

Aus dem Muskuloskelettalen Universitätszentrum der Ludwig-Maximilians-Universität
München

Vorstand: Prof. Dr. med. Wolfgang Böcker

Mobilität nach Trauma - welcher Sensor wann?
Validierungsstudie unterschiedlicher Messsysteme in der
Traumatologie

Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Humanmedizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München



Vorgelegt von

Richard Zaccaria

geboren am 07.03.1986 in Bremerhaven

2022

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter: PD Dr. med. Julian Fürmetz
Mitberichterstatter: Prof. Dr. Boris Holzapfel PhD
Prof. Dr. Bernhard Heimkes

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 13.10.2022

1. Zusammenfassung

Mit dem Phänomen einer alternden Gesellschaft geht auch für die Orthopädie und Unfallchirurgie die Herausforderung der Wiederherstellung und Erhaltung der körperlichen Aktivität im hohen Alter einher. Dabei konnte in diversen Studien belegt werden, dass eine frühzeitige Mobilisierung von Patienten die postoperative Komplikationsrate deutlich verringert.

Mit dem zunehmenden Einsatz von Fast-Track-Konzepten und verbesserten Rehabilitationsprogrammen werden Patienten allerdings immer früher aus der stationären Behandlung entlassen und ambulant weiterbehandelt. Dadurch ergeben sich für den behandelnden Arzt weniger klinische Kontrollen und Komplikationen können unerkannt bleiben. Daher wächst in der Medizin seit Jahren das Interesse, diese Lücke in der Nachsorge mithilfe von tragbaren Sensoren sogenannten „Wearables“ oder „Activity Tracker“ zu schließen. Die smarten Devices genießen in der Gesellschaft eine hohe Beliebtheit und ihre Hersteller versprechen sich davon die Erhebung von Gesundheitsinformationen in medizinischer Qualität.

Activity Tracker (AT) wurden jedoch ursprünglich für gesunde Anwender konzipiert; über ihre Validität bei Patienten mit eingeschränktem Gangbild gibt es bis dato wenig Studien. In wieweit AT geeignet sind, anhand der Schritterfassung die Mobilität von Patienten in der Orthopädie und Unfallchirurgie objektiv und zuverlässig zu erfassen, soll im Rahmen dieser prospektiven Studie geklärt werden. Hierfür wurden vier kommerzielle Trackertypen (Fitbit Charge 3, Apple Watch Series 4, ActivPal 4™ und StappOne Sohlen v1.0) hinsichtlich ihrer Messgenauigkeit bei der Schrittzählung verglichen.

Methodik:

Prospektiv wurden n=40 Probanden eingeschlossen. Untersucht wurden folgende Gruppen: Gruppe A, 10 Patienten mit Verletzungen der unteren Extremitäten sowie 10 Probanden ohne Einschränkung des Gangbildes (Gruppe B) im Alter zwischen 18-75 Jahren. Gruppe C, 10 Patienten mit Verletzungen der unteren Extremität sowie 10 Probanden ohne Einschränkung des Gangbildes (Gruppe D) die älter als 75 Jahre waren. Die Studienteilnehmer mussten mit vier angelegten AT (zwei Akzelerometrie-basierte Tracker am Handgelenk, ein Akzelerometrie-basierter Tracker am Oberschenkel und Druckmesssohlen) in einem Ganglabor bei drei Geschwindigkeitsstufen (selbstgewählt, langsam und maximal) eine vorgegebene Teststrecke absolvieren. Die Anzahl der reellen Schritte wurde mittels Videos aufgezeichnet und diente als Referenzwert.

Ergebnisse und Schlussfolgerung:

Die Studienergebnisse zeigten, dass Akzelerometrie-basierte AT (Apple Watch Series 4 (AW), Fitbit Charge 3 (FB) und ActivPal 4™ (AP)) im Vergleich zu den Druckmesssohlen (Stappone v1.0 (SO) insbesondere bei langsamen beziehungsweise eingeschränktem Gangbild bei den älteren Probanden (Gruppe C und D) die kumulierte Schrittzahl unterschätzen (Prozentuale Abweichung von der gemittelten Schrittzahl Gruppe C: AW 35,46 %, FB 71,54 %, AP 24,81 % versus SO 3,81 %. Gruppe D: AW 41,57 %, FB 55,11 %, AP 25,63 % versus SO 9,16 %). Auch beim jungen Patientenkollektiv mit postoperativ eingeschränktem Gangbild wiesen die Akzelerometerdaten größere Abweichungen auf (Gruppe A: AW 65,27 %, FB 78,64 %, AP 29,18 % versus SO 13,97 %). Lediglich bei den jungen Probanden ohne Gangbildeinschränkung war die prozentuale Fehlerabweichung geringer (Gruppe B: AW 17,60 % FB 12,63 %, AP 21,33 %, SO 20,08 %). Insgesamt spiegelten die Messungen mittels Druckmesssohlen die Realität besser wider im Vergleich zu den getesteten Akzelerometrie-basierten Geräten.

Inhaltsverzeichnis

1. Zusammenfassung.....	3
2. Einleitung.....	7
3. Material und Methodik	12
3.1 Studiendesign	12
3.2 Ein- und Ausschlusskriterien	12
3.2.1 Einschlusskriterien.....	12
3.2.2 Ausschlusskriterien	13
3.3 Studienkollektiv.....	13
3.4 Baseline Charakteristika.....	14
3.5 Messdurchführung	14
3.5.1 Abläufe bei selbst gewählter, langsamer und maximaler Geschwindigkeit	15
3.5.2 Selbstgewählte Geschwindigkeit.....	15
3.5.3 Langsame Geschwindigkeit und maximale Geschwindigkeit	16
3.6 Activity Tracker.....	16
3.6.1 Apple Watch Series 4	17
3.6.2 Fitbit Charge 3™.....	18
3.6.3 ActivPal 4™.....	19
3.6.4 Stappone v1.0.....	20
3.7 Elektronische GAITRite®- Gangmatte	21
3.8 Ganganalyse	22
3.9 Statistische Planung und Auswertung.....	23
4 Ergebnisse.....	24
4.1 Allgemeine Informationen.....	24
4.2 Fehlende Werte und Ausreiser.....	24
4.3 „Null-Messungen“ bei wrist-worn-Wearables	25
4.4 Beschreibung des Patientenkollektivs.....	26
4.5 Operationsverfahren.....	27
4.6 - Vergleich der Activity Tracker - Relative Differenz und Mean Absolute Percentage Error (MAPE)	28
4.6.1 ActivPal 4™.....	28
4.6.2 Stappone Sohlen v1.0.....	29
4.6.3 Apple Watch Series 4	30
4.6.4 Fitbit Charge 3.....	31

4.6.5 Apple Watch Series 4 und Fitbit Charge 3 “Without Zero Measurements”	34
4.7 Mean Absolute Percentage Error (MAPE).....	36
4.8 Mean Absolute Percentage Error (MAPE) without „Zero Measurements”	40
4.9 Predicted Probabilities of „Zero Measurements“	42
5. Diskussion	45
5.1 Diskussion der Ergebnisse.....	45
5.2 Diskussion der Methodik.....	50
5.3 Schlussfolgerung und Ausblick.....	52
6. Abbildungsverzeichnis	54
7. Tabellenverzeichnis.....	54
8. Abkürzungsverzeichnis.....	56
9. Literaturverzeichnis	57
10. Veröffentlichungen.....	63
10.1 Vorträge.....	63
11. Danksagung	64
12. Lebenslauf.....	Error! Bookmark not defined.
13. Eidesstattliche Versicherung	66

2. Einleitung

Dass Mobilität ein wichtiger Grundpfeiler unserer Gesundheit ist, erkannte man bereits in der Antike.

„Wenn wir jedem Individuum das richtige Maß an Nahrung und Bewegung zukommen lassen könnten, hätten wir den sichersten Weg zur Gesundheit gefunden“

Hippokrates von Kós
(460 - 370 v. Chr.)

Nach den Ergebnissen der deutschen Sterbetafel 2017/2019 beträgt die Lebenserwartung neugeborener Jungen 78,6 und die der Mädchen 83,4 Jahre und auch in Zukunft wird, aufgrund der verbesserten Lebensumstände, der rückläufigen Raucherquoten, des abnehmenden Alkoholkonsums sowie der Verbesserungen in der medizinischen Versorgung mit einem Anstieg der Lebenserwartung gerechnet (1). So ist jede zweite Person in Deutschland heute älter als 45 und jede fünfte Person älter als 66 Jahre (2).

Mit dem Phänomen einer alternden Gesellschaft geht auch die Herausforderung der Selbstständigkeitserhaltung im hohen Alter einher. Die Wiederherstellung und Erhaltung der körperlichen Aktivität sind vorrangige Ziele der operativen sowie der konservativen Behandlung in der Orthopädie und Unfallchirurgie. Von immenser Bedeutung ist dies insbesondere bei älteren, orthogeriatrischen Patienten (3)(4). Der körperlichen Aktivität werden dabei mehrere positive Effekte zugeschrieben. Hier hat sich gezeigt, dass eine zügige postoperative Mobilisierung die Komplikationsrate deutlich verringert und das Behandlungsergebnis nachhaltig verbessert, während eine verlängerte Immobilisation zu hohen Mortalitätsraten führt (5).

Dabei stellt die Ganggeschwindigkeit ein objektives Maß für die körperliche Leistungsfähigkeit älterer Menschen dar und konnte in mehreren Studien das Überleben voraussagen. So ergab eine 2011 durchgeführte Metaanalyse, dass ältere Männer (>70 Jahren) mit einer Ganggeschwindigkeit über 0,82 m/s, eine 1,23-mal geringere Mortalität hatten als diejenigen die langsamer liefen (6). Gleichzeitig werden mit Immobilität diverse pulmonale Risiken assoziiert wie Bildung von Atelektasen, erhöhtes Aspirations- und Lungenentzündungsrisiko sowie ein erhöhtes Risiko für Venenthrombosen und Lungenembolien (7). In einer Studie von 2011 konnte bei Patienten mit Hüftgelenksarthrose ebenfalls eine erhöhte Gesamtmortalität

sowie ein erhöhtes Risiko für Herz-Kreislauf-Erkrankungen nachgewiesen werden. Dies wird unter anderem mit einer reduzierten körperlichen Aktivität in Verbindung gebracht (8). Denn entsprechend einer weiteren Studie von 2013, erreicht die Mehrheit von Patienten mit Hüft- und Kniegelenksarthrose die allgemeinen Empfehlungen für körperliche Aktivität nicht (9).

Somit stellt die Mobilität nicht nur eine entscheidende Voraussetzung für Selbstständigkeit und gesellschaftliche Partizipation, sondern auch für Gesundheit und Lebenserwartung dar. Darüber hinaus sollte aber auch bei jüngeren Patienten eine rasche Rückkehr zur Aktivität und Bewegungsfähigkeit gewährleistet werden, da sich dies nicht nur positiv auf individuelle gesundheitliche Aspekte auswirkt, sondern auch gesundheitsökonomische Vorteile mit sich bringt, wie Bouman et al. bei Polytrauma-Patienten zeigen konnte (10).

Allerdings wächst seit den 90er-Jahren in der chirurgischen Versorgung der Trend, die Gesamtdauer des Krankenhausaufenthalts stetig zu verkürzen, basierend auf dem Prinzip der „fast track surgery“ und dem „short stay“ (11). So findet mittlerweile der wesentliche Anteil der Rehabilitationsphase außerhalb der Kliniken statt, mit zunehmender Beteiligung der Patienten an der Selbstversorgung. Dies hat wiederum zur Folge, dass wichtige Informationen zum postoperativen Outcome und zur Qualitätsverbesserung verloren gehen.

Zur Datenerhebung wird die Genesung in der Regel anhand sogenannter Patient Reported Outcomes Measures (PROMs) ermittelt; subjektive Einschätzungen der Patienten, die teilweise stark von der Realität abweichen können, begleitet von weiteren Untersuchungen bei den klinischen Verlaufskontrollen. Angesichts der Subjektivität sowie der geringen Informationsmenge dieser Momentaufnahmen, birgt diese Methode allerdings aus wissenschaftlicher Sicht Schwächen zur Beurteilung des postoperativen Outcomes.

Eine einfache Möglichkeit zur objektiven Erfassung der Mobilität stellt die Schrittzählung dar. Hier konnte in einigen Studien eine inverse Dosis-Wirkung-Beziehung zwischen den täglichen Schritten und relevanten Gesundheitsaspekten, einschließlich der Gesamtmortalität, kardiovaskulären Ereignissen und Typ-2-Diabetes festgestellt werden (12). Eine weitere Möglichkeit zur Objektivierung der Mobilität ist die Ganganalyse. Diese Methode ist allerdings dadurch begrenzt, dass sie zum einen sehr zeitaufwendig ist und daher im klinischen Alltag kaum umzusetzen ist und zum anderen wird das Gangbild selbst in den besten Settings in einem künstlichen Umfeld beurteilt.

Um der Herausforderung zu begegnen, die Genesung nach einer Operation sowohl im klinischen Setting als auch nach der Entlassung zu erfassen, hat sich daher in den letzten Jahren das Interesse immer mehr auf die Möglichkeit verlagert, sich die zahlreichen verfügbaren AT

zur Erhebung der Mobilität von Patienten zunutze zu machen. Täglich drängen immer kleiner und leistungsfähiger werdende AT auf den Markt, von denen sich die Unternehmen die Erhebung diverser Gesundheitsinformationen in nahezu medizinischer Qualität versprechen. Die smarten AT erfreuten sich initial vor allem der Gesundheitsförderung im privaten Bereich hoher Beliebtheit. Sie wurden ursprünglich konzipiert, um die körperliche Aktivität gesunder Anwender während sportlicher Tätigkeiten zu überwachen und gleichzeitig Nutzer zu mehr körperlicher Aktivität zu motivieren. Nun werden sie immer häufiger auch in klinischen Settings eingesetzt. So ist mit zunehmender Verbreitung smarter Technologien bereits heute ein umfassendes Patienten-Tracking möglich (13).

Nahezu jedes Smartphone verfügt mittlerweile über Bewegungssensoren und die steigende Anzahl an Smartwatches mit den dazugehörigen Apps (Applications) sensibilisieren auch die breite Öffentlichkeit für diese Technologien (14)(15). Während der COVID 19-Pandemie hat sich diese Entwicklung noch einmal deutlich verstärkt. Es wurden weitere Ansätze entwickelt, um die Mobilitätsmuster der Nutzer mithilfe von AT zu untersuchen (16). So zeichnet mittlerweile rund ein Drittel der Bevölkerung in Deutschland Gesundheitsdaten auf. Dabei setzen 18 % auf Fitness-Armbänder, 13 % auf Smartphones mit entsprechenden Apps und 6 % auf Computeruhren (17). Insgesamt hat sich von 2014 bis 2020 der weltweite Absatz von AT mehr als verzehnfacht. Dabei liegt der Marktanteil des Marktführers (Apple) aktuell bei 34,1 % (18). Aber auch die Fitbit-Devices gehören zu beliebtesten kommerziellen AT. Sie halten aktuell ca. 20 % des Marktanteils für tragbare Tracking-Geräte, mit weltweit mehr als 63 Millionen verkauften Geräten in den letzten zehn Jahren (19).

Mit dem Aufkommen der personalisierten Medizin und der fortschreitenden Digitalisierung ergeben sich auch im Bereich Orthopädie und Unfallchirurgie neue Möglichkeiten die Mobilität von Patienten zu erfassen. Mobile sensorgestützte Systeme könnten die Behandlung von Patienten nachhaltig beeinflussen, da mit ihnen die Mobilität als wichtiger Outcome Parameter auch außerhalb des klinischen Settings erfasst werden kann (20).

Die Vorteile der verschiedenen Messsysteme liegen dabei klar auf der Hand. Dank neuerer Entwicklungen sind die smarten AT in der Lage, ohne Unterbrechung über längere Zeiträume, teilweise über Wochen hinweg kontinuierlich Daten zu erfassen und dadurch „real-life“ Messungen zu liefern (21)(22). Auch ermöglichen sogenannte Druckmesssohlen, qualitative Aussagen über das Gangbild zu treffen (23).

Die Menge an neuen Informationen, die dadurch über die postoperative Phase gewonnen werden kann, erscheint unbegrenzt und somit auch die potenziellen Messmöglichkeiten des operativen Therapieerfolges. Ein weiterer wichtiger Aspekt ist, dass AT Patienten zu mehr

körperlicher Aktivität anregen könnten. Diese könnten dadurch mehr an der eigenen Rehabilitationsphase mitwirken und dabei Ihre Genesung objektiv mitverfolgen.

Jedoch wurden AT hauptsächlich an gesunden Probanden getestet (20); diese unterscheiden sich in ihren Aktivitäts- und Bewegungsmustern erheblich von Patienten, insbesondere alterstraumatologischen Patienten. So weisen, bedingt durch das Verletzungsmuster, viele Patienten in der Orthopädie und Unfallchirurgie ein beeinträchtigtes Gangbild auf, was die Erfassung der Aktivitätsparameter erschwert. Über die Validität von AT bei traumatologischen Patienten ist bis dato wenig bekannt, ebenfalls erschwert ihre Heterogenität eine entsprechende Vergleichbarkeit.

Neueste Studien deuten auf vielversprechende Möglichkeiten eines sinnvollen Einsatzes von AT bei orthogeriatischen Patienten hin. Keppler et al. setzten zum Beispiel einen 3D-Akzelerometers (actibelt®) zur Detektion der postoperativen Mobilität bei Patienten nach proximalen Humerus- und Femurfrakturen ein und kamen zu dem Ergebnis, dass AT Aktivitätserkennung über einen längeren Zeitraum ermöglichen und von Patienten gut toleriert werden (24). Mueller et al. untersuchten sogar die Anwendbarkeit von AT bei langsam gehenden Patienten mit Sarkopenie im außerklinischen Setting, um eine sogenannte „real-World“ Situation zu simulieren. Auch hier war man zu dem Ergebnis gekommen, dass AT zu einer langfristigen digitalen Überwachung der Mobilität bei geriatrischen Patienten fähig sind und somit ein Monitoring auch außerhalb der Klinik ermöglichen (25). In einer weiteren Studie aus dem Jahre 2016 wurde die körperliche Aktivität von Patienten, die sich einer Wirbelsäulenoperation unterzogen, anhand der Schrittzahl, der zurückgelegten Strecke sowie der verbrannten Kalorien mittels eines Fitbit-Zip Akzelerometers ermittelt. Auch hier konnte eine hohe Compliance nachgewiesen werden mit statistisch signifikanter Verbesserung der körperlichen Aktivität im postoperativen Verlauf (26).

Andererseits gibt es Indizien dafür, dass sowohl das Gangbild wie auch die Körperstelle, an der die AT angebracht werden, eine relevante Rolle bei der Aktivitätserkennung spielen. So zeigten Untersuchungen auf diesem Gebiet deutliche Einschränkungen bei der Erfassung der Aktivität insbesondere bei langsamer Schrittgeschwindigkeit (27)(28)(29) und eingeschränktem Gangbild (30). In einer 2015 veröffentlichten Studie wurde eine geringe Messgenauigkeit von triaxialen Akzelerometer bei langsam gehenden Probanden mit 1 km/h beschrieben, was in etwa der Ganggeschwindigkeit von Patienten in der postoperativen Phase nach proximalen Femurfrakturen entspricht (31). Larsen et al. verglichen in ihrer Studie verschiedene AT bei orthogeriatischen Patienten mit eingeschränktem Gangbild miteinander und konnten

nachweisen, dass wrist-worn AT die Schrittzahl von Probanden mit Rollator nicht valide erfassten und anderen AT, die an der Hüfte getragen wurden, unabhängig vom Gangbild unterlegen waren (32).

2017 verglich man in Australien die Validität von AT bei Patienten einer Rehabilitationsklinik. Dabei sollte geklärt werden, inwieweit die Position, die Schrittgeschwindigkeit und die Verwendung von Gehhilfen Einfluss auf die Messgenauigkeit haben. Man fand heraus, dass bei einer Geschwindigkeit von 0,8 bis 1,2 m/s die meisten AT ziemlich exakt ($\geq 90\%$) Schritte erfassten. Gleichzeitig sank die Genauigkeit mit abnehmender Schrittgeschwindigkeit erheblich; unter 0,2 m/s erreichte kein AT eine Genauigkeit von mehr als 50 % der gemessenen Schrittzahl, bei einigen traten sogar „Null-Messungen“ auf. Außerdem zeigte sich eine geringe Messgenauigkeit von wrist-worn AT bei Verwendung von Gehhilfen. Bezüglich der Fragestellung der Positionierung, wiesen die am Bein getragenen AT die höchste Übereinstimmung mit der tatsächlichen Schrittzahl auf (33).

Aufgrund der diversen Aussagen der vorliegenden Studien erscheint es daher von besonderem Interesse, die Validität moderner AT zur Erfassung der Mobilität bei orthogeriatischen Patienten, insbesondere bei langsamer Ganggeschwindigkeit zu überprüfen. Des Weiteren resultiert aus der stetig zunehmenden Anzahl an kommerziell erhältlichen AT das Bedürfnis einer Vergleichbarkeit und Standardisierung. Welk et al. (34) beschreiben eine „sich abzeichnende Messherausforderung“, die durch die zunehmende Verfügbarkeit von kostengünstigen AT sowie die Schwierigkeiten beim Vergleich und der Standardisierung von Daten aus verschiedenen Modellen von auf Akzelerometrie-basierenden AT.

Wir stellen daher die Hypothese auf, dass AT dazu geeignet sind, die Mobilität von orthogeriatischen Patienten zuverlässig zu erfassen und dadurch Rückschlüsse über das postoperative Outcome zu liefern. Auch soll im Rahmen dieser Studie geklärt werden, inwieweit die aktuell verfügbaren Technologien für welches Kollektiv und bei welcher Fragestellung sinnvoll und valide sind. Hierfür verglichen wir in einer prospektiven Studie vier kommerziell verfügbare AT miteinander.

3. Material und Methodik

3.1 Studiendesign

Die vorliegende Studie beschäftigte sich mit der Objektivierung der postoperativen Mobilität nach Trauma der unteren Extremitäten anhand der Schrittzählung durch vier verschiedenen AT. Als Referenz diente dabei die reelle Schrittzahl. Die Durchgänge erfolgten auf einem elektronischen Gangteppich (GAITRite®) und wurden mittels Videos aufgezeichnet.

Es handelt sich hierbei um eine nicht-invasive diagnostische Beobachtungsstudie, die prospektiv longitudinal über einen Zeitraum von 15 Monaten (Zeitraum 01.11.2019 bis 31.01.2021) im Ganglabor des Schwindelzentrums des Universitätsklinikums LMU durchgeführt wurde. Die Studiendurchführung war nicht mit einer therapeutischen Intervention bei den Probanden verbunden. Das Studienprotokoll wurde nach Begutachtung des Forschungsvorhabens von der Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München genehmigt (Aktenzeichen 17-798). Die Probanden wurden vorab umfassend schriftlich und persönlich über das Studienvorhaben aufgeklärt und gaben gemäß der Deklaration von Helsinki eine schriftliche Einwilligung in die Studie. Die Einverständniserklärung beinhaltet die Zustimmung zur Durchführung der Ganganalyse, die Erhebung studienrelevanter Daten und die Auswertung pseudonymisierter, studienrelevanter Daten. Anhand der zuvor definierten Ein- und Ausschlusskriterien erfolgte die Auswahl der Studienteilnehmer aus dem Patientenkollektiv des Muskuloskelettalen Universitätszentrums der Ludwig-Maximilian-Universität am Campus Großhadern München.

3.2 Ein- und Ausschlusskriterien

Für die Teilnahme an der Studie wurden folgende allgemeine und medizinische Ein- und Ausschlusskriterien festgelegt.

3.2.1 Einschlusskriterien

- Mindestalter 18 Jahre
- Ausreichende Deutschkenntnisse, um die Einwilligungserklärung und die einzelnen Abschnitte der Untersuchungen zu verstehen
- Ausreichende Mobilität mit oder ohne Gehunterstützung
- Je nach Gruppenzugehörigkeit (Gruppe A und C, siehe unten) Zustand nach operativer

Versorgung einer Verletzung der unteren Extremitäten, unabhängig vom Eingriff

- Gruppe B und D: Probanden aus der Normalbevölkerung ohne Mobilitätseinschränkungen oder Gangbildstörungen

3.2.2 Ausschlusskriterien

- Fehlende Einverständniserklärung
- Schwere visuelle, auditive oder kognitive Einschränkungen
- Psychiatrische Einschränkungen
- Schwere organische Einschränkungen
- Keine ausreichende selbstständige Mobilität

3.3 Studienkollektiv

Insgesamt wurden 40 Studienteilnehmer in die vorliegende Studie eingeschlossen. Die Probanden mit Verletzungen der unteren Extremitäten wurden dabei aus dem Patientenkollektiv des Muskuloskelettalen Universitätszentrum der Ludwig-Maximilians-Universität München am Campus Großhadern rekrutiert.

Gemeinsam mit den Physiotherapeuten und dem Pflegepersonal im Hause wurde der Allgemeinzustand sowie die Mobilität der Patienten nach dem Eingriff beurteilt und somit die Teilnahmefähigkeit an den Messungen festgestellt.

Erwiesen sich die Patienten als geeignet und ausreichend belastbar das Protokoll durchzuführen, wurden die Teilnehmer ausführlich über das Studienprotokoll aufgeklärt und nach entsprechender Einwilligung in die Studie eingeschlossen.

Die 40 Studienteilnehmer wurden wiederum in folgende vier Gruppen à 10 Probanden aufgeteilt:

- Gruppe A:
 - Patienten mit einer Verletzung der unteren Extremitäten im Alter zwischen 18-75 Jahren
 - falls erforderlich: Mobilisation an Gehhilfen
 - innerhalb der ersten 2 Wochen postoperativ

- Gruppe B:
 - Probanden zwischen 18 und 75 Jahren ohne Mobilitätseinschränkungen oder Gangbildstörung
- Gruppe C:
 - Patienten mit einer Verletzung der unteren Extremitäten im Alter über 75 Jahre
 - Falls erforderlich: Mobilisation an Gehhilfen
 - Innerhalb der ersten 2 Wochen postoperativ
- Gruppe D:
 - Probanden über 75 Jahre ohne eine akute Verletzung/Operation der unteren Extremitäten, Mobilitätseinschränkungen oder Gangbildstörung

3.4 Baseline Charakteristika

Vor Durchführung der jeweiligen Messungen wurden von den 40 rekrutierten Teilnehmern die folgenden anthropometrischen Merkmale erfasst:

- Alter (Jahren)
- Geschlecht
- Körpergröße (cm)
- Beinlänge (cm)
- Körpergewicht (kg)
- Erlebtes Trauma und operativer Eingriff

Um eine Vergleichbarkeit zur Normalbevölkerung zu gewährleisten, wurden sowohl männliche als auch weibliche Probanden in die Studie eingeschlossen.

3.5 Messdurchführung

Um standardisierte Bedingungen zu schaffen und Störfaktoren zu vermeiden, erfolgte die Messdurchführung im Untersuchungsraum des Ganglabors des Deutschen Schwindel- und Gleichgewichtszentrum IFB (integriertes Forschungs- und Behandlungszentrum), des Klinikums der Universität München, Campus Großhadern.

Nach schriftlicher Einwilligung und Erhebung der demographischen Merkmale, wurden die verschiedenen AT an die von den jeweiligen Herstellern empfohlenen Körperstellen wie folgt positioniert:

- Apple Watch Series 4: rechtes Handgelenk
- Fitbit Charge 3: linkes Handgelenk
- ActivPal 4™: Bei nicht operierten Patienten am linken Oberschenkel bei operierten Patienten am Oberschenkel der gesunden Seite angelegt
- Stappone Sohlen v1.0: Als Sohleneinlagen in den Schuhen der Probanden

Um eine weitere Standardisierung und Vergleichbarkeit der Messungen zu gewährleisten, trugen die Patienten während den Testdurchläufen simultan die vier verschiedenen AT. Aufgrund der Beschaffenheit der GAITRite®-Sensorgangmatte mit niedrigem Profil konnte selbst mit Hilfsmitteln ein ungestörter Gang gewährleistet werden.

Die Gesamtdauer der Untersuchungen dauerte je nach körperlicher Verfassung des Probanden zwischen 60 und 90 Minuten. Die Teilnehmer wurden aufgefordert, auf der elektronischen GAITRite®-Sensorgangmatte jeweils vier Untersuchungsdurchläufe bei drei verschiedenen Ganggeschwindigkeiten zu absolvieren. Hierbei wurde die Genauigkeit der Schrittzählfunktion der vier AT bewertet und mit der tatsächlichen Anzahl der durchgeführten Schritte verglichen. Zudem wurde simultan mit der GAITRite®-Sensorgangmatte die Schrittgeschwindigkeit erfasst. Alle durchgeführten Untersuchungen wurden zusätzlich anhand von Videoaufnahmen dokumentiert. Während der einzelnen Durchgänge lief der Untersuchungsleiter aus Sicherheitsgründen neben den Probanden her. Eine Hilfskraft übernahm die Bedienung des Computers und erfasste dabei die Anzahl der reellen Schritte. Die Anzahl der reellen Schritte fungierte anschließend zusammen mit der nochmals ermittelten Anzahl anhand der Videoaufzeichnung als Referenzwert.

3.5.1 Abläufe bei selbst gewählter, langsamer und maximaler Geschwindigkeit

Im Rahmen der Messerfassung wurden jeweils vier Durchgängen bei drei verschiedenen Ganggeschwindigkeiten (selbstgewählte, langsame und maximale Geschwindigkeit) durchgeführt.

3.5.2 Selbstgewählte Geschwindigkeit

Bei den ersten vier Durchgängen wurden die Probanden aufgefordert, über die elektronische GAITRite®-Sensorgangmatte bei ihrer habituellen Geschwindigkeit zu gehen. Dabei wurde auf ein natürliches Gangbild mit intuitivem Armschwung geachtet. Nach jedem Durchgang

wurde die Anzahl der realen und der von den einzelnen AT erfassten Schritte dokumentiert. In dieser Ruhephase mussten die Teilnehmer ihre Stellung halten und durften die Arme nicht bewegen.

Bei der Apple Watch Series 4 und der Fitbit Charge 3 konnten die aufgezeichneten Schritte direkt vom Display abgelesen werden. Zur Detektion der Schritte mittels dem ActivPal 4™-Akzelerometer wurde dieser gemäß Herstellerangabe 5 cm proximal des lateralen Kniegelenkspaltes mit einem Pflaster aufgeklebt. Das aktuelle Trauma des Patienten vor Aufzeichnung definierte, ob das rechte oder linke Bein zur Befestigung des Sensors verwendet wurde. Gesunde Probanden trugen den Sensor am linken Oberschenkel. Operierte Patienten trugen es am Oberschenkel des nicht operierten Beins. Nach Beendigung der Datenaufzeichnung wurde der AT vom Körper der Patienten entfernt und ausgewertet.

Für ActivPal 4™ und Stappone v1.0 mussten die Daten im Anschluss aus der entsprechenden Anwendung extrahiert und über die Hersteller-Programme ausgewertet werden. Anschließend wurden alle AT in den Ausgangszustand zurückgesetzt und der nächste Messvorgang durchgeführt. Zwischen den einzelnen Durchgängen wurde auf ausreichende Pausen geachtet, damit sich die Probanden erholen konnten.

3.5.3 Langsame Geschwindigkeit und maximale Geschwindigkeit

Vergleichbar zu den ersten vier Durchgängen mussten die Teilnehmer anschließend jeweils vier weitere Durchgänge bei betont langsamer sowie bei maximaler Ganggeschwindigkeit absolvieren. Auch hier wurde nach jedem Durchgang auf ausreichende Pausen geachtet.

Waren die Probanden körperlich nicht in der Verfassung die vier Durchgänge zu absolvieren, wurde die Anzahl der Durchläufe so weit reduziert, dass mindestens zwei Durchläufe bei den jeweiligen Geschwindigkeiten erfasst wurden. War dies ebenfalls nicht möglich, so wurde unter anderem auch um eine Sturzgefährdung zu vermeiden und die Patienten frühpostoperativ nicht zu körperlich zu überfordern, auf die Untersuchung bei maximaler Geschwindigkeit verzichtet.

3.6 Activity Tracker

Verglichen wurden die folgenden vier Activity Tracker:

- Apple Watch Series 4
- Fitbit Charge 3
- ActivPal 4™
- Stappone v1.0 Sohlen

3.6.1 Apple Watch Series 4

Die Apple Watch Series 4 (Apple Inc., Cupertino, California, USA) ist eine Fitness-Armbanduhr. Das von uns untersuchte Model hatte eine Display-Größe von 40 mm und enthält einen S4 Chip mit einem 64-Bit-Dual-Core-Prozessor.

Sie verfügt über eine GPS-Funktion zur Bestimmung von Entfernung und Geschwindigkeit. Des Weiteren kommen zur Bewegungsdetektion ein integrierter Akzelerometer (Kräfte bis zu 32 G) sowie ein Gyroskop zum Einsatz. Diese sind in der Lage, Stürze des Apple Watch-Trägers zu erkennen. Weitere Features sind unter anderem eine Puls-Messung sowie eine EKG-App. Die App nutzt dabei in der *Digital Crown* eingebaute Elektroden und einen elektrischen Herzfrequenzsensor (35).



Abbildung 1: Apple Watch Series 4 GPS + Cellular, 40 mm Space Black Stainless Steel Case with Black Sport Band, Darstellung entnommen aus (35)

3.6.2 Fitbit Charge 3™

Fitbit Charge 3 (Fitbit Charge 3 Inc, San Francisco, CA) ist eine Fitness-Armbanduhr. Wie die Apple Watch Series 4 verfügt die Fitbit Charge 3 ebenfalls über eine GPS-Tracking-Funktion zur Bestimmung von Distanz und Geschwindigkeit. Zu den weiteren Sensoren und Komponenten gehören ebenfalls ein Akzelerometer, ein digitaler Kompass, ein optisches Herzfrequenzmessgerät, ein Höhenmesser, ein Umgebungslichtsensor und ein Vibrationsmotor.



Abbildung 2: Fitbit Charge 3™ Black, Darstellung entnommen aus (36)

3.6.3 ActivPal 4™

Beim ActivPal 4™ (PAL Health Technologies, IL, USA) handelt es sich um einen AT, der auf der vorderen Mittellinie des Oberschenkels angebracht wird. Über einen integrierten dreiachsigen Akzelerometer werden so Informationen über die statische und dynamische Beschleunigung der Extremität erfasst, die wiederum Rückschlüsse auf die Zeitdauer der verschiedenen Körperhaltungen wie “Liegen/Sitzen”, “Stehen” und “Gehen” zulassen. Über die zusätzliche Erfassung der Schrittfrequenz erfolgt darüber hinaus eine Quantifizierung der Intensität der körperlichen Aktivität.



Abbildung 3: ActivPal 4™, Darstellung entnommen aus (37)

3.6.4 Stappone v1.0

Bei den Stappone v1.0 Sohlen (Stappone, Sulz, Austria) handelt es sich um medizinisch zertifizierte Sensorsohlen. Zur Fußdruckmessung werden 24 Sensorfelder verwendet. Zusätzlich werden durch vier 6-Achsen IMU (Inertial Measurement Unit) weitere Messpunkte für eine Analyse geliefert. Weitere verwendete Technologien sind Akzelerometer, Lage- sowie GPS-Sensoren.

Insgesamt sind folgende Komponente verbaut:

24 Sensorfelder

2x 3-Achsen-Beschleunigungs-Sensoren

4x 6-Achsen-IMU (inertial measurement unit)

4x 3-Achsen-Beschleunigung-Sensoren

2x 3-Achsen-Magnetometer

2x 3-Achsen-Gyroskop

1x GPS-Sensor

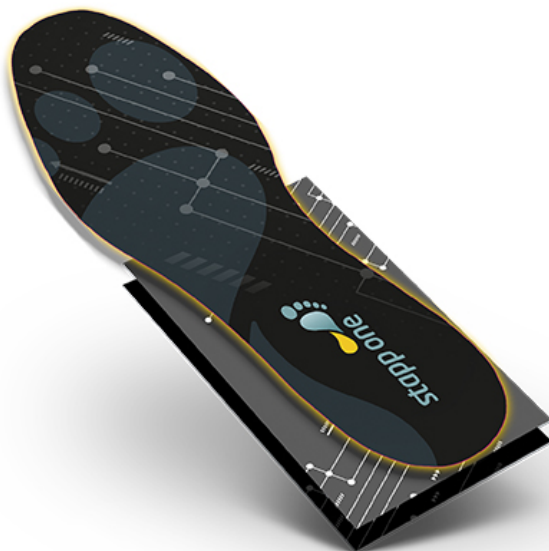


Abbildung 4: Stappone Sohlen v1.0, Darstellung entnommen aus (38)

3.7 Elektronische GAITRite®- Gangmatte

Die Durchführung des Studienprotokolls erfolgte auf der GAITRite®-Gangmatte (Rölke Pharma GmbH, Hamburg, Deutschland). Hierbei handelt es sich um eine elektronische Gangmatte mit einem integrierten Sensorgitter, das eine zeitliche und räumliche Erfassung der Gangparameter in einem aktiven Bereich von einer Breite von 61 cm und einer Länge von 640 cm gewährleistet. Zudem verfügt die GAITRite®-Gangmatte über an den Seitenrändern angebrachte Controller, die eine Informationsübermittlung an den Computer gewährleisten.

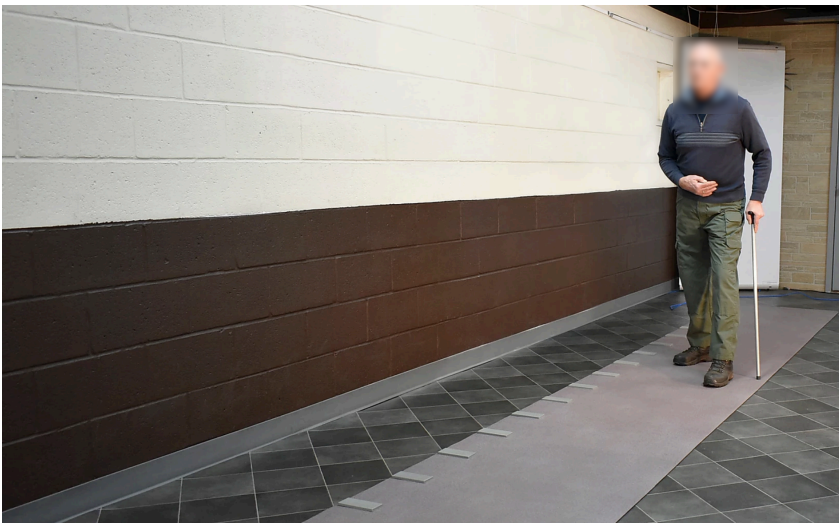


Abbildung 5: Elektronische GAITRite®-Platinum Gangmatte, Darstellung entnommen aus (39)



Abbildung 6: Vergrößerte Darstellung der GAITRite®-Platinum Gangmatte, Darstellung entnommen aus (40)

3.8 Ganganalyse

Nach Eingabe der erforderlichen anthropometrischen Daten (Alter, Geschlecht, Körpergröße, Gewicht, Beinlänge beidseits) erfolgte über den Button „Start walk“ die spatio-temporelle Ganganalyse. Durch regelmäßige getaktete Sensorabfrage wurden über die detektierten Berührungen Informationen über die Anzahl der aktivierten Sensoren, den Abstand zwischen diesen Sensoren und die Aktivierungs-/Deaktivierungszeit erhoben, die mittels USB-Schnittstelle an den Computer übermittelt wurden. Unter Zuhilfenahme der Anwendungssoftware wurden diese Rohdaten in Schrittmuster verarbeitet und die spatio-temporellen-Parameter berechnet. Als wesentlicher Parameter für die hier dargestellten Analysen diente die Ganggeschwindigkeit der Probanden. Für eine detaillierte Beschreibung der Funktionsweise der elektronische GAITRite®-Gangmatte siehe auch GAITRite®-Handbuch (40).



Abbildung 7: Ganganuswertung mittels GAITRite® Software, Darstellung entnommen aus (41)

3.9 Statistische Planung und Auswertung

Die Genauigkeit der Schrittzählung der vier untersuchten AT wurde auf deskriptiver und modellbasierter Ebene bewertet. Die deskriptive Analyse basierte dabei auf die prozentuale Abweichung zwischen der durch die AT gemessenen und der tatsächlich beobachteten Schrittzahl. Der mittlere absolute prozentuale Fehler (MAPE) (42) wurde für jedes einzelne Device berechnet.

Der Modellierungsansatz folgte dabei einer zweistufigen Strategie: Zunächst wurde ein lineares gemischtes Modell mit einem zufälligen Intercept auf Patientenebene für die prozentuale Abweichung der gemessenen Schritte verwendet, um die Genauigkeit der AT für reguläre „non-zero“ Messungen zu vergleichen. Neben dem Device-Typ wurden auch die Altersgruppe (Jung/Alt), der Zustand (Gesund/Trauma) und die Geschwindigkeit sowie Interaktionsterme zwischen dem Device und allen anderen Kovariaten in das Modell aufgenommen.

Wiederholte Messungen für denselben Patienten unter denselben Geschwindigkeitsbedingungen wurden gemittelt und als eine einzige Beobachtung behandelt. In einem zweiten Schritt wurde das Auftreten von „Zero-Measurements“ durch ein individuelles gemischtes logistisches Regressionsmodell für die Apple Watch Series 4 und die Fitbit Charge 3 analysiert. Im Gegensatz zum Modell der ersten Stufe wurde ein quadratischer Geschwindigkeitsterm integriert, da sowohl bei sehr niedrigen als auch bei sehr hohen Geschwindigkeiten eine höhere Häufigkeit von „Zero-Measurements“ beobachtet wurde. Likelihood-Ratio-Tests wurden angewandt, um die geschätzten Effekte in allen angepassten Modellen mit einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ zu testen. Alle statistischen Analysen erfolgten mit der Statistiksoftware R (R-Foundation, Wien; Österreich). Die Modelle wurden mit dem Paket lme4 (43) angepasst und die aus den Modellen resultierenden vorhergesagten Werte mit den Paketen sjPlot (44) und ggeffects (45) visualisiert.

4 Ergebnisse

Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse der in der Methodik beschriebenen Vorgänge dargestellt. Zum besseren Verständnis wird in der Einleitung ein Überblick über allgemeine Informationen und Darstellungsweisen der Ergebnisse gegeben.

4.1 Allgemeine Informationen

Bei 355 protokollierten Durchgänge wurde die körperliche Aktivität anhand registrierter Schritte analysiert. Darüber hinaus wurden die tatsächlichen Schritte der Patienten während der Durchgänge gezählt und mittels Videos aufgezeichnet. Relative Differenz und Mean Absolute Percentage Error (MAPE) für Apple Watch Series 4, Fitbit Charge 3, ActivPal 4™ und Stappone Sohlen v1.0 an verschiedenen, von den Herstellern angegebenen, Stellen des Körpers (Handgelenken beidseits, Oberschenkel und Fußsohlen) wurden berechnet und verglichen.

Ziel war es herauszufinden, ob es einen Unterschied gibt zwischen den durch die AT erfassten Schritten und der tatsächlichen Schrittzahl, die im Ganglabor aufgezeichnet und videodokumentiert wurde. Durch die Durchführung am GAITRite® erfolgte simultan eine quantitative Messung der Gehgeschwindigkeit, was uns Rückschlüsse über den spezifischen Zusammenhang zwischen Ganggeschwindigkeit, Gangmuster und Messgenauigkeit der AT ermöglichte.

4.2 Fehlende Werte und Ausreiser

Vor Betrachtung der statistischen Auswertung ist anzumerken, dass in manchen Gruppen aufgrund der körperlichen Verfassung die Durchführung des vollständigen Studienprotokolls, insbesondere der Durchgänge bei maximalen Geschwindigkeit, nicht gänzlich möglich war.

In der nachfolgenden Tabelle 1 werden die „Missing Values“ für die jeweiligen Gruppen insgesamt sowie in Abhängigkeit der Ganggeschwindigkeit prozentual dargestellt.

Patients/Speed	SelfChosen (%)	Slow (%)	Max (%)	Total (%)
AltTrauma (%)	0.00	15.50	88.00	34.50
AltGesund (%)	5.50	5.00	95.00	35.17
JungTrauma (%)	10.00	36.00	56.50	34.17
JungGesund (%)	0.00	0.50	12.50	4.33
Total (%)	3.88	14.25	63.00	27.04

Tabelle 1: Fehlende Werte in den verschiedenen Gruppen bei selbstgewählter, langsamer und maximaler Geschwindigkeit. In der letzten Spalte noch die Gesamtsumme an fehlenden Werten. Alle Werte werden in Prozent (%) angezeigt.

Patientengruppe (AT Ältere (>75 Jahren) Patienten mit einer Verletzung oder Fraktur der unteren Extremität; Alt-Gesund: Ältere (>75 Jahren), gesunde Teilnehmer mit freiem Gang und ohne Mobilitätseinschränkung; Jung-Trauma (<75 Jahren) Teilnehmer mit einer Fraktur oder Verletzung der unteren Extremität, die das Gangbild möglicherweise verändert; Jung-Gesund: (<75 Jahren), gesunde Teilnehmer mit freiem Gang und ohne Mobilitätseinschränkung).

Speed: Ganggeschwindigkeit; selfchosen: selbstgewählt, slow: langsam, max: maximal

Wie aus der Tabelle zu entnehmen, waren aufgrund des frühpostoperativ erhöhten Sturzrisikos sowie der teilweise fehlenden körperlichen Belastbarkeit insbesondere in den Gruppen Alt-Trauma (88,00 %) und Alt-Gesund (95,00 %) Messungen bei maximaler Geschwindigkeit weitestgehend nicht möglich. Ebenso bestand bei dem jungen Patientenkollektiv frühpostoperativ in fast der Hälfte (56,50 %) der Fälle nicht die erforderliche körperliche Belastbarkeit um vier Durchgänge bei maximaler Geschwindigkeit zu absolvieren. Daher sollte beachtet werden, dass bei allen folgenden Grafiken im Datensatz 27.04 % der Messungen fehlen. Dies muss für die folgende statistische Analyse und Signifikanz der erzielten Ergebnisse Berücksichtigung finden.

4.3 „Null-Messungen“ bei wrist-worn-Wearables

Zu bemerken ist, dass die Ergebnisse stark in Abhängigkeit von der Körperstelle, an der die AT angebracht wurden sowie von der Ganggeschwindigkeit differierten. So erkannten die wrist-worn-Wearables, also die Apple Watch Series 4 und die Fitbit Charge 3 oftmals bei langsamer Geschwindigkeit gar keine Aktivität. Die geringe Armschwingung der „langsamen“ Probanden beziehungsweise der Probanden mit Gehhilfen während dieser Durchgänge schien dabei nicht auszureichen, um den Grenzwert zur Registrierung eines Schrittes zu erreichen. Daraus resultierten häufige Null-Messungen mit hohem MAPE für diese AT. Wie man der unten aufgeführten Tabelle entnehmen kann, kamen Nullmessungen ausschließlich bei den wrist-worn-Wearables vor, und zwar zu einem jeweils relativ hohen Anteil. So wurden von der Apple

Watch insgesamt 81 Durchgänge nicht erfasst, was in etwa 16,88 % des gesamten Datensatzes entspricht. Bei der Fitbit Charge 3 waren es sogar 129 Durchgänge, prozentual 26,88 % des gesamten Datensatzes (Tabelle 2).

Im Rahmen der statistischen Auswertung werteten wir daher zum einen den erhobenen Datensatz zum einen mitsamt „Null-Werte“ und ebenfalls ohne „Null-Werte“ aus. Aus diesem Grund erweiterten wir die Plotsections um einen „Without Zero Measurements“ Abschnitt, der dieselben Plots ohne die sogenannten „Null-Werte“ zeigt.

Wearable/zero measurements	number	percentage (%)
Apple	81.00	16.88
Fitbit	129.00	26.88
PAL	0.00	0.00
StappONE	0.00	0.00

Tabelle 2: Gesamtanzahl an Nullmessungen der Activity Tracker: Numerisch und prozentual. Nullmessungen kamen ausschließlich bei Apple und Fitbit Charge 3 vor.

4.4 Beschreibung des Patientenkollektivs

Nach ausführlicher Information und Bedenkzeit konnten insgesamt 40 Teilnehmer in die Studie eingeschlossen werden. Davon waren 14 weiblich und 26 männlich. Die Hälfte der Studienteilnehmer waren Patienten, die aufgrund einer Verletzung der unteren Extremitäten im Muskuloskelettalen Universitätszentrum der Ludwig-Maximilians-Universität München am Campus Großhadern operativ versorgt wurden. Die Untersuchung fand frühpostoperativ (< 5 Tagen) statt.

In Gruppe A (Patienten mit einer Verletzung der unteren Extremitäten im Alter zwischen 18-75 Jahren) lag das Durchschnittsalter bei 51,7 Jahren mit vier weiblichen Patienten und sechs männlichen Teilnehmern. Der durchschnittliche Body-Mass-Index (BMI) lag bei 23,50. In Gruppe B (Gesunde Probanden im Alter zwischen 18-75 Jahren) lag das Durchschnittsalter bei 57,6 Jahren mit erneut vier weiblichen und sechs männlichen Teilnehmern. Ähnlich zu Gruppe A lag der durchschnittliche BMI bei 22,70.

In Gruppe C (Patienten mit einer Verletzung der unteren Extremitäten im Alter über 75 Jahren) lag das Durchschnittsalter bei 81,8 Jahren mit vier weiblichen Patienten und sechs männlichen

Patienten sowie einem durchschnittlichen Body-Mass-Index (BMI) von 24,60. In Gruppe D (Gesunde Vergleichspopulation im Alter über 75 Jahren) lag das Durchschnittsalter bei 81 Jahren mit zwei weiblichen Patienten und acht männlichen Patienten sowie einem durchschnittlichen Body-Mass-Index (BMI) von 25,90.

Das Durchschnittsalter unterschied sich in den jeweiligen Gruppen nicht signifikant. Die demografischen Details jeder Gruppe sind in der unterstehenden in Tabelle 3 ersichtlich.

Charakteristika	Gruppe A	Gruppe B	Gruppe C	Gruppe D	p-Wert
BMI (kg/m ²)	23,5 (±2.2)	22,7 (± 3.3)	24,6 (± 3.0)	25,9 (±4,7)	0.4777
Alter (Jahre)	51,7 (± 12.8)	57.6 (± 16.4)	81.8 (± 3.2)	81 (± 4,7)	<.00001
Körpergröße (cm)	175,3 (± 9,8)	172,1 (±10,7)	175,7 (±8,2)	174,6 (±5,5)	<.00001
Männlich. Geschlecht Nr. (%)	60	60	60	80	
Weiblich. Geschlecht Nr. (%)	40	40	40	20	

Table 3: Baseline Charakteristika der Patienten. BMI (Body Mass Index), Alter, Körpergröße, prozentuale Anzahl männlicher und weiblicher Teilnehmer, ANOVA-Test

4.5 Operationsverfahren

In Gruppe A mit Patienten unter 75 Jahren zeigten sich folgende Verletzungsmuster der unteren Extremitäten: Ein Patient wies eine Patellafraktur auf, welche mittels Draht-Cerclagen erfolgreich versorgt wurde. Drei Patienten erhielten bei Tibiakopffraktur eine Plattenosteosynthese. Ebenso wurde ein Patient mit Unterschenkelfraktur sowie ein Patient mit trimalleolärer Sprunggelenksfraktur plattenosteosynthetisch versorgt. Ein Patient mit einer MPFL-Ruptur (mediales patellofemorale Ligament) erhielt eine Band Augmentation mittels InternalBrace und ein Weiterer wurde bei VKB (vorderes Kreuzband) - und Meniskusruptur arthroskopisch gestützt mittels autologer VKB-Plastik und Meniskusteilresektion versorgt. Ein Patient mit einer posttraumatische USG (unteres Sprunggelenk)-Arthrose wurde durch USG-Arthrodesse versorgt und ein weiterer Patient erhielt bei einer medialen Schenkelhalsfraktur eine Hüft-Totalendoprothese (TEP).

In Gruppe C wurden bei Schenkelhalsfraktur insgesamt vier Patienten mit einer Duokopfprothese versorgt, zwei weitere Patienten mit einer Hüft-TEP. Weiterhin erhielten bei Gonarthrose drei Patienten eine bikondyläre sowie eine unikondyläre Kniegelenksprothese.

Eine detaillierte Auflistung der untersuchten Probanden liefert Tabelle 4.

Verletzungsmuster	Gruppe A	Gruppe B	Gruppe C	Gruppe D
Trauma der unteren Extremität	10	-	10	-
Femurfraktur proximal	1	-	6	-
Femurschaftfraktur	0	-	-	-
Kniegelenksarthrose	-		4	-
Patellafraktur	1	-	-	-
Kniebinnenschädigung	2	-	-	-
Tibiakopffraktur	3	-	-	-
Unterschenkelfraktur	1	-	-	-
Sprunggelenksfrakturen	2	-	-	-

Tabelle 4: Verletzungsmuster der untersuchten Probanden.

4.6 - Vergleich der Activity Tracker - Relative Differenz und Mean Absolute Percentage Error (MAPE)

4.6.1 ActivPal 4™

Zur Detektion der Schritte wurde ein ActivPal 4™ am linken beziehungsweise am nicht operierten Oberschenkel, 5 cm proximal des lateralen Kniegelenkspaltes gemäß Herstelleranleitung befestigt. Nach Beendigung der Datenaufzeichnung wurde der AT vom Körper des Probanden entfernt und am Computer ausgewertet. Beim ActivPal 4™ kam es insgesamt zu einer Unterschätzung der realen Schrittzahl (relative Differenz 20,00 %), allerdings zeigte dieser die geringste Streuung unter den Akzelerometrie-basierten AT (UQ - 27,27 %; OQ -14,29 % - Abbildung 8).

Dabei war die Messgenauigkeit nicht von der Ganggeschwindigkeit abhängig. Sowohl bei langsamer wie auch bei selbstgewählter und maximaler Ganggeschwindigkeit lag der Median bei - 20,00 % (IQR -14,29 % bis -31,13 % bei langsamer Geschwindigkeit, IQR -14,29 % bis - 27,27 % bei selbstgewählter Geschwindigkeit und IQR -11,11 % bis -28,57 % bei maximaler Ganggeschwindigkeit - Abbildung 9).

Auch bestand kein markanter Unterschied innerhalb der verschiedenen Probandengruppen. Hier lag der Median in der Gruppe der jungen Patienten (< 75 Jahren) mit Verletzung der unteren Extremitäten (Gruppe A) bei -16,67 % und bei den jungen Probanden ohne Einschränkung des Gangbildes (Gruppe B) bei -23,08 %. Ähnlich verhielt es sich mit den älteren Teilnehmern. Sowohl in der Gruppe der über 75-jährigen mit Verletzungen der unteren Extremitäten (Gruppe C) wie auch in der Gruppe der über 75-jährigen ohne Verletzungen der unteren Extremitäten (Gruppe D) lag der Median bei -20 % (Abbildung 10).

Insgesamt zeigte der ActivPal 4™ unter den Akzelerometrie-basierten AT die geringste prozentuale Fehlerabweichung (24,44 % - Abbildung 14). Die Geschwindigkeitsanalyse ergab dabei diskrete Unterschiede bei den verschiedenen Ganggeschwindigkeiten. Hier lag der MAPE bei langsamer Ganggeschwindigkeit bei 27,65 %. Geringer war der prozentuale Fehler bei selbstgewählter (23,59 %) und maximaler Geschwindigkeit (22,72 %) (Abbildung 15).

In der Gruppenanalyse war der mittlere absolute prozentuale Fehler mit 28,18 % am höchsten in Gruppe A. In den anderen Gruppen war der prozentuale Fehler mit 21,62 % (Gruppe B) 22,34 % (Gruppe C) und 19,85 % (Gruppe D) etwas geringer (Abbildung 16).

4.6.2 Stappone Sohlen v1.0

Am genauesten waren die Ergebnisse der Stappone Sohlen v1.0. Diese zeigten zwar im Mittel eine diskrete Überschätzung der Schritte bei allen Ganggeschwindigkeiten, lieferten jedoch vergleichsweise die höchste Messgenauigkeit in Bezug auf die reelle Schrittzahl. So lag hier die relative Differenz insgesamt bei 3,85 % bei einem Interquartilsabstand von 0,00 % bis 16,91 % (Abbildung 8).

Dabei zeigte sich im Gegensatz zu den wrist-worn-Wearables die höchste Messgenauigkeit bei langsamer Ganggeschwindigkeit (Median 0,00 %, IQR 16,91 %: 0,00 %). Diese reduzierte sich mit zunehmender Geschwindigkeit. So lag die relative Differenz der erfassten Schritte bei selbstgewählter Geschwindigkeit (5,56 %) mit einem Interquartilsabstand von 16,67 % bis 0,00 %. Die höchste Abweichung bestand bei maximaler Geschwindigkeit, hier überschätzten die Stappone Sohlen v1.0 die Schritte im Schnitt um 12,14 % bei einem Interquartilsabstand von 30,19 % bis 0,00 % (Abbildung 9).

In der Gruppenanalyse zeigte sich die höchste Messgenauigkeit in der Gruppe Alt-Trauma (Gruppe C). Hier lag die mittlere Abweichung bei 0,00 % bei einem Interquartilsabstand von 4,66 % bis - 0,96 %. Ähnliche Werte erzielten die Stappone Sohlen v1.0 in der Gruppe Jung-Trauma (Gruppe A) wo die relative Differenz ebenfalls bei 0,00 % lag; allerdings lag hier der Interquartilsabstand zwischen 25,00 % und -5,88 %. Auch in den Gruppen der Probanden ohne Einschränkung des Gangbildes (Gruppe B und D) war die Fehlerquote der Stappone v1.0 Sohlen gering. Hier überschätzten allerdings die Sohlen die reelle Schrittzahl der Probanden. Dabei lag die mittlere Differenz in Gruppe D bei 4,55 % (IQR 13,33 %; -3,85 %). Etwas ungenauer waren die Werte in der Gruppe der jungen gesunden Probanden (Gruppe B) mit einer mittleren Differenz von 12,50 % (IQR 25,00 %; 0,00 %) (Abbildung 10).

Anders als bei den Akzelerometrie-basierten-AT zeigten die druckbasierten Stappone Sohlen die geringste prozentuale Fehlermessung 14,12 % (Abbildung 14). Am niedrigsten war dabei der mittlere absolute prozentuale Fehler (MAPE) bei langsamer Ganggeschwindigkeit (10,99 %). Bei höheren Ganggeschwindigkeiten zeigte sich eine höhere Fehlermessung mit 14,90 % bei selbstgewählter und 21,15 % bei maximaler Ganggeschwindigkeit (Abbildung 15).

In der Gruppenanalyse zeigte sich in Gruppe C (Alt-Trauma) der geringste prozentuale Fehler (8,27 %). Ähnliche Werte zeigten sich in Gruppe D (Alt-Gesund) mit 9,90 %. Etwas höher war der prozentuale Fehler in den Gruppen der jungen Teilnehmer. So lag der MAPE in Gruppe A bei 21,01 % und in Gruppe B bei 20,41 % (Abbildung 16).

4.6.3 Apple Watch Series 4

Insgesamt unterschätzte die Apple Watch bei der Mehrzahl der Durchgänge die tatsächliche Schrittzahl. So betrug die relative Differenz der durch die Apple Watch gemessenen Schritte zur tatsächlichen Schrittzahl -15,79 % bei einem Interquartilsabstand von -60,56 % bis 0,00 % (Abbildung 8).

Die größte Abweichung bestand dabei bei langsamer Geschwindigkeit (-29,11 %), mit einem Interquartilsabstand von -100 % bis -8,79 %. Genauere Werte zeigten sich bei selbstgewählter Geschwindigkeit wo die relative Differenz -9,09 % betrug (IQR -31,25 %: 0,00 %). Bei maximaler Geschwindigkeit waren die Ergebnisse genauer. Hier lag die Abweichung nur bei -7,42 % bei einem Interquartilsabstand von 20,51 % bis -24,63 % (Abbildung 9).

In der Gruppenanalyse zeigte sich die höchste Messgenauigkeit bei den Probanden ohne Gangbildeinschränkung (Gruppe B und D). Hier lag die relative Differenz bei den jungen gesunden Probanden (Gruppe B) bei 12,70 % bei einem Interquartilsabstand von 7,69 % bis -89,29 % und bei den älteren gesunden Probanden (Gruppe D) bei -8,51 % bei einem Interquartilsabstand von -23,33 % bis 0,00 % (Abbildung 10).

Insgesamt zeigte die Apple Watch Series 4 mit 40,99 % den zweithöchsten prozentualen Fehler (Abbildung 14). Dabei in der Geschwindigkeitsanalyse zeigte sich der größte prozentuale Fehler bei langsamer Geschwindigkeit. Dieser lag für Apple Watch bei 54,85 %. Bei höherer Ganggeschwindigkeit war der prozentuale Fehler geringer. Dieser betrug bei selbstgewählter Geschwindigkeit 33,27 % und bei maximaler Ganggeschwindigkeit 38,45 %. Betrachtet man die unterschiedlichen Gruppen so ist der MAPE am höchsten in der Gruppe Jung-Trauma (Gruppe A) mit 59,63 % und Alt-Trauma (Gruppe C) mit 41,40 %. Wesentlich genauere Ergebnisse erzielte die Apple Watch Series 4 in den Gruppen der Probanden ohne Gangbildeinschränkung (Jung-Gesund, 18,04 % und Alt-Gesund 14,00 % - Abbildung 16).

4.6.4 *Fitbit Charge 3*

Simultan trugen die Probanden am kontralateralen Handgelenk eine Fitbit Charge 3. Ähnlich wie zuvor bei der Apple Watch Series 4 zeigte sich auch bei der Fitbit Charge 3 eine signifikante Unterschätzung der durchgeführten Schrittzahl. So betrug die relative Differenz der durch die Fitbit Charge 3 gemessenen Schritte zur tatsächlichen Schrittzahl -16,67 % bei einem Interquartilsabstand von -100,00 % bis 5,72 % (Abbildung 8).

Erneut bestand dabei die größte Abweichung bei langsamer Geschwindigkeit. Hier lag die mittlere Differenz bei -100,00 % mit einem Interquartilsabstand von -100,00 % bis -22,35 %. Bei schnelleren Ganggeschwindigkeiten zeigte sich eine höhere Messgenauigkeit. So lag die mittlere Differenz bei selbstgewählter Geschwindigkeit bei -13,33 % (IQR 0,00 %: - 34,52 %) und bei maximaler Geschwindigkeit bei -9,55 % (IQR 10,83 %: - 28,31 %) (Abbildung 9).

Genau wie bei der Apple Watch bestanden auch bei der Fitbit Charge 3 deutliche Unterschiede zwischen den verschiedenen Probandengruppen. So zeigte sich in den Gruppen der Probanden mit Verletzungen an den unteren Extremitäten (Gruppe A und C) eine hohe relative Differenz zwischen den tatsächlich durchgeführten und die durch die Fitbit aufgezeichneten Schritte

(Mean Jung-Trauma (Gruppe A) -100,00 %, Mean Alt-Trauma (Gruppe C -28.99 %). Geringer war die relative Differenz bei den Probanden ohne Einschränkung des Gangbildes (Alt-Gesund (Gruppe D) -14,29 %; JG (Gruppe B) -12,50 % - Abbildung 10).

Ähnlich wie bei der Apple Watch zeigte sich auch bei der Fitbit ein hoher prozentualer Fehler mit 47,24 %, insgesamt der höchste der untersuchten AT, dabei war dieser in der Geschwindigkeitsanalyse am höchsten bei langsamer Ganggeschwindigkeit mit 72,43 %. Deutlich geringer fiel der prozentuale Fehler bei selbst-gewählter (32,95 %) und maximaler Ganggeschwindigkeit (33,46 %) aus (Abbildung 15).

Auch in der Gruppenanalyse zeigten sich Analogien zu der Apple Watch. So war auch hier der MAPE am höchsten in den Gruppen Alt-Trauma (Gruppe C) mit 35,59 % und Jung-Trauma (Gruppe A) mit 53,99 %. Geringer war die prozentuale Fehlermessung in den Gruppen der Probanden ohne Einschränkung des Gangbildes (MAPE für Gruppe B/Jung-Gesund 12,67 % und Gruppe D/Alt-Gesund 29,56 %, Abbildung 16).

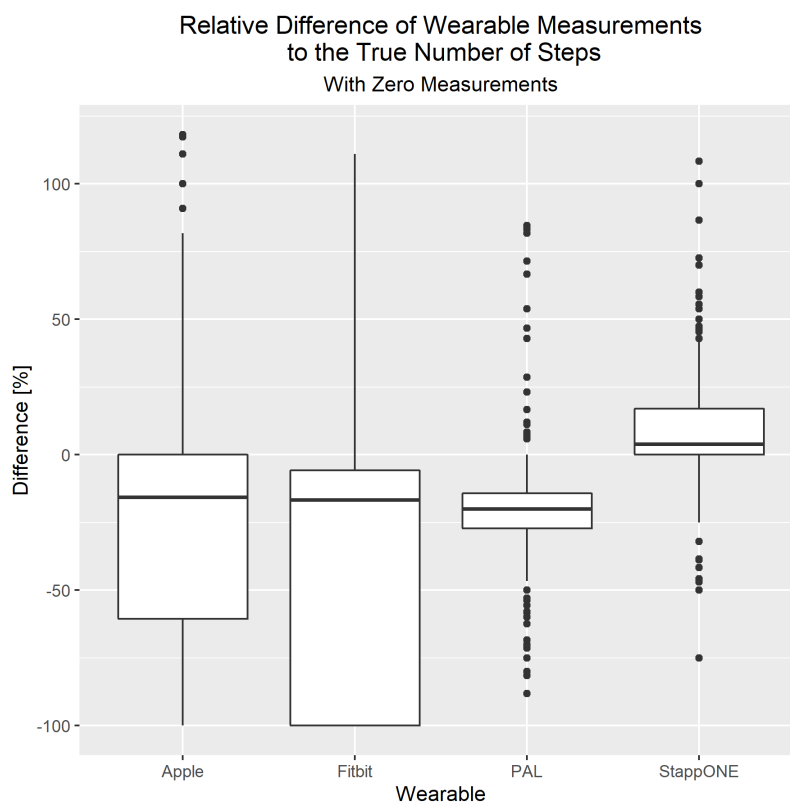


Abbildung 8: Die Box-Plots beschreiben die relative Differenz der durch die Activity Tracker erfassten Schritte zur tatsächlichen Schrittzahl für den gesamten Datensatz. Es handelt sich um Box-Plots nach Tuckey, d.h. die Whisker haben die Länge 1.5×IQR.

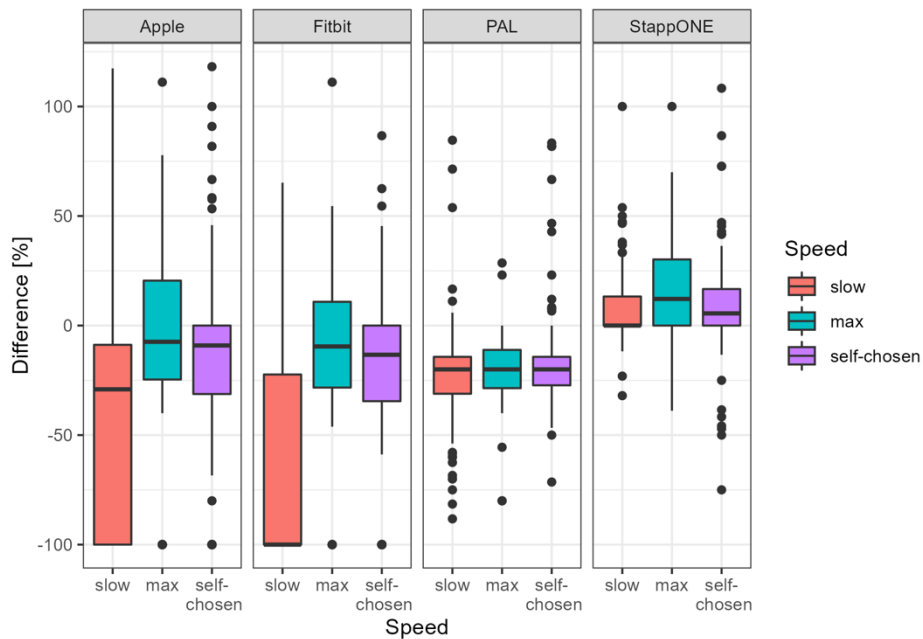


Abbildung 9: Die Box-Plots beschreiben die relative Differenz der durch die Activity Tracker erfassten Schritte zur tatsächlichen Schrittzahl in Abhängigkeit der Ganggeschwindigkeit, Nullmessungen eingeschlossen. Es handelt sich um Box-Plots nach Tuckey, d.h. die Whisker haben die Länge $1.5 \times \text{IQR}$.

Speed: Ganggeschwindigkeit; self-chosen: selbstgewählt, slow: langsam, max: maximal

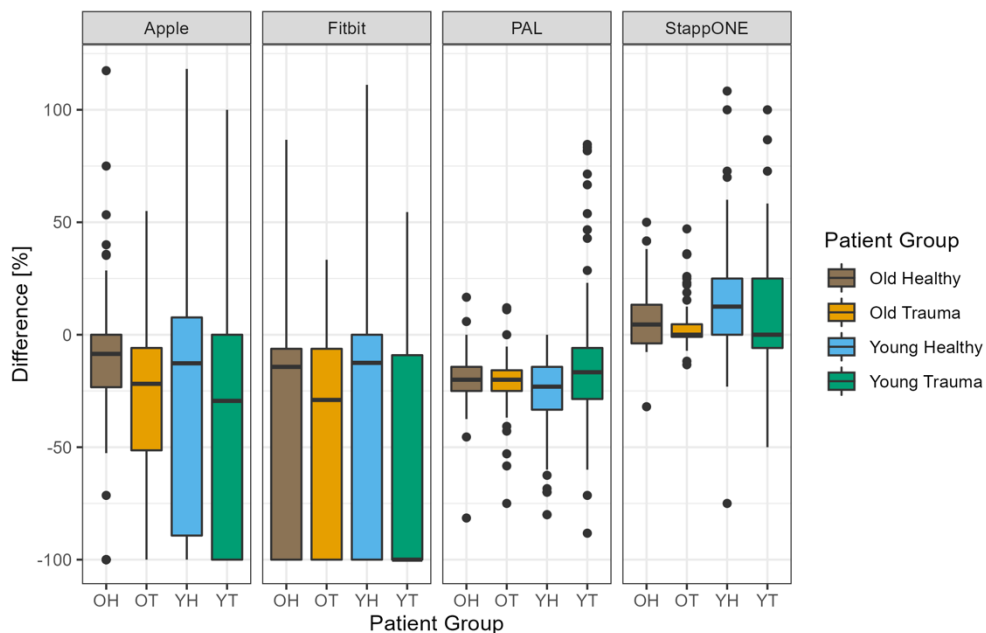


Abbildung 10: Die Box-Plots beschreiben die relative Differenz der durch die Activity Tracker erfassten Schritte zur tatsächlichen Schrittzahl in Abhängigkeit der Patientengruppe, Nullmessungen eingeschlossen. Es handelt sich um Box-Plots nach Tuckey, die Whisker haben die Länge $1.5 \times \text{IQR}$.

4.6.5 *Apple Watch Series 4 und Fitbit Charge 3 “Without Zero Measurements”*

Wir bereits beschrieben traten Nullmessungen ausschließlich bei den wrist-worn-Devices, also Apple Watch Series 4 und Fitbit Charge 3 auf, und das zu einem jeweils relativ hohen Anteil. Im Rahmen der statistischen Auswertung erweiterten wir daher die Plot-sections um einen “Without Zero Measurements” Abschnitt, der dieselben Plots ohne Nullmessungen darstellt.

Wurden die sogenannten Null-Messungen dabei nicht berücksichtigt, zeigte sich sowohl bei der Apple Watch wie auch bei der Fitbit eine relevant höhere Messgenauigkeit. So lag hier der Median für die Apple Watch Series 4 bei -8,33 % (IQR 6,25 %; -21,07 %) und entsprechend bei -7,42 % (IQR 0,00 %; -16,67 %) für die Fitbit Charge 3 (Abbildung 11).

Insbesondere in der Geschwindigkeitsanalyse zeigten sich signifikante Unterschiede. Anders als bei den druckbasierten Stappone Sohlen waren die Ergebnisse bei den wrist-worn-Wearables am genauesten bei maximaler Ganggeschwindigkeit. Sowohl bei der Apple Watch Series 4 wie auch bei der Fitbit Charge 3 lag der Median bei maximaler Ganggeschwindigkeit bei 0,00 % (IQR 28,25 %; -13,49 % Apple Watch Series 4, IQR 11,11 %; -12,50 % Fitbit Charge 3, Abbildung 12).

Nach Reevaluation der Ergebnisse durch Ausblendung der Null-Messungen zeigte sich bei der Apple Watch Series 4 und bei der Fitbit Charge 3 auch in den Patientengruppen eine deutliche höhere Messgenauigkeit. So lag der Median bei der Apple Watch in der Gruppe Alt-Gesund (Gruppe D) bei -8,33 %, in der Gruppe Alt-Trauma (Gruppe C) bei -20,00 %, in der Gruppe Jung-Gesund (Gruppe B) bei -7,14 % und in der Gruppe Jung-Trauma (Gruppe A) bei 0,00 %. Geringer war die Fehlerabweichung bei Fitbit Charge 3. Hier lag der Median in jeder der vier Gruppen unter 10 % (Alt-Gesund -7,69 %, Alt-Trauma -6,90 %, Jung-Gesund -6,90 %, Jung-Trauma 7,14 %, Abbildung 13).

Relative Difference of Wearable Measurements
to the True Number of Steps
Without Zero Measurements

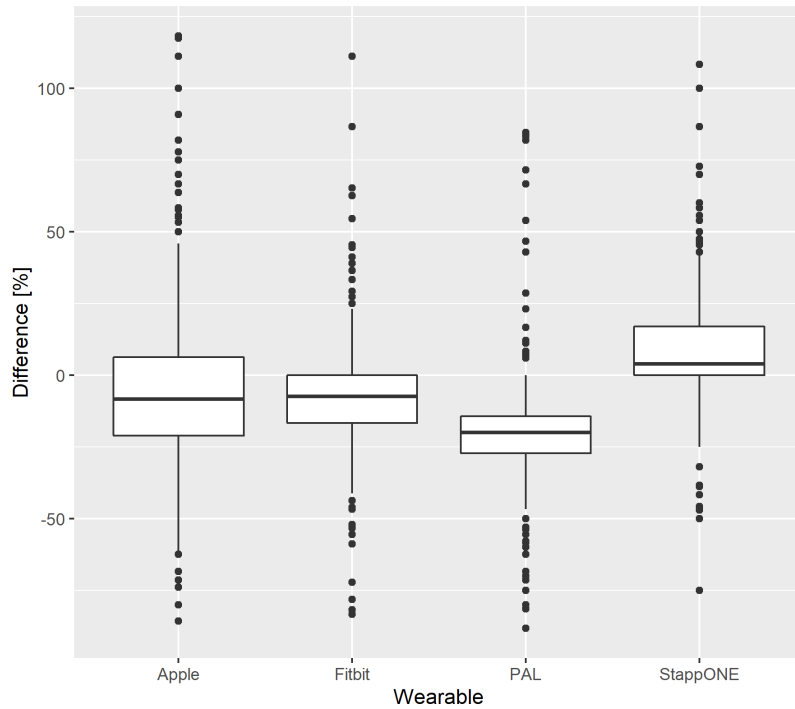


Abbildung 11: Die Box-Plots beschreiben die relative Differenz der durch die Activity Tracker erfassten Schritte zur tatsächlichen Schrittzahl für den gesamten Datensatz. Optimierung des Ergebnisses durch Eliminierung von Nullmessungen bei den wrist-worn-Wearables. Es handelt sich um Box-Plots nach Tuckey.

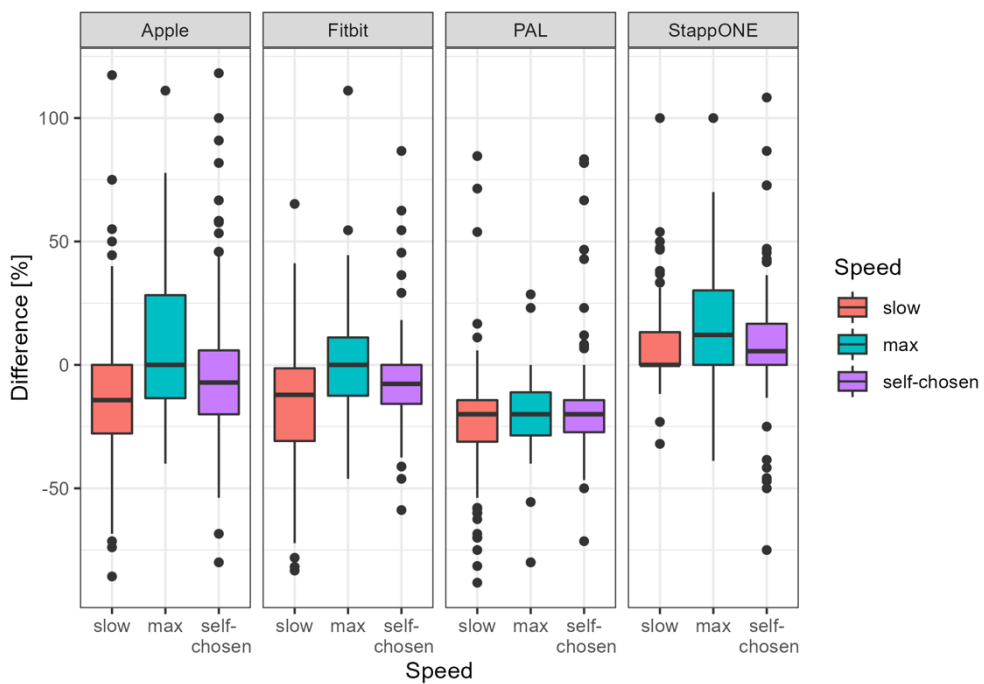


Abbildung 12: Die Box-Plots beschreiben die relative Differenz der durch die Activity Tracker erfassten Schritte zur tatsächlichen Schrittzahl in Abhängigkeit der Ganggeschwindigkeit. Optimierung des

Ergebnisses durch Eliminierung von Nullmessungen bei den wrist-worn-Wearables. Es handelt sich um Box-Plots nach Tuckey.

(GI: langsame Ganggeschwindigkeit; Gm: maximale Ganggeschwindigkeit, Gs: selbstgewählte Ganggeschwindigkeit).

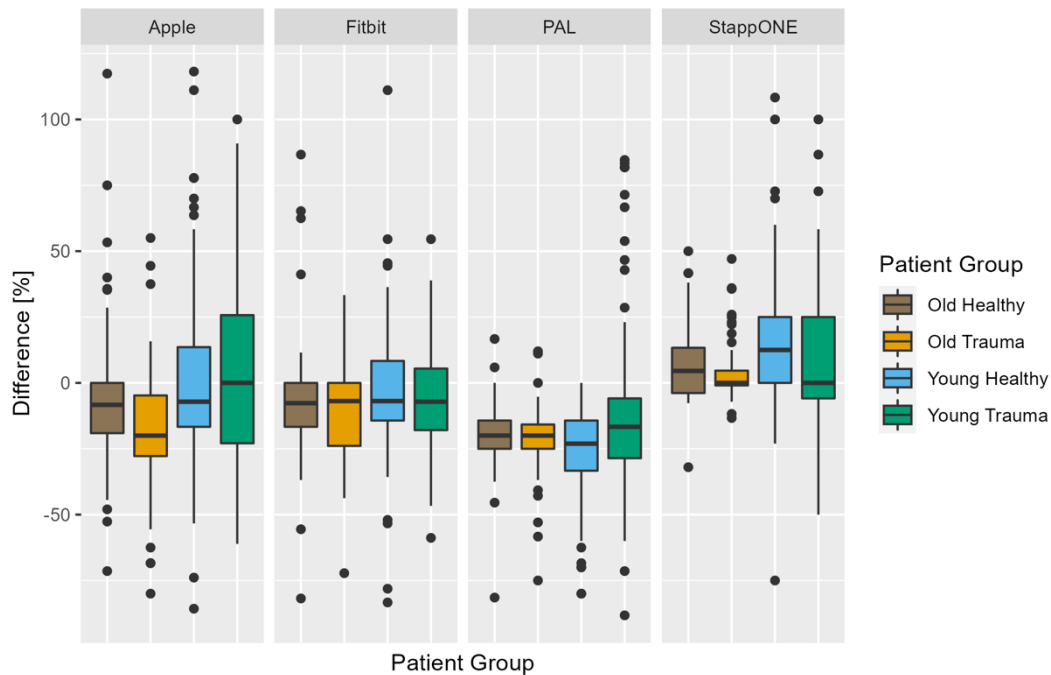


Abbildung 13: Die Box-Plots beschreiben die relative Differenz der durch die Activity Tracker erfassten Schritte zur tatsächlichen Schrittzahl in Abhängigkeit der Patientengruppe. Optimierung des Ergebnisses durch Eliminierung von Nullmessungen bei den wrist-worn-Wearables. Es handelt sich um Box-Plots nach Tuckey.

4.7 Mean Absolute Percentage Error (MAPE)

Wir errechneten zusätzlich den mittleren absoluten prozentualen Fehler (MAPE). Insgesamt war dieser am höchsten bei den Akzelerometrie-basierten-Devices, insbesondere bei den wrist-worn-Wearables. So lag der MAPE der Apple Watch Series 4 bei 40,99 % und der MAPE der Fitbit Charge 3 bei 47,27 %. Geringer war der prozentuale Fehler beim ActivPal 4™ (24,44 %). Den geringsten prozentualen Fehler konnten mit 14,12 % die Stappone v1.0 Sohlen aufweisen. Nach Optimierung der Ergebnisse durch Ausblendung der sogenannten Null-Werte zeigten die wrist-worn-Wearables einen geringeren MAPE. Dieser betrug für die Apple Watch Series 4 23,54 % und für die Fitbit Charge 3 17,12 % (Abbildung 14).

In der Geschwindigkeitsanalyse zeigte sich der größte prozentuale Fehler für die wrist-worn-Wearables bei langsamer Geschwindigkeit. Dieser lag bei der Apple Watch Series 4 bei 54,85 % und bei der Fitbit Charge 3 sogar bei 72,43 %. Während der Durchgänge bei schnellerer Ganggeschwindigkeit fiel der prozentuale Fehler der wrist-worn-Wearables geringer aus. Dieser betrug bei selbstgewählter Geschwindigkeit 33,27 % für die Apple Watch Series 4 und 32,95 % für die Fitbit Charge 3. Ähnliche Ergebnisse zeigten sich bei maximaler Ganggeschwindigkeit; hier lag der MAPE für die Apple Watch Series 4 bei 38,45 % und für die Fitbit Charge 3 bei 33,46 %. Anders als bei den wrist-worn-Wearables zeigten sich beim ActivPal 4™ wie auch bei den Stappone Sohlen v1.0 keine wesentlichen Unterschiede in Bezug auf dem MAPE bei unterschiedlicher Ganggeschwindigkeit, bei einem gleichzeitig deutlich geringerem MAPE. So betrug der MAPE des ActivPal 4™ bei langsamer Ganggeschwindigkeit 27,65 %, bei selbstgewählter Ganggeschwindigkeit 23,59 % und bei maximaler Ganggeschwindigkeit 22,72 %. Der geringste prozentuale Fehler bestand erneut bei den Stappone Sohlen v1.0 (langsamer Ganggeschwindigkeit 10,99 %, selbstgewählter Ganggeschwindigkeit 14,90 % und maximaler Ganggeschwindigkeit 21,15 %), (Abbildung 15).

Auch in der Gruppenanalyse wiesen die verschiedenen AT deutliche Unterschiede auf. So war bei den wrist-worn-Wearables der MAPE am geringsten in den Gruppen der Probanden ohne Gangbildeinschränkung: Gruppe B 18,04 %, Gruppe D 14,00 % - Apple Watch Series 4 und Gruppe B 12,67 %, Gruppe D 29,56 % - Fitbit Charge 3. Bei den Stappone Sohlen v1.0 war der MAPE am geringsten in den Gruppen der älteren Probanden (Gruppe C - 8,27 % und Gruppe D - 9,90 %). Im Gegensatz zu den anderen AT zeigten sich beim ActivPal 4™ keine wesentlichen Unterschiede in den verschiedenen Gruppen (Gruppe A 28,18 %, Gruppe B 21,62 %, Gruppe C 22,34 % und Gruppe D 19,85 %) (Abbildung 16).

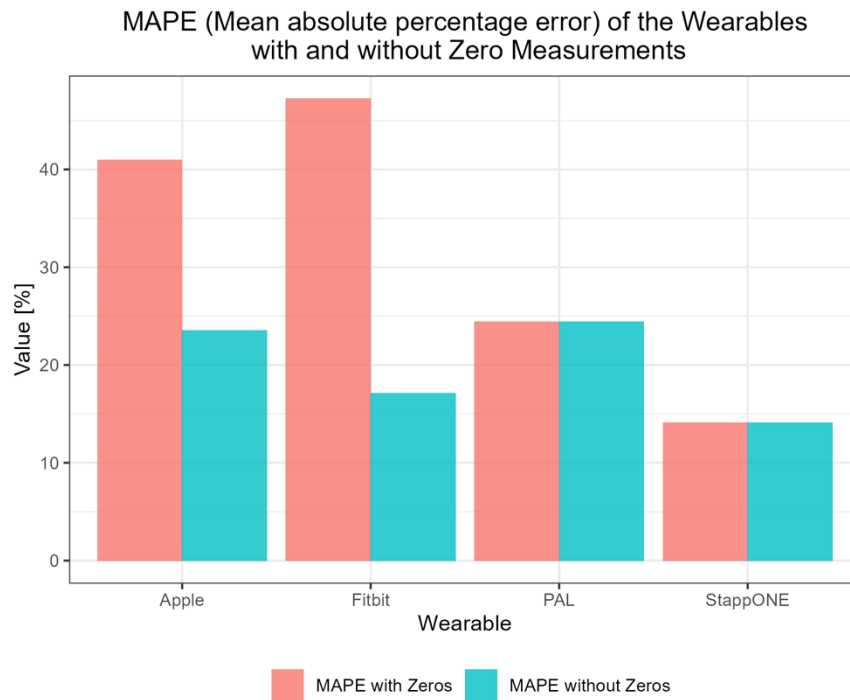


Abbildung 14: Die Bar-Plots zeigen den mean absolute percentage error (MAPE) für $m_i = \hat{m}_i$ gemessene Schrittzahl, $t_i = t_i$ wahre Schrittzahl und $n =$ Anzahl Messungen gegeben durch $MAPE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |m_i - t_i|$ (in Abhängigkeit der Activity Tracker mit und ohne Nullmessungen).

Den geringsten prozentualen Fehler konnten die Stappone v1.0 Sohlen aufweisen. Nach Optimierung der Ergebnisse durch Ausblendung der sogenannten Null-Werte zeigten die wrist-worn-Wearables einen geringeren MAPE.

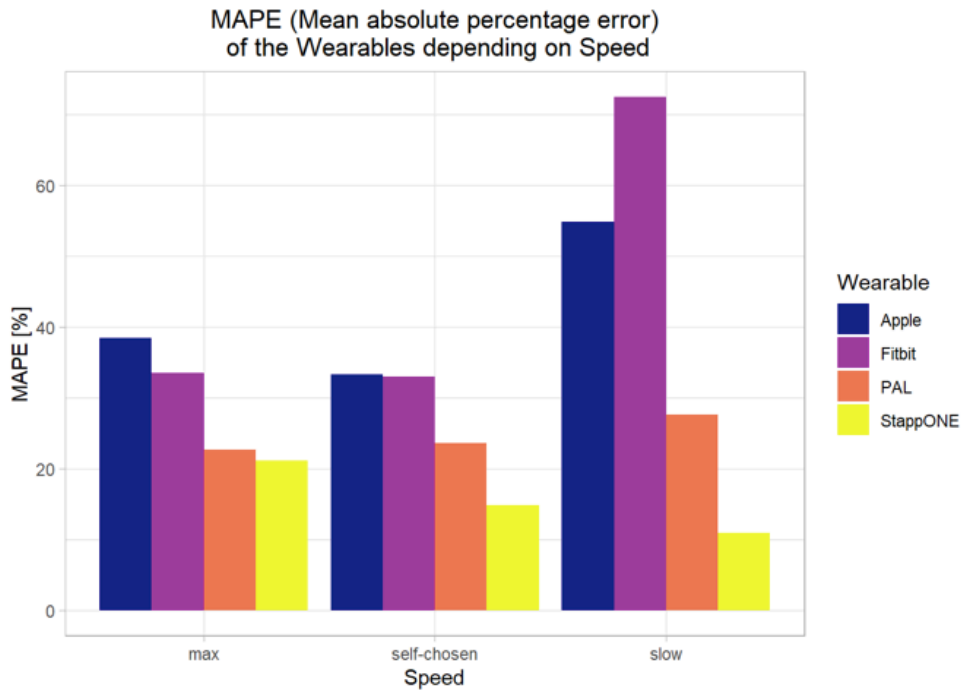


Abbildung 15: Die Bar-Plots zeigen den mean absolute percentage error (MAPE) für m_i = gemessene Schrittzahl, t_i = wahre Schrittzahl und n = Anzahl Messungen gegeben durch $MAPE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |m_i - t_i|$ (in Abhängigkeit der Ganggeschwindigkeit).

Wie man gut erkennen kann bestand der geringste prozentuale Fehler erneut bei den Stappone Sohlen v1.0, insbesondere bei langsamer Ganggeschwindigkeit. Am größten war der MAPE bei den wrist-worn-Wearables.

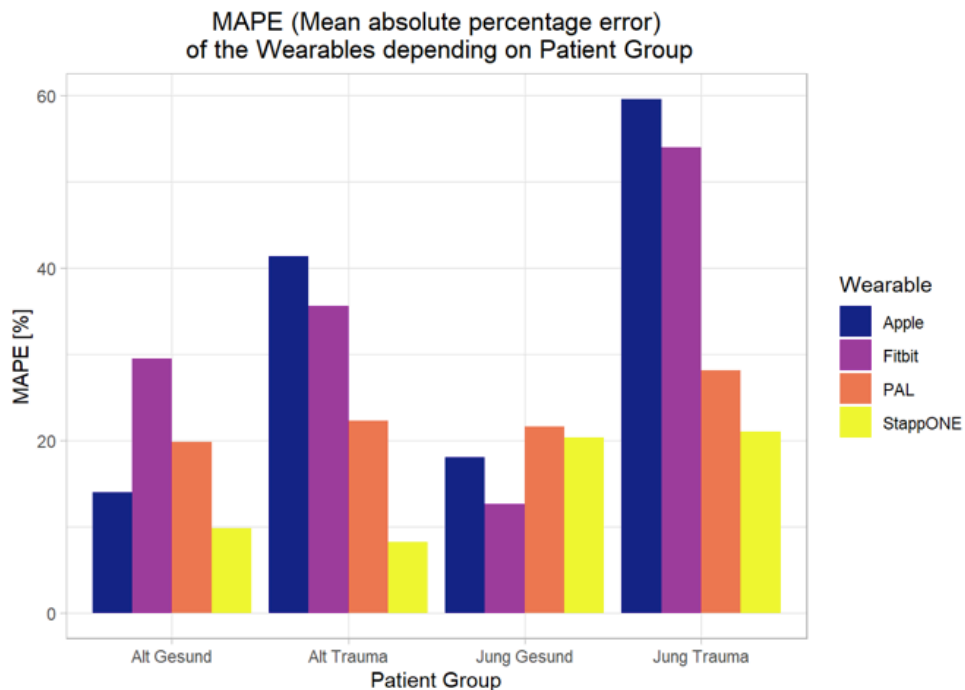


Abbildung 16: Die Bar-Plots zeigen den mean absolute percentage error (MAPE) für m_i = gemessene Schrittzahl, t_i = wahre Schrittzahl und n = Anzahl Messungen gegeben durch $MAPE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |m_i - t_i|$ (in Abhängigkeit der Patientengruppe).

In der Gruppenanalyse war bei den wrist-worn-Wearables der MAPE am geringsten bei den Probanden ohne Gangbeeinträchtigung, während bei den Stappone Sohlen die genauesten Werte in den Gruppen der älteren Probanden erzielten. Beim ActivPal 4™ zeigten sich keine wesentlichen Unterschiede in den verschiedenen Gruppen.

4.8 Mean Absolute Percentage Error (MAPE) without „Zero Measurements“

Auch für die MAPE-Berechnung erweiterten wir die Plot-sections um einen „Without Zero Measurements“ Abschnitt, der dieselben Plots ohne Nullmessungen für die wrist-worn-Wearables darstellt.

Nach Optimierung der Ergebnisse durch Eliminierung der Nullmessungen zeigte sich ein geringerer MAPE sowohl für die Apple Watch Series 4 (23,54 %) wie auch für den Fitbit Charge 3 (17,12 %) (Abbildung 14).

In der Geschwindigkeitsanalyse lag der MAPE nach Ausblendung der „Null Werte“ für die Apple Watch Series 4 bei 28,79 % bei langsamer, bei 21,45 % bei selbstgewählter und bei

22,78 % bei maximaler Ganggeschwindigkeit. Ähnliche Werte zeigten sich ebenfalls bei der Fitbit Charge 3 (langsame Ganggeschwindigkeit 28,04 %, selbstgewählter Ganggeschwindigkeit 13,76 %, maximale Ganggeschwindigkeit 21,24 %) (Abbildung 17).

Auch in der Patientenanalyse zeigte sich eine geringere Fehlerabweichung. Bei der Apple Watch Series 4 war der MAPE in der Gruppe Alt-Gesund (Gruppe C) mit 14,00 % am geringsten. Etwas größer war der MAPE in Gruppe Jung-Gesund (18,04 %) und Alt-Trauma (18,95 %). Der höchste MAPE zeigte sich in Gruppe Jung-Trauma (26,22 %).

Noch geringer fiel der MAPE in der Patientenanalyse für die Fitbit aus mit 8,94 % in Gruppe Alt-Trauma, 13,85 % in Gruppe Alt-Gesund, 11,33 % Jung-Trauma und 12,67 % in Gruppe Jung-Gesund (Abbildung 18).

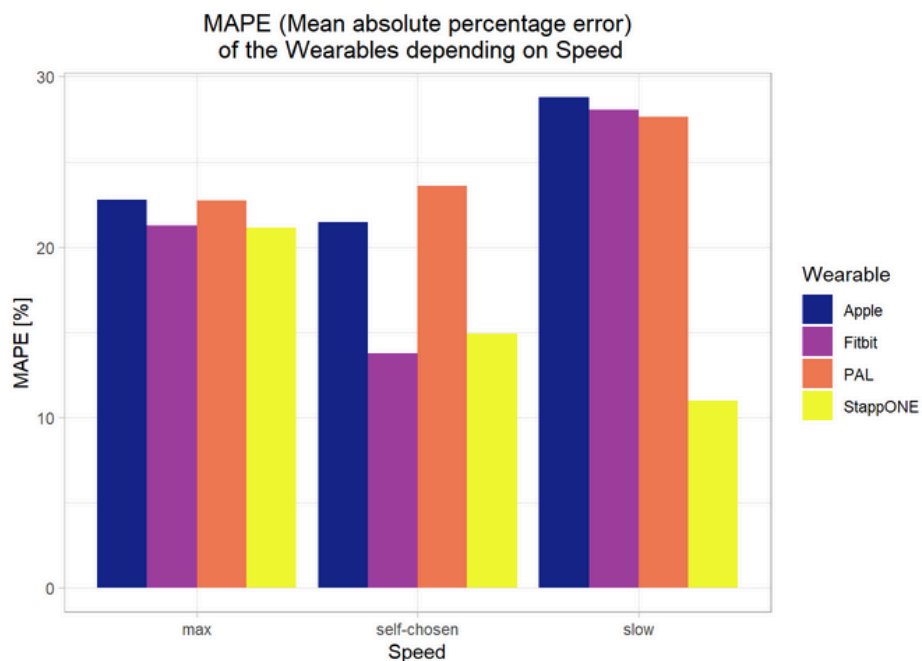


Abbildung 17: Die Bar-Plots zeigen den mean absolute percentage error (MAPE) für m_i = gemessene Schrittzahl, t_i = wahre Schrittzahl und n = Anzahl Messungen gegeben durch $MAPE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |m_i - t_i|$ (in Abhängigkeit der Patientengruppe)

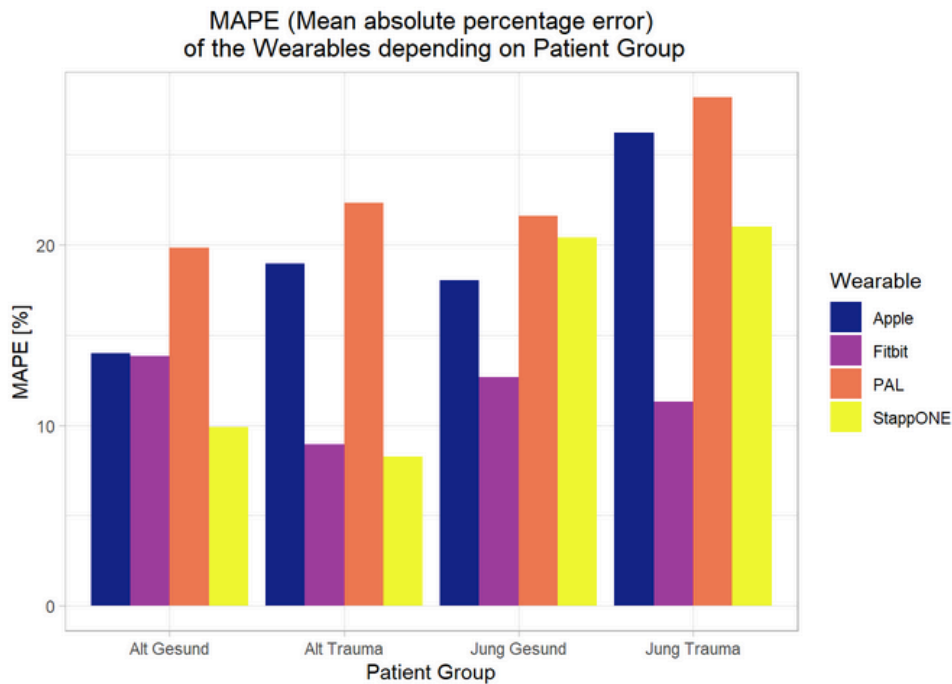


Abbildung 18: Die Bar-Plots zeigen den mean absolute percentage error (MAPE) für m_i gemessene Schrittzahl, t_i wahre Schrittzahl und n Anzahl Messungen gegeben durch $MAPE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |m_i - t_i|$ (in Abhängigkeit der Patientengruppe)

4.9 Predicted Probabilities of „Zero Measurements“

Die Studiendurchführung auf dem GAITRite®-Gangteppich ermöglichte es Rückschlüsse über den Zusammenhang zwischen der Ganggeschwindigkeit und der Messgenauigkeit der AT, insbesondere im Hinblick auf das Auftreten von Nullmessungen, zu ziehen. So konnte diesbezüglich gezeigt werden, dass die Geschwindigkeit bei den wrist-worn-Wearables den größten Einfluss auf das Auftreten von Nullmessungen hatte, während Alter oder Trauma einen geringeren Einfluss hatten.

Wir erstellten für Apple und Fitbit jeweils ein General Linear Mixed Model, das die Nullmessungen als binomialverteilte Zielgröße interpretiert. In den folgenden Graphiken (Abbildung 19-22) sind die Ergebnisse für jeweils Apple und Fitbit dargestellt.

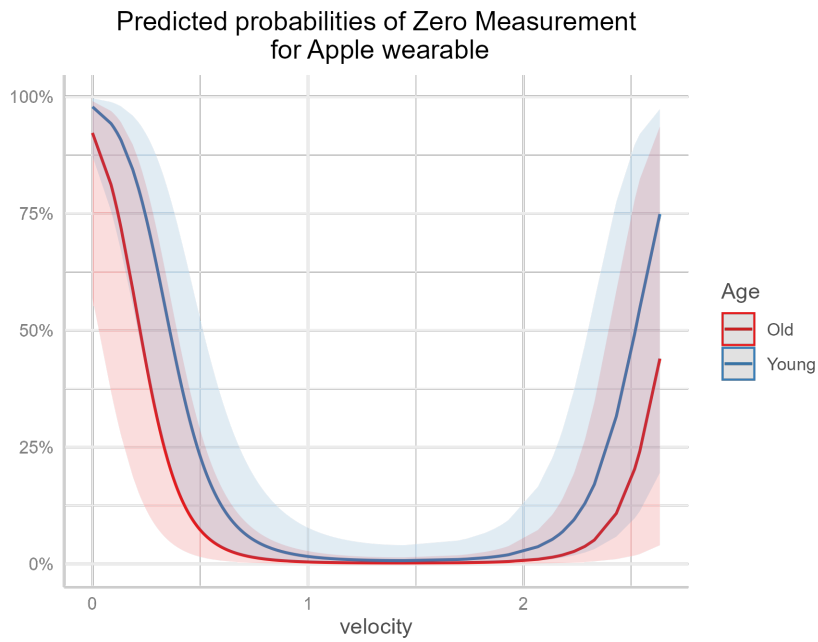


Abbildung 19: Die Graphiken zeigen die predicted Probabilities von Nullmessungen für die Apple Watch Series 4 sowohl für die jungen wie auch die älteren Probanden in Abhängigkeit der Ganggeschwindigkeit. Bei 1 – 2 m/s liegt die Wahrscheinlichkeit einer Nullmessung beinahe bei 0%.

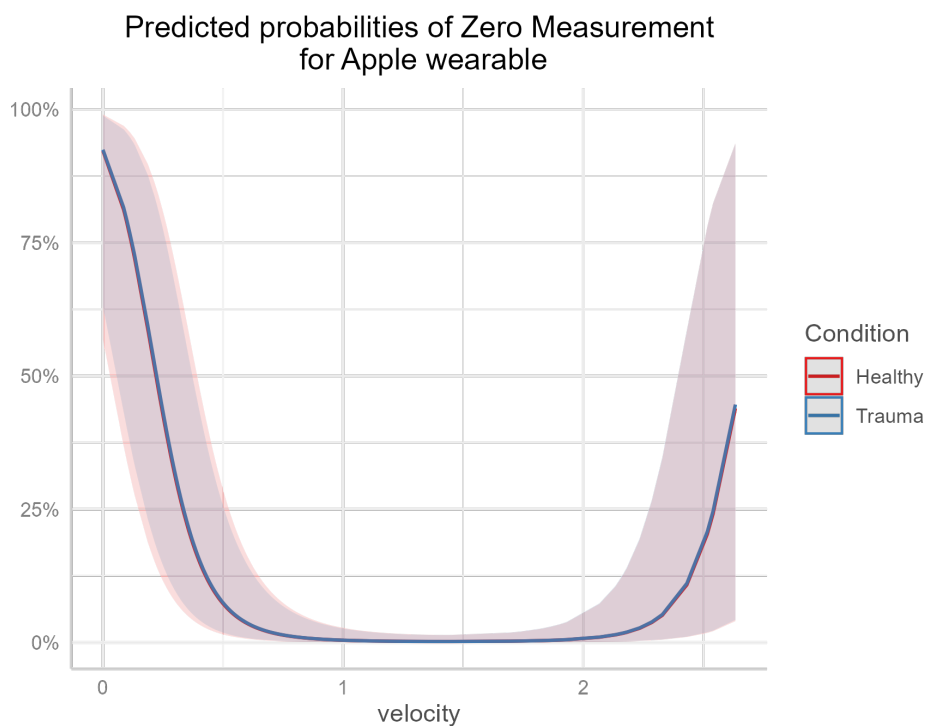


Abbildung 20: Predicted Probabilities von Nullmessungen für die Apple Watch Series 4 sowohl für Probanden mit wie auch für diejenigen ohne Extremitätenverletzung, in Abhängigkeit der Ganggeschwindigkeit. Erneut liegt bei 1 – 2 m/s die Wahrscheinlichkeit einer Nullmessung beinahe bei 0%.

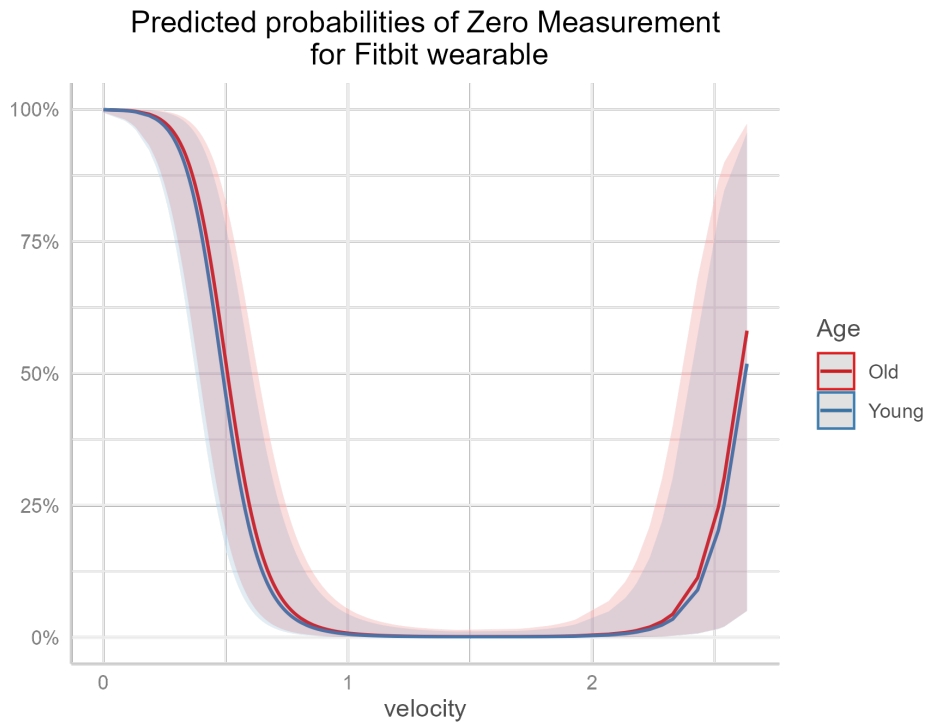


Abbildung 21: Die Graphiken zeigen die predicted Probabilities von Nullmessungen für die Fitbit Charge 3 sowohl für die Jungen wie auch die älteren Probanden in Abhängigkeit der Ganggeschwindigkeit. Ähnlich wie bei der Apple Watch Series 4 liegt bei 1 – 2 m/s die Wahrscheinlichkeit einer Nullmessung beinahe bei 0%.

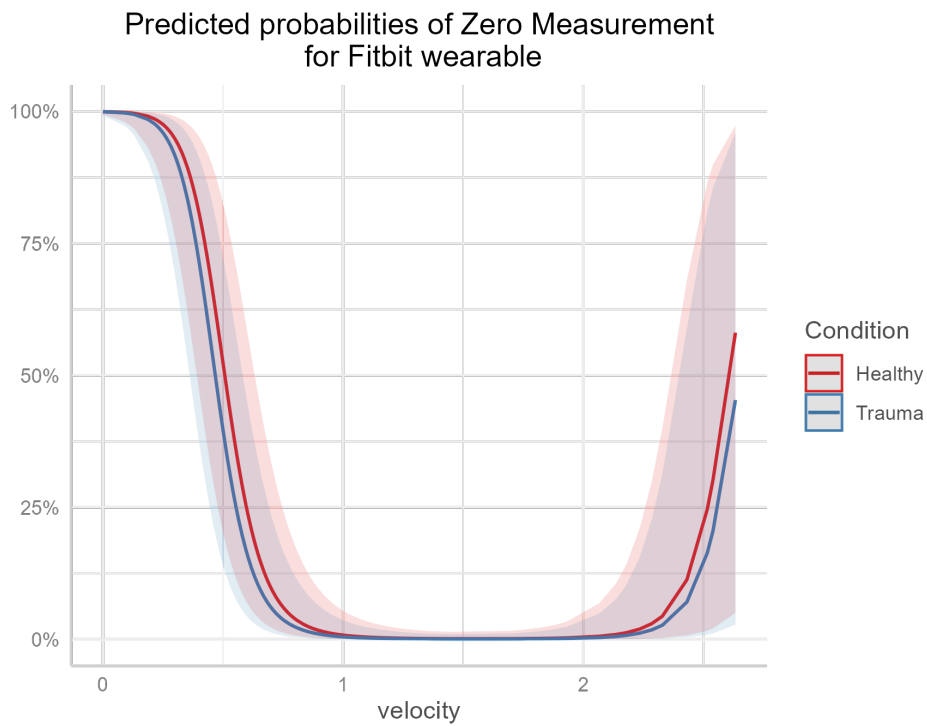


Abbildung 22: Predicted Probabilities von Nullmessungen für die Fitbit Charge 3 sowohl für Probanden mit wie auch für diejenigen ohne Extremitätenverletzung in Abhängigkeit der Ganggeschwindigkeit. Ähnlich wie bei der Apple Watch Series 4, liegt bei 1 – 2 m/s die Wahrscheinlichkeit einer Nullmessung beinahe bei 0%.

5. Diskussion

5.1 Diskussion der Ergebnisse

Ziel der vorliegenden Studie war es, verschiedene auf dem Markt erhältliche AT bei unterschiedlichen Ganggeschwindigkeiten sowohl bei traumatologischen jungen und geriatrischen Patienten und entsprechenden Vergleichsgruppen hinsichtlich ihrer Genauigkeit in der Aktivitätserfassung zu vergleichen. Dadurch sollte deren Eignung als sogenannte Aktivitätsmonitore für Patienten in der Orthopädie und Unfallchirurgie evaluiert werden.

Insgesamt führten 40 Teilnehmer die Messuntersuchungen durch. Als wesentlicher Parameter diente dabei die durch die eingeschlossenen Probanden durchlaufene Schrittzahl. Das in der Studie verwendete Protokoll ermöglichte es, Unterschiede in der Messgenauigkeit der AT in Abhängigkeit der Ganggeschwindigkeit sowie des Gangbildes hervorzuheben.

Die Hypothese, dass AT sich eignen, um die Aktivität von Patienten in der Orthopädie und Unfallchirurgie durch Schrittzählung objektiv zu erfassen, konnte anhand der erhobenen Daten nur teilweise bestätigt werden. Die Studienergebnisse zeigen, dass Akzelerometrie-basierte AT mit den verwendeten Algorithmen die kumulierte Schrittzahl unterschätzen. Insbesondere die wrist-worn-Wearables, also Apple Watch Series 4 und Fitbit Charge 3, wiesen bei langsamer Ganggeschwindigkeit und in den Gruppen der Probanden mit eingeschränktem Gangbild (Gruppe A und C) eine hohe Fehlerrate auf (Abbildung 1). Die tatsächliche Schrittzahl der Probanden wurde bei langsamer Ganggeschwindigkeit signifikant unterschätzt oder teilweise erst gar nicht erfasst (sogenannte „Null-Messungen“). Daraus resultierte insgesamt hoher Fehlerraten für diese AT. Selbst ohne Nullmessungen bleibt allerdings zu sagen, dass die mittlere prozentuale Fehlerabweichung aller Akzelerometrie-basierten AT bei etwa 20 % lag (Abbildung 2).

Dabei zeigte sich ein Zusammenhang zwischen der Messgenauigkeit der wrist-worn-Wearables und der Ganggeschwindigkeit. So lag sowohl bei der Apple Watch Series 4 wie auch bei der Fitbit Charge 3 die größte Abweichung bei langsamer Ganggeschwindigkeit (Median Apple - 29,11 %, Median Fitbit Charge 3 -100 %) vor. Bessere Ergebnisse konnten diese bei selbstgewählter (Apple Watch -9,09 %, Fitbit Charge 3 -13,33 %) und maximaler Ganggeschwindigkeit erzielen (Apple Watch -7,42 %, Fitbit Charge 3 -9,55 % - Abbildung 9).

Die Ganggeschwindigkeit scheint dabei der relevanteste Faktor für die Messgenauigkeit zu sein. Zu ähnlichen Resultaten waren auch Fokkema et al. gekommen. Diese hatten anhand von 31 gesunden Probanden zehn AT, unter anderem die Fitbit Charge HR und die Apple-Watch-Sport ebenfalls bei drei verschiedenen Ganggeschwindigkeiten (langsam 3.2 km/h, selbstgewählt 4.8 km/h und schnell 6.4 km/h) evaluiert und waren zu dem Ergebnis gekommen, dass kommerzielle AT bei selbstgewählter und schneller Ganggeschwindigkeit, Schritte genauer erfassen als bei langsamer Gehgeschwindigkeit (46). Frederik Rose Svarre et al. verglichen den Garmin Vivosmart® HR (Handgelenk) und die StepWatch™ 3 (Knöchel) sogar bei sechs verschiedenen Geschwindigkeiten (1.6 km/h, 2.4 km/h, 3.2 km/h, 4.0 km/h, 4.8 km/h, und 5.6 km/h). Auch hier zeigten die Ergebnisse, dass beide AT bei langsamer Geschwindigkeit eine geringe Messgenauigkeit hatten. Dabei lag der Median der Schrittdifferenzen zwischen Garmin Vivosmart® HR und der manuellen Schrittzählung bei -49,5 % bei einer Ganggeschwindigkeit 1,6 km/h (47).

Aber auch das Gangmuster scheint bei wrist-worn-Wearables eine wesentliche Rolle im Hinblick auf die Messgenauigkeit darzustellen. In der Gruppenanalyse wiesen die Apple Watch Series 4 und die Fitbit Charge 3 sowohl bei jungen wie auch bei älteren Probanden mit Verletzungen der unteren Extremitäten (Gruppe A und C) höhere Fehlerraten auf. Die höchste Fehlerrate verzeichnete dabei die Fitbit Charge 3 (Mean Jung-Trauma -100,00 %; Mean Alt-Trauma -28.99 % - Abbildung 10).

So konnte auch De Ridder et al. in einer kürzlich veröffentlichten Studie einen Zusammenhang zwischen der Messgenauigkeit von AT und der Nutzung von Unterarmgehstützen nachweisen. Hierbei wurde die Messgenauigkeit von Garmin Vivofit 3 und Nokia Go anhand von 30 Probanden evaluiert. Diese sollten zunächst ohne und anschließend mit Unterarmgehstützen eine Strecke von 400 m durchlaufen. Insgesamt zeigten die AT bei freiem Gang ohne Gehhilfen zuverlässige Resultate. Sobald die Probanden allerdings Unterarmgehstützen benutzten, waren die Ergebnisse nicht mehr valide (30). Die Unterarmgehstützen könnten dabei das Gangbild beeinflussen und den Armschwung verändern. Die geringe Oszillation des Handgelenkes scheint dabei nicht auszureichen, um den Grenzwert zur Detektion eines Schrittes zu erreichen mit daraus häufig resultierenden Unterschätzungen der Schrittzahl. So zeigte sich auch in unserer Studie die höchste Messgenauigkeit bei den wrist-worn-Devices in den Gruppen der gesunden Probanden (Apple Watch: AG -8,51 %; JG -12,70 %; Fitbit Charge 3: AG -14,29 %; JG -12,50 % - Abbildung 10). Dies untermauert unter anderem unsere initiale Annahme, dass junge und gesunde Probanden, die primäre Zielgruppe für AT sind. Auch Praveen et al. 2018

testeten die Validität der Apple Watch anhand 71 gesunder Probanden auf einem Gangteppich und konnten hierbei eine hohe Messgenauigkeit für das Device unter Laborbedingungen nachweisen (48).

In Anbetracht der Ergebnisse unserer Studie erscheint allerdings die Körperstelle, an die die entsprechenden AT angebracht werden, für die Messgenauigkeit ebenfalls determinierend zu sein. So lag der höchste prozentuale Fehler bei den wrist-worn-Wearables und der geringste bei den Stappone Sohlen (MAPE Apple Watch Series 4 -40,99 %, Fitbit Charge 3 -47,24 %, ActivPal 4™ -24,44 %, Stappone Sohlen v1.0 -14,12 % - Abbildung 14). Zu ähnlichen Resultaten kommt auch die Arbeitsgruppe um Hagen Schmal et al. (27). Diese verglichen in einer Studie von 2018 unter anderem anhand der Schrittzahl drei verschiedene Tracker Typen (Fitbit flex, Misfit Shine, und Axivity AX3) an drei Körperregionen (Handgelenk, Knöchel und Femur) bei 22 Patienten mit Frakturen des proximalen Oberschenkels miteinander. Dabei zeigten die Messungen am Handgelenk eine inakzeptable Sensitivität und Spezifität. Deutlich genauer waren die Messungen der AT am Oberschenkel und am Knöchel. Hier lagen die Sensitivität und Spezifität für das Misfit Shine am Knöchel bei ca. 90 %. Die Autoren führten dies darauf zurück, dass Patienten nach einer Hüft-Endoprothese grundsätzlich die operierte Extremität voll belasten dürften, allerdings aufgrund der Schmerzen dies nicht immer taten. Außerdem seien die Schritte zu klein um durch AT am Oberkörper als solche klassifiziert zu werden.

Während der Durchgänge wurde in der vorliegenden Studie zur Detektion der Schritte simultan der ActivPal 4™ körperstammnah angebracht. Auch dieser unterschätzte die kumulierte Schrittzahl der Probanden (Median - 20,00 % - Abbildung 8). Allerdings zeigte sich hier eine geringere Streuung (UQ -27,27 %; OQ -14,29 % - Abbildung 8) und mit 24,44 % ein geringerer prozentualer Fehler als bei der Apple Watch Series 4 und der Fitbit Charge 3. Im Gegensatz zu den anderen untersuchten AT war hier die Messgenauigkeit nicht von der Ganggeschwindigkeit abhängig. Sowohl bei langsamer als auch bei selbstgewählter und maximaler Geschwindigkeit lag der Median bei - 20,00 % (Abbildung 9). Auch in der Gruppenanalyse zeigte sich kein markanter Unterschied zwischen Probanden mit oder ohne Verletzung der unteren Extremität (Abbildung 10).

Die druckbasierten Sohlen v1.0 von Stappone zeigten unabhängig vom Patientenkollektiv und der Ganggeschwindigkeit die höchste Messgenauigkeit unter Laborbedingungen. Zwar kam es in der Regel zu einer diskreten Überschätzung der tatsächlichen Schrittzahl, allerdings war

hier die relative Differenz, mit 3,85 % und einem Interquartilsabstand von 0,00 % zu 16,91 % (Abbildung 8) am geringsten. Im Gegensatz zu den wrist-worn-Wearables zeigte sich dabei die höchste Messgenauigkeit bei langsamer Ganggeschwindigkeit (Abbildung 9). Mit zunehmender Ganggeschwindigkeit reduzierte sich die Messgenauigkeit der druckbasierten Sohlen (selbstgewählte Geschwindigkeit 5,56 %, maximale Geschwindigkeit 12,14 % - Abbildung 9). In der Gruppenanalyse war die mittlere Abweichung, unabhängig vom Alter am geringsten bei den Probanden mit Verletzungen der unteren Extremitäten (Abbildung 10).

Mit der zunehmenden Verbreitung smarterer AT rückt die Frage nach Mobilitätstracking immer stärker in den wissenschaftlichen Fokus. AT könnten schon in naher Zukunft eine valide Option darstellen, um die Mobilität von orthogeriatischen Patienten durch Schritte und anderer Merkmale kontinuierlich zu erfassen. Obwohl aus medizinischer Sicht das Ziel eines Eingriffes darin besteht, eine schnelle Mobilisierung zu erlangen, um mögliche Folgeschäden zu vermeiden und eine schnellstmögliche Entlassung der Patienten zu gewährleisten, verbringt ein Großteil der Patienten die meiste Zeit nach einem operativen Eingriff im Krankenhausbett. Dabei besteht in der frühpostoperativen Phase ein hohes Risiko sowohl für pulmonale und kardiovaskuläre Komplikationen wie auch OP-Komplikationen im Sinne von Wundinfekten und Immobilität. Laut Tajrian Amin et al. sind dabei fettleibige, behinderte und orthogeriatische Patienten am vulnerabelsten. Diese würden von dem großen Potenzial der Anwendung von Wearable-Device-Technologie für die postoperative Überwachung mit der Möglichkeit einer kontinuierlichen und objektiven Überwachung sowohl im Krankenhaus als auch außerhalb des klinischen Settings entscheidend profitieren (49). Dabei konnte Siu et al. in einer Studie von 2006 anhand von 532 Patienten nach einer Hüftfraktur darlegen, dass eine zügige postoperative Mobilisierung das Outcome deutlich verbessert (50).

Um langfristige Komplikationen zu vermeiden, sind AT daher eine innovative Methode zur Überwachung der Patienten nach einem chirurgischen Eingriff und können zu besseren Ergebnissen für die Patienten und einer geringeren Belastung der Gesundheitsressourcen führen. Dabei konzentrieren sich die meisten aktuellen Forschungsarbeiten auf wrist-worn-Wearables (49). Durch das ansprechende Design und ihrer Multifunktionalität erfreuen sich insbesondere die Apple Watch sowie die Fitbit einer hohen Beliebtheit in der Bevölkerung (17). Sie könnten somit in naher Zukunft eine valide Option darstellen, um diverse wichtige gesundheitliche Informationen wie beispielsweise Puls, EKG, Sättigung und Schritte von Patienten zu erfassen.

Zu beachten ist allerdings, dass sich das Gangbild orthogeriatischer Patienten durch eine geringere Schrittzahl und Ganggeschwindigkeit auszeichnet und sich daher erheblich von dem jungen, gesunden Anwender unterscheidet. Auf der Grundlage der Ergebnisse dieser Studie muss aktuell die Anwendbarkeit von Akzelerometrie-basierter Technologie bei orthogeriatischen Patienten kritisch hinterfragt werden. Es sind relevante Abweichungen mit den bisher verwendeten Algorithmen vorhanden, die bei der Interpretation der Ergebnisse berücksichtigt werden müssen. Insgesamt sind weitere Bestrebungen von Nöten, die smarten AT mit den Vorteilen, die sie mit sich bringen, weiter für dieses Kollektiv zu adjustieren und die Algorithmen entsprechend an die funktionelle Ebene der sich langsam bewegenden älteren Bevölkerung anzupassen. Dadurch wären sie eventuell in der Lage, durch ein remote patient Monitoring dem Behandlungsverlauf ein potenzielles Sicherheitsmerkmal hinzuzufügen. Die bisher veröffentlichten Studien zeigten erhebliche Schwächen von AT bei langsamer Ganggeschwindigkeit (31)(51).

Diese Ergebnisse müssen in zukünftigen Studien, die die Apple Watch oder die Fitbit Charge verwenden möchten, berücksichtigt werden, da es in diesen Fällen zu einer fälschlichen Unterschätzung der tatsächlichen körperlichen Aktivität kommen kann. Ebenso sind weitere Studien erforderlich, um zu verstehen, inwieweit Komorbiditäten und Gangmuster die Aktivitätserfassung beeinflussen. Andererseits scheint der Einsatz von wrist-worn-Wearables sinnvoll bei sportlichen Anwendern ohne Einschränkung des Gangbildes zu sein. Hier erweisen sie sich als verlässliches Tool zur Aktivitätserfassung.

Ein großer Nachteil besteht darin, dass Hersteller wie Apple oder Fitbit Charge 3 die angewendeten Algorithmen nicht offenlegen, was ihren wissenschaftlichen Einsatz und ihre Evaluation erschwert; entsprechende Anfragen an die Hersteller blieben während unserer Studie unbeantwortet. Anders verhielt es sich dagegen mit der Firma Stappone, die uns während des gesamten Projektes unterstützt haben und bei Fragen zur Seite standen.

Schließlich kommen auch wir, wie Lynne M. Feehan, zu dem Ergebnis, dass die Anwendung von kommerziell erhältlichen wrist-worn-Wearables bei Probanden mit Mobilitätseinschränkungen wie etwa orthogeriatischen Patienten als Instrument zur Outcome-Erfassung und zur Therapieevaluation in der Gesundheitsversorgung mit Bedacht erfolgen sollte (52).

Die von uns untersuchten druckbasierten Sohlen (Stappone Sohlen v1.0) hatten im Vergleich zu den anderen getesteten AT die höchste Aussagekraft und scheinen aktuell eine valide Option

darzustellen um die Aktivität bei orthogeriatrischen Patienten zum Beispiel während eines Krankenhausaufenthalts oder in Einrichtungen der Anschlussheilbehandlung zuverlässig zu erfassen. Allerdings sollte auch die Praktikabilität der verschiedenen AT nicht außer Acht gelassen werden, da sie teilweise ein gewisses technisches „know-how“ voraussetzen. So lässt sich zum Beispiel bei den wrist-worn-Devices die Schrittzahl direkt vom Bildschirm abgelesen. Dadurch können sie dem Anwender ein immediates Feedback über seine Aktivität liefern. Dahingegen musste das von uns untersuchte Stappone Modell zunächst mit einem Smartphone synchronisiert und die generierten Files durch einen Computer ausgelesen werden. Beim ActivPal 4™ musste sogar zunächst eine Datei zuvor am Computer generiert werden. Diese Datei wurde dann im Anschluss an die Aktivität erneut durch einen Computer ausgelesen. Je nach Einsatzgebiet müssen diese Besonderheiten berücksichtigt werden.

Andererseits ist die Akkuleistung und damit die Aufnahmedauer des ActivPal 4™ positiv hervorzuheben. Diese zeigt mit ca. 14 Tagen (53) die längste Akkulaufzeit im Vergleich zu den anderen untersuchten AT (Apple Watch Series 4 - 18 Stunden (54), Fitbit Charge 3 - 7 Tage (55) und den Stappone Sohlen - 36 Stunden (56)).

5.2 Diskussion der Methodik

Die Studie hat zum einen gezeigt, dass die druckbasierten Stappone v1.0 Sohlen sowohl bei gesunden Probanden, wie auch bei Patienten nach einem operativen Eingriff die Mobilität zuverlässig erfassen, gleichzeitig aber auch, dass Akzelerometrie-basierte AT die kumulierte Schrittzahl der orthogeriatrischen Patienten signifikant unterschätzen.

Das untersuchte Kollektiv war mit 40 Probanden eher klein. Das lag vornehmlich daran, dass es schwierig war, ältere Probanden mit Verletzungen der unteren Extremitäten für die Studie zu rekrutieren. So waren Patienten kurz nach dem operativen Eingriff teilweise nicht fit genug, um die erforderlichen Durchgänge im Ganglabor zu absolvieren oder nicht sicher mit Gehhilfen mobil. Eine mögliche Ursache hierfür könnte die Sorge vor einem erneuten Sturzereignis sein. Wie bereits Bork in einer Studie aus dem Jahre 2017 beobachtet hatte, entwickeln Patienten nach endoprothetischer Hüft- oder Knieversorgung aus Angst vor erneuten Stürzen eine Schonhaltung. Daraus resultiert wiederum eine schlechtere Kondition und Beweglichkeit, was konsekutiv erneute Stürze begünstigt (57). Um eine Sturzgefährdung zu vermeiden, mussten die Patienten daher während der einzelnen Durchgänge Schritt für Schritt von Untersuchern begleitet werden.

Wie bereits in der Einleitung erwähnt, wird aktuell die Genesung von Patienten nach einem operativen Eingriff in der Regel anhand von PROMS ermittelt. Es gibt diverse Forschungsansätze zum Beispiel durch Ganganalysen das Outcome eines Eingriffes zu evaluieren. Solche Methoden sind zwar besonders genau, jedoch im klinischen Alltag kaum praktikabel und sehr zeitaufwendig. Daher ist es von enormer Bedeutung, sich die zahlreichen Möglichkeiten, die AT bieten, zu Nutze zu machen, um ein remote „Patient-controlling System“ für medizinische Anwendungen zu identifizieren. Insbesondere um ältere, teilweise kaum mobile Patienten zu monitoren und daraus frühzeitig Handlungskonsequenzen ziehen zu können.

Die von uns getesteten Druckmesssohlen konnten zwar durch eine hohe Messgenauigkeit überzeugen, sind allerdings vergleichsweise zu wrist-worn-Wearables aufwendiger in der täglichen Anwendung. Zudem nehmen sie aktuell in der Bevölkerung vergleichsweise zu Apple Watch oder Fitbit einen eher untergeordneten Stellenwert ein.

Während dieser Studie war es möglich, die Mobilität von Patienten nach einem operativen Eingriff an den unteren Extremitäten für einen kurzen Zeitraum aufzuzeichnen und auszuwerten. Eine Stärke der Studie war demzufolge, dass AT anhand reeller Bewegungsmuster von Patienten untersucht wurden und nicht wie bei De Ridder (30) ein alteriertes Gangbild durch gesunde Probanden simuliert wurde. Diese trugen simultan die untersuchten AT und sollten zunächst ohne und anschließend mit Unterarmgehstützen eine bestimmte Strecke absolvieren, um so das Gangbild von Patienten zu reproduzieren. Dabei erreichten die Probanden mit Unterarmgehstützen allerdings Ganggeschwindigkeiten von ca. 0.93 m/s. Diese Geschwindigkeitswerte liegen deutlich über denen, der von uns untersuchten Patienten nach einer Operation.

Weiterhin positiv anzumerken ist, dass in unserer Studie die AT anhand der tatsächlichen, mitgezählten Schrittzahl evaluiert wurden. Vergleichsweise wurden bei Breteler et al. als Goldstandard die Schritten verwendet, die wiederum durch einen weiteren AT erhoben wurden (20). Dies könnte allerdings eine potenzielle Fehlerquelle darstellen.

Auf ein weiteres Device, den Actigraph, welches ebenfalls in zahlreichen Studien zur Evaluation der Mobilität herangezogen wurde (58–60), wurde aufgrund des hohen Datenvolumens und einer vergleichbaren Funktionsweise wie der des ActivPal 4™ verzichtet.

Die Durchführung unter standardisierten Bedingungen am GAITRite®-Gangteppich ermöglichte zudem Rückschlüsse über die Validität von AT in Abhängigkeit der Ganggeschwindigkeit und des Gangmusters. So konnte zum Beispiel gezeigt werden, dass die Geschwindigkeit der relevanteste Faktor für die Messgenauigkeit bei Akzelerometrie-basierten AT ist, aber gleichzeitig auch, dass das Gangmuster eine entscheidende Rolle einnimmt. So waren die Ergebnisse der Probanden mit Einschränkung des Gangbildes und Nutzung von Gehhilfen deutlich unpräziser als bei den Probanden, die keine Beeinträchtigung des Gangbildes aufwiesen.

Gleichzeitig stellt die Tatsache, dass die Untersuchungen unter Laborbedingungen stattfanden, allerdings auch eine Schwäche dieser Studie dar, da zum Beispiel wrist-worn-Wearables wie die Apple Watch Series 4 unter anderem eine GPS-Funktion nutzen, um Schritte zuverlässiger zu erfassen (61). Dahingehend sollten weitere Untersuchungen stattfinden um die Validität dieser AT, unter „free living conditions“ zu evaluieren.

5.3 Schlussfolgerung und Ausblick

Abschließend bleibt zu sagen, dass insbesondere bei orthogeriatrischen Patienten die Verwendung von AT eine Reihe von Vorteilen bei der Erfassung der postoperativen Mobilität bietet. Die immer kleineren und leistungsfähiger werdenden AT könnten die Mobilisierung im Krankenhaus sowie in der weiteren postoperativen Phase kontinuierlich überwachen und wären somit in der Lage dem Arzt wichtige Informationen über die Rehabilitation zu liefern. Zusätzlich zu der Schritterfassung ist es mittels moderner AT heute schon möglich, viele weitere relevante gesundheitliche Informationen des Patienten zu erfassen wie zum Beispiel Puls-, Sättigung-, Atemfrequenzmessung oder etwa Elektrokardiografie (62).

Die Ergebnisse unserer Studie haben allerdings gezeigt, dass es aktuell noch signifikante Unterschiede zwischen den auf dem Markt verfügbaren AT gibt. Dabei scheinen drei Faktoren für die Messgenauigkeit besonders relevant zu sein; zum einen ist die Messgenauigkeit von der Ganggeschwindigkeit abhängig, zum anderen scheint aber auch die Körperregion sowie das Gangbild eine relevante Rolle zu spielen.

Wie bereits in anderen Studien gezeigt werden konnte (51)(52)(63) stellen beliebte wrist-worn-Wearables wie die Apple Watch oder die Fitbit aktuell keine valide Option zur Mobilitätserschaffung bei älteren Patienten in der Orthopädie und Unfallchirurgie dar, da sie die tatsächliche körperliche Aktivität nicht valide erfassen. Als besonders problematisch sind dabei

sogenannte „Nullmessungen“ zu betrachten. Diese könnten dazu führen, dass die ohnehin schon geringe Aktivität dieses fragilen Patientenkollektivs fälschlicherweise zusätzlich unterschätzt wird und das könnte wiederum zu einer Fehlinterpretation des postoperativen Outcomes führen mit möglichen Konsequenzen in der Behandlung.

Dagegen scheinen körperstammnahe AT die Aktivität eines langsam gehenden orthogeriatischen Patientenkollektivs valider zu erfassen, wenn die Algorithmen entsprechend angepasst werden. In einer Studie von Keppler et al. aus dem Jahre 2019 konnte dies mit Hilfe des actibelt®, der bei den Probanden im Bereich Taille fixiert wurde, nachgewiesen werden. Insbesondere bei langsamen Ganggeschwindigkeiten zeigten sich nach Anpassung der Algorithmen relevante Verbesserungen der Genauigkeit in der Schritt- und Ganggeschwindigkeitserkennung. Im Vergleich zur Referenz betrug die Abweichung weniger als 1 % bei der Schritterkennung und weniger als 0,05 m/s bei der Messung der Ganggeschwindigkeit, selbst bei langsam gehenden Personen (< 0,8 m/s) (64).

Die druckbasierten Sohlen von Stappone zeichneten sich in unserer Studie ebenfalls durch eine hohe Messgenauigkeit in allen Probandengruppen und bei allen Ganggeschwindigkeiten aus. Sie sind somit in der Lage, sowohl Schritte von gesunden Probanden wie auch von langsam gehenden Patienten, nach einem operativen Eingriff, valide zu erfassen und dadurch „real-life“ Messungen zu liefern. Damit bieten Druckmesssohlen eine sinnvolle Alternative mit deutlich genaueren Daten bei eingeschränktem Gangbild.

Abschließend bleibt zu sagen, dass die Literatur zu diesem Thema sehr umfangreich und schwer zusammenzufassen ist. Die Tatsache, dass die kommerziell erhältlichen AT einem stetigen Wandel unterzogen sind, legt eine ständige Reevaluation dieser nahe. Auch erschwert die Heterogenität der auf dem Markt verfügbaren AT einen standardisierten Vergleich. Dahingehend sind auch in Zukunft weitere Studien nötig, um AT zu identifizieren, welche gleichzeitig von Patienten gern angenommen werden, bedienerfreundlichen sind und gleichzeitig Gesundheitsdaten valide erfassen.

6. *Abbildungsverzeichnis*

Abbildung 1: Apple Watch Series 4 GPS + Cellular, 40 mm Space Black Stainless Steel....	17
Abbildung 2: Fitbit Charge 3™ Black	18
Abbildung 3: ActivPal 4™	19
Abbildung 4: Stappone Sohlen v1.0	20
Abbildung 5: Elektronische GAITRite®-Platinum Gangmatte	21
Abbildung 6: Vergrößerte Darstellung der GAITRite®-Platinum Gangmatte	21
Abbildung 7: Gangauswertung mittels GAITRite® Software	22
Abbildung 8: Die Box-Plots beschreiben die relative Differenz der durch die Activity Tracker erfassten Schritte zur tatsächlichen Schrittzahl für den gesamten Datensatz. Es handelt sich um Box-Plots nach Tuckey, d.h. die Whisker haben die Länge $1.5 \times IQR$...	32
Abbildung 9: Die Box-Plots beschreiben die relative Differenz der durch die Activity Tracker erfassten Schritte zur tatsächlichen Schrittzahl in Abhängigkeit der Ganggeschwindigkeit, Nullmessungen eingeschlossen. Es handelt sich um Box-Plots nach Tuckey, d.h. die Whisker haben die Länge $1.5 \times IQR$	33
Abbildung 10: Die Box-Plots beschreiben die relative Differenz der durch die Activity Tracker erfassten Schritte zur tatsächlichen Schrittzahl in Abhängigkeit der Patientengruppe, Nullmessungen eingeschlossen. Es handelt sich um Box-Plots nach Tuckey, die Whisker haben die Länge $1.5 \times IQR$	33
Abbildung 11: Die Box-Plots beschreiben die relative Differenz der durch die Activity Tracker erfassten Schritte zur tatsächlichen Schrittzahl für den gesamten Datensatz. Optimierung des Ergebnisses durch Eliminierung von Nullmessungen bei den wrist-worn-Wearables.....	35
Abbildung 12: Die Box-Plots beschreiben die relative Differenz der durch die Activity Tracker erfassten Schritte zur tatsächlichen Schrittzahl in Abhängigkeit der Ganggeschwindigkeit. Optimierung des Ergebnisses durch Eliminierung von Nullmessungen bei den wrist-worn-Wearables	35
Abbildung 13: Die Box-Plots beschreiben die relative Differenz der durch die Activity Tracker erfassten Schritte zur tatsächlichen Schrittzahl in Abhängigkeit der Patientengruppe. Optimierung des Ergebnisses durch Eliminierung von Nullmessungen bei den wrist-worn-Wearables.....	36
Abbildung 14: Die Bar-Plots zeigen den mean absolute percentage error (MAPE nach Activity Tracker mit und ohne Nullmessungen).	38
Abbildung 15: Die Bar-Plots zeigen den mean absolute percentage error (MAPE in Abhängigkeit der Ganggeschwindigkeit).	39
Abbildung 16: Die Bar-Plots zeigen den mean absolute percentage error (MAPE in Abhängigkeit der Patientengruppe).	40

Abbildung 17: Die Bar-Plots zeigen den mean absolute percentage error (MAPE in Abhängigkeit der Patientengruppe)	41
Abbildung 18: Die Bar-Plots zeigen den mean absolute percentage error (MAPE in Abhängigkeit der Patientengruppe)	42
Abbildung 19: Die Graphiken zeigen die predicted Probabilities von Nullmessungen für die Apple Watch Series 4 sowohl für die jungen wie auch die älteren Probanden in Abhängigkeit der Ganggeschwindigkeit.	43
Abbildung 20: Predicted Probabilities von Nullmessungen für die Apple Watch Series 4 sowohl für Probanden mit wie auch für diejenigen ohne Extremitätenverletzung, in Abhängigkeit der Ganggeschwindigkeit	43
Abbildung 21: Die Graphiken zeigen die predicted Probabilities von Nullmessungen für die Fitbit Charge 3 sowohl für die Jungen wie auch die älteren Probanden in Abhängigkeit der Ganggeschwindigkeit	44
Abbildung 22: Predicted Probabilities von Nullmessungen für die Fitbit Charge 3 sowohl für Probanden mit wie auch für diejenigen ohne Extremitätenverletzung in Abhängigkeit der Ganggeschwindigkeit.....	44

7. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Missing Values“ in den verschiedenen Gruppen bei selbstgewählter, langsamer und maximaler Geschwindigkeit. In der letzten Spalte noch die Gesamtsumme an fehlenden Werten. Alle Werte werden in Prozent (%) angezeigt.	25
Tabelle 2: Gesamtanzahl an Nullmessungen der Activity Tracker: Numerisch und prozentual. Nullmessungen kamen ausschließlich bei Apple und Fitbit Charge 3 vor.	26
Table 3: Baseline Charakteristika der Patienten. BMI (Body Mass Index), Alter, Körpergröße, prozentuale Anzahl männlicher und weiblicher Teilnehmer, ANOVA-Test	27
Tabelle 4: Verletzungsmuster der untersuchten Probanden.	28

8. Abkürzungsverzeichnis

AP - ActivPal 4™

APP - Application

AT - Activity Tracker

AW - Apple Watch (AW)

BMI - Body-Mass-Index

EKG - Elektrokardiogramm

FB - Fitbit Charge

GPS – Global Positioning System

IQR - Interquartilsabstand (Interquartilerange)

AT - Physical Activity Monitor

PROM - Patient Reported Outcomes Measure

SC - Schrittzählerfassung/Step count

SO - Stappone

UQ - Unteres Quartil

OQ - Oberes Quartil

9. Literaturverzeichnis

1. Lebenserwartung und Sterblichkeit [Internet]. Statistisches Bundesamt. [zitiert 14. Oktober 2021]. Verfügbar unter: <https://www.destatis.de/DE/Themen/Querschnitt/Demografischer-Wandel/Aspekte/demografie-lebenserwartung.html>
2. Mitten im demografischen Wandel [Internet]. Statistisches Bundesamt. [zitiert 14. Oktober 2021]. Verfügbar unter: <https://www.destatis.de/DE/Themen/Querschnitt/Demografischer-Wandel/demografie-mitten-im-wandel.html>
3. King BJ, Steege LM, Winsor K, VanDenbergh S, Brown CJ. Getting Patients Walking: A Pilot Study of Mobilizing Older Adult Patients via a Nurse-Driven Intervention. *J Am Geriatr Soc.* Oktober 2016;64(10):2088–94.
4. Kammerlander C, Gosch M, Kammerlander-Knauer U, Luger TJ, Blauth M, Roth T. Long-term functional outcome in geriatric hip fracture patients. *Arch Orthop Trauma Surg.* Oktober 2011;131(10):1435–44.
5. Kenyon-Smith T, Nguyen E, Oberai T, Jarsma R. Early Mobilization Post-Hip Fracture Surgery. *Geriatr Orthop Surg Rehabil.* 2019;10:2151459319826431.
6. Stanaway FF, Gnjidic D, Blyth FM, Le Couteur DG, Naganathan V, Waite L, u. a. How fast does the Grim Reaper walk? Receiver operating characteristics curve analysis in healthy men aged 70 and over. *BMJ.* 15. Dezember 2011;343:d7679.
7. Beliveau MM, Multach M. Perioperative care for the elderly patient. *Med Clin North Am.* Januar 2003;87(1):273–89.
8. Nüesch E, Dieppe P, Reichenbach S, Williams S, Iff S, Jüni P. All cause and disease specific mortality in patients with knee or hip osteoarthritis: population based cohort study. *BMJ.* 8. März 2011;342:d1165.
9. Wallis JA, Webster KE, Levinger P, Taylor NF. What proportion of people with hip and knee osteoarthritis meet physical activity guidelines? A systematic review and meta-analysis. *Osteoarthritis Cartilage.* November 2013;21(11):1648–59.
10. Bouman AIE, Hemmen B, Evers SMAA, van de Meent H, Ambergen T, Vos PE, u. a. Effects of an Integrated „Fast Track“ Rehabilitation Service for Multi-Trauma Patients: A

- Non-Randomized Clinical Trial in the Netherlands. *PloS One*. 2017;12(1):e0170047.
11. Kehlet H, Mogensen T. Hospital stay of 2 days after open sigmoidectomy with a multimodal rehabilitation programme. *Br J Surg*. Februar 1999;86(2):227–30.
 12. Kraus WE, Janz KF, Powell KE, Campbell WW, Jakicic JM, Troiano RP, u. a. Daily Step Counts for Measuring Physical Activity Exposure and Its Relation to Health. *Med Sci Sports Exerc*. 2019;51(6):1206–12.
 13. Mueller A, Hoefling H, Nuritdinow T, Holway N, Schieker M, Daumer M, u. a. Continuous Monitoring of Patient Mobility for 18 Months Using Inertial Sensors following Traumatic Knee Injury: A Case Study. *Digit Biomark*. 2018;2(2):79–89.
 14. Zarowin J, Warnick E, Mangan J, Nicholson K, Goyal DKC, Galetta MS, u. a. Is Wearable Technology Part of the Future of Orthopedic Health Care? *Clin Spine Surg*. April 2020;33(3):99–101.
 15. Piwek L, Ellis DA, Andrews S, Joinson A. The Rise of Consumer Health Wearables: Promises and Barriers. *PLOS Med*. 2. Februar 2016;13(2):e1001953.
 16. Henriksen A, Johannessen E, Hartvigsen G, Grimsgaard S, Hopstock LA. Consumer-Based Activity Trackers as a Tool for Physical Activity Monitoring in Epidemiological Studies During the COVID-19 Pandemic: Development and Usability Study. *JMIR Public Health Surveill*. 23. April 2021;7(4):e23806.
 17. Ärzteblatt DÄG Redaktion Deutsches. Fitness-Tracker: Der Datenhunger wächst [Internet]. *Deutsches Ärzteblatt*. 2016 [zitiert 14. September 2021]. Verfügbar unter: <https://www.aerzteblatt.de/archiv/174975/Fitness-Tracker-Der-Datenhunger-waechst>
 18. Datenst DT stellt eine B dar EG für die R und V der A kann nicht übernommen werden A unterschiedlicher A können S einen aktuelleren, aufweisen. Themenseite: Wearables [Internet]. *Statista*. [zitiert 20. Dezember 2021]. Verfügbar unter: <https://de.statista.com/themen/3471/wearables/>
 19. Fitbit Data Reveals List of Fittest Countries and US Cities [Internet]. [zitiert 24. Dezember 2021]. Verfügbar unter: <https://press.fitbit.com/press-releases/press-release-details/2017/Fitbit-Data-Reveals-List-of-Fittest-Countries-and-US-Cities/default.aspx>
 20. Breteler MJ, Janssen JH, Spiering W, Kalkman CJ, Solinge WW van, Dohmen DA.

- Measuring Free-Living Physical Activity With Three Commercially Available Activity Monitors for Telemonitoring Purposes: Validation Study. *JMIR Form Res.* 24. April 2019;3(2):e11489.
21. Henriksen A, Sand A-S, Deraas T, Grimsgaard S, Hartvigsen G, Hopstock L. Succeeding with prolonged usage of consumer-based activity trackers in clinical studies: a mixed methods approach. *BMC Public Health.* 27. August 2020;20(1):1300.
 22. Keppler AM, Nuritidinow T, Mueller A, Hoefling H, Schieker M, Clay I, u. a. Validity of accelerometry in step detection and gait speed measurement in orthogeriatric patients. *PloS One.* 2019;14(8):e0221732.
 23. Liu X, Zhao C, Zheng B, Guo Q, Duan X, Wulamu A, u. a. Wearable Devices for Gait Analysis in Intelligent Healthcare. *Front Comput Sci [Internet].* 2021 [zitiert 30. März 2022];3. Verfügbar unter: <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fcomp.2021.661676>
 24. Keppler AM, Holzschuh J, Pfeufer D, Neuerburg C, Kammerlander C, Böcker W, u. a. Postoperative physical activity in orthogeriatric patients - new insights with continuous monitoring. *Injury.* März 2020;51(3):628–32.
 25. Mueller A, Hoefling HA, Muaremi A, Praestgaard J, Walsh LC, Bunte O, u. a. Continuous Digital Monitoring of Walking Speed in Frail Elderly Patients: Noninterventional Validation Study and Longitudinal Clinical Trial. *JMIR MHealth UHealth.* 27. November 2019;7(11):e15191.
 26. Mobbs RJ, Phan K, Maharaj M, Rao PJ. Physical Activity Measured with Accelerometer and Self-Rated Disability in Lumbar Spine Surgery: A Prospective Study. *Glob Spine J.* August 2016;6(5):459–64.
 27. Beevi FHA, Miranda J, Pedersen CF, Wagner S. An Evaluation of Commercial Pedometers for Monitoring Slow Walking Speed Populations. *Telemed J E-Health Off J Am Telemed Assoc.* Mai 2016;22(5):441–9.
 28. Ehrler F, Weber C, Lovis C. Influence of Pedometer Position on Pedometer Accuracy at Various Walking Speeds: A Comparative Study. *J Med Internet Res.* 6. Oktober 2016;18(10):e268.
 29. Straiton N, Alharbi M, Bauman A, Neubeck L, Gullick J, Bhindi R, u. a. The validity and

- reliability of consumer-grade activity trackers in older, community-dwelling adults: A systematic review. *Maturitas*. Juni 2018;112:85–93.
30. De Ridder R, De Blaiser C. Activity trackers are not valid for step count registration when walking with crutches. *Gait Posture*. Mai 2019;70:30–2.
 31. Johansson J, Nordström A, Nordström P. Objectively measured physical activity is associated with parameters of bone in 70-year-old men and women. *Bone*. Dezember 2015;81:72–9.
 32. Larsen RT, Korfitsen CB, Juhl CB, Andersen HB, Langberg H, Christensen J. Criterion validity for step counting in four consumer-grade physical activity monitors among older adults with and without rollators. *Eur Rev Aging Phys Act Off J Eur Group Res Elder Phys Act*. 2020;17:1.
 33. Treacy D, Hassett L, Schurr K, Chagpar S, Paul SS, Sherrington C. Validity of Different Activity Monitors to Count Steps in an Inpatient Rehabilitation Setting. *Phys Ther*. 1. Mai 2017;97(5):581–8.
 34. Welk GJ, McClain J, Ainsworth BE. Protocols for Evaluating Equivalency of Accelerometry-Based Activity Monitors. *Med Sci Sports Exerc*. Januar 2012;44(1S):S39.
 35. Apple Watch Series 4 ist der ultimative Gesundheitsbegleiter. [Internet]. Apple Newsroom (Deutschland). [zitiert 26. Dezember 2021]. Verfügbar unter: <https://www.apple.com/de/newsroom/2018/09/redesigned-apple-watch-series-4-revolutionizes-communication-fitness-and-health/>
 36. Wie beginne ich mit Fitbit Charge 3? [Internet]. [zitiert 22. Januar 2022]. Verfügbar unter: https://help.fitbit.com/articles/de/Help_article/2395.htm
 37. PAL family [Internet]. [zitiert 22. Januar 2022]. Verfügbar unter: <https://www.palt.com/pals/>
 38. ppandp. stappone Sohle Visual [Internet]. LMP. [zitiert 22. Januar 2022]. Verfügbar unter: <https://www.lmp.wien/wp-content/uploads/2018/08/stappone.jpg>
 39. GAITRite | World Leader in Temporospatial Gait Analysis [Internet]. gaitrite. [zitiert 22. Januar 2022]. Verfügbar unter: <https://www.gaitrite.com>

40. GAITRite_Handbuch_4.7.pdf [Internet]. [zitiert 11. Mai 2020]. Verfügbar unter: https://www.winkertec.de/Downloads/Gaitrite/GAITRite_Handbuch_4.7.pdf
41. GmbH RP. Rölke Pharma – GAITRite® tragbares Ganganalysesystem [Internet]. 2010 [zitiert 22. Januar 2022]. Verfügbar unter: <https://roelkepharma.de/gaitrite-fachinfo.php>
42. Swamidass PM, Herausgeber. MAPE (mean absolute percentage error)MEAN ABSOLUTE PERCENTAGE ERROR (MAPE). In: Encyclopedia of Production and Manufacturing Management [Internet]. Boston, MA: Springer US; 2000. S. 462–462. Verfügbar unter: https://doi.org/10.1007/1-4020-0612-8_580
43. Bates D, Mächler M, Bolker B, Walker S. Fitting Linear Mixed-Effects Models Using lme4. *J Stat Softw.* 7. Oktober 2015;67(1):1–48.
44. Lüdecke D, Bartel A, Schwemmer C, Powell C, Djalovski A, Titz J. sjPlot: Data Visualization for Statistics in Social Science [Internet]. 2021 [zitiert 23. Januar 2022]. Verfügbar unter: <https://CRAN.R-project.org/package=sjPlot>
45. Lüdecke D. ggeffects: Tidy Data Frames of Marginal Effects from Regression Models. *J Open Source Softw.* 29. Juni 2018;3(26):772.
46. Fokkema T, Kooiman TJM, Krijnen WP, VAN DER Schans CP, DE Groot M. Reliability and Validity of Ten Consumer Activity Trackers Depend on Walking Speed. *Med Sci Sports Exerc.* April 2017;49(4):793–800.
47. Svarre FR, Jensen MM, Nielsen J, Villumsen M. The validity of activity trackers is affected by walking speed: the criterion validity of Garmin Vivosmart® HR and StepWatch™ 3 for measuring steps at various walking speeds under controlled conditions. *PeerJ.* 2020;8:e9381.
48. Veerabhadrapa P, Moran MD, Renninger MD, Rhudy MB, Dreisbach SB, Gift KM. Tracking Steps on Apple Watch at Different Walking Speeds. *J Gen Intern Med.* Juni 2018;33(6):795–6.
49. Amin T, Mobbs RJ, Mostafa N, Sy LW, Choy WJ. Wearable devices for patient monitoring in the early postoperative period: a literature review. *mHealth.* 2021;7:50.
50. Siu AL, Penrod JD, Boockvar KS, Koval K, Strauss E, Morrison RS. Early Ambulation After Hip Fracture. *Arch Intern Med.* 10. April 2006;166(7):766–71.

51. Schmal H, Holsgaard-Larsen A, Izadpanah K, Brønd JC, Madsen CF, Lauritsen J. Validation of Activity Tracking Procedures in Elderly Patients after Operative Treatment of Proximal Femur Fractures. *Rehabil Res Pract*. 19. Juni 2018;2018:e3521271.
52. Feehan LM, Geldman J, Sayre EC, Park C, Ezzat AM, Yoo JY, u. a. Accuracy of Fitbit Devices: Systematic Review and Narrative Syntheses of Quantitative Data. *JMIR MHealth UHealth*. 9. August 2018;6(8):e10527.
53. Why activPAL? [Internet]. [zitiert 24. Oktober 2021]. Verfügbar unter: <https://www.palt.com/why-activpal/>
54. Batterie und Leistung der Apple Watch [Internet]. Apple Support. [zitiert 22. Oktober 2021]. Verfügbar unter: <https://support.apple.com/de-de/HT210551>
55. Fitbit Charge 3™ Advanced Fitness Tracker | Shop [Internet]. [zitiert 22. Oktober 2021]. Verfügbar unter: <https://www.fitbit.com/global/de/products/trackers/charge3>
56. Produktseite [Internet]. stappone. [zitiert 22. Oktober 2021]. Verfügbar unter: <https://www.stappone.com/produktseite/>
57. Bork H. [Rehabilitation after hip and knee endoprosthesis treatment in the elderly]. *Orthopade*. Januar 2017;46(1):69–77.
58. Rowe VT, Neville M. Measuring Reliability of Movement With Accelerometry: Fitbit® Versus ActiGraph®. *Am J Occup Ther Off Publ Am Occup Ther Assoc*. April 2019;73(2):7302205150p1–6.
59. Chu AHY, Ng SHX, Paknezhad M, Gauterin A, Koh D, Brown MS, u. a. Comparison of wrist-worn Fitbit Flex and waist-worn ActiGraph for measuring steps in free-living adults. *PloS One*. 2017;12(2):e0172535.
60. Mikkelsen M-LK, Berg-Beckhoff G, Frederiksen P, Horgan G, O’Driscoll R, Palmeira AL, u. a. Estimating physical activity and sedentary behaviour in a free-living environment: A comparative study between Fitbit Charge 2 and Actigraph GT3X. *PloS One*. 2020;15(6):e0234426.
61. Apple Watch für genauere Trainingseinheiten und Aktivitäten kalibrieren [Internet]. Apple Support. [zitiert 5. November 2021]. Verfügbar unter: <https://support.apple.com/de-de/HT204516>

62. Mit der EKG-App auf der Apple Watch ein EKG aufzeichnen [Internet]. Apple Support. [zitiert 19. Dezember 2021]. Verfügbar unter: <https://support.apple.com/de-de/HT208955>
63. Sjöberg V, Westergren J, Monnier A, Lo Martire R, Hagströmer M, Äng BO, u. a. Wrist-Worn Activity Trackers in Laboratory and Free-Living Settings for Patients With Chronic Pain: Criterion Validity Study. JMIR MHealth UHealth. 12. Januar 2021;9(1):e24806.
64. Keppler AM, Nuritidinow T, Mueller A, Hoefling H, Schieker M, Clay I, u. a. Validity of accelerometry in step detection and gait speed measurement in orthogeriatric patients. Dobkin BH, Herausgeber. PLOS ONE. 30. August 2019;14(8):e0221732.

10. Veröffentlichungen

Teile dieser Dissertation wurden bereits veröffentlicht

10.1 Vorträge

Zaccaria R, Keppler AM, Böcker W, Neuerburg C, Schniepp R, Kammerlander C, Fürmetz J. Wearables zur Objektivierung der postoperativen Mobilität in der O&U? Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie (DKOU), Berlin 26.-29. Oktober 2021.

11. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. Wolfgang Böcker, ärztlicher Direktor des Muskuloskeletalen Universitätszentrums der Ludwig-Maximilians-Universität München sowie Herrn PD Dr. med. Julian Fürmetz, Leitender Arzt der Fachabteilung Sporttraumatologie und Arthroskopische Chirurgie an der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Murnau für das ermöglichen dieser Arbeit, die Bereitstellung des Themas sowie die hervorragende Betreuung während der gesamten Zeit. Gleichzeitig möchte ich es allerdings nicht verpassen mich ebenfalls bei Herrn Dr. med. Alexander Keppler, Maximilian Wühr, Herrn PD Dr. med. Roman Schniepp sowie Fabian Schenkel für die wertvolle Unterstützung bei dem Projekt zu bedanken.

Für die hilfreichen Anregungen, die wertvollen Ratschläge sowie für die Zeit, die er aufgebracht hat, um all meine Nachfragen zu beantworten, möchte ich mich bei Herrn PD Dr. med. Julian Fürmetz herzlich bedanken, der seit meiner Zeit im praktischen Jahr nunmehr einen Freund und einen Mentor für mich darstellt.

Ein besonderer Dank gilt allen Teilnehmern und Teilnehmerinnen dieser Studie, ohne die diese Arbeit nicht hätte entstehen können. Insbesondere der Patienten, die mit Bereitschaft und Motivation kurz nach einer Operation sich bereit erklärt haben, bei der Studie mitzumachen.

Des Weiteren geht mein Dank auch dem Pflegepersonal und den Physiotherapeuten der Stationen H22, G2 und G11 und H11 des Universitätsklinikums Großhadern der LMU München für die Unterstützung bei der Rekrutierung geeigneter Kandidaten für die Studie.

Der Ludwig-Maximilia-Universität sowie der Firma stAPPtronics GmbH danke ich für die Bereitstellung der AT. Meiner Frau Anja Julia Hübel danke ich für die wertvolle Unterstützung und für Zeit, die sie sich genommen hat, um meine Arbeit Korrektur zu lesen.

13. Eidesstattliche Versicherung

Ich, Richard Zaccaria, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Titel: „Mobilität nach Trauma - welcher Sensor wann?“ selbst verfasst und keine anderen, als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe. Des Weiteren bestehen keine Interessenkonflikte. Die Geldgeber spielten keine Rolle bei der Konzeption der Studie, bei der Erhebung, Analyse oder Interpretation der Daten, beim Verfassen der Arbeit und bei der Entscheidung, die Ergebnisse zu veröffentlichen.

Herrsching am Ammersee, den 19.10.2022
Ort, Datum

Richard Zaccaria
Unterschrift