

Aus der Neurologischen Klinik und Poliklinik
Klinikum der Ludwig-Maximilians-Universität
und dem Deutschen Schwindel- und Gleichgewichtszentrum DSGZ



***Optische Ganganalyseverfahren im Einsatz bei
neurologischen Erkrankungen***

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität München

vorgelegt von
Ante Jelusic

aus
Ulm

Jahr
2024

Kumulative Dissertation

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

Erster Gutachter: Priv. Doz. Dr. Roman Schniepp

Zweiter Gutachter: Priv. Doz. Dr. Sebastian Baumbach

Dritter Gutachter: Prof. Dr. Ingo Borggräfe

ggf. weitere Gutachter:

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter:

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 25.11.2024

Affidavit



Eidesstattliche Versicherung

Jelusic, Ante

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel:

„Optische Ganganalyseverfahren im Einsatz bei neurologischen Erkrankungen“

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Ulm, 18.02.2024

Ante Jelusic

Ort, Datum

Unterschrift Doktorandin bzw. Doktorand

Inhaltsverzeichnis

Affidavit	1
Inhaltsverzeichnis	2
Publikationsliste.....	3
1. Beitrag zu den Veröffentlichungen	4
1.1 Beitrag zu Publikation I	4
1.2 Beitrag zu Publikation II	4
2. Einleitung.....	5
2.1 Gangstörungen	5
2.2 Ganganalyse	5
2.2.1 Qualitative und Quantitative Ganganalyse	5
2.2.2 Klinische Einsatzgebiete	6
2.2.3 Mobile Ganganalysesysteme.....	6
2.2.4 Stationäre Ganganalysesysteme	7
2.3 Zielsetzung der Arbeit	9
2.3.1 mVEGAS - mobile Smartphone-basierte spatiotemporale Ganganalyse bei Gesunden und ataktischen Gangstörungen	9
2.3.2 Genauigkeit und Wiederholbarkeit der Microsoft Azure Kinect für die klinische Messung der Motorik	9
3. Zusammenfassung	11
4. Abstract.....	12
5. Publikationen.....	13
5.1 mVEGAS - mobile smartphone-based spatiotemporal gait analysis in healthy and ataxic gait disorders	13
5.2 Accuracy and repeatability of the Microsoft Azure Kinect for clinical measurement of motor function	14
6. Literaturverzeichnis	15
Danksagung	18

Publikationsliste

Publikation I

Ippisch R*, Jelusic A*, Bertram J, Schniepp R, Wuehr M. mVEGAS - mobile smartphone-based spatiotemporal gait analysis in healthy and ataxic gait disorders. *Gait Posture*. 2022 Jul 27;97:80-85. doi: 10.1016/j.gaitpost.2022.07.256. Epub ahead of print. PMID: 35914387.

*equal contribution

Publikation II

Bertram J, Krüger T, Röhling HM, Jelusic A, Mansow-Model S, Schniepp R, Wuehr M, Otte K. Accuracy and repeatability of the Microsoft Azure Kinect for clinical measurement of motor function. *PLoS One*. 2023 Jan 26;18(1):e0279697. doi: 10.1371/journal.pone.0279697. PMID: 36701322; PMCID: PMC9879399.

1. Beitrag zu den Veröffentlichungen

1.1 Beitrag zu Publikation I

Der Autor dieser Dissertation war für alle Teile der beschriebenen Publikation verantwortlich. Dazu gehörten insbesondere die Patienten- und Probandenrekrutierung, Datenerhebung und anschließende statistische Auswertung. Zudem war der Autor maßgeblich an der Erstellung des Manuskripts beteiligt. Der Autor teilt sich die Erstautorschaft der Veröffentlichung mit Herrn Dr. Richard Ippisch, der das Ganganalyse-System, welches in der Studie evaluiert wurde, ursprünglich entwickelt hat und die Datenerhebung kontinuierlich begleitet hat.

1.2 Beitrag zu Publikation II

Der Doktorand hat einen wesentlichen Beitrag zur Datenerhebung in Form von Probandenrekrutierung und Durchführung der Messungen geleistet. Zudem war er am Prozess der Literaturrecherche und der Textüberarbeitung beteiligt.

2. Einleitung

2.1 Gangstörungen

Der aufrechte, bipede Gang des Menschen ist eine selbstverständliche Aufgabe des täglichen Lebens, die eine komplexe Interaktion von Motorik, Sensorik und Kognition erfordert. Die Abnahme von Körperfunktionen wie Muskelkraft, Koordination, Gleichgewichtsreaktion und Sinneswahrnehmung führt zu einer Veränderung des Gangbildes im Alter. Äußern sich Defizite, die das physiologische Maß der altersbedingten Veränderungen überschreiten, können verschiedene pathologische Störungen zugrunde liegen, die das charakteristische Bild einer Gangstörung ergeben (1, 2). Mehrere populationsbasierte Studien konnten zeigen, dass die Prävalenz für Gang- und Gleichgewichtsstörungen mit zunehmendem Alter steigt (3, 4).

Gangstörungen zählen zu den Hauptrisikofaktoren für Stürze und stellen ein gesellschaftsrelevantes Problem dar. Eine erhöhte Sturzanfälligkeit im Alter birgt unter anderem Risiken, wie Immobilität und kognitive Leistungsminderung. Die Folgen sind eine deutliche Einschränkung der Lebensqualität bis hin zu erhöhter Mortalität (5, 6).

Um Gangstörungen zu erkennen und die multifaktoriellen Ursachen zu differenzieren, bedarf es einer genauen Analyse des Gangbildes. Neben der Anamnese und klinischen Befunderhebung werden apparative Methoden zur Quantifizierung der Gangstörungen eingesetzt. Es lassen sich verschiedene Gangphänotypen klassifizieren, welche spezifische Ursachen und Behandlungsansätze aufweisen. Die Aufzeichnung räumlicher und zeitlicher Parameter des Gehens bietet die Möglichkeit den Krankheitsverlauf und den Therapieerfolg zu beurteilen oder wissenschaftlichen Fragestellungen nachzugehen (7).

2.2 Ganganalyse

2.2.1 Qualitative und Quantitative Ganganalyse

Durch die reine Beobachtung und Beschreibung des Gangverhaltens eines Patienten lassen sich qualitative Aussagen hinsichtlich einer möglichen Gangstörung treffen. Dabei ist die Erfahrung des Untersuchers maßgeblich, um mit bloßem Auge relevante Gangparameter wie Schrittlänge und Schrittzeit einzuschätzen und zeitgleich Abweichungen in den Bewegungen aller Körperpartien vom physiologischen Bewegungsmuster zu erkennen (8). Es existieren semi-quantitative klinische Tests, wie der Functional gait assesement (FGA) oder der Timed get up&go test (TUG), um die Mobilität und das Gehvermögen eines Patienten zu beurteilen (9, 10). Auch krankheitsspezifische Bewertungsskalen, wie zum Beispiel die Scale for the assessment and rating of ataxia (SARA-Score) oder die Unified parkinson's disease rating scale (UPDRS) können als Hilfestellung herangezogen werden (11, 12). Die visuelle Ganganalyse ist untersucherabhängig und stellt ein subjektives Verfahren dar, das anfällig für Beobachterfehler ist und eine geringe Reliabilität aufweist. Die quantitative Messung von räumlichen und zeitlichen Parametern des Gehens ermöglicht es objektive Aussagen mit einer höheren Reproduzierbarkeit zu treffen (13, 14). In der klinischen Routine werden meist stationäre Systeme verwendet, die mit Kameras zur Bildverarbeitung ausgestattet sind oder mit drucksensitiven Sensoren im Boden arbeiten. Eine weitere Methode ist das Anbringen von tragbaren Sensoren am Körper des Patienten (15).

2.2.2 Klinische Einsatzgebiete

Die klinische Ganganalyse beschreibt die Aufzeichnung und Interpretation biomechanischer Messungen des Gehens zur Unterstützung der klinischen Entscheidungsfindung bei Gangstörungen (16). In der Orthopädie und Unfallchirurgie wird die Ganganalyse zur Beurteilung der Funktionalität von Prothesen, vor und nach chirurgischen Eingriffen an Gelenken, sowie nach Amputationen eingesetzt (17-20). Zudem lässt sich der Verlauf einer anschließenden Rehabilitation kontrollieren (21). Neurodegenerative Erkrankungen stellen ein breites Einsatzspektrum dar und nehmen angesichts der steigenden Häufigkeit in der alternden Gesellschaft und der begrenzten Therapiemöglichkeiten einen besonderen Stellenwert ein. Die Analyse des Gangbildes kann eine frühe Diagnosestellung verschiedener Erkrankungen ermöglichen (22). Vor allem Demenzen vom nicht-Alzheimer Typ weisen oft charakteristische Veränderungen des Gehens auf, bevor sich kognitive Defizite äußern (23). Ebenso lassen sich Krankheitsverläufe anhand des Gangbildes überwachen. Bei der cerebellären Ataxie kommt es zu einer Koordinationsstörung der Bewegungen, woraus eine erhöhte Variabilität gewisser Gangparameter resultiert. Daraus lassen sich Rückschlüsse auf den Schweregrad der Störung ziehen und Aussagen zum Sturzrisiko treffen (24). Die klinische Ganganalyse kann ferner Aufschluss über den Effekt diagnostischer und therapeutischer Interventionen geben, zum Beispiel nach einem Spinal-Tap-Test (Liquorablassversuch) bei Normaldruckhydrozephalus oder nach Medikamentengabe bei Multipler Sklerose (25, 26).

Während die meisten dieser Anwendungsmöglichkeiten auf den stationären Bereich begrenzt sind, nimmt die Entwicklung mobiler Alternativen für den ambulanten Sektor stetig zu (27). Zur Kontrolle des Krankheitsverlaufes bei Morbus Parkinson können tragbare Sensoren verwendet werden, welche relevante Gangparameter bestimmen, die mit der Schwere der Erkrankung korrelieren (28). Insbesondere Patienten, die einen Schlaganfall erlitten haben, leiden unter einer Beeinträchtigung des Gehvermögens. Um den Prozess der Neurorehabilitation zu verbessern, werden verschiedene mobile Systeme eingesetzt, die den Fortschritt und Erfolg des Heilungsverlaufs anhand des Gehvermögens quantifizieren können (29, 30).

Eine weitere wichtige Domäne stellt die Risikobeurteilung und Prävention von Sturzereignissen außerhalb klinischer Einrichtungen dar. Dabei hat sich in den letzten Jahren die Mehrheit der wissenschaftlichen Arbeiten auf tragbare Technologien fokussiert. Diese sollen sturzgefährdete Patienten bei Aktivitäten des täglichen Lebens überwachen (31, 32). Neben dem häuslichen Umfeld bietet sich die Möglichkeit einer Anwendung in Alters- und Pflegeheimen, sowie im betreuten Wohnen. Durch die Integration mobiler Ganganalysesysteme in Präventionsprogramme kann die Anzahl von Sturzereignissen und den damit verbundenen Folgen reduziert werden (33).

2.2.3 Mobile Ganganalysesysteme

Mobile Ganganalysesysteme bestehen aus einem oder der Kombination mehrerer Sensoren, welche am Körper platziert werden und ermöglichen die Messung bewegungsrelevanter physikalischer Größen. Weit verbreitet ist der Einsatz von Drucksensoren, welche beispielsweise in Schuhsohlen eingesetzt werden und Bodenreaktionskräfte messen, anhand derer sich spatio-temporale Gangparameter bestimmen lassen (34). Goniometer sind Winkelmesser mit verschiedenen Funktionsprinzipien und finden Einsatz in der Haltungs- und Bewegungsanalyse. Elektromyografische Ableitungen mittels Elektroden können zusätzliche Informationen hinsichtlich Muskelkontraktion und Muskelspannung liefern (35).

Eine zentrale Rolle unter den mobilen Ganganalysesystemen nehmen sogenannte Inertialsensoren ein. Hierzu zählen: Akzelerometer (Beschleunigungsmesser), Gyroskope (Drehratensensoren) und Magnetometer. Vor allem die Kombination von Akzelerometern mit Gyroskopen, auch bekannt als Inertiale Messeinheit (IMU) hat sich zur Messung kinematischer Größen in der spatiotemporalen Ganganalyse etabliert.

Die Funktion der Akzelerometer basiert auf den Grundlagen der Newtonschen Bewegungsprinzipien, nach welchen die Beschleunigung eines Körpers proportional zur einwirkenden Kraft ist. Die Sensoren erfassen die Kraft, welche auf die bekannte Probemasse des Akzelerometers ausgeübt wird und bestimmen daraus die Beschleunigung. Durch Verwendung von 3-Achsen Akzelerometern lässt sich durch Integration von Beschleunigung zu Geschwindigkeit aus der Geschwindigkeit die Position des Körpers im Raum ermitteln (15).

Gyroskope ermöglichen die Messung der Winkelgeschwindigkeit. Es gibt viele verschiedene Arten von Gyroskopen mit einem breiten Anwendungsspektrum vorwiegend im Bereich von Navigationssystemen und der Bewegungsanalyse. Für letztere werden vor allem mechanische Gyroskope sogenannte MEMS-Gyroskope (micro-electrical-mechanical-system) verwendet. Die Funktion mechanischer Gyroskope beruht auf einer um die eigene Achse rotierenden Masse in einem Bezugssystem, welche die Bestrebung hat, auch bei Positionsänderungen eine konstante Winkellage beizubehalten (36). Aus der ermittelten Winkelgeschwindigkeit lässt sich durch Integration auf den Neigungswinkel schließen. Wird der Sensor an der unteren Extremität, zum Beispiel am Fuß angebracht, lassen sich Aussagen zur Änderung sowohl der Gelenkstellung als auch deren Winkelgeschwindigkeit treffen. Durch geeignete Algorithmen können aus den gewonnenen zeitlichen und räumlichen Parametern die Phasen des Gangzyklus bestimmt werden (35).

Tragbare Ganganalysesysteme bieten eine kostengünstige Möglichkeit zur Bewegungsanalyse, die über den klinischen Bereich hinaus ausgeweitet werden kann. Die Kombination von Sensoren als kleine Apparaturen mit drahtloser Datenübertragung erleichtert die Anwendung. So kann eine Mobilitätserfassung von Patienten im Alltag und über einen längeren Zeitraum erfolgen. Allerdings sind komplexe Algorithmen notwendig, um anhand der Messungen relevante Gangparameter zu berechnen. Dabei muss die Anfälligkeit der Sensoren für verschiedene externe Störfaktoren berücksichtigt werden. Zudem erfassen die meisten Systeme lediglich eine geringe Anzahl von Parametern (15).

2.2.4 Stationäre Ganganalysesysteme

Zur stationären klinischen Ganganalyse werden vorwiegend zwei Systeme verwendet: Bodensensoren und Bildbearbeitungsverfahren.

Basierend auf Bodensensoren werden Systeme verschiedener Hersteller angeboten, die mit Kraftmessplatten oder integrierten Druckrezeptoren ausgestattet sind. Die Schritte werden beim Gehen über sogenannte Gangmatten, bzw. Gangteppiche aufgezeichnet. Es werden keine weiteren Vorrichtungen benötigt, sodass mögliche Störfaktoren auf das übliche Gangbild des Patienten minimiert werden. Allerdings muss auf eine korrekte Fußpositionierung innerhalb der Abmessungen des Systems geachtet werden. Aufgrund der begrenzten Länge der Matten sind mehrere Messungen nötig, um eine ausreichende Anzahl an Schritten für statistisch signifikante Ergebnisse zu erhalten. Diese Systeme sind vergleichsweise kostenintensiv und befinden sich in speziell dafür vorgesehenen Räumen (15). Sie ermöglichen die Berechnung einer Vielzahl von Gangparametern und weisen eine hohe Validität und Reliabilität auf (37).

Der Einsatz von Kameras zur bildgestützten Analyse menschlicher Bewegungen hat eine Vielzahl neuer Möglichkeiten im Feld der klinischen Ganganalyse eröffnet. Methoden zur Bildverarbeitung, wie Schwellenwertfilter oder Hintergrundsubtraktion können bereits Daten zur Bestimmung von Gangparametern liefern. Verschiedene Techniken zur Tiefenmessung, welche die Bestimmung von Abständen eines Objektes im Raum ermöglichen, haben in den letzten Jahren großes Interesse in der Forschung geweckt. Dabei werden unterschiedliche Techniken, wie Stereoskopie, Time-of-Flight-Kameras (TOF) oder strukturiertes Licht angewandt (15). Vor allem die Infrarot Thermographie zeigt zuverlässige Ergebnisse. So konnten Xue et al. menschliche Gangmuster basierend auf Daten von Gangvideos, die mit der Infrarot-Wärmebildtechnik angefertigt wurden, mit einer Erkennungswahrscheinlichkeit von bis zu 91% identifizieren (38). Sogenannte Motion Capture-Systeme (Mocaps) bestehen aus mehreren Kameras und nutzen das Prinzip der Tiefenmessung, um die Position des gesamten Körpers im 3-dimensionalen Raum zu erfassen. Hierfür wird ein vereinfachtes Modell angefertigt, das den Menschen als einen Verbund starrer Körper mit reibungsfreien Drehgelenken darstellt, ähnlich einem Skelett. Zunächst erfolgt eine Kalibrierung, bei der mehrere Kontrollpunkte mit bekannter relativer Position digital erfasst und anschließend in einem 3-dimensionalen Koordinatensystem lokalisiert werden. Um den Kalibrierungsprozess zu erleichtern, werden externe Marker auf der Körperoberfläche angebracht, die automatisch registriert werden können. Die meisten Systeme nutzen Infrarotkameras, die das von den Markern reflektierte Licht erfassen. Aufgrund ihrer hohen Präzision werden Mocaps als Goldstandard der modernen Analyse menschlicher Bewegungen bezeichnet. Es bestehen einige Anforderungen an diese Systeme, welche die Handhabung erschweren. Neben der kostenaufwändigen Ausrüstung, sowie der Notwendigkeit einer exakten und zeitaufwendigen Positionierung zahlreicher Marker durch geschultes Personal, ist die Durchführung nur in speziellen Räumlichkeiten mit bestimmten Lichtverhältnissen möglich. Ein potenzieller Einfluss der Marker selbst auf das Bewegungsverhalten ist nicht auszuschließen.

Inzwischen werden verstärkt markerlose Ansätze zur videobasierten Bewegungsanalyse verfolgt. Bei diesen Systemen kommt das sogenannte maschinelle Lernen oder Deep Learning, eine Form der künstlichen Intelligenz, zum Einsatz. Bilddaten verschiedener Kameras mit Tiefenmessung werden am Computer mittels Unterscheidungsalgorithmen erfasst und verarbeitet, um so ein 3-dimensionales Modell des Körpers zu erstellen (39). Ein bekannter Vertreter dieser Kamerasysteme ist die Kinect® der Firma Microsoft, welche zur Bestimmung von Gangparametern verwendet wird. Eine Limitation dieser Systeme stellt die Validität der Ergebnisse dar. (40).

Computer-basierte markerlose Ganganalysesysteme können eine kostengünstige und weniger aufwendige Alternative im Vergleich zu verwendeten Mocaps bieten. Die fehlende Notwendigkeit der Markerplatzierung mit den oben genannten Nachteilen, sowie die Reduktion der Anzahl benötigter Kameras ermöglichen die Anwendung unabhängig von Umgebung und Personal. Es bedarf weiterer Studien, um die Genauigkeit und Validität dieser Systeme außerhalb kontrollierter Bedingungen und innerhalb der klinischen Routine nachzuweisen (41).

2.3 Zielsetzung der Arbeit

Die vorliegende Arbeit soll einen Überblick über verfügbare Systeme zur klinischen Ganganalyse geben und Beispiele für deren Einsatz im medizinischen Umfeld aufzeigen. Insbesondere sollen Alternativen zu etablierten, stationären Verfahren dargestellt werden. Es wurden zwei neue optische Systeme zur Messung spatiotemporaler Gangparameter getestet und anhand eines in der klinischen Routine als Goldstandard angewandten Verfahrens (Gaitrite®, Qualisys®) validiert.

2.3.1 mVEGAS - mobile Smartphone-basierte spatiotemporale Ganganalyse bei Gesunden und ataktischen Gangstörungen

In der ersten Studie der kumulativen Doktorarbeit wurde ein neues, Smartphone-basiertes Ganganalysesystem in Kombination mit Inertialsensoren vorgestellt: mVEGAS (mobile Video Enhanced Gait Analysis System). Neben möglichen Einflüssen des Systems auf das Gangbild wurde die Messgenauigkeit und Validität überprüft, sowie die Auswirkung der Krankheitsschwere auf die Messungen.

Zunächst erfolgte ein Vergleich zweier Datensätze des Gaitrite-Systems von jungen, gesunden Probanden. Bei diesen wurde eine standardisierte Ganganalyse durchgeführt und anschließend mit dem aufgebautem und am Körper montiertem mVEGAS-System wiederholt. Die darauffolgende Validierung gegen den Goldstandard wurde anhand einer simultanen Aufzeichnung beider Systeme bei Gesunden und Patienten mit verschiedenen Schweregraden einer ataktischen Gangstörung durchgeführt.

Die Ergebnisse zeigten bis auf einen Gangparameter keine Beeinträchtigung des Gangbildes durch mVEGAS. Weiter konstatierten wir anhand des Intraklassenkorrelationskoeffizienten (ICC) eine gute bis exzellente Übereinstimmung mit dem Goldstandard, unabhängig vom Ausmaß der Gangstörung.

Somit stellt mVEGAS eine valide Alternative zur mobilen Ganganalyse dar, deren Anwendung sich dank geringem Kostenaufwand und einfacher Handhabung auf den außerklinischen Bereich erweitern lassen kann. Hier kann es medizinische Einrichtungen, wie niedergelassene Arztpraxen, Altersheime und Pflegeeinrichtungen bei der Betreuung mobilitätseingeschränkter Bevölkerungsgruppen unterstützen und im Prozess der Diagnosestellung, Therapie und Rehabilitation von Gangstörungen eingesetzt werden.

2.3.2 Genauigkeit und Wiederholbarkeit der Microsoft Azure Kinect für die klinische Messung der Motorik

In der zweiten Studie der Arbeit wurde die Validität eines markerlosen, optischen Ganganalysenverfahrens, die neue Microsoft Azure Kinect®-Sensors (AK), zur klinischen Bewertung der motorischen Funktion untersucht. Es erfolgte ein Vergleich zum Vorgängermodell Kinect 2 (K2), sowie einem markerbasierten Mocap-System (Qualisys®) als Goldstandard.

Die Testung wurde anhand einer jungen, gesunden Kohorte unter simultaner Aufzeichnung der drei oben genannten Systeme durchgeführt. Es wurde die Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der Messungen diverser spatiotemporaler Gangparameter während der Durchführung mehrerer motorischer Aufgaben überprüft.

Insgesamt ergaben die Messungen der AK gute bis ausgezeichnete relative und absolute Übereinstimmung mit dem Qualisys-Goldstandard anhand des ICC. Es zeigten sich aus früheren Studien bekannte Schwächen in der vertikalen bodennahen Bewegungserfassung. Trotz der fortgeschrittenen Technologie im Vergleich zum Vorgängermodell K2 konnte diesbezüglich keine nennenswerte Verbesserung der Ergebnisse erreicht werden. Zusammenfassend erweitert unsere Studie frühere wissenschaftliche Erkenntnisse und bestätigt die Validität der Kinect zur Erfassung ausgewählter spatiotemporaler Gangparameter zur Bewertung der Motorik. Es besteht der Bedarf an weitere Studien mit klinischen Kohorten, um die Implementierbarkeit des Systems außerhalb von Laborbedingungen nachzuweisen. Unter Annahme dieser Voraussetzung kann die AK eine kostengünstige Methode zur Analyse und Langzeitüberwachung von Mobilität und Gangvermögen verschiedener Patientengruppen im inner- und außerklinischen Kontext darstellen.

3. Zusammenfassung

Der menschliche Gang erscheint auf den ersten Blick als eine einfache Aufgabe des täglichen Lebens. Die zugrundeliegenden, komplexen Mechanismen setzen eine intakte Funktionsweise des gesamten Körpers voraus. Vor allem neurologische Erkrankungen aus dem Formenkreis vaskulärer, entzündlicher und neurodegenerativer Pathologien führen zu Veränderungen der Haltungsmotorik und daraus resultierend zu Störungen des Gehens. Die Folgen sind eine massive Einschränkung der Lebensqualität in Form von Stürzen, Immobilität und erhöhter Mortalität.

Durch die klinische Beobachtung und Analyse des Gangverhaltens lassen sich diagnostische und therapeutische Aussagen treffen, anhand welcher der Krankheitsverlauf überwacht und beeinflusst werden kann. In den wissenschaftlichen Bestrebungen der letzten Jahre rückte die objektive Erfassung von Bewegungsmustern in den Mittelpunkt und es etablierten sich apparative Methoden zur Quantifizierung räumlicher und zeitlicher Eigenschaften des Gehverhaltens. Ursprüngliche Verfahren, wie die alleinige klinische Beobachtung oder Ermittlung von Scoring-Systemen werden zunehmend durch komplexe, hochgenaue Messverfahren ergänzt. Mit dem rasanten Fortschritt der Technik wurden stationäre Verfahren, basierend auf Bodensensoren und Bildverarbeitung entwickelt, von welchen die 3-dimensionale, marker- und videobasierte Ganganalyse als Goldstandard bezeichnet wird. Diese Methoden sind allerdings kosten- und personalintensiv und überwiegend stationär an spezialisierte Laborräume gebunden.

Unter den mobilen Alternativen zeigen tragbare Messapparate mit Bewegungs- und Inertialsensoren, sogenannte IMU, vielversprechende Ergebnisse bei der Erfassung bestimmter Gangparameter. Zudem bieten einfache, aber hochwertige Kamerasysteme mit Tiefenmessung in Kombination mit Computeralgorithmen des maschinellen Lernens die Möglichkeit einer markerlosen Modellerstellung des Körpers zur Bewegungsanalyse. Diese neuen Methoden sollen die Anwendung der klinischen Ganganalyse in ambulanten, medizinischen Einrichtungen ermöglichen und somit Einklang in der Langzeitüberwachung von Patienten mit Mobilitätseinschränkungen finden, sowie einen Beitrag zur Sturzprävention, Rehabilitation, Erkennung und Behandlung von Gangstörungen leisten.

In dieser Arbeit werden zwei neue, kostengünstige Systeme zur klinischen, optischen Ganganalyse präsentiert. Die Ergebnisse der Studien bestätigen die Validität der vorgestellten Messmethoden und stellen die Grundlage für die Beurteilung möglicher Anwendungsgebiete. Insbesondere der erfolgreiche Einsatz von mVEGAS bei Patienten mit ataktischer Gangstörung unterstreicht die einfache Anwendbarkeit dieses Systems im Klinikalltag. Ebenso stellt das Kamerasystem der AK eine Möglichkeit zur klinischen Bewegungsanalyse mit geringem Kosten- und Ressourcenaufwand dar. Weitere Studien mit differenzierten Kohorten sind nötig, um die Anwendung außerhalb kontrollierter Bedingungen zu erweitern.

4. Abstract

Human gait is a complex, daily and vital task which requires intact functioning of the entire body. Above all, neurological diseases from the spectrum of vascular, inflammatory and neurodegenerative pathologies lead to changes in postural motor function and, as a result, to gait disturbances. The consequences are a massive reduction in quality of life due to an increased frequency of falls, increasing immobility and mortality.

Clinical observation and analysis of gait behavior can be used to monitor the course of the disease and to make diagnostic and therapeutic statements. In recent years, scientific research has increasingly focused on the recording of objective movement patterns. Instrumental methods for quantifying spatial and temporal characteristics of gait behaviour have been established. Original methods, such as clinical observations or determination of scoring systems, are supplemented by complex, highly accurate measurement procedures. Due to the rapid progress of technology, stationary methods based on ground sensors and image processing have been developed. The 3-dimensional, marker- and video-based gait analysis is considered the gold standard. However, these methods are expensive, labor-intensive and tied to specialized laboratories.

Among the mobile alternatives, wearable measurement devices with motion and inertial sensors, so-called IMUs, show promising results in the acquisition of certain gait parameters. Meanwhile, simple but high-quality camera systems based on depth sensing combined with machine learning computer algorithms offer the possibility of markerless pose estimation for motion analysis. These new methods are expected to enable the application of clinical gait analysis in outpatient, medical settings, thus supporting long-term monitoring of patients with mobility impairments, as well as contributing to fall prevention, rehabilitation, detection and treatment of gait disorders.

In this paper, two new low-cost systems for clinical optical gait analysis are presented. The results of the studies show the validity of the presented measurement methods and provide the basis for the evaluation of potential applications. In particular, the successful use of mVEGAS in patients with ataxic gait disorders confirms the suitability of this system for clinical needs.

The AK camera system represents another option for clinical motion analysis at low cost and low resource. Further studies with differentiated cohorts are needed to expand its application outside controlled conditions.

5. Publikationen

5.1 mVEGAS - mobile smartphone-based spatiotemporal gait analysis in healthy and ataxic gait disorders

Veröffentlicht in:

Gait & Posture.2022 Jul 27;97:80-85. doi: 10.1016/j.gaitpost.2022.07.256. Epub ahead of print. PMID: 35914387.

Ippisch R*, Jelusic A*, Bertram J, Schniepp R, Wuehr M. mVEGAS - mobile smartphone-based spatiotemporal gait analysis in healthy and ataxic gait disorders

*equal contribution

5.2 Accuracy and repeatability of the Microsoft Azure Kinect for clinical measurement of motor function

Veröffentlicht in:

PLoS One. 2023 Jan 26;18(1):e0279697. doi: 10.1371/journal.pone.0279697. PMID: 36701322; PMCID: PMC9879399.

Bertram J, Krüger T, Röhling HM, Jelusic A, Mansow-Model S, Schniepp R, Wuehr M, Otte K. Accuracy and repeatability of the Microsoft Azure Kinect for clinical measurement of motor function

6. Literaturverzeichnis

1. Jahn K, Zwergal A, Schniepp R. Gait disturbances in old age: classification, diagnosis, and treatment from a neurological perspective. *Dtsch Arztebl Int.* 2010;107(17):306-15; quiz 16.
2. Woollacott MH, Shumway-Cook A. Changes in posture control across the life span--a systems approach. *Phys Ther.* 1990;70(12):799-807.
3. Mahlke P, Kiechl S, Bloem BR, Willeit J, Scherfler C, Gasperi A, et al. Prevalence and Burden of Gait Disorders in Elderly Men and Women Aged 60–97 Years: A Population-Based Study. *PLOS ONE.* 2013;8(7):e69627.
4. Verghese J, LeValley A, Hall CB, Katz MJ, Ambrose AF, Lipton RB. Epidemiology of gait disorders in community-residing older adults. *J Am Geriatr Soc.* 2006;54(2):255-61.
5. Rubenstein LZ, Josephson KR. Falls and their prevention in elderly people: what does the evidence show? *Med Clin North Am.* 2006;90(5):807-24.
6. Stolze H, Klebe S, Zechlin C, Baecker C, Friege L, Deuschl G. Falls in frequent neurological diseases--prevalence, risk factors and aetiology. *J Neurol.* 2004;251(1):79-84.
7. Jahn K, Heinze C, Selge C, Heßelbarth K, Schniepp R. [Gait disorders in geriatric patients. Classification and therapy]. *Nervenarzt.* 2015;86(4):431-9.
8. Baker JM. Gait Disorders. *The American Journal of Medicine.* 2018;131(6):602-7.
9. Wrisley DM, Kumar NA. Functional gait assessment: concurrent, discriminative, and predictive validity in community-dwelling older adults. *Phys Ther.* 2010;90(5):761-73.
10. Podsiadlo D, Richardson S. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc.* 1991;39(2):142-8.
11. Schmitz-Hübsch T, du Montcel ST, Baliko L, Berciano J, Boesch S, Depondt C, et al. Scale for the assessment and rating of ataxia: development of a new clinical scale. *Neurology.* 2006;66(11):1717-20.
12. The Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS): status and recommendations. *Mov Disord.* 2003;18(7):738-50.
13. Saleh M, Murdoch G. In defence of gait analysis. Observation and measurement in gait assessment. *J Bone Joint Surg Br.* 1985;67(2):237-41.
14. Krebs DE, Edelstein JE, Fishman S. Reliability of observational kinematic gait analysis. *Phys Ther.* 1985;65(7):1027-33.
15. Muro-de-la-Herran A, Garcia-Zapirain B, Mendez-Zorrilla A. Gait Analysis Methods: An Overview of Wearable and Non-Wearable Systems, Highlighting Clinical Applications. *Sensors.* 2014;14(2):3362-94.
16. Baker R, Esquenazi A, Benedetti MG, Desloovere K. Gait analysis: clinical facts. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2016;52(4):560-74.
17. Rietman JS, Postema K, Geertzen JH. Gait analysis in prosthetics: opinions, ideas and conclusions. *Prosthet Orthot Int.* 2002;26(1):50-7.

18. Kopeć K, Kusz D, Sobota G, Nowak K, Mierzwiński M, Nowak M. Gait analysis in patients after unilateral hip arthroplasty. *Ortop Traumatol Rehabil.* 2015;17(1):39-50.
19. Bączkiewicz D, Skiba G, Czerner M, Majorczyk E. Gait and functional status analysis before and after total knee arthroplasty. *Knee.* 2018;25(5):888-96.
20. Treweek SP, Condie ME. Three measures of functional outcome for lower limb amputees: a retrospective review. *Prosthet Orthot Int.* 1998;22(3):178-85.
21. Suciú O, Onofrei RR, Totorean AD, Suciú SC, Amaricai EC. Gait analysis and functional outcomes after twelve-week rehabilitation in patients with surgically treated ankle fractures. *Gait Posture.* 2016;49:184-9.
22. Ciciirelli G, Impedovo D, Dentamaro V, Marani R, Pirlo G, T. R D, et al. Human Gait Analysis in Neurodegenerative Diseases: A Review. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics.* 2022;26(1):229-42.
23. Verghese J, Lipton RB, Hall CB, Kuslansky G, Katz MJ, Buschke H. Abnormality of gait as a predictor of non-Alzheimer's dementia. *N Engl J Med.* 2002;347(22):1761-8.
24. Schniepp R, Schlick C, Pradhan C, Dieterich M, Brandt T, Jahn K, et al. The interrelationship between disease severity, dynamic stability, and falls in cerebellar ataxia. *J Neurol.* 2016;263(7):1409-17.
25. Agostini V, Lanotte M, Carlone M, Campagnoli M, Azzolin I, Scarafia R, et al. Instrumented gait analysis for an objective pre-/postassessment of tap test in normal pressure hydrocephalus. *Arch Phys Med Rehabil.* 2015;96(7):1235-41.
26. Lecat M, Decavel P, Magnin E, Lucas B, Gremeaux V, Sagawa Y. Multiple Sclerosis and Clinical Gait Analysis before and after Fampridine: A Systematic Review. *Eur Neurol.* 2017;78(5-6):272-86.
27. Das R, Paul S, Mourya GK, Kumar N, Hussain M. Recent Trends and Practices Toward Assessment and Rehabilitation of Neurodegenerative Disorders: Insights From Human Gait. *Front Neurosci.* 2022;16:859298.
28. Salarian A, Russmann H, Vingerhoets FJ, Dehollain C, Blanc Y, Burkhard PR, et al. Gait assessment in Parkinson's disease: toward an ambulatory system for long-term monitoring. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2004;51(8):1434-43.
29. Saremi K, Marehbian J, Yan X, Regnaud JP, Elashoff R, Bussel B, et al. Reliability and validity of bilateral thigh and foot accelerometry measures of walking in healthy and hemiparetic subjects. *Neurorehabil Neural Repair.* 2006;20(2):297-305.
30. Lopez-Meyer P, Fulk GD, Sazonov ES. Automatic detection of temporal gait parameters in poststroke individuals. *IEEE Trans Inf Technol Biomed.* 2011;15(4):594-601.
31. Bourke AK, van de Ven PW, Chaya AE, GM OL, Nelson J. The design and development of a long-term fall detection system incorporated into a custom vest for the elderly. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc.* 2008;2008:2836-9.
32. Chaudhuri S, Thompson H, Demiris G. Fall detection devices and their use with older adults: a systematic review. *J Geriatr Phys Ther.* 2014;37(4):178-96.

33. Jensen J, Lundin-Olsson L, Nyberg L, Gustafson Y. Fall and injury prevention in older people living in residential care facilities. A cluster randomized trial. *Ann Intern Med.* 2002;136(10):733-41.
34. Winiarski S, Rutkowska-Kucharska A. Estimated ground reaction force in normal and pathological gait. *Acta Bioeng Biomech.* 2009;11(1):53-60.
35. Tao W, Liu T, Zheng R, Feng H. Gait analysis using wearable sensors. *Sensors (Basel).* 2012;12(2):2255-83.
36. Passaro VMN, Cuccovillo A, Vaiani L, Carlo M, Campanella CE. Gyroscope Technology and Applications: A Review in the Industrial Perspective. *Sensors (Basel).* 2017;17(10).
37. van Uden CJ, Besser MP. Test-retest reliability of temporal and spatial gait characteristics measured with an instrumented walkway system (GAITRite). *BMC Musculoskelet Disord.* 2004;5:13.
38. Xue Z, Ming D, Song W, Wan B, Jin S. Infrared gait recognition based on wavelet transform and support vector machine. *Pattern Recognition.* 2010;43(8):2904-10.
39. Colyer SL, Evans M, Cosker DP, Salo AIT. A Review of the Evolution of Vision-Based Motion Analysis and the Integration of Advanced Computer Vision Methods Towards Developing a Markerless System. *Sports Med Open.* 2018;4(1):24.
40. Springer S, Yogev Seligmann G. Validity of the Kinect for Gait Assessment: A Focused Review. *Sensors (Basel).* 2016;16(2):194.
41. Hellsten T, Karlsson J, Shamsuzzaman M, Pulkkis G. The Potential of Computer Vision-Based Marker-Less Human Motion Analysis for Rehabilitation. *Rehabil Process Outcome.* 2021;10:11795727211022330.

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich allen Personen danken, die mich während des Verfassens dieser Arbeit unterstützt haben oder direkt an der Entstehung dieser Arbeit mitgewirkt haben.

Zunächst bedanke ich mich bei meinem Betreuer PD Dr. med. Roman Schniepp für die Vergabe der Arbeit, die kontinuierliche Begleitung und das zur Verfügung stellen der notwendigen Ressourcen. An dieser Stelle danke ich auch dem Team der Gangambulanz des deutschen Schwindel- und Gleichgewichtszentrums der LMU München für die reibungslose Zusammenarbeit.

Des Weiteren bedanke ich mich bei Dr. Richard Ippisch, welcher das in dieser Arbeit vorgestellte System entworfen hat. Das Zusammenarbeiten war mir stets eine Freude.

Ein besonderer Dank gilt PD Dr. rer. nat. Max Wühr, der mich maßgeblich bei der Erstellung des Manuskripts unterstützt hat. Bei jeglichen Fragen und Problemen war er eine große Hilfe.

Auch allen Probanden und Patienten, die sich für die Datenerhebung zur Verfügung gestellt haben, gilt mein Dank.

Abschließend danke ich meiner Freundin Edna, welche während des gesamten Studiums eine große Stütze für mich war.

Vor allem danke ich meiner Familie, insbesondere meinen Eltern, die mir alles ermöglicht haben und immer zur Seite stehen.

Vielen Dank!