Kassover et al. (1986) zusätzlich überdauernde Lerneffekte (3 Monate).

Ein akustisches Feedback durch die bewegungssynchrone Vertonung von Gangparametern wurde in drei der gesichteten gangspezifischen Studien eingesetzt (Horsak et al., 2016; Rodger et al., 2014, Zanotto et al., 2013). Das Sonifikationsfeedback konzentrierte sich in den vorliegenden Studien ebenfalls auf die zu verändernden Gangparameter. Alle drei Studien wurden an Menschen ohne Gangbeschwerden durchgeführt. Bei Horsak et al. (2016) wurde die Abrollbewegung des Fußes mit verschiedenen Klangmodellen vertont. Rodger et al. (2014) nutzen eine sinusbasierte Vertonung, um die Schwungphase eines Beins akustisch abzubilden. Zanotto et al. (2013) verwendeten eine vokalbasierte Klangsynthese, um die Knie- und Hüftwinkelverläufe zu vertonen. In allen drei Studien wurde die Bewegungsansteuerung untersucht. Damit konnte das Überprüfen von Lerneffekten (sowohl Aneignung als auch überdauerndes Lernen) bei gangbezogenem Sonifikationsfeedback als Forschungslücke identifiziert werden.

5.1.3 Erkenntnisgewinn für das Gesamtprojekt

Durch das Review konnte aufgezeigt werden, dass in der vorliegenden Literatur für die Interventionsdauer und Feedbackfrequenz bei einem valenzhaltigen Gangfeedback einige Befunde zu Lerneffekten vorliegen. Für orthopädische Patient:innen konnten bei einer Interventionsdauer von mindestens zwei Wochen mit zwei Sitzungen pro Woche Veränderungen des Gangbilds erreicht werden. Zur notwendigen Interventionsdauer und Anzahl von Sitzungen für einen überdauernden Effekt fehlen aussagekräftige Studien bislang.

Bezüglich der Feedbackfrequenz legen die gesichteten Studien nahe, in der frühen Phase mit einer hohen relativen Frequenz zu arbeiten, um einen Lerneffekt zu erzielen. Im Verlauf sollte die relative Häufigkeit reduziert werden, um Automatisierungsprozesse zu begünstigen. Der geeignete Zeitpunkt für die Reduzierung konnte aus den Studien nicht ermittelt werden. Es ist aber naheliegend, die Feedbackfrequenz erst zu reduzieren, wenn eine Bewegungsveränderung auch ohne Feedbackgabe realisierbar ist.

Für ein Sonifikationsfeedback konnten keine Studien zur Aneignung oder zum überdauernden motorischen Lernen gefunden werden. Um Lerneffekte durch ein Sonifikationsfeedback seitens der Bewegungsausführung und der Bewegungsrepräsentation bei orthopädischen Patient:innen zu untersuchen, sollten die Effekte nach einer Interventionsdauer von mindestens zwei Wochen, bei mindestens zwei Terminen pro Woche überprüft werden. Zur Sicherung von Ansteuerungseffekten ist eine hohe relative Feedbackhäufigkeit sinnvoll. Das Sonifikationsfeedback sollte analog zu den bisherigen Studien so umgesetzt werden, dass es bewegungssynchron den bewusztzumachenden Gangparameter rückmeldet. Im Fall von orthopädischen Patient:innen nach künstlichem Gelenkersatz wäre das die Bewegung des Kniegelenks.

5.2 Die mentale Repräsentation von Personen 12 Wochen nach künstlichem Gelenkersatz

Die zweite Fragestellung befasste sich mit der Problematik, ob und wie sich die mentale Repräsentation 12 Wochen nach der Operation zwischen Knie-TEP-Patient:innen, Hüft-TEP-Patient:innen und einer gleichaltrigen nicht-gangeingeschränkten Kontrollgruppe unterscheidet.

5.2.1 Erfassung der mentalen Repräsentation

Um motorisches Lernen auf Ebene der Gedächtnisstruktur zu erfassen, kann die Struktur der mentalen Repräsentation über die Strukturdimensionsanalyse mentaler Repräsentationen (SDA-M) (Schack, 2012) dargestellt werden. Die Struktur der mentalen Repräsentation im Bewegungskontext zeigt auf, wie die Teilbewegungen einer Zielbewegung im Gedächtnis hierarchisch organisiert sind. Dafür nutzt die SDA-M eine Splitting-Prozedur, bei der die Teilnehmenden alle Teilbewegungen bzw. Basic Action Concepts (BACs) der Gesamtbewegung paarweise als funktional zusammengehörig oder nicht-zusammengehörig kategorisieren.

Als BACs für die SDA-M wurden analog zu den vorherigen Studien (Jacksteit et al., 2018; 2019; Stöckel et al., 2015), die acht Gangphasen des Funktionsphasenmodells nach Perry und Burnfield (2010) genutzt. In der Literatur wird eine verbalisierte Form von BACs, wie sie in Lernstudien (z. B. Frank et al., 2013; 2016) verwendet wurde, als gleichermaßen einsetzbar beschrieben wie Bilder als BACs zu nutzen (Schack, 2012). Um Unterschiede in der mentalen Repräsentation des Gehens aufzuzeigen, erschien die Perspektive der Bewegungsausführung (Bewegungsbeschreibungen) sinnvoll, da eine Person sich dadurch mit der eigenen Bewegung auseinandersetzen muss.

Die eigene Studie nutze erstmals eine verbalisierte Form der acht Gangphasen nach Perry und Burnfield (2010) zur Erfassung der mentalen Repräsentation des Gehens. Die Ergebnisse

zeigten, dass die SDA-M in der verbalisierten Version Resultate erzielt, die in Einklang mit der Modellstruktur zu bringen sind. Die nicht-gangeingeschränkte Stichprobe zeigte eine Struktur, die bis auf eine nicht zugeordnete Gangphase (BAC 7- mittlere Schwungphase), den funktionalen Aufgaben des Gangs: Aufnahme der Körperlast, monopedaless Stützen und Vorschwingen des Beins (Perry & Burnfield, 2010) (Abb. 1) entsprach. Eine Erkenntnis der eigenen Studie ist demnach, dass durch eine verbalisierte Darbietung der Gangphasen das gangspezifische Bewegungswissen mittels SDA-M differenziert erfasst werden kann.

5.2.2 Unterschiede in der mentalen Repräsentation

Im Vergleich der Knie-TEP versus der Hüft-TEP Gruppe unterschied sich deren mentale Repräsentation erwartungsgemäß. Im Vergleich zur Kontrollgruppe ohne Gangbeschwerden differierte die mentale Repräsentation von der Hüft-TEP Gruppe ebenfalls. Zwischen der Kontrollgruppe und der Knie-TEP Gruppe konnte kein Unterschied gezeigt werden. Während die Personen nach Hüft-TEP zwei funktionelle Cluster bildeten, unterschieden die Personen nach Knie-TEP und die Kontrollgruppe drei funktionelle Cluster (Abb. 2). Der selbstempfundene Funktionszustand des Gelenks unterschied sich zwar deskriptiv um acht Punkte, jedoch war dieser Unterschied statistisch nicht signifikant. Somit konnte festgestellt werden, dass im Gegensatz zum selbstempfundenen Gelenkzustand die Ergebnisse der SDA-M einen Unterschied zwischen Knie- und Hüft-TEP Patient:innen zeigten.

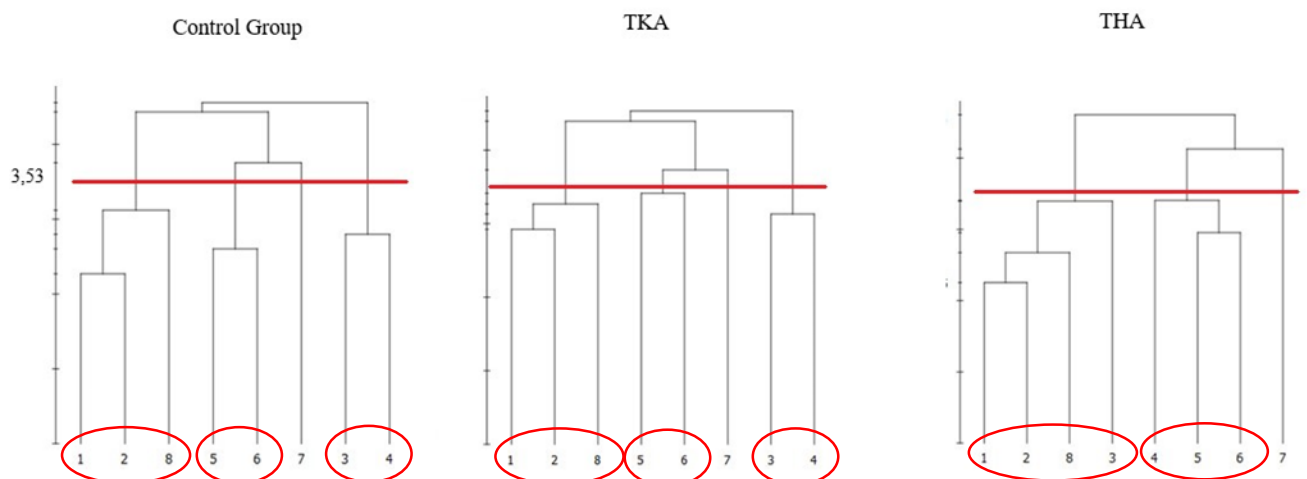


Abbildung 2: Gruppendendrogramme der Kontrollgruppe (links), Knie-TEP (TKA)-Gruppe (Mitte) und Hüft-TEP (THA)-Gruppe (rechts). Die y-Achse repräsentiert die Distanz zwischen den basic action concepts (BACs). Die rote Linie ist die kritische Distanz (dkrit) von 3,53. BACs unter dieser Linie werden als statistisch zusammengehörig betrachtet. Die Zahlen stellen die BACs dar: (1) Initialer Kontakt, (2) Stoßdämpfungsphase, (3) mittlere Standphase, (4) terminale Standphase, (5) Vorschwungphase, (6) initiale Schwungphase, (7) Mittlere Schwungphase, (8) terminale Schwungphase.

5.2.3 Erkenntnisgewinn für das Gesamtprojekt

Aus dieser Teilstudie lässt sich folgern, dass die SDA-M in der verbalisierten Form sich für den Einsatz in einer gangspezifischen Studie eignet. Die Ergebnisse für die gesunde Personengruppe und die Gruppe nach Hüft-TEP stehen im Einklang mit den Erwartungen und

entsprechen inhaltlich denen der bisher durchgeführten querschnittlichen Studien (Jacksteit, 2019; Stöckel, 2015).

Eine weitere Erkenntnis war, dass sich die mentale Repräsentation der Personen 12 Wochen nach Knie-TEP, die die primäre Zielgruppe dieser Studie sind, nicht von der der Personen ohne Gangeinschränkung unterschied. Aufgrund der ansonsten schlechteren funktionalen Outcomes von Personen nach Kniegelenkersatz ist die Eignung der Patient:innen nach Knie-TEP als Zielgruppe für die Intervention weiterhin gegeben.

5.3 Erprobung des inertialsensorbasierten Sonifikationssystems Sofigait

Inertialsensorbasierte Systeme zur Messung von Gangparametern sind zwar kommerziell erhältlich (z. B. Rehagait, Hasomed), jedoch ohne die Daten auch bewegungssynchron zu vertonen. Aus diesem Grund wurde in Zusammenarbeit mit der Firma BeSB (Berlin) ein inertialsensorbasiertes Prototypsystem (Sofigait) entwickelt. Dieses wurde als dritte Teilstudie dieser Forschungsarbeit hinsichtlich der Kriteriumsvalidität für die Messung des sagittalen Kniewinkelverlaufs mit dem Goldstandardsystem (Vicon, Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK) (Cappozzo et al., 2005; Stief et al., 2018) verglichen. Weiterhin wurden Unterschiede in der Informationswahrnehmung und dem Klangempfinden zwischen vier systematisch variierten Sonifikationsvarianten für den vorgesehenen Einsatz zur Gangsonifikation überprüft.

5.3.1 Validität der Kniewinkelverlaufsmessung

Für Sofigait wurde in dieser Studie ein RMSE $7,6^\circ \pm 2,6^\circ$ (linke Seite) und $6,9^\circ \pm 3,1^\circ$ (rechte Seite) ermittelt. Diese Ergebnisse lassen sich mit Befunden aus anderen Vergleichsstudien zwischen inertialsensorbasierten und optoelektronischen Gangmesssystemen in Bezug bringen. Das wird im folgenden Kapitel (6.3) vertieft dargestellt.

Ergänzend zeigten die Ergebnisse der SPM (Abb. 3b, d) sowie der Bland-Altman-Analyse, dass vor allem im Maximum der Winkelverlaufskurve die Werte zwischen beiden Systemen mehr als 10° voneinander abweichen. Es muss demnach hinsichtlich der Validität festgestellt werden, dass die absoluten Winkelwerte durch das Sofigait-System nicht vergleichbar mit dem Vicon System reproduziert werden.

Der visuelle Vergleich der Kurvenverläufe zwischen Vicon und Sofigait (Abb. 3a, c) zeigt, dass beide Kurven eine zeitlich synchrone Abfolge von lokalen und globalen Maxima und Minima aufwiesen. Unterschiedlich war nur der Betrag der Extremstellen (insbesondere bei der maximalen Kniebeugung). Für den vorliegenden Zweck, die Winkelwerte in ein bewegungssynchrones akustisches Signal umzusetzen, zeigte sich die Kniewinkelverlaufsmessung des Sofigaitsystems daher in dieser Teilstudie als hinreichend valide.

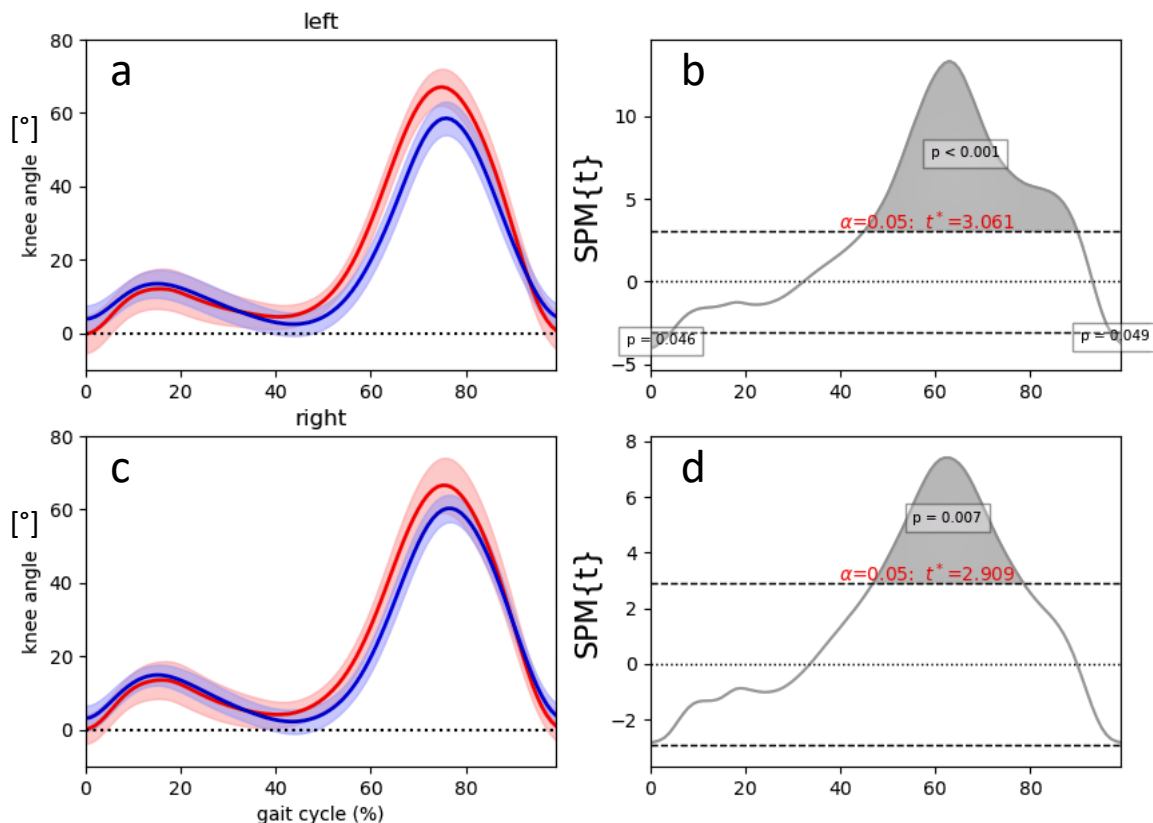


Abbildung 3: Ergebnisse der SPM-Analyse: (a, c) mittlere Kurven (durchgezogene Linien) und SD (Schattierungen), x-Achse = Kniewinkel in Grad ($^{\circ}$), y-Achse = % des Gangzyklus; (b, d) SPM-Ergebnisse bei α -Niveau (.05) basierend auf der t-Verteilung (gepunktete Linien), p-Werte, x-Achse = t-Werte, y-Achse = % des Gangzyklus.

5.3.2 Erprobung verschiedener Varianten der Gangsonifikation

Für die Klanggestaltung des Sonifikationsfeedbacks wurde experimentell überprüft, ob sich eine Veränderung der Kombination aus Tonhöhe und Betonung auf die Feedbackwahrnehmung auswirken. Durch eine systematische Variierung der Vertonungsdimensionen Tonhöhe (Pitch) und der Betonung (Standphasen- oder Schwungphasenbetont) konnte Aufschluss über die Bedeutung dieser beiden Dimensionen für die Wahrnehmung des Feedbacks gewonnen werden. Die Feedbackwahrnehmung wurde dabei einerseits auf informativer Ebene als auch auf affektiver Ebene erfasst.

Aus den Ergebnissen der subjektiven Ratings konnte gezeigt werden, dass sich die Tonhöhe auf das Klangempfinden auswirkte, jedoch nicht auf die Gangwahrnehmung. So führte ein um eine halbe Oktave gedämpfter Ton erwartungskonform zu einem besseren Klangempfinden. Nicht bestätigt werden konnte die Annahme, dass eine Reduzierung des Pitches um eine halbe Oktave zu einer schlechteren Wahrnehmbarkeit einer Gangasymmetrie führt.

5.2.3 Erkenntnisgewinn für das Gesamtprojekt

Durch die durchgeführte Teilstudie konnte gezeigt werden, dass das Sofigait System sich in seiner Messgenauigkeit für den Zweck der Kniewinkelvertonung eignet.

Für die Klanggestaltung erwies sich ein gedämpfter Ton in Kombination mit einer Betonung der Schwungphase am geeignetsten, um den sagittalen Kniewinkelverlauf als akustisches Gangfeedback zu nutzen. Es konnte kein Effekt der Betonung oder Tonhöhe auf die Gangwahrnehmung gezeigt werden, was bedeutet, dass alle Varianten für die Rezipienten ähnlich informativ waren. Im Unterschied dazu wurde die Klangwahrnehmung, als affektive Komponente, durch die Tonhöhe beeinflusst. Diese Erkenntnis ist für die Anwendung der Sonifikation als Bewegungsfeedback von Bedeutung.

5.4 Auswirkungen des Gangsonifikationsfeedbacks bei Knie-TEP Patient:innen

Die vierte Teilstudie befasste sich mit dem Einfluss des gangbezogenen Sonifikationsfeedbacks durch die Vertonung des sagittalen Kniewinkelverlaufs auf die Gangsymmetrie, die mentale Repräsentation sowie das subjektive Empfinden und die Bewegungswahrnehmung bei Personen ca. 12 Wochen nach Knie-TEP.

Zur Beantwortung der Fragestellung wurde das vorher entwickelte und getestete Gangsonifikationsfeedback an einer Stichprobe von fünf Patient:innen in einer Interventionsstudie mit fünf Interventionsterminen hinsichtlich seiner Auswirkungen untersucht. Dabei wurden die Gangsymmetrie und die mentale Repräsentation erfasst. Zusätzlich wurden die Patient:innen durch teilstrukturierte Interviews zu Wahrnehmungs- und Aufmerksamkeitsprozessen befragt. Aufgrund der geringen Stichprobengröße kamen hier keine inferenzstatistischen Verfahren zum Einsatz.

5.4.1 Auswirkungen auf das Gangbild

In der vierten Teilstudie konnte im Mittel von vier Patient:innen tendenziell eine Entwicklung hin zu einer höheren Gangsymmetrie in den erhobenen Gangparametern gefunden werden. Bei allen vier Patient:innen lag bereits im Prätest eine geringe Abweichung zwischen links und rechts von unter fünf Prozent vor (Tab. 4).

Bei einer Patientin (P3) konnten die nach Hatfield et al. (2011) sowie Mootanah et al. (2013) typischen Gangasymmetrien nach künstlichen Kniegelenkersatz im Prä-Test gefunden werden. Diese Patientin zeigte eine kleinere Schrittlänge des nicht-operierten Beins gepaart mit einer verkürzten Einbeinstandzeit des operierten Beins. Diese Asymmetrien lagen zwar auch in einem eher kleinen Bereich (0,07 und 0,11), waren jedoch größer als die der anderen Patient:innen. Diese Patientin wies im Vergleich die größte Reduktion der Asymmetrie in beiden Parametern nach der Intervention auf.

Aus diesen Ergebnissen kann geschlossen werden, dass durch das Gangfeedback eine Verbesserung der Gangsymmetrie bei Knie-TEP Patient:innen, die ein asymmetrisches Gangbild aufweisen, erreicht werden kann.

Tabelle 4: Symmetrieindex als Ratio Index (RI) zwischen betroffener und nicht betroffener Seite.

Person (betroffene Seite)	RI Schrittlänge		RI Schrittzeit		RI Einzelstützzeit	
	pre	post	pre	post	pre	post
P1 (r)	0,03	0,01	0,02	0,01	0,04	0,02
P2 (r)	0,01	0,01	0,02	0,00	0,04	0,03
P3 (l)	0,07	0,02	0,00	0,00	0,11	0,02
P5 (r)	0,00	0,00	0,02	0,01	0,00	0,04
MW ± SD	0,03 ± 0,03	0,01 ± 0,01	0,02 ± 0,01	0,01 ± 0,01	0,05 ± 0,04	0,03 ± 0,01

5.4.2 Auswirkungen auf die mentale Repräsentation

Eine Veränderung der Struktur der mentalen Repräsentation konnte für drei Patientinnen untersucht werden. Bei zwei der drei Patientinnen (P2 und P3) war eine signifikante Veränderung der Struktur der mentalen Repräsentation vor und nach der Intervention festzustellen ($\lambda < .68$), während das bei einer Patientin (P1) nicht der Fall war (Abb. 4). Mit Referenz auf das Phasenmodell (Perry & Burnfield, 2010) lassen die von den Patientinnen gebildeten funktionalen Cluster weder auf eine Verbesserung (im Sinne einer funktionaleren Struktur) noch auf eine Verschlechterung der Struktur der mentalen Repräsentation schließen.

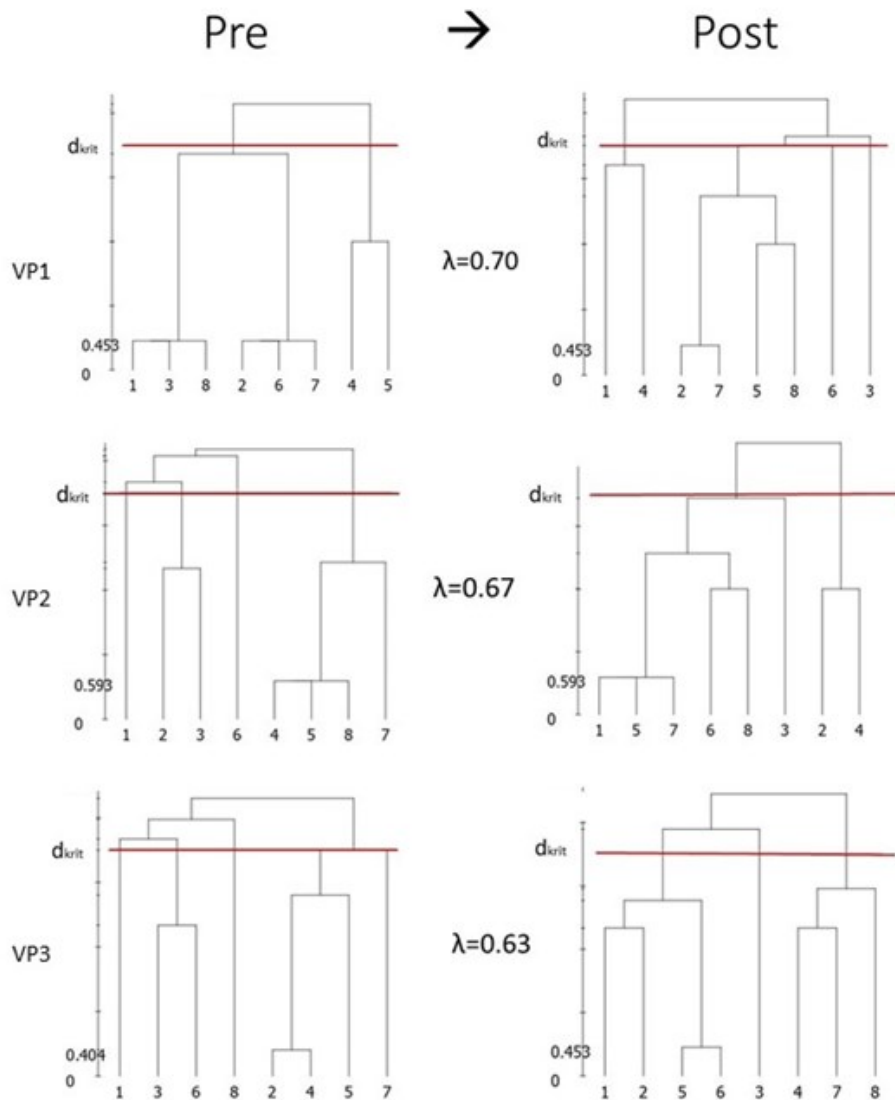


Abbildung 4: Gangspezifische mentale Repräsentationsstrukturen für 3 Teilnehmende (P1, P2, P3) im Vergleich zwischen Prä- (links) und Posttest (rechts). Das Invarianzmaß λ gibt die statistische Unterschiedlichkeit zwischen der Struktur zum Prä- und Posttest an. Ein $\lambda < .68$ bedeutet, dass sich zwei Strukturen auf dem Signifikanzniveau 0,05 voneinander unterscheiden. Die rote Linie zeigt den kritischen Abstand (d_{krit}) von 3,56 an. Die unter der Linie verbundenen BACs sind statistisch miteinander verbunden (geclustert). Die Zahlen geben die BACs an: (1) Initialkontakt, (2) Belastungsübernahme, (3) mittlere Standphase, (4) terminale Standphase, (5) Vorschwungphase, (6) initiale Schwungphase, (7) mittlere Schwungphase, (8) terminale Schwungphase.

5.4.3 Auswirkungen auf die Aufmerksamkeit und Gangwahrnehmung

Durch die Interviews mit vier Patient:innen war es erstmals möglich, einen Einblick in die Effekte der Gangsonifikation auf Aufmerksamkeitsprozesse und Gangwahrnehmung sowie die selbstempfundene Effektivität der Intervention zu bekommen.

Aufmerksamkeitsprozesse

Die Patient:innen berichteten mehrheitlich, dass die Aufmerksamkeit beim Gehen mit der Gangsonifikation durch den Ton auf die Bewegung gelenkt wurde. „Also eigentlich war meine Konzentration sehr auf meinem Gangbild. So auf meine Gleichmäßigkeit des Gehens [...] ich merkte

sofort, wenn die Gleichmäßigkeit nicht mehr war, weil die Töne dann nicht so gleichmäßig kamen“ (P2). Wobei der Gang dabei in den meisten Fällen auch mit dem Ton assoziiert werden konnte. „Also, wenn der Ton gut war, dann möchte ich natürlich beim nächsten Schritt, dass der Ton auch wieder gut ist und das würde ich sagen, kombiniert so mit dem Ton und dem Gang.“ (P3)

Die Patient:innen gaben an, sich an dem Ton zu orientieren und durch den Ton Asymmetrien wahrnehmen zu können. Die Herstellung der Assoziation hängt dabei auch von der Wahrnehmung der Bewegungssynchronität ab. Ein Patient empfand das Feedback als ablenkend und konnte es nicht mit dem eigenen Gang verknüpfen. *„Ich hatte so den Eindruck, dass der Piepton etwas später kommt also irgendwie nicht synchron mit dem Gehen ist [...] das habe ich einfach ausgeblendet und dann bin ich einfach so gelaufen als wenn alles wie immer ist. Weil mich das sonst ein bisschen irritiert hat.“ (P5)*

Ein weiterer essentieller Faktor ist die intraindividuell unterschiedliche Fähigkeit sich zu konzentrieren, die beispielsweise auch von der Tageszeit abhängen kann *„So montagabends war es schwieriger das Gehen zu hören. Also das verändert sich auch mit der Tageszeit, ob man das gut hört.“ (P1)*

Bewegungswahrnehmung

Eine Patientin berichtete, dass das Sonifikationsfeedback ihre Gangwahrnehmung auch im Alltag verbessert hat *„Ich finde schon man achtet da mehr drauf. „Also vorher war man mehr so ein bisschen in Schonhaltung und jetzt denkt man immer „Denk an den Piep“ und man ruft sich das immer wieder so ab.“ (P3)* Dieser Befund weist darauf hin, dass durch die Gangsonifikation eine überdauernde Verbesserung der Gangwahrnehmung als Ergebnis eines Lernprozesses stattgefunden hat.

Zwei weitere Patient:innen berichteten, dass ihre Gangwahrnehmung während der Interventionstermine durch die Sonifikation zwar verstärkt wurde, sich jedoch die Gangwahrnehmung im Alltag nicht wesentlich verändert habe. *„Nein, das hatte ich eigentlich nur während des Ganzen, was ich da gemacht habe. Weil ich auch gar nicht mehr an den Gang oder sowas denke.“ (P1)* Als Begründung wurde die Interventionsdauer und die Anzahl der Interventionstermine angeführt. *„Ich glaub es müsste viel häufiger dann sein dann [...] also das müsste wesentlich mehr in dem Alltag integriert sein, dass man da das dann hört und nicht nur in so Übungssituationen.“ (P2)*

Durch diese Ausführungen wird deutlich, dass das angewendete Sonifikationsfeedback zu einer Verstärkung der Bewegungswahrnehmung führt, welche die Verbesserung der Bewegungswahrnehmung unterstützen kann. Die Interventionszeit und Anzahl an Terminen könnten Mediatoren sein.

Selbstempfundene Effektivität des Sonifikationsfeedbacks

Alle Teilnehmenden, abgesehen von einem Patienten, haben die Intervention mit dem Sonifikationsfeedback als hilfreich für sich eingeordnet und hätten das, sofern es angeboten würde, auch gern weitergemacht. *„Also es war schon hilfreich dahin, dass man seinen Gang ganz anders wahrgenommen hat [...] das würde ich auf jeden Fall weiter dazu nehmen.“* (P1) Eine Patientin war so überzeugt, dass sie es positiv gegenüber anderen Personen erwähnte. *„Also ich fand, dass es für mich sehr hilfreich war. Ich würde es auch immer wieder mitmachen. Würde ich auch jedem empfehlen. Ich habe das auch meinem Orthopäden erzählt und der fand das auch ganz interessant und toll. Ich habe da viel Positives draus gezogen.“* (P3) Gerade dieses letzte Statement verdeutlicht, dass der Ansatz weiterverfolgt werden sollte, da es aus Sicht der Personen, die es genutzt haben, geholfen hat.

5.4.4 Erkenntnisgewinn für das Gesamtprojekt

Durch die vierte Teilstudie war es möglich, an einer kleinen Stichprobe von Knie-TEP Patient:innen die Auswirkungen des selbstentwickelten Gangfeedbacks auf Ebene der Bewegung, der Gedächtnisstruktur und der subjektiven Wahrnehmung zu studieren. Dabei stellte sich heraus, dass eine Auswirkung der Gangsonifikation auf das Gangbild nur bedingt feststellbar war. Es fehlte hier die Voraussetzung (in Form einer vorliegenden Gangasymmetrie), um in allen Fällen einen Effekt zu zeigen.

Für die mentale Repräsentation konnten Veränderungen im Prä- und Posttest gezeigt werden. Ob sich dabei eine funktionellere Struktur ausbildet, muss auf Basis von fünf Terminen und der geringen Stichprobe offenbleiben.

In den Interviews wurden Hinweise darauf gefunden, dass durch die Gangsonifikation die Aufmerksamkeit auf die Bewegung gelenkt und so die Gangwahrnehmung verstärkt wird. Der ausgewählte Ton konnte mit dem Gang assoziiert werden. Diese Assoziation ist bei einem abstrakten Feedback, durch Parameter-Mapping-Sonifikation Voraussetzung, um den Lerneffekte zu erreichen.

Die Teilstudie konnte Effekte der Intervention auf das Gangbild zwar kaum zeigen, jedoch lassen die Veränderungen der mentalen Repräsentation sowie die Ausführungen der Patient:innen zu Aufmerksamkeits- und Wahrnehmungsprozessen einen Effekt der Gangsonifikation auf den motorischen Lernprozess vermuten.

6 Gesamtdiskussion

Übergreifendes Ziel dieser theoretisch-empirischen Arbeit war es, ein akustisches Gangfeedback zu entwickeln und zu erproben, um das Gangbild bei Personen nach künstlichem Kniegelenkersatz nachhaltig zu beeinflussen. Nachfolgend werden die Ergebnisse in den folgenden Abschnitten hinsichtlich der zugrundeliegenden Forschungsfragen diskutiert.

6.1 *Auswirkung von akustischem Feedback auf den motorischen Lernprozess*

6.1.1 *Interventionsdauer und Feedbackfrequenz*

Hinweise auf eine Wirksamkeit akustischen Feedbacks zur überdauernden Veränderung des Gangbilds lieferten alle gesichteten Interventionsstudien, indem sie Effekte auf die Bewegungsaneignung, in Form einer Gangbildveränderung kurz nach der Feedbackgabe, zeigten. Durch die erste Teilstudie konnte bezüglich der Interventionsdauer aufgezeigt werden, dass im Fall orthopädischer Patient:innen eine Intervention von zwei Wochen mit zwei Sitzungen pro Woche Lerneffekte hervorrufen konnte (Isakov et al., 2006). Die Patient:innen behielten ein verändertes Gangbild auch nach Wegnahme des Feedbacks bei. Das entspricht einem frühen Stadium im motorischen Lernprozess in dem eine perzeptive Spur der Bewegung als Kontrollinstanz ausgebildet werden konnte (Adams, 1971; Daus, 1992).

Ein Überdauerndes Lernen durch Retentionstests mehrere Wochen nach Beendigung der Intervention wurde nur bei Fallstudien an kleinen Stichproben ($N = 4$ und $N = 3$) nachgewiesen. Diese Fälle waren jedoch nicht ausreichend und nicht repräsentativ, um die Ergebnisse auf Personen nach künstlichem Gelenkersatz zu übertragen. Das Fehlen von Nachweisen langfristiger Lerneffekte entspricht auch den Befunden aus allgemeinen Übersichtsarbeiten zu Biofeedback in der Gangtherapie (Tate & Milner, 2010; van Gelder et al., 2018).

In Zusammenhang mit der Bewegungsveränderung und dem langfristigen Lernen von Bewegungen wird in der Literatur auch die relative Feedbackhäufigkeit bzw. Feedbackfrequenz diskutiert. Diese gibt an, wie oft der Lernende innerhalb einer Lerneinheit ein Feedback erhält. Eine Rückmeldung nach jedem Versuch bedeutet eine Feedbackfrequenz von 100 %. Es besteht die Hypothese, dass hohe relative Feedbackfrequenzen in frühen Aneignungsphasen zwar zu verbesserten Leistungen führen, das langfristige Lernergebnis in Retentionstests aber negativ beeinflussen (Salmoni et al., 1984). In den gesichteten Studien konnte das bestätigt werden und spricht dafür, in frühen Lernphasen eine hohe Feedbackfrequenz einzusetzen, die im Verlauf reduziert werden sollte.

6.1.2 *Feedbackvalenz*

Die Feedbackvalenz wird in der Literatur hinsichtlich der Effekte auf den motorischen Lernprozess ebenfalls diskutiert. Nach verschiedenen theoretischen Annahmen wirkt sich

Feedback mit negativer Valenz (Fehlerfeedback) positiv auf die Aneignung aber negativ auf Automatisierungsprozesse im motorischen Lernverlauf aus (Chiviacowsky & Wulf, 2002, 2005; Lewthwaite & Wulf, 2010; Masters & Maxwell, 2004; Maxwell et al., 2001; Wulf et al., 2013). Feedback mit positiver Valenz wird grundsätzlich ein positiver Effekt auf das Bewegungslernen (reinforcement learning) zugeschrieben (Nikooyan & Ahmed, 2015; Lohse et al., 2019). Es ist dabei zu berücksichtigen, dass das Ausbleiben einer positiven Rückmeldung den gleichen Informationsgehalt wie ein Fehlerfeedback hat. Im beiden Fällen beruht der Lernprozess auf der Diskrepanz zwischen Bewertung des Bewegungsergebnisses und dem erwarteten Ergebnis (Müller & Blischke, 2009).

In keiner der gesichteten Studien zu akustischem Gangfeedback wurde dieser Aspekt explizit diskutiert. Es konnten jedoch theoriekonform positive Effekte auf die Ansteuerung während der Feedbackgabe sowie Veränderungen des Gangbilds kurz nach der Feedbackgabe sowohl bei negativen als auch positivem Feedback festgestellt werden. Es ist demnach naheliegend, dass qualitatives valenzhaltiges Feedback erfolgreich eingesetzt werden kann, um Lernprozesse in Form von Bewegungsveränderungen zu initiieren. Es ist jedoch möglich, dass valenzhaltiges Feedback die späten robusten Lernprozesse hindern würde. Darum scheint ein valenzhaltiges Feedback zum Erreichen eines dauerhaften Umlernens des Gangbilds nicht zielführend.

6.1.3 Sonifikation

Akustisches Feedback durch Sonifikation ist wertneutral und hat laut Rodger et al. (2014) den Vorteil, dass die Bewegung nicht auf Schwellenwerte limitiert wird. Eine negative Auswirkung auf Automatisierungsprozesse wird durch das Ausbleiben von Fehlerrückmeldungen umgangen. Diese Eigenschaften machen es interessant für die Gangrehabilitation nach künstlichem Gelenkersatz, bei der eine Bewegung umgelernt und automatisiert werden muss.

Weiterhin kann ein Sonifikationsfeedback bei bewegungssynchroner Darbietung als direkte sensorische Rückmeldung zur Bewegung wahrgenommen werden. Anders als bei den qualitativ wertenden Feedbacks steht nicht das Bewegungsergebnis, sondern die Bewegungsausführung bei der Sonifikation im Mittelpunkt. Hier ist der Lernprozess auf den „sensomotorischen Vorhersagefehler“ (Caligiore et al. 2019) zurückzuführen. Es wird argumentiert, dass durch ein sensorisches Feedback zur Bewegungsausführung, zusätzlich zur Bewegung auch das zugrundeliegende sensomotorische Wissen (sensomotorische Repräsentation) verändert werden kann (Izawa & Shadmehr, 2011; Nikooyan & Ahmed, 2015; Palidis et al., 2019). Die bisher durchgeführten Arbeiten zum Sonifikationsfeedback beim Gehen berücksichtigten diesen Aspekt nicht, da nur Veränderungen der Bewegung während der Feedbackgabe (Horsak et al., 2016; Rodger et al., 2014; Zanotto et al., 2013) und später auch kurz nach der Feedbackgabe (Pietschmann et al. 2019; Reh et al., 2021) überprüft

wurden. Die zusätzliche Überprüfung von Gedächtnisinhalten (mentale Repräsentation) als Indikator langfristigen Lernens wurde daher in der eigenen Forschungsarbeit durch die Anwendung der SDA-M ergänzt.

6.2 Gangspezifische Bewegungsrepräsentation 12 Wochen nach Kniegelenkersatz

Die zweite Teilstudie diente der Überprüfung der Voraussetzungen, die mentale Repräsentation als Indikator motorischen Lernens heranzuziehen. Durch diese Teilstudie wurde die SDA-M in einer verbalisierten Form evaluiert. Es wurden die Hypothesen aufgestellt, dass sich Knie-TEP- sowie Hüft-TEP-Patient:innen jeweils von einer gesunden Kontrollgruppe unterscheiden und darüber hinaus die beiden Patient:innen-Gruppen sich in ihrer mentalen Repräsentation voneinander unterscheiden.

6.2.1 Nutzung der SDA-M

Der Ansatz, die Perspektive der Bewegungsausführung in der SDA-M zu nutzen, führte zu plausiblen Ergebnissen. Es lassen sich trotzdem Unterschiede in den gangspezifischen Repräsentationsstrukturen zwischen den vorhergehenden Studien, die Piktogramme nutzten, und der eigenen Studie feststellen. In den Studien von Jacksteit et al. (2018; 2019) sowie Stöckel et al. (2015) wurde für nicht-gangeingeschränkte Personen eine Einteilung in zwei Cluster festgestellt. Es wurden dabei die Phasen 1-3 und 4-7 gruppiert. Die achte Phase wurde mit der Begründung weggelassen, dass diese aufgrund der zyklischen Natur des Gangs redundant sei. Die Autoren argumentierten, dass die Zweiteilung einer Aufteilung in Stand- und Schwungphase entspricht. Die Gliederung des Funktionsphasenmodells (Perry & Burnfield, 2010) gibt jedoch vor, dass die Phasen 1-4 der Standphase und damit 5-8 der Schwungphase entsprechen. Phase 5 (Vorschwungphase) kann dabei sowohl der Stand- als auch der Schwungphase zugeordnet werden. Im Gegensatz dazu entsprachen die in der eigenen Studie gefundenen Cluster weitestgehend den drei funktionellen Aufgaben des Gangs analog dem vorgegebenen Modell. Es ist demnach annehmbar, dass durch eine verbalisierte Darbietung der Gangphasen anstelle von Piktogrammen das gangspezifische Bewegungswissen mittels SDA-M differenzierter erfasst werden kann. Aus lerntheoretischer Sicht, repräsentieren Bilder die Außenperspektive der Bewegung während Beschreibungen die Perspektive der Bewegungsausführung (Innensicht) darstellen, was zu einer besseren funktionalen Differenzierung beigetragen haben könnte.

6.2.2 Mentale Repräsentation nach Knie-TEP und Hüft-TEP

Für Hüft-TEP-Patienten 12 Wochen nach dem Eingriff decken sich die Ergebnisse der eigenen Studie inhaltlich mit denen von Jacksteit et al. (2019) sechs Monate nach Hüft-TEP, indem ein Unterschied in der mentalen Repräsentation zu Personen ohne Gangbeschwerden gezeigt wurde. Für Personen nach Knie-TEP liegen bislang keine vergleichbaren Studien vor.

Der fehlende Unterschied in der mentalen Repräsentation zwischen Knie-TEP-Patient:innen und Personen ohne Gangbeschwerden lässt folgern, dass sich die mentale Repräsentation in der Knie-TEP Gruppe nach drei Monaten bereits wieder erholt hat. Das widerspricht Befunden, dass das subjektive Empfinden nach Knie-TEP bei gleicher postoperativer Zeit schlechter ist als nach Hüft-TEP (Collins et al. 2012; O'Brien et al., 2009), was auch die deskriptiven Ergebnisse der empfundenen Gelenkfunktion (KOOS JR., HOOS JR.) in der eigenen Studie stützten.

Weiterhin wurden für Personen mit Arthrose des Kniegelenks durch Jacksteit et al. (2018) Unterschiede in der mentalen Repräsentation zu nicht-gangeingeschränkten Personen gezeigt. Das lässt darauf schließen, dass präoperativ eine schmerzinduzierte Veränderung vorliegt. Demnach sollte das Ergebnis, dass sich die mentale Repräsentation 12 Wochen nach Knie-TEP nicht (mehr) von Personen ohne Gangeinschränkung unterscheidet, nicht ohne weitere Prüfung verallgemeinert werden. Es scheint hier nicht plausibel anzunehmen, dass die mentale Repräsentation sich in Fall einer Knie-TEP schneller erholt als in Fall einer Hüft-TEP. Nachfolgende Studien sollten mögliche Störfaktoren, wie zum Beispiel Unterschiede in der Aktivität oder Physiotherapie, kontrollieren.

Die SDA-M kann auch in längsschnittlichen Designs zum Einsatz kommen, um Prä-Post Effekte z. B. nach Trainingsinterventionen zu zeigen (Schack, 2012). Schega et al. (2014) konnten in einem längsschnittlichen Studiendesign Effekte einer 14-tägigen visuellen Feedbackintervention bei Hüft-TEP Patient:innen belegen. Demnach war anzunehmen, dass trotz der nicht gefundenen Unterschiede zwischen Knie-TEP Patient:innen und gangbeschwerdefreien Personen, die Effekte einer Feedbackintervention durch Sonifikation über die Erfassung der mentalen Repräsentation intraindividuell nachweisbar sind.

6.3 Technische und akustische Umsetzung des Gangfeedbacks

6.3.1 Messgenauigkeit

Generell haben sich inertialsensorbasierte Messsysteme für die Gangmessung als geeignet erwiesen (Petraglia et al., 2019; Picerno et al., 2017). Um die Ergebnisse des Messsystemvergleichs zwischen dem Goldstandard in der klinischen Gangdiagnostik und dem selbstentwickelten Prototypsystem Sofigait einzuordnen, galt es zu beachten, dass beide ein unterschiedliches Messprinzip nutzen. Die besondere Herausforderung bei dem selbstentwickelten System lag darin, die Positionsdaten von zwei zunächst unabhängigen Inertialsensoren in ein gemeinsames Koordinatensystem zu überführen, um den Kniewinkel für die Vertonung zu ermitteln. Dieses musste in kürzester Zeit realisiert werden, um als bewegungssynchron wahrgenommen zu werden. Zur Gewährleistung der Verarbeitungsgeschwindigkeit mussten bei der Entwicklung des Sofigait-Systems Einbußen in

der Messgenauigkeit gemacht werden, indem für die Sensorfusion eine Methode verwendet wurde (Game-Vector-Rotation), die die Daten des Magnetometers nicht miteinbezog.

Favre et al. (2009) fanden bei einem ähnlichen Systemaufbau einen vergleichbaren RMSE von $8,1^\circ \pm 5,4^\circ$, während der RMSE in der eigenen Studie bei $7,6^\circ \pm 2,6^\circ$ und $6,9^\circ \pm 3,1^\circ$ lag. Picerno et al. (2008) nutzten einen magnetometerbasierten Algorithmus zur anatomischen Ausrichtung der Sensoren und fanden dabei einen relativen RMSE von $1,9^\circ$ zuzüglich einer absoluten Abweichung von $2,3^\circ$. Cooper et al. (2009) verzichteten zwar auf die Integration der Daten des Magnetometers, jedoch modellierten sie die Kniegelenkbewegung in nur zwei Dimensionen, was in einem deutlich kleineren RMSE von $1,0^\circ \pm 0,4^\circ$ resultierte. Weiterhin wurden von Nüesch et al. (2017) zwischen einem inertialsensorbasierten kommerziellen System für die Gangdiagnostik und dem Goldstandard Vicon ebenfalls nur geringe Abweichungen für die Messung des sagittalen Kniewinkelverlaufs gezeigt. Das System lieferte jedoch im Gegensatz zu dem hier entwickelten System keine Echtzeitdaten. Diese Vergleiche bestätigen, dass eine höhere Übereinstimmung inertialsensorbasierter Systeme zu Goldstandardsystemen zwar möglich ist, jedoch die Anforderungen an die Sonifikation (Verarbeitungszeit und Datenausgabe) dann nicht erfüllt werden.

Für den Zweck der Sonifikation ist es entscheidend, dass der spatio-temporale Verlauf bewegungssynchron reproduziert wird, um diesen direkt in ein akustisches Signal zu transformieren. Im Unterschied zu einem qualitativen, valenzhaltigen akustischen Feedback, das sich auf einen Sollwert bezieht, wird bei der Sonifikation die Relation der Bewegungsdaten zueinander wiedergegeben (Hermann, 2008). Dabei kann die stärkere Ausprägung der Extrempunkte je nach Klangsynthese zwar zu einer stärkeren Betonung, nicht aber zu einer falschen Verlaufsinformation führen. Demnach konnte das Sofigaitssystem die Anforderungen hinsichtlich der Messgenauigkeit erfüllen.

6.3.2 Klangsynthese

Bei der Sonifikation können Informationen durch Veränderung der Tonhöhe, der Lautstärke oder der Klangfarbe (Timbre) transportiert werden (Neuhoff, 2011). Dabei ist wichtig, dass der Rezipient die relevante Information empfängt und gleichzeitig nicht durch zu viel Information überfordert wird. Aus emotionalen (affektiven) Aspekten ist es für die Anwendung von akustischem Feedback wichtig, den Ton möglichst angenehm zu gestalten (Roddy, 2014). Da die Wahrnehmung abhängig von der Vorerfahrung des Rezipienten ist, lässt sich nicht direkt vom empfangenen akustischen Signal auf die Wahrnehmung bzw. Interpretation des Feedbacks schließen (Bonebright et al., 2011).

Auf der affektiven Ebene kann sich das Klangempfinden mit der Tonhöhe verändern (Lemaitre et al., 2009). Die Ergebnisse der eigenen Studie bestätigten ebenfalls, dass die Tonhöhe für das Klangempfinden der Gangsonifikation ausschlaggebend war, indem der höhere Ton als

unangenehmer wahrgenommen wurde. Da der emotionale Zustand einer Person bedeutsam für die Lernbereitschaft und die Motivation ist (Kim & Pekrun, 2014), legen die vorliegenden Ergebnisse ein Einfluss der Tonhöhe auf den Lerneffekt nahe.

Der Befund, dass weder durch die Betonung noch die Tonhöhe die Informationswahrnehmung beeinflussten, war unerwartet. Da die durchgeführte Gangmanipulation hauptsächlich die maximale Kniebeugung in der Schwungphase reduzierte, war naheliegend, dass ein schwungphasenbetontes Feedback als informativer wahrgenommen würde. Der fehlende Effekt der Betonung ist aber insofern plausibel, da bei einem abstrakten Feedback mittels Parameter-Mapping die Ton-Daten-Beziehung immer gleichbleibt (Hermann, 2008). Studienergebnisse weisen zudem darauf hin, dass Informationen und Empfindung sich gegensätzlich beeinflussen können (Bonebright et al., 2011; Neuhoff, 2011). Dieses konnte in der eigenen Studie jedoch nicht bestätigt werden, da mit steigender Tonhöhe die Informationswahrnehmung nicht besser wurde.

Die Ergebnisse zeigen, dass bei jedem Einsatz von Sonifikationsfeedback die Klangsynthese für individuell auf die Person unter Berücksichtigung von Gesetzmäßigkeiten der Psychoakustik zu erproben und anzupassen ist, um die bestmögliche Informationswahrnehmung bei positivem Klangempfinden zu gewährleisten. Dieses konnte in der durchgeführten Studie durch eine Vertonungsvariante geleistet werden, die die Schwungphase durch gemäßigt Pitchen des Tons bei höheren Winkelwerten betonte.

6.4 Effekte des Gangsonifikationsfeedbacks bei Knie-TEP-Patient:innen

Zuletzt wurde die erprobte Feedbackvariante bei einer kleinen Stichprobe von 5 Patient:innen getestet. Es wurde eine Veränderung des Gangbildes sowie der gangspezifischen mentalen Repräsentation von Prätest zu Posttest erwartet. Zudem sollten durch die Interviews Aufschlüsse über die durch die Sonifikation hervorgerufenen Aufmerksamkeits- und Wahrnehmungsprozesse gewonnen werden. Es wurden dazu keine Vorannahmen getroffen.

6.4.1 Gangbildveränderungen

Aus der bisher gesichteten Literatur konnte eine Mindestanzahl von zwei Sitzungen pro Woche bei einer Dauer von mehr als zwei Wochen ausgemacht werden, um einen ersten Lerneffekt erwarten zu können. Dieses konnte hier nicht durchgängig bestätigt werden. Die nur geringen gefundenen Effekte des Gangfeedbacks lassen sich jedoch hauptsächlich auf das Vorliegen eines weitestgehend symmetrischen Gangbilds zum Prätest zurückführen. Geringe Unterschiede zwischen links und rechts kommen auch im gesunden Gang vor (Lathrop Lambach et al. 2014; Leuchte et al., 2006) und werden eher funktionalen als pathologischen Seitenunterschieden zugeordnet (Sadehgi et al., 2000). Unter diesen Bedingungen ließ sich eine Verbesserung der Gangsymmetrie nur schwer nachweisen. Die hier angewendete

Interventionsdauer entsprach auch der von vorhergehenden Studien, die Veränderungen im Gangbild bei orthopädischen Patient:innen nachweisen konnten (Pietschmann et al., 2019; Reh et al., 2021). Diese Feedbackinterventionen wurden jedoch jeweils an Personen durchgeführt, bei denen der operative Eingriff kurz (ca. 14 Tage) zurücklag und die Fortschritte konnten eher dem Heilungsprozess als der Intervention zugeordnet werden. Aus dem Grund konzentrierte sich die eigene Studie auf Patient:innen, die sich bereits in einem Stadium der Heilung befinden, in dem der physiologische Gelenkzustand als „geheilt“ gilt und vorliegende Gangasymmetrien einem vorher automatisierten schmerzvermeidenden Gangbild zugeordnet werden können. Der Fall der Patientin mit stärkerer präinterventioneller Gangasymmetrie hat gezeigt, dass es zu einer verbesserten Gangsymmetrie kommen kann. Es ist demnach naheliegend, dass die Intervention mit dem Sonifikationsfeedback bei den Patient:innen am sinnvollsten ist, die nach der physiologischen Heilung des Gelenks noch eine Gangasymmetrie im nicht-funktionalen Bereich ausweisen. Folgestudien sollten auf das Vorliegen einer Gangasymmetrie zu Interventionsbeginn prüfen, um einen Effekt zu finden.

6.4.2 Veränderungen der mentalen Repräsentation

Es hat sich bestätigt, dass die Erfassung von Outcomes auf kognitiver Ebene eine sinnvolle Ergänzung zur Bewegungsmessung darstellt, um Effekte einer Sonifikationsintervention zu untersuchen. Die eigene Arbeit konnte durch die vierte Teilstudie erste Hinweise auf eine Veränderung des Bewegungsgedächtnisses liefern. Ob die bei den einzelnen Patient:innen gezeigte Umstrukturierung ihrer mentalen Repräsentation direkt auf die Intervention rückführbar war, ließ sich jedoch nicht eindeutig ableiten. Ebenfalls war es nicht möglich, die gefundenen Veränderungen einer Verbesserung der Repräsentation zuzuordnen, weswegen der Begriff „Veränderung“ hier wertfrei zu verstehen ist. Verbesserungen zeigten Schega et al. (2014), indem sie für die individuellen Strukturen der Versuchsgruppe und Kontrollgruppe jeweils das Invarianzmaß (λ) zu einer funktional richtigen Referenzstruktur vor und nach der Intervention erhoben. Diese einzelnen Werte wurden dann einer Varianzanalyse unterzogen, die zeigte, dass es eine signifikante Interaktion der Invarianzwerte (Betrag des λ) zwischen den beiden Gruppen gab. Dieses statistische Vorgehen, die Invarianzwerte zu einer funktionellen Referenz zu nutzen, um die Güte der Repräsentationsstruktur zu quantifizieren, könnte in einer Folgestudie mit größerer Stichprobe adaptiert werden.

6.4.3 Aufmerksamkeits- und Wahrnehmungsprozesse

Aufmerksamkeit und Lernprozesse

Bezüglich der Aufmerksamkeitsprozesse wurde in Kapitel 2.2.1 beschrieben, dass sich grundsätzlich zwei Mechanismen des Bewegungslernens sowie der Bewegungskontrolle unterscheiden lassen. Entweder wird Aufmerksamkeit auf die Bewegungsausführung gelenkt oder die Bewegungskontrolle passiert nicht-attentional (Keele et al., 2003; Reber, 1989).

Durch die Ausführungen der Patient:innen konnten die Kontrollmechanismen eher der attentionalen Kontrolle zugeordnet werden. Das spricht dafür, dass ein Gangsonifikationsfeedback eine bewegungslenkende Funktion ohne eine valenzhaltige Rückmeldung für die Rezipienten erfüllen kann. Dieser Mechanismus, die Bewegung zu lenken, wird in der Guidance-Hypothese (Salmoni et al., 1984) beschrieben und mit einer resultierenden Abhängigkeit vom Feedback bei hoher Feedbackfrequenz assoziiert (Sullivan et al., 2008; Agethen & Krause, 2016; Winstein & Schmidt, 1990). Darum sollte die Feedbackfrequenz im Lernprozess, sobald die Aneignung stattgefunden hat, reduziert werden. Der Zeitpunkt der Reduzierung der Feedbackfrequenz sollte durch die Überprüfung der Bewegungsaneignung kurz nach der Feedbackgabe ermittelt werden.

Es konnte durch die Ausführungen der Patient:innen geschlossen werden, dass die angenommene assoziative Verknüpfung zwischen Ton und Bewegung (Effenberg et al., 2015; Schaffert et al., 2019) stattfindet. Mechanismen des impliziten Lernens, wie sie beispielsweise durch Dual-Task-Szenarien provoziert werden, könnten beim Erlernen dieser Assoziation eine Rolle spielen, indem diese gelernt wird, während die Aufmerksamkeit bei der Bewegungskontrolle liegt. Da sich die Patient:innen nicht explizit dazu geäußert haben, wie diese Assoziation von Ton und Bewegung gelernt wurde, scheint ein impliziter Lernprozess plausibel.

Auswirkungen des Sonifikationsfeedbacks auf die Bewegungswahrnehmung

Während der Feedbackgabe wurde die Sonifikation durch die direkte Assoziation von Ton und Bewegung als zusätzliche sensorische Reafferenz wahrgenommen und konnte so die Bewegungswahrnehmung verbessern. Die Verbesserung der Bewegungswahrnehmung ist Teil des motorischen Lernprozesses und beruht auf der Verarbeitung sensorischer Eindrücke während und nach der Bewegungsausführung (Meinel, 1960). Feedback hat dabei die Funktion, die körpereigenen Sinne, die die Bewegung wahrnehmen, zu verstärken bzw. zu ergänzen (Daug, 1992). Dieser Mechanismus ist für ein frühes Stadium im motorischen Lernprozess wichtig, um eine sensorische Referenz der korrekten Bewegungsausführung als Kontrollinstanz ausbilden zu können.

Ob es einen überdauernden Effekt auf die Bewegungswahrnehmung gibt, scheint von der Interventionsdauer und der Anzahl der Sitzungen abzuhängen. Die überdauernde Ausbildung eines inneren Regelkreises durch sensorische Rückinformation wird späteren Stadien des motorischen Lernprozesses zugeordnet (Meinel & Schnabel, 1998). Die Aussagen der Patient:innen lassen darauf schließen, dass es individuell unterschiedlich ist, wann sich ein überdauernder Effekt auf die Bewegungswahrnehmung einstellt. Tendenziell wurde geäußert, dass die Intervention dafür länger andauern müsste und häufiger stattfinden sollte. Das deckt

sich mit der Annahme, dass nach zwei Wochen zwar erste, jedoch keine Überdauernden Lerneffekte erreicht werden.

Durch die Ausführungen der Patient:innen hat sich gezeigt, dass diese die Intervention für sich selbst als sinnvoll und hilfreich wahrgenommen haben. Die Wahrnehmung der Patient:innen über die Effektivität der Gangsonifikation ist im Kontext des motorischen Lernens von großer Bedeutung. Wird eine Intervention als hilfreich wahrgenommen, fördert dieses die Aufmerksamkeit, Motivation sowie Selbstwirksamkeitserwartung und erhöht die Chance auf einen Lernerfolg (Wulf & Lewthwaite, 2016). Demnach stellt die Akzeptanz eine notwendige Voraussetzung für die Initiierung von Lernprozessen dar und sollte im Vorfeld und währenddessen durch Aufklärung und Motivation der Patient:innen gesichert werden.

6.5 Limitationen

Eine Limitation der Studie war die fehlende Kontrolle des Gangbilds der Patient:innen an denen das Sonifikationsfeedback erprobt wurde. Es wurde auf Basis der Literatur angenommen, dass Personen 12 Wochen nach Knie-TEP eine Gangasymmetrie aufweisen würden, ohne dieses Eingangskriterium zu überprüfen. So konnten Effekte auf das Gangbild nicht gezeigt werden.

Als eine weitere Limitation der Studie hat sich die Interventionsdauer bzw. die Anzahl an Terminen (Übungszeit) herausgestellt. Diese wurde auf Basis vorheriger Studien ausgewählt, die Lerneffekte bei orthopädischen Patient:innen zeigen konnten. Diese Lerneffekte waren jedoch keine überdauernden Lerneffekte, sondern wurden meistens kurz nach der Feedbackgabe ermittelt. Im Unterschied zu den anderen Studien, war es Ziel der eigenen Arbeit, überdauernde Lernprozesse bei Personen zu initiieren, die die physiologische Heilung abgeschlossen haben. Für den Zweck, das Gangbild überdauernd zu verändern, hätte sich die Interventionsdauer eher an Befunden dazu orientieren müssen, wie viele Übungsstunden bei welcher Termindichte notwendig sind, um überdauernde Lernprozesse zu erreichen.

Die SDA-M ist die einzig bekannte psychometrische Methode, um motorische Gedächtnisstrukturen aufzuzeigen. Sie basiert auf verschiedenen mathematisch-statistischen Verfahren (hierarchische Clusteranalyse und Faktoranalyse), was es erschwert eine a priori Stichprobenkalkulation durchzuführen. Dieses wäre für die zweite Studie dieser Arbeit sinnvoll gewesen, um die erwarteten Unterschiede zwischen Knie-TEP Patient:innen und gangbeschwerdefreien Personen nachzuweisen.

7 Fazit und Ausblick

Diese Arbeit konnte einen Beitrag zur theoretischen Fundierung und empirischen Überprüfung der Wirksamkeit eines Sonifikationsfeedbacks bei Personen nach künstlichem Gelenkersatz leisten. Auf theoretischer Ebene konnte gezeigt werden, dass ein Sonifikationsfeedback ebenso eine bewegungslenkende Funktion übernehmen kann, wie ein Feedback durch Warnsignale, jedoch die Nachteile des Fehlerfeedbacks umgeht. Weiterhin konnte gezeigt werden, dass ein solches Feedback auch mit einer technischen Lösung realisiert werden kann, die für den Einsatz im Rehabilitationssetting erschwinglich und praktikabel ist. Die Rückmeldung seitens der Personen, die 12 Wochen nach künstlichem Kniegelenkersatz dieses Feedback ausprobierten, lässt erwarten, dass dieses in der Gangrehabilitation gut angenommen wird.

Zukünftige Arbeiten können auf diesen Befunden aufbauen und das Sonifikationsfeedback gezielt an größeren Stichproben evaluieren. Dabei sollte der Einbezug von kognitiven Outcomes als weiterer Indikator für Lern- und Behaltensprozesse beibehalten werden. Zu überdenken wäre der Interventionszeitraum, der sich an Befunden zur Automatisierung von Bewegungen orientieren sollte.

Es bieten sich darüber hinaus Anknüpfungspunkte, das Einsatzspektrum auf weitere gangspezifische Indikationen zu erweitern. Beispielsweise hat sich das akustische Cueing bereits bei Menschen mit Parkinson zur Verbesserung des Gangbilds bewährt (Ghai et al., 2018). Möglicherweise würden diese Patient:innen auch durch ein akustisches Gangfeedback durch Sonifikation profitieren. Weniger erforscht ist der Nutzen der Gangsonifikation für Personen mit Hemiparese oder Neglegt (eine Aufmerksamkeitsstörung, die nur eine Körperhälfte betrifft z. B. nach Schlaganfall). Hier könnte eine bewegungssynchrone akustische Rückmeldung beider Körperseiten ebenfalls sinnvoll sein, das Gangbild zu verbessern.

Zuletzt ist es wichtig, Sonifikationsfeedback für den Einsatz in der Gangtherapie in einer interdisziplinären Herangehensweise zu bearbeiten, da hier sowohl die Bewegungswissenschaft, als auch die Wahrnehmungspsychologie, die Psychoakustik und Ingenieurwissenschaften eine wichtige Rolle spielen. Nicht zuletzt sollten Experten und Expertinnen aus der Praxis der Gangrehabilitation in die Forschung involviert werden, um die Umsetzbarkeit und Praktikabilität zu gewährleisten. So ist es sehr wahrscheinlich, dass die Methode der Gangvertonung zu einem regulären Bestandteil der Gangrehabilitation bei verschiedensten Indikationen werden kann.

8 Literaturverzeichnis

- Abernethy, B., Maxwell, J.P., Masters, R.S.W. & Kamp, J. van der (2007). Attentional processes in skill learning and expert performance. In G. Tenenbaum & R.C. Eklund (Hrsg.), *Handbook of Sport Psychology* (3. Aufl., S.184-203.). New Jersey: Wiley & Sons.
- Adams, J.A. (1971). A closed-loop theory of motor learning. *Journal of Motor Behavior*, 3, 111-150.
- Agethen, M., & Krause, D. (2016). Effects of bandwidth feedback on the automatization of an arm movement sequence. *Human Movement Science*, 45, 71-83.
- Aurin, A. S., Hanke, T. A., & Sharma, A. (2003). Base of support feedback in gait rehabilitation. *International Journal of Rehabilitation Research*, 26(4), 309-312.
- Bandholm, T., Wainwright, T. W., & Kehlet, H. (2018). Rehabilitation strategies for optimisation of functional recovery after major joint replacement. *Journal of Experimental Orthopaedics*, 5(1), 44.
- Bączkiewicz, D., Skiba, G., Czerner, M., & Majorczyk, E. (2018). Gait and functional status analysis before and after total knee arthroplasty. *The Knee*, 25(5), 888-896.
- Beaulieu, M. L., Lamontagne, M., & Beaulé, P. E. (2010). Lower limb biomechanics during gait do not return to normal following total hip arthroplasty. *Gait & Posture*, 32(2), 269–273.
- Beckers, D., & Deckers, J. (2013). *Ganganalyse und Gangschulung: therapeutische Strategien für die Praxis* (38. Aufl.). Springer.
- Bernstein, N.A. (1967). *The Coordination and Regulation of Movements*. Oxford: Pergamon Press.
- Benedetti, M., Catani, F., Bilotta, T., Marcacci, M., Mariani, E., & Giannini, S. (2003). Muscle activation pattern and gait biomechanics after total knee replacement. *Clinical Biomechanics*, 18(9), 871–876.
- Berth, A., Urbach, D., Becker, R., & Awiszus, F. (2002). Ganganalyse bei Varusgonarthrosepatienten vor und nach unilateraler Knieendoprothesenimplantation. *Zentralblatt für Chirurgie*, 127(10), 868-872.
- Bläsing, B., Tenenbaum, G., & Schack, T. (2009). The cognitive structure of movements in classical dance. *Psychology of Sport and Exercise*, 10(3), 350–360
- Blischke, K. (2001). Automatisierung einer großmotorischen Kalibrierungsaufgabe durch Prozedualisierung. *Psychologie und Sport*, 8, 19-38.
- Blischke, K. & Reiter, C. (2002). Bewegungsautomatisierung durch Doppeltätigkeits-Üben. *Spectrum*, 14, 8-29.
- Bonebright, T. L., & Flowers, J. H. (2011). Evaluation of auditory display. In T. Herman, A. Hunt & J.G. Neuhoff (Hrsg.), *The sonification handbook* (S.111-143). Berlin: Logos Publishing House.

- Caligiore, D., Arbib, M. A., Miall, R. C., & Baldassarre, G. (2019). The super-learning hypothesis: Integrating learning processes across cortex, cerebellum and basal ganglia. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 100, 19–34.
- Cappozzo, A., Della Croce, U., Leardini, A., & Chiari, L. (2005). Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 1: theoretical background. *Gait & Posture*, 21(2), 186-196.
- Carr, A. J., Robertsson, O., Graves, S., Price, A. J., Arden, N. K, Judge, A., & Beard, D. J. (2012). Knee replacement. *The Lancet*, 379(9823), 1331–1340.
- Cassel, M., Brecht, P., Günther, K.-P., & Mayer, F. (2017). Endoprothesen und Sport. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 68(02), 38–42.
- Chamorro-Moriana, G., Moreno, A. J., & Sevillano, J. L. (2018). Technology-based feedback and its efficacy in improving gait parameters in patients with abnormal gait: A systematic review. *Sensors*, 18(1), 142.
- Chein, J. M., & Schneider, W. (2012). The brain's learning and control architecture. *Current directions in psychological science*, 21(2), 78-84.
- Chiviacowsky, S. & Wulf, G. (2002). Self-Controlled Feedback: Does it enhance Learning because Performers get Feedback when they need it? *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 73(4), 408–415.
- Chiviacowsky, S. & Wulf, G. (2005). Self-Controlled Feedback is Effective if it is Based on the Learner's Performance. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 76(1), 42–48.
- Collins, M., Lavigne, M., Girard, J., & Vendittoli, P.-A. (2012). Joint perception after hip or knee replacement surgery. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 98(3), 275–280.
- Cooper, G., Sheret, I., McMillian, L., Siliverdis, K., Sha, N., Hodgins, D., ... & Howard, D. (2009). Inertial sensor-based knee flexion/extension angle estimation. *Journal of biomechanics*, 42(16), 2678-2685.
- Coull, J., Tremblay, L., & Elliott, D. (2001). Examining the specificity of practice hypothesis: is learning modality specific?. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 72(4), 345-354.
- Daug, R., Blischke, K., Marschall, F., Müller, H., & Olivier, N. (1996). Sportmotorisches Lernen und Techniktraining – ein Werkstattbericht. *Leistungssport*, 26(4), 32–36.
- Daug, R. (1994). Zum Problem der Bewegungsautomatisierung: Der Einfluss extensiven Übens auf die menschliche Motorik. *Psychologie und Sport*, 1(3), 94-105.
- Daug, R. (1992). Motorisches Lernen, Schnellinformation und "Knowledge of Results". *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis Gymnica*, 22, 69-82.
- Daug, R., Blischke, K., Marshall, F. & Olivier, N. (1989). *Beiträge zum visomotorischen Lernen im Sport*. Schorndorf: Hofmann.

- Daug, R. & Blischke, K. (1984). Sensomotorisches Lernen. In K. Carl, D. Kayser, H. Mechling & W. Freysing (Hrsg.), *Handbuch Sport: Wissenschaftliche Grundlagen von Unterricht und Training* (S. 381-420). Düsseldorf: Schwann.
- Daug, R., & Leist, K. H. (1980). Programmierte Instruktion und Lerntechnologie im Sportunterricht. *German Journal of Exercise and Sport Research (ehem. Sportwissenschaft)*, 10(2), 200-204.
- Daug, R. (1978). Bewegungslehre zwischen Biomechanik und Kybernetik. *Sportwissenschaft*, 8(1), 69-90.
- De Beer, J., Petrucci, D., Adili, A., Piccirillo, L., Wismer, D., & Winemaker, M. (2012). Patient perspective survey of total hip vs total knee arthroplasty surgery. *The Journal of arthroplasty*, 27(6), 865-869.
- De Campo, A. (2007). Toward a data sonification design space map. In Proceedings of the International Conference on Auditory Display (S. 342-347). Montreal, QC, Canada.
- Dekhne, M. S., Fontana, M. A., Pandey, S., Driscoll, D. A., Lyman, S., McLawhorn, A. S., & MacLean, C. H. (2024). Defining patient-relevant thresholds and change scores for the HOOS JR and KOOS JR anchored on the patient-acceptable symptom state question. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 482(4), 688-698.
- Dubus, G., & Bresin, R. (2013). A systematic review of mapping strategies for the sonification of physical quantities. *PloS one*, 8(12), e82491.
- Effenberg, A., Melzer, J., Weber, A., & Zinke, A. (2005). Motionlab sonify: A framework for the sonification of human motion data. In Ninth International Conference on Information Visualisation (IV'05) (pp. 17-23). IEEE. London, UK.
- Effenberg, A. O., & Mechling, H. (1998). Bewegung hörbar machen - Warum? Zur Perspektive einer systematischen Umsetzung von Bewegung in Klänge. *Psychologie und Sport*, 5(1), 28-38.
- Farfel, V.S. (1962). Zu Methoden der Bewegungsforschung, die eine Schnellinformation über die gemessenen Parameter garantieren. *Konferenzmaterialien zu physiologischen Untersuchungsmethoden des Menschen*. Moskau.
- Favre, J., Aissaoui, R., Jolles, B. M., de Guise, J. A., & Aminian, K. (2009). Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors. *Journal of biomechanics*, 42(14), 2330-2335.
- Femery, V. G., Moretto, P. G., Hespel, J. M. G., Thévenon, A., & Lensel, G. (2004). A real-time plantar pressure feedback device for foot unloading. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 85(10), 1724-1728.
- Fitts, P.M. & Posner, M.I. (1967). *Human Performance*. Belmont: Brooks/Cole.

- Foucher, K. C., Hurwitz, D. E., & Wimmer, M. A. (2007). Preoperative gait adaptations persist one year after surgery in clinically well-functioning total hip replacement patients. *Journal of biomechanics*, 40(15), 3432-3437.
- Frank, C., Land, W. M., & Schack, T. (2016). Perceptual-cognitive changes during motor learning: the influence of mental and physical practice on mental representation, gaze behavior, and performance of a complex action. *Frontiers in psychology*, 6, 1981.
- Frank, C., Land, W. M., & Schack, T. (2013). Mental representation and learning: The influence of practice on the development of mental representation structure in complex action. *Psychology of Sport and Exercise*, 14(3), 353–361.
- Gehring, W. J., Goss, B., Coles, M. G., Meyer, D. E., & Donchin, E. (2018). The error-related negativity. *Perspectives on Psychological Science*, 13(2), 200-204.
- Gehring, W. J., Goss, B., Coles, M. G., Meyer, D. E., & Donchin, E. (1993). A neural system for error detection and compensation. *Psychological science*, 4(6), 385-390.
- Geldard, F. A. (1970). Vision, audition, and beyond. In W. D. Neff (Hrsg.), *Contributions to sensory physiology* (S. 1–17). New York: Academic.
- Ghai, S., Ghai, I., Schmitz, G., & Effenberg, A. O. (2018). Effect of rhythmic auditory cueing on parkinsonian gait: a systematic review and meta-analysis. *Scientific reports*, 8(1), 506.
- Götz-Neumann, K. (2006). *Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie*; 18 Tabellen. Georg Thieme Verlag.
- Guillaume, A. (2011). Intelligent auditory alarms. In T. Herman, A. Hunt & J. G. Neuhoff (Hrsg.), *The sonification handbook* (S. 493-507). Berlin: Logos Verlag.
- Hänsel, F. (2006). Feedback und Instruktion. In: M. Tietjens & B. Strauß (Hrsg.), *Handbuch Sportpsychologie* (S. 62-70). Schorndorf: Hofmann.
- Hatfield, G. L., Hubley-Kozey, C. L., Wilson, J. L. A., & Dunbar, M. J. (2011). The effect of total knee arthroplasty on knee joint kinematics and kinetics during gait. *The Journal of arthroplasty*, 26(2), 309-318.
- Hefter, T., & Götz, K. (2013). Mobilität älterer Menschen: State of the Art und Schlussfolgerungen für das Projekt COMPAGNO (ISOE-Diskussionspapiere Nr. 36). *Frankfurt am Main*.
- Hermann, T., Hunt, A., & Neuhoff, J. G. (2011). Interactive Sonification. In T. Herman, A. Hunt & J. G. Neuhoff (Hrsg.), *The sonification handbook* (S. 273-298). Berlin: Logos Verlag.
- Hermann, T., (2008). Taxonomy and Definitions for Sonification and Auditory Display. In *Proceedings of the 14th International Conference on Auditory Display*, Paris, France.

- Hikosaka, O., Nakahara, H., Rand, M.K., Sakai, K., Lu, X., Nakamura, K., Miyachi, S. & Doya, K. (1999). Parallel neural networks for learning sequential procedures. *Trends in Neurosciences*, 22, 464-471.
- Hikosaka, O., Nakamura, K., Sakai, K. & Nakahara, H. (2002). Central mechanisms of motor skill learning. *Current Opinion in Neurobiology*, 12, 217-222.
- Hoffmann, J. (2003). Anticipatory behavioral control. In M. V. Butz, O. Sigaud & P. Gérard (Hrsg.), *Anticipatory behavior in adaptive learning systems: Foundations, theories, and systems* (1. Aufl., S. 44-65). Heidelberg: Springer.
- Hollmann, W., & Hettinger, T. (2000). *Sportmedizin. Grundlage für Arbeit, Training und Präventivmedizin* (4. Aufl.). Stuttgart/New York: Schattauer.
- Horsak, B., Dlapka, R., Iber, M., Gorgas, A. M., Kiselka, A., Gradl, C., & Doppler, J. (2016). SONIGait: a wireless instrumented insole device for real-time sonification of gait. *Journal on Multimodal User Interfaces*, 10(3), 195-206.
- Hossner, E. J., & Künzell, S. (2003). Motorisches lernen. In H. Mechling & J. Munzert (Hrsg.), *Handbuch Bewegungswissenschaft-Bewegungslehre* (S. 131-153). Schorndorf: Hofmann.
- Hunter, D. J., & Bierma-Zeinstra, S. (2019). Osteoarthritis. *The Lancet*, 393(10182), 1745–1759.
- Hunter, D. J., Schofield, D., & Callander, E. (2014). The individual and socioeconomic impact of osteoarthritis. *Nature Reviews Rheumatology*, 10(7), 437–441.
- Isakov, E. (2006). Gait rehabilitation: a new biofeedback device for monitoring and enhancing weight-bearing over the affected lower limb. *Europa medicophysica*, 43(1), 21-26.
- Izawa, J., & Shadmehr, R. (2011). Learning from sensory and reward prediction errors during motor adaptation. *PLoS computational biology*, 7(3), e1002012.
- Jacksteit, R., Mau-Moeller, A., Behrens, M., Bader, R., Mittelmeier, W., Skripitz, R., & Stöckel, T. (2018). The mental representation of the human gait in patients with severe knee osteoarthritis: a clinical study to aid understanding of impairment and disability. *Clinical rehabilitation*, 32(1), 103-115.
- Jacksteit, R., Mau-Moeller, A., Völker, A., Bader, R., Mittelmeier, W., Skripitz, R., & Stöckel, T. (2019). The mental representation of the human gait in hip osteoarthritis and total hip arthroplasty patients: A clinical cross-sectional study. *Clinical Rehabilitation*, 33(2), 335–344.
- Jöllenbeck, T. & Pietschmann, J. (2019). Gait analysis and gait training in orthopedic rehabilitation after joint replacement: Relearning how to walk correctly. *Bewegungstherapie und Gesundheitssport*, 35, 3–13.
- Kassover, M., Tauber, C., Au, J., & Pugh, J. (1986). Auditory biofeedback in spastic diplegia. *Journal of Orthopaedic Research*, 4(2), 246-249.

- Keele, S.W., Ivry, R., Mayr, U., Hazeltine, E. & Heuer, H. (2003). The cognitive and neural architecture of sequence representation. *Psychological Review*, 110(2), 316-339.
- Kennel, C., Streese, L., Pizzera, A., Justen, C., Hohmann, T., & Raab, M. (2015). Auditory reafferences: the influence of real-time feedback on movement control. *Frontiers in Psychology*, 6, 69.
- Kiesel, A. & Koch, I. (2012). Unbewusstes (implizites) Lernen. In A. Kiesel & I. Koch (Hrsg.), *Lernen. – Grundlagen der Lernpsychologie* (S. 83-93). Wiesbaden: VS Verlag für Sozialwissenschaften.
- Kim, C., & Pekrun, R. (2014). Emotions and motivation in learning and performance. In J. M. Spector, M. D. Merrill, J. Elen & M. J. Bishop (Hrsg.), *Handbook of research on educational communications and technology* (4. Aufl. S. 65-75). New York: Springer
- Kohlhof, H., Steinbrück, A., & Wirtz, D. C. (2021). Arthroplasty registry—significance and relevance for quality assurance. *Knie Journal*, 3, 176-184.
- Kunze, K. N., Fontana, M. A., MacLean, C. H., Lyman, S., & McLawhorn, A. S. (2022). Defining the patient acceptable symptom state for the HOOS JR and KOOS JR after primary total joint arthroplasty. *JBJS*, 104(4), 345-352.
- Lai, Q. & Shea, C.H. (1999). Bandwidth Knowledge of Results Enhances Generalized Motor Program Learning. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 70(1), 79-83.
- Land, W. M., Volchenkov, D., Bläsing, B. E., & Schack, T. (2013). From action representation to action execution: Exploring the links between cognitive and biomechanical levels of motor control. *Frontiers in Computational Neuroscience*, 7, 127.
- Lathrop-Lambach, R. L., Asay, J. L., Jamison, S. T., Pan, X., Schmitt, L. C., Blazek, K., ... & Chaudhari, A. M. (2014). Evidence for joint moment asymmetry in healthy populations during gait. *Gait & posture*, 40(4), 526-531.
- Lemaitre, G., Houix, O., Franinovic, K., Hoschule, Z., Visell, Y., & Susini, P. (2009). The flops glass: A device to study emotional reactions arising from sonic interactions. *Proceedings of the SMC*.
- Leuchte, S., & Luchs, A. (2006). Wie symmetrisch oder asymmetrisch ist der normale bzw. physiologische Gang in Abhängigkeit vom Alter? *Physikalische Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurortmedizin*, 16(02), 96-102.
- Levac, D., Colquhoun, H., & O'Brien, K. K. (2010). Scoping studies: advancing the methodology. *Implementation science*, 5, 1-9.
- Lewthwaite, R. & Wulf, G. (2010). Social-comparative feedback affects motor skill learning. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 63(4), 738–749.
- Lienhard, K., Schneider, D., & Maffiuletti, N. A. (2013). Validity of the Optogait photoelectric system for the assessment of spatiotemporal gait parameters. *Medical engineering & physics*, 35(4), 500-504.

- Lohse, K., Miller, M., Bacelar, M., & Krigolson, O. (2019). Errors, rewards, and reinforcement in motor skill learning. *Skill Acquisition in Sport* (3. Aufl. S. 39-60). Routledge.
- Lohse, K.R, Wadden, K., Boyd, L.A & Hodges, N.J. (2014). Motor skill acquisition across short and long time scales: A meta-analysis of neuroimaging data. *Neuropsychologia*, 59 (0), 130–141.
- Lyman, S., Hidaka, C., Fields, K., Islam, W., & Mayman, D. (2020). Monitoring patient recovery after THA or TKA using mobile technology. *HSS Journal*, 16(2_suppl), 358-365.
- Lyman, S., Lee, Y.-Y., Franklin, P. D., Li, W., Cross, M. B., & Padgett, D. E. (2016a). Validation of the KOOS, JR: A Short-form Knee Arthroplasty Outcomes Survey. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 474(6), 1461–1471.
- Lyman, S., Lee, Y.-Y., Franklin, P. D., Li, W., Mayman, D. J., & Padgett, D. E. (2016b). Validation of the HOOS, JR: A Short-form Hip Replacement Survey. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 474(6), 1472–1482.
- MacPherson, A. C., Collins, D., & Obhi, S. S. (2009). The importance of temporal structure and rhythm for the optimum performance of motor skills: A new focus for practitioners of sport psychology. *Journal of Applied Sport Psychology*, 21(S1), S48-S61.
- Magill, R.A. (2001). Augmented Feedback in Skill Acquisition. In R.N. Singer, H.A. Hausenblas & C.M. Janelle (Hrsg.), *Handbook of Sport Psychology* (2. Aufl., S. 86-114). New York: Wiley.
- Magill, R. A., Chamberlin, C. J., & Hall, K. G. (1991). Verbal knowledge of results as redundant information for learning an anticipation timing skill. *Human Movement Science*, 10(4), 485-507.
- Marschall, F. & Daus, R. (2003). Feedback. In H. Mechling & J. Munzert (Hrsg.), *Handbuch Bewegungswissenschaft-Bewegungslehre* (S. 281-294). Schorndorf: Hofmann.
- Masters, R.S.W. & Maxwell, J.P. (2004). Implicit motor learning, reinvestment and movement disruption: What you don't know won't hurt you. In A.M. Williams & N.J. Hodges (Hrsg.), *Skill Acquisition in Sport: Research, Theory & Practice* (S. 207–228). London: Routledge.
- Maxwell, J.P., Masters, R.S.W., Kerr, E. & Weedon, E. (2001). The implicit benefit of learning without errors. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology A*, 54(4), 1049–1068.
- Mechling, H. (1986). Feedback beim Üben und Lernen in Unterricht und Training. *Sportunterricht*, 35, 333-345.
- Meinel, K. & Schnabel, G. (1998). *Bewegungslehre – Sportmotorik*. Sportverlag Berlin.
- Milner, C. E. (2009). Is gait normal after total knee arthroplasty? Systematic review of the literature. *Journal of Orthopaedic Science: Official Journal of the Japanese Orthopaedic Association*, 14(1), 114–120.

- Mootanah, R., Hillstrom, H. J., Gross, K. D., Niu, J., Nevitt, M. C., Lewis, C. E., ... & Felson, D. (2013). Stance and single support time asymmetry identify unilateral knee OA and the involved limb: the multicenter osteoarthritis study. *Osteoarthritis and Cartilage*, 21, S. 246-247.
- Montoya, R., Dupui, P. H., Pages, B., & Bessou, P. (1994). Step-length biofeedback device for walk rehabilitation. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 32(4), 416-420.
- Müller, H., & Blischke, K. (2009). Motorisches Lernen. In N. Birbaumer, D. Frey, J. Kuhl, W. Schlicht & B. Strauss (Hrsg.) *Grundlagen der Sportpsychologie* (1. Aufl., S. 159-228). Göttingen: Hogrefe.
- Näätänen, R., & Winkler, I. (1999). The concept of auditory stimulus representation in cognitive neuroscience. *Psychological Bulletin*, 125, 826 – 859.
- Neuhoff, J.G. (2011). Perception, cognition and action in auditory displays. In T. Herman, A. Hunt & J. G. Neuhoff (Hrsg.), *The Sonification Handbook* (S. 63 – 85). Berlin: Logos Verlag.
- Neuhoff, J. G., Wayand, J., & Kramer, G. (2002). Pitch and loudness interact in auditory displays: Can the data get lost in the map?. *Journal of Experimental Psychology: Applied*, 8(1), 17.
- Nikooyan, A. A., & Ahmed, A. A. (2015). Reward feedback accelerates motor learning. *Journal of neurophysiology*, 113(2), 633-646.
- Nüesch, C., Roos, E., Pagenstert, G., & Mündermann, A. (2017). Measuring joint kinematics of treadmill walking and running: Comparison between an inertial sensor based system and a camera-based system. *Journal of biomechanics*, 57, 32-38.
- O'Brien, S., Bennett, D., Doran, E., & Beverland, D. E. (2009). Comparison of hip and knee arthroplasty outcomes at early and intermediate follow-up. *Orthopedics (Online)*, 32(3), 168.
- Olivier, N., Rockmann, U. & Krause, D. (2013). *Grundlagen der Bewegungswissenschaft und -lehre*. Schorndorf: Hofmann.
- Palidis, D. J., Cashaback, J. G., & Gribble, P. L. (2019). Neural signatures of reward and sensory error feedback processing in motor learning. *Journal of neurophysiology*, 121(4), 1561-1574.
- Panzer, S. (2023). Motorisches Umlernen. In A. Güllich & M. Krüger (Hrsg.), *Bewegung, Training, Leistung und Gesundheit. Handbuch Sport und Sportwissenschaft* (S. 309–325). Heidelberg: Springer Spektrum.
- Panzer, S. (2014). Umlernen. In G. Schnabel, D. Harre & J. Krug (Hrsg.), *Trainingslehre – Trainingswissenschaft*. Aachen: Meyer&Meyer.
- Panzer, S. (2004). Lernen und Umlernen einer komplexen sportlichen Bewegungsfertigkeit. Lengerich: Pabst Science Publishers.
- Perry, J., & Burnfield, J. (2010). *Gait analysis: Normal and pathological function* (2nd ed.). Trafford.

- Pham, M. T., Rajić, A., Greig, J. D., Sargeant, J. M., Papadopoulos, A., & McEwen, S. A. (2014). A scoping review of scoping reviews: advancing the approach and enhancing the consistency. *Research synthesis methods*, 5(4), 371-385.
- Picerno, P., Cereatti, A., & Cappozzo, A. (2008). Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules. *Gait & posture*, 28(4), 588-595.
- Pietschmann, J., Flores, F. G., & Jöllenbeck, T. (2019). Gait training in orthopedic rehabilitation after joint replacement-back to normal gait with sonification?. *International Journal of computer science in Sport*, 18(2), 34-48.
- Pizzera, A., & Hohmann, T. (2015). Acoustic information during motor control and action perception: A review. *The Open Psychology Journal*, 8(3), 183–191.
- Prinz, W. (1997). Perception and action planning. *European Journal of Cognitive Psychology*. 9 (2): 129–154.
- Prinz, W. (2005). Experimental approaches to action. In J. Roessler & N. Eilan (Hrsg.), *Agency and self-awareness* (S. 165–187). New York: Oxford University Press.
- Pfeil, U. (2014). Effizienz eines standardisierten Rehaprogramms nach Hüft-TEP und Knie-TEP (AOK pro Reha) (Dissertation). Universität des Saarlandes, Homburg / Saar.
- Proteau, L. (1992). On the specificity of learning and the role of visual information for movement control. In L. Proteau & D. Elliott (Hrsg.), *Vision and motor control* (S. 67–103). Amsterdam: Elsevier.
- Proteau, L., Marteniuk, R. G., Girouard, Y., & Dugas, C. (1987). On the type of information used to control and learn an aiming movement after moderate and extensive training. *Human Movement Science*, 6, 181–199.
- Reber, A.S. (1989). More thoughts on the unconscious: Reply to Brody and to Lewicki and Hill. *Journal of Experimental Psychology: General*, 118 (3), 242–244.
- Redd, C. B., & Bamberg, S. J. M. (2012). A wireless sensory feedback device for real-time gait feedback and training. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 17(3), 425-433.
- Reh, J., Schmitz, G., Hwang, T. H., & Effenberg, A. O. (2021). Acoustic feedback in gait rehabilitation—pre-post effects in patients with unilateral hip Arthroplasty. *Frontiers in Sports and Active Living*, 3, 654546.
- Ribeiro-Castro, A. L., Surmacz, K., Aguilera-Canon, M. C., Anderson, M. B., Van Andel, D., Redfern, R. E., & Cook, C. E. (2024). Early post-operative walking bouts are associated with improved gait speed and symmetry at 90 days. *Gait & Posture*, 107, 130-135.
- Rief, W., & Birbaumer, N. (Hrsg.). (2018). *Biofeedback: Grundlagen, Indikationen, Kommunikation, Vorgehen*. Klett-Cotta.

- Riskowski, J. L., Mikesky, A. E., Bahamonde, R. E., & Burr, D. B. (2009). Design and validation of a knee brace with feedback to reduce the rate of loading. *Journal of biomechanical engineering*, 131(8), 084503.
- Roddy, S., & Furlong, D. (2014). Embodied aesthetics in auditory display. *Organised Sound*, 19(1), 70-77.
- Rodger, M. W., Young, W. R., & Craig, C. M. (2013). Synthesis of walking sounds for alleviating gait disturbances in Parkinson's disease. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22(3), 543-548.
- Ronsse, R., Puttemans, V., Coxon, J. P., Goble, D. J., Wagemans, J., Wenderoth, N., & Swinnen, S. P. (2011). Motor learning with augmented feedback: modality-dependent behavioral and neural consequences. *Cerebral cortex*, 21(6), 1283-1294.
- Rosati, G., Rodà, A., Avanzini, F., & Masiero, S. (2013). On the role of auditory feedback in robot-assisted movement training after stroke: review of the literature. *Computational intelligence and neuroscience*, 2013(1), 586138.
- Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F., & Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & posture*, 12(1), 34-45.
- Salmoni, A.W., Schmidt, R.A. & Walter, S.B. (1984). Knowledge of Results and Motor Learning: Knowledge of Results and Motor Learning: A Review and Critical Reappraisal. *Psychological Bulletin & Review*, 95(3), 355–386.
- Schaffert, N., Janzen, T. B., Mattes, K., & Thaut, M. H. (2019). A review on the relationship between sound and movement in sports and rehabilitation. *Frontiers in psychology*, 10, 244.
- Schack, T. (2012). Measuring mental representations. *Handbook of Measurement in Sport and Exercise Psychology*, 203–214.
- Schack, T. (2004). The cognitive architecture of complex movement. *International Journal of Sport and Exercise Psychology*, 2(4), 403–438.
- Schack, T. & Mechsner, F. (2006). Representation of motor skills in human long-term memory. *Neuroscience Letters*, 391(3), 77–81.
- Schega, L., Bertram, D., Fölsch, C., Hamacher, De., & Hamacher, Da. (2014). The influence of visual feedback on the mental representation of gait in patients with THR: A new approach for an experimental rehabilitation strategy. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 39(1), 37–43.
- Schmidt, R. A., & Lee, T. (2011). *Motor control and learning*. Champaign: Human Kinetics.
- Schmidt, R. A., Lee, T. D., Winstein, C., Wulf, G., & Zelaznik, H. N. (2018). *Motor control and learning: A behavioral emphasis*. Human kinetics.

- Schmitt, K., & Hanke, U. (2003). Subjektive Feedbacktheorien von ExpertentrainerInnen und ihren AthletInnen in der Leichtathletik. In *Forum Qualitative Sozialforschung/Forum: Qualitative Social Research* (Vol. 4, No. 1).
- Seeley, M. K., Umberger, B. R., & Shapiro, R. (2008). A test of the functional asymmetry hypothesis in walking. *Gait & posture*, 28(1), 24-28.
- Shea, C.H., Wulf, G., Whitacre, C.A. & Park, J.-H. (2001). Surfing the implicit wave. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 54A, 841– 862.
- Sigrist, R., Rauter, G., Riener, R., & Wolf, P. (2013). Augmented visual, auditory, haptic, and multimodal feedback in motor learning: a review. *Psychonomic bulletin & review*, 20, 21-53.
- Smith, A. J., Lloyd, D. G., & Wood, D. J. (2006). A kinematic and kinetic analysis of walking after total knee arthroplasty with and without patellar resurfacing. *Clinical biomechanics*, 21(4), 379-386.
- Snell, D. L., Hipango, J., Sinnott, A. K., Dunn, J. A., Rothwell, A., Hsieh, C. J., DeJong, G., & Hooper, G. (2018). Rehabilitation after total joint replacement: A scoping study. *Disability and Rehabilitation*, 40(14), 1718–1731.
- Stief, F. (2018). Variations of marker sets and models for standard gait analysis. *Handbook of Human Motion*, 1st ed.; Müller, B., Wolf, S., Hrsg, 509-523.
- Stöckel, T., Jacksteit, R., Behrens, M., Skripitz, R., Bader, R., & Mau-Moeller, A. (2015). The mental representation of the human gait in young and older adults. *Frontiers in Psychology*, 6, 943.
- Sullivan, K. J., Kantak, S. S., & Burtner, P. A. (2008). Motor learning in children: feedback effects on skill acquisition. *Physical therapy*, 88(6), 720-732.
- Tate, J. J., & Milner, C. E. (2010). Real-time kinematic, temporospatial, and kinetic biofeedback during gait retraining in patients: a systematic review. *Physical therapy*, 90(8), 1123-1134.
- Toussaint, L., Meugnot, A., Badets, A., Chesnet, D., & Proteau, L. (2017). The specificity of practice hypothesis in goal-directed movements: visual dominance or proprioception neglect?. *Psychological Research*, 81, 407-414.
- van Gelder, L. M., Barnes, A., Wheat, J. S., & Heller, B. W. (2018). The use of biofeedback for gait retraining: A mapping review. *Clinical Biomechanics*, 59, 159-166.
- Velentzas, K., Heinen, T., & Schack, T. (2011). Routine Integration Strategies and their Effects on Volleyball Serve Performance and Players' Movement Mental Representation. *Journal of Applied Sport Psychology*, 23(2), 209–222.
- Walter, C. B., & Swinnen, S. (1994). The formation of „bad habits“ during the acquisition of coordination skills. In S. Swinnen, H. Heuer, J. Massion & P. Casar (Hrsg.), *Interlimb Coordination: Neural, dynamical, and cognitive constraints* (S. 491–513). San Diego/New York: Academic.

- Warren, C.G.; Lehmann, J.F. Training procedures and biofeedback methods to achieve controlled partial weight bearing: An assessment. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1975, 56, 449–455.
- Weigelt, M., Ahlmeyer, T., Lex, H., & Schack, T. (2011). The cognitive representation of a throwing technique in judo experts – Technological ways for individual skill diagnostics in high-performance sports. *Psychology of Sport and Exercise*, 12(3), 231–235.
- Winstein, C. J. (1991). Knowledge of results and motor learning—implications for physical therapy. *Physical therapy*, 71(2), 140-149.
- Winstein, C. J., & Schmidt, R. A. (1990). Reduced frequency of knowledge of results enhances motor skill learning. *Journal of Experimental Psychology: Learning, Memory, and Cognition*, 16(4), 677.
- Wulf, G. Lewthwaite, R. & Hooyman, A. (2013). Can Ability Conceptualizations Alter the Impact of Social Comparison in Motor Learning? *Journal of Motor Learning and Development*, 1, 20-30.
- Wulf, G., & Lewthwaite, R. (2016). Optimizing performance through intrinsic motivation and attention for learning: The OPTIMAL theory of motor learning. *Psychonomic bulletin & review*, 23, 1382-1414.
- Wulf, G. & Shea, C.H. (2004). Understanding the role of augmented feedback: The good, the bad, and the ugly. In A.M. Williams & N.J. Hodges (Eds.), *Skill Acquisition in Sport: Research, Theory & Practice* (pp. 121–144). London: Routledge.
- Yoshida, Y., Zeni, J., & Snyder-Mackler, L. (2012). Do patients achieve normal gait patterns 3 years after total knee arthroplasty? *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 42(12), 1039–1049.
- Zanotto, D., Rosati, G., Spagnol, S., Stegall, P., & Agrawal, S. K. (2013). Effects of complementary auditory feedback in robot-assisted lower extremity motor adaptation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 21(5), 775-786.

Anhang A – Publikation 1

Linnhoff, D., Alizadeh, S., Schaffert, N., & Mattes, K. (2020). Use of acoustic feedback to change gait patterns: Implementation and transfer to motor learning theory—A scoping review. *Journal of Motor Learning and Development*, 8(3), 598-618.

Use of Acoustic Feedback to Change Gait Patterns: Implementation and Transfer to Motor Learning Theory—A Scoping Review

Dagmar Linnhoff Shahab Alizadeh
University of Hamburg Memorial University of Newfoundland

Nina Schaffert and Klaus Mattes
University of Hamburg

Changing gait parameters through acoustic feedback is a promising approach in gait therapy. The question remains to what extent, if any, the theories and concepts of motor learning have been taken into account for acoustic feedback systems development. Fifteen studies were identified for further analysis using a scoping review framework, among which seven had individuals with disordered gait as their population and eight incorporated healthy individuals. It was found that most studies used error feedback and did not test for long-term effects on gait parameters. It can be concluded that future studies should apply motor learning theories and concepts to the development of acoustic feedback devices for gait therapy.

Keywords: acquisition, feedback entities, gait therapy, long-term learning, sonification

Augmented real-time movement feedback has been suggested to be efficient for learning complex movements or changing automatized movement patterns (Sigrist, Rauter, Riener, & Wolf, 2013). In the context of gait therapy, various real-time feedback systems that provide information about different gait parameters have been developed and tested (Chamorro-Moriana, Moreno, & Sevillano, 2018). In their review, Chamorro-Moriana et al. (2018) concentrated on the aim of improving abnormal gait patterns via technology-based methods and found that acoustic feedback was used less frequently than visual feedback.

Linnhoff, Schaffert, and Mattes are with the Department of Human Movement Science, University of Hamburg, Hamburg, Germany. Alizadeh is with the School of Human Kinetics and Recreation, Memorial University of Newfoundland, St. John's, Newfoundland and Labrador, Canada. Linnhoff (dagmar.linnhoff@uni-hamburg.de) is corresponding author.

However, the use of acoustic information feedback has gained more interest within the last years (Pizzera & Hohmann, 2015). One advantage of acoustic feedback is that perceiving auditory information needs less focused attention than processing visual information and therefore it may be less distracting during movement execution (Sigrist et al., 2013). Acoustic feedback can be provided via acoustic signals related to movement parameters (e.g., beeps) or the transformation of the movement's time-kinetic structure into a sound called "sonification" (Hermann, 2008). The use of acoustic feedback encompasses a wide range of applications such as performance enhancement in elite sports, complex movements learning, and injury prevention or rehabilitation (Schaffert, Jantzen, Mattes, & Thaut, 2019).

To create a meaningful or efficient auditory feedback for specific movements, appropriate sound mapping strategies have to be developed (Brock, Schmitz, Baumann, & Effenberg, 2012). The question of feedback effectiveness within gait therapy strongly relates to motor control and motor learning theory. The influence of different feedback entities such as valence, frequency and type, on the motor learning process has been examined over decades. There is a body of evidence suggesting that these entities modulate short- and long-term motor learning processes. So far, there has been no research report systematically examining the aforementioned entities of acoustic feedback in previous works with a focus on their relation to motor learning. The aim of this scoping review is to discover whether and how findings on the relationship of feedback and motor learning have been applied in the development of acoustic feedback devices for gait.

Methods

A six-stage scoping review framework (Arksey & O'Malley, 2005; Levac, Colquhoun, & O'Brien, 2010) was used for the purposes of this study. The six stages consist of 1) identifying the research question; 2) identifying relevant studies; 3) study selection; 4) charting the data; 5) collating, summarizing, and reporting the results; and 6) consultation. Since the last stage is optional and not relevant for this study, our framework ends with the report of results and recommendations for future research and device development.

Research Question and Relevant Studies

The overall goal of this review was to evaluate how motor learning theories have been implemented for gait-related acoustic feedback systems development. Recommendations for acoustic feedback system use in gait would be provided based on the findings. In this context, all research using acoustic feedback devices to change the human gait pattern (also running as a related movement pattern) was considered. The population of studies may include healthy individuals as well as patients with altered gait patterns due to orthopedic or neurological impairments. No further specifications were made with regard to the studies' objectives other than to change the gait pattern by using real time acoustic feedback based on movement characteristics. Acoustic cueing or rhythm-based interventions were not the primary focus of this work.

Search Strategy

An electronic literature search in PUBMED, PEDro, BiSp (SURF), Cochrane, and WOS database was conducted in English from August 2018 to October 2018 with no specific timeframe. Additionally, the references of the included literature and the recommendations for related articles were scanned and considered for further analysis. Keywords were deducted from the three main topics of interest and combined through Boolean operators as shown in Table 1.

Depending on the database two different keyword combination terms were used. Either one big search term (strategy 1) was used or the literature search was split into smaller terms with one keyword per topic (strategy 2). With the keyword “movement sound”, a single search was performed additionally with all possible combinations due to inconsistent results.

Study Selection

Figure 1 shows the three-step inclusion process. The studies had to meet the following general and feedback-specific criteria.

In general, the study type had to be an intervention, an experimental, or a pilot study and it had to be published in a peer-reviewed journal. The population had to be human participants. At least one quantifiable gait parameter had to be specified as an outcome measure. Research papers available in English or German were considered for further assessment.

The feedback had to be a form of acoustic information related to a gait parameter such as dynamometric (e.g., pressure, ground reaction force), kinematic (e.g., acceleration of foot or tibia, joint angles, angular velocity), or other gait-related parameters (e.g., step length, step width, ground contact time, double step

Table 1 Search Strategy: Main Topics and Keywords (Top) and Combinations (Bottom)

	Topic 1	AND	Topic	AND	Topic 3
OR	acoustic		feedback		gait
OR	audit*		information		run
OR	movement sound		sonification		walk
	sonification				sport
Strategy 1 (one term)			(acoustic OR audit* OR sonification) AND (feedback OR information OR sonification) AND (gait OR run OR walk OR sport)		
Strategy 2 (single terms)			acoustic AND feedback AND gait; audit* AND feedback AND gait; sonification AND feedback AND gait; ... sonification AND sport		

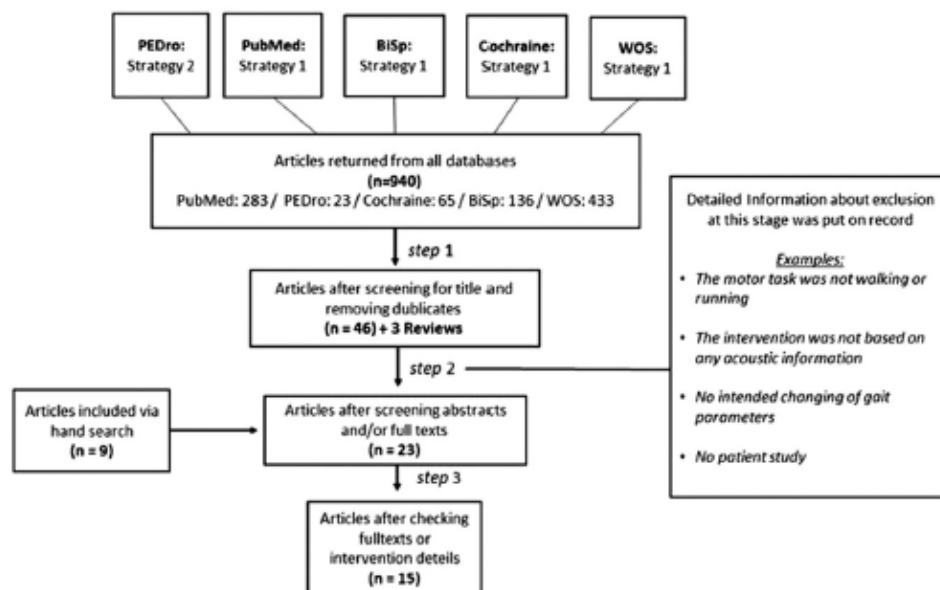


Figure 1 — Selection process.

time), with the goal of changing the actual gait pattern. It was important that the feedback provided information about movement execution in real time.

After removing duplicates and checking for the relevance of titles and abstracts in the first step, the full texts of the remaining studies were checked for general eligibility. The last step was to check the studies for the feedback-specific details. The first two steps were conducted by one reviewer and double-checked by a second reviewer. The third step was conducted by two reviewers separately and then compared.

Results

Search Results

In total the search yielded 940 matches. After the first screening, 46 articles and three reviews remained. Out of the 46 studies, 14 met the overall eligibility criteria and therefore full texts were retrieved. Additionally, nine studies were identified from the review papers and references of other studies ($n=9$ included via hand search). Overall, 23 studies were eligible for the literature review after the second step. Based on the feedback details eight more studies were rejected for the review after the third step, three of which were due to the fact that the feedback intensified awareness of the foot strike itself but did not provide information about movement execution (Baram, Aharon-Peretz, Badamy, Susel, & Schlesinger, 2016; Baram & Lenger, 2012; Baram & Miller, 2007). The other five studies that were excluded on the basis of lack of intervention on humans (Casamassima et al., 2014; Helmer et al., 2011; Torres, Kluckner, & Franinovic, 2013; Van Meulen, Weenk, Buurke, van Beijnum,

& Veltink, 2016; Wentink, Talsma-Kerkdijk, Rietman, & Veltink, 2015). Finally, 15 studies remained eligible for the review (see Table 2). In the case of one study (Schwachmeyer et al., 2015) the main goal for the gait intervention was not to change the gait pattern, but rather to explore how different landing patterns affect joint loads. In their design, they changed the participants landing pattern by giving acoustic feedback. Therefore, the study is also relevant for feedback assessment.

Study Characteristics

Out of 15 studies, four dealt with running and 11 with walking. Among the running studies, three were conducted with healthy runners and one with runners suffering from patella-femoral pain syndrome (Cheung & Davis, 2011). Of the other 11 studies that focused on walking, six had individuals with disordered gait as participants and five were conducted with healthy individuals. The number of participants were heterogeneous between different studies ranging from $N=1$ (Eriksson & Bresin, 2010) to $N=42$ (Isakov, 2007) participants.

A summary of the study characteristics follows.

Feedback

Technological Details. Eight studies used dynamometric data (plantar pressure sensors, force transducers) to trigger the acoustic feedback, while seven used kinematic data. Feedback was provided either via separate speakers, headphones, or speakers mounted on the feedback-device. In two studies (Horsak et al., 2016; Rodger, Young, & Craig, 2013), feedback was provided for the left leg on the left and for the right leg on the right ear. The exact time delay in milliseconds between movement execution and feedback was reported in one case (Horsak et al., 2016), 10 authors used the term “real time” and three did not report any time delay.

Feedback. The feedback methods differed with regard to frequency, type, and valence as well as the setting and adjustment of reference values (see Table 2).

Qualitative feedback with a negative valence (e.g., a beep indicating a movement error) was given in nine studies and therefore it was the most frequently used method. Erikson et al. (2011) and Wood and Kipp (2014) used quantitative negative feedback by adjusting the sound proportionally to the magnitude of deviation. Positive valence feedback was used in three studies and sonification in four studies (see “Sonification” section).

Target or critical values were set as fix values in four cases, and in nine cases on the basis of individual baseline measurements. Changes or adjustments to feedback were made either based on a study design that compared different feedback conditions (Eriksson & Bresin, 2010; Eriksson, Halvorsen, & Gullstrand, 2011; Horsak et al., 2016) or to adapt feedback to participants’ performance (Cheung & Davis, 2011; Isakov, 2007; Montoya et al., 1994).

Motor Learning

Learning a motor skill can be divided into two phases: the skill is acquired for a short time and then consolidated (transferred into long-term memory) with practice

Table 2 Study Characteristics and Feedback Details of Included Studies

Study Characteristics				Feedback Details						
Participants and Condition	Study Goal (Verbally Recited)	Study Design	Outcome Measures	Feedback Related to	Measurement System	Sound Device	Type	Valence	Reference value	Adjustments
Arvin (2003)	N = 16 (5 f/ 11 m) 65-34 y condition: hemiparesis	10-day intervention study	Step width	Step width	Distance measurement sensors	Speaker	Qualitative	Negative	Individual	-
Cheung and Davis (2011)	N = 3 (3 f/ 0 m) 26-35 y condition: patella-femoral pain (PFP) syndrome	2-week intervention study	Vertical impact peak (VIP), average vertical loading rate (AVLR), instantaneous vertical loading rate (IVLR)	Heel contact	Force transducer	Buzzer under foot	Qualitative	Negative	Fixed	Reduction of frequency
Eriksson et al. (2011)	N = 18 (7 f/ 11 m) 28.4 y condition: none	1 session: 11 trials with different feedback (fb) conditions and target levels	Vertical displacement (VD), step frequency (SF) and power (SPxVD) normalized to baseline	VD, SF, VDxSF	Position transducer	Headphones	Qualitative & quantitative	Negative	Individual	80% target vs. 90% target

(continued)

Table 2 (continued)

Study Characteristics			Feedback Details							
Participants and Condition	Study Goal (Verbally Recited)	Study Design	Outcome Measures	Feedback Related to	Measurement System	Sound Device	Type	Valence	Reference value	Adjustments
Eriksson and Bresin (2010)	N = 1 (m) condition: none	"... study the possibility of controlling step frequency and vertical displacement using visual and auditory feedback."	1 session: 4 trials with different target levels and fb conditions	Vertical displacement (VD), step frequency (SF)	VD, SF, VD<SF	Accelerometer	Headphones	Sonification	Neutral	Stepwise vs. summary (6 steps)
Fernery, Moretto, Hespel, Thévenon, and Lenselet (2004)	N = 5 condition: none	"... present a new plantar pressure control device able to restore visual and auditory signals in real time, in the case of excessive plantar pressure detection [...] improve the subject's awareness of the gait pattern in order to correct and optimise the load distribution patterns and to learn to use a new gait pattern."	1 session: 6 consecutive trials with fb	Loading rate	Foot loading	Plantar pressure sensors (7)	Speaker	Qualitative	Negative	Individual bandwidth

(continued)

Table 2 (continued)

Study Characteristics				Feedback Details						
Participants and Condition	Study Goal (Verbally Recited)	Study Design	Outcome Measures	Feedback Related to	Measurement System	Sound Device	Type	Valence	Reference value	Adjustments
Horsak et al. (2016)	"... the design and manufacturing of a real-time, portable, and low-cost gait sonification application for use by patients and clinicians within and outside of a traditional clinical environment."	1 session: 6 trials with different sound designs	Cadence, gait velocity, step length	Foot pressure, kinetics	Plantar pressure sensors (7) (sonigait)	Headphones ear wise 90.3 ms delay	Sonification	Neutral	-	Different sound models
Isakow (2007)	"... to evaluate the effectiveness of the new device as a biofeedback method in patients referred to Full weight bearing (FWB) gait rehabilitation"	2-week intervention study	Average improvements in weight bearing (kg)	Foot loading	Plantar pressure sensors (2) (smart step)	Speaker	Qualitative	Positive	Individual	Target-value

(continued)

Table 2 (continued)

Study Characteristics				Feedback Details						
Participants and Condition	Study Goal (Verbally Recited)	Study Design	Outcome Measures	Feedback Related to	Measurement System	Sound Device	Type	Valence	Reference value	Adjustments
Kassover, Tamber, Au, and Pugh (1986)	"... effects of augmented auditory biofeedback on the gait of four spastic diplegic children [...] to increase dorsiflexion at heel strike without causing other compensatory changes at the knee and hip, which might lead to crouch gait."	8-week intervention study	Velocity, stride length, thigh-, hip-, and knee angles	Heel pressure	Switch (pressure sensor)	Mini buzzer on shoe	Qualitative	Positive	Fixed	-
Montoya et al. (1994)	"... propose a biofeedback gait training system for left and right step length, adapted to the correction of spatial walking asymmetries by means of a simple, quick and reliable method, for daily clinical use without interfering directly with the temporal organization of the walking cycle."	4-week intervention study	Number of steps, step length (SL), absolute error (AE) values for SL	Step length symmetry	Potentiometer	Speaker	Qualitative	Negative	Individual	Target-value

(continued)

Table 2 (continued)

Study Characteristics				Feedback Details						
Participants and Condition	Study Goal (Verbally Recited)	Study Design	Outcome Measures	Feedback Related to	Measurement System	Sound Device	Type	Valence	Reference value	Adjustments
Redd and Bamberg (2012)	"... the design, manufacture, and verification of an inexpensive and portable gait feedback device for use by patients outside of the traditional clinical environment."	1 session: 3 trials × 3 fb conditions	Stance time ratio	Stance time symmetry	Pressure sensors (2)	Speaker or headphones	Qualitative	Negative	Fixed / individual	-
Riskowski, Mikesky, Balamonde, and Burr (2009)	"... validate that a knee brace with feedback aids in changing the gait pattern utilized at the initial contact (IC) and reduces the rate of loading (ROL)."	1 session: 18 trials × 3 fb conditions	Knee angle, tibial acceleration, ROL	Tibial acceleration, knee angle	Accelerometer and goniometer	Speaker on knee brace	Qualitative	Negative	Fixed	-
Rodger et al. (2013)	"... develop an interactive sonification framework and technique specifically to enhance gait performance in PD."	1 session: 2 trials control vs. fb	Coefficient of variation of SL and step duration	Swing phase of feed	3D infrared motion capture (Qualisys)	Headphones ear wise	Sonification	Neutral	-	-

(continued)

Table 2 (continued)

Study Characteristics				Feedback Details						
Participants and Condition	Study Goal (Verbally Recited)	Study Design	Outcome Measures	Feedback Related to	Measurement System	Sound Device	Type	Valence	Reference value	Adjustments
Schwachmeier et al. (2015)	"... determine how altered foot loading influences the medial knee joint loading in reality."	1 session: 2 fb conditions	Forces: resultant -medial knee contact; angles: inversion, foot progression, leg adduction; step width, trunk lean, center of mass (CoM)	Foot landing pattern	Pressure sensor	Speaker	Qualitative	Positive and negative	Individual	-
Wood and Kipp (2014)	"... investigate the feasibility of using peak positive acceleration (PPA)-generated audio biofeedback in real-time to reduce PPAs during running."	1 session: 4 trials x 3 fb conditions	PPA	Tibial acceleration	Accelerometer	Speaker	Qualitative and quantitative	Negative	Individual	-
Zanotto et al. (2013)	"... whether the most commonly used combination of feedback (i.e., haptic and visual) could be either enhanced by adding auditory feedback or successfully substituted with a combination of kinetic guidance and auditory feedback."	1 session: 4 group design with 3 different fb conditions + control	Normalized error area of target footpath, ROM, ratio of stance period	Knee and hip kinematics	Pressure sensors; force-torque sensors	Speaker	Sonification	Neutral	Individual	-

over several weeks (Kami, Meyer, Jezzard, Adams, Turner, & Ungerleider, 1995). The acquisition (short-term) is assessed by post-tests shortly after practice, while the learning (long-term) is usually assessed at least 24 hours after the last practice by retention-tests.

Seven studies did not include post-tests or retention-tests, while the other seven conducted post-tests and two of them also included a retention test after three months (Cheung & Davis, 2011) and 24 hours after the last practice (Aruin, Hanke, & Sharma 2003).

Discussion

The interplay between feedback entities, motor learning, and the extent to which these have been implemented in the current literatures' study design will be discussed in the following section.

Study Characteristics

Because the inclusion criteria did not limit the number of participants or study design, the studies were heterogeneous with regards to those aspects. The studies were categorized into two main types: 1) device development-orientated research and 2) clinical practice of gait rehabilitation or treatment. These two categories showed that intervention studies, up to eight weeks, were conducted with the intent of gait rehabilitation, while single session experiments with different feedback conditions focused on device development.

Feedback

Feedback varies from simple acoustic signals (e.g., beep tones) to advanced sound mapping strategies, also known as sonification. The latter is a comparatively new approach that requires precise measurement and programming techniques. By definition, sonification differs from goal-oriented feedback regarding the information that is delivered (Hermann, 2008) and is therefore discussed separately at the end of this section.

Time Delay, Feedback Frequency, and Presentation. Feedback time delay and feedback frequency (occurrence) are essential parameters for the gait as a cyclical movement. All studies used feedback for single steps or gait cycles. That can be considered as a high feedback frequency compared to summarizing the feedback for a certain number of consecutive steps. According to the Guidance Hypothesis (Schmidt, 1991), feedback has a guiding function that helps the recipient to correct movement errors. However, high feedback frequencies lead to guidance dependency, resulting into the recipient not being able to replicate the correct movement pattern without feedback. In their review, Salmoni, Schmidt, and Walter (1984) confirmed that high feedback frequencies lead to fast movement acquisition, but will have negative effects on long-term learning. Other studies have also shown that the feedback frequency inversely influences the short-term and long-term learning process (Salmoni et al., 1984). Erikson et al. (2010) reduced feedback frequencies in their study and compared a summary feedback (each eight steps) to

feedback given at each step. They found similar effects on movement adaption for both methods however, they did not test for motor learning effects. Therefore, it remains unclear whether both methods would have differed concerning long-term learning effects.

If feedback is given for each individual step or gait cycle, it should be measured and delivered simultaneously to avoid interference with the next step or gait cycle. The time delay between the actual movement and the occurrence of feedback must therefore be taken into account. In most cases, no time delay was reported or it was referred to as “real time”. Real time per definition does not allow any time delay; however, usually real time feedback devices have delays of at least in the millisecond range (Simon, Seuret, & Sename, 2012). Horsak et al. (2016) reported time delays below 140 ms to be perceived as real time. Time delays beyond the perceptual threshold would lead to interferences between movement execution and feedback information. Therefore, the exact time delay should be considered and reported in future studies.

With regard to sound presentation, there is a lack of knowledge regarding the influence of the device (through which the sound is delivered) on the learning process. The main difference is that when using headphones instead of speakers, the audio channel cannot receive additional sensory information. That could increase awareness and concentration, but could also contribute to a higher dependency on feedback. By using headphones, it is possible to play a different sound for each ear. Horsak et al. (2016) and Rodger et al. (2013) used earphones to separate feedback for the left and right leg. This may be useful for comparing left versus right, but there is also a risk of cognitive overload and sound overlap, especially in early learning phases.

Valence, Target Values, and Adjustments. Most studies used qualitative negative feedback in the form of warning signals when participants exceeded a critical value. This type of feedback is known to be efficient for movement correction and short-term adjustment, but less efficient for motor learning and automatization (Chiviacowsky & Wulf, 2007). This phenomenon can be explained by the Theory of Errorless Learning, which is based on the Theory of Implicit Learning (Reber, 1993; Maxwell, Masters, Kerr, & Weedon, 2001). There are two basic assumptions: 1) there are two separate learning mechanisms, one that is attention based (explicit) and one that requires only minimal attention resources (implicit); and 2) in motor learning these two learning mechanisms are linked to two control mechanisms which include the attention-based control in the early learning stages and the automatic control of movement in late stages. The Theory of Errorless Learning states that error feedback provokes attentive processing of movement errors (explicit hypothesis testing) and therefore facilitates attentive control. On the other hand, learning without processing errors leads to a higher proportion of implicit learning and therefore enhances early movement automatization. Studies in the field of Errorless Learning have supported the assumption. (Liao & Masters, 2001; Maxwell, Masters, & Eves, 2003). These findings also go along with a more neuronal mechanisms-based approach called Dual-Mechanisms-Hypothesis or Parallel Neural Network Model (Hikosaka, Nakamura, Sakai, & Nakahara, 2002; Keele, Ivry, Mayr, Hazeltine, & Heuer, 2003). The assumption is that two independent neuronal learning systems are involved in motor learning and motor

control: the multidimensional system that needs attentional resources and leads to a spatial coded movement representation and the unidimensional system that needs little attention resources and leads to a motor coded movement representation. In the early stages of motor learning, the spatial representation is dominant in movement control while in the late stages the motor representation takes over. Accordingly, implicit learning would facilitate the establishment of motor coded movement representations that are stable over time and automatically controlled. Taken together, all studies that used acoustic error feedback may have led to positive results in movement correction but this type of feedback seems to be not beneficial for effectively changing gait patterns on a long-term basis.

Positive feedback, on the other hand, promotes motivation and thus may be beneficial for the motor learning process (Magill, 1998; Wulf & Shea, 2004). The hypothesis of the Dopamine Prediction Error supports this assumption by providing a neurotransmitter-based explanation. The hypothesis states that unexpected positive feedback in contrast to expected positive feedback or negative feedback leads to a higher dopamine release in the brain while learning. Among other transmitters, dopamine is responsible for strengthening synapses and thus facilitates the consolidation process that is responsible for long-term learning (Glimcher, 2011; Matsumoto & Hikosaka, 2009). The question remains whether the absence of positive feedback may be interpreted as negative feedback by the recipient and might have similar consequences for long-term learning.

The fact that most of the studies used qualitative feedback instead of quantitative feedback could be due to technological limitations. Consequently, this makes it impossible to estimate the extent of the deviation from the target performance. As a result, maladaptive short-term corrections may lead to a high variability between single steps, which interferes with the development of a stable and automatized gait pattern (Winstein & Schmidt, 1990).

Since gait performance varies between each individual, it may be useful to adjust feedback to the individual's baseline performance rather than a fixed value. This method was implemented in most studies. In three cases, adjustments to the feedback were made within the study: Cheung and Davis (2011) adjusted the frequency and two studies (Isakow, 2007; Montoya et al., 1994) adjusted the target values within the time of intervention. These adjustments can help modulate feedback frequency and precision within the learning process.

Overall, the development of a stable gait pattern with minimal need to attention resources is an important factor for gait patients during the long-term learning process. Feedback should be designed in a way that facilitates the establishment of a stable movement pattern as well as giving aid in order to improve the movement. It seems that implicit learning is important for the movement automatization development. By modulating feedback valence and frequency within the learning process it should be possible to initiate movement correction and promote lasting motor learning effects.

Sonification. Four out of 15 studies provided the participants with real time sonification of gait parameters. Erikson and Bresin (2010) tried different sound models to represent the energy efficiency of running, Horsak et al. (2016) used different sound models to represent the foot rollover, Rodger et al. (2013) used a

sinusoidal sound interface to represent the swing phase of each foot, and Zanotto, Rosati, Spagnol, Stegall, and Agrawal (2013) used vowel synthesis of hip and knee angles.

Sonification is a form of acoustic feedback that does not refer to a specific target value. Rodger et al. (2013) claim that sonification is not restricting movement to “typical” ranges of motion; therefore, its valence can be described as neutral. The sound transports the kinematic or kinetic parameters as well as the time structure of the movement execution. The aim is for the receiver to intuitively understand, interpret, and adapt the sound to the movement. Therefore, an implicit or explicit learning process of the movement–sound relationship must take place beforehand. However, the amount of information at the beginning of the motor learning process should be limited to avoid cognitive overload (Abernethy, Maxwell, Masters, Van Der Kamp, & Jackson, 2007; Gray, 2004). This could explain why complex sonification models did not work well for short-term movement acquisition in the case of Horsak et al. (2016) and Zanotto et al. (2013) and was associated with very small effects in the study of Rodger et al. (2013). With reference to the aforementioned Dual-Mechanisms-Hypothesis (Keele et al., 2003) and Parallel Neural Network Model (Hikosaka et al., 1999, 2002), the question arises whether explicit or implicit learning mechanisms can depend on sound models and instructions. If the user learns the movement–sound relationship intuitively, this indicates that the implicit learning mechanism would be prominent. However, there is a lack of evidence to support this assumption.

Motor Learning Assessment

In order to initiate motor learning, a certain number of practice sessions is necessary. The literature indicates that the time needed for short- or long-term motor learning depends on the complexity of the movement itself, the learner’s experience, and the learning conditions. Six of the 15 studies that were reviewed had an average practice session of twice a week (see Table 3). Most studies assessed the acute effects of feedback on gait pattern while it was delivered (adaptation), but lacked a follow-up for the long- or short-term learning effects. It is reasonable to assume that if the acoustic feedback leads to gait changes, it should also improve the motor learning process. However, separate practice sessions and tests for learning effects are needed to draw conclusions about the practicality of feedback within gait therapy.

Although seven studies used post-tests to assess motor learning effects, only one study evaluated them on a long-time scale. According to Müller and Blischke (2009), 24 hours after the last practice is the minimum time required for the long-term consolidation test. The “Feedback” section discussed that feedback can have opposite effects on acquisition and long-term learning or automatization. Retention tests are therefore necessary to determine whether certain feedback procedures improve motor learning for the long-term. The question is which learning mechanisms take place and how mental representations of motor skills will change depending on the type of acoustic feedback. The relationship between sound model, learning process, and memory structure of movement should be examined in order to develop appropriate sound models based on theoretical knowledge of the underlying learning mechanisms.

Table 3 Motor Learning Assessment in the Study Design Compared Between the Studies

	Practice Sessions	Post Test	Retention Test	Results for Adaption	Results for Motor Learning
Aruin (2003)	20 sessions in 10 days	yes*	no*	77.8% increase in step width ($p < .05$)	not available (n.a.)*
Cheung and Davis (2011)	8 sessions in 14 days	yes	Yes (after 3 month)	15.6% decrease in vertical impact peak 22.7% decrease in average and 23.7% in instantaneous loading rates	effects were maintained
Eriksson et al. (2011)	No practice	no	no	n.a.	n.a.
Eriksson and Bresin (2010)	No practice	no	no	n.a.	n.a.
Femery et al. (2004)	No practice	no	no	n.a.	n.a.
Horsak et al. (2016)	No practice	no	no	n.a.	n.a.
Isakov (2007)	4 sessions within 14 days	yes	no	Improvement of 7.9 kg experimental vs. 0.7 kg in control group ($p < .01$) for weight bearing	n.a.
Kasover et al. (1986)	16 sessions within 8 weeks	yes	yes	Not reported	not reported
Montoya et al. (1994)	8 sessions within 4 weeks	yes	no	62.7% improvement of step length of the affected limb vs. 34.6% control group ($p < .05$)	n.a.
Redd and Bamberg (2012)	No practice	no	no	n.a.	n.a.
Riskowski et al. (2009)	No practice	no	no	n.a.	n.a.

(continued)

Table 3 (continued)

	Practice Sessions	Post Test	Retention Test	Results for Adaption	Results for Motor Learning
Rodger et al. (2013)	No practice	no	no	n.a.	n.a.
Schwachmeyer et al. (2015)**	-	-	-	-	-
Wood and Kipp (2014)	No practice	yes	no	8.5% decrease of peak positive acceleration (PPA) ($p < .05$) (only in second trial without feedback)	n.a.
Zanotto et al. (2013)	4 sessions of 10 min within one day	yes	no	Results in the sonification group 1 (SF 1) were not significant for normalized error area (NEA) and range of motion (ROM) but were for gait timing (GT). Improvement of NEA, ROM, and GT for the rhythmic cuing groups (SF 2, SF 3) was found. There were no statistical difference for each feedback group from control group for NEA, GT, and gait symmetry.	n.a.

* Post-test was administered within 24 hours after last practice. ** Study is not relevant for motor learning assessment.

Conclusion

The main objective of this review was to obtain an overview of existing studies on gait interventions with acoustic feedback and to explore whether theoretical approaches to motor learning and motor control were taken into account in these studies. Although different existing theories for the learning scenarios were presented, most studies did not refer to them. One explanation is that in device development studies questions about motor learning were not the primary study concern and thus were not considered. In order to evaluate the applicability and effectiveness of acoustic feedback interventions for gait therapy, these questions should be addressed. Therefore, close cooperation between experts of different fields is necessary: movement and sports scientists who have knowledge of movement execution, motor control, and learning; engineers for the technological realization and support; and, finally, clinicians who know about patients' needs and usability of devices in clinical praxis.

In summary, the development of sonification methods as a still young approach to research seems very promising. The high information content in combination with the neutral valence and the low attentional processing costs make it a theoretically efficient way to initiate long-term motor learning. The challenge is to develop sound models that really work for patients. In order to open up this field for gait therapy purposes, it should be approached with a motor learning perspective. The investigation of short- and long-term learning effects as well as the alteration of cognitive structures in the learning process can help to understand the underlying mechanisms. This knowledge is important as basis for the use of acoustic feedback in different learning scenarios. In future studies, technical solutions for gait feedback should be based on scientific findings on motor learning and motor control.

References

- Abemethy, B., Maxwell, J.P., Masters, R.S., Van Der Kamp, J., & Jackson, C. (2007). Attentional processes in skill learning and expert performance. *Handbook of Sport Psychology*, 3, 245–263.
- Arksey, H., & O'Malley, L. (2005). Scoping studies: Towards a methodological framework. *International Journal of Social Research Methodology*, 8(1), 19–32.
- Aruin, A.S., Hanke, T.A., & Sharma, A. (2003). Base of support feedback in gait rehabilitation. *International Journal of Rehabilitation Research*, 26(4), 309–312. PubMed ID: [14634366](#)
- Baram, Y., Aharon-Peretz, J., Badamy, S., Susel, Z., & Schlesinger, I. (2016). Closed-loop auditory feedback for the improvement of gait in patients with Parkinson's disease. *Journal of the Neurological Sciences*, 363, 104–106. PubMed ID: [27000231](#) doi:[10.1016/j.jns.2016.02.021](#)
- Baram, Y., & Lenger, R. (2012). Gait improvement in patients with cerebral palsy by visual and auditory feedback. *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface*, 15(1), 48–52. doi:[10.1111/j.1525-1403.2011.00412.x](#)
- Baram, Y., & Miller, A. (2007). Auditory feedback control for improvement of gait in patients with multiple sclerosis. *Journal of the Neurological Sciences*, 254(1–2), 90–94. doi:[10.1016/j.jns.2007.01.003](#)
- Brock, H., Schmitz, G., Baumann, J., & Effenberg, A.O. (2012). If motion sounds: Movement sonification based on inertial sensor data. *Procedia Engineering*, 34, 556–561. doi:[10.1016/j.proeng.2012.04.095](#)

- Casamassima, F., Ferrari, A., Milosevic, B., Ginis, P., Farella, E., & Rocchi, L. (2014). A wearable system for gait training in subjects with Parkinson's disease. *Sensors*, 14(4), 6229–6246. PubMed ID: 24686731 doi:10.3390/s140406229
- Chamorro-Moriana, G., Moreno, A., & Sevilano, J. (2018). Technology-based feedback and its efficacy in improving gait parameters in patients with abnormal gait: A systematic review. *Sensors*, 18(2), 142. doi:10.3390/s18010142
- Cheung, R.T., & Davis, I.S. (2011). Landing pattern modification to improve patellofemoral pain in runners: a case series. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 41(12), 914–919. PubMed ID: 22031595 doi:10.2519/jospt.2011.3771
- Chiviawsky, S., & Wulf, G. (2007). Feedback after good trials enhances learning. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 78(2), 40–47. PubMed ID: 17479573 doi:10.1080/02701367.2007.10599402
- Eriksson, M., & Bresin, R. (2010). *Improving running mechanics by use of interactive sonification*. Proceedings of the Interaction Sonification workshop (ISon) 2010, 95–98.
- Eriksson, M., Halvorsen, K.A., & Gullstrand, L. (2011). Immediate effect of visual and auditory feedback to control the running mechanics of well-trained athletes. *Journal of Sports Sciences*, 29(3), 253–262. PubMed ID: 21170792 doi:10.1080/02640414.2010.523088
- Femery, V.G., Moretto, P.G., Hespel, J.M.G., Thévenon, A., & Lensel, G. (2004). A real-time plantar pressure feedback device for foot unloading. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(10), 1724–1728. PubMed ID: 15468038 doi:10.1016/j.apmr.2003.11.031
- Glimcher, P.W. (2011). Understanding dopamine and reinforcement learning: The dopamine reward prediction error hypothesis. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 108(Suppl. 3), 15647–15654. doi:10.1073/pnas.1014269108
- Gray, R. (2004). Attending to the execution of a complex sensorimotor skill: Expertise differences, choking, and slumps. *Journal of Experimental Psychology: Applied*, 10(1), 42
- Helmer, R.J.N., Farrow, D., Ball, K., Phillips, E., Farouil, A., & Blanchonette, I. (2011). A pilot evaluation of an electronic textile for lower limb monitoring and interactive biofeedback. *Procedia Engineering*, 13, 513–518. doi:10.1016/j.proeng.2011.05.123
- Hermann, T. (2008). Taxonomy and definitions for sonification and auditory display. In P. Susini & O. Warusfel (Eds.), *Proceedings of the 14th International Conference on Auditory Display (ICAD 2008)*. Paris, France: IRCAM.
- Hikosaka, O., Nakahara, H., Rand, M.K., Sakai, K., Lu, X., Nakamura, K., ... Doya, K. (1999). Parallel neural networks for learning sequential procedures. *Trends in Neurosciences*, 22(10), 464–471. PubMed ID: 10481194 doi:10.1016/S0166-2236(99)01439-3
- Hikosaka, O., Nakamura, K., Sakai, K., & Nakahara, H. (2002). Central mechanisms of motor skill learning. *Current Opinion in Neurobiology*, 12(2), 217–222. PubMed ID: 12015240 doi:10.1016/S0959-4388(02)00307-0
- Horsak, B., Dlapka, R., Iber, M., Gorgas, A.M., Kiselka, A., Gradl, C., & Doppler, J. (2016). SONIGait: A wireless instrumented insole device for real-time sonification of gait. *Journal on Multimodal User Interfaces*, 10(3), 195–206. doi:10.1007/s12193-016-0216-9
- Isakov, E. (2007). Gait rehabilitation: A new biofeedback device for monitoring and enhancing weight-bearing over the affected lower limb. *Europa Medicophysica*, 43(1), 21. PubMed ID: 17021589
- Kami, A., Meyer, G., Jeppard, P., Adams, M.M., Turner, R., & Ungerleider, L.G. (1995). Functional MRI evidence for adult motor cortex plasticity during motor skill learning. *Nature*, 377(6545), 155–158. doi:10.1038/377155a0
- Kassover, M., Tauber, C., Au, J., & Pugh, J. (1986). Auditory biofeedback in spastic diplegia. *Journal of Orthopaedic Research*, 4(2), 246–249. PubMed ID: 3712131 doi:10.1002/jor.1100040213

- Keele, S.W., Ivry, R., Mayr, U., Hazeltine, E., & Heuer, H. (2003). The cognitive and neural architecture of sequence representation. *Psychological Review*, 110(2), 316–339. PubMed ID: 12747526 doi:10.1037/0033-295X.110.2.316
- Liao, C., & Masters, R.S.W. (2001). Analogy learning: A means to implicit motor learning. *Journal of Sports Sciences*, 19(5), 307–319. PubMed ID: 11354610 doi:10.1080/02640410152006081
- Levac, D., Colquhoun, H., & O'Brien, K.K. (2010). Scoping studies: Advancing the methodology. *Implementation Science*, 5(1), 69.
- Magill, R.A. (1998). Knowledge is more than we can talk about: Implicit learning in motor skill acquisition. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 69(2), 104–110.
- Matsumoto, M., & Hikosaka, O. (2009). Two types of dopamine neuron distinctly convey positive and negative motivational signals. *Nature*, 459(7248), 837–841. PubMed ID: 19448610 doi:10.1038/nature08028
- Maxwell, J.P., Masters, R.S.W., & Eves, F.F. (2003). The role of working memory in motor learning and performance. *Consciousness and Cognition*, 12(3), 376–402. PubMed ID: 12941284 doi:10.1016/S1053-8100(03)00005-9
- Maxwell, J.P., Masters, R.S.W., Kerr, E., & Weedon, E. (2001). The implicit benefit of learning without errors. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology Section A*, 54(4), 1049–1068.
- Montoya, R., Dupui, P.H., Pages, B., & Bessou, P. (1994). Step-length biofeedback device for walk rehabilitation. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 32(4), 416–420. doi:10.1007/BF02524694
- Müller, H., & Blischke, K. (2009). *Motorisches Lernen. Grundlagen der Sportpsychologie*. 159–228.
- Pizzera, A., & Hohmann, T. (2015). Acoustic information during motor control and action perception: A review. *The Open Psychology Journal*, 8(1), 183–191. doi:10.2174/1874350101508010183
- Reber, A.S. (1993). *Implicit learning and tacit knowledge: An essay on the cognitive unconscious*. New York, NY: Oxford University Press.
- Redd, C.B., & Bamberg, S.J.M. (2012). A wireless sensory feedback device for real-time gait feedback and training. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 17(3), 425–433. doi:10.1109/TMECH.2012.2189014
- Riskowski, J.L., Mikesky, A.E., Bahamonde, R.E., & Burr, D.B. (2009). Design and validation of a knee brace with feedback to reduce the rate of loading. *Journal of Biomechanical Engineering*, 131(8), 084503. PubMed ID: 19604026 doi:10.1115/1.3148858
- Rodger, M.W., Young, W.R., & Craig, C.M. (2013). Synthesis of walking sounds for alleviating gait disturbances in Parkinson's disease. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22(3), 543–548. PubMed ID: 24235275 doi:10.1109/TNSRE.2013.2285410
- Salmoni, A.W., Schmidt, R.A., & Walter, C.B. (1984). Knowledge of results and motor learning: A review and critical reappraisal. *Psychological Bulletin*, 95(3), 355.
- Schaffert, N., Janzen, T.B., Mattes, K., & Thaut, M.H. (2019). A review on the relationship between sound and movement in sports and rehabilitation. *Frontiers in Psychology*, 10, 244. PubMed ID: 30809175 doi:10.3389/fpsyg.2019.00244
- Schmidt, R.A. (1991). Frequent augmented feedback can degrade learning: Evidence and interpretations. G.E. Stelmach & J. Requin (Eds.), *Tutorials in motor neuroscience* (pp. 59–75). Dordrecht, Netherlands: Kluwer.
- Schwachmeyer, V., Kutzner, I., Bomschein, J., Bender, A., Dymke, J., & Bergmann, G. (2015). Medial and lateral foot loading and its effect on knee joint loading. *Clinical Biomechanics*, 30(8), 860–866. PubMed ID: 26143557 doi:10.1016/j.clinbiomech.2015.06.002

- Sigrist, R., Rauter, G., Riener, R., & Wolf, P. (2013). Augmented visual, auditory, haptic, and multimodal feedback in motor learning: A review. *Psychonomic Bulletin & Review*, 20(1), 21–53. PubMed ID: 23132605 doi:10.3758/s13423-012-0333-8
- Simon, D., Seuret, A., & Sename, O. (2012). On real-time feedback control systems: Requirements, achievements and perspectives. In *2012 1st International Conference on Systems and Computer Science (ICSCS)* (pp. 1–6). Villeneuve d'Ascq, France: IEEE.
- Torres, A.V., Kluckner, V., & Franinovic, K. (2013). Development of a sonification method to enhance gait rehabilitation. In *Proceedings of the ISON 2013, 4th Interactive Sonification Workshop* (pp. 37–43). Erlangen, Germany: Fraunhofer IIS.
- van Meulen, F.B., Weenk, D., Buurke, J.H., van Beijnum, B.J.F., & Veltink, P.H. (2016). Ambulatory assessment of walking balance after stroke using instrumented shoes. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 13(1), 48. PubMed ID: 27198134 doi:10.1186/s12984-016-0146-5
- Wentink, E.C., Talsma-Kerkdijk, E.J., Rietman, H.S., & Veltink, P. (2015). Feasibility of error-based electrotactile and auditive feedback in prosthetic walking. *Prosthetics and Orthotics International*, 39(3), 255–259. PubMed ID: 24519475 doi:10.1177/0309364613520319
- Winsten, C.J., & Schmidt, R.A. (1990). Reduced feedback of knowledge of results enhances motor skill learning. *Journal of Experimental Psychology: Learning, Memory, and Cognition*, 16(4), 677–691.
- Wood, C.M., & Kipp, K. (2014). Use of audio biofeedback to reduce tibial impact accelerations during running. *Journal of Biomechanics*, 47(7), 1739–1741. PubMed ID: 24679712 doi:10.1016/j.jbiomech.2014.03.008
- Wulf, G., & Shea, C.H. (2004). Understanding the role of augmented feedback: The good, the bad, and the ugly. In A.M. Williams & N.J. Hodges (Eds.), *Skill acquisition in sport: Research, theory & practice* (pp. 121–144). London, UK: Routledge.
- Zanotto, D., Rosati, G., Spagnol, S., Stegall, P., & Agrawal, S.K. (2013). Effects of complementary auditory feedback in robot-assisted lower extremity motor adaptation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 21(5), 775–786. PubMed ID: 23529102 doi:10.1109/TNSRE.2013.2242902

Anhang B – Publikation 2

Linnhoff, D., Kaiser, R., Mattes, K., & Frank, C. (2025). Cognitive representation of gait: differences in memory structures between individuals after total knee arthroplasty and total hip arthroplasty. *Cognitive Processing*, 1-11.



Cognitive representation of gait: differences in memory structures between individuals after total knee arthroplasty and total hip arthroplasty

Dagmar Linnhoff¹ · René Kaiser² · Klaus Mattes¹ · Cornelia Frank³Received: 30 June 2024 / Accepted: 30 December 2024
© The Author(s) 2025

Abstract

The objective was to examine differences in the gait-specific cognitive representation structures between individuals after total knee- (TKA) and after total hip-joint arthroplasty (THA). The cognitive representation structure was compared between three groups: 1. three months after TKA ($n = 12$), 2. three months after THA ($n = 12$), and 3. healthy control group (CG) ($n = 12$) using the structural dimensional analysis of mental representation (SDA-M). Additionally, perceived joint function was rated by either the KOOS, JR. or HOOS, JR. Mean distribution of perceived joint function was not significantly different between the TKA (60.35 ± 11.2) and THA group (68.01 ± 13.8) ($t = -1.425$; $p = .173$). In the cognitive representation structure, the THA group exhibited functional differences from the TKA group and control group, both of which showed a functional structure. Three months after hip joint replacement the gait-specific cognitive representation structure seems to reflect joint function-specific deviations. Therefore, focussing on functional recovery of cognitive gait representation may facilitate gait rehabilitation in individuals after hip replacement.

Keywords Structural dimensional analysis · Mental representation · Gait deviation · Functional representation structure · Long-term memory · Arthroplasty

Editor: Alessandro D'Ausilio (University of Ferrara); Reviewer: Benjamin Streng (Bielefeld University).

✉ Dagmar Linnhoff
dagmar.linnhoff@uni-hamburg.de

René Kaiser
kaiser@oc-h.de

Klaus Mattes
klaus.mattes@uni-hamburg.de

Cornelia Frank
cornelia.frank@uni-bremen.de

¹ Department of Human Movement Science, University of Hamburg, Turmweg 2, 20148 Hamburg, Germany

² Department of Clinical Research and Sport Science, OrthoCentrum Hamburg, Hansastr. 1–3, 20149 Hamburg, Germany

³ Human Movement Science Group, University of Bremen, Am Fallturm 1, 28359 Bremen, Germany

Introduction

Osteoarthritis is considered the most common joint disease worldwide and most often affects the knee joint, followed by the wrist and the hip (Hunter and Bierma-Zeinstra 2019; Steinmetz et al. 2023). The course of the disease is associated with pain and restrictions in daily life situations of affected persons (Neogi 2013; Hunter et al. 2014). Restrictions in walking, as they occur with severe arthrosis of the knee or hip joint, severely limit mobility and thus social participation, especially among older individuals (Hefter and Götz 2013). In this case, knee or hip replacement surgery is commonly recommended if appropriate conventional therapies have been unsuccessful (Hunter and Bierma-Zeinstra 2019; Carr 2012). The lifetime risk of total hip replacement (THA) at the age of 50 years has been estimated at 11.6% for women and 7.1% for men, and for knee replacement (TKA), 10.8% and 8.1% for women and men respectively (Culliford et al. 2012). Knee or hip replacement surgery aims to restore the physiological basis for unrestricted walking by replacing the affected joint with an artificial joint (Brocks 2007). Despite this restoration, walking after surgery must be

relearned because physiological structures must regenerate and the gait pattern must be adapted to the new joint (Cassel et al. 2017; Heisel and Jerosch 2007). Thus, gait rehabilitation is essential for patients in the first weeks after TKA or THA (Bandholm et al. 2018; Jöllenbeck and Pietschmann 2019; Snell et al. 2018).

Despite participation in gait rehabilitation programs, research shows that functional postoperative outcomes and daily activity levels after TKA or THA often do not return to their pre-pathology level (Luna et al. 2017; Lyman et al.; 2020; Smith et al. 2015). Regarding pre-operative gait, studies found that although the gait pattern improves significantly in the first few weeks after surgery, it still differs from that of non-affected persons after a year or more. Usually, healthy or normal gait is associated with gait symmetry which means that the left and right leg are relatively equal in terms of spatio-temporal and dynamic gait parameters (Viteckova et al. 2018). Deviations or asymmetries that occur as a result of pain avoidance (e.g. unequal weight distribution or stance time) are often found in arthritic gait but also still after joint replacement, leading to an overuse of other structures (Jöllenbeck and Pietschmann 2019). For individuals after TKA, Perka et al. (2000) found that gait symmetry improved 28 weeks after surgery compared to before, but still deviated from the normal range found in unrestricted gait. Berth et al. (2002) found that the range of motion of the knee was still significantly lower for individuals 33 months after TKA compared to a control group. Also, Yoshida et al. (2012) reported differences in kinematic, kinetic, and spatiotemporal variables compared to individuals without knee pathology three years post-surgery. In the case of THA, Leuchte et al. (2007) reported that asymmetric loading rates remained at 28 weeks after surgery. Ten months after THA, Beaulieu et al. (2010) found that the sagittal-plane range of motion was still lower in the operated joint compared to the non-operated. In accordance, Foucher et al. (2007) found that despite good subjective functional rating, the range of motion in the sagittal plane and the internal rotation moments of the hip joint one year after THA still differed from those of a control group with radiographically normal hips. Overall, the reported studies show that some gait deficits persist after joint replacement of either the knee- or the hip joint and thus can lead to long-term overuse of healthy structures, limited function and activity. This raises the question of what causes gait deviations remaining after joint replacement and physical rehabilitation.

Motor behaviour such as gait depends on physiological structures, but also and in particular relies on the individuals' movement-related cognitive-perceptual memory structures (Bernstein 1967; Schack 2004, 2020). According to the authors, movement execution is controlled by the cognitive representation of the (expected) perceptual effects. This cognitive-perceptual perspective on motor control postulates

that cognitive and motor processes underlying action control are functionally linked. Following this line of reasoning, the cause of the remaining gait deficits may be cognitive in nature. Replacing a joint with an artificial one changes the individual's perception of the joint (Collins 2012). The cognitive-perceptual memory structures would need to adapt to the change by integrating the sensory information perceived by the new joint. Thus, it can be assumed that both, the physiological state and the adaptation of gait-specific cognitive structures, influence the postoperative gait pattern. To date, not much is known about cognitive-perceptual memory structures after joint replacement surgery. Considering that gait performance is influenced by representational networks stored in long-term memory, it may be helpful to assess these gait-related, cognitive representations when developing indication-specific, effective rehabilitation strategies for individuals to overcome the aforementioned persisted gait deviations.

The cognitive action architecture approach (Schack 2004, 2020) is based on this cognitive-perceptual view on movement control. It says that procedural knowledge is hierarchically organized and basic action concepts (BACs) serve as cognitive representation units between the action goal (top) and the motor commands (bottom). These can be understood as representational units in long-term memory (LTM) that integrate the functional and sensory features of movements. The way that movement-related BACs are structurally organized or clustered is crucial for movement execution and can be accessed with specific psychometric procedures (e.g. structural dimensional analysis) (Schack 2012, 2020). Using these procedures, research has indicated that the hypothesized relationship between clustering of movement-related BACs in LTM and movement execution exists in different movement contexts like tennis, golf, judo, volleyball, dancing, or manual action (Bläsing et al. 2009; Gromeyer et al. 2022; Land et al. 2013; Stöckel et al. 2012; Velentzas, 2011; Weigelt et al. 2011). Frank et al. (2013) additionally showed in a pre-post design that the structure of mental representation changes during the motor learning process towards a more functional clustering. Last, the structuring or clustering of BACs in the cognitive representation can directly be related to movement execution errors (Schack and Mechsner 2006).

Exploring the relation between the gait-specific cognitive representation and disordered gait has received growing interest in research to date. Jacksteit et al. (2018) compared the mental representation of gait between persons suffering from severe knee arthrosis and same-aged healthy persons. They identified seven BACs representing the structure of a single gait cycle (foot strike to foot strike of one leg). The authors found structural differences between both groups in that the control group exhibited a representation structure that separated the BACs into two functional phases while

in the knee-arthrosis group two crucial sub-phases of gait (mid stance and mid swing) were separated from the remaining BACs. From these results, the authors concluded that in healthy individuals the two functional phases represent the functionally correct deviation into a stance- and swing phase according to the literature (Perry and Burnfield 2010). In contrast, the cognitive representation of persons with severe knee arthrosis exhibited either a dysfunction of weight-bearing on the affected leg (mid stance) or swinging the affected leg forward (mid swing). In another setting, Jacksteit et al. (2019) extended their results from patients with knee- to patients with hip arthrosis in conducting a three group cross-sectional study (1. persons with severe hip-osteoarthritis, 2. persons six months after total hip arthroplasty (THA) surgery, and 3. Same-aged healthy controls). They found similar results for the comparison between the control group and the hip-arthrosis group as former for the knee-arthrosis group compared to the control group. Here, the hip-arthrosis group also functionally separated mid stance and mid swing from the remaining BACs whereas the control group did not. However, in individuals six months after hip replacement surgery, the mid swing phase was functionally integrated while the mid stance was still functionally separated. The authors concluded that six months after THA, the mental representation is more functional than it is pre-surgery but is still different from undisturbed gait. Finally, in a longitudinal study, Schega et al. (2014) investigated whether an intervention with visual feedback leads to changes in gait-specific cognitive representation of individuals shortly after THA. In a randomized controlled trial, they measured the gait-specific mental representation of 20 persons who underwent THA 14 days before and assigned them either to a visual feedback intervention group or to a gait intervention control group (receiving no visual feedback). Statistical comparison of the individual representation structures with a given functional reference (as a measure of representation quality) revealed that the two groups did not differ before the intervention, whereas the group who received visual feedback was significantly closer to the reference after the intervention. The authors concluded that the visual feedback intervention led to an improvement in gait-specific cognitive representation structure.

In summary, the following conclusions can be deduced from the findings: First, the gait-related cognitive representation structure in individuals with hip- and knee arthrosis (i.e. before joint replacement) differs from healthy persons (Jacksteit et al. 2018; Jacksteit et al. 2019). For either group (knee- and hip-arthrosis) in the distinct studies, this deviation from healthy individuals was explained by the fact that they experienced pain and gait limitations through their condition. Second, six months after hip joint replacement, the gait-specific cognitive representation of patients differs both from healthy persons and also from individuals suffering

from hip arthrosis. At this point, no comparable study exists for individuals after knee-joint replacement leaving open the question of whether this is also true after knee joint replacement. From a cognitive-perceptual view, a new artificial joint brings along new joint-specific perceptual input affecting the cognitive representation of gait. Therefore, with regard on the gait-specific representation structure in LTM, both joint replacement groups should differ from each other and also from unimpaired individuals. If this is the case, it would indicate that the former mentioned persisted gait deviations are (at least partly) of cognitive origin embedded in LTM. For rehabilitation practice this would indicate to not only focus on physiological but also joint function specific training integrating exercises that target weak points indicated by the cognitive representation structure. Second, the monitoring of therapy success may be extended by accessing the cognitive representation structure. The aim of this study was to explore whether the expected differences in the gait-specific representation can be empirically proven, leading to the former mentioned indications for gait rehabilitation.

Methods

Ethics statement and Informed consent

This cross-sectional study was carried out in the Biomechanics Laboratory of the Hamburg University and the OrthoCentrum Hamburg. The study was approved by the Ethical Review Committee of the Department of Psychology and Movement Science of the Hamburg University (No. 2020_330) and performed in accordance to their guidelines as well as in accordance to the Declaration of Helsinki (2013) and the DFG (German Research Foundation) regulations for Good Research Practice. Informed consent was obtained from all participants prior to inclusion into the study.

Population

Groups were defined as (1) persons three months after total knee arthroplasty (TKA), (2) persons three months after total hip arthroplasty (THA), and (3) same-aged healthy persons (control).

To draw conclusions on the question of whether the mental representation structure of individuals after knee joint replacement functionally differs from those after hip joint replacement, cognitive representation structures should ideally be measured when patients have overcome physical limitations caused by surgery. This is when patients are admitted to full-weight bearing and getting back to their preoperative activity status at 8 to 12 weeks after surgery (Lyman et al. 2020; Ribeiro-Castro 2024).

Participants after THA or TKA were recruited from the OrthoCentrum in Hamburg, which is an orthopaedic clinic that specialized in knee and hip surgery. They qualified for participation if they underwent surgery 90 ± 10 days ago following a diagnosis of degenerative arthrosis and were allowed to use full weight-bearing. Furthermore, the medical records indicated that no surgery-related complications had occurred, that they had no injuries or limitations in the untreated leg and no limitations other than treated osteoarthritis in the operated leg, and that no cognitive limitations had been diagnosed. The criteria were checked against the medical staff in the medical records and patients were asked if there had been any leg injuries or walking limitations in the last five years. Participants after TKA or THA were finally included after consultation with their attending doctor. Healthy controls were recruited via advertisements. They qualified for participation if they were between 50 and 80 years old, had no history of lower extremity surgery or lower extremity injury, and had not been diagnosed with any neurological conditions that affected their gait or any cognitive limitations. They were asked for their health status and possible exclusion criteria prior to participation. Comparable studies that have measured the mental representation of patients with gait disorders used sample sizes of 10 to 20 participants per group (Jacksteit et al. 2018; Jacksteit et al. 2019; Schega et al. 2014). Accordingly, the total sample size was set at $N = 36$ (mean age = 66.25 ± 8.4 ; 27 females) with 12 participants per group (TKA: mean age = 67.42 ± 9.7 , 9 females; THA: mean age = 65.17 ± 9.9 , 8 females; control: mean age = 66.17 ± 5.7 , 9 females). The time after surgery was 89.42 ± 3.2 days for those in the TKA and 86.83 ± 6.7 days for those in the THA group, and the right leg was affected in 75% of cases (see Table 1 for details).

Measuring mental representation

We used structural dimensional analysis of mental representation (SDA-M) which is a psychometric method to access the structure of movement representation in long-term memory (Schack 2012). This method aims to reveal the hierarchical arrangement of basic action concepts (BACs) in long-term memory by a decision task (splitting procedure) performed by the participant. The decisions concern the functional affiliation of the BACs.

For the purpose of the present study, we determined gait-specific BACs according to the gait phases suggested by Perry and Burnfield (2010). The model proposes eight successive

gait phases, which are assigned to two main phases (1. stance and 2. swing) and three main functional tasks within the gait cycle (1. weight acceptance, 2. single limb support, 3. limb advancement) (Fig. 1). For each of the eight functional phases, a short and intuitive item was phrased in German language, resulting in a final set of 8 BACs (Table 2).

With the final set of 8 BACs (Table 2), the SDA-M was set up for the study using the QSplit software version 1.6 (Bielefeld University, Neurocognition and Action Group) that contains all functions and algorithms needed for data analysis.

To determine distances between BACs, a splitting task is used followed by mathematical statistical procedures on the obtained data (Lander 1991; Schack 2012). In the splitting task, for each possible combination of two BACs, participants must decide whether two given BACs are related during movement execution or not (for more details on the splitting procedure, see Procedure). The starting point for all further analysis is the Z-transformation of this decision data (related/not related) for each BAC into a Z-matrix, which opens up two analysis options: (1) obtaining and visualizing the representation structure via hierarchical cluster analysis (CA), and (2) statistically comparing obtained cluster solutions by determining their invariance (Schack 2012).

(1) To obtain and visualize the hierarchical representation structure the Z-matrix is transformed into a Euclidian distance (d) matrix and hierarchical cluster analysis (CA) is performed. The result of the CA is a dendrogram showing individually build clusters of BACs and the Euclidian distances (d) as hierarchical order criterion. All intersections that are below the critical d-value (d_{crit}) (based on the selected α) are statistically clustered in the individual representation. Individual cluster solutions (dendrograms) can also be summed up to form a group structure.

(2) The comparison of individual representation structures is based on invariance analysis (between two cluster solutions/dendrograms), which can be performed using an invariance measure (λ) that reflects the pairwise congruencies between two cluster solutions (Lander 1991; Schack 2012).

Procedure

Before participation, written informed consent was obtained from all participants. To assess the perceived functional status in the two post-surgery groups before testing either the

Table 1 Study population details mean $\pm$ SD

Group (m/f)	n	Age	Days after surgery	Score KOOS/HOOS	Left/right leg
TKA (3/9)	12	67.42 ± 9.7	89.42 ± 3.2	60.35 ± 11.2	3/9
THA (4/8)	12	65.17 ± 9.9	86.83 ± 6.7	68.01 ± 13.8	4/8
Control (3/9)	12	66.17 ± 5.7	—	—	—

Gait Phases according to Perry & Burnfield (2010)

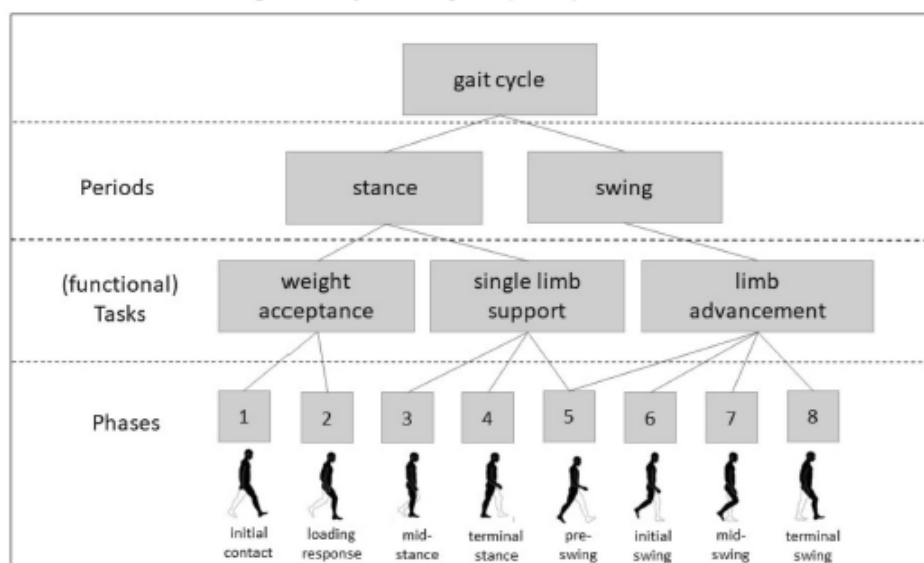


Fig. 1 Gait Phases according to Perry and Burnfield (2010)

Table 2 BACs of gait based on Perry and Burnfield (2010)

BAC Number	Phase	German language	English translation
1	Initial contact	Der Fuß setzt vor dem Körper auf dem Boden auf	The foot touches down on the ground in front of the body
2	Loading response	Das Körpergewicht wird auf den Fuß übernommen	The body weight is transferred to the foot
3	Mid stance	Das Körpergewicht wird auf den vorderen Teil des Fußes verlagert	The body weight is transferred to the front part of the foot
4	Terminal stance	Die Ferse löst sich vom Boden	The heel lifts off the ground
5	Pre swing	Der Fuß wird entlastet	The foot bears less weight
6	Initial swing	Der Fuß verlässt den Boden	The foot leaves the ground
7	Mid swing	Der Fuß schwingt nach vorn	The foot swings forward
8	Terminal swing	Der Fuß bewegt zum Boden	The foot moves towards the ground

The BACs phrased in German language were used in the study. The BACs in English were added for better readability

short version of the Knee Injury and Osteoarthritis Outcome (KOOS, JR.) or the Hip Injury and Osteoarthritis Outcome (HOOS, JR.) was administered to the TKA and THA group. The KOOS, JR. is a seven-item patient-reported outcome measure (PROM) representing “knee health” as a one-dimensional construct (Lyman et al. 2016a). The HOOS, JR. consists of six items representing the dimension “hip health” (Lyman et al. 2016b). The patient-reported outcome measures (PROMs) were used to control for similarity of perceived rehabilitation status among both groups. Since the total score of each questionnaire is translated into

a scale from 0 to 100% function, their scores are directly comparable.

The splitting procedure was performed using a standard laptop (Samsung Series 5 Ultrabook) running the Q-Split software (version. 1.6) and displayed using a standard computer monitor (Hanns.G, Hi221D).

The splitting task proceeds as follows: A selected BAC is permanently displayed on the left side of the screen (anchor concept), while the remaining (seven) BACs are presented on the right side one after the other in randomized order. For each pairing, participants then have to decide whether

the two currently presented BACs are related or not during movement execution. Subsequently, the next BAC serves as the anchor concept and the procedure continues. The splitting task ends after each BAC is compared to all remaining BACs in the list. Accordingly, 56 (8×7) decisions were made by mouse click for "yes" or "no" (Fig. 2). Participants were instructed by using a standardized PowerPoint presentation to ensure that it was the same instruction in each case. In the instruction, participants were asked to decide intuitively whether or not the two movements (displayed BACs) were directly related during movement execution (of gait). Additionally, participants in the TKA and THA groups were instructed that each movement description referred to their affected leg, while the control group was told that the movements always referred to the same leg. No other decision criterion was given. Before the start of the measurement, participants were asked to perform three trial decisions (using the same program) to ensure that they understood the task and were comfortable with the procedure.

Data processing and analysis

Psychometric data on the cognitive representation structure was obtained from each individual after finishing the splitting task. The statistical procedures were carried out as described above: group dendrograms for the three distinct groups (1. TKA, 2. THA, 3. control) were obtained using the Q-Split software implemented grouping function. This function is based on hierarchical cluster analysis to reveal which BACs are significantly related throughout the group. A critical distance value of $d_{krit} = 3.53$, reflecting an alpha level of $\alpha = 0.05$, was used to determine statistically relevant links between BACs. This means that BACs that are interconnected above a critical distance value (d_{krit}) of 3.53 are statistically not related (Schack et al. 2012). Additionally, the

statistical invariance between the three group dendrograms was determined. As a statistical measure of structural invariance, λ -values for each pairing (TKA vs. THA; TKA vs. control; THA vs. control) were calculated by way of analysis of invariance of the clusters of each pairing (λ) (Lander et al. 1991). According to the literature, $\lambda < 0.68$ (which reflects the top two interval criteria) reveals that two cluster solutions are significantly different at an alpha level of $\alpha = 0.05$ (Lander et al. 1991; Schack et al. 2012).

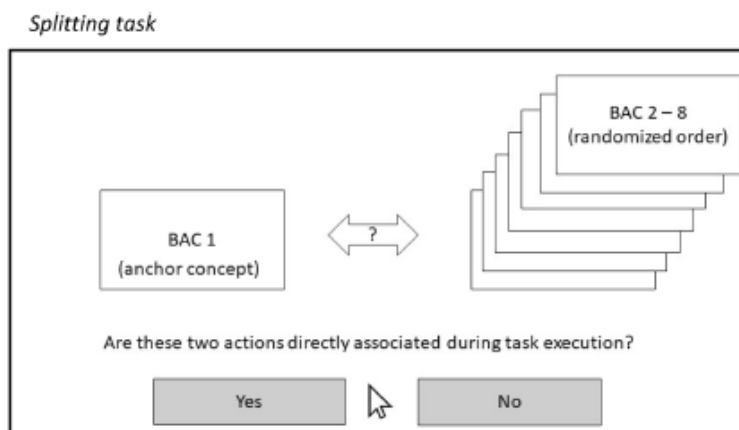
As a metric measure of how strongly BACs of one functional task are associated, we calculated an average distance of pairwise distances between BACs per functional task (function-specific distance). For this purpose, we manually retrieved all pairwise distances between BACs belonging to one of the three functional tasks, i.e., weight acceptance (BAC 1–2), single limb support (BAC 3–5) and limb advancement (BAC 5–7). As suggested by Jacksteit et al. (2018, 2019), we did not include BAC 8 into this calculation because BAC 8 overlaps with BAC 1 due to the cyclic nature of gait. Finally, we compared the function-specific distances between all three groups via ANOVA and Bonferroni corrected post hoc tests for each functional task.

Results

With regard to the perceived functional status (KOOS, JR or HOOS, JR) a mean score of 68.0 for the THA and 60.4 for the TKA group were found respectively. Statistical analysis of the mean distribution between groups confirmed that both groups were not significantly different from each other ($t = -1.425$; $p = 0.173$) in terms of their perceived functional status of the affected joint.

Structural comparison of group dendrograms revealed differences between the two groups of patients (TKA and

Fig. 2 Splitting task. Note: schematic illustration of the splitting procedure as it appears on the screen. One BAC serves as anchor concept (left side) and is compared to the remaining seven BACs (right side)



THA) in terms of functional clustering of the gait-related sub-phases or BACs (Fig. 3). Two independent functional phases could be identified for the THA group that included seven of the eight given BACs (BAC 1,2,3,8 and BAC 4,5,6). The first functional phase included the sub-phases: initial contact (1), loading response (2), mid stance (3), and terminal swing (8). The second phase included the sub-phases: terminal stance (4), pre swing (5), and initial swing (6). In contrast, three functional phases could be identified for the TKA group including the same seven BACs but differently clustered (BAC 1,2,8, BAC 3,4, and BAC 5,6). Here the first phase included: initial contact (1), loading response (2), and terminal swing (8). The second phase included the sub-phases: mid stance (3) and terminal stance (4) and the third phase included the sub-phases: pre swing (5) and initial swing (6). For the control group, the clustering of BACs was equal to the clustering of the TKA group. The sub-phase mid-swing (BAC 7) was statistically not included in any functional cluster in all three groups.

Analyses of invariance revealed that the cluster solutions of the TKA- and THA group were significantly different (i.e., variant) from each other ($\lambda=0.52$). The THA group was also significantly different from the control group ($\lambda=0.52$). The comparison between the control group and the TKA group revealed no difference (i.e., invariance) in their representation structures ($\lambda=1.00$).

The respective function-specific distances for each functional task can be seen in Table 3. For weight acceptance, there was no significant difference between the three groups

($F=0.970$; $p=0.390$; $\eta^2=0.06$). For single limb support, there was a significant difference between the three groups ($F=3.729$; $p=0.035$; $\eta^2=0.18$). Post hoc tests revealed that the difference was significant between the THA and the control group ($p=0.043$) and between THA and TKA ($p=0.043$). For limb support, there was also no significant difference between all three groups ($F=0.297$; $p=0.745$; $\eta^2=0.02$).

Discussion

Since not much is known about joint-function related differences in the cognitive representation structure present in individuals after joint replacement, we compared the gait-specific cognitive representation structures between

Table 3 Average pairwise distances per functional task

	Weight acceptance (BAC 1–2)	Single limb support (BAC 3–4)	Limb advancement (BAC 5–7)
Control	2.49 ± 0.89	2.90 ± 0.94	3.35 ± 0.64
TKA	3.10 ± 0.79	3.11 ± 0.86	3.56 ± 0.86
THA	2.65 ± 1.49	3.91 ± 1.07	3.53 ± 0.61

Function-specific distances (Mean ± SD) calculated for the three functional gait tasks for the three groups: Control group, patients after total knee replacement (TKA), patients after total hip replacement (THA)

Grouped dendrograms

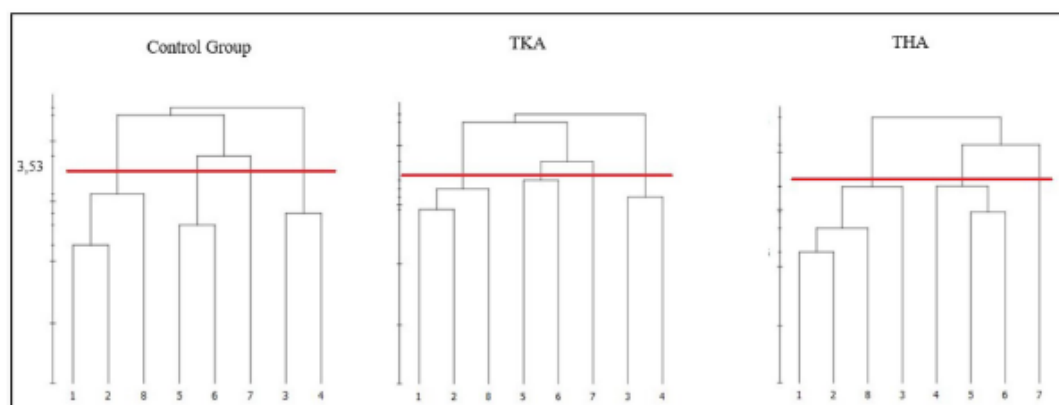


Fig. 3 Grouped dendrograms. Note: Mean group dendrograms for (left) age-matched control group, (middle) total knee arthroplasty group, (right) total hip arthroplasty group. The y-axis displays the distances between the basic action concepts (BACs). The red line marks the critical distance (d_{crit}) of 3.53, below which the links

between the BACs are considered statistically related. The numbers indicate the BACs: (1) initial contact, (2) loading response, (3) mid-stance, (4) terminal stance, (5) pre-swing, (6) initial swing, (7) mid-swing, (8) terminal swing

individuals three months after total knee replacement surgery (TKA), individuals three months after total hip replacement surgery (THA) and healthy same-aged persons. By using structural-dimensional analysis of mental representations (SDA-M), it was possible to reveal the cognitive representation of gait, and as such to determine the structuring of related action concepts stored in long-term memory in TKA and THA patients. We hypothesized that individuals would differ with respect to their gait-specific cognitive representational structure. We expected the gait-specific cognitive representation structure of both joint replacement groups to be less functionally organized compared to not-impaired, same-aged persons. Further, we expected both joint replacement groups to deviate in their representation structure with regard to the function of the affected joint. By this comparison, we aimed to investigate whether the gait-specific cognitive representation structure (stored in the LTM) reflects the joint-specific impairments on gait.

The first main finding was, that the grouping of BACs in the same aged healthy control group corresponded to the three functional tasks of gait, namely weight acceptance, single limb support, and limb advancement as suggested by Perry and Burnfield (2010) (see Fig. 1). This was also supported by the function-specific distances computed for the respective functional tasks, which were lowest in this group. Related studies also found that healthy individuals exhibited a gait-specific cognitive representation structure that corresponded to functional gait phases as defined in the model (Jacksteit 2018, 2019; Schega et al. 2014; Stöckel et al. 2015). We thus replicate the findings from Jacksteit et al. (2018, 2019) and Stöckel (2015) by showing that individuals with unimpaired gait hold functional cognitive representation structures of gait in their long-term memory.

As an extension, and in line with our predictions, the gait-specific cognitive representation structure of the THA group was different from the TKA group and also from the control group as revealed by invariance analysis. Further, the assumption that their representation structure would deviate in a function-specific way was supported by the results. The THA group revealed a representation structure clustered into two main phases, with mid stance (BAC 3) and terminal stance (BAC4) being separated (Fig. 2). According to the model structure (Perry and Burnfield 2010), both sub-phases belong to the stance phase and share the main functional task of single limb support. This functional deviation was also supported by comparing the function-specific distances between the groups, as only the THA group deviated from the other two groups in this functional phase. In other words, the last part of the stance phase was misallocated into the swing phase. In fact, this functional misallocation might reflect a difficulty in the transition from stance to swing within the gait cycle. From a movement execution perspective, this is when the leg is being extended at the hip

joint and therefore can be assumed to be a hip-joint function specific deviation. In this case, it can be followed that the gait-specific structure of mental representation for the THA group seems to reflect a joint-specific problem. This is in line with previous findings (Jacksteit et al. 2019; Schega et al. 2014).

Looking more closely at the functional clustering of BACs, there are differences between this study and the studies by Jacksteit et al. (2018, 2019). Notably, both used the same approach to access the structure cognitive representation. In the case of individuals after THA, Jacksteit et al. (2019) also showed two functional clusters but not build of the same BACs. In both studies however, a part of the stance-phase was integrated with the swing-phase. For same-aged healthy controls, Jacksteit et al. (2018, 2019) found a representation structure similar to that we found in the THA group. Both deviations may be due to the fact that although we used the same approach, there may have been differences in instructions given to the participants.

In contrast to our predictions, the representation structure of the TKA group was statistically indifferent to that of the control group. The representation of joint specific problems expected for the TKA group was not reflected in their cognitive representation structure. A possible explanation could be that the cognitive representation structure in the TKA group three months after surgery may already reflect an advanced approximation towards a functional structure. Compared to the control group, the TKA group showed the same functional clusters but higher function-specific distances in all three functional tasks, indicating that their representation structure was less elaborated. It may be that the predicted function-specific differences may have been present earlier after surgery, while having disappeared after three months of recovery. Currently, there are no other studies available that investigated the gait-specific cognitive representation structure in individuals after total knee arthroplasty.

The fact that Jacksteit et al. (2018) found differences between individuals with severe knee osteoarthritis and healthy controls indicates that their gait-specific cognitive representation structure differs before surgery. Our results raise the question of why the cognitive representation structure of the TKA group might recover faster than it does in the case of the THA group. One explanation, stemming from a functional, cognitive-perceptual perspective, may be that the function of the knee joint within the gait cycle might be less complex due to its fewer degrees of freedom. More research is needed to explain differences in adaptation and change in their cognitive-perceptual memory structures.

In summary, three months after joint replacement surgery, participants after total knee replacement showed a gait-specific cognitive representation structure that is very close to that of healthy individuals, while this was not the case for

individuals after hip joint replacement. Both joint replacement groups did not significantly differ from each other in their perception of the functional status of the affected joint (as indicated by the questionnaires). Rather, the THA group tended to perceive the functional status of the joint better than the TKA group did (based on the mean values of the KOOS, JR., and HOOS, JR. scores). This trend is supported by studies that found that after the same time of rehabilitation, perceived functional status is better in individuals after hip replacement than after knee replacement (Beer et al. 2012; Collins et al. 2012). Thus, the fact that the THA group exhibited limitation-specific changes in cognitive representation, whereas the TKA group did not, is an unexpected and interesting finding. In turn, this would imply that the cognitive representational structure reveals limitations that are not reflected in the subjective assessment of joint function. This finding underlines the assumption of an unconscious nature of knowledge that is functionally relevant for the control and organization of actions as described in the cognitive architecture model (Schack 2012, 2020). Evidence was found to support the hypothesis that the robust gait disturbances found in people who have undergone knee or hip replacement are related to the representation of movement in long-term memory. Therefore, examination of cognitive representation structures, in addition to clinical assessments and gait measurements, has the potential to provide additional valuable insight helping to understand, support and monitor gait rehabilitation after joint replacement.

Along these lines, the Correct Action Sequence Probability Analysis (CASPA) (Strenger et al. 2019, 2020) may be an adequate means for error prediction in future studies and clinical application in gait rehabilitation. This analysis extends the SDA-M to sequential action, and allows for prediction of errors that may occur in a given action sequence. Specifically, the probability of the occurrence of a sequential action execution error can be estimated based on the obtained distance data. An important prerequisite for the application of CASPA is, however, that the respective task is sequential in nature. Since gait is not strictly sequential due to its cyclic nature, and since BACs of the current set do overlap (in sequential terms) due to shared functional characteristics, one should carefully consider how to adapt the set of BACs accordingly if used for gait. Specifically, future studies with a focus on execution errors in gait sequences such as dysfunctional walking after surgery may adapt the set of BACs towards a strictly sequential one, e.g., by avoiding overlap such as start and end of gait (BAC 8) as suggested by Jacksteit et al. 2018, 2019. Taking these necessary conditions into account, this opens up perspectives for future research on the relation between movement execution and cognitive representation and provides a means to develop targeted gait assistance and training tailored to individual prerequisites in gait therapy.

Limitations

Since this was a cross-sectional study design, it is not possible to draw conclusions about changes in representations, and how the structure of cognitive representation has developed from surgery up to that point in time after some time of rehabilitation. It would be interesting to know whether both groups of patients differed from each other before surgery and whether long-term memory structures have changed from before to after surgery in each group. Here, another important link for future research becomes apparent, in that change in cognitive-perceptual memory structures over time should be investigated in more detail. In order to examine the role that the gait-specific cognitive representation plays in long-term gait rehabilitation after joint replacement, research looking at changes in representation structures by way of a longitudinal design is particularly needed.

To deeper evaluate the effect of cognitive memory structures on gait behaviour, measuring biomechanical gait parameters, such as joint kinematics, could be performed in addition to that of the cognitive representation structure. Drawing conclusions about relationships between biomechanical parameters and mental representation can be helpful in understanding how the representation structure influences movement execution (Land et al. 2013; Schack 2012).

The requirement for the validity of our conclusions was that both patient groups were comparable. The criterion of elapsed time after surgery was also used in many other comparative studies between knee- and hip-joint replacement (Bandholm et al. 2018; Beer et al. 2012; Collins et al. 2012; Lyman et al. 2020; Snell et al. 2018,). We additionally collected data on subjectively perceived joint function in order to rule out the possibility that both groups differed significantly in their state of recovery. It should be noted that although a direct comparison of the two joint-specific questionnaires (KOOS, JR. and HOOS, JR.) is common in orthopaedic research, comparing two different joints is only possible to a limited extent. For future studies, it would be recommended to use the same clinical assessment in all groups. Nevertheless, it must be acknowledged that all possible confounders cannot be excluded in this design and controlling as many as possible is important.

Last, we retrieved information on the cognitive function of the participants via medical records and from themselves but did not screen the participants with validated clinical assessments. Since the splitting procedure as main part of our analysis is sensitive to the participants understanding of the task, ensuring normal cognitive function in a population of higher age is recommended for future research.

Conclusion

This study has shown that the cognitive-perceptual representation structure of individuals three months after total hip replacement differed from the structure found in individuals three months after total knee replacement and from individuals with undisturbed gait. This indicates that long-term gait disturbances go along with a function-specific altered cognitive representation in case of individuals three months after total hip replacement. The gait-specific mental representation structure of this group revealed that the transition from stand to swing phase was not represented functionally correctly. For gait therapy in individuals after total hip arthroplasty, this implies that when reaching a plateau in progression after 12 weeks, focusing on the function of leg foreword swing may lead to additional progress towards pre-pathological gait.

Acknowledgements The authors thank Thomas Schack (University of Bielefeld, Department for Neurocognition and Action) for the provision of the splitting software and the OrthoCentrum Hamburg for supporting the patient acquisition and for providing the facilities to conduct the study. Further we thank the Hamburger Inline-Skating Schule e.V. (HIS e.V.) and OrthoCentrum Hamburg for helping with the recruitment of participants. Last, we acknowledge financial support from the Open Access Publication Fund of Universität Hamburg.

Author contributions D.L., C.F., and K.M. developed the study concept and contributed to the design. D.L. set up the splitting routine and instructions with the support of C.F., R.K. provided supplementary material and information and recruited the patients while D.L. recruited the control group. D.L. collected the data and analysed it in collaboration with C.F. D.L. wrote the first draft of the manuscript, C.F. and K.M. assisted to edit and revise it. All authors approved the final version of the manuscript.

Funding Open Access funding enabled and organized by Projekt DEAL. Besides the financial support from Universität Hamburg mentioned above, the authors received no financial support for the research, authorship, and/or publication of this article.

Data availability The datasets generated during and analysed during the current study are available from the corresponding author on reasonable request.

Declarations

Conflict of interests The author(s) declare no potential conflicts of interest with respect to the research, authorship, and/or publication of this article.

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/>.

References

- Bandholm T, Wainwright TW, Kehlet H (2018) Rehabilitation strategies for optimisation of functional recovery after major joint replacement. *J Exp Orthop* 5:44. <https://doi.org/10.1186/s40634-018-0156-2>
- Beaulieu ML, Lamontagne M, Beaulé PE (2010) Lower limb biomechanics during gait do not return to normal following total hip arthroplasty. *Gait Posture* 32:269–273. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.05.007>
- Bernstein N (1967) The coordination and regulation of movements. Pergamon Press
- Berth A, Urbach D, Becker R, Awiszus F (2002) Ganganalyse bei Varusgonarthrosepatienten vor und nach unilateraler Knieendoprothesenimplantation. *Zent Chir* 127:868–872. <https://doi.org/10.1055/s-2002-35132>
- Blasing B, Tenenbaum G, Schack T (2009) The cognitive structure of movements in classical dance. *Psychol Sport Exerc* 10:350–360. <https://doi.org/10.1016/j.psychsport.2008.10.001>
- Brocks R (2007) Die Endoprothese: Das künstliche Hüft- und Kniegelenk. Schritt für Schritt erklärt. Elsevier, Urban & Fischer Verlag
- Carr AJ et al (2012) Knee replacement. *Lancet* 379:1331–1340. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(11\)60752-6](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(11)60752-6)
- Cassel M, Brecht P, Günther KP, Mayer F (2017) Arthroplasties and sport. *Dtsch Z Sportmed*. <https://doi.org/10.5960/dzsm.2016.267>
- Collins M, Lavigne M, Girard J, Vendittoli P-A (2012) Joint perception after hip or knee replacement surgery. *Orthop Traumatol Surg Res* 98:275–280. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2011.08.021>
- Culliford DJ et al (2012) The lifetime risk of total hip and knee arthroplasty: results from the UK general practice research database. *Osteoarthritis Cartil* 20:519–524. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2012.02.036>
- de Beer J et al (2012) Patient perspective survey of total hip vs total knee arthroplasty surgery. *J Arthroplast* 27:865–869. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2011.12.031>
- Foucher KC, Hurwitz DE, Wimmer MA (2007) Preoperative gait adaptations persist one year after surgery in clinically well-functioning total hip replacement patients. *J Biomech* 40:3432–3437. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.05.020>
- Frank C, Land WM, Schack T (2013) Mental representation and learning: the influence of practice on the development of mental representation structure in complex action. *Psychol Sport Exerc* 14:353–361. <https://doi.org/10.1016/j.psychsport.2012.12.001>
- Gromeier M, Schack T, Koester D (2022) Effects of age and Expertise on Mental Representation of the Throwing Movement Among 6-to 16-Year-Olds. *Front Psychol* 13:799316. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2022.799316>
- Hefter T, Götz K (2013) Mobilität älterer Menschen. State of the Art und Schlussfolgerungen für das Projekt COMPAGNO
- Heisel J, Jerosch J (2007) Rehabilitation nach Hüft- und Knieendoprothese. Mit 67 Tabellen. Dt. Ärzte-Verl
- von Helsinki-Ethische WD (2013) Grundsätze für die medizinische Forschung am Menschen. Verabschiedet von der 18. WMA-Generalversammlung
- Hunter DJ, Bierma-Zeinstra S (2019) Osteoarthritis. *Lancet* 393:1745–1759. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(19\)30417-9](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(19)30417-9)
- Hunter DJ, Schofield D, Callander E (2014) The individual and socioeconomic impact of osteoarthritis. *Nat Rev Rheumatol* 10:437–441. <https://doi.org/10.1038/nrrheum.2014.44>

- Jacksteit R et al (2018) The mental representation of the human gait in patients with severe knee osteoarthritis: a clinical study to aid understanding of impairment and disability. *Clin Rehabil* 32:103–115. <https://doi.org/10.1177/0269215517719312>
- Jacksteit R et al (2019) The mental representation of the human gait in hip osteoarthritis and total hip arthroplasty patients: a clinical cross-sectional study. *Clin Rehabil* 33:335–344. <https://doi.org/10.1177/0269215518804294>
- Jöllenbeck T, Pietschmann J (2019) Gait analysis and gait training in orthopedic rehabilitation after joint replacement: relearning how to walk correctly. *Bewegungstherapie und Gesundheitssport* 35:3–13. <https://doi.org/10.1055/a-0818-6930>
- Land WM, Volchenkov D, Blasing BE, Schack T (2013) From action representation to action execution: exploring the links between cognitive and biomechanical levels of motor control. *Front Comput Neurosci* 7:127. <https://doi.org/10.3389/fncom.2013.00127>
- Lander HJ (1991) Ein methodischer Ansatz zur Ermittlung der Struktur und der Dimensionierung einer intern-repräsentierten Begriffsmenge. *Z Psychol Z Angew Psychol* 1991:167–176
- Leuchte S, Luchs A, Wohlrab D (2007) Ergebnisse aus Messungen der Bodenreaktionskraft vor und nach Implantation einer Hüfttotalendoprothese bei unterschiedlichen Operationszugängen. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 145:74–80. <https://doi.org/10.1055/s-2007-960511>
- Luna IE et al (2017) Early patient-reported outcomes versus objective function after total hip and knee arthroplasty: a prospective cohort study. *Bone Joint J*. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.99B9.BJJ-2016-1343.R1>
- Lyman S et al (2016a) Validation of the KOOS, JR: a short-form knee arthroplasty outcomes survey. *Clin Orthop Relat Res* 474:1461–1471. <https://doi.org/10.1007/s11999-016-4719-1>
- Lyman S et al (2016b) Validation of the HOOS, JR: a short-form hip replacement survey. *Clin Orthop Relat Res* 474:1472–1482. <https://doi.org/10.1007/s11999-016-4718-2>
- Lyman S, Hidaka C, Fields K, Islam W, Mayman D (2020) Monitoring patient recovery after THA or TKA using mobile technology. *HSS J* 16(2 suppl):358–365. <https://doi.org/10.1007/s11420-019-09746-3>
- Neogi T (2013) The epidemiology and impact of pain in osteoarthritis. *Osteoarthr Cartil* 21:1145–1153. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2013.03.018>
- Perka C, Möckel G, Boenick U (2000) Kinetic and kinematic gait analysis before and after total knee endoprosthesis implantation. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 138:191–196. <https://doi.org/10.1055/s-2000-10137>
- Perry J, Burnfield J (2010) Gait analysis. normal and pathological function. SLACK, New Jersey
- Ribeiro-Castro AL et al (2024) Early post-operative walking bouts are associated with improved gait speed and symmetry at 90 days. *Gait Posture* 107:130–135. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2023.05.014>
- Schack T (2004) The cognitive architecture of complex movement. *Int J Sport Exerc Psychol* 2:403–438. <https://doi.org/10.1080/1612197X.2004.9671753>
- Schack T, Mechsner F (2006) Representation of motor skills in human long-term memory. *Neurosci Lett* 391:77–81. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2005.10.009>
- Schack T (2012) Measuring mental representations. *Handbook of Measurement in Sport and Exercise Psychology*, 203–214. <https://doi.org/10.5040/9781492596332.ch-019>
- Schack T (2020) Mental representation in action: A cognitive architecture approach. *Handbook of Sport Psychology*, 513–534. <https://doi.org/10.1002/9781119568124.ch24>
- Schega L, Bertram D, Fölsch C, Hamacher D, Hamacher D (2014) The influence of visual feedback on the mental representation of gait in patients with THR: a new approach for an experimental rehabilitation strategy. *Appl Psychophysiol Biofeedback* 39:37–43. <https://doi.org/10.1007/s10484-014-9239-8>
- Smith TO, Latham S, Maskrey V, Blyth A (2015) Patients' perceptions of physical activity before and after joint replacement: a systematic review with meta-ethnographic analysis. *Postgrad Med J* 91:483–491. <https://doi.org/10.1136/postgradmedj-2015-133507>
- Snell DL et al (2018) Rehabilitation after total joint replacement: a scoping study. *Disabil Rehabil* 40:1718–1731. <https://doi.org/10.1080/09638288.2017.1300947>
- Steinmetz JD et al (2023) Global, regional, and national burden of osteoarthritis, 1990–2020 and projections to 2050: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2021. *Lancet Rheumatol* 5:e508–e522
- Stöckel T, Hughes CML, Schack T (2012) Representation of grasp postures and anticipatory motor planning in children. *Psychol Res* 76:768–776. <https://doi.org/10.1007/s00426-011-0387-7>
- Stöckel T et al (2015) The mental representation of the human gait in young and older adults. *Front Psychol* 6:943. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2015.00943>
- Streng B, Vogel L, Schack T (2019) Computational assessment of long-term memory structures from SDA-M related to action sequences. *PLoS ONE* 14:e0212414
- Streng B, Koester D, Schack T (2020) Cognitive interaction technology in sport—improving performance by individualized diagnostics and error prediction. *Front Psychol* 11:597913
- Velentzas K, Heinen T, Schack T (2011) Routine integration strategies and their effects on volleyball serve performance and players' movement mental representation. *J Appl Sport Psychol* 23:209–222. <https://doi.org/10.1080/10413200.2010.546826>
- Viteckova S et al (2018) Gait symmetry measures: a review of current and prospective methods. *Biomed Signal Process Control* 42:89–100. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2018.01.013>
- Weigelt M, Ahlmeier T, Lex H, Schack T (2011) The cognitive representation of a throwing technique in judo experts—technological ways for individual skill diagnostics in high-performance sports. *Psychol Sport Exerc* 12:231–235. <https://doi.org/10.1016/j.psychsport.2010.11.001>
- Yoshida Y, Zeni J, Snyder-Mackler L (2012) Do patients achieve normal gait patterns 3 years after total knee arthroplasty? *J Orthop Sports Phys Ther* 42:1039–1049. <https://doi.org/10.2519/jospt.2012.3763>

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

Anhang C – Publikation 3

Linnhoff, D., Ploigt, R., & Mattes, K. (2022). Sofigait - a wireless inertial sensor-based gait sonification system. *Sensors*, 22(22), 8782.

Article

Sofigait—A Wireless Inertial Sensor-Based Gait Sonification System

Dagmar Linnhoff ^{1,*}, Roy Ploigt ² and Klaus Mattes ¹

¹ Institute of Human Movement Science, University of Hamburg, 20148 Hamburg, Germany

² BeSB GmbH Berlin, 12203 Berlin, Germany

* Correspondence: dagmar.linnhoff@uni-hamburg.de

Abstract: In this study, a prototype of an inertial sensor-based gait sonification system was tested for the purpose of providing real-time gait feedback on the knee angle. The study consisted of two parts: (1) a comparison of the knee angle measurement to a marker-based 3D optical capturing system (Vicon, Oxford, UK) with $N = 24$ participants and (2) an evaluation of four different sonification feedback versions in an accentuation $\times$ pitch (2×2) design on a sample of $N = 28$ participants. For the measurement system comparison, the RMSE was $7.6^\circ \pm 2.6^\circ$ for the left and $6.9^\circ \pm 3.1^\circ$ for the right side. Measurement agreement with bias up to $-7.5^\circ \pm 6.2^\circ$ (for maximum knee flexion) was indicated by the Bland–Altman Method. The SPM revealed significant differences between both measurement systems for the area 45–90% ($p < 0.001$) (left) and the area between 45% and 80% ($p = 0.007$) (right). For the sonification perception, the variation of pitch had a significant effect on the perception of pleasantness of the sound. No effect was found for the accentuation of the swing or stance phase.

Keywords: acoustic feedback; sonification; gait patients; knee angle; sound design; measurement system comparison



Citation: Linnhoff, D.; Ploigt, R.; Mattes, K. Sofigait—A Wireless Inertial Sensor-Based Gait Sonification System. *Sensors* 2022, 22, 8782. <https://doi.org/10.3390/s22228782>

Received: 14 September 2022

Accepted: 10 November 2022

Published: 14 November 2022

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright © 2022 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 use of technology-based real-time feedback has received growing interest in gait therapy to date. Different technical devices have been developed that transform directly measured biomechanical gait parameters (e.g., acceleration, angular velocity, ground reaction forces, and step length) into either visual, acoustic, or tactile real-time feedback [1]. The use of acoustic feedback is especially interesting for gait therapy [2] because it does not interfere with visual information processing, is rich in information, and is intuitive [3,4]. Transforming biomechanical gait parameters into acoustic information has been applied to prevent running injuries or to improve running economy, to improve gait in Parkinson's disease, and to relearn gait after joint replacement [5–16].

In terms of acoustic feedback, there are several types to distinguish in regard to the feedback type and given information. A common form is the use of warning signals or alarms also referred to as event-based sonification [17,18]. For example, in partial weight-bearing training, a beep tone appears whenever a predefined loading is exceeded [19] or in running if tibial acceleration exceeds a predefined boundary value [20]. Moreover, acoustic signals can also be used for reinforcement, e.g., a beep tone whenever a predefined goal is reached [11,21]. This way, the use of acoustic signals implies valence information as “correct” or “wrong”. Another recent acoustic feedback approach is to translate the movement itself into a sound by using movement sonification [22–24]. The idea is to transform data relations into a sound without information loss [25,26]. This sonification approach is called parameter mapping and differs from event-based sonification (such as alarms or warning signals) in its continuous and valence-free nature [18,27]. This is what we refer to as sonification here.

Gait is of a rhythmic nature [28], and auditory perception is highly sensitive to rhythm and time [24,29]. From a movement execution perspective, mirroring the spatiotemporal movement structure by sonifying gait data is therefore interesting. This way, sonification can function as an additional (acoustic) reafference of movement execution [30,31]. Applied to gait therapy, the sonification of gait data could help us to understand and correct the gait pattern intuitively and may therefore enhance the learning process. In order to use gait sonification as feedback in gait therapy, some aspects need to be considered, such as which gait data should be used, what the sound should be like, and how it can be accessible to patients and therapists.

In sonification, information can be transported by varying the pitch, volume, or timbre of a tone [32]. On one hand, sufficient information about the actual gait performance would be necessary to correct the gait pattern, but on the other hand, an information overload should be avoided. The trade-off between richness in information and information overload depends on the experience of the user with the acoustic feedback [33]. This raises the question of which gait data would provide sufficient information. Some plausible options are ground reaction forces, the velocity of segments (e.g., tibial acceleration), or joint angle trajectories within a gait cycle (e.g., hip, knee, or ankle angles). If the feedback concerns the symmetry of the gait pattern, feedback would be required for both legs, increasing the amount of information. Overall, the acoustic information should depend on the goal of the gait intervention and the processing capacity of the receiver.

Another important consideration related to the user or listener experience is aesthetics and pleasantness of sound [34]. The emotional or affective state influences the motivational state [35], the ability to process information, and the perception of a given task as hard or easy [36,37]. The perception of a tone as pleasant or unpleasant is, among other things, related to the volume, pitch, and duration. Studies have shown that complex interactions exist between the perception of pitch (as high or low) and the loudness of auditory feedback, and that there is an opposing relationship between emotional and informational perception [32,38]. Therefore, when considering which information should be conveyed via which acoustic dimensions, the influence of the sound on the affective state of the learner should also be taken into account.

For the technical implementation of sonification feedback in gait therapy, accurate real-time measurement and translation of the corresponding gait parameter into a sound must be realized. Nevertheless, the technique should be cost-effective and simple in application in order to make it accessible to patients and therapists. Inertial sensor-based systems are easy to transport, and compared to optoelectronic camera-based systems (e.g., Vicon, Oxford, UK), they are low in cost, while still having good measurement agreement depending on the gait parameter [39,40]. These systems usually integrate multiple inertial measurement units (IMUs or MIMUs if a magnetometer is included) that provide position and acceleration data. Based on this data, various gait parameters (e.g., step length, segment angle, and segment velocity) are computed as output. This output can also be directly converted into acoustic real-time feedback, which has been previously realized in other settings [7,8,10,41–43].

The aim of this study was to test and evaluate a newly developed MIMU-based gait sonification system (sofigait, BeSB, Berlin, Germany). Sofigait translates sagittal knee angle kinematics (as the gait data) into a tone whose pitch and volume vary according to the course of the curve (parameter mapping sonification). The sagittal knee-angle curve reflects the division into a stance phase and a swing phase, as both are initiated by a minimum angle value, followed by an increase of the value to about 18° (stance) and 65° (swing) in the middle of the phase, followed by a decrease, at whose lowest point the other phase begins [28]. Thus, it should be possible to perceive spatiotemporal asymmetries (e.g., limp) by listening to both legs simultaneously.

The study evaluated the concurrent criterion validity of the measurement and the perception of the feedback sound during asymmetric walking. Consequently, it consisted of two parts: (1) a comparison of our inertial sensor-system measured knee-angle kinematics

to a gold-standard optical system (Vicon, Oxford, UK) and (2) testing of four different sonification modes in participants while performing asymmetric walking.

2. Materials and Methods

2.1. Sensor System (Sofigait)

The sofigait system (BeSB, Berlin) is a prototype of an inertial sensor-based knee-angle measurement system (KMS1) with an integrated sonification module. It consists of four inertial measurement units (technically, they are MIMUs, but are hereafter referred to as IMUs) and a tablet computer (acer Aspire Switch, 2014) for integration and acoustic processing of the data (Figure 1b). The four IMUs (Bosch BNO080) each integrate a triaxial accelerometer, triaxial gyroscope, a magnetometer, and a 32-bit ARM[®] Cortex[™]-M0+ microcontroller. Two IMUs are interconnected with a cable and function as one angle measurement unit for one leg (attached to the upper and to the lower leg to measure the knee angle) (Figure 1c,d). The knee-angle data are then fed to an algorithm for sound synthesis (sonification), which realizes the acoustic feedback. The acoustic signal is transmitted via a Bluetooth transmitter (Sennheiser BT T100) to wireless headphones (Sennheiser hd-450-bt) with an overall time delay of fewer than 50 milliseconds.

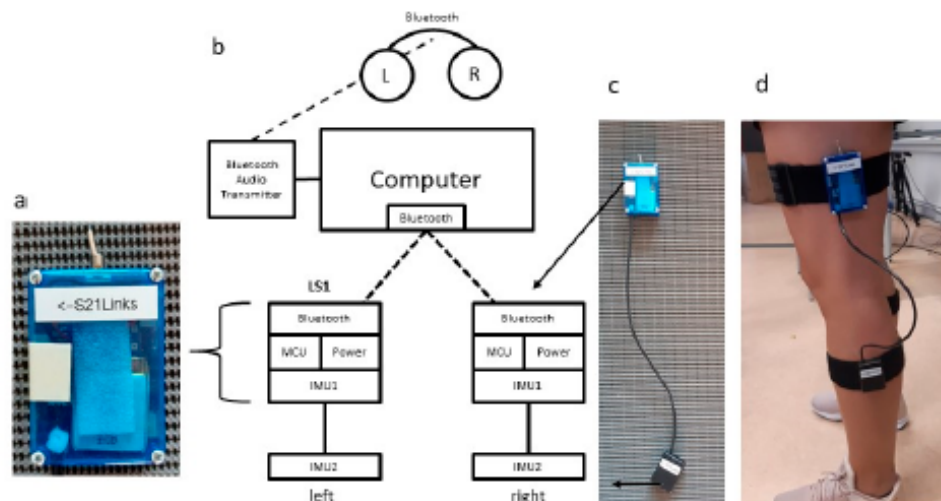


Figure 1. Components of the sofigait system (KMS1). (a) LS1 unit consisting of IMU, MCU, Bluetooth module and battery. (b) Schematic illustration of the sofigait system. (c,d) One measurement unit and leg positioning.

2.1.1. Components and System Setup

The KMS1 knee-angle measurement system is based on the development of an autonomous battery-driven IMU with a Bluetooth wireless connection (LS1) (Figure 1a). The LS1 integrates a 32-bit ARM microcontroller (MCU) (100 MHz), an IMU, and a Bluetooth module for data computing and transmission. For the power supply, a battery and a charging module are also installed. To measure angles between two segments, the LS1 was extended by an additional IMU to obtain and combine position data from two segments (upper and lower leg). The data of both IMUs are transmitted separately to the computer via Bluetooth.

2.1.2. Data Acquisition and Transformation

Each IMU provides position data in the form of quaternions, as well as gyro and acceleration values with a data rate of 100 Hz, a resolution of 0.1°, and an accuracy of

0.5°, respectively. For the knee-angle measurement, the manufacturer-delivered position data in the form of quaternions are used. The Datasheet of the Bosch BNO080 can be accessed online: https://www.ceva-dsp.com/wp-content/uploads/2019/10/BNO080_085-Datasheet.pdf (accessed on 10 September 2022). The quaternions (sensor orientation data) are obtained via sensor fusion (referred to as “game rotation vector” by the manufacturer) [44]. A temporal drift of 1° per h about the z-axis (perpendicular) was previously measured in the laboratory. The IMUs process motion relative to a frame of reference, which is represented as X-axis horizontal, positive to the right, Y-axis vertical, positive along the face of the device and Z-axis positive toward the outside of the front face of the device (Figure 2a).

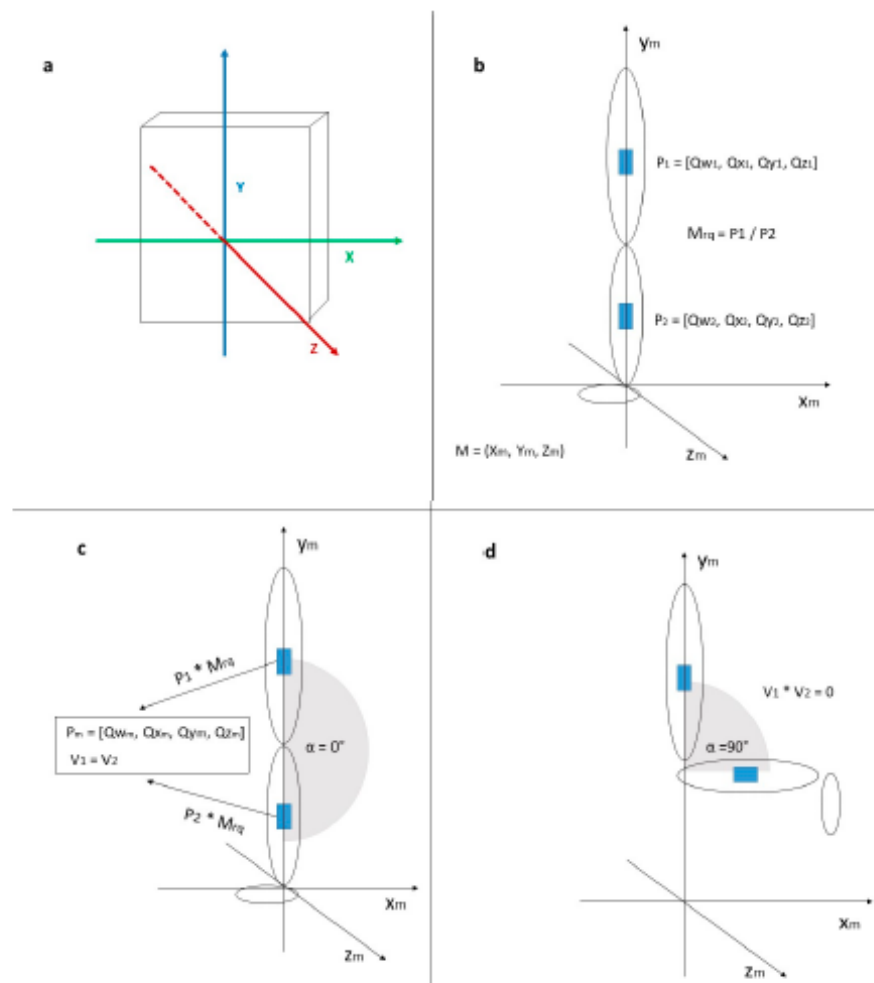


Figure 2. (a) Sensor orientation to reference frame according to manufacturer, (b) sensors positioned on the leg before initialization procedure. Each sends position data (P_1 , P_2) separately. (c) After initialization, the sensors begin in a common coordinate system after multiplying the position data (P) with the rotation matrix (M_{rq}), (d) bringing the leg to a 90° position.

First, the sensors are attached to the leg so that they are positioned laterally on the thigh and lower leg and aligned equally along the vertical axis on both legs (Figure 2b).

Thus, both IMUs of one pair (or leg) can be assumed to be in the same plane and have the same orientation. The angle calculation is performed on the computer with the self-developed sofigait software (BeSB, Berlin), using the IMU transmitted position data (P_1 and P_2) in form of quaternions ($[Q_w, Q_x, Q_y, Q_z]$) [44].

$$P_1 = [Q_{w1}, Q_{x1}, Q_{y1}, Q_{z1}]$$

$$P_2 = [Q_{w2}, Q_{x2}, Q_{y2}, Q_{z2}]$$

The sensors are initialized by switching them on. At this point, the orientation of each single IMU is still estimated and transmitted to the computer separately. In the next step, the two IMUs of one measurement unit are transformed into a common coordinate system or measuring plane (M). For this purpose, a rotation matrix in form of quaternions (Mrq) is obtained in an iteration process based on the source quaternions of P_1 and P_2 . The rotation matrix is then multiplied with the source quaternions, resulting in $P_1 = P_2$ and aligned vectors (V_1 and V_2) for the two IMUs. The vectors are the basis of the angle calculation. The virtual aligned position is set to an angle value (α) of 0° (Figure 2c).

In a further optional initialization step, the sensors are brought into a 90° (perpendicular) position (Figure 2d), and a correction factor is estimated to compensate for rotations along the vertical axis that occur anatomically due to muscle and tissue. This step increases the accuracy of the measurement but can also be skipped if the bending of the knee is not possible.

After the initialization procedure, real-time measurement is processed while the person is walking in any direction of the laboratory as far as the Bluetooth signal still reaches the receiver (up to 8m was possible in trial measurements). The program on the computer also provides a continuous real-time display of the actual measured knee angle trace (displayed as a single line per leg), the rate of data transmission, and the transformed quaternions. The initialization and calibration status of the KMS1 can therefore be monitored permanently. The user is guided through the initializing procedure by a status display in the lower part of the screen. The acceleration (m/s^2) and gyroscope data (rad/s) of all planes and the knee angle left and right (degree) can additionally be recorded and stored in txt-files.

2.1.3. Sonification

The knee-angle data are sonified by parameter mapping [45]. The sagittal knee angle is measured and sonified according to the usual declaration in the literature, where the extended leg is referred to as 0° and the angle increases with increased flexion (180° -between-segment angle of the thigh and lower leg) (Figure 3).

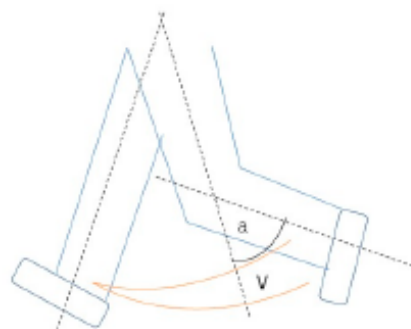


Figure 3. Schematic principle of sonification version Soni 1.1 with V = Volume (increasing with increase of a = knee angle (knee angle (a) is 180° -between-segment-angle (α)).

Four sonification versions are implemented, differing in which gait phase (stance or swing) is emphasized in a high or low version:

- (1) Soni 1.1: Sine continuous tone, swing phase from 35° .

Logarithmic mapping of the knee angle course from -45° to $+90^\circ$ to frequencies from 220 Hz to 1760 Hz, so that at 0° the concert pitch with 440 Hz results and thus modulates a sine oscillator.

In addition, the knee angle was mapped to the volume so that the continuous tone below 35° fades out linearly to 0° , resulting in an alternating left/right sound (for schematic illustration see Figure 2).

- (2) Soni 1.2: Sine continuous tone, swing phase from 35°

Same principle as Soni 1.1, but a half octave lower.

- (3) Soni 2.1: Sine continuous tone, stance phase up to 35° .

The same principle as for 1 and 2, but in such a way that the volume of the continuous tone decreases linearly from 0° to 35° . This results again in an alternating left/right sound, but with emphasis on the smaller angles.

- (4) Soni 2.2: Sine continuous tone, stance phase up to 35° .

Same principle as Soni 2.1, but a half octave lower.

2.2. Study Protocol

2.2.1. Participants

The study was conducted with a sample of $N = 28$ healthy participants (15 females and 13 males, aged 22.8 ± 2.9 years). Four of the twenty-eight participants took only part in the sound evaluation part of the study and missed out on the measurement comparison.

2.2.2. System Check

Before the study, the sofigait system was tested on two female participants (ages 32 and 36, and heights 172 cm and 170 cm, respectively). Each did five trial walks with a speed of 4 km/h for five minutes while sofigait constantly measured both knee angles. Within these five minutes, the gait data were captured and stored for 10 s every minute to check for drift by time. After each walk, the system was recalibrated to check whether there would be offsets between the repeated measures (results: Appendix A).

2.2.3. Participant Rating

We developed a short rating to evaluate the feedback perception (Supplementary Materials Participant_Rating S1). The questionnaire consisted of eight ratings on a 6-point Likert scale, from the worst to the best rating. The even number was chosen to avoid rating the middle in case of unsureness. The conception and the rating procedure were based on basic principles of the evaluation of auditory displays [33]. For example, the ratings were phrased short and unidimensional because of perceptual limitations for auditory stimuli. Of the eight ratings, three ratings (on gait reflection, perception of asymmetry, and left-right separation) were averaged for the information dimension, and one rating (whether the sound was perceived as “unpleasant” or “pleasant”) formed the other dimension (pleasantness). The remaining four ratings served as additional information but were not analyzed for this study.

2.2.4. Study Procedure

The study protocol consisted of a first part in which the participants walked on the treadmill at 4 km/h speed for 20 s while their gait was simultaneously recorded by the sofigait sensor system (BeSB, Berlin) and Vicon (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK). The Vicon data were acquired and processed by using the lower body Plug-in Gait model (PiG) and Nexus software version 2.12.0 (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK). The same ten gait cycles captured by each system were analyzed for the measurement system comparison. After completion of this study part, the optical markers were removed, and the participant was fitted with a knee brace (Novamed 6540) that restricted knee flexion

on the right leg. The aim was to artificially create a gait asymmetry in each participant for the second study part. Subsequently, each participant walked five consecutive times on the treadmill, with a reduced speed of 3.5 km/h to compensate for the gait restriction. For each walk, acoustic feedback generated by sofigait was provided via wireless headphones (Sennheiser hd-450-bt). Four different feedback versions (described in Section 2.1.3) were randomized in trials 2–5, while the first trial served as an acclimatization trial. After each walk, the rating sheet (Section 2.2.3) was handed out to rate the perception of the feedback. The participants were not introduced to the ratings beforehand, nor were they told what exactly they should pay attention to while hearing the feedback. They were only told that they would have to rate how they perceived the feedback directly after each walk. They also knew that their first walk was a familiarization trial and would be repeated in the following four walks. In this way, the first trial served to familiarize them with the procedure and let them know what to pay attention to, without the attention being directed by the instructor.

2.3. Data Analyses

Out of 24 datasets for the measurement comparison, 22 could be included in the final analysis. The reason for the exclusion of two datasets was that the data collection by the sofigait system had not worked, and therefore the data were not available. The 22 datasets included 11 males (height: $1.83 \text{ m} \pm 0.06 \text{ m}$; weight: $78.5 \text{ kg} \pm 13.9 \text{ kg}$) and 11 females (height: $1.70 \text{ m} \pm 0.5 \text{ m}$; weight: $64 \text{ kg} \pm 9.3 \text{ kg}$). The knee-angle data of both systems recorded with 100 Hz were transferred into Excel sheets for further processing with Python. With a self-written Python routine (Python code: Supplementary Materials Code S1), the following steps were executed for statistical analysis:

- (1) Filtering of the sofigait data (Butterworth 2nd order, low pass, cutoff 6 Hz);
- (2) Extracting 10 step cycles and cut them into 10 single curves;
- (3) Computing the mean of all 4 events per system and side;
- (4) Normalizing all curves to 100 data points;
- (5) Computing mean curves (1 curve per side per system);
- (6) Exporting the mean curves and mean events;
- (7) Reshaping exported curves into four matrices ($N \times \text{data points}$) for each system and side;
- (8) Statistical comparison of curves.

The root-mean-square error (RMSE) of the knee-angle curves between sofigait and Vicon was calculated for each participant (Equation (1)), where N is the number of data points (100). A mean RMSE was calculated for the 22 individuals for each sensor/side respectively. Furthermore, a discrete analysis was performed for four events in a standardized 100% gait cycle: the maximum of knee extension at the beginning of a gait cycle (Min 1), the maximum of flexion in the stance phase (Max 1), the maximum of extension in inertial swing (Min 2), and the maximum flexion in the swing phase (Max 2) (Figure 4). The mean angle values of the events (Min 1, Max 1, Min 2, and Max 2) per dataset (Step 3) were imported into SPSS (IBM statistics, version 27), and the absolute differences between both measurement systems were then assessed by Bland–Altman Analysis [46]. For the continuous comparison of the curves' shapes, a two-group t -test-based one-dimensional SPM [47] was performed for each sensor/leg-side separately, with an α -level of 0.05. Additionally, the left side and right side for each system were compared via paired t -test-based SPM with an α -level of 0.05 (Supplementary Material Figure S1).

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (\text{angle sofigait} - \text{angle Vicon})^2} \quad (1)$$

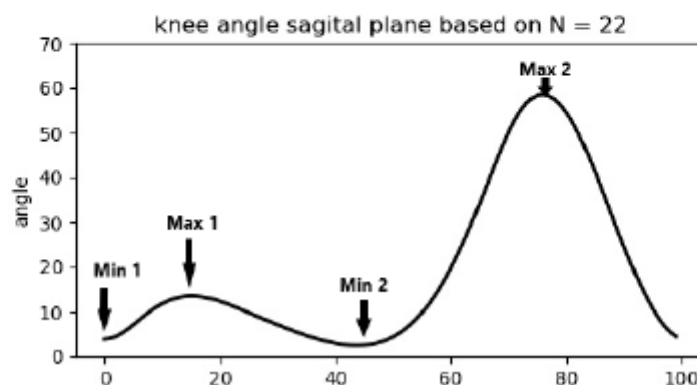


Figure 4. Mean sagittal plane knee-angle curve y-axis = angle in degree (°) in a gait cycle normed to 100% (x-axis) with the four main events as defined and based on the Vicon data of this study ($N = 22$).

The participant ratings (second part) were transferred into SPSS, and mean ratings for the two perceiving dimensions (information and pleasantness) were obtained. The data were first checked for normal distribution by using the Shapiro–Wilk Test. Then the Friedman Test was conducted for statistical comparison between the four sonification versions and a 2×2 ANOVA (accentuation $\times$ pitch) to identify the influence of the separate factors on each perceiving dimension and test for interaction between the factors.

3. Results

3.1. Measurement System Comparison between Vicon and Sofigait

3.1.1. Root-Mean-Square Error

The mean RMSE was $7.6^\circ \pm 2.6^\circ$ for the left and $6.9^\circ \pm 3.1^\circ$ for the right side, respectively, ranging from 3.8° to 13.06° for the left and 3.1° to 14.54° on the right side (Table 1).

Table 1. Root Mean Squared Error for each individual (sofigait vs. Vicon) in degree ($N = 22$ participants).

Participant	RMSE Left	RMSE Right	Participant	RMSE Left	RMSE Right
1	7.35	6.59	12	3.8	6.99
2	6.96	3.10	13	5.85	3.33
3	7.13	5.93	14	4.94	7.18
4	5.95	6.83	15	8.08	7.03
5	13.06	8.88	16	6.11	3.86
6	12.21	14.54	17	8.37	9.66
7	6.33	4.69	18	4.81	5.81
8	7.93	5.29	19	10.53	7.57
9	5.57	6.60	20	5.73	3.47
10	10.11	3.73	21	4.22	11.70
11	4.6	6.06	22	9.78	13.15
Σ				7.6 ± 2.6	6.9 ± 3.1

3.1.2. Comparison of the Main Events between Vicon and Sofigait

The Bland–Altman Plots revealed measurement differences being within the upper and lower limits of agreement (± 2 SD of the mean difference) for Min 2 and Max 2 and one

value being out of boundaries for Min 1 and Max 1 (Figure 5). The bias (average difference between Vicon and sofigait) were $3.5^\circ \pm 4.2^\circ$ for Min 1, $1.2^\circ \pm 4.6^\circ$ for Max 1, $-1.6^\circ \pm 4.7^\circ$ for Min 2, and $-7.52^\circ \pm 6.2^\circ$ for Max 2. Limits of agreement were in a range between 16.5° (from lower to upper limit for Min 1) and 24.3° (Max 2).

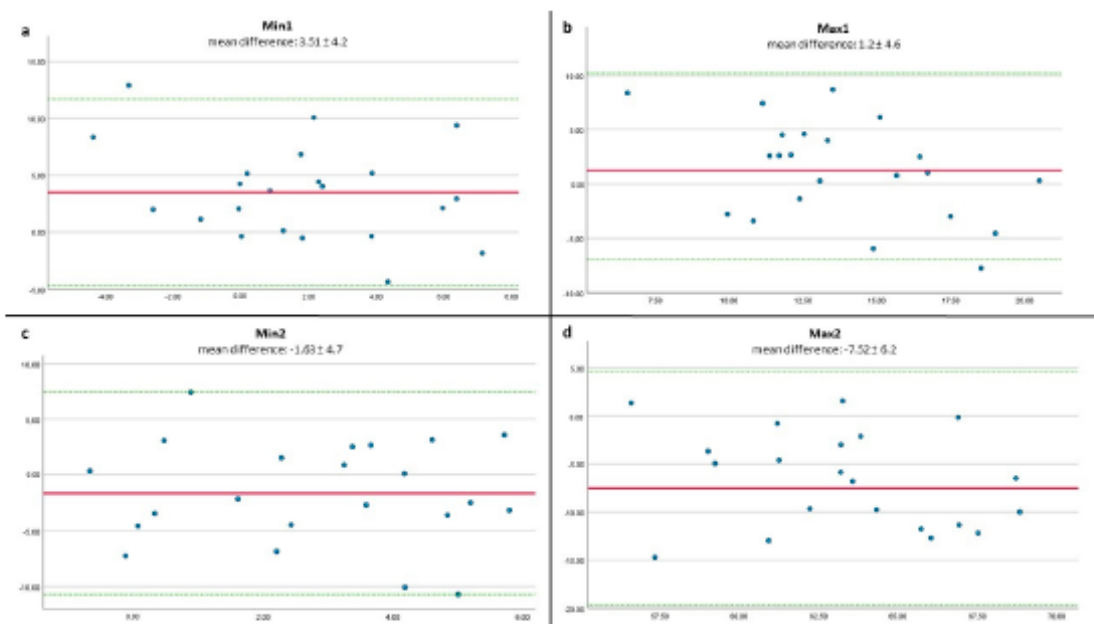


Figure 5. Bland-Altman Plots x-axis = mean of methods in degree ($^\circ$), y-axis = difference between both methods in degree ($^\circ$). The solid line indicates the mean difference (bias) and the dotted lines indicate the limits of agreement for (a) Min 1, (b) Max 1, (c) Min 2, and (d) Max 2.

3.1.3. Continuous Comparison of the Curves (SPM)

The one-dimensional SPM revealed no difference between the left and the right side/leg in each measurement system respectively (Supplementary Figure S1). For the continuous comparison between both systems (Vicon vs. sofigait), significant differences were found for the left and the right side, respectively. For the left side, the first and last 3% ($p = 0.046$; $p = 0.049$) and the area 45–90% were significantly different ($p < 0.001$), whereas for the right side, only the area between 45% and 80% was significantly different between both systems ($p = 0.007$) (Figure 6).

3.2. Sound Perception

The analysis of the additional gait data collected revealed that maximum knee flexion of the right leg was reduced by an average of 11.8° (19.5%) in participants compared with the left leg. The participants rated feedback version Soni 1.2 highest on both dimensions (information and pleasantness). Soni 2.1 was rated lowest in pleasantness, and version 2.2 was lowest in information (Table 2). The Friedmann Test revealed no significant difference between the four versions in the information dimension ($p = 0.901$), but it did in the pleasantness dimension ($p = 0.012$). The ANOVA revealed a significant effect for the factor pitch on the pleasantness dimension ($F = 9.22$; $p = 0.005$), but not for the factor accentuation. No pitch $\times$ accentuation interaction was found on either dimension.

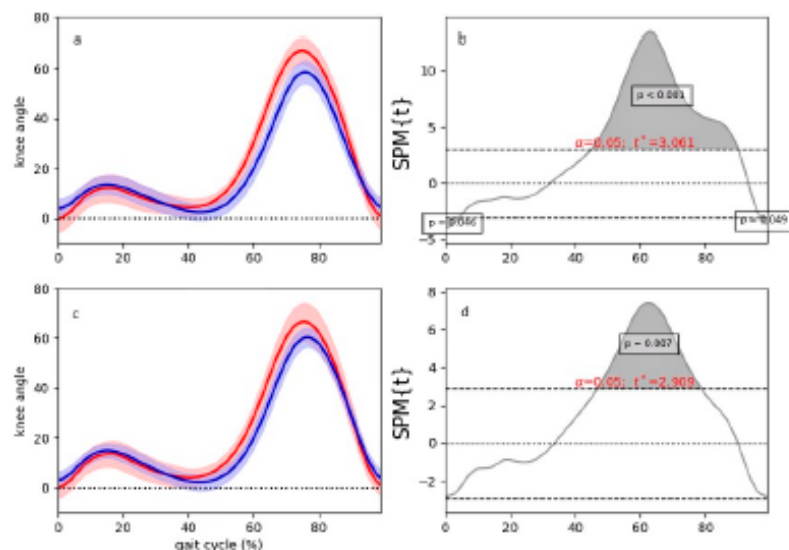


Figure 6. Results of the SPM analysis. (a,c) Mean curves (solid lines) and SD (shades); x-axis = knee angle, and y-axis = % of gait cycle. (b,d) SPM results with α level (0.05) based on the t-distribution (dotted lines) and p-values; x-axis = t-values, and y-axis = % of gait cycle.

Table 2. Ratings (mean $\pm$ SD) for the four feedback versions (Soni 1.1–Soni 2.2) in the two dimensions on a Likert scale of 1–6 ($N = 28$ participants).

Version	Accentuation	Pitch	Dimension 1 (Information)	Dimension 2 (Sound Perception)
Soni 1.1	Swing	high	4.5 $\pm$ 1.1	3.9 $\pm$ 1.4
Soni 1.2	Swing	low	4.7 $\pm$ 1.2	4.3 $\pm$ 1.4
Soni 2.1	Stance	high	4.4 $\pm$ 1.2	3.4 $\pm$ 1.3
Soni 2.2	Stance	low	4.3 $\pm$ 1.3	3.8 $\pm$ 1.6

4. Discussion

The aim of this study was to introduce and test a recently developed prototype of a real-time acoustic gait feedback system (sofigait, BeSB Berlin) that uses the sagittal knee-angle motion to synthesize sonification feedback on gait. The primary goal was to evaluate the sonification feedback in vivo on a sample of 28 participants while asymmetric walking. Since the sonification feedback relates to the real-time measured knee angle, we first tested whether the knee angle measured by the sofigait system corresponds to that measured by a gold-standard optical capturing system (Vicon, Oxford, UK) to test for concurrent criterion validity. Subsequently, we evaluated the perception of four different versions of the gait-sonification feedback during asymmetric walking.

With sofigait, we aimed to develop a gait feedback system that is easy to set up, low in cost, and thus accessible to therapists. Since optical marker-based systems are costly and require space, time, and training, these are often not available in clinical settings. As an alternative for joint-angle-measurement electronic goniometers can be used, which are low in cost, portable, and have proven good measurement reliability for the knee joint angle while walking [48,49]. Another inexpensive and easily transportable option is inertial sensors, which are usually a combination of goniometer(s), accelerometer(s), and magnetometer(s) and can therefore be used to measure joint kinematics and spatiotemporal gait parameters. Inertial sensor-based gait measuring systems have proven reliable in measuring various

gait parameters [39,40]. Some of these systems are commercially available, including analysis software for use in clinical settings (e.g., Reha Gait, and Hasomed) [50]. However, gait parameters are often calculated after the data have been recorded, and the built-in computing algorithms are not always accessible. The sofigait system was developed by using inertial sensors (Bosch BNO080) so that the raw data supplied by the sensors can be directly processed and sonified, allowing the system to function as a real-time feedback device.

The results show that there are differences between the optical motion capturing system and the prototype sofigait system. The RMSEs of $7.6^\circ \pm 2.6^\circ$ (left) and $6.9^\circ \pm 3.1^\circ$ (right) is comparable to Favre et al. [51], who introduced a functional alignment approach by using two IMUs in a similar position and way. They reported mean differences of $8.1^\circ \pm 5.4^\circ$ for the sagittal knee-angle motion during a walk along a 7 m pathway. Picerno et al. [52] also used IMU devices placed on the upper and lower leg, in combination with a magnetometer-aided anatomical alignment calibration procedure to obtain knee-angle kinematics. They reported a relative RMSE of 1.9° for the sagittal plane movement while walking. However, they aligned the curves to compensate for the absolute offset of 2.4 degrees. Cooper et al. [53] used only acceleration and angular velocity measurement of two IMUs without integrating magnetometer data to measure knee-angle kinematics. With their method, they simplified the knee to be a perfect hinge joint, which resulted in a higher measurement agreement. The authors reported RMSEs of $1.0^\circ \pm 0.4^\circ$ for a walking speed of 3 mph (0.8 km/h faster than our participants). The Bland–Altman Method showed sufficient measurement agreement between both systems. However, the limits of agreement were in a range of up to $\pm 12^\circ$ because of the relatively high standard deviations of the differences between both systems. This matches the previously reported findings regarding the RMSEs. All of the aforementioned studies had smaller sample sizes (two to eight participants), with the main objective of evaluating the precision of their suggested measurement or calibration procedures for gait diagnosis. Although the main objective here was not to evaluate measurement accuracy for the purpose of gait diagnosis, the results appear to be consistent with previous findings. Therefore, we consider this to be a moderate agreement between both systems, as expected in respect to previous research. Sofigait reflects the spatiotemporal course well, but it overestimates the peak values, especially in the case of maximum knee flexion (Max 2). This is supported by the results of the SPM that revealed that the curves were significantly different for around 50% of the gait cycle (left) and 40% (right), which were the areas around the maximum peak of the curve. For the purpose of sonification, which is to transfer the movement structure (data relations) into a sound that provides information about the relative sequence and size of the peaks, sofigait has shown sufficient concurrent criterion validity.

The second part of the study was to evaluate the sonification perception on a sample of healthy but gait-manipulated participants. Sonification feedback transports information via different dimensions (e.g., volume, pitch, and timbre). These dimensions can be manipulated to enhance the perception of information and/or make the sound more pleasant [32,54]. The basic idea was that the receiver hears gait asymmetries between the right and left leg by the acoustic reflection of the sagittal knee-angle movement. We thus assessed the perception of the gait structure as the first dimension of the self-developed participant rating (information dimension). Moreover, in the case of acoustic feedback, the perceived pleasantness plays a role in motivation and also in information processing [32]. Therefore, the dimension of pleasantness (affective perception) was the second dimension of interest. To investigate the influence of changes in single sound dimensions on these two perceptual dimensions, four different versions of the knee-angle sonification were compared. We created two basic feedback versions, accentuating either the swing or the stance phase, and for each of the two, a high- and a low-pitched version were implemented (see Section 2.1.3), resulting in four different versions, varying in the format accentuation $\times$ pitch (2×2). As expected, the variation of pitch did significantly influence the affective perception dimension (pleasantness). A lower pitch was perceived as more pleasant. Interestingly, the accentuation of the feedback seemed not to influence the participants' perception of

their gait asymmetry (information dimension). Since the gait manipulation mainly reduced the maximal knee flexion in the swing phase, we expected that swing-phase-emphasized feedback would be rated higher on the information dimension. However, this was only supported by the descriptive data. The idea that a higher pitch may influence information and pleasantness inversely was also not supported by the data. Since the swing accentuated and lower pitched version (Soni 1.2) was rated best on both dimensions (information and pleasantness), this would be the version that we would recommend for patients with restrictions in knee movement. These could be, for example, patients after knee-joint replacement or patients after a cruciate ligament injury.

5. Limitations and Conclusions

The sofigait system was developed as an inertial sensor-based gait feedback system that generates real-time sonification feedback on knee-angle kinematics. The overall goal is to implement this type of gait feedback device in gait therapy. A major limitation is that the study was conducted with healthy participants and not with individuals actually suffering from gait limitations. Therefore, conclusions drawn from the second part of the study for gait therapy are limited. The advantage, however, is that motion restriction in the knee was standardized here. It also remains unknown whether other gait parameters are equally or even better suited to generate appropriate gait feedback. Finally, a self-built prototype of an inertial sensor-based system is prone to error due to lack of experience and standardization of measurement procedures. One advantage, however, is that most raw measurement data are accessible, but this is not always the case with commercially offered gait measurement systems. Our results are promising and now need to be transferred from the laboratory to practice. There is still a need for development to improve the application of sofigait, but the measurement accuracy is already sufficient. With regard to sound development, it can be stated so far that one way to influence the affective sound perception is to change the pitch. For information perception, this seems to be more complex and requires further investigation. More research is also needed to draw conclusions about whether and how sonification feedback can help people with different types of gait disorders. Overall, gait sonification is a promising area for future interdisciplinary and applied research on feedback strategies for gait therapy.

Supplementary Materials: The following supporting information can be downloaded at <https://www.mdpi.com/article/10.3390/s22228782/s1>. Supplementary materials referred to in the text as Participant_Rating S1: Participant rating, Code S1: Python Code, and Supplementary Figure S1: SPM left vs. right side are available.

Author Contributions: Conceptualization, D.L.; methodology, D.L. and K.M.; software, R.P.; investigation and formal analysis, D.L.; resources, K.M.; data curation, D.L.; writing—original draft preparation, D.L.; writing—review and editing, K.M. and D.L.; visualization, D.L. and R.P.; supervision, K.M. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Institutional Review Board Statement: The study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki and approved by the Institutional Ethics Committee of the Hamburg University (protocol code: 2020_330, date of approval: 14 November 2020).

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in the study and written informed consent has been obtained from the patient(s) to publish this paper.

Data Availability Statement: The datasets presented in this study are available upon request from the corresponding author.

Acknowledgments: Thanks to BeSB GmbH Berlin for technical support.

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

Appendix A

Here, the angle values in degree (°) are reported for Min 1, Max 1, Min 2, and Max 2 (as declared previously) for each leg/sensor (left, right).

Throughout all 10 measurement cycles of 5 min, the range of deviation in each cycle from minute 1 to minute 5 ranged from 0.36° to 8.21° for all events with a mean of $2.23^\circ \pm 1.5^\circ$. The ranges were greater for the maxima values than for the minima values (see Table A1 for details). There was no linear increase or decrease from the first to the last minute.

For the measurements of *Person 1*, the range (difference between the highest and lowest measured angle) was between 2.48° with a standard deviation (SD) of 0.9° (Min 2, left) and 9.34° (Max 2, left); and for the measurements of *Person 2*, it was between 1.41°, SD = 0.5° (Min 2, right) and 12.09°, SD = 4.1 (Max 2, left). Overall, the mean range was $5.41^\circ \pm 2.7^\circ$ (SD of range) for all events in all measurements (see Table A2 for details).

Table A1. Range of variation in degree (°) within every 5 min (recorded once every minute) of a measurement cycle.

Event	Left Sensor/Leg				Right Sensor/Leg			
	Min 1	Max 1	Min 2	Max 2	Min 1	Max 1	Min 2	Max 2
Mean range	1.87	2.33	1.55	4.84	1.53	2.01	1.33	2.38
Std. deviation	1.00	1.09	0.61	2.28	0.43	0.86	0.51	1.15

Table A2. Measured knee angles in degree (°) separated by the main events and legs.

Measurement Cycle		Left Sensor/Leg				Right Sensor/Leg			
		Min 1	Max 1	Min 2	Max 2	Min 1	Max 1	Min 2	Max 2
1 to 5 (Person 1)	Mean	−4.23	19.28	3.47	68.35	−4.58	18.42	1.67	65.63
	Std. deviation	1.25	1.44	0.91	3.58	1.65	1.82	1.41	2.84
	Range	3.39	3.70	2.48	9.34	4.33	4.58	3.90	7.53
1 to 5 (Person 2)	Mean	−12.02	17.56	5.58	69.11	−10.42	16.17	1.95	64.23
	Std. deviation	2.65	2.58	2.02	4.11	1.60	0.72	0.49	2.24
	Range	7.74	7.44	5.71	12.09	4.96	2.22	1.44	5.75

References

- Chamorro-Moriana, G.; Moreno, A.J.; Sevillano, J.L. Technology-Based Feedback and Its Efficacy in Improving Gait Parameters in Patients with Abnormal Gait: A Systematic Review. *Sensors* **2018**, *18*, 142. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Linnhoff, D.; Alizadeh, S.; Schaffert, N.; Mattes, K. Use of Acoustic Feedback to Change Gait Patterns: Implementation and Transfer to Motor Learning Theory—A Scoping Review. *J. Mot. Learn. Dev.* **2020**, *8*, 598–618. [\[CrossRef\]](#)
- Sigrist, R.; Rauter, G.; Kiener, R.; Wolf, P. Augmented visual, auditory, haptic, and multimodal feedback in motor learning: A review. *Psychon. Bull. Rev.* **2013**, *20*, 21–53. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Karns, C.M.; Knight, R.T. Intermodal Auditory, Visual, and Tactile Attention Modulates Early Stages of Neural Processing. *J. Cogn. Neurosci.* **2009**, *21*, 669–683. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Aruin, A.S.; Hanke, T.A.; Sharma, A. Base of support feedback in gait rehabilitation, International journal of rehabilitation research. Internationale Zeitschrift für Rehabilitationsforschung. *Rev. Int. Rech. Readapt.* **2003**, *26*, 309–312.
- Batavia, M.; Gianutsos, J.G.; Vaccaro, A.; Gold, J.T. A do-it-yourself membrane-activated auditory feedback device for weight bearing and gait training: A case report. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **2001**, *82*, 541–545. [\[CrossRef\]](#)
- Casamassima, F.; Ferrari, A.; Milosevic, B.; Giris, P.; Farella, E.; Rocchi, L. A Wearable System for Gait Training in Subjects with Parkinson's Disease. *Sensors* **2014**, *14*, 6229–6246. [\[CrossRef\]](#)
- Eriksson, M. Improving running Mechanics by Use of Interactive Sonification. In Proceedings of the ISON 2010, 3rd Interactive Sonification Workshop, KTH, Stockholm, Sweden, 7 April 2010.

9. Femery, V.; Moretto, P.; Hespel, J.; Thévenon, A.; Linsel, G. A real-time plantar pressure feedback device for foot unloading. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **2004**, *85*, 1724–1728.
10. Horsak, B.; Dlapka, R.; Iber, M.; Gorgas, A.-M.; Kiselka, A.; Gradl, C.; Siragy, T.; Doppler, J. SONIGait: A wireless instrumented insole device for real-time sonification of gait. *J. Multimodal User Interfaces* **2016**, *10*, 195–206. [\[CrossRef\]](#)
11. Isakov, E. Gait rehabilitation: A new biofeedback device for monitoring and enhancing weight-bearing over the affected lower limb. *Eur. Med.* **2007**, *43*, 21–26.
12. Minto, S.; Zanolto, D.; Boggs, E.; Rosati, G.; Agrawal, S. Validation of a Footwear-Based Gait Analysis System With Action-Related Feedback. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng. A Publ. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* **2016**, *24*, 971–980. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
13. Riskowski, J.L.; Mikesky, A.E.; Bahamonde, R.E.; Burr, D.B. Design and Validation of a Knee Brace With Feedback to Reduce the Rate of Loading. *J. Biomech. Eng.* **2009**, *131*, 84503. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
14. Redd, C.B.; Bamberg, S.J.M. A Wireless Sensory Feedback Device for Real-Time Gait Feedback and Training. *IEEE/ASME Trans. Mechatron.* **2012**, *17*, 425–433. [\[CrossRef\]](#)
15. Zanolto, D.; Rosati, G.; Spagnol, S.; Stegall, P.; Agrawal, S.K. Effects of complementary auditory feedback in robot-assisted lower extremity motor adaptation. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng. A Publ. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* **2013**, *21*, 775–786. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
16. Pietschmann, J.; Flores, F.G.; Jöllenbeck, T. Gait Training in Orthopedic Rehabilitation after Joint Replacement—Back to Normal Gait with Sonification? *Int. J. Comput. Sci. Sport* **2019**, *18*, 34–48. [\[CrossRef\]](#)
17. Guillaume, A. Intelligent auditory alarms. In *The Sonification Handbook*; Logos Publishing House: Berlin, Germany, 2011.
18. De Campo, A. Toward a data sonification design space map. In Proceedings of the 13th International Conference on Auditory Display, Montreal, QC, Canada, 26–29 June 2007.
19. Warren, C.G.; Lehmann, J.F. Training procedures and biofeedback methods to achieve controlled partial weight bearing: An assessment. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **1975**, *56*, 449–455. [\[PubMed\]](#)
20. Wood, C.; Kipp, K. Use of audio biofeedback to reduce tibial impact accelerations during running. *J. Biomech.* **2014**, *47*, 1739–1741. [\[CrossRef\]](#)
21. Kassover, M.; Tauber, C.; Au, J.; Pugh, J. Auditory biofeedback in spastic diplegia. *J. Orthop. Res.* **1986**, *4*, 246–249. [\[CrossRef\]](#)
22. Dubus, G.; Bresin, R. A Systematic Review of Mapping Strategies for the Sonification of Physical Quantities. *PLoS ONE* **2014**, *8*, e82491. [\[CrossRef\]](#)
23. Weger, M.; Herrmann, T.; Höldrich, R. Plausible auditory augmentation of physical interaction. In Proceedings of the 24th International Conference on Auditory Display (ICAD 2018), Houghton, MI, USA, 10–15 October 2018.
24. Effenberg, J.; Melzer, A.; Weber, A.Z. MotionLab Sonify: A Framework for the Sonification of Human Motion Data. In Proceedings of the Ninth International Conference on Information Visualisation, London, UK, 6–8 July 2005.
25. Hermann, T. Taxonomy and Definitions for Sonification and Auditory Display. In Proceedings of the 14th International Conference on Auditory Display, Paris, France, 24–27 June 2008.
26. Kramer, G.; Walker, B.; Bonebright, T.; Cook, P.; Flowers, J.H.; Miner, N.; Neuhoft, J. Sonification Report: Status of the Field and Research Agenda, Report Prepared for the National Science Foundation by Members of the National Community for Auditory Display Santa Fe, NM: ICAD. 2010. Available online: <https://digitalcommons.unl.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1443&context=psychfacpub> (accessed on 5 September 2022).
27. Schaffert, N.; Braun Janzen, T.; Mattes, K.; Thaut, M. A Review on the Relationship between Sound and Movement: A Review and Narrative Synthesis on Auditory Information in Sports and Rehabilitation. *Front. Psychol.* **2019**, *10*, 244. [\[CrossRef\]](#)
28. Perry, J.; Burnfield, J. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. *J. Sport. Sci. Med.* **2010**, *9*, 353. [\[CrossRef\]](#)
29. Jones, M.R. Time, our lost dimension: Toward a new theory of perception, attention, and memory. *Psychol. Rev.* **1976**, *83*, 323–355. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
30. MacPherson, A.C.; Collins, D.; Obhi, S.S. The Importance of Temporal Structure and Rhythm for the Optimum Performance of Motor Skills: A New Focus for Practitioners of Sport Psychology. *J. Appl. Sport Psychol.* **2009**, *21*, S48–S61. [\[CrossRef\]](#)
31. Kennel, L.; Streese, A.; Pizzera, C.; Justen, T.; Hohmann, M. Raab, Auditory reafferences: The influence of real-time feedback on movement control. *Front. Psychol.* **2015**, *6*, 69. [\[CrossRef\]](#)
32. Neuhoft, J.G. Perception, cognition and action in auditory displays. In *The Sonification Handbook*; Logos Publishing House: Berlin, Germany, 2011.
33. Bonebright, T.L.; Flowers, J. Evaluation of auditory display. In *The Sonification Handbook*; Logos Publishing House: Berlin, Germany, 2011.
34. Roddy, S.; Furlong, D. Embodied Aesthetics in Auditory Display. *Organ. Sound* **2014**, *19*, 70–77. [\[CrossRef\]](#)
35. Kim, R. Pektun, Emotions and Motivation in Learning and Performance. In *Handbook of Research on Educational Communications and Technology*, 4th ed.; Spector, J.M., Ed.; Springer Science + Business Media: New York, NY, USA, 2014; pp. 65–75.
36. Scheier, K.; Dan, E.; Flykt, A.; Dan-Glauser, E. What determines a feeling's position in affective space? A case for appraisal. *Cogn. Emot.* **2006**, *20*, 92–113. [\[CrossRef\]](#)
37. Lemaitre, G.; Houix, O.; Franinovic, K.; Hoschule, Z.; Visell, Y.; Susini, P. The flops glass: A device to study emotional reactions arising from sonic interactions. In Proceedings of the SMC, Porto, Portugal, 23–25 July 2009.

38. Neuhoﬀ, J.; Wayand, J.; Kramer, G. Pitch and loudness interact in auditory displays: Can the data get lost in the map? *J. Exp. Psychol. Appl.* **2002**, *8*, 17–25. [CrossRef]
39. Petraglia, F.; Scarcella, L.; Pedrazzi, G.; Brancato, L.; Puers, R.; Costantino, C. Inertial sensors versus standard systems in gait analysis: A systematic review and meta-analysis. *Eur. J. Phys. Rehabil. Med.* **2019**, *55*, 265–280. [CrossRef]
40. Picerno, P. 25 years of lower limb joint kinematics by using inertial and magnetic sensors: A review of methodological approaches. *Gait Posture* **2017**, *51*, 239–246. [CrossRef]
41. Teufel, W.; Taetz, B.; Miezal, M.; Lorenz, M.; Pietschmann, J.; Jöllenbeck, T.; Fröhlich, M.; Bleser, G. Towards an Inertial Sensor-Based Wearable Feedback System for Patients after Total Hip Arthroplasty: Validity and Applicability for Gait Classification with Gait Kinematics-Based Features. *Sensors* **2019**, *19*, 5006. [CrossRef]
42. Torres, V.; Kluckner, K.F. Development of a Sonification Method to Enhance Gait Rehabilitation. In Proceedings of the Ison 2013, 4th Interactive Sonification Workshop, Erlangen, Germany, 10 December 2013.
43. Hajinejad, N.; Vatterott, H.-R.; Gräter, B.; Bogutzky, S. GangKlang. In Proceedings of the 8th Audio Mostly Conference on—AM '13; Delsing, K., Liljedahl, M., Eds.; ACM Press: New York, NY, USA, 2013; pp. 1–6.
44. H. Laboratories. BNO080/85/86 Datasheet Revision 1.11. 2021. Available online: <https://sonification.de/handbook/download/TheSonificationHandbook-chapter6.pdf> (accessed on 10 September 2022).
45. Grond, F.; Berger, J. Parameter Mapping Sonification. In *The Sonification Handbook*; Logos Publishing House: Berlin, Germany, 2011.
46. Giavarina, D. Understanding Bland Altman analysis. *Biochem. Med.* **2015**, *25*, 141–151. [CrossRef] [PubMed]
47. Pataky, T.C. One-dimensional statistical parametric mapping in Python. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng.* **2012**, *15*, 295–301. [CrossRef] [PubMed]
48. Piriyaaprasarth, P.; Morris, M.E. Psychometric properties of measurement tools for quantifying knee joint position and movement: A systematic review. *Knee* **2007**, *14*, 2–8. [CrossRef] [PubMed]
49. Rowe, P.; Myles, C.; Hillmann, S.; Hazlewood, M. Validation of Flexible Electrogoniometry as a Measure of Joint Kinematics. *Physiotherapy* **2001**, *87*, 479–488. [CrossRef]
50. Nüesch, C.; Roos, E.; Pagenstert, G.; Mündermann, A. Measuring joint kinematics of treadmill walking and running: Comparison between an inertial sensor based system and a camera-based system. *J. Biomech.* **2017**, *57*, 32–38. [CrossRef]
51. Favre, J.; Aissaoui, R.; Jolles, B.; de Guise, J.; Aminian, K. Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors. *J. Biomech.* **2009**, *42*, 2330–2335. [CrossRef]
52. Picerno, P.; Cereatti, A.; Cappozzo, A. Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules. *Gait Posture* **2008**, *28*, 588–595. [CrossRef]
53. Cooper, G.; Sheret, I.; McMillan, L.; Silverdis, K.; Sha, N.; Hodgins, D.; Kenney, L.; Howard, D. Inertial sensor-based knee flexion/extension angle estimation. *J. Biomech.* **2009**, *42*, 2678–2685. [CrossRef]
54. Hogg, B.; Vickers, P. Sonification abstraite/sonification concrete: An 'aesthetic perspective space' for classifying auditory displays in the ars musica domain. In Proceedings of the 12th International Conference on Auditory Display, London, UK, 20–23 June 2006.

Anhang D – Publikation 4

Linnhoff, D., Schaffert, N., Rücker, A., & Mattes, K. (2025). Evaluation of a Two-Week Gait Sonification Intervention in Individuals 12 weeks After Total Knee Replacement: A Case Study. *Auditory Perception & Cognition* 8(1), 56–75.

Evaluation of a Two-Week Gait Sonification Intervention in Individuals 12 weeks After Total Knee Replacement: A Case Study

Dagmar Linnhoff ^a, Nina Schaffert^{a,b}, Annika Rücker^a and Klaus Mattes^a

^aDepartment of Human Movement Science, University of Hamburg, Hamburg, Germany; ^bDepartment of Sound Engineering, BeSB GmbH Berlin, Sound Engineering, Berlin, Germany

ABSTRACT

This case study aimed to examine the effects and perception of a two-week gait feedback intervention via sonification of the sagittal knee angle in individuals 12 weeks after total knee replacement surgery. Five individuals (1 male, 4 females, mean age: 61.2 years) underwent five 10-min feedback sessions within two to 3 weeks. Gait symmetry (as Ratio Index) and cognitive representation (via structural dimensional analysis-SDA-M) were assessed in the pre- and posttest. Additionally, guided interviews were conducted focusing on changes in gait perception, attention on gait execution, and self-perceived feedback efficacy. Four individuals completed the study. Mean ratio indexes were smaller after the intervention. The cognitive representation structure was closer to functional clustering (stance and swing) compared to before the intervention. The interviews revealed that for all participants (except one), gait sonification was perceived helpful to improve their gait symmetry, noticing a change in attentional processes while walking and also in gait perception. Gait sonification seems promising to help individuals after knee joint replacement improving their gait by providing an additional acoustic reference. More research is needed in the field of psychoacoustics combined with movement science to further explore the general benefits of this feedback method. For gait rehabilitation, future studies in larger samples and at different stages of rehabilitation can help to apply this method efficiently to different patient groups.

ARTICLE HISTORY

Received 7 July 2024
Accepted 16 January 2025

KEYWORDS

Case report; acoustic gait feedback; sonification; knee arthroplasty; gait rehabilitation; motor learning; parameter mapping

Introduction

In 2020, around 7.6% of the world's population, mainly older people, were affected by osteoarthritis, with the knee joint being the most commonly affected. A 75% increase in osteoarthritis of the knee is predicted for 2050 (Steinmetz et al., 2023). Accordingly, knee joint procedures account for approximately 45% of all procedures documented in the German Arthroplasty Registry (EPRD) (Kohlhof et al., 2021). After total knee arthroplasty (TKA), gait rehabilitation is usually applied to restore the functional condition of

CONTACT Dagmar Linnhoff  dagmar.linnhoff@uni-hamburg.de  Department of Human Movement Science, University of Hamburg, Turmweg 2, Hamburg 20148, Germany

© 2025 The Author(s). Published by Informa UK Limited, trading as Taylor & Francis Group.
This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited. The terms on which this article has been published allow the posting of the Accepted Manuscript in a repository by the author(s) or with their consent.

the joint as quickly as possible (Bandholm et al., 2018; Snell et al., 2018). In early rehabilitation (approx. after 4 weeks), patients already recover significantly in pain, range of motion, knee extension force, and joint function with the help of physiotherapy, and functional- and strength exercises (Gawel et al., 2010; Radulovic et al., 2016).

Despite substantial improvements in gait during this period, the gait pattern of patients after knee replacement surgery does not achieve a complete state of unaffected gait (Benedetti et al., 2003; Yoshida et al., 2012). Smith et al. (2006) found a correlation between the preoperative gait pattern and the gait pattern 12–18 months after surgery. A systematic review by Biggs et al. (2019) also provided evidence that typical gait features of the osteoarthritic gait pattern remain after TKA. Milner (2009) reported a reduced flexion in the stance and swing phase and a smaller knee flexion moment of the index knee more than a year post surgery. Bączkiewicz et al. (2018) found single support time and step length to still be asymmetric 12 weeks after knee joint replacement.

An asymmetrical gait pattern is characterized by avoiding painful movements or changing the load distribution (avoidance gait) and is common after TKA (Jöllenbeck & Pietschmann, 2019). According to the authors, these movements have usually been adopted before the surgery and are often highly automated. Automatization is a motor learning stage where movements are internalized, executed inattentive and thus are difficult to change (Schmidt et al., 2018, p. 375ff; Shumway-Cook, 2007). To help a patient perceiving the actual gait asymmetry and reestablish a functional gait pattern is a particular challenge for gait rehabilitation and needs special feedback strategies (Jöllenbeck & Pietschmann, 2019).

One strategy to enhance motor learning processes is to provide additional, external (augmented) feedback on movement execution (Moinuddin et al., 2021; Sigrist et al., 2013). In gait rehabilitation, technologically supported gait feedback provided visually, acoustically or tactile has already been established (Chamorro-Moriana et al., 2018; Sigrist et al., 2013). A mapping review by van Gelder et al. (2018) found that orthopedic patients are the most frequent target group for biofeedback on gait. Although this feedback has most frequently been provided visually, acoustic movement feedback has also gained interest in recent years as it is direct and intuitively movement-related (Effenberg et al., 2005; Pizzera & Hohmann, 2015; Rosati et al., 2013; Schaffert et al., 2019).

A recent review found that warning signals were mostly used as acoustic feedback related to gait, which can be categorized as error-indicating feedback (Linnhoff et al., 2020). From a motor-learning perspective, this kind of feedback can help to correct a movement but may also inhibit its automatization (Lewthwaite & Wulf, 2010; Maxwell et al., 2001; Wulf et al., 2013). A technique reported to elicit functional improvements in rehabilitation is movement sonification, a technology that translates objectively measured kinematic data, e.g., of gait parameters, into an auditory output related to the movement performer as feedback and thus reflects the data structure acoustically (Dubus et al., 2013; Hermann, 2008). This is typically realized by a linear parameter mapping strategy. The technology provides concurrent audio feedback of the movement performed, without conflicting with the visual attention required to perform actions. In theory, this provides an additional sensory channel for the movement performer to enhance sensorimotor learning (Wolpert et al., 2011), which could improve motor skill learning, particularly when applied in “real time.”

Particularly important for practical ease-of-use is that simple sounds essentially require no training, despite of the more complex uses of sounds discussed in sonification research (i.e., Ferguson et al., 2011). Additionally, auditory displays are effectively accessible to most people and can complement visual data presentation. Because the auditory system has an outstanding temporal resolution and sensitivity to frequency and time changes, it is possible to provide biomechanical feedback on kinematic parameters of the movement execution by changes in pitch and rhythm using algorithmically defined sound sequences. However, the possible effect of the feedback depends on the data presented (knee angle, acceleration, etc.) and the type of mapping. There are also individual differences with regard to the way in which the presentation is handled (visual or auditory). Last but not least, there are perceptual differences (e.g., poor hearing) and in the esthetic perception of the sound (melody vs. simple mapping), which are decisive for the effectiveness.

In the past 5 years, two studies have used gait sonification feedback for participants after knee and hip replacement (Pietschmann et al., 2019; Reh et al., 2021). Both studies were conducted shortly after TKA (within the first 4 weeks) over a period of 2 to 3 weeks. It was found that gait sonification could not improve gait symmetry compared to alternative feedback or no feedback. Considering that these two studies conducted the sonication intervention in the early phase of rehabilitation, there is a lack of studies evaluating the effectiveness of gait sonication at a later stage when unassisted, symmetrical walking is physically possible. Here, the physical ability of symmetrical walking is seen as a precondition for the sonification feedback to be effective in resolving automated the gait asymmetries.

The main idea of this case study was to evaluate gait sonification feedback that relates to gait symmetry by using the sagittal knee angle curve as gait parameter of interest. The sagittal knee angle curve combines two important gait features: 1) it reflects the restricted knee joint movement and 2) the curve with the two peaks (Figure 1) reflects the two gait phases stance and swing (Perry & Burnfield, 2010). Because the human auditory system is sensitive to changes in pitch and volume, these entities can be used to transport information in acoustic displays (Neuhoff, 2011). For

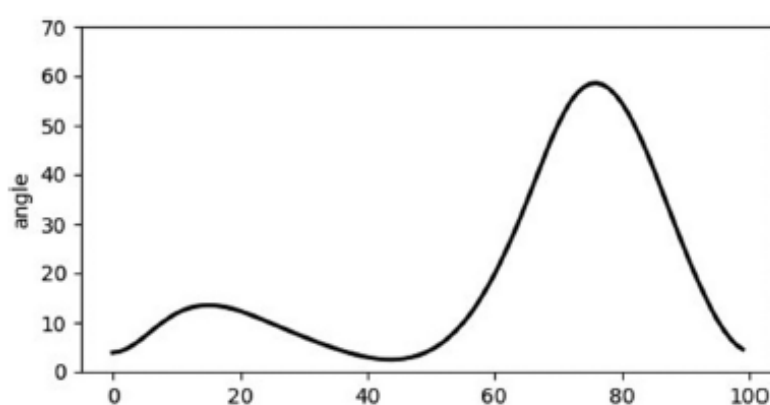


Figure 1. Illustration of the sagittal knee angle curve. Based on our own prior study data of 22 healthy participants. X-axis: knee angle in °, Y-axis: % of gait cycle.

example, a recent study has shown that by modifying the volume of auditory feedback, gait symmetry can be improved (Reh et al., 2022). Moreover, humans are sensitive to rhythm and can synchronize their movements with it (Bouwer et al., 2021; Grahn & Brett, 2007).

The high sensitivity of the auditory system to frequency differences, indicated by the so-called “difference limens for frequency” (DLF), shows that humans are able to recognize very fine differences in the frequency of pure tones. The DLF is in turn dependent on the frequency itself, the level and the duration of a pure tone (Micheyl et al., 2012). This makes acoustic re-information particularly interesting for questions related to the timing of movements and specific properties within, as the relevant physical parameters can be mapped to the frequency and volume dimension.

Since gait is a cyclic movement that alternates between left and right (Perry & Burnfield, 2010), a shorter stance time on one side or limping would sound arrhythmical when providing the curve synchronized to movement execution for both legs at the same time. In this way, sonification does not directly indicate movement errors, but draws attention to gait symmetry between left and right. With this additional sensory input, asymmetries of the gait pattern should be perceived and, over time, gait representation and -perception should also improve as a result of a motor learning process.

The cognitive representation is an outcome of interest when examining the effects of feedback on memory structures (Schack, 2004; Seegelke & Schack, 2016). Studies in other movement contexts (e.g., tennis, golf, judo, volleyball, or manual action) have shown that the cognitive representation structure reflects internal (not verbalizable) knowledge about movement execution (Gromeier et al., 2022; Land et al., 2013; Schack, 2012; Stöckel et al., 2012; Weigelt et al., 2011). Thus, assessing the structure of the gait-specific cognitive representation can reveal insight into the process of improving gait perception (as internal knowledge about movement execution). Studies have already shown that gait-specific cognitive representation differs between persons with persistent knee or hip pain and non-affected persons (Jacksteit et al., 2018, 2019). Moreover, investigating the gait-specific cognitive representation structure has been used to investigate the effects of visual feedback on people after hip replacement by Schega et al. (2014). In this way, the effectiveness of feedback was shown by a change of the gait-specific mental representation structure toward a more functional structuring.

The aim of this explorative case study was to evaluate the effectiveness of 2 weeks of gait sonification for individuals 12 weeks after TKA. The intervention time was 2 weeks as used in similar studies (Isakov et al., 2006; Pietschmann et al., 2019; Reh et al., 2021). We obtained gait symmetry and the structure of the gait-specific cognitive representation before and after the intervention. In addition, following Kantan et al. (2023), who developed auditory gait feedback in hemiparetic gait, short guided interviews were conducted to gain insight into the experiences and perceptions of the recipients. Interviews aimed at how attention is distributed during the sessions and whether the patients were able to detect changes in their own gait perception related to the sonification feedback and if so, how this manifests. To our knowledge, this is the first study that was conducted in late rehabilitation (>8 weeks) after TKA using sonification by parameter mapping of the knee angle curve. The study is therefore conducted as a case study with a small sample size, allowing for a more qualitative and exploratory approach.

Materials and Methods

This explorative study was approved by the ethics commission of the University of Hamburg (2020_330) and carried out in a medical rehabilitation center. We conducted the study in an interventional pre-post-design with a 2–3-week intervention phase.

Participants

Five participants (mean age: 61.2 years) were included. Table 1 provides information about the demographic data. Participants were recruited by the staff of the rehabilitation center at their first visit with a follow-up prescription for ambulant rehabilitation after TKA. The clinic where the TKA was performed was not involved in the recruitment.

Individuals were qualified for participation if they had TKA surgery within the last 90 $\pm$ 10 days, were able to walk independently without using any kind of walking aids at the time of screening, had no other known conditions that would impair their gait behavior (e.g., low back pain and a recent injury of the lower extremities), had no known mental diseases, and were willing to participate in this study. An exclusion criterion would be hearing impairment, the absence of which had to be confirmed by the patients. All participants received a TKA, meaning that both parts of the joint were replaced and parts of the cruciate ligaments were removed. The surgery itself was realized in a nearby hospital.

Apparatus and Instruments

Gait Symmetry

The Optogait (Microgate, Bolzano, Italy) was used to measure gait symmetry on a seven-meter path (Figure 1). The system consists of seven transmitting and receiving sections arranged parallel to each other. Each section is 100 cm long, and 8 cm wide and has 96 light-emitting or light-receiving diodes that are 3 mm above the ground level. This system has proven a high validity for the measurement of spatiotemporal gait parameters in orthopedic patients (Lienhard et al., 2013).

Sonification

A custom-made sonification system was used, consisting of two inertial sensors attached to the lateral side of the lower and upper leg directly above and below the knee joint. The IMU data were transferred to a specific application (BeSB, Berlin) that transformed the raw data into a knee-angle curve (180° – the active angle between thigh and shank) (Figure 2) (for technical details: Linnhoff et al., 2022). The data were sonified using

Table 1. Participant baseline data (age, gender distribution, side of surgery, time after surgery).

	Age	gender	BMI	side of surgery	days after surgery
P1	57	female	30.1	right	102
P2	60	female	26.9	right	99
P3	57	female	29.3	left	86
P4	64	female	28.2	left	91
P5	68	male	26.3	right	81
mean	61.2	4 f/1 m	28.2	2 l/3 r	91.8

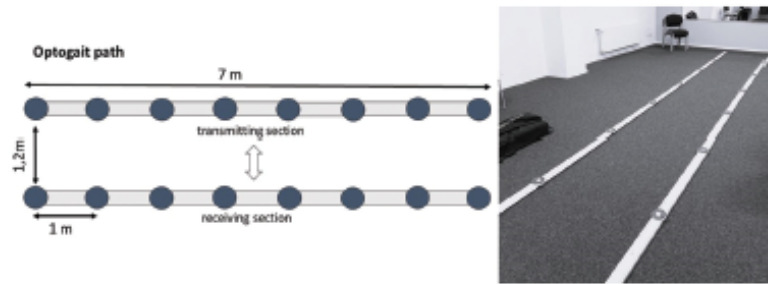


Figure 2. Optogait path with a length of 7 meters (m). Light barrier system consisting of transmitting section and receiving section on the opposite side.

parameter mapping. The tone's pitch and with it the volume were mapped to the magnitude of the measured angle (increasing the value increased the pitch and volume) providing an accentuation on the flexion of the knee joint. Alternatively, a variation was available providing an accentuation on the stance phase (decreasing the pitch and volume from 0° to 35°). Both accentuation variations were available in higher and lower pitched versions.

In a previous study, these four variations of the knee angle sonification were tested on a sample of people with unilateral artificially restricted knee joint movement (Linnhoff et al., 2022). The sonification emphasizing knee flexion in the lower pitched version proved to be the most pleasant and informative (hearing gait asymmetry) and was thus used in this study. It is noteworthy that a lower pitch was perceived as more pleasant regardless of the accentuation.

A continuous sine tone was used for the parameter mapping sonification. In the version with higher tone pitch, the sound was modulated by logarithmic mapping of the knee angle curve from -45° to 90° to tone frequencies ranging from 220 hz to 1760 hz, so that the pitch was 440 hz at 0° (knee fully extended), modulating a sine oscillator. For the version with lower tone pitch, the tone was provided half an octave lower. The knee angle was additionally mapped to the volume so that the continuous tone below 35° fades out linearly to 0° , resulting in an alternating left/right sound.

Cognitive Representation

Structural Dimensional Analysis (SDA-M) was used to obtain the cognitive representation of gait (Schack, 2012, 2020). This approach implies that every movement is stored in a hierarchically organized structure in the procedural memory. This structure is based on units, labeled as Basic Action Concepts (BACs), which contain sensory information and information on the execution of the movement. Each BAC is in a critical movement phase. The SDA-M uses a splitting task to determine which movement phases (BACs) statistically belong together for a person (clustering), revealing the individual memory structure.

In general, the BACs of a movement used for the splitting procedure are derived from biomechanical models or expert ratings. As in comparable studies (Jacksteit et al., 2018; Jöllenbeck & Pietschmann, 2019; Stöckel et al., 2015), the procedure for this study was set up with the eight gait phases according to Perry and Burnfield (2010) (Figure 3) used as

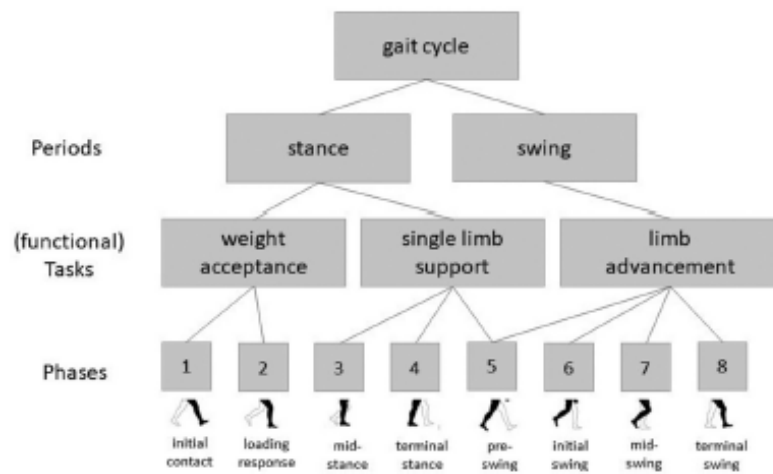


Figure 3. Gait Phases according to Perry and Burnfield (2010). The pictograms below were used as picture material in the Splitting-Task with additional movement descriptions.

BACs. Special software (Q-Split, Department of Neurocognition and Action, Bielefeld University) was used to execute the SDA-M.

The participants are simply asked to decide for each possible pairing of two BACs whether they are directly associated or not during movement execution (Figure 4). The decisions result in a distance matrix containing all BACs and their interconnections. The next step is a hierarchical structural analysis based on the proximity data. The result is a dendrogram (hierarchical organization structure) showing individual clusters of BACs. All intersections that are below a critical value (based on the t-distribution for the selected α) are functionally clustered in the individual representation structure. To compare different representation structures statistically, an invariance analysis was conducted by using the invariance measure (λ).

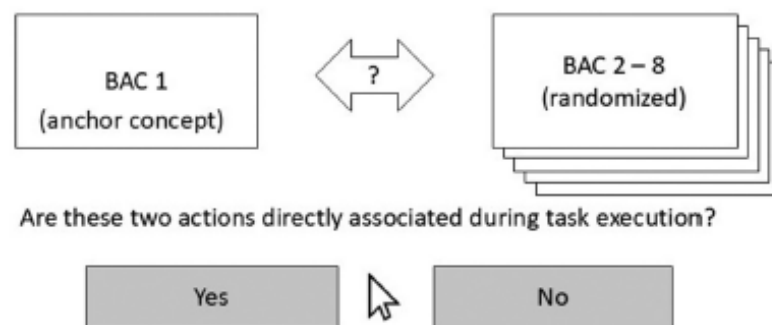


Figure 4. Splitting procedure as executed by the participants. Each BAC is presented as an anchor (left) and the others have to be rated one after another as directly associated or not via clicking "yes" or "no."

Table 2. Scope of categories and related Interview Questions translated into English for the pre- and posttest.

Research interest/ Category	Question pretest	Question posttest
1) Gait perception	How does it currently feel for you when you walk? What differences do you notice compared to shortly after the operation?	How was your experience of walking with the acoustic gait feedback over time? What changes have you noticed? (How about your gait perception?)
2) Attention while movement execution	How much do you currently concentrate on your movements when walking (compared to before the surgery)?	What did you concentrate on while you walked with the feedback? Were there any changes over the time?
3) Effectiveness/ perception of the feedback	Are there any fears or worries you currently have when walking, e.g., of falling?	Do you notice any differences in your everyday walking after the two weeks? If yes, which? (concentration on gait execution; fear of falling) To what extent did you find the feedback helpful?

Self-Reported Perception of Gait

To explore the participants' individual experiences with the acoustic gait feedback, guided semi-structured interviews were conducted (Helfferich, 2011; Mayring, 2016). The questions were related to three main interests: 1) change in gait perception, 2) attention during movement execution, 3) self-perceived effectiveness of the feedback. The interviews were in German and can be fully accessed upon request. Table 2 shows the translated question catalog that was developed following the guidelines provided by Helfferich (2011).

Procedure

Before partaking, the participants were informed verbally about the aim and procedure of the study and were handed the study information. They were given sufficient time to decide whether they wanted to participate. If they agreed, they gave their informed consent verbally to the recruiting person and signed the declaration of consent usually at the day of pre-testing.

The pre- and posttests were conducted in the same order. For measuring the gait symmetry, the patient first walked down the marked 7-m path twice, always starting with the right foot. Next, an instruction with a standardized PowerPoint presentation on how to perform the SDA-M was always provided by the same examiner. The participants were then asked to perform the splitting-procedure themselves, which was recorded by the software.

Finally, the participant was asked to answer some questions while being recorded with a mobile voice recorder (Samsung S10e, 2022). The short interviews were semi-structured, allowing to react to the participants' answers. To avoid an interviewer effect, it was always the same person who performed the interviews and was not related to the participants (Helfferich, 2011).

Intervention

The participants completed five 10-min feedback sessions within 2 to 3 weeks, starting at the day of the pretest directly after testing. The intervention sessions were held in

addition to the regular therapy sessions with physiotherapists and were always supervised by the same sports therapist.

Therefore, the subjects were fitted with the custom-build gait sonification device (Sofigait, BeSB Berlin). The time delay is crucial for the perception of movement synchrony of the sonification and to fulfill the requirement of real-time feedback. In particular, if both legs are heard at the same time, the delay would be disruptive, as the perceiver may not be able to distinguish between the two legs due to the alternating movement.

The system provides sonification of the knee angle synchronized to the actual movement with a delay of <50 milliseconds. This delay was estimated by the system developers by using special Bluetooth headphones (Sennheiser hd-450-bt) with an interconnected Bluetooth transmitter that reduces latency (Sennheiser bt-t100).

The sound was provided with the left leg on the left ear and the right leg on the right ear. The participants were told that the sounds would reflect their leg movements, and they should try to walk in such a way that the sounds on both sides are as similar as possible. Each session consisted of two times constantly walking for 5 min on a flat surface with the acoustic gait feedback. Between walks, participants were free to have a break or could continue directly. In case the participants were not able to attend the five sessions within 14–21 days, the intervention time continued until five sessions were completed to control for total training time.

Data Analysis

The gait data of both trials (step length and time, and single support time) were exported to Excel (Version 2016). Mean values and gait symmetry (as in Ratio Index – RI) (Viteckova et al., 2018) were calculated for each parameter and side and compared with the RIs between the pre- and posttest.

For the gait-specific cognitive representation, individual representation structures as well as grouped dendograms were built from the individual response data and statistically compared between pre- and posttest using the program-implemented grouping and invariance analysis function (λ). A value of $\lambda < .68$ reveals that the two structures are significantly different at an alpha level of $\alpha = 0.05$ (Schack, 2012). Additionally, the differences of the clustering of the BACs were assessed. BACs that are interconnected above a critical distance value (d_{krit}) of 3.53 are considered as statistically not related at an alpha level of $\alpha = 0.05$ (Schack, 2012).

The interviews were transcribed word for word in German into one Word document per person as basis for content structuring analysis (Kuckhartz, 2012; Mayring, 2016). We developed a category system deducted from the research interests (Table 2). Since the interviews were relatively short (3–5 min), we decided not to use a special coding program. Instead, the categories were applied directly to the text by assigning different colors to the categories and marking them in the text.

Results

Overall, one participant (P4) quits to follow up, resulting in four individuals remaining for data analysis. The four remaining participants completed five feedback sessions and participated in the pre- and posttest. Further, one participant did not complete the SDA-M procedure because of understanding issues.

Gait Symmetry

The comparison of the gait parameters is shown in Table 3. Gait symmetry was calculated as the Ratio Index between the affected and the unaffected side. An index of 0 means perfect symmetry, whereas the difference from 0 indicates the magnitude of deviation between both legs.

Regarding the step length, two persons (P1 and P3) decreased their RI. For the step time, all four participants showed decreased RIs in the post test. Also, for a single support time, except for one person (P5) all participants showed a smaller RI in the posttest.

Gait Specific Cognitive Representation

All participants showed differences in the clustering of the gait phases (BACs) from pre to posttest on an individual level. Statistically different gait-specific cognitive representation structures between pre- and posttest were found in two participants (P2 and P3) ($\lambda = .67$ and $\lambda = .63$; $p = .005$). The grouped representation structures (groups: P1, P2, P3) differed not statistically between pre- and posttest ($\lambda > .68$; $p = .005$).

Table 3. Gait parameters of the affected (a) and unaffected (u) legs for the pre- and the posttest. RI = Ratio Index $|(1-xa/xu)|$.

	a pre	u pre	a post	u post	RI pre	RI post
step length (cm)						
P1	65.4 ± 2.5	67.7 ± 2.5	67.4 ± 3.6	66.7 ± 5.9	0.03	0.01
P2	51.1 ± 2.2	50.7 ± 2.6	50.9 ± 3.7	50.2 ± 4.1	0.01	0.01
P3	68.4 ± 1.4	63.8 ± 4.9	78.5 ± 1.6	79.7 ± 2.2	0.07	0.02
P5	63.5 ± 4.7	63.6 ± 8.7	61.1 ± 1.3	60.9 ± 4.1	0.00	0.00
Σ	62.1 ± 7.6	61.5 ± 7.4	64.5 ± 11.6	64.4 ± 12.3	0.03 ± 0.03	0.01 ± 0.01
step time (s)						
	a pre	u pre	a post	u post	RI pre	RI post
P1	1.23 ± 0.06	1.26 ± 0.06	1.22 ± 0.04	1.21 ± 0.03	0.02	0.01
P2	1.31 ± 0.06	1.34 ± 0.10	1.29 ± 0.08	1.29 ± 0.08	0.02	0.00
P3	1.34 ± 0.08	1.34 ± 0.09	1.16 ± 0.04	1.16 ± 0.03	0.00	0.00
P5	1.16 ± 0.05	1.18 ± 0.07	1.21 ± 0.04	1.20 ± 0.02	0.02	0.01
Σ	1.26 ± 0.08	1.28 ± 0.07	1.22 ± 0.05	1.22 ± 0.05	0.02 ± 0.01	0.01 ± 0.01
single support time (s)						
	a pre	u pre	a post	u post	RI pre	RI post
P1	0.38 ± 0.01	0.39 ± 0.02	0.38 ± 0.01	0.39 ± 0.02	0.04	0.02
P2	0.35 ± 0.02	0.37 ± 0.02	0.35 ± 0.04	0.36 ± 0.03	0.04	0.03
P3	0.42 ± 0.04	0.47 ± 0.03	0.42 ± 0.01	0.43 ± 0.02	0.11	0.02
P5	0.40 ± 0.02	0.40 ± 0.03	0.38 ± 0.21	0.39 ± 0.02	0.00	0.04
Σ	0.39 ± 0.03	0.41 ± 0.04	0.38 ± 0.03	0.39 ± 0.03	0.05 ± 0.04	0.03 ± 0.01

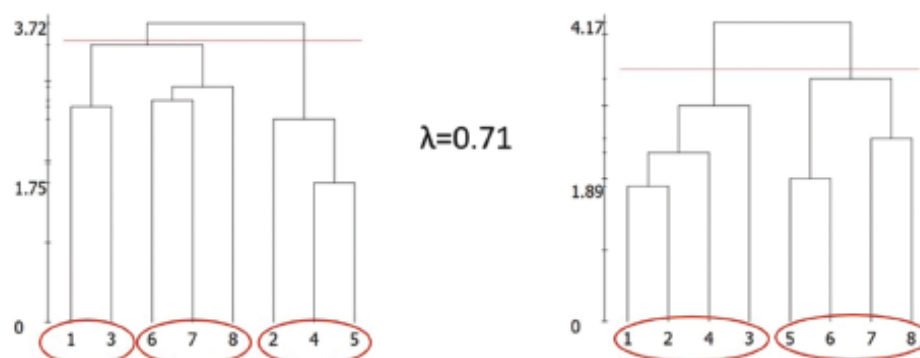


Figure 5. Gait-specific grouped cognitive representation structures for 3 participants (P1, P2, P3) compared between pre (left) and Post-test (right). Note: Invariance measure λ is displayed between the dendrograms. $\lambda < .68$ indicates two structures being different from each other at a 0.05 significance level. The red line indicates the critical distance (dkrit) of 3.56. BACs connected under the line are statistically linked together (clustered). The numbers indicate the BACs: (1) initial contact, (2) loading response, (3) mid-stance, (4) terminal stance, (5) pre-swing, (6) initial swing, (7) mid-swing, (8) terminal swing.

The grouped structure clustering differed between pre- and posttest. While in the pretest three clusters were built (BAC 1 and 3, BAC 6,7,8 and BAC 2,4,5) in the posttest two clusters were evident (BAC 1–3 and BAC 5–6) (Figure 5).

Self-Reported Outcomes

Three main categories were extracted from the interviews: 1. Gait perception, 2. Attention while walking, 3. Perception of feedback effectiveness. Additionally, the status before and after surgery was evaluated from the interviews.

Status Before and After Surgery

All participants uniformly stated that they had been impaired shortly before the surgery because they experienced pain. *“I was very restricted. [...] in the evening I didn’t know how to get into the car.”* (P3) Shortly after the surgery, they had to get used to the artificial joint and had to focus on the gait execution. *“After the surgery, I kept getting the feeling that my knee was instable. It was always necessary to reposition the knee so that it had support.”* (P2) After 12 weeks, the participants had already noticed a significant improvement in their pain and were able to move without walking aids and could pursue their everyday activities.

Gait Perception

Two persons stated that gait perception was better while walking with the gait sonification and shortly after. However, more practice sessions were needed to transfer this improvement into everyday situations. *“It would have to be much more integrated into everyday life, that you hear it and not just in practice situations.”* (P1)

One person noticed a general change in gait perception in everyday situations due to the feedback sessions. *"I think one pays more attention [...] So, before it was a bit of an avoidance gait and now, I always think of the beep tone and keep reminding myself of it."* (P3)

Attention while walking

Overall, the patients explained that they have concentrated primarily on gait execution while performing their feedback sessions. The gait performance was then guided by the alternating tone. *"My concentration was actually very much on my gait. Like on the evenness of my gait, where I really always followed a rhythm [...] I immediately noticed when the evenness was no longer there because the sounds were then not so even."* (P2)

One individual found the tone rather confusing and tried to ignore it. *"I just ignored that and then I just walked as if everything was the same as always. Because otherwise it irritated me a bit."* (P5). Finally, a difference in attention capacity for the feedback was recognized by one person depending on the time and day.

Perception of Feedback Effectiveness

All, except one person, experienced the gait sonification feedback as helpful in detecting gait deviations and as a new and positive experience that they would also recommend to others. *"So, I think the experience was very good. I found it positive. Because you can hear the sound in your ears even when you don't have your headphones on [...] you also strain yourself a little so that you bend your knee a little more. [...] I would also recommend it to anyone. I also told my orthopaedic surgeon about it and he thought it was really interesting and great"* (P3)

One person (P5) did not find the feedback helpful or recommendable, as the tone seemed to have a delay.

Discussion

The primary aim of this case study was to gain insight into the potential benefits of acoustic feedback for gait using gait sonification for patients 12 weeks after TKA. Sonification feedback on gait kinematics (joint angles) has already been tested by Pietschmann et al. (2019) and Reh et al. (2021) in patients in an early state of rehabilitation shortly after knee and hip joint replacement surgery.

Taking a closer look at the details of the sonification, both studies used sine tone-based parameter-mapping. Pietschmann et al. (2019) used the sagittal knee angle curve but accentuated on the stance phase by muting the swing phase. In prior testing, we found an advantage of the swing phase accentuated feedback in perceiving asymmetric gait. Reh et al. (2021) used a combination of sine tone parameter mapping of the knee angle and real-world stepping sounds with the aim of making gait symmetry perceivable. Although agreeing that it is important to make gait symmetry perceptible, a combination of abstract and non-abstract feedback is likely to be detrimental to processing capacity.

This study uses a custom-made gait sonification system, which transforms the sagittal knee angle curve into an acoustic signal by parameter mapping. With a pair of inertial sensors attached to each leg, this technique is comparatively inexpensive and offers sufficient measurement accuracy (Petraglia et al., 2019; Picerno, 2017).

We developed gait sonification feedback by mapping the pitch and the volume of a sine tone to the actual knee angle curve. Although many experiments revealed that perceptual dimensions can interact, studies have shown that the interaction persists when perceptual dimensions are mapped onto quantitative dimensions of interest. For example, Neuhoff et al. (2000) showed experimentally that significant differences in the perceived change occurred even when the physical change was identical. Here, they investigated how listeners perceived the data variables presented through changes in pitch, intensity, and volume. There was a significant influence on the dimension of interest (perceived share price) by another, simultaneously changing dimension (trading volume). The authors concluded from these results that the effects of congruent acoustic changes are perceived more strongly than incongruent changes or even acoustic changes in a single dimension. In situations where changes in the state of a variable are particularly critical, the dual mapping of frequency and intensity to the same variable would likely lead to better performance.

Furthermore, the sensitivity of the auditory system to perceive frequency changes in pure tones varies systematically with stimulus parameters such as frequency, level, and duration, indicating the high adaptability and precision of the auditory system (Micheyl et al., 2012). This underlines the importance of considering and utilizing such dependencies in the development of auditory feedback.

We suggest that sonification based on pure sine tones is superior to other sonifications, such as non-abstract forms (e.g., the representation of feet rolling through snow or gravel) because of the direct relationship between the change in a physical parameter of interest (e.g., the amount of knee flexion) and the corresponding acoustic dimension(s).

No study has yet been conducted with the target group of patients after TKA who are at a late stage of rehabilitation. However, this patient group is likely to benefit from gait sonification because they are in a physical condition that allows symmetrical gait. Thus, the patients were included 12 weeks after surgery. In this way, the study aimed to relearn automated preoperative avoidance behavior (Biggs et al., 2019; Jöllenbeck & Pietschmann, 2019; Mootanah et al., 2013) and not to overcome functional limitations and pain caused by the surgery itself.

In addition to the two previously mentioned studies by Pietschmann et al. (2019) and Reh et al. (2021), we evaluated gait sonification on the basis of gait-specific cognitive representation and self-reported changes in gait perception and attention, as well as the patient's perceived feedback effectiveness.

Pietschmann et al. (2019) and Reh et al. (2021) did not find a significant effect of the gait sonification feedback on gait symmetry in their studies. They used a control group design and both groups had similar improvements which leads to the conclusion, that the improvements were not intervention-specific. This corresponds to our assumption that the physical limitations are still too present shortly after the surgery to benefit from gait sonification.

The design of our study does not allow for generalization and also attributing changes in gait symmetry to the intervention. Here, it seems that the patients already had a relatively symmetrical gait in terms of step length, step time and single support time. This contrasts with a study conducted by Bączkiewicz et al. (2018) who found shorter step lengths on the unaffected side and shorter single support times on the affected side in TKA patients 12 weeks after surgery. Both are known as

compensatory mechanisms related to weight-bearing pain on the affected knee (Hatfield et al., 2011; Mootanah et al., 2013). We therefore assumed a larger gait asymmetry in our sample than was found actually in the pretest. In this study, the expected combination of reduced single support time of the affected side and reduced step length of the opposite side was found in one participant. For this person (P3), both parameters seemed improved after the intervention. This suggests the possibility that sonification could be helpful in some cases.

In terms of cognitive representation, this study indicated a possible difference between the organization of BACs (here the gait phases) in two patients after the intervention compared to before. Comparing the grouped cognitive representation structures before and after the intervention, the structures did not significantly differ between pre- and posttest. However, consistent with our assumptions, the grouping after the intervention appeared to show a more functionally organized representational structure with a distinction between stance- and swing phase. This was not the case before the intervention.

Notably, the small number of participants is not sufficient to verify or falsify the hypothesis of improving the structuring of the mental representation in persons after TKA. In comparable studies (Jacksteit et al., 2018, 2019; Schega et al., 2014), sample sizes were between 10 and 20 participants. However, this finding shows that a possible change in mental representation by acoustic gait feedback should be further investigated in future studies.

In this case study, the deeper insight gained through the questions in the open interview was of particular interest, as the aforementioned studies have not given patient insight into sonification-perception. We adapted this interview-based approach from a recent study by Kantan et al. (2023) with hemiparetic patients to our study population and the topics of interest.

First, the patients' statements on their actual feeling about joint function and healing matched the expectation, that they had a lot less pain and felt capable of walking unaided after 12 weeks.

Three patients reported that they found the acoustic feedback helpful in improving their gait pattern, while one person stated that the feedback was not helpful but rather confusing (P5). This underlines the fact that the effectiveness of using an abstract form of sonification, such as parameter mapping, depends on the individual's ability to interpret it meaningfully for themselves (Dubus et al., 2013). This person may have a greater benefit from another type of sonification or a combination with visual feedback.

The patients described, that their attention was guided to their gait by the acoustic feedback rather than to the tone. This is important, because it is also possible that attention is drawn to the sound and therefore makes gait execution less attention-driven when walking with sonification. This would fit the concept of dual-task learning, which is prone to provoke implicit learning and movement automatization (Masters, 2000). From a motor learning perspective, it could make sense that attention should be guided to movement execution in the early stages to actively correct movement errors before the movement automatization. With reference to the patients' comments, both processes could be reinforced by the feedback.

The attentional processes during gait execution in daily situations were reported to have changed by one person (P3) in the way that the guiding function of the sound is

always somehow present. The description underlines the guiding effect of augmented feedback (guidance hypothesis (Schmidt, 1991)).

We expected an improvement in gait perception because of the additional movement-related sensory input provided by the sonification of gait. Overall, it seemed that gait awareness was improved by listening to the feedback, but not always in everyday situations. Two persons (P1, P2) reported that it would be important to hear the sound more often. One person (P3) stated, that the sound was also mentally present in everyday situations and helped to focus on performing a symmetrical gait pattern. Interestingly, P3 also showed the largest improvement of gait symmetry compared to the other persons. Again, it is important to note that these findings neither rule out chance nor indicate the effect of feedback intervention, but suggest possible effects.

Three out of four participants (75%) considered the feedback to be helpful in improving gait symmetry, although this cannot be clearly concluded from all gait data. In both cases, the amount of time spent with the feedback was considered too short to have an effect on their daily walking behavior. Thus, for studies in gait rehabilitation contexts, it may be helpful, if the patients can proceed with the training on their own (e.g., with a training app) to extend the amount of time spent with the acoustic feedback to have a sustainable effect on gait perception and execution.

The relatively short intervention time can be considered as a limitation of this study. Although 2 weeks are common in gait-intervention studies, some of them have failed to show long-term improvements in gait or did not evaluate it. The limited availability of long-term learning outcomes for gait rehabilitation feedback was noticed by van Gelder et al. (2018).

Not only the intervention time itself but also the amount of time actually spent with the feedback (session duration and number of sessions within the 2 weeks) are important factors. While the other studies (Pietschmann et al., 2019; Reh et al., 2021) provided more training time within 2 weeks (6×20 min; 10×20 min), our concern was that 20 min of walking would be too much for the patients after they had already conducted their regular therapy at the same day. In contrast to the mentioned studies in a clinical setting, our sessions took place in an ambulant rehabilitation setting and the patients were only available at their regular appointments. Ideally, the feedback sessions would be performed on separate days and therefore longer.

For the session frequency, a recommendation could be every second day comparable to Kassover et al. (1986) and Cheung and Davis (2011) who found long-term improvements in children with hemiparesis and runners. A further recommendation could be to progressively reduce feedback frequency with the time of intervention. Although this has previously been recommended for error feedback to enhance motor learning, this may also be applicable to sonification feedback.

Another limitation was the need to set a critical gait symmetry index as an inclusion criterion, rather than assuming that this would be present in TKA patients 12 weeks after surgery. This considerably limits the significance of this study with regard to the gait pattern.

The approach of assessing the cognitive representation is limited to the participants' understanding of the instructions provided. Although this approach has been successfully applied in previous works, in future studies, memory content may be more objectively assessed via imaging procedures.

As we do not have a control group, the general conclusion about any effects (gait symmetry and changes in cognitive representation) caused by the sonification is limited. Adding a control group would be a recommendation for a following study with the same patient group and sonification method.

A further limitation but also a strength of this study is the small sample size of the 4 individuals that finished the intervention. Thus, the results of the study are not representative of this population in general. However, the findings from the interviews provide valuable insights into attention processes and gait perception.

Based on the literature and the insights from the interviews, we would recommend further investigation of gait sonification using a sine tone-based parameter mapping of pitch and volume for TKA patients whose gait pattern is still asymmetrical after early rehabilitation and complete joint healing. Future studies on gait sonification should combine measuring of gait parameters with measures of cognitive processing such as attention distribution and perception of gait features in larger populations. Also, an optimal intervention time, session frequency, and duration should further be explored. The approach of providing gait feedback by sonification of gait offers many opportunities for basic and applied research on the feedback method itself and also on the conditions of its application in different patient groups. Sonification feedback has great potential, at least from the patient's perspective, and is therefore worth it for further investigation to transfer it into gait rehabilitation.

Disclosure Statement

No potential conflict of interest was reported by the author(s).

Funding

The author(s) reported there is no funding associated with the work featured in this article.

ORCID

Dagmar Linnhoff  <http://orcid.org/0000-0002-8371-8338>

References

- Bączkiewicz, D., Skiba, G., Czerner, M., & Majorczyk, E. (2018). Gait and functional status analysis before and after total knee arthroplasty. *The Knee*, 25(5), 888–896. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2018.06.004>
- Bandholm, T., Wainwright, T. W., & Kehlet, H. (2018). Rehabilitation strategies for optimisation of functional recovery after major joint replacement. *Journal of Experimental Orthopaedics*, 5(1), 44. <https://doi.org/10.1186/s40634-018-0156-2>
- Benedetti, M., Catani, F., Bilotta, T., Marcacci, M., Mariani, E., & Giannini, S. (2003). Muscle activation pattern and gait biomechanics after total knee replacement. *Clinical Biomechanics*, 18(9), 871–876. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(03\)00146-3](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00146-3)
- Biggs, P. R., Whatling, G. M., Wilson, C., Metcalfe, A. J., Holt, C. A., & Williams, J. L. (2019). Which osteoarthritic gait features recover following total knee replacement surgery? *PLOS ONE*, 14(1), e0203417. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0203417>

- Bouwer, F. L., Nityananda, V., Rouse, A. A., & Ten Cate, C. (2021). Rhythmic abilities in humans and non-human animals: A review and recommendations from a methodological perspective. *Philosophical Transactions of the Royal Society B*, 376(1835), 20200335. <https://doi.org/10.1098/rstb.2020.0335>
- Chamorro-Moriana, G., Moreno, A. J., & Sevillano, J. L. (2018). Technology-based feedback and its efficacy in improving gait parameters in patients with abnormal gait: A systematic review. *Sensors (Switzerland)*, 18(1), 142. <https://doi.org/10.3390/s18010142>
- Cheung, R. T., & Davis, I. S. (2011). Landing pattern modification to improve patellofemoral pain in runners: a case series. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 41(12), 914–919. <https://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2011.3771>
- Dubus, G., Bresin, R., & Proulx, M. J. (2013). A systematic review of mapping strategies for the sonification of physical quantities. *PLOS ONE*, 8(12), e82491. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0082491>
- Effenberg, A., Melzer, J., Weber, A., & Zinke, A. (2005). Motionlab sonify: A framework for the sonification of human motion data. Ninth International Conference on Information Visualisation (IV'05) (pp. 17–23). London, UK: IEEE.
- Ferguson, S., Martens, W. L., & Cabrera, D. (2011). Statistical sonification for exploratory data analysis. *The Sonification Handbook* 1 173–193.
- Gawel, J., Fibiger, W., Starowicz, A., & Szwarczyk, W. (2010). Early assessment of knee function and quality of life in patients after total knee replacement. *Ortopedia, Traumatologia, Rehabilitacja*, 12(4), 329–337.
- Grahn, J. A., & Brett, M. (2007). Rhythm and beat perception in motor areas of the brain. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 19(5), 893–906. <https://doi.org/10.1162/jocn.2007.19.5.893>
- Gromeier, M., Schack, T., & Koester, D. (2022). Effects of Age and Expertise on Mental Representation of the Throwing Movement Among 6-to 16-Year-Olds. *Frontiers in Psychology*, 13, 799316. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2022.799316>
- Hatfield, G. L., Hubley-Kozey, C. L., Wilson, J. L. A., & Dunbar, M. J. (2011). The effect of total knee arthroplasty on knee joint kinematics and kinetics during gait. *The Journal of Arthroplasty*, 26(2), 309–318. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2010.03.021>
- Helfferich, C. (2011). *Die Qualität qualitativer Daten* (Vol. 4). VS Verlag für Sozialwissenschaften.
- Hermann, T. (2008). Taxonomy and Definitions for Sonification and Auditory Display. Proceedings of the 14th International Conference on Auditory Display, Paris, France.
- Isakov, E. (2006). Gait rehabilitation: a new biofeedback device for monitoring and enhancing weight-bearing over the affected lower limb. *Europa medicophysica*, 43(1), 21–26. PMID: 17021589.
- Jacksteit, R., Mau-Moeller, A., Behrens, M., Bader, R., Mittelmeier, W., Skripitz, R., & Stöckel, T. (2018). The mental representation of the human gait in patients with severe knee osteoarthritis: A clinical study to aid understanding of impairment and disability. *Clinical Rehabilitation*, 32(1), 103–115. <https://doi.org/10.1177/0269215517719312>
- Jacksteit, R., Mau-Moeller, A., Völker, A., Bader, R., Mittelmeier, W., Skripitz, R., & Stöckel, T. (2019). The mental representation of the human gait in hip osteoarthritis and total hip arthroplasty patients: A clinical cross-sectional study. *Clinical Rehabilitation*, 33(2), 335–344. <https://doi.org/10.1177/0269215518804294>
- Jöllenbeck, T., & Pietschmann, J. (2019). Gait analysis and gait training in orthopedic rehabilitation after joint replacement: Relearning how to walk correctly. *Bewegungstherapie Und Gesundheitssport*, 35, 3–13 doi:10.2478/ijcss-2019-0012.
- Kantan, P. R., Dahl, S., Jørgensen, H. R., Khadye, C., & Spaich, E. G. (2023). Designing ecological auditory feedback on lower limb kinematics for hemiparetic gait training. *Sensors (Switzerland)*, 23(8), 3964. <https://doi.org/10.3390/s23083964>
- Kassover, M., Tauber, C., Au, J., & Pugh, J. (1986). Auditory biofeedback in spastic diplegia. *Journal of Orthopaedic Research*, 4(2), 246–249 doi:10.1002/jor.1100040213.
- Kohlhof, H., Steinbrück, A., & Wirtz, D. C. (2021). Arthroplasty registry—significance and relevance for quality assurance. *Knie Journal*, 3(3), 176–184. <https://doi.org/10.1007/s43205-021-00117-9>

- Kuckhartz, U. (2012). *Qualitative Inhaltsanalyse. Methoden, Praxis, Computerunterstützung* (2. Aufl.). Beltz.
- Land, W. M., Volchenkov, D., Blasing, B. E., & Schack, T. (2013). From action representation to action execution: Exploring the links between cognitive and biomechanical levels of motor control. *Frontiers in Computational Neuroscience*, 7, 127. <https://doi.org/10.3389/fncom.2013.00127>
- Lewthwaite, R., & Wulf, G. (2010). Social-comparative feedback affects motor skill learning. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 63(4), 738–749. <https://doi.org/10.1080/17470210903111839>
- Lienhard, K., Schneider, D., & Maffioletti, N. A. (2013). Validity of the Optogait photoelectric system for the assessment of spatiotemporal gait parameters. *Medical Engineering & Physics*, 35(4), 500–504. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2012.06.015>
- Linnhoff, D., Alizadeh, S., Schaffert, N., & Mattes, K. (2020). Use of acoustic feedback to change gait patterns: Implementation and transfer to motor learning theory—A scoping review. *Journal of Motor Learning and Development*, 8(3), 598–618. <https://doi.org/10.1123/jmld.2019-0028>
- Linnhoff, D., Ploigt, R., & Mattes, K. (2022). Sofigait—A wireless inertial sensor-based gait sonification system. *Sensors (Switzerland)*, 22(22), 8782. <https://doi.org/10.3390/s22228782>
- Masters, R. S. (2000). Theoretical aspects of implicit learning in sport. *International Journal of Sport Psychology*, 31(4), 530–541. doi:2001-16706-010.
- Maxwell, J. P., Masters, R. S. W., Kerr, E., & Weedon, E. (2001). The implicit benefit of learning without errors. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology A*, 54(4), 1049–1068. <https://doi.org/10.1080/713756014>
- Mayring, P. (2016). *Qualitative Inhaltsanalyse. Grundlagen und Techniken*. (11. Aufl.). Weinheim/Basel.
- Michéyl, C., Xiao, L., & Oxenham, A. J. (2012). Characterizing the dependence of pure-tone frequency difference limens on frequency, duration, and level. *Hearing Research*, 292(1–2), 1–13. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2012.07.004>
- Milner, C. E. (2009). Is gait normal after total knee arthroplasty? Systematic review of the literature. *Journal of Orthopaedic Science: Official Journal of the Japanese Orthopaedic Association*, 14(1), 114–120. <https://doi.org/10.1007/s00776-008-1285-8>
- Moinuddin, A., Goel, A., & Sethi, Y. (2021). The role of augmented feedback on motor learning: A systematic review. *Cureus*, 13(11). <https://doi.org/10.7759/cureus.19695>
- Mootanah, R., Hillstrom, H. J., Gross, K. D., Niu, J., Nevitt, M. C., Lewis, C. E., Torner, J., Hietpas, J., & Felson, D. (2013). Stance and single support time asymmetry identify unilateral knee OA and the involved limb: The multicenter osteoarthritis study. *Osteoarthritis and Cartilage*, 21, S246–S247. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2013.02.508>
- Neuhoff, J. G. (2011). Perception, cognition and action in auditory displays. In *The Sonification Handbook*. Berlin, Germany: Logos Publishing House 63–85.
- Neuhoff, J. G., Kramer, G., & Wayand, J. (2000). *Sonification and the interaction of perceptual dimensions: Can the data get lost in the map?*. Georgia Institute of Technology.
- Perry, J., & Burnfield, J. (2010). *Gait analysis: Normal and pathological function* (2nd ed.).
- Petraglia, F., Scarella, L., Pedrazzi, G., Brancato, L., Puers, R., & Costantino, C. (2019). Inertial sensors versus standard systems in gait analysis: A systematic review and meta-analysis. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 55(2), 268–280. <https://doi.org/10.23736/S1973-9087.18.05306-6>
- Picerno, P. (2017). 25 years of lower limb joint kinematics by using inertial and magnetic sensors: A review of methodological approaches. *Gait & Posture*, 51, 239–246. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.11.008>
- Pietschmann, J., Flores, F. G., & Jöllenbeck, T. (2019). Gait training in orthopedic rehabilitation after joint replacement—back to normal gait with sonification? *International Journal of Computer Science in Sport*, 18(2), 34–48. <https://doi.org/10.2478/ijcss-2019-0012>
- Pizzera, A., & Hohmann, T. (2015). Acoustic information during motor control and action perception: A review. *The Open Psychology Journal*, 8(1), 183–191. <https://doi.org/10.2174/1874350101508010183>

- Radulovic, T. N., Lazovic, M., Jandric, S., Bucma, T., Cvjetkovic, D. D., & Manojlovic, S. (2016). The effects of continued rehabilitation after primary knee replacement. *Medical Archives*, 70(2), 131. <https://doi.org/10.5455/medarh.2016.131-134>
- Reh, J., Schmitz, G., Hwang, T. H., & Effenberg, A. O. (2021). Acoustic feedback in gait rehabilitation—Pre-Post effects in patients with unilateral hip arthroplasty. *Frontiers in Sports and Active Living*, 3, 654546. <https://doi.org/10.3389/fspor.2021.654546>
- Reh, J., Schmitz, G., Hwang, T. H., & Effenberg, A. O. (2022). Loudness affects motion: Asymmetric volume of auditory feedback results in asymmetric gait in healthy young adults. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 23(1), 586. <https://doi.org/10.1186/s12891-022-05503-6>
- Rosati, G., Rodà, A., Avanzini, F., & Masiero, S. (2013). On the role of auditory feedback in robot-assisted movement training after stroke: Review of the literature. *Computational Intelligence and Neuroscience*, 2013, 11–11. <https://doi.org/10.1155/2013/586138>
- Schack, T. (2004). The cognitive architecture of complex movement. *International Journal of Sport and Exercise Psychology*, 2(4), 403–438. <https://doi.org/10.1080/1612197X.2004.9671753>
- Schack, T. (2012). Measuring mental representations. *Handbook of Measurement in Sport and Exercise Psychology*, 203–214. <https://doi.org/10.5040/9781492596332.ch-019>
- Schack, T. (2020). Mental representation in action: A cognitive architecture approach. *Handbook of Sport Psychology*, 513–534. <https://doi.org/10.1002/9781119568124.ch24>
- Schaffert, N., Janzen, T. B., Mattes, K., & Thaut, M. H. (2019). A review on the relationship between sound and movement in sports and rehabilitation. *Frontiers in Psychology*, 10, 244. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2019.00244>
- Schega, L., Bertram, D., Fölsch, C., Hamacher, D., & Hamacher, D. (2014). The influence of visual feedback on the mental representation of gait in patients with THR: A new approach for an experimental rehabilitation strategy. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 39(1), 37–43. <https://doi.org/10.1007/s10484-014-9239-8>
- Schmidt, R. A. (1991). Frequent augmented feedback can degrade learning: Evidence and interpretations. In Rerquin, J. & Stelmach, G.E., *Tutorials in motor neuroscience* (pp. 59–75). Springer Netherlands.
- Schmidt, R. A., Lee, T. D., Winstein, C., Wulf, G., & Zelaznik, H. N. (2018). Motor control and learning: A behavioral emphasis. *Human Kinetics*, S.375ff.
- Seegelke, C., & Schack, T. (2016). Cognitive representation of human action: Theory, applications, and perspectives. *Frontiers in Public Health*, 4, 24. <https://doi.org/10.3389/fpubh.2016.00024>
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. (2007). *Motor control: Translating research into clinical practice* (3rd ed.). Lippincott Williams & Wilkins.
- Sigrist, R., Rauter, G., Riener, R., & Wolf, P. (2013). Augmented visual, auditory, haptic, and multimodal feedback in motor learning: A review. *Psychonomic Bulletin & Review*, 20(1), 21–53. <https://doi.org/10.3758/s13423-012-0333-8>
- Smith, A. J., Lloyd, D. G., & Wood, D. J. (2006). A kinematic and kinetic analysis of walking after total knee arthroplasty with and without patellar resurfacing. *Clinical Biomechanics*, 21(4), 379–386. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.11.007>
- Snell, D. L., Hipango, J., Sinnott, A. K., Dunn, J. A., Rothwell, A., Hsieh, C. J., DeJong, G., & Hooper, G. (2018). Rehabilitation after total joint replacement: A scoping study. *Disability and Rehabilitation*, 40(14), 1718–1731. <https://doi.org/10.1080/09638288.2017.1300947>
- Steinmetz, J. D., Culbreth, G. T., Haile, L. M., Rafferty, Q., Lo, J., Fukutaki, K. G., Singh, S., Vollset, S. E., Brooks, P. M., Cross, M., Woolf, A. D., Hagins, H., Abbasi-Kangevari, M., Abedi, A., Ackerman, I. N., Amu, H., Antony, B., Arabloo, J., Aravkin, A. Y. . . Cruz, J. A. (2023). Global, regional, and national burden of osteoarthritis, 1990–2020 and projections to 2050: A systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2021. *The Lancet Rheumatology*, 5(9), e508–e522. [https://doi.org/10.1016/S2665-9913\(23\)00163-7](https://doi.org/10.1016/S2665-9913(23)00163-7)
- Stöckel, T., Hughes, C. M., & Schack, T. (2012). Representation of grasp postures and anticipatory motor planning in children. *Psychological Research*, 76(6), 768–776. <https://doi.org/10.1007/s00426-011-0387-7>

- Stöckel, T., Jacksteit, R., Behrens, M., Skripitz, R., Bader, R., & Mau-Moeller, A. (2015). The mental representation of the human gait in young and older adults. *Frontiers in Psychology*, 6, 943. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2015.00943>
- van Gelder, L. M., Barnes, A., Wheat, J. S., & Heller, B. W. (2018). The use of biofeedback for gait retraining: A mapping review. *Clinical Biomechanics*, 59, 159–166. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.09.020>
- Viteckova, S., Kutilek, P., Svoboda, Z., Krupicka, R., Kauler, J., & Szabo, Z. (2018). Gait symmetry measures: A review of current and prospective methods. *Biomedical Signal Processing and Control*, 42, 89–100. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2018.01.013>
- Weigelt, M., Ahlmeyer, T., Lex, H., & Schack, T. (2011). The cognitive representation of a throwing technique in judo experts – Technological ways for individual skill diagnostics in high-performance sports. *Psychology of Sport & Exercise*, 12(3), 231–235. <https://doi.org/10.1016/j.psychsport.2010.11.001>
- Wolpert, D. M., Diedrichsen, J., & Flanagan, J. R. (2011). Principles of sensorimotor learning. *Nature Reviews Neuroscience*, 12(12), 739–751. <https://doi.org/10.1038/nrn3112>
- Wulf, G., Lewthwaite, R., & Hooyman, A. (2013). Can ability conceptualizations alter the impact of social comparison in motor Learning? *Journal of Motor Learning and Development*, 1(1), 20–30. <https://doi.org/10.1123/jmld.1.1.20>
- Yoshida, Y., Zeni, J., Jr., & Snyder-Mackler, L. (2012). Do patients achieve normal gait patterns 3 years after total knee arthroplasty? *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 42(12), 1039–1049. <https://doi.org/10.2519/jospt.2012.3763>

Fragebogen Sonifikation Version ____

1. Hier geht es darum, inwiefern der gehörte Klang generell der ausgeführten Bewegung zugeordnet werden konnte:

1.1 Hat der Klang des Feedbacks zum Gehen gepasst?

Sehr gut ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ gar nicht

1.2 Wie gut war es möglich, das Feedback für das linke und das rechte Bein voneinander zu trennen?

Sehr gut ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ gar nicht

2. Hier geht es darum, inwiefern der Ton Informationen zum Gangbild vermitteln konnte:

2.1 Konnten durch das Feedback folgende Teile des Gehens wahrgenommen werden?

Schwung eines Beins

Sehr gut ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ gar nicht

Fußaufsatz/Abrollen

Sehr gut ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ gar nicht

2.2 Konnte eine Gangasymmetrie durch das Feedback wahrgenommen werden?

Sehr gut ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ gar nicht

3. Hier geht es darum, wie angenehm oder unangenehm der Klang des Feedbacks insgesamt empfunden wurde:

3.1 Wie wurde die Tonhöhe empfunden?

zu hoch ☐ ☐ passend ☐ ☐ zu tief ☐ ☐

3.2 Wie angenehm oder unangenehm wurde das akustische Feedback generell empfunden?

angenehm ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ ☐ unangenehm



FAKULTÄT
FÜR PSYCHOLOGIE UND
BEWEGUNGSWISSENSCHAFT
Institut für Bewegungswissenschaft
Institut für Psychologie

Eidesstattliche Erklärung nach *(bitte Zutreffendes ankreuzen)*

- ☒ § 7 (4) der Promotionsordnung des Instituts für Bewegungswissenschaft der Universität Hamburg vom 18.08.2010
- ☐ § 9 (1c und 1d) der Promotionsordnung des Instituts für Psychologie der Universität Hamburg vom 20.08.2003

Hiermit erkläre ich an Eides statt,

1. dass die von mir vorgelegte Dissertation nicht Gegenstand eines anderen Prüfungsverfahrens gewesen oder in einem solchen Verfahren als ungenügend beurteilt worden ist.
2. dass ich die von mir vorgelegte Dissertation selbst verfasst, keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt und keine kommerzielle Promotionsberatung in Anspruch genommen habe. Die wörtlich oder inhaltlich übernommenen Stellen habe ich als solche kenntlich gemacht.

Hamburg, 05.03.2025

(Signatur entfällt aus datenschutzrechtlichen Gründen)

Ort, Datum

Unterschrift