



# Betrachtung der Reliabilität eines Pose-Estimation-Modells in Abhängigkeit der Aufnahmefaktoren.

**Arbeitsbereich Bewegungswissenschaften:**

**Betreuer:**

**Dr. Reiser**

*Philipp Ewen,*

*Gutenbergstraße 21,*

*35390 Gießen*

*E-mail: philipp.ewen@sport.uni-giessen.de*

*Matrikelnummer: 8102119,*

*B.Sc. Bewegung und Gesundheit*

## **Inhaltsverzeichnis**

1. Abstract .....	1
2. Einleitung .....	2
2.1 Relevanz der Versorgung mit Orthesen und Prothesen im Gesundheitswesen....	2
2.2 Fortschritte und Herausforderungen in der Ganganalyse.....	3
2.3 Zielsetzung und Fokus der Arbeit .....	4
3. Methodik .....	6
3.1 Forschungsdesign .....	7
3.2 Datenerhebung .....	7
3.3 Variation des Kamerawinkels .....	8
3.4 Variation der Helligkeit.....	9
3.5 Durchführung des Experiments.....	10
3.6 Datenauswertung .....	12
3.7 Methodische Limitationen.....	12
4. Ergebnisse .....	14
4.1 Univariate Analyse .....	16
4.1.1 Analyse der Schrittlängensymmetrie bei variierenden Lichtintensitäten und Kamerawinkeln ohne Orthese.....	16
4.1.2 Analyse der Kadenz (NO) .....	17
4.1.3 Analyse der Knie- und Fußgelenkwinkel (NO).....	17
4.1.4 Untersuchung der Schrittlängensymmetrie bei variierenden Lichtintensitäten und Kamerawinkeln (O).....	19
4.1.5 Analyse der Kadenz (O) .....	20
4.1.6 Analyse der Knie- und Fußgelenkwinkel (O).....	21
4.2 Bivariate Analyse .....	22
4.2.1 Schrittlängensymmetrie .....	22
4.2.2 Bewegungsradius Knie Links (ROM Knee L) .....	23

4.2.3 Bewegungsradius Knie Rechts (ROM Knee R) .....	24
4.2.4 Bewegungsradius Fuß Links (ROM Foot L) .....	25
4.2.5 Bewegungsradius Fuß Rechts (ROM Foot R) .....	26
5. Diskussion .....	27
5.1 Analyse der Stickfigure-Darstellung und Gelenkpunkterkennung .....	28
5.2 Einfluss der Kamerawinkel auf die Analysegenauigkeit .....	28
5.3 Limitationen der Arbeit .....	31
5.4 Bewertung der Reliabilität des Pose-Estimation-Modells .....	32
6. Fazit .....	33
7. Literaturverzeichnis .....	35
8. Abbildungsverzeichnis .....	36
9. Tabellenverzeichnis .....	36
10. Eigenständigkeitserklärung .....	37

## 1. Abstract

Diese Arbeit untersucht die Zuverlässigkeit des Ottobock Pose-Estimation-Modells zur Ganganalyse, wobei der Schwerpunkt auf der Leistungsfähigkeit des Modells unter optimalen und suboptimalen Bedingungen liegt. Primär wurde das Modell für die 90°-Kameraperspektive entwickelt und trainiert. Ergänzend wurden die Auswirkungen von abweichenden Kamerawinkeln (110° und 130°) und unterschiedlichen Lichtverhältnissen (870 Lux und 100 Lux) auf die Modellleistung analysiert. Zusätzlich wurde getestet, wie sich das Modell bei Probanden mit orthopädischen Hilfsmitteln, z.B. Testorthesen verhält. Die Datenerhebung erfolgte in einem Labor mit mehreren Kameras, die die Probanden aus verschiedenen Winkeln aufnahmen. Die Probanden absolvierten eine Gehstrecke von 5 Metern, wobei die gesammelten Daten hinsichtlich Schrittlängensymmetrie, Kadenz und Gelenkwinkeln ausgewertet wurden. Der Einfluss der Kamerawinkel, der Testorthese und der Helligkeit auf die Modellgenauigkeit wurde detailliert untersucht. Die Ergebnisse zeigen, dass das Modell in der 90°-Perspektive zuverlässig funktioniert, jedoch Schwächen bei der Erkennung der Kniegelenke aufweist. Die Analyse bei abweichenden Kamerawinkeln offenbarte signifikante Genauigkeitsverluste, insbesondere bei 130°, was darauf hinweist, dass das Modell für diese Perspektiven nicht optimiert ist. Die unterschiedlichen Lichtverhältnisse hatten hingegen nur minimale Auswirkungen auf die Genauigkeit des Modells, was auf eine hohe Robustheit gegenüber Beleuchtungsvariationen hinweist. Im Hinblick auf die Testorthese zeigte das Modell erhöhte Schwierigkeiten bei der präzisen Gelenkerkennung, was darauf hindeutet, dass eine spezielle Kalibrierung für Orthesen- und Prothesenträger erforderlich ist. Eine genauere Kalibrierung orthopädischer Hilfsmittel ist daher entscheidend, um die Zuverlässigkeit des Modells zu verbessern. Zusammenfassend bietet das Ottobock Pose-Estimation-Modell unter optimalen Bedingungen eine solide Basis für die Ganganalyse. Die Ergebnisse verdeutlichen jedoch, dass bei abweichenden Kamerawinkeln und komplexeren Szenarien wie der Nutzung von Orthesen Optimierungsbedarf besteht. Die Erkenntnisse dieser Arbeit tragen zur Weiterentwicklung des Modells bei, um dessen Anwendungsspektrum zu erweitern und eine genauere Bewegungsanalyse in unterschiedlichen Situationen zu ermöglichen.

## **2. Einleitung**

### **2.1 Relevanz der Versorgung mit Orthesen und Prothesen im Gesundheitswesen**

Die Versorgung von Patienten mit Orthesen und Prothesen durch Orthopädietechniker stellt eine bedeutende Aufgabe im Orthopädischen Sektor des Gesundheitswesens dar. Orthesen und Prothesen sind orthopädische Hilfsmittel, die dazu dienen, das Bewegungssystem des menschlichen Körpers zu unterstützen, zu stabilisieren oder zu ersetzen. Orthesen sind orthopädische Vorrichtungen, welche natürliche Körperhaltungen unterstützen, Gelenke stabilisieren oder Bewegungseinschränkungen ausgleichen sollen. Ihr Einsatz erfolgt bei orthopädischen Problemen, Verletzungen oder zur Korrektur von Fehlstellungen. Prothesen hingegen fungieren als Ersatz für verlorene oder amputierte Körperteile, in der Regel Gliedmaßen. Ihr Zweck besteht darin, verlorene oder amputierte Körperteile zu ersetzen und den Betroffenen die Wiederherstellung von Mobilität und die Aufrechterhaltung der Funktion der Gliedmaßen zu ermöglichen. Die Inzidenz und Prävalenz traumatischer Amputationen haben sich weltweit signifikant erhöht, von 11,37 Millionen und 370,25 Millionen im Jahr 1990 auf 13,23 Millionen und 552,45 Millionen im Jahr 2019. Dies entspricht einer Zunahme von 16,4% bzw. 49,2%. Traumatische Amputationen traten am häufigsten an den Fingern auf, wobei unilaterale Unterkörperamputationen die größte Behinderung verursachten (Yuan et al., 2023). Die betroffenen Personen sind überwiegend älter, was angesichts des demografischen Wandels darauf hinweist, dass die Relevanz einer adäquaten orthopädischen Versorgung in Zukunft weiter zunehmen wird. Mittels einer retrospektiven Kohortenstudie, die auf Abrechnungsdaten der Medicare-Versicherung basiert, konnte festgestellt werden, dass Patienten, die mit Orthesen versorgt wurden, durchschnittlich um 1939 US-Dollar geringere Kosten verzeichneten als Patienten, die auf diese Versorgung verzichteten. Im Gegensatz dazu ergab sich bei Patienten mit Prothesen der unteren Extremität über einen Zeitraum von 15 Monaten ein Kostenäquivalent im Vergleich zu nicht versorgten Personen, obwohl Prothesen der unteren Extremität üblicherweise mit höheren Kosten verbunden sind (Dobson et al., 2018). Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass eine adäquate Patientenversorgung mit orthopädischen Hilfsmitteln zu finanziellen Einsparungen führen kann und vermutlich die Komplikationen von Folgeschäden verringert. Um jedoch eine optimale Versorgung der Patienten gewährleisten zu können, muss auch sichergestellt werden, dass die Prothesen und Orthesen passen und den gesunden Gangzyklus so gut wie möglich abbilden.

## 2.2 Fortschritte und Herausforderungen in der Ganganalyse

Mithilfe des neuesten Pose-Estimation-Modells von Ottobock können Orthopädietechniker zukünftig anhand von Videodaten ganz einfach eine Ganganalyse durchführen, ohne jegliche Sensoren und mit geringem Zeitaufwand. Diese neue Technologie, die auf einen Machine-Learning-Algorithmus basiert, stellt den Gangzyklus mithilfe von Bilderkennungssoftware quantitativ dar und wurde konzipiert, damit Orthopädietechniker in Zukunft in der Lage sein werden, Prothesenträger mit Hilfe von quantitativen Daten besser zu versorgen. Um diese Daten effektiv zu nutzen, ist es entscheidend, dass das Modell den Gangzyklus möglichst präzise abbildet, ohne durch externe Störfaktoren eine Verfälschung der Ergebnisse zu riskieren. Die Ergebnisse dieser Arbeit sollen Orthopädietechnikern dabei helfen, bei der Durchführung von Ganganalysen mögliche Störfaktoren zu identifizieren und gezielt zu minimieren, um Messfehler zu reduzieren. Gleichzeitig dienen die gewonnenen Erkenntnisse Ottobock als Grundlage, das Pose-Estimation-Modell weiter zu verbessern und dadurch eine noch präzisere und verlässlichere Datenerfassung zu ermöglichen.

Die technische Funktionsweise des Pose-Estimation-Modells von Ottobock basiert auf einem in Python mit PyTorch entwickelten System. Das Modell wird intern definiert, konfiguriert und trainiert. Aktuell erfolgt das Labeling der Trainingsdaten mit DeepLabCut, obwohl diese Lösung in naher Zukunft durch eine andere Methode ersetzt werden soll. Das Pose-Estimation-Modell verwendet Machine-Learning-Algorithmen, um den Gangzyklus anhand von einer Bilderkennungssoftware quantitativ darzustellen. Dies ermöglicht eine präzise Erfassung und Bewertung der menschlichen Bewegungen, ohne die Notwendigkeit für Marker oder Sensoren, was die Zeit und den Aufwand für die Analyse erheblich reduziert.

Heutzutage erfolgt die Anpassung von Prothesen und Orthesen vor allem durch die Erfahrung und das Können von Orthopädietechnikern sowie das Empfinden der Prothesenträger. Dabei wird versucht, den gesunden Gangzyklus durch professionelle und subjektive Wahrnehmung möglichst genau nachzubilden. Die Anpassung von Prothesen und Orthesen erfolgt bisher ohne Berücksichtigung objektiver Bewegungsdaten. Ein potenziell äußerst hilfreiches Werkzeug ist die quantitative Ganganalyse. Ein direkter Seitenvergleich mit dem gesunden Bein kann die Entscheidung für den Einsatz von Prothesen und Orthesen unterstützen (Barth et al., 1992). Allerdings wird sie aufgrund der hohen zeitlichen und teilweise finanziellen Kosten bislang nicht alltäglich genutzt. Die klinische Ganganalyse allein

benötigt jedoch nach der aktuellen Forschungslage mehr Implementierung und praktische Anwendung, um das Verständnis über die Pathomechanik des Gangs bei Amputierten und die Funktionen, die von Prothesen bereitgestellt werden, weiterzuentwickeln (vgl. Gard, 2006).

Quantitative Ganganalysen scheinen derzeit jedoch nützlich zu sein, um den Rehabilitationsfortschritt der Patienten im Laufe der Zeit zu dokumentieren und einige Prothesengänge zu bewerten. Dennoch ist es wichtig, diese quantitativen Messungen effektiv mit der Erfahrung und dem Können des Orthopädietechnikers sowie dem subjektiven Feedback des Prothesenträgers zu integrieren. Ein Grund, warum konventionelle markerbasierte Ganganalysen, insbesondere bei Prothesenträgern, möglicherweise zu fehlerhaften, irreführenden oder missverständlichen Ergebnissen führen können, sind Weichteilartefakte und Markerfehler (Leboeuf et al., 2023). Weichteilartefakte beziehen sich auf die Verzerrung von Bewegungsdaten, die durch die Weichteile des Körpers verursacht werden. Diese Weichteilartefakte und Markerfehler können insbesondere bei Prothesenträgern auftreten aufgrund möglicher anatomischer Veränderungen, ungleichmäßiger Gewichtsverteilungen oder ungewöhnlicher Bewegungsmuster, die die Bewegung der Weichteile beeinflussen. Insgesamt kann dies zu signifikanten Fehlern in der Aufzeichnung der Kniebeugung, Knieabduktion und absoluten Hüftrotation führen. Wenn markerbasierte Ganganalysen bei Prothesen und Orthesen eingesetzt werden, können sich verschiedene Fehler in die Messung einschleichen, die möglicherweise zu fehlerhaften Ergebnissen und falschen Entscheidungen führen könnten. Daher kann die Analyse von Gangzyklen mittels Bilderkennungssoftware, die auf einem Machine-Learning-Algorithmus basiert, ein vielversprechender Ansatz zur Erfassung und Bewertung menschlicher Bewegungen sein.

### **2.3 Zielsetzung und Fokus der Arbeit**

Diese Arbeit konzentriert sich auf mögliche beeinträchtigende Faktoren, die zu Messfehlern führen könnten, um die Aussagekraft und Anwendbarkeit der Ganganalyse mittels Bilderkennungssoftware zu gewährleisten und ihre Einsatzmöglichkeiten in der klinischen Praxis sicherzustellen. In dieser Arbeit werden zwei entscheidende Faktoren untersucht und deren Auswirkungen auf die Reliabilität deskriptiv dargestellt.

Der erste große Faktor bezieht sich auf die gewählten Aufnahmewinkel während der Ganganalyse. Idealerweise erfolgt die Aufnahme in einem 90°-Winkel parallel zur Laufrichtung der Person. Dies ermöglicht eine präzise Erfassung der Gelenkwinkel während

des Gangzyklus. Eine Abweichung vom optimalen Kamerawinkel kann jedoch dazu führen, dass die tatsächlichen Gelenkwinkel nicht korrekt erkannt und interpretiert werden. Dies liegt daran, dass die Person möglicherweise nicht mehr auf der Hypotenuse oder der Gegenseite der Kamera läuft, was zu Verzerrungen in den erfassten Daten führen kann.

Ein weiterer bedeutender Faktor ist die Helligkeit während der Aufnahme der Ganganalyse. Optimalerweise wird die Analyse unter konstanten und ausreichend hellen Lichtverhältnissen durchgeführt. Eine angemessene Beleuchtung gewährleistet eine klare Sicht auf die Bewegungen des Patienten und ermöglicht eine präzise Erfassung der Gangparameter. Eine unzureichende Beleuchtung kann jedoch zu einer ungenauen Darstellung der Bewegungen führen, da bestimmte Details möglicherweise nicht deutlich sichtbar sind. Insbesondere bei schwachem Licht oder ungleichmäßiger Beleuchtung können Schatten oder Reflexionen entstehen, die die Bildqualität beeinträchtigen und die Erkennung der Bewegungen erschweren. Dies kann zu Fehlinterpretationen der erfassten Daten führen und die Genauigkeit der Ganganalyse beeinträchtigen. Darüber hinaus können sich die Lichtverhältnisse im Laufe des Tages ändern, was zu Variationen in der Qualität der Aufnahmen führen kann. Die Auswirkungen der Helligkeit auf die Ergebnisse der Ganganalyse müssen daher sorgfältig berücksichtigt und quantifiziert werden, um sicherzustellen, dass die erfassten Daten zuverlässig sind und genaue Informationen über die Bewegungsmuster des Patienten liefern. Eine systematische Analyse der Lichtverhältnisse und deren Auswirkungen auf die Gangparameter ist entscheidend, um die Validität und Reproduzierbarkeit der Ganganalyseergebnisse zu gewährleisten und die Anwendbarkeit der Bilderkennungssoftware in verschiedenen Umgebungen zu optimieren.

Ein weiterer wesentlicher Faktor bei der Ganganalyse ist der Einsatz einer Testorthese. Die Verwendung einer Orthese kann die Bewegungsdynamik der Probanden signifikant beeinflussen und stellt damit eine zusätzliche Herausforderung für das Pose-Estimation-Modell dar. Eine Orthese verändert nicht nur die Gangmuster, sondern kann auch die Erkennung und Positionierung der Gelenkpunkte durch die Software erschweren. Das Modell könnte Schwierigkeiten haben, die korrekten Gelenkmittelpunkte zu identifizieren, da die orthopädische Hilfseinrichtung möglicherweise den natürlichen Verlauf der Gliedmaßen verdeckt oder verzerrt. Dies führt dazu, dass die erfassten Bewegungsparameter, wie etwa die Schrittlängensymmetrie oder die Gelenkwinkel, ungenauer werden.



Darüber hinaus kann die Orthese die Interpretation der Bewegungen durch das Modell beeinflussen, insbesondere wenn sie unregelmäßige Konturen oder größere Volumina aufweist, die fälschlicherweise als Teil des Körpers erkannt werden. Dies könnte zu einer fehlerhaften Zuordnung von Gelenkpunkten führen, wodurch die Genauigkeit der ermittelten Daten weiter beeinträchtigt wird. Eine sorgfältige Kalibrierung und Anpassung des Modells an den Einsatz von Orthesen ist daher erforderlich, um sicherzustellen, dass die Ergebnisse auch bei Probanden mit orthopädischen Hilfsmitteln verlässlich bleiben. Die Validität der Ganganalyse bei orthopädisch versorgten Patienten hängt somit stark von der Fähigkeit des Modells ab, die durch die Orthese verursachten Veränderungen im Gangbild korrekt zu erfassen und zu interpretieren. Eine gezielte Weiterentwicklung und Optimierung des Modells hinsichtlich dieser Faktoren ist entscheidend, um die Anwendbarkeit und Präzision der Ganganalyse in der klinischen Praxis zu gewährleisten.

### **3. Methodik**

Diese Studie zielt darauf ab, die Auswirkungen verschiedener Helligkeits- und Kamerawinkelbedingungen sowie das Tragen einer Orthese auf die Ergebnisse des Pose-Estimation-Modells von Ottobock bei der Analyse des Gangzyklus deskriptiv zu beschreiben. Es sollen spezifische Muster oder Unterschiede zwischen den Bedingungen identifiziert werden, um ein besseres Verständnis über die Auswirkungen dieser Faktoren auf die Zuverlässigkeit des Modells zu gewinnen. Mithilfe dieser Informationen kann das Unternehmen gewisse Vorkehrungen treffen, um das Pose-Estimation-Modell zu verbessern oder bestimmte Vorgaben für die Orthopädietechniker im Feld zur Nutzung des Open-Pose-Modells geben.

Um die Zielsetzung der Studie zu erreichen, wurden spezifische methodische Überlegungen getroffen. Die Auswahl der Helligkeitsbedingungen basiert auf typischen Umgebungen, in denen die Pose-Estimation angewendet wird, wie beispielsweise Innenräume mit künstlicher Beleuchtung. Die Kamerawinkel wurden so gewählt, dass sie Aussagen über die Konsistenz der Ergebnisse bei unterschiedlichen Perspektiven ermöglichen. Da die Gangzyklen bei Patienten häufig auch mit Orthesen oder Prothesen durchgeführt werden, wurde die Variation mit Orthesen gewählt, um die Zuverlässigkeit des Pose-Estimation-Modells zu testen. Es soll überprüft werden, ob das Modell in der Lage ist, die Gelenkmittelpunkte und

Gelenkwinkel auch zu erkennen, wenn eine Orthese um das Bein geschnallt wurde. Diese methodischen Entscheidungen sind entscheidend, um die Relevanz und Anwendbarkeit der Studienergebnisse sicherzustellen.

### **3.1 Forschungsdesign**

Das Forschungsdesign dieser Studie ist eine faktoriellen Studie, um die individuellen und interaktiven Effekte der unabhängigen Variablen (Testorthese, Kamerawinkel und Helligkeit) auf die abhängige Variable (gemessener Gangzyklus) zu untersuchen. Das Experiment wird mit einem vollständig ausbalancierten Studiendesign erfolgen, bei dem jede Testperson alle Kombinationen von Faktoren und Ebenen durchlaufen wird. Dies ermöglicht eine umfassende Untersuchung aller möglichen Effekte und Interaktionen zwischen den unabhängigen Variablen

### **3.2 Datenerhebung**

In dieser Studie werden ausschließlich Primärdaten verwendet, die durch eigene Datenerhebung im Labor gewonnen wurden. Die Datenerhebung fand unter kontrollierten Laborbedingungen statt, wobei mehrere Faktoren systematisch variiert wurden. Erstens wurde der Einsatz einer Testorthese untersucht, indem die Ganganalyse sowohl mit als auch ohne die Testorthese durchgeführt wurde. Zweitens wurden die Kamerawinkel in Laufrichtung auf 90°, 110° und 130° eingestellt, um die Auswirkungen unterschiedlicher Perspektiven auf die Analyse zu bewerten. Schließlich wurde die Helligkeit im Raum variiert, wobei zwei Beleuchtungsstärken von 870 Lux und 100 Lux getestet wurden, um die Robustheit des Modells unter verschiedenen Lichtverhältnissen zu prüfen.

Für das Experiment wurden verschiedene Materialien eingesetzt, darunter Markierungsmaterial zur Kennzeichnung der Gehstrecke und drei Tripods, um die Kameras in den unterschiedlichen Winkeln zu positionieren. Zur Videoaufnahme und Analyse kamen ein iPad (15,4 Zoll) sowie zwei iPad Air (16,6 Zoll) zum Einsatz. Ein digitaler Winkelmesser der Marke Perciva wurde verwendet, um die Kamerawinkel präzise einzustellen. Die Gehstrecke wurde mit einem 5-Meter-Maßband genau abgemessen. Zusätzlich wurde die App Lux Light Meter genutzt, um die Beleuchtungsstärke in Lux zu messen und die Lichtverhältnisse zu kontrollieren.

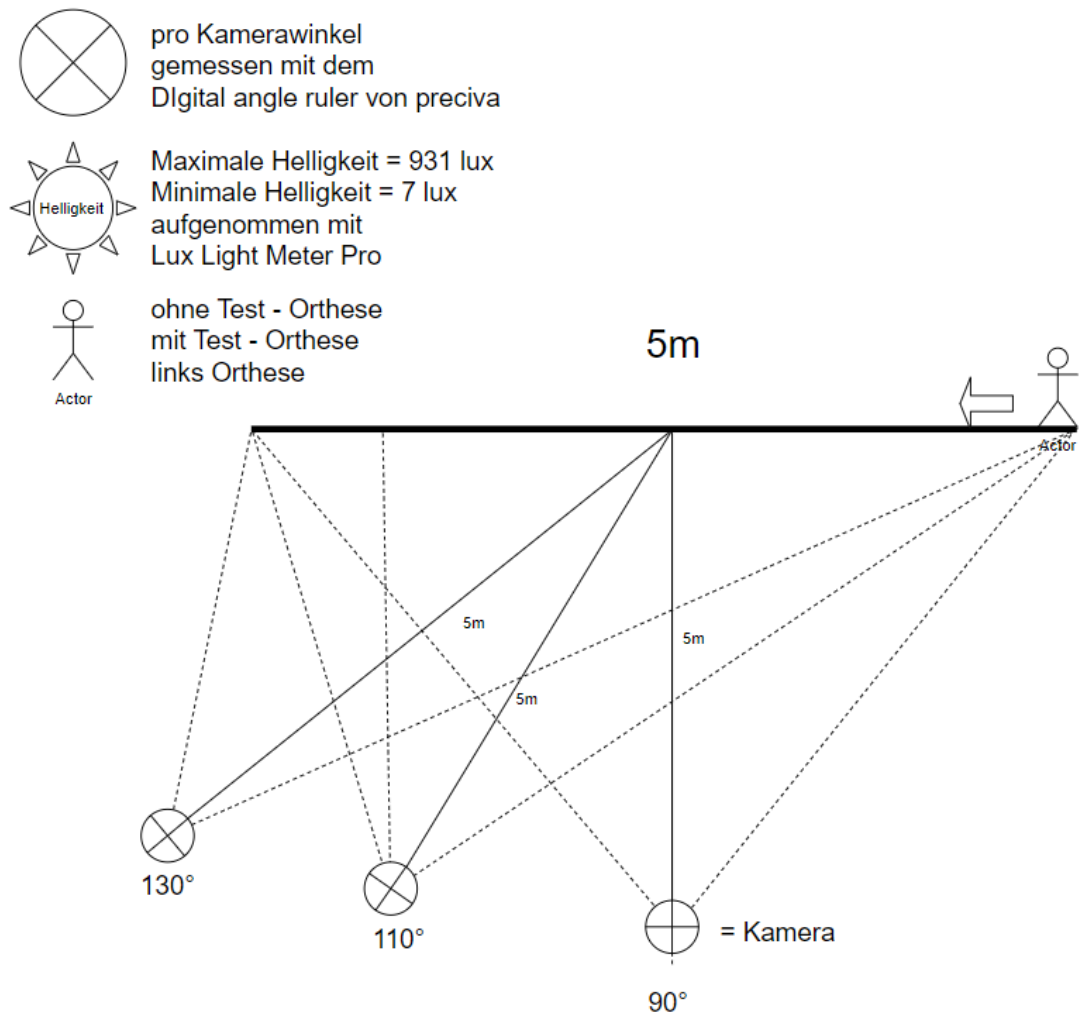


Abbildung 1 Skizze des Versuchaufbaus

### 3.3 Variation des Kamerawinkels

Die Variation des Kamerawinkels soll untersuchen, in welchem Ausmaß der Aufnahmewinkel die Ergebnisse der Analyse durch das Pose-Estimation-Modell beeinflusst. Theoretisch sollte der Kamerawinkel signifikante Auswirkungen auf die Analyse haben. Bei einem Aufnahmewinkel von 90° sollte der Gangzyklus am präzisesten erfasst werden, während die Genauigkeit mit zunehmendem Winkel abnehmen dürfte. In diesen Fällen könnte der maximale Kniewinkel, da die Person auf die Kamera zuläuft bzw. sich von ihr entfernt, flacher erscheinen als er tatsächlich ist. Zudem wird das zur Kamera abgewandte Bein bei einem größeren Winkel tendenziell stärker vom anderen Bein verdeckt, was die Messung der Symmetrie beeinträchtigen könnte. Zur Überprüfung dieser unabhängigen Variable wurde eine Gehstrecke von 5 Metern mithilfe eines Zollstocks ausgemessen. Die Mitte der Gehstrecke wurde markiert. Die Kameras wurden mit einem digitalen Winkelmesser positioniert, der vom markierten Mittelpunkt die Winkel für jede Kamera erfasste (90°, 110° und 130°).

Anschließend wurden die Kameras in einem Abstand von 5 Metern vom Mittelpunkt aufgestellt und auf diesen ausgerichtet, sodass der Kamerawinkel dem gewünschten Winkel des Experiments entsprach. Es war wichtig, dass der Gangzyklus mit jeweils 6-8 Schritten beim Filmen sichtbar war.

### **3.4 Variation der Helligkeit**

Um die Robustheit der Konturenerkennung des Machine-Learning-Algorithmus zu prüfen, wurden auch die Auswirkungen der Helligkeit auf das Pose-Estimation-Modell untersucht. Bei geringerer Helligkeit in der zu filmende Umgebung verschwimmen die Pixel zunehmend, da die Unterschiede im Farbspektrum mit abnehmender Helligkeit weniger präzise von der Kamera erfasst werden. Dieser Unterschied kann daher auch Auswirkungen auf die Reliabilität des Pose-Estimation-Modells haben. Die Umgebung, in der die Aufnahmen des Gangzyklus gemacht werden, entspricht im Regelfall einem therapeutischen Verkaufsraum. Diese künstlich beleuchteten Räume könnten je nach Tageszeit und Lichtverhältnissen zwischen 100 und über 1000 Lux haben.

Mithilfe der Dimmfunktion der Lichtschalter im Labor wurden die Lichtverhältnisse während der Durchführung des Experiments reguliert. Zur Überprüfung der vorhandenen Lichtintensität im Raum wurde die Helligkeit im Labor mithilfe eines Luxmessers gemessen. Hierfür wurde die Anwendung "Lux Light Meter" verwendet. Die Lichtintensität wurde stets auf dem Mittelpunkt der Gehstrecke gemessen. Um die Auswirkungen der Helligkeit auf die Konturenerkennung zu messen, wurde die Lichtintensität in zwei Variationen überprüft. Einmal wurde die Helligkeit maximal (Luxmax) im Labor eingestellt, wodurch es am Mittelpunkt der Gehstrecke, während Luxmax = 870 Lux betrug. Die niedrige Helligkeit (Luxmin) wurde auf 100 Lux festgelegt und betrug während der Erhebung durchschnittlich 102,08, da eine noch niedrigere Lichtintensität in einer normalen Messsituation nicht plausibel erscheint und höhere Intensitäten kaum einen sichtbaren Unterschied in der Bildqualität aufwiesen.

Die ISO-Werte der Kameras spielen eine entscheidende Rolle bei der Aufnahmequalität unter unterschiedlichen Lichtverhältnissen. Das iPad Pro (15.4 Zoll) hat einen ISO-Bereich von 34-1440, während das iPad Air (16.6 Zoll) einen ISO-Bereich von 34-1944 bietet (Image Engineering n.d). Diese ISO-Werte beeinflussen die Bildqualität erheblich, insbesondere bei niedrigen Lichtverhältnissen. Eine höhere ISO-Empfindlichkeit ermöglicht es der Kamera bei

geringem Licht bessere Bilder aufzunehmen, kann jedoch auch das Bildrauschen erhöhen. Bei Lichtverhältnissen unter 100 Lux neigen die Kameras dazu, den ISO-Wert zu erhöhen, um die Belichtung zu kompensieren. Dies kann zu einer Verschlechterung der Bildqualität führen, da höheres Rauschen und verringerte Schärfe auftreten können (Sun, et al. 2013; Image Engineering, n.d.). Bei einer Lichtintensität von 100 Lux sinkt die Bildqualität, da die Kameras höhere ISO-Werte verwenden müssen, um eine ausreichende Belichtung zu erreichen. Dies führt zu mehr Rauschen und potenziell unscharfen Bildern, was die Zuverlässigkeit der Konturerkennung des Pose-Estimation-Modells beeinträchtigen kann. Eine Studie zeigt, dass die Bildqualität bei niedrigem Licht erheblich leidet, wenn die ISO-Werte über einen bestimmten Punkt hinaus erhöht werden müssen (Sun, et al. 2023; Image Engineering, n.d.)

### **3.5 Durchführung des Experiments**

Die Versuchspersonen wurden angewiesen, eine 5-Meter-Gehstrecke zu absolvieren, welche mittels Kameras aufgezeichnet und dann durch das Pose-Estimation-Modells analysiert wurde. Dabei wurde sichergestellt, dass jede\*r Teilnehmer\*in sechs bis acht Schritte macht und der gesamte Körper innerhalb dieser Strecke erfasst wird, um dem Machine-Learning-Algorithmus die Aufnahme aller relevanten Daten zu ermöglichen. Jede experimentelle Variation wurde bei jeder Versuchsperson dreimal wiederholt. Es war von besonderer Bedeutung, dass alle Probanden bei jeder Variation kurze Hosen trugen, damit der Machine-Learning-Algorithmus die Gelenkmittelpunkte und -winkel präzise und optimal erfassen konnte.

Zusätzlich wurden standardisierte Testinstruktionen entwickelt, die in jedem Durchlauf identisch vermittelt wurden. Die Reihenfolge der Manipulation der unabhängigen Variablen erfolgte stets in gleicher Abfolge. Vor jedem Messtag wurden die Kameras sorgfältig auf den Mittelpunkt der Gehstrecke kalibriert, um sicherzustellen, dass die gewünschten Messwinkel exakt eingehalten werden. Die Lichtintensitäten wurden bei jeder Messung erfasst und dokumentiert. Das Anlegen der Orthese erfolgte nach einheitlichen Vorgaben. Vor jeder Aufnahme wurden alle Kameras auf eine optimale Bildschärfe überprüft. Nach dem Anlegen der Orthese hatten die Probanden die Möglichkeit, die Gehstrecke einmal abzugehen, um sich zu akklimatisieren. Aufgrund des vollständig ausbalancierten Studiendesigns, bei dem jeder Teilnehmer alle Kombinationen von Faktoren und Ebenen durchläuft, war keine Gruppenzuweisung, Randomisierung oder Verblindung notwendig.

Zur Generierung einer robusten Statistik wurden die Probanden angewiesen, jede Variation dreimal zu durchlaufen. Die aufgenommenen Videos wurden anschließend mithilfe der Reimbursement-App von Ottobock durch das Pose Estimation Model analysiert. Vor Beginn des Experiments wurden an drei Tagen Testläufe und an einem weiteren Tag ein Pilotversuch mit einer Versuchsperson durchgeführt, um die Genauigkeit und Zuverlässigkeit der Experimentation zu optimieren. Des Weiteren wurde, um die Validität der Studie zu gewährleisten, werden folgende Ein- und Ausschlusskriterien angewendet:

1. Personen unter 18 Jahren, sind von der Teilnahme ausgeschlossen.
2. Gesunde Probanden: Es werden nur Probanden ohne bekannte orthopädische oder neurologische Erkrankungen eingeschlossen.
3. Schwangerschaft: Schwangere Frauen werden ausgeschlossen, da eine fortgeschrittene Schwangerschaft die Haltung und den Gangzyklus der Probanden nachhaltig beeinflussen kann.
4. Operationen oder Verletzungen in den letzten sechs Monaten: Personen mit früheren Operationen oder Verletzungen, die den Gangzyklus beeinflussen könnten, werden ausgeschlossen.

Vor Versuchsbeginn wurden die Probanden über das Verfahren, den Nutzen und die potenziellen Risiken der Studie aufgeklärt und müssen eine Einverständniserklärung unterschreiben. Alle Teilnehmer gaben ihr informiertes Einverständnis, und ihre Daten wurden anonymisiert. Die Stichprobe dieser Studie beläuft sich auf  $N = 12$  Teilnehmer. Die Größe der Stichprobe wurde maßgeblich durch die Anzahl der Probanden bestimmt, die sich freiwillig gemeldet haben. Die Methode der Stichprobenauswahl war teilweise zufällig und teilweise gezielt. Ein Großteil der Stichprobe wurde über die Jahrgangsgruppe der Bewegungs- und Gesundheitsstudenten rekrutiert, während der restliche Teil auf persönliche Anfragen zurückzuführen ist, bei denen sich weitere Freiwillige bereit erklärten, an der Studie teilzunehmen. Die Stichprobe der Untersuchung bestand aus insgesamt zwölf Versuchspersonen, darunter acht Männer und vier Frauen.

### **3.6 Datenauswertung**

Die gesammelten Daten werden einer umfassenden statistischen Analyse unterzogen, um die Auswirkungen der unabhängigen Variablen (Kamerawinkel, Helligkeit, Orthese) auf die abhängige Variable (gemessener Gangzyklus) zu untersuchen. Zunächst erfolgt eine deskriptive Statistik, bei der Mittelwerte, Standardabweichungen und Häufigkeitsverteilungen für jede Bedingung berechnet werden. Diese Maßnahmen bieten einen Überblick über die Verteilung der Daten und helfen, zentrale Tendenzen zu identifizieren.

Um die Haupteffekte und Interaktionen der unabhängigen Variablen zu analysieren, wird eine Varianzanalyse (ANOVA) durchgeführt. Die ANOVA ermöglicht es, signifikante Unterschiede zwischen den Bedingungen zu erkennen. Bei signifikanten Ergebnissen der ANOVA werden Post-hoc-Analysen, wie der Tukey Test, durchgeführt, um spezifische Unterschiede zwischen den einzelnen Bedingungen detailliert zu ermitteln. Die statistische Auswertung erfolgt mithilfe von JASP. Durch diese umfassenden statistischen Verfahren können die Effekte der verschiedenen Bedingungen auf das Pose-Estimation-Modell detailliert untersucht werden. Dies ermöglicht die Identifizierung spezifischer Muster oder Unterschiede zwischen den Bedingungen und liefert wertvolle Erkenntnisse zur Zuverlässigkeit des Modells.

### **3.7 Methodische Limitationen**

Zu den potenziellen Einschränkungen dieser Studie gehört die begrenzte Stichprobengröße, die die Übertragbarkeit der Ergebnisse einschränken könnte und möglicherweise nicht alle Variationen innerhalb der Population widerspiegelt. Eine weitere Limitation ist die künstliche Laborsituation, die möglicherweise nicht alle realen Einsatzbedingungen des Pose-Estimation-Modells abbildet. Externe Faktoren wie individuelle Unterschiede im Gangmuster der Teilnehmer oder kurzfristige Veränderungen im Bewegungsverhalten könnten ebenfalls Auswirkungen auf die Ergebnisse haben. Technische Beschränkungen der verwendeten Kameras und Beleuchtungstechnik könnten zudem die Bildqualität und damit die Präzision der Pose-Estimation beeinträchtigen. Obwohl die Helligkeitsbedingungen im Labor kontrolliert wurden, könnten sie nicht alle möglichen Lichtverhältnisse in realen Anwendungsszenarien abdecken. Ebenso könnte der Kontrast durch den Hintergrund und die Kleidung der Teilnehmer die Genauigkeit der Konturenerkennung und damit die Ergebnisse beeinflussen.

Darüber hinaus kann der Sitz der Orthese variieren und möglicherweise den sagittalen Gangzyklus der Personen beeinflussen. Diese Variabilität im Tragekomfort und in der Passform der Orthese könnte die Bewegungen der Teilnehmer beeinträchtigen und somit die Zuverlässigkeit der Messergebnisse verringern. Die Aufstellung der Kameras und der Stative erfolgte mithilfe eines digitalen Winkelmessers. An den gemessenen Winkeln wurde ein Maßband angelegt, um die Positionen der Kameras zu bestimmen. Diese wurden markiert, und die Kameras wurden so positioniert, dass das Objektiv auf den Markierungen stand. Anschließend wurde mithilfe des digitalen Winkelmessers das Objektiv auf den Mittelpunkt der zu filmenden Gehstrecke ausgerichtet. Diese Methodik war zwar ökonomisch, jedoch nicht die genaueste Methode zur Platzierung der Kameras. Kleine Abweichungen im Winkel und in der Höhe der Stative sowie deren Ausrichtung sind durchaus denkbar.

Bei der Durchführung des Experiments wurden zwei unterschiedliche iPad-Versionen als Kameras genutzt. Das führte zu einem abweichenden Kameralinsenwinkel und Bildqualitäten. So hatte die „schwarze iPad-Version“ einen größeren Aufnahmewinkel als das „silberne iPad“. Die ISO-Werte sind jedoch größtenteils gleich, sodass die Videos bei derselben Beleuchtung die gleiche Helligkeit aufweisen sollten. Eine weitere methodische Schwäche des Experiments ist, dass die Gehstrecke mit 5 Metern nicht lang genug war, um unter jeder Kamerawinkel-Bedingung bei allen Versuchspersonen zuverlässig genug Schritte zu erkennen. Vor allem bei  $110^\circ$  konnte der Algorithmus nicht immer die Schrittlängensymmetrie messen. Je nach Größe und Geschwindigkeit der Person hatte der Algorithmus teilweise Probleme, alle Parameter aufzunehmen. Daraus lässt sich schließen, dass für das Experiment eine gefilmte Gehstrecke von mindestens 6 Metern von Vorteil gewesen wäre.

Der Hintergrund der Aufnahmen war teilweise ungünstig gestaltet. Aufgrund von Büroausstattung wie Tischen, Leitern, Stühlen, Kabeln und Computern konnten mehrere Ecken und Kanten im Hintergrund erkannt werden. Das führte teilweise dazu, dass der Algorithmus Schwierigkeiten hatte, den richtigen Gelenkmittelpunkt zu erkennen, oder er verwechselte eine Kante im Hintergrund mit dem Knie, was das Ergebnis der Analysen beeinflusste. Die Kleidung der Probanden verursachte teilweise Probleme bei der Ermittlung der Gelenkmittelpunkte durch den Algorithmus. Dies fiel besonders beim Tragen einer Orthese in Kombination mit schwarzer Kleidung auf. Obwohl die Probanden darauf hingewiesen wurden, kurze Hosen zu tragen, hätte eine universelle, enganliegende Kleidung, die die Konturen der Beine gut wiedergibt und jeder Versuchsperson gleich gut passt, zu einer einheitlicheren Ergebnisauswertung geführt. Die



umfassende Untersuchung der verschiedenen Bedingungen ermöglicht ein differenziertes Verständnis der Auswirkungen auf das Pose-Estimation-Modell von Ottobock. Durch die Analyse der Effekte von Helligkeit, Kamerawinkel und dem Tragen einer Orthese wird es möglich, spezifische Muster zu identifizieren, die die Zuverlässigkeit des Modells beeinflussen.

Die Ergebnisse dieser Studie könnten Hinweise darauf liefern, welche Faktoren die Präzision der Pose-Estimation maßgeblich beeinflussen und wie das Modell unter verschiedenen Belastungen optimiert werden kann. Die methodischen Entscheidungen, einschließlich der Auswahl der Variablen und der Kontrollmechanismen, gewährleisten die Relevanz und Anwendbarkeit der Studienergebnisse in der Praxis der Orthopädietechnik.

## **4. Ergebnisse**

Das Pose-Estimation-Modell erbrachte bei der Analyse des Gangzyklus mehrere bedeutsame Ergebnisse, sowohl die Schrittlängensymmetrie in Prozent, die Kadenz in Schritten pro Minute als auch die maximalen Gelenkwinkel der Knie und Füße auf beiden Seiten. Diese Größen repräsentieren die abhängigen Variablen der Studie, während die verschiedenen Kamerawinkel und Lichtverhältnisse als unabhängige Variablen fungierten. Die Analyse des Gangzyklus zeigte, dass einige der abhängigen Variablen, wie die Schrittlängensymmetrie, die Kadenz sowie die maximalen Gelenkwinkel der Knie und Füße, nicht immer normalverteilt waren. Trotz dieser Abweichungen wurde der Mittelwert als Maß für die zentrale Tendenz herangezogen, um eine konsistente und vereinheitlichte Darstellung der Ergebnisse zu ermöglichen. Diese Vorgehensweise erleichtert den Vergleich der Parameter unter den unterschiedlichen Bedingungen, auch wenn nicht alle Daten den Anforderungen einer Normalverteilung entsprechen. Im Folgenden werden die Mittelwerte, Standardabweichungen, 95%-Konfidenzintervalle der Mittelwerte sowie die Anzahl der ungültigen Werte aufgeführt. Diese Kennzahlen dienen der Bewertung der Reliabilität des Pose-Estimation-Modells und ermöglichen fundierte Rückschlüsse auf die Verlässlichkeit der erhobenen Daten.

**Tabelle 1**

**Deskriptive Statistik Luxmax NO**

90° Luxmax NO	Schrittlängen Symmetrie	Kadenz	Knie L	Knie R	Fuß L	Fuß R
Fehlt/ Ungültig	13/36	0/36	2/36	3/36	2/36	3/36
Mittelwert	3,17	110,56	66,29	67,45	28,68	28,21
Std.abw.	1,77	7,27	5,85	4,4	5,97	3,79
KI 95%	[2,41-3,94]	[108,1-113,01]	[64,25-68,34]	[65,89-69,02]	[26,59-30,76]	[26,87-29,56]
110° Luxmax NO	Schrittlängen Symmetrie	Kadenz	Knie L	Knie R	Fuß L	Fuß R
Fehlt/ Ungültig	24/36	0/36	2/36	4/36	2/36	4/36
Mittelwert	10,5	109,53	65,56	67,34	24,91	22,84
Std.abw.	4,38	8,28	5,58	4,68	5,01	3,42
KI 95%	[7,72-13,28]	[106,73-112,33]	[63,61-67,51]	[65,66-69,03]	[23,16-26,66]	[21,61-24,08]
130° Luxmax NO	Schrittlängen Symmetrie	Kadenz	Knie L	Knie R	Fuß L	Fuß R
Fehlt/ Ungültig	1/36	1/36	5/36	2/36	5/36	2/36
Mittelwert	26,83	111,71	67,1	65,91	25,94	30,5
Std.abw.	13,47	10,87	5,52	5,93	6,55	7,2
KI 95%	[22,2 - 31,45]	[107,98 - 115,45]	[65,07 - 69,12]	[63,84-67,96]	[23,53-28,34]	[27,99-33,01]

**Tabelle 2**

**Deskriptive Statistik Luxmin NO**

90° Luxmin NO	Schrittlängen Symmetrie	Kadenz	Knie L	Knie R	Fuß L	Fuß R
Fehlt/ Ungültig	16/36	0/36	8/36	8/36	8/36	8/36
Mittelwert	4,25	107,42	66,86	66,76	28,14	28,45
Std.abw.	2,59	7,33	5,15	4,75	3,93	2,93
KI 95%	[3,04-5,46]	[104,94-109,9]	[64,86-68,86]	[64,95-68,56]	[26,62-29,67]	[27,33-29,56]
110° Luxmin NO	Schrittlängen Symmetrie	Kadenz	Knie L	Knie R	Fuß L	Fuß R
Fehlt/ Ungültig	28/36	0/36	1/36	1/36	1/36	1/36
Mittelwert	10,5	108,53	66,69	66,14	24,29	25,46
Std.abw.	3,16	6,92	5,78	5,07	7,74	6,75
KI 95%	[7,86-13,14]	[106,19-110,87]	[63,7-67,67]	[64,4-67,88]	[21,63-26,94]	[23,14-27,78]
130° Luxmin NO	Schrittlängen Symmetrie	Kadenz	Knie L	Knie R	Fuß L	Fuß R
Fehlt/ Ungültig	4/36	1/36	6/36	6/36	6/36	6/36
Mittelwert	30,89	107,74	68,7	63,27	27,03	33,3
Std.abw.	12,6	8,33	7,64	5,22	5,59	9,68
KI 95%	[26,14-35,23]	[104,88-110,60]	[65,85-71,55]	[61,32-65,22]	[24,95-29,12]	[29,69-36,92]

## 4.1 Univariate Analyse

### 4.1.1 Analyse der Schrittlängensymmetrie bei variierenden Lichtintensitäten und Kamerawinkeln ohne Orthese

Die Untersuchung der Schrittlängensymmetrie ohne Orthese zeigt, dass bei einem Kamerawinkel von  $90^\circ$  und maximaler Beleuchtung (ca. 875 Lux) die Schrittlängensymmetrie einen Mittelwert von 3,17 mit einer relativ geringen Standardabweichung von 1,77 aufweist. Das 95%-Konfidenzintervall erstreckt sich von 2,41 bis 3,94, was auf eine hohe Symmetrie und geringe Variabilität hindeutet (siehe Tab. 1). Unter minimaler Lichtintensität (102,08 Lux) steigt der Mittelwert auf 4,25, mit einer Standardabweichung von 2,59 und einem Konfidenzintervall von 3,04 bis 5,46 (siehe Tab. 2). Diese Ergebnisse deuten auf eine moderate Symmetrie hin, jedoch mit höherer Abweichung im Vergleich zu maximaler Beleuchtung.

Es ist wichtig zu beachten, dass bei den Messungen ohne Orthese (NO) unter extremen Bedingungen, insbesondere bei steileren Kamerawinkeln und minimaler Lichtintensität, relevante Werte fehlen, was die Aussagekraft der Ergebnisse beeinträchtigt. Zum Beispiel fehlen bei einem  $90^\circ$  Kamerawinkel und minimaler Lichtintensität 16 von 36 Werten. Diese fehlenden Daten können auf technische Schwierigkeiten bei der Datenerfassung zurückzuführen sein, wie etwa unzureichende Schrittzahlen, oder Herausforderungen bei der Bewegungsverfolgung unter den genannten Bedingungen (siehe Tab. 2).

Diese fehlenden Werte stellen ein erhebliches Problem für die Analyse dar, da sie die Zuverlässigkeit und Genauigkeit der Modellbeurteilung in bestimmten Licht- und Winkelkonstellationen beeinträchtigen. Bei einem Kamerawinkel von  $110^\circ$  und maximaler Lichtintensität steigt der Mittelwert der Schrittlängensymmetrie deutlich auf 10,5, begleitet von einer erhöhten Standardabweichung von 4,38. Das Konfidenzintervall reicht von 7,72 bis 13,28, was auf eine zunehmende Asymmetrie und Variabilität hindeutet (siehe Tab. 1). Bei minimaler Lichtintensität unter denselben Winkelbedingungen bleibt der Mittelwert unverändert, jedoch fehlt hier ein erheblicher Anteil der Daten: 28 von 36 Werten sind unvollständig oder ungültig, was die Aussagekraft der Ergebnisse weiter einschränkt (siehe Tab. 2).

Unter einem Kamerawinkel von  $130^\circ$  und maximaler Lichtintensität erreicht der Mittelwert der Schrittlängensymmetrie 26,83, bei einer hohen Standardabweichung von 13,47. Das Konfidenzintervall liegt zwischen 22,2 und 31,45, was auf eine erhebliche Asymmetrie bei

steigendem Kamerawinkel hindeutet (siehe Tab. 1). Bei minimaler Lichtintensität in dieser Einstellung steigt der Mittelwert signifikant auf 30,89, begleitet von einer sehr hohen Standardabweichung von 12,6 und einem breiten Konfidenzintervall von 26,14 bis 35,23 (siehe Tab 2.).

#### 4.1.2 Analyse der Kadenz (NO)

Die Kadenz zeigt über verschiedene Lichtbedingungen hinweg eine bemerkenswerte Stabilität. Bei einem Kamerawinkel von 90° und minimaler Lichtintensität beträgt der Mittelwert der Kadenz 107,42 mit einer Standardabweichung von 7,33 (siehe Tab. 2). Bei maximaler Lichtintensität steigt der Mittelwert leicht auf 110,56, wobei die Variabilität ähnlich bleibt (siehe Tab. 1). Diese Stabilität setzt sich auch bei einem Kamerawinkel von 110° fort, wo die Kadenz bei minimaler Lichtintensität einen Mittelwert von 108,53 und bei maximaler Beleuchtung einen Wert von 109,53 erreicht. Selbst bei einem Kamerawinkel von 130° bleibt die Kadenz stabil. Bei minimaler Beleuchtung liegt der Mittelwert bei 107,74 mit einer Standardabweichung von 8,33, während er bei maximaler Beleuchtung auf 111,71 ansteigt (siehe Tab. 1,2). Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass die Kadenz unempfindlich gegenüber optischen Verzerrungen durch Lichtverhältnisse bleibt, auch wenn es zu leichten Variationen kommen kann. Insgesamt zeigt die Kadenz eine hohe Robustheit gegenüber variierenden Lichtbedingungen und Kamerawinkeln, was sie zu einem zuverlässigen Parameter für die Bewertung der Bewegung macht. Die fehlenden Werte sind in diesem Bereich weniger problematisch, da die Kadenz in den meisten Fällen vollständig erfasst werden konnte.

#### 4.1.3 Analyse der Knie- und Fußgelenkwinkel (NO)

Die Untersuchung der maximalen Knie- und Fußgelenkwinkel ohne Orthese (NO) in Abhängigkeit von Lichtintensität und Kamerawinkel zeigt signifikante Unterschiede. Bei einem Kamerawinkel von 90° und minimaler Beleuchtung beträgt der maximale Kniegelenkwinkel etwa 66,86° für das linke Knie und 66,76° für das rechte Knie. Der maximale Fußgelenkwinkel liegt bei 28,14° für das linke und 28,45° für das rechte Fußgelenk (siehe Tab. 2). Diese Ergebnisse deuten auf eine hohe Symmetrie hin, die auch bei maximaler Beleuchtung stabil bleibt (siehe Tab. 1). Die Lichtintensität scheint somit in dieser Kamerawinkelstellung keinen wesentlichen Einfluss auf die Gelenkwinkel zu haben. Allerdings sind bei den 90°-Messungen ohne Orthese einige Daten fehlerhaft: 8 von 36 Werten für die Knie- und

Fußgelenkwinkel sind ungültig, diese Daten der Gelenkwinkel sind Großteilig auf Probleme in der Erfassung der Gelenkpunkte zurückzuführen.

Bei einem Kamerawinkel von 110° und minimaler Beleuchtung zeigt sich eine ähnliche Situation, wobei die maximale Kniegelenkwinkel leicht abweichen: etwa 66,69° links und 66,14° rechts. Der Fußgelenkwinkel zeigt ebenfalls leichte Unterschiede: etwa 24,29° links und 25,46° rechts. Trotz der leichten Asymmetrie bleiben diese Ergebnisse stabil. Bei einem Kamerawinkel von 130° und minimaler Beleuchtung zeigen die Gelenkwinkel größere Abweichungen: Der maximale Kniegelenkwinkel liegt bei 68,7° links und 63,27° rechts, während der Fußgelenkwinkel 27,03° links und 33,3° rechts beträgt (siehe Abb. 2). Bei maximaler Beleuchtung nehmen diese Abweichungen weiter zu, was auf eine zunehmende Asymmetrie hinweist.

**Tabelle 3**

**Deskriptive Statistik Luxmax O**

90° Luxmax O	Schrittlängen Symmetrie	Kadenz	Knie L	Knie R	Fuß L	Fuß R
Fehlt/ Ungültig	15/36	0/36	9/36	14/36	9/36	14/36
Mittelwert	5,57	109,25	65,93	63,28	30,33	32
Std.abw.	3,57	7,25	7,45	5,46	3,53	4,7
KI 95%	[3,95-7,2]	[106,8-111,7]	[62,98-86,87]	[60,56-66]	[28,94-31,72]	[29,7-34,3]
110° Luxmax O	Schrittlängen Symmetrie	Kadenz	Knie L	Knie R	Fuß L	Fuß R
Fehlt/ Ungültig	28/36	0/36	1/36	10/36	1/36	10/36
Mittelwert	7,13	110,11	65,43	62,81	25,26	22,92
Std.abw.	3,48	8	6,3	6,58	5,43	4,38
KI 95%	[4,21-10,04]	[107,41- 112,82]	[63,27-67,59]	[60,15-65,57]	[23,39-27,12]	[21,15-24,69]
130° Luxmax O	Schrittlängen Symmetrie	Kadenz	Knie L	Knie R	Fuß L	Fuß R
Fehlt/ Ungültig	3/36	0/36	5/36	8/36	5/36	8/36
Mittelwert	29,12	109,83	66,77	60,43	26,77	36,79
Std.abw.	13,76	16,4	5,51	8,99	7,98	8,84
KI 95%	[24,24-34]	[104,28- 115,38]	[64,75-68,79]	[56,95-63,91]	[23,85-29,7]	[33,36-40,21]

Tabelle 4

## Deskriptive Statistik Luxmin O

90° Luxmin O	Schrittlängen Symmetrie	Kadenz	Knie L	Knie R	Fuß L	Fuß R
Fehlt/ Ungültig	11/36	0/36	11/36	21/36	11/36	21/36
Mittelwert	6,42	107,17	67,16	64,33	33,04	33,80
Std.abw.	3,62	7,01	4,58	6,77	8,94	4,74
KI 95%	[4,89-7,95]	[104,8-109,54]	[65,27-69,05]	[60,59-68,08]	[29,35-36,73]	[31,18-36,42]
110° Luxmin O	Schrittlängen Symmetrie	Kadenz	Knie L	Knie R	Fuß L	Fuß R
Fehlt/ Ungültig	25/36	0/36	3/36	19/36	3/36	19/36
Mittelwert	9,64	107,92	65,7	64	24,3	24
Std.abw.	5,41	7,79	5,99	7,23	3,9	5,36
KI 95%	[6-13,27]	[105,28-110,55]	[63,57-67,82]	[60,28-67,72]	[22,92-25,69]	[21,24-26,76]
130° Luxmin O	Schrittlängen Symmetrie	Kadenz	Knie L	Knie R	Fuß L	Fuß R
Fehlt/ Ungültig	4/36	0/36	4/36	13/36	4/36	13/36
Mittelwert	31,03	110,58	66,31	59,74	29,34	38,13
Std.abw.	14,55	10,94	7,09	8,24	10,12	7,3
KI 95%	[25,79-36,28]	[106,88-114,28]	[63,76-68,87]	[56,18-63,3]	[25,7-33]	[34,97-41,29]

#### 4.1.4 Untersuchung der Schrittlängensymmetrie bei variierenden Lichtintensitäten und Kamerawinkeln (O)

Die Untersuchung der Schrittlängensymmetrie mit Orthese (O) zeigt, dass bei einem Kamerawinkel von 90° und maximaler Beleuchtung (ca. 875 Lux) die Schrittlängensymmetrie einen Mittelwert von 5,57 mit einer Standardabweichung von 3,57 aufweist. Das 95%-Konfidenzintervall reicht von 3,95 bis 7,2, was auf eine moderate Symmetrie mit einer gewissen Variabilität hindeutet (siehe Tab. 3). Bei minimaler Lichtintensität (ca. 100 Lux) steigt der Mittelwert leicht auf 6,42, begleitet von einer Standardabweichung von 3,62 und einem Konfidenzintervall von 4,89 bis 7,95 (siehe Tab. 4). Dies deutet darauf hin, dass die Symmetrie unter schlechteren Lichtverhältnissen etwas abnimmt und die Variabilität zunimmt, allerdings bleibt die Veränderung im Vergleich zu maximaler Beleuchtung moderat.

Bei einem Kamerawinkel von 110° und maximaler Lichtintensität beträgt der Mittelwert der Schrittlängensymmetrie 9,64, begleitet von einer Standardabweichung von 5,41. Das Konfidenzintervall reicht von 6 bis 13,27, was auf eine größere Asymmetrie und Variabilität im Vergleich zu 90° hinweist (siehe Tab. 3). Unter minimaler Lichtintensität sinkt

der Mittelwert überraschenderweise auf 7,13, begleitet von einer Standardabweichung von 3,48 und einem Konfidenzintervall von 4,21 bis 10,04. Die Werte deuten darauf hin, dass sich die Asymmetrie unter diesen Bedingungen reduziert, was auf eine interessante Wechselwirkung zwischen Lichtintensität und Kamerawinkel hindeutet. Der erhebliche Anteil fehlender Daten (28 von 36 Werten sind unvollständig oder ungültig) erschwert jedoch eine klare Interpretation dieser Ergebnisse (siehe Tab. 4).

Bei einem Kamerawinkel von  $130^\circ$  und maximaler Lichtintensität erreicht der Mittelwert der Schrittlängensymmetrie 31,03, bei einer hohen Standardabweichung von 14,55. Das Konfidenzintervall liegt zwischen 25,79 und 36,28, was auf eine erhebliche Asymmetrie und große Streuung hindeutet. Bei minimaler Lichtintensität sinkt der Mittelwert unerwartet auf 29,12, begleitet von einer hohen Standardabweichung von 13,76 und einem breiten Konfidenzintervall von 24,24 bis 34. Dies zeigt, dass trotz geringerer Beleuchtung die Asymmetrie ähnlich stark ausgeprägt bleibt, was darauf hindeutet, dass der Einfluss des Kamerawinkels bei  $130^\circ$  dominanter ist als die Lichtverhältnisse.

#### 4.1.5 Analyse der Kadenz (O)

Die Kadenzen mit Orthese (O) zeigen eine gewisse Variabilität, bleiben jedoch insgesamt stabil. Bei einem Kamerawinkel von  $90^\circ$  und minimaler Lichtintensität beträgt der Mittelwert der Kadenz 107,17 mit einer Standardabweichung von 7,01. Bei maximaler Lichtintensität steigt der Mittelwert leicht auf 109,25, wobei die Variabilität ähnlich bleibt. Diese Stabilität zeigt sich auch bei einem Kamerawinkel von  $110^\circ$ , wo die Kadenz bei minimaler Lichtintensität einen Mittelwert von 107,92 und bei maximaler Beleuchtung einen Wert von 110,11 erreicht. Dies deutet darauf hin, dass die Kadenz relativ unempfindlich gegenüber Lichtbedingungen ist und nur leichte Variationen zeigt.

Bei einem Kamerawinkel von  $130^\circ$  zeigt die Kadenz jedoch eine größere Variabilität. Bei minimaler Beleuchtung liegt der Mittelwert bei 110,58 mit einer Standardabweichung von 10,94, während er bei maximaler Beleuchtung leicht auf 109,83 sinkt. Diese geringe Abweichung deutet darauf hin, dass die Kadenz bei steileren Kamerawinkeln empfindlicher auf Lichtbedingungen reagiert, jedoch insgesamt eine gewisse Stabilität aufweist. Insgesamt zeigt die Kadenz mit Orthese (O) eine hohe Robustheit gegenüber variierenden Lichtbedingungen und Kamerawinkeln, auch wenn es zu leichten Variationen kommen kann. Die fehlenden Werte

sind in diesem Bereich weniger problematisch, da die Kadenz in den meisten Fällen vollständig erfasst werden konnte.

#### 4.1.6 Analyse der Knie- und Fußgelenkwinkel (O)

Die Untersuchung der maximalen Knie- und Fußgelenkwinkel mit Orthese (O) zeigt im Allgemeinen größere Abweichungen im Vergleich zu den Messungen ohne Orthese (NO). Bei einem Kamerawinkel von  $90^\circ$  und minimaler Beleuchtung beträgt der maximale Kniegelenkwinkel etwa  $67,16^\circ$  für das linke Knie und  $64,33^\circ$  für das rechte Knie. Der maximale Fußgelenkwinkel liegt bei  $33,04^\circ$  für das linke und  $33,80^\circ$  für das rechte Fußgelenk. Bei maximaler Beleuchtung bleiben die Gelenkwinkel stabil, was auf eine gewisse Robustheit der Gelenkwinkel gegenüber variierenden Lichtbedingungen hinweist.

Bei einem Kamerawinkel von  $110^\circ$  und minimaler Beleuchtung zeigt sich eine ähnliche Tendenz, wobei die maximalen Kniegelenkwinkel leicht abweichen: etwa  $65,7^\circ$  links und  $64^\circ$  rechts. Der Fußgelenkwinkel weist ebenfalls Unterschiede auf: etwa  $24,3^\circ$  links und  $24^\circ$  rechts. Diese Asymmetrie bleibt bei maximaler Beleuchtung stabil. Unter einem Kamerawinkel von  $130^\circ$  und minimaler Beleuchtung zeigen die Gelenkwinkel größere Abweichungen: Der maximale Kniegelenkwinkel liegt bei  $66,31^\circ$  links und  $59,74^\circ$  rechts, während der Fußgelenkwinkel  $29,34^\circ$  links und  $38,13^\circ$  rechts beträgt. Bei maximaler Beleuchtung nimmt die Asymmetrie weiter zu, was darauf hindeutet, dass die Gelenkwinkel bei steileren Kamerawinkeln empfindlicher auf Lichtveränderungen reagieren.

Die Analysen zeigen deutlich, dass die Symmetrie der Schrittlängen und Gelenkwinkel stark von den Lichtverhältnissen und Kamerawinkeln beeinflusst wird. Beim Tragen einer Orthese verschärft sich dieses Problem. Die Kadenz erweist sich dagegen als relativ robust gegenüber diesen Bedingungen. Fehlende Daten, insbesondere unter extremen Bedingungen, beeinträchtigen die Verlässlichkeit der Ergebnisse erheblich, was darauf hindeutet, dass die Bedingungen für die Datenerfassung optimiert werden müssen.



## 4.2 Bivariate Analyse

### 4.2.1 Schrittlängensymmetrie

Die ANOVA für die Schrittlängensymmetrie zeigt signifikante Effekte des Kamerawinkels ( $F(2, 254) = 175.5318$ ,  $p < .001$ ,  $\eta^2 = 0.5780$ ). Dies deutet darauf hin, dass der Kamerawinkel einen starken Einfluss auf die Schrittlängensymmetrie hat. Der Effekt der Orthese ( $F(1, 254) = 0.7897$ ,  $p = 0.3750$ ,  $\eta^2 = 0.0013$ ) sowie der Effekt der Helligkeit ( $F(1, 254) = 2.4046$ ,  $p = 0.1222$ ,  $\eta^2 = 0.0040$ ) waren hingegen nicht signifikant.

Obwohl die Effekte der Orthese und Helligkeit nicht signifikant sind, bleibt der Kamerawinkel ein entscheidender Faktor. Die Ergebnisse zeigen, dass die Schrittlängensymmetrie mit zunehmendem Kamerawinkel deutlich abnimmt. Die Post-Hoc-Analysen verdeutlichen dies: Es gibt signifikante Unterschiede zwischen den Kamerawinkeln 0 ( $90^\circ$ ) und 1 ( $110^\circ$ ) ( $p = 0.0380$ , Cohen's  $d = -0.4744$ ), sowie zwischen 0 ( $90^\circ$ ) und 2 ( $130^\circ$ ) ( $p < .001$ , Cohen's  $d = 2.4547$ ). Auch der Unterschied zwischen den Winkeln 1 ( $110^\circ$ ) und 2 ( $130^\circ$ ) ist signifikant ( $p < .001$ , Cohen's  $d = -1.9803$ ). Diese signifikanten Unterschiede zeigen, dass sich die Schrittlängensymmetrie mit zunehmendem Kamerawinkel erheblich verändert. Insbesondere der Unterschied zwischen 0 und 2 ist besonders ausgeprägt, was auf eine starke Verschlechterung der Symmetrie bei größeren Kamerawinkeln hindeutet. Diese Veränderungen sind unabhängig von der Orthese-Bedingung und der Lichtintensität. Zusammengefasst weisen die Ergebnisse darauf hin, dass der Kamerawinkel einen wesentlichen Einfluss auf die Schrittlängensymmetrie hat. Insbesondere bei größeren Winkeln nimmt die Symmetrie deutlich ab, was für die Ausrichtung der Kamera in zukünftigen Analysen berücksichtigt werden muss (siehe Abb 2.).

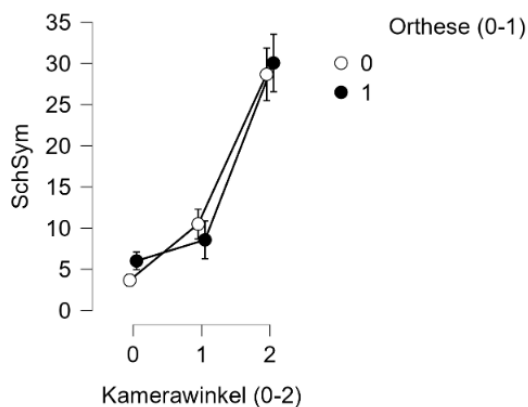


Abbildung 2 Schrittlängen Symmetrie

Der Levene-Test zeigt eine Verletzung der Varianzhomogenität ( $F(11, 247) = 12.5474$ ,  $p < .001$ ), was darauf hindeutet, dass die Varianzen zwischen den Gruppen nicht gleich sind. Dies könnte die Interpretation der ANOVA-Ergebnisse beeinflussen. Dennoch wurde entschieden, die ANOVA-Ergebnisse zu interpretieren, da mehrere Faktoren diese Vorgehensweise rechtfertigen. Erstens umfasst die durchgeführte ANOVA mehrere unabhängige Variablen (Helligkeit, Orthese und Kamerawinkel) und deren Interaktionen, was zu einer komplexen statistischen Struktur führt. In solchen Mehr faktoriellen Designs zeigt die ANOVA eine gewisse Robustheit gegenüber Verletzungen der Varianzhomogenität, insbesondere wenn Interaktionen zwischen mehreren Faktoren berücksichtigt werden. Diese Robustheit unterscheidet sich von einfacheren Analysen wie dem Welch-Test, der nur eine Variable betrachtet und keine Interaktionen zulässt. Zweitens lag der Fokus der Analyse auf der Identifikation allgemeiner Trends und Effekte, und nicht auf der präzisen Quantifizierung einzelner Unterschiede, was die Entscheidung stützt, die Verletzung der Varianzhomogenität zu tolerieren. Dieses Vorgehen wurde konsistent auch bei den anderen durchgeführten ANOVAs angewendet, um eine einheitliche und vergleichbare Analyse der Daten sicherzustellen.

#### 4.2.2 Bewegungsradius Knie Links (ROM Knee L)

Die ANOVA für den Bewegungsradius des linken Knies zeigt, dass es keinen signifikanten Haupteffekt des Kamerawinkels gibt ( $F(2, 368) = 1.529$ ,  $p = 0.218$ ). Dies deutet darauf hin, dass die Veränderung des Kamerawinkels keinen wesentlichen Einfluss auf den Bewegungsradius des linken Knies hat. Ebenso zeigen die Haupteffekte der Orthese ( $F(1, 368) = 0.001$ ,  $p = 0.971$ ) und der Helligkeit ( $F(1, 368) = 0.028$ ,  $p = 0.867$ ) keine signifikanten Unterschiede (siehe Abb. 3). Der Levene-Test zeigt, dass die Varianzen homogen sind ( $F(11, 361) = 1.488$ ,  $p = 0.1335$ ), was die Annahme stützt, dass die Ergebnisse der ANOVA zuverlässig sind und die Varianzannahmen nicht verletzt wurden. Dies verleiht den Ergebnissen der ANOVA zusätzliche Glaubwürdigkeit, da die Varianz zwischen den Gruppen gleich ist. Da die ANOVA keine signifikanten Effekte zeigte, war eine Post-hoc-Analyse nicht erforderlich.

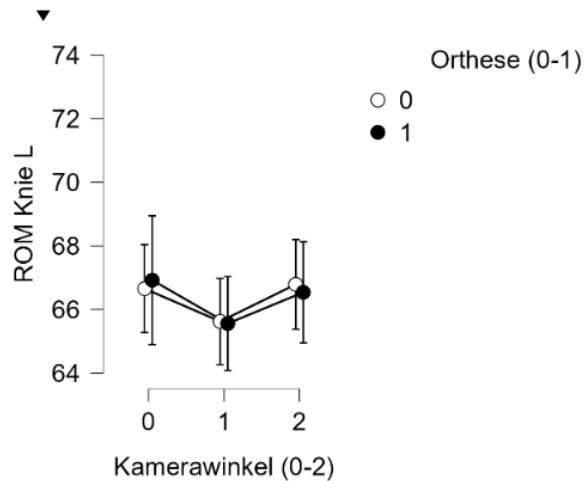


Abbildung 3 Bewegungsradius Knie Links

#### 4.2.3 Bewegungsradius Knie Rechts (ROM Knee R)

Die ANOVA für den Bewegungsradius des rechten Knies zeigt signifikante Haupteffekte sowohl für den Kamerawinkel ( $F(2, 318) = 4.9787, p = 0.0074, \eta^2 = 0.0275$ ) als auch für das Tragen einer Orthese ( $F(1, 318) = 30.0165, p < 0.001, \eta^2 = 0.0828$ ). Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass sowohl der Kamerawinkel als auch die Orthese einen signifikanten Einfluss auf den Bewegungsradius des rechten Knies haben. Der Levene-Test zeigte außerdem eine Verletzung der Varianzhomogenität ( $F(3, 311) = 3.2180, p < 0.001$ ), was darauf hinweist, dass die Varianz zwischen den Gruppen unterschiedlich ist. Der signifikante Interaktionseffekt zwischen Kamerawinkel und Orthese ( $F(2, 318) = 3.0194, p = 0.0492$ ) zeigt, dass der Einfluss des Kamerawinkels auf den Bewegungsradius des rechten Knies durch das Tragen der Orthese modifiziert wird. Insbesondere ist eine Tendenz zur Reduktion des Bewegungsradius des rechten Knies bei zunehmendem Kamerawinkel zu beobachten, wobei dieser Effekt vor allem unter der Orthesen Bedingung deutlich wird.

Die Post-hoc-Analysen ergaben signifikante Unterschiede zwischen den Kamerawinkeln 0 und 2 ( $p = 0.0255$ ), wobei die Effektstärke bei Cohen's  $d = 0.3461$  liegt. Auch zwischen den Kamerawinkeln 1 und 2 zeigte sich ein signifikanter Unterschied ( $p = 0.0255$ ) mit einer ähnlichen Effektstärke von Cohen's  $d = 0.3461$  (siehe Abb. 4). Diese Ergebnisse verdeutlichen, dass der Bewegungsradius des rechten Knies bei größeren Kamerawinkeln abnimmt. Zusätzlich zeigte die Post-hoc-Analyse einen signifikanten Unterschied zwischen den Bedingungen ohne Orthese (0) und mit Orthese (1) (Mean Difference = 4.1168,  $p < 0.001$ ,

Cohen's  $d = 0.6242$ ). Dies bedeutet, dass das Tragen einer Orthese den Bewegungsradius des rechten Knies signifikant verringert (siehe Abb. 4).

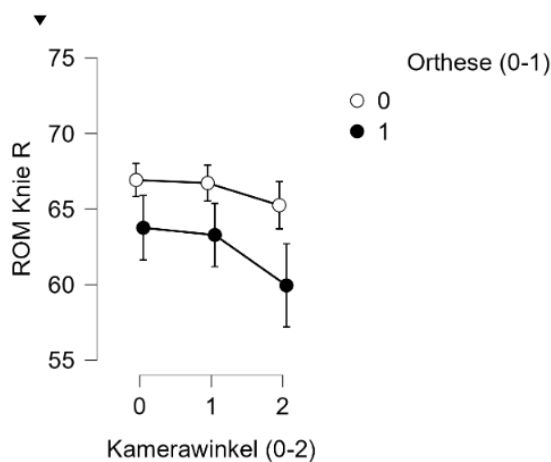


Abbildung 4 Bewegungsradius Knie Rechts

#### 4.2.4 Bewegungsradius Fuß Links (ROM Foot L)

Die ANOVA für den Bewegungsradius des linken Fußes zeigt signifikante Haupteffekte sowohl für den Kamerawinkel ( $F(2, 367) = 24.3615$ ,  $p < 0.001$ ,  $\eta^2 = 0.1159$ ) als auch für das Tragen einer Orthese ( $F(1, 367) = 5.7140$ ,  $p = 0.0173$ ,  $\eta^2 = 0.0136$ ). Dies deutet darauf hin, dass beide Variablen einen signifikanten Einfluss auf den Bewegungsradius des linken Fußes haben. Im Gegensatz dazu ist der Interaktionseffekt zwischen Kamerawinkel und Orthese jedoch nicht signifikant ( $F(2, 367) = 0.8677$ ,  $p = 0.4204$ ), was darauf hindeutet, dass die Interaktion zwischen diesen Variablen keinen wesentlichen Einfluss auf den Bewegungsradius des linken Fußes hat. Der Levene-Test zeigt eine Verletzung der Varianzhomogenität ( $F(3, 314) = 5.5957$ ,  $p < 0.001$ ), was die Interpretation der Ergebnisse beeinträchtigen könnte.

Die Post-hoc-Analysen zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Kamerawinkeln 0 und 1 ( $p < 0.001$ ) mit einer Effektstärke von Cohen's  $d = 0.8777$  sowie zwischen den Kamerawinkeln 1 und 2 ( $p = 0.0256$ ) mit einer Effektstärke von Cohen's  $d = 0.3270$  (siehe Abb. 5). Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass der Bewegungsradius des linken Fußes bei dem Kamerawinkel 1 am geringsten ist, insbesondere in der Bedingung mit Orthese. Zusätzlich zeigt die Post-hoc-Analyse signifikante Unterschiede zwischen den Bedingungen ohne Orthese (0) und mit Orthese (1) (Mean Difference =  $-1.7191$ ,  $p = 0.0173$ , Cohen's  $d = -0.2484$ ), was darauf hinweist, dass das Tragen einer Orthese den Bewegungsradius des linken Fußes signifikant verringert.

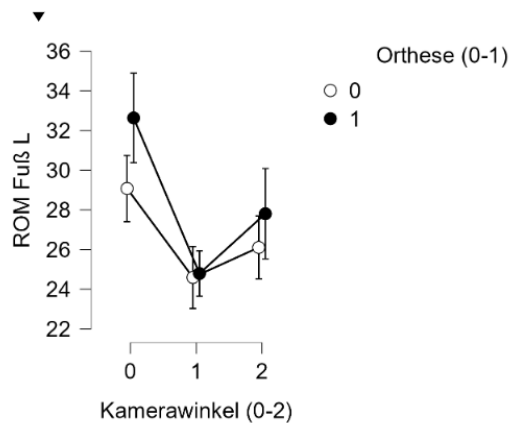


Abbildung 5 Bewegungsradius Fuß Links

#### 4.2.5 Bewegungsradius Fuß Rechts (ROM Foot R)

Die ANOVA für den Bewegungsradius des rechten Fußes zeigt signifikante Effekte sowohl des Kamerawinkels ( $F(2, 321) = 73.6892$ ,  $p < .001$ ,  $\eta^2 = 0.2910$ ) als auch der Orthese ( $F(1, 321) = 24.3520$ ,  $p < .001$ ,  $\eta^2 = 0.0481$ ). Dies deutet darauf hin, dass beide Faktoren einen signifikanten Einfluss auf den Bewegungsradius haben. Der Effekt der Helligkeit war ebenfalls signifikant ( $F(1, 321) = 7.9414$ ,  $p = 0.0051$ ,  $\eta^2 = 0.0157$ ), wenn auch mit einer kleineren Effektstärke. Der Levene-Test auf Varianzhomogenität ergab jedoch keine signifikante Verletzung der Homogenität der Varianzen ( $F(3, 360) = 1.0454$ ,  $p = 0.4055$ ). Dies legt nahe, dass die Varianzen über die verschiedenen Gruppen hinweg vergleichbar sind, und daher können die ANOVA-Ergebnisse zuverlässig interpretiert werden.

Die Post-hoc-Analysen bestätigen signifikante Unterschiede zwischen den Kamerawinkeln. Insbesondere wurde ein signifikanter Unterschied zwischen den Kamerawinkeln 0 ( $90^\circ$ ) und 1 ( $110^\circ$ ) festgestellt ( $p < .001$ , Cohen's  $d = 0.8777$ ). Ebenso war der Unterschied zwischen den Winkeln 0 ( $90^\circ$ ) und 2 ( $130^\circ$ ) signifikant ( $p < .001$ , Cohen's  $d = 0.5507$ ). Auch der Unterschied zwischen den Winkeln 1 ( $110^\circ$ ) und 2 ( $130^\circ$ ) war signifikant ( $p = 0.0256$ , Cohen's  $d = -0.3270$ ). Zusätzlich zeigen die Post-hoc-Analysen, dass die Orthese ebenfalls einen signifikanten Effekt hat, wobei der Bewegungsradius des rechten Fußes bei der Verwendung der Orthese geringer ist ( $p = 0.0173$ , Cohen's  $d = -0.2484$ ). Die Helligkeit zeigte jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen den Bedingungen ( $p = 0.5447$ , Cohen's  $d = 0.0629$ ) (siehe Abb. 6,7). Die Ergebnisse deuten auf einen kurvilinearen Verlauf des Bewegungsradius des rechten Fußes hin, ähnlich wie beim linken Fuß. Es zeigt sich eine

deutliche Reduktion des Bewegungsradius bei mittleren Kamerawinkeln, insbesondere unter der Orthese-Bedingung (1).

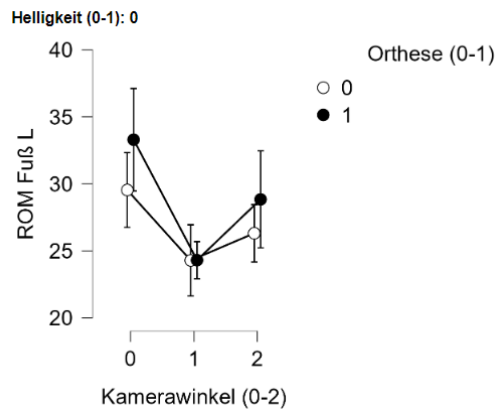


Abbildung 6 Bewegungsradius Fuß Links Luxmin

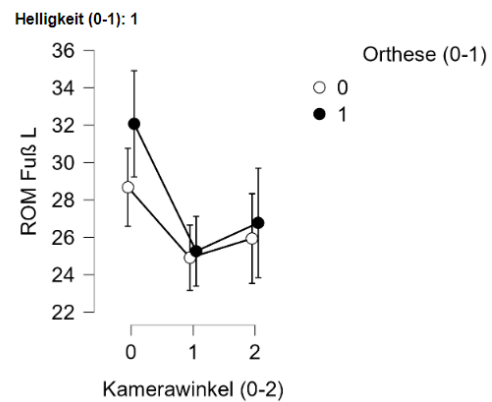


Abbildung 7 Bewegungsradius Fuß Links Luxmax

Die bivariaten Analysen verdeutlichen die signifikanten Einflüsse von Kamerawinkel und Orthese auf verschiedene Bewegungsparameter. Insbesondere zeigt sich, dass die Schrittlängensymmetrie und die Bewegungsradien der unteren Extremitäten sowohl durch den Kamerawinkel als auch durch die Verwendung einer Orthese beeinflusst werden. In einigen Fällen zeigt sich eine Interaktion zwischen diesen Faktoren, was auf eine komplexe Wechselwirkung hinweist. Die Post-hoc-Analysen liefern detaillierte Einblicke in die spezifischen Unterschiede zwischen den Bedingungen, die durch die grafischen Darstellungen weiter verdeutlicht werden können.

## 5. Diskussion

Die Ergebnisse der Ganganalyse mit dem Ottobock Pose-Estimation-Modell werfen wichtige Fragen zur Genauigkeit und Anwendbarkeit des Modells unter verschiedenen Bedingungen auf. Unterschiedliche Kamerawinkel, Helligkeitsverhältnisse, das Tragen von Orthese und technische Herausforderungen haben sich als entscheidende Faktoren herausgestellt, die die Zuverlässigkeit der Analyse beeinflussen. Im Folgenden werden die zentralen Ergebnisse kritisch betrachtet, Schwachstellen identifiziert und konkrete Ansätze zur Optimierung des Modells vorgeschlagen, um seine Leistung in der Praxis zu verbessern.

## 5.1 Analyse der Stickfigure-Darstellung und Gelenkpunkterkennung

Das Modell erzeugte zur Ganganalyse eine sogenannte Stickfigure-Darstellung, welche die erkannten Gelenkpunkte und Bewegungswinkel der Probanden visualisiert. Diese Visualisierung ermöglichte eine Überprüfung der Erkennungsgenauigkeit und das Identifizieren von Fehlern im Algorithmus. Dabei zeigte sich das Modell hinsichtlich unterschiedlicher Lichtverhältnisse robust: Variationen in der Beleuchtung, wie sie im Labor simuliert wurden, hatten nur minimale Auswirkungen auf die Genauigkeit der Ganganalyse. Diese Stabilität deutet darauf hin, dass das Modell in realen Anwendungsszenarien mit wechselnden Lichtbedingungen zuverlässig arbeiten kann. Die Stickfigur-Darstellung zeigte bei allen getesteten Kamerawinkeln ( $90^\circ$ ,  $110^\circ$ ,  $130^\circ$ ) ein merkliches Nachhinken. Dieses Nachhinken trat relativ konstant auf (siehe Abb. 8).

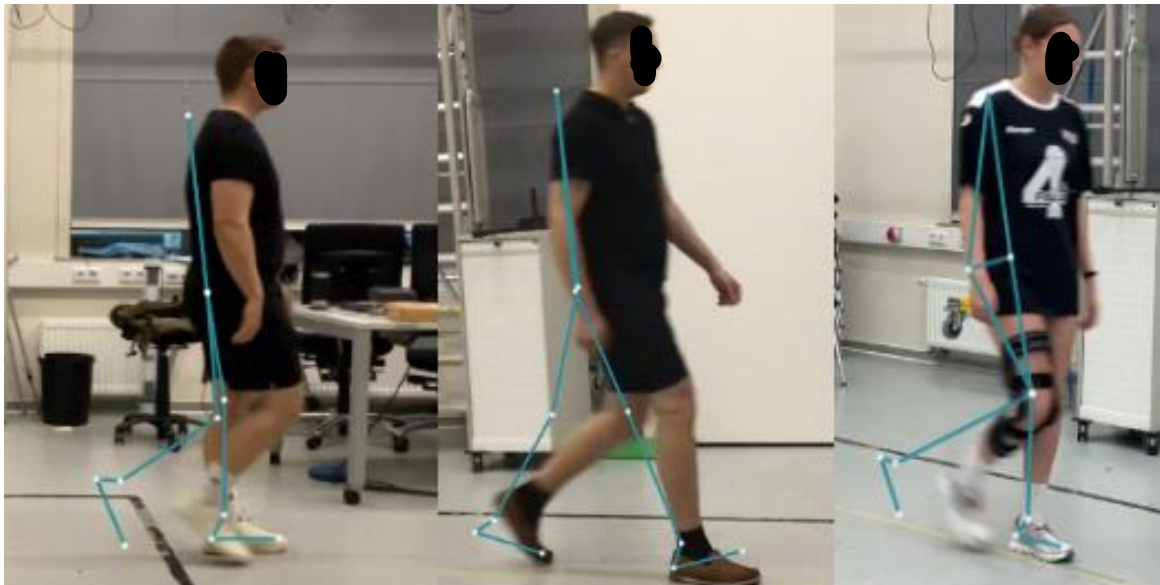
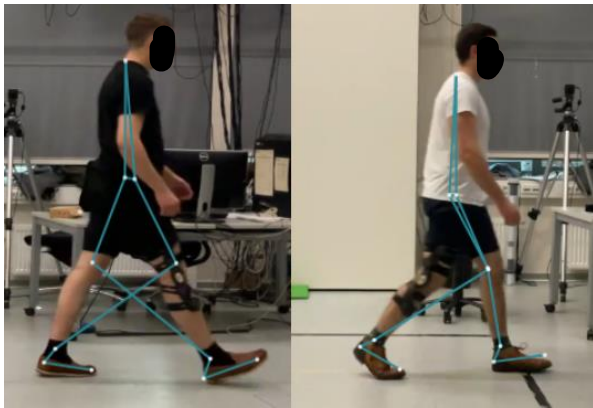


Abbildung 8 Nachhinken der Stickfigure bei  $90^\circ$ ,  $110^\circ$  und  $130^\circ$

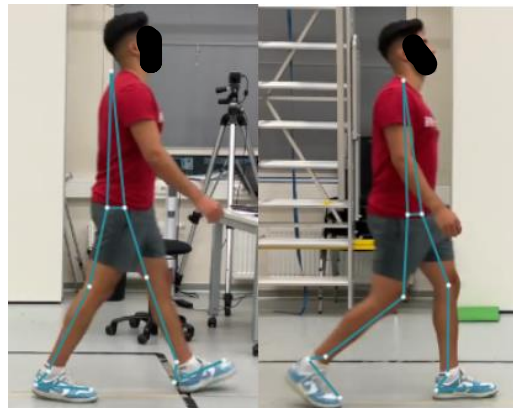
## 5.2 Einfluss der Kamerawinkel auf die Analysegenauigkeit

Die  $90^\circ$  Perspektive stellte eine Herausforderung für die präzise Verfolgung der Gelenkpunkte dar, insbesondere in Kombination mit der Verwendung von Orthesen. Das Modell zeigte deutliche Schwierigkeiten bei der genauen Identifikation der Kniegelenke, was zu einer erhöhten Fehlerrate führte. Besonders auffällig war, dass die durchschnittliche Fehlerrate bei der Verfolgung der Kniegelenke mit Orthese im  $90^\circ$ -Winkel häufiger vorkam als bei anderen Winkeln. Ein signifikantes Problem trat in der Gangphase auf, in der die Knie überlappen. In diesen Fällen vertauschte der Machine-Learning-Algorithmus teilweise die

Positionen der rechten und linken Knie oder wies einem Knie beide Gelenkpunkte zu, was zu einer ungültigen Auswertung der Ergebnisse führte (siehe Abb. 9). Zusätzlich wurden bei diesem Winkel kleinere Fehler und Abweichungen beobachtet. Der erfasste Gelenkmittelpunkt verschob sich im Verlauf der Analyse teilweise über eine größere Fläche des Kniegelenks. Dadurch zeigte die Stickfigur keine konsistente Position des Knie- und Fußgelenks, was zu geringfügigen Fehlern in der Winkelmessung führte (siehe Abb. 10). Trotz dieser Herausforderungen konnte das System bei korrekter Erkennung der Gelenkpunkte insgesamt brauchbare Ergebnisse liefern. Diese wiesen zwar einen gewissen Fehler- und Rauschbereich auf, bieten aber eine grobe Orientierung hinsichtlich der Gelenkwinkel bei einer Kameraperspektive von 90°.



*Abbildung 9* Verwechseln der Gelenke links/rechts



*Abbildung 10* Verschiebung des Gelenkmittelpunktes

Bei einem Winkel von 110° traten besondere Schwierigkeiten bei der Erfassung der Schrittlängensymmetrie auf. Die Probanden liefen durch das Bild, was es dem Modell erschwerte, genügend Schritte zu erkennen. Besonders problematisch war, dass die Gehstrecke von 5 Metern für die überwiegend sportlichen Probanden, die sich schnell bewegten, zu kurz war. Es war schwierig, die benötigten 6-8 Schritte für eine genaue Analyse der Schrittlängensymmetrie zu erfassen. Zudem wurde die Situation durch einen Bug im Videoschnittprogramm verschärft, der die Frames leicht nach hinten verschob. Dies führte dazu, dass bei den Aufnahmen aus dem 90°- und 110°-Winkel etwa 0,5 bis 1 Schritt pro Person verloren ging. Während diese Kameraperspektive eine Verbesserung bei der Erkennung der Kniegelenke im Vergleich zu den anderen Winkeln zeigte, traten Schwierigkeiten insbesondere bei der Verfolgung der Gelenkpunkte der Füße und Knie auf



Die ANOVA-Ergebnisse für den Bewegungsradius der Füße und Knie bei einem Kamerawinkel von 110° zeigten interessante Muster. Insbesondere für den linken Fuß wurde eine deutliche Reduktion des Bewegungsradius festgestellt (siehe Abb. 5), was auf eine eingeschränkte Sichtbarkeit der Fußgelenkpunkte in dieser Perspektive zurückzuführen ist. Die Reduktion der Bewegungsamplitude war hauptsächlich auf die Kameraposition und weniger auf die Kombination aus Kamerawinkel und Orthesen Bedingung zurückzuführen.

Ein spezifisches statistisches Ergebnis, das hier hervorzuheben ist, betrifft die Interaktionseffekte zwischen dem Kamerawinkel und der Orthese, die sich als nicht signifikant erwiesen haben ( $p > 0.05$ ). Dies legt nahe, dass die beobachteten Unterschiede im Bewegungsradius überwiegend durch die Kameraposition und nicht durch das Tragen der Orthese beeinflusst wurden. Dieses Ergebnis ist besonders wichtig, da es zeigt, dass die Kamerawinkel an sich einen stärkeren Einfluss auf die Messgenauigkeit der Bewegungen haben als die zusätzliche Bedingung des Orthesentragens. Die fehlenden signifikanten Interaktionseffekte deuten darauf hin, dass das Pose-Estimation-Modell in der Lage ist, unabhängig von der Orthesenbedingung zu arbeiten, jedoch stark von der Wahl des Kamerawinkels beeinflusst wird. Zusammenfassend verdeutlichen die ANOVA-Ergebnisse, dass die Wahl des Kamerawinkels, insbesondere der 110°-Winkel, einen entscheidenden Einfluss auf die Genauigkeit der Ganganalyse hat. Diese Ergebnisse unterstreichen die Notwendigkeit, den Kamerawinkel in zukünftigen Analysen sorgfältig zu optimieren, um Verzerrungen und Fehler in der Datenerfassung zu minimieren.

Der 130°-Winkel brachte jedoch zusätzliche Herausforderungen mit sich. Die ANOVA-Ergebnisse zeigten signifikante Unterschiede zwischen den Kamerawinkeln hinsichtlich des Bewegungsradius der Knie- und Fußgelenke. Insbesondere bei den Fußgelenken wurde bei einem Kamerawinkel von 130° eine deutliche Reduktion des Bewegungsradius festgestellt (siehe Abb. 5, 6, 7). Dies könnte darauf hinweisen, dass der Algorithmus in dieser Perspektive Schwierigkeiten hat, die Bewegungen korrekt zu erfassen. Zusammenfassend zeigt der 130°-Winkel eine weitere Reduzierung der Genauigkeit der Bewegungsanalyse. Die ANOVA-Ergebnisse legen nahe, dass die Position des rechten Knies, insbesondere bei den Kamerawinkeln von 90° und 130°, signifikant durch die Kameraposition beeinflusst wird. Diese Kamerapositionen erzeugen Abweichungen in der Erfassung der Gelenkwinkel, insbesondere für das Bein, das sich von der Kamera abwendet (siehe Abb. 4, 6 und 7). Das linke Knie hingegen, das in beiden Winkeln näher zur Kamera positioniert ist, zeigt keine

signifikanten Veränderungen, was darauf hinweist, dass die Präzision der Erfassung stark von der Kameraposition und dem relativen Abstand des Gelenks zur Kamera abhängt (siehe Ab. 5). Dieses asymmetrische Erfassungsmuster zwischen rechtem und linkem Knie unterstreicht die Notwendigkeit, den Einfluss der Kameraposition auf die Erfassung der Bewegungsdaten genau zu berücksichtigen.

### 5.3 Limitationen der Arbeit

Eine Gehstrecke von 5 Metern erwies sich als suboptimal für die Schrittlängen Symmetrie Messung. Die Probanden, die größtenteils Sportstudenten waren, bewegten sich schneller, was die Wahrscheinlichkeit erhöhte, dass das Modell nicht alle benötigten Schritte zur genauen Messung der Schrittlängensymmetrie erfassen konnte. Diese zu kurze Gehstrecke führte insbesondere bei größeren Personen (ab etwa 1,85 cm) dazu, dass die Anzahl der erfassten Schritte teilweise zu gering war, was unvollständige Symmetriedaten zur Folge hatte. Ein technischer Fehler im Schnittprogramm des Pose-Estimation-Modells führte zu einer Verschiebung der Frames. Dies erschwerte es, die Person über die gesamte Gehstrecke hinweg vollständig im Bild zu halten. Dadurch gingen bei den Aufnahmen aus den 90°- und 110°-Winkeln schätzungsweise 0,5 bis 1 Schritt pro Person verloren, was die Schrittlängen Messung beeinträchtigte. Fehlende Werte beim Knie- und Fußgelenksbewegungsradius waren auf zwei Hauptfaktoren zurückzuführen: Fehler im Algorithmus und ungeeignete Hintergrundgestaltung. So hat der Algorithmus manchmal die Kante eines Stuhls mit dem Kniegelenk verwechselt (siehe abb.11). Bei einem Winkel von 90° hatte der Algorithmus zudem häufig Probleme, die Knie zu vertauschen, was die Genauigkeit der Gelenkpositionierung beeinträchtigte.

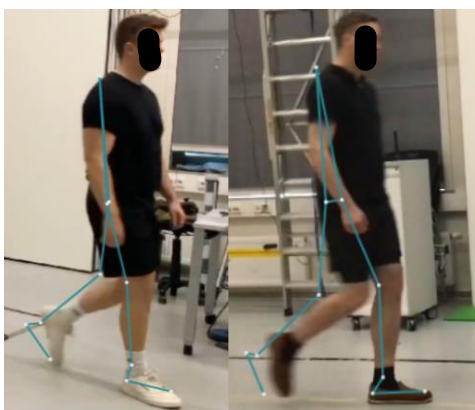


Abbildung 11 Verwechseln der Gelenkmittelpunkte mit externen Störfaktoren

Die fehlenden Daten bei der Schrittlängensymmetrie und dem Gelenk Bewegungsradius haben die Genauigkeit der Analyse beeinträchtigt. Die verkürzte Gehstrecke und die Probleme bei der Videosynchronisation führten zu einem unvollständigen Datensatz, der die präzise Messung der Schrittlängensymmetrie und Gelenkwinkel erschwerte. Die Probleme des Algorithmus und die unzureichende Hintergrundgestaltung trugen ebenfalls zur Unvollständigkeit der Daten bei. Um die Datenqualität zu verbessern, sollten diese Aspekte in zukünftigen Studien und Anwendungsentwicklungen berücksichtigt werden.

#### **5.4 Bewertung der Reliabilität des Pose-Estimation-Modells**

Die Analyse zeigt, dass das Pose-Estimation-Modell von Ottobock in bestimmten Bereichen zuverlässig arbeitet, insbesondere hinsichtlich der Robustheit gegenüber variierenden Lichtverhältnissen. Diese positive Eigenschaft unterstützt den Einsatz des Modells in realen Anwendungsszenarien mit wechselnden Beleuchtungsbedingungen. Allerdings offenbaren die Schwierigkeiten bei der Verfolgung der Gelenkpunkte. Das "Nachhinken" der Stickfigure deutet auf Synchronisationsprobleme hin, die die Genauigkeit der erfassten Bewegungsdaten zusätzlich beeinträchtigen. Die Anwendung des Modells bei Prothesen- und Orthesen Trägern erfordert ebenfalls eine Verfeinerung des Algorithmus, um die Verwechslung von Gelenken zu minimieren. Eine gezielte Kalibrierung des Modells für unterschiedliche Prothesen- und Orthesen Typen könnte die Zuverlässigkeit der Daten verbessern. Zur weiteren Reduzierung der Fehlerquote könnte eine automatische Korrekturfunktion integriert werden, die Abweichungen in den erfassten Gelenkwinkeln erkennt und korrigiert. Außerdem sollte die Hintergrundgestaltung optimiert werden, um Störungen durch Objekte wie Stühle zu vermeiden. Eine verbesserte Segmentierung der Bilder, die den Hintergrund effektiv von den zu analysierenden Körperteilen trennt, wäre ebenfalls vorteilhaft. Schließlich sollten die technischen Probleme beim Videoschnitt und der Frame-Synchronisation behoben werden, um eine konsistente Datenqualität sicherzustellen. Verbesserungen der Software, die eine präzisere Frame-zu-Frame-Analyse ermöglichen, könnten diese Probleme ebenfalls mindern. Die Ergebnisse zeigen, dass das Pose-Estimation-Modell von Ottobock in vielen Bereichen zuverlässig arbeitet, jedoch auch spezifische Herausforderungen bestehen, insbesondere bei extremen Kamerawinkeln und der Analyse von Orthesen. Durch gezielte Optimierungen in den genannten Bereichen könnte die Genauigkeit und Anwendbarkeit des Modells in der Ganganalyse erheblich verbessert werden.

## 6. Fazit

Im Rahmen dieser Arbeit wurde die Leistungsfähigkeit des Ottobock Pose-Estimation-Modells hinsichtlich seiner Anwendbarkeit in der Ganganalyse unter verschiedenen Bedingungen umfassend evaluiert. Neben der 90°-Kameraperspektive, auf die das Modell ursprünglich trainiert wurde, kamen abweichende Winkel von 110° und 130° zum Einsatz, um die Robustheit des Modells bei abweichenden Kamerapositionen zu überprüfen. Zusätzlich wurden die Lichtverhältnisse variiert, um die Belastbarkeit des Modells gegenüber wechselnden Helligkeiten zu testen. Des Weiteren wurde die Zuverlässigkeit des Modells bei der Analyse von Personen mit Orthesen untersucht, um die Leistungsfähigkeit unter möglichen realen Umständen zu messen.

Das Modell zeigte im 90°-Winkel, auf den es ursprünglich trainiert wurde, eine stabile Leistung bei der Erfassung der Gelenkpunkte und Bewegungswinkel. Dennoch traten auch unter diesen optimierten Bedingungen spezifische Schwächen auf, insbesondere bei der Verfolgung der Kniegelenke. Die erhöhte Fehlerrate deutet auf eine unzureichende Anpassung des Modells hinweist. Besonders bei der Analyse von Probanden mit Orthesen zeigte sich, dass das Modell häufig Schwierigkeiten hat, die Gelenkpunkte korrekt zu identifizieren. Dies verdeutlicht, dass eine gezielte Erweiterung des Trainingsdatensatzes notwendig ist, um das Modell besser auf die Erkennung von Orthesen und deren spezifische Bewegungsmuster anzupassen. Zudem zeigte sich, dass das Modell teilweise von Konturen und Objekten im Hintergrund abgelenkt wird, was zu fehlerhaften Ergebnissen führte. Zur Verbesserung der Genauigkeit sollte der Algorithmus weiter trainiert werden, um solche Störfaktoren besser zu ignorieren. Alternativ sollte in der praktischen Anwendung darauf geachtet werden, einen konturenfreien Hintergrund zu schaffen.

Die Untersuchungen mit den Kamerawinkeln von 110° und 130° verdeutlichen, dass das Ottobock Pose-Estimation-Modell unter nicht optimalen Bedingungen, die von der standardisierten 90°-Perspektive abweichen, signifikant an Genauigkeit verliert. Der 130°-Winkel offenbarte noch größere Herausforderungen, insbesondere durch die reduzierte Genauigkeit in der Analyse des von der Kamera abgewandten Beins, was darauf hinweist, dass das Modell Bewegungen in dieser Perspektive nicht präzise interpretieren kann. Diese Ergebnisse unterstreichen, dass das Modell stark auf die standardisierte Perspektive angewiesen ist und bei abweichenden Winkeln schnell an seine Grenzen stößt. Erfreulich ist jedoch, dass

das Modell gegenüber wechselnden Lichtverhältnissen bemerkenswert robust ist. Unabhängig von den Beleuchtungsbedingungen konnten Bewegungen konsistent und zuverlässig erfasst werden. Dies spricht für die Flexibilität des Modells in verschiedenen Umgebungen, was in der praktischen Anwendung einen klaren Vorteil darstellt.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass das Ottobock Pose-Estimation-Modell im 90°-Winkel eine solide Basis für die Ganganalyse bietet, jedoch spezifische Defizite aufweist, die in zukünftigen Weiterentwicklungen angegangen werden sollten. Die Untersuchung der zusätzlichen Kamerawinkel verdeutlicht, dass das Ottobock Pose-Estimation-Modell für präzise Analysen stark auf die standardisierte Perspektive angewiesen ist. Um die Genauigkeit und Anwendbarkeit des Modells auch bei unterschiedlichen Perspektiven zu verbessern, ist eine gezielte Modellanpassung notwendig. Dies könnte durch eine Erweiterung des Trainingsdatensatzes, eine verfeinerte Anpassung des Algorithmus und eine bessere Segmentierung der Hintergrundelemente erreicht werden. Zudem ist eine genauere Differenzierung zwischen Gelenkpunkten und potenziellen Störfaktoren erforderlich. Solche Maßnahmen könnten dazu beitragen, die Gesamtleistung des Modells zu steigern und seine Anwendung in vielfältigen realen Szenarien zu optimieren.

Insgesamt liefert das Modell unter den richtigen Bedingungen verlässliche Ergebnisse, jedoch zeigen die Studienergebnisse auch klare Optimierungspotenziale, die für eine breitere und robustere Anwendung entscheidend sind. Die gewonnenen Erkenntnisse legen nahe, dass durch eine spezifische Anpassung des Modells und eine optimierte Versuchsumgebung, insbesondere im Hinblick auf die Gehstrecke, die Genauigkeit und Anwendbarkeit in der Praxis deutlich erhöht werden können. Zukünftige Arbeiten sollten sich darauf konzentrieren, das Modell weiter zu verfeinern und die experimentellen Bedingungen zu optimieren, um die Analysemöglichkeiten und Einsatzbereiche des Pose-Estimation-Modells zu erweitern.

## 7. Literaturverzeichnis

- Barth, D. G., Schumacher, L., & Thomas, S. S. (1992). Gait Analysis and Energy Cost of Below-Knee Amputees Wearing Six Different Prosthetic Feet. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, 4(2), 63.
- Dobson, A., Murray, K., Manolov, N., & DaVanzo, J. E. (2018). Economic value of orthotic and prosthetic services among medicare beneficiaries: A claims-based retrospective cohort study, 2011–2014. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 15(1), 55. <https://doi.org/10.1186/s12984-018-0406-7>
- Gard, S. A. (2006). Use of Quantitative Gait Analysis for the Evaluation of Prosthetic Walking Performance. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, 18(6), P93.
- Image Engineering. (n.d.). Measuring the low light performance of a camera. Retrieved from <https://www.image-engineering.de>
- Leboeuf, F., Barre, A., Aminian, K., & Sangeux, M. (2023). On the accuracy of the Conventional gait Model: Distinction between marker misplacement and soft tissue artefact errors. *Journal of Biomechanics*, 159, 111774. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111774>
- Siebers, A., et al. (2020). “The influence of functional knee brace on gait pattern: a systematic review”
- Sun, Y., Li, G., Liang, Z., & Zhang, W. (2023). A survey of deep learning-based low-light image enhancement. *Sensors*, 23(18), 7763. <https://doi.org/10.3390/s23187763>
- Yuan, B., Hu, D., Gu, S., Xiao, S., & Song, F. (2023). The global burden of traumatic amputation in 204 countries and territories. *Frontiers in Public Health*, 11. <https://www.frontiersin.org/journals/public-health/articles/10.3389/fpubh.2023.1258853>

## **8. Abbildungsverzeichnis**

<i>Abbildung 1</i> Skizze des Versuchaufbaus .....	8
<i>Abbildung 2</i> Schrittlängen Symmetrie .....	22
<i>Abbildung 3</i> Bewegungsradius Knie Links .....	24
<i>Abbildung 4</i> Bewegungsradius Knie Rechts .....	25
<i>Abbildung 5</i> Bewegungsradius Fuß Links .....	26
<i>Abbildung 6</i> Bewegungsradius Fuß Links Luxmin .....	27
<i>Abbildung 7</i> Bewegungsradius Fuß Links Luxmax .....	27
<i>Abbildung 8</i> Nachhinken der Stickfigure bei 90°, 110° und 130° .....	28
<i>Abbildung 9</i> Verwechseln der Gelenke links/rechts .....	29
<i>Abbildung 10</i> Verschiebung des Gelenkmittelpunktes .....	29
<i>Abbildung 11</i> Verwechseln der Gelenkmittelpunkte mit externen Störfaktoren .....	31

## **9. Tabellenverzeichnis**

Tabelle 1 Deskriptive Statistik Luxmax NO .....	15
Tabelle 2 Deskriptive Statistik Luxmin NO .....	15
Tabelle 3 Deskriptive Statistik Luxmax O .....	18
Tabelle 4 Deskriptive Statistik Luxmin O .....	19

### 10. Eigenständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich

Vor- & Nachname: Philipp Ewen
Matrikelnummer.: 8102119
Studiengang: Bewegung und Gesundheit

gegenüber dem Fachbereich 06 Psychologie und Sportwissenschaft, Institut für Sportwissenschaft, dass die vorliegende Arbeit mit dem Thema:

Betrachtung der Reliabilität eines Pose-Estimation-Modells in Abhängigkeit der Aufnahmefaktoren.

Selbstständig verfasst, ganz oder in Teilen noch nicht als Prüfungsleistung vorgelegt und ausschließlich unter Zuhilfenahme der im Quellen- und Literaturverzeichnis genannten Werke und Dokumente angefertigt wurde. Dies gilt auch für die Verwendung eines textbasierten Dialogsystems (wie etwa ChatGPT) oder für die Unterstützung durch eine andere Form Künstlicher Intelligenz.

KI-Werkzeuge (wie ChatGPT, Elicit, Paraphraser, etc.) wurden an folgenden Stellen für die angegebenen Zwecke verwendet:

Angabe der genutzten KI	Angabe des eingesetzten Zwecks
ChatGPT	Formulierungen und grammatikalische Verbesserung

Ich bin mit der Überprüfung durch eine Antiplagiats-Software einverstanden.

Gießen, den 29.08.2024

Unterschrift:

