

Westsächsische Hochschule Zwickau

University of Applied Sciences

HOCHSCHULE FÜR MOBILITÄT | UNIVERSITY FOR MOBILITY

Entwicklung eines Messmoduls zur Beurteilung von Haltung, Bewegung und Aktivität im Arbeitsumfeld

MASTERARBEIT

MAXIMILIAN TOBIAS SCHWIERCZ

Ausgabedatum: 22.07.2019

Abgabedatum: 30.08.2020

Gutachter/in: Prof. Dr. Leonore Heiland

Gutachter/in: Prof. Dr.-Ing. Torsten Merkeli

Metadaten

Schwiercz, Maximilian Tobias: Entwicklung eines Messmoduls zur Beurteilung von Haltung, Bewegung und Aktivität im Arbeitsumfeld, Westsächsische Hochschule Zwickau, Fakultät Physikalische Technik/ Informatik, Studiengang Medizin- und Gesundheitstechnologie (Master), Masterarbeit, Abgabetermin 30.08.2020,

67 Seiten, 41 Literaturquellen, 20 Abbildungen, 9 Tabellen

Autorenreferat

Ziel der Arbeit ist die Konzeption eines Messsystems zur Erfassung von Haltung und Bewegung im Arbeitsumfeld als Teilmodul des Forschungsprojektes midasKMU. Dazu werden die Möglichkeiten der messtechnischen Erfassung von Bewegung und Position am Körper dargestellt sowie die anatomischen Besonderheiten der bewegten Gelenke. Zusammen mit den bisherigen Ergebnissen aus dem Forschungsprojekt und der Betrachtung der arbeitswissenschaftlichen Methoden sowie aktuell verfügbaren Systemen wird ein Anforderungskatalog nach MoSCoW - Kriterien aufgestellt. Auf Grundlage des Kataloges wird ein theoretisches Konzept für die messtechnische Erfassung relevanter Größen mithilfe am Körper getragener Sensoren vorgestellt. Im praktischen Teil der Arbeit wird das Konzept für die unteren Extremitäten prototypisch umgesetzt. Das entstandene Modul wird mithilfe eines Testaufbaus geprüft und mit dem theoretischen Anforderungskatalog verglichen. Die Auswertung der Messergebnisse wird zur Verbesserung und Erweiterung des theoretischen Konzeptes verwendet. Im Ausblick der Arbeit werden nächste Schritte vorgestellt um den Prototypen genauer, stabiler und benutzerfreundlicher zu gestalten mit dem Ziel eine Anwendung im Arbeitsumfeld zu ermöglichen.

Abstract

The aim of the thesis is the conception of a body-worn, person-independent measuring system for recording posture and movement in the work environment as a sub-model of the midasKMU research project. For this purpose, the possibilities of a body-worn system measuring movement and position are shown as well as the anatomical features of the moving joints. Together with the previous results from the research project and the consideration of ergonomic methods as well as currently available systems, a catalog of requirements according to MoSCoW criteria is drawn up. On the basis of the catalog, a theoretical concept for the measurement of relevant data using accelerations sensors will be introduced. The concept for lower extremities is implemented as a prototype and checked using a test movement. The results are compared with the catalog of theoretical requirements. The evaluation of the results is used to improve and expand the theoretical concept. For the outlook of this study, the next steps are presented to make the prototype more precise, more stable and more user-friendly with the intention of making it possible to use in the work environment.

Inhaltsverzeichnis

Autorenreferat	Fehler! Textmarke nicht definiert.
Abbildungsverzeichnis	IV
Tabellenverzeichnis	V
1. Einleitung	6
1.1 Problemstellung	6
1.2 Zielstellung	7
2. MidaskMU	8
3. Mathematische Grundlagen zur Beschreibung von Bewegung	10
3.1 Kartesisches Koordinatensystem	10
3.2 Bewegung	12
4. Sensoren zur Positions- und Bewegungserfassung	14
4.1 GPS	14
4.2 Gyroskope	15
4.3 Beschleunigungssensoren	16
4.4 Kombination der Sensoren	17
5. Anatomie und Physiologie des Bewegungsapparates	18
5.1 Beschreibung des Bewegungsapparates	18
5.2 Aufbau eines Gelenks	19
5.3 Neutral-Null-Methode	21
6. Arbeitswissenschaft	23
6.1 Leitmerkmal-methode	23
6.2 RULA	24
6.3 OWAS	25
6.4 Vergleich der Methoden	26
6.5 CUELA	27
7. Anforderungsanalyse	29
7.1 Die MoSCoW-Analyse	29
7.2 Anforderungskatalog	30
8. Messkonzept für den gesamten Körper	32
8.1 Sensorplatzierung zur Bewegungserfassung	32
8.2 Sensorplatzierung zur Erfassung der Kräfte auf den Körper	33
8.3 Zusammensetzung des Systems	33
9. Entwickelter Prototyp	35
9.1 Hardware	35

9.2	Software	40
9.3	Test des Messsystems	43
10.	Auswertung der Messdaten	45
11.	Fazit	51
11.1	Rückschlüsse auf das Konzept	51
11.2	Vergleich des Systems mit den gestellten Anforderungen	52
11.3	Häufig auftretende Probleme	54
12.	Diskussion	57
13.	Ausblick	58
13.1	Hardware	58
13.2	Software	60
14.	Literatur	62
	Anhänge	65

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Definierte Messgrößen und deren Nutzen [8]	8
Abbildung 2: Tätigkeitsformen im Projekt midasKMU [8]	9
Abbildung 3: Kartesisches Koordinatensystem zweidimensional (links) und dreidimensional (rechts)	10
Abbildung 4: Aufbau eines Gelenkes [19]	19
Abbildung 5: Aufbau eines Gelenkes (1) die häufigsten Gelenkarten des menschlichen Körpers (2) [26]	21
Abbildung 6: Beurteilungskategorien der LMM-HHT [29 S. 10].	24
Abbildung 7: Gesamtpunktwerte und die abgeleiteten vorgehen nach RULA [31 S. 13]	24
Abbildung 8 Ergebnisse durch RULA nach	24
Abbildung 9: Aktionskategorien nach OWAS [31]	25
Abbildung 10 Bewertung von Winkelstellungen des Knies. Ausschnitt	28
Abbildung 11 Sensorplatzierung Bewegungserfassung (eigene Darstellung)	32
Abbildung 12 Aufbau des Systems (eigene Darstellung in fritzing)	39
Abbildung 13: Programmablaufplan (eigene Darstellung)	41
Abbildung 14: Warnung Arduino (eigen Darstellung)	42
Abbildung 15: Kreisbewegung (eigene Darstellung)	43
Abbildung 16: $v(t)$ des linken Fußes (eigene Darstellung mit Matlab)	45
Abbildung 17: Positionsverlauf bei 65 Umdrehungen und 11 Hz.	47
Abbildung 18 Positionsverlauf bei 20 Umdrehungen/min und 11Hz.	48
Abbildung 19 Positionsverlauf bei 20 Umdrehungen/min und 3Hz.	48
Abbildung 20 Punktwerte der gemessenen Bewegung	49

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Innenwinkel der projizierten Vektoren	12
Tabelle 2 Bewegungsarten	13
Tabelle 3 Referenz ausgewählter Gelenke für die NNM nach [27]	22
Tabelle 4 Grundlegende Anforderungen	30
Tabelle 5 Anforderungen durch die Integration mit midasKMU	31
Tabelle 6 I2C Bus Zustände nach [35]	37
Tabelle 7 I2C Adressen verwendeter Geräte	38
Tabelle 8 Besondere Kreispunkte	43
Tabelle 9 Vergleich Teensy mit Arduino	58

1. Einleitung

1.1 Problemstellung

„Der demografische Wandel ist in Deutschland längst angekommen. Die sinkende Zahl der Menschen im jüngeren Alter und die gleichzeitig steigende Zahl älterer Menschen verschieben den demografischen Rahmen in bisher nicht gekannter Art und Weise“ [1]. Dieser vom Statistischen Bundesamt festgestellte Wandel hat auch direkten Einfluss auf die Bevölkerung im erwerbsfähigen Alter. So hat sich das Medianalter von 37 auf 45 Lebensjahre erhöht. Gerade für die Flächenländer im Osten geht aus einer 2015 erstellten Hochrechnung für das Jahr 2060 hervor, dass sich das Verhältnis Bevölkerung zwischen 20 und 64 zur Bevölkerung 65 und älter von 7,6 zu 3,0 im Jahr 2013, auf 4,6 zu 3,1 (in Millionen) verändern wird [2]. Auch in den Flächenländern West nimmt der Anteil erwerbsfähiger Bevölkerung ab. Lediglich die Stadtstaaten wie Berlin können ihr Verhältnis ungefähr halten. Dieser Wandel hat daher früher oder später auch Einfluss auf die Arbeitswelt. So wird Unternehmen klar, dass die Gesundheit der Angestellten ein schützenswertes Gut ist. Dies hat VW im Nachhaltigkeitsbericht von 2018 so formuliert: „Wir wollen nicht nur die fachlichen Kompetenzen unserer Mitarbeiter stärken, sondern auch ihre Gesundheit. Das ist die Voraussetzung, um berufliche Leistungen zu erbringen und mit Belastungen des Bewegungsapparats umgehen zu können, die für die Arbeit in einem Produktionsunternehmen typisch sind. Unter Nachhaltigkeit im Bereich Gesundheit verstehen wir, dass möglichst jeder Mitarbeiter gesund in Rente gehen soll. Diese langfristige Orientierung erleichtert unserem Konzern zudem den Umgang mit dem demografischen Wandel in Gestalt einer alternden Gesellschaft, wie er für Deutschland mittlerweile charakteristisch ist“ [3]. Dies zeigt, dass der Fokus von Unternehmen bei dem effizienten Einsatz von Ressourcen sogar auf den Faktor Arbeit/ Mensch und die Gesundheit rückt.

Dazu muss die Belastung auf den/die Arbeiter/in bereits in der Planung und Ausgestaltung aber auch in der Weiterentwicklung des Arbeitsplatzes berücksichtigt werden. Die Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin hat Werkzeuge bereitgestellt, um eine möglichst objektive Ermittlung der physischen Arbeitsbelastung zu ermöglichen. Diese und andere werden in Kapitel 6 der Arbeit erläutert. Aktuell sind diese Instrumente papierbasiert und damit mit Arbeitsaufwand für das Ausfüllen und Auswerten verbunden. Zumal eine Erfassung nie zeitgleich zur Belastung von der ausführenden Person möglich ist. Computergestützte Modelle wie die digitale Fabrik zur Gestaltung der Arbeits- und Prozessabläufe sollen die Arbeitsbelastung bereits zu Beginn so gering wie möglich halten. Dabei sind diese Modelle generell nur bei wiederkehrenden Arbeitsprozessen und Arbeitsschritten möglich. Hochindividuelle Arbeitsbelastungen wie zum Beispiel während eines Feuerwehreinsatzes können nicht ausreichend genau simuliert werden[4]. Neben der

Simulation zur Planung des Arbeitsprozesses fehlen für eine kontinuierliche Verbesserung regelmäßig erhobene und validierte Messwerte der Belastung.

Daraus wird sichtbar, dass von der Vorbereitung bis zur Weiterentwicklung von Arbeitsplätzen belastbare Daten aus möglichst vielen individuellen Messreihen nötig sind. In der bisherigen Form der Erfassung ist dies jedoch sehr zeit- und kostenaufwendig.

Neben dem demografischen Wandel gibt es weitere Aspekte die grundlegende Veränderungen im gesellschaftlichen Leben herbeiführen und bereits herbeigeführt haben. So hat sich Elektronik in den letzten Jahren stark verkleinert und ist gleichzeitig leistungsfähiger geworden. Dies gilt auch für diverse Sensoren zur Positionserfassung oder Bestimmung von Bewegung. Im Heim- und Fitnessbereich werden diese schon in einer Vielzahl von sogenannten Fitness Trackern oder anderen Geräten für einen gesunden Lifestyle verbaut.

Der Gedanke liegt daher nah, diese in gleicher oder ähnlicher Form für die Erfassung der Arbeitsbelastung zu verwenden. Dadurch ist potenziell eine Registrierung aller physischen Belastungen objektiv, elektronisch und ohne Zeitversatz möglich. Zusätzlich können die Daten digital gespeichert und ausgewertet werden. Die Auswertung der Daten kann extern und automatisch erfolgen. Dadurch können die Kosten drastisch gesenkt werden und die Objektivität der Daten und Auswertung wird erhöht.

1.2 Zielstellung

Ziel der Arbeit ist daher die Konzeption eines am Körper getragenen Messprinzips für die Erfassung der körperlichen Belastungen während eines Arbeitstages. Die erfassten Messwerte sollen der besseren Einschätzung nach typischen Modellen der Arbeitswissenschaft dienen. Im praktischen Teil der Arbeit ist es das Ziel einen Teil dieses Konzeptes umzusetzen und die Auswertung technisch zu ermöglichen. Eine komplette arbeitswissenschaftliche oder medizinische Auswertung der Daten findet dabei nicht statt.

2. MidasKMU

Das MidasKMU ist ein durch den Europäischen Sozialfond gefördertes Nachwuchsforscherprojekt an der Westsächsischen Hochschule Zwickau (WHZ) [5]. Im Förderzeitraum von 07/2017 bis 06/2020 entwickelt ein interdisziplinäres Team [6] einen Gesundheitsassistenten „zur ergonomischen Arbeitsgestaltung“ [7]. „Das System ist für die gezielte Arbeitsanalyse, Gefährdungsbeurteilung und die vergleichende Arbeitssystemoptimierung einsetzbar.“ [7] Dafür muss die Belastung des Probanden erfasst werden. Herkömmliche Erfassung von Bewegung und Belastung aus dem Freizeitbereich erfolgt mittels Wearables wie Smart Watches, Fitnessarm- bzw. Brustgurten oder über das Handy. Diese Geräte sind auf Grund der Messungenauigkeiten nicht für die benötigte Auswertung geeignet [5]. Als erster Prototyp ist daher ein Messanzug in Form eines Funktionsshirts entwickelt worden. Damit können Vitaldaten wie die Atemfrequenz und Herzratenvariabilität sicher und mit ausreichender Genauigkeit erfasst werden.

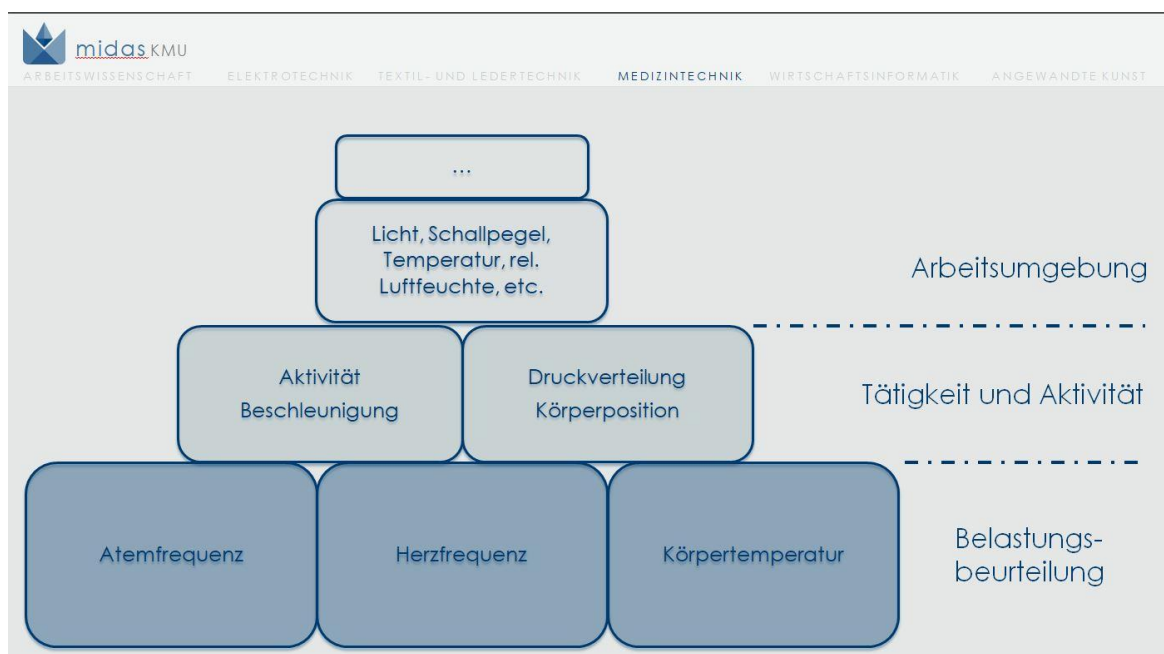


Abbildung 1: Definierte Messgrößen und deren Nutzen [8]

Aus der Abbildung 1 werden die Unterteilung der Messgrößen und die aus den Werten ermittelten Informationen ersichtlich. Das Funktionsshirt erfasst die grundlegenden Daten. Dadurch ist eine Belastungsbeurteilung möglich. Die Herzratenvariabilität ist die „Fähigkeit eines Organismus [...] die Frequenz des Herzrhythmus zu verändern [9]“. Je nach Belastung werden die Herzfrequenz und die Atemfrequenz angepasst. Steigt die Intensität, steigen auch Herz- und Atemfrequenz [9]. Durch das Messen der Herzfrequenz kann damit eine Belastungsbeurteilung erfolgen.

Die bisherigen Messreihen haben zur Klassifizierung von 5 Tätigkeitsformen geführt.



Abbildung 2: Tätigkeitsformen im Projekt midaskMU [8]

Mithilfe der Herzratenvariabilität kann die Länge und die Intensität der Belastung erfasst werden, jedoch nicht die Art. Dabei kann die Belastung am Arbeitsplatz grundsätzlich in zwei Kategorien unterteilt werden. Unter psychischer Belastung versteht man mentalen Stress. Dieser kann beispielsweise durch Zeitdruck, Frustration oder Lichtverhältnisse ausgelöst werden. Physische Belastung beschreibt die körperliche Beanspruchung. Diese kann durch das Tragen von schweren Lasten, vieles Laufen oder angespannte Haltungen beim Arbeiten hervorgerufen werden. Eine genaue Beschreibung welche körperlichen Belastungen und deren Kriterien für die Arbeitswissenschaft relevant sind, erfolgt im Kapitel Arbeitswissenschaft. Für eine genaue Beurteilung der Arbeitssituation und Auswertung für den Probanden ist jedoch wichtig woher die Belastung kommt. So muss der Arbeitgeber bei physischer Belastung anders reagieren als bei psychischer. Des Weiteren treten bestimmte Belastungen bei einigen Tätigkeitsfeldern nicht auf. Ein PC-Arbeitsplatz mit kognitiver und digitaler Tätigkeit hat andere Belastungssituationen als ein Arbeitsplatz am Fließband oder in der Schwerindustrie. Da die Erfassung der Herzratenvariabilität bereits im Projekt realisiert wurde, befasst sich diese Arbeit mit der Bewegung des Körpers, um die Art der Tätigkeit und Ursache der Belastung festzustellen. Hierbei werden nur physische Belastungen erfasst. Des Weiteren beschränkt sich das Messmodell auf die Erfassung von größeren Bewegungen bzw. Haltungen. So soll die Bewegung einzelner Finger oder Fingerglieder nicht durch das zu entwickelnde Messmodell erfasst werden. Alle Komponenten sind dabei modular sodass sie jeweils an den Bedarf, den Arbeitsplatz sowie die Tätigkeit angepasst werden können.

3. Mathematische Grundlagen zur Beschreibung von Bewegung

3.1 Kartesisches Koordinatensystem

Die mathematische Beschreibung von Positionen erfolgt mittels eines Koordinatensystems. Dies kann sowohl zweidimensional wie auch dreidimensional sein. Als fester Bezugspunkt wird dabei der Ursprung des Systems genommen. Von diesem werden Achsen orthogonal zueinander angeordnet. Im dreidimensionalen Raum steht die dritte Achse orthogonal zur Ebene der beiden anderen Achsen.

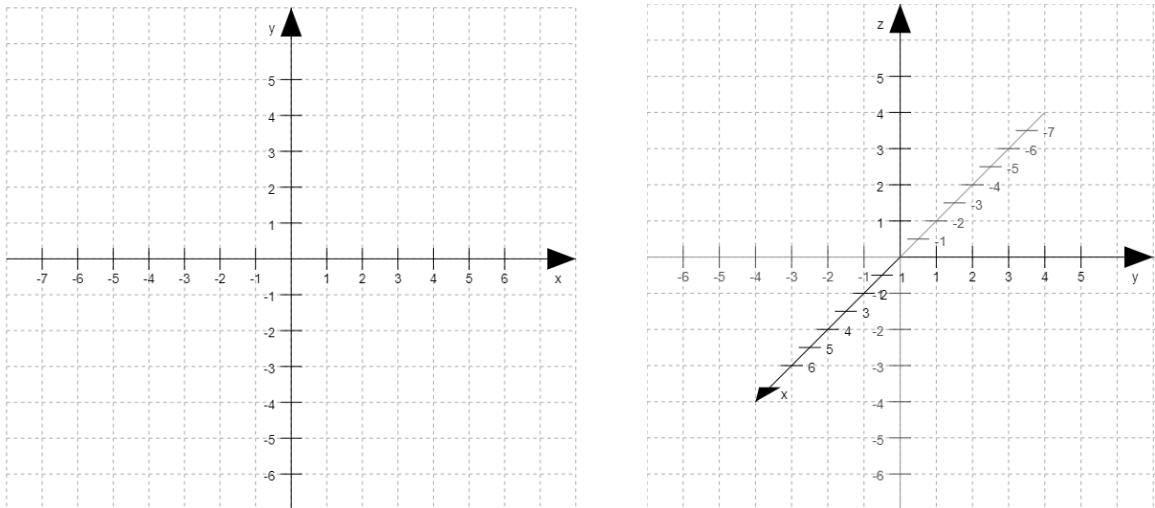


Abbildung 3: Kartesisches Koordinatensystem zweidimensional (links) und dreidimensional (rechts)

Üblicherweise werden rechtsdrehende Koordinatensysteme verwendet. Die Achsen werden mit Variablen beschriftet (x,y,z). Zur Beschreibung der Lage eines Punktes wird der n-fache Abstand entlang der Achsen angegeben.

$$P = kx, ly, mz \quad (1)$$

Oder als Vektorschreibweise

$$P = \begin{pmatrix} kx \\ ly \\ mz \end{pmatrix} \quad (2)$$

Aus der Formel 2 folgt für den Koordinatenursprung.

$$P_0 = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad (3)$$

Abstand zwischen zwei Punkten

Der Abstand bzw. die gerade Strecke zwischen zwei Punkten kann aus dem Koordinatensystem ermittelt werden. Es entspricht dem Betrag des Vektors zwischen den beiden Punkten. Dieser berechnet sich aus

$$P_{\text{Ende}} - P_{\text{Anfang}} \quad (4)$$

Der Punkt P_1 hat die Koordinaten (1;1;1). Der Abstand zu P_0 berechnet sich mithilfe von Formel 4.

$$P_1 - P_0 = \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \\ 1 \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (5)$$

Der Vektor vom Koordinatenursprung zu einem Punkt wird als Ortsvektor bezeichnet und beschreibt die direkte und kürzeste Strecke zu einem Punkt.

Die Länge eines Vektors berechnet sich mit der Formel

$$|\vec{V}| = \sqrt{k^2 + l^2 + m^2} \quad (6)$$

Für den Ortsvektor zum Punkt P_1 ($\vec{P}_1$) ergibt sich daher

$$s = |\vec{P}_1| = \sqrt{1^2 + 1^2 + 1^2} = \sqrt{3} \approx 1,73 \quad (7)$$

Winkel zwischen zwei Vektoren

Die Berechnung des Innenwinkels zwischen zwei Vektoren erfolgt mit der Formel:

$$\cos(\theta) = \frac{u \cdot v}{|u| \cdot |v|} \quad (8)$$

Zur Berechnung wird das Skalarprodukt der beiden Vektoren benötigt:

$$u \cdot v = u_x \cdot v_x + u_y \cdot v_y + u_z \cdot v_z \quad (9)$$

Als Beispiel sind die beiden Vektoren $u = (1;2;3)$ und $v = (1;3;2)$ angenommen. Mit Hilfe der Formel 9 ergibt sich:

$$u \cdot v = 1 \cdot 1 + 2 \cdot 3 + 3 \cdot 2 = 13 \quad (10)$$

Das Ergebnis wird in die Formel 8 eingesetzt und die Beträge der Vektoren mit Hilfe der Formel 6 berechnet. Daraus folgt:

$$\cos(\theta) = \frac{u \cdot v}{|u| \cdot |v|} = \frac{13}{14} \quad (11)$$

Nach θ aufgelöst ergibt sich

$$\theta = \cos^{-1}\left(\frac{13}{14}\right) \approx 21,79^\circ \quad (12)$$

Für die weitere Arbeit ist der Winkel zwischen zwei Vektoren auf einer Ebene interessant. Dazu müssen die Vektoren auf die Ebene projiziert werden. Dazu wird lediglich der Teil des Vektors genommen, der auf der Ebene liegt. Vektor u in der x,y-Ebene beträgt (1;2). Die Berechnung des Winkels erfolgt ebenfalls mit Hilfe der Formel 8. Damit ergeben sich folgende Winkel in den Ebenen:

Tabelle 1 Innenwinkel der projizierten Vektoren

Ebene	Winkel
x,y - Ebene	8,13 °
x,z - Ebene	8,13 °
y,z - Ebene	22,62 °

3.2 Bewegung

Unter Bewegung versteht man die Ortsveränderung eines Punktes zu einem Bezugspunkt über die Zeit. Als Bezugspunkt wird der Koordinatenursprung verwendet. Dadurch ist der Abstand zum letzten Punkt auch die Strecke. Die Positionsveränderung kann also als Funktion $s(t)$ bzw. $x(t)$ bei der Bewegung auf der X - Achse angegeben werden. Für die Bewegung auf den anderen Achsen wird die Funktion mit der entsprechenden Achsenbeschriftung angegeben. Die komplette Positionsveränderung $s(t)$ lässt sich damit auf die einzelnen Achsen aufteilen.

$$s = (s_x; s_y; s_z) \quad (8)$$

Geschwindigkeit

Die Geschwindigkeit v bezeichnet die Veränderung der Strecke über die Zeit. Also die Veränderung der Funktion $s(t)$. Die Geschwindigkeit hat die Einheit $\frac{m}{s}$. Für die Berechnung gilt

$$v = \frac{ds(t)}{dt} = s'(t) \quad (9)$$

Für $s(t)$ -Funktionen ersten Grades gilt vereinfacht

$$v = \frac{P(t_2) - P(t_1)}{t_2 - t_1} = \frac{P_{Ende} - P_{Anfang}}{t_{Ende} - t_{Anfang}} \quad (10)$$

Die Geschwindigkeit bleibt während der gesamten Messdauer gleich. Wie die Strecke ist dementsprechend auch die Geschwindigkeit eine vektorielle also gerichtete Größe. Sie lässt sich daher ebenfalls in eine X-, Y- und Z - Komponente teilen.

$$\vec{v} = \left(\frac{dx(t)}{dt}; \frac{dy(t)}{dt}; \frac{dz(t)}{dt} \right) = (v_x; v_y; v_z) \quad (11)$$

Beschleunigung

Die Beschleunigung ist die Veränderung der Geschwindigkeit über die Zeit. Also die Veränderung der Funktion $v(t)$. Es gelten daher dieselben Formeln wie für die Geschwindigkeit jedoch in Verbindung mit $v(t)$ statt $s(t)$.

Wie aus der bisherigen Betrachtung hervorgeht, kann die Strecke und damit die Position anhand der Funktion $a(t)$ berechnet werden, sofern ein Anfangspunkt bekannt ist. Mathematisch ist die Strecke das Doppelintegral der Beschleunigung.

$$\iint a(t) dt dt = s(t) \quad (12)$$

Anhand der Geschwindigkeit und der Beschleunigung werden Bewegungsarten wie in Tabelle 2 dargestellt kategorisiert.

Tabelle 2 Bewegungsarten

<i>Bewegungsart</i>		
<i>unbeschleunigte Bewegung</i> <i>a=0</i> <i>v= konstant</i>	<i>beschleunigt Bewegung</i> <i>a≠0</i>	
	<i>Gleichmäßig</i> <i>a= konstant</i>	<i>Ungleichmäßig</i> <i>a als a(t)</i>

4. Sensoren zur Positions- und Bewegungserfassung

Es gibt zahlreiche Sensoren zur Positionserfassung. Die hier vorgestellten sind lediglich eine Auswahl an möglichen Sensoren, die am Körper getragen werden können. Größere Messverfahren wie akustische oder optische Positionsbestimmung benötigen einen größeren Aufbau und können nicht nur am Körper getragen werden. Daher werden diese Systeme in der Konzeption nicht weiter betrachtet und hier nicht erläutert.

4.1 GPS

GPS ist die Abkürzung des „Global Positioning System“ und die Kurzform des „Navigation System using Timing and Ranging – Global Positioning System“ (NAVSTAR-GPS) und bezeichnet ein vom US-Militär entwickeltes System zur globalen Positionserfassung mittels Satelliten [10]. Andere globale Navigationssatellitensysteme sind GLONASS (Globales Satellitennavigationssystem) der russischen Föderation, Galileo der Europäischen Union und Beidou der Volksrepublik China. Die Funktionsweise der Systeme ist grundsätzlich gleich. Jeder Satellit des einzelnen Systems strahlt unter anderem permanent seine Uhrzeit und seine individuellen Bahndaten aus. Mithilfe der Signallaufzeit und der Signalgeschwindigkeit kann die Entfernung des Empfängers zum Satelliten ermittelt werden. Durch die Verbindung zu mehreren Satelliten kann so die genaue Position auf der Erde ermittelt werden. Die Bahndaten der Satelliten und die Uhrzeit werden von Bodenstationen regelmäßig abgeglichen (bei GPS etwa alle zwei Stunden) [11]. Für eine Genauigkeit der Messung von wenigen Metern, muss die Genauigkeit der Laufzeitmessung unter zehn Sekunden liegen. Da die Empfänger in der Regel nicht über ausreichend genaue Uhren verfügen, wird ein zeitlicher Fehler gemessen und bei der Berechnung der Position berücksichtigt [11]. Durch die Beschaffenheit der einzelnen Schichten der Atmosphäre wird die Signallaufzeit beeinflusst. Diese Beeinträchtigung ist abhängig von der Frequenz. Daher verwenden hoch präzise Systeme mehrere Frequenzen. Für die meisten frei verfügbaren GPS-Empfänger steht jedoch nur eine Frequenz zur Verfügung.

Vor- und Nachteile von GPS

GPS es ist eines der ältesten Navigationssysteme durch Satelliten. Dadurch ergeben sich mehrere Vor- und auch Nachteile. Ein offensichtlicher Vorteil ist die Anzahl der Satelliten. In der aktuellen Konstellation stehen 24 Basiskonfiguration zur Verfügung. Aktuell sind bis zu sechs zusätzliche Satelliten im Einsatz, wobei insgesamt kein Satellit der Baureihe „GPS 1“ mehr im Einsatz ist. Diese hohe Satellitendichte garantiert dem Nutzer eine optimale Abdeckung der Erdoberfläche. Dadurch ergibt sich eine höhere Genauigkeit im Gegensatz zu anderen Satellitensystemen. Ein weiterer Vorteil des Systems liegt in der direkten Bestimmung der Position. So können die absolute Position und die Höhe ermittelt werden ohne dass der

Empfänger sich bewegt. Der große Nachteil von GPS ist die Anfälligkeit des Signals. So kann das Signal zum Beispiel durch Sonneneruption oder andere elektromagnetische Ereignisse gestört werden. Des Weiteren können Ereignisse innerhalb der Atmosphäre zu einer Verzerrung der Messung führen. Dies kann zum Beispiel durch Schneefall hervorgerufen werden. Gerade in dem umfassenden von der Arbeit betrachteten Einsatzgebiet ist die Notwendigkeit des Systems mit Satelliten zu kommunizieren ein bedeutender Nachteil. Bereits hohe Gebäude an einer Straße können zu Signalverlust und damit verbunden zu einer schlechten Positionsbestimmung führen. Innerhalb von Gebäuden ist in der Regel keine GPS Standortbestimmung möglich. Bei mobilen Systemen kommt zusätzlich der hohe Stromverbrauch von GPS-Empfängern zu tragen. Die satellitengestützte Positionsbestimmung kann daher für die weitere Konzeption des Messsystems ausgeschlossen werden.

4.2 Gyroskope

Als Gyroskop wird ein Kreiselinstrument oder auch Kreiselstabilisator bezeichnet. Es besteht aus einem rasch rotierenden symmetrischen Kreisel, der sich in beweglichen Lagern dreht. Dreht sich das Rad oder der Kreisel nicht, verhält sich das Gerät wie jeder andere Körper. Sobald sich das Rad allerdings schnell dreht, behält der Kreisel seine Lage bei, selbst wenn man ihn einseitig anhebt oder absenkt. Auf diese Weise kann der Kreisel als eine konstante Referenz verwendet werden. Daher werden Gyroskope in der Luft- sowie Raumfahrt eingesetzt. Bei Flugzeugen stellen sie den natürlichen Horizont dar. Dadurch kann die Schräglage des Flugzeugs erfasst werden. In der Raumfahrt werden Gyroskope dazu verwendet Satelliten in Rotation zu versetzen und dadurch ihre Ausrichtung zu korrigieren. Mithilfe eines Gyroskops ist keine direkte Bestimmung von Bewegung möglich. Jedoch kann die Lageänderung im Sinne der Ausrichtung gemessen werden. Neben der Luft- und Raumfahrt sind heutzutage elektromechanische Gyroskope in jedem Handy eingebaut. Dadurch kann die Lage des Handys und damit des Bildschirms ermittelt werden. Des Weiteren werden Gyroskope verwendet, um bei GPS-Systemen zum Beispiel im Auto einen Verlust des Satellitensignals zu überbrücken. Mithilfe der Geschwindigkeit und der Radstellung also der daraus resultierenden Bewegungsrichtung des Autos, kann die Position des Fahrzeuges ermittelt werden. Auch beim Handy wird die Ortung durch das Gyroskop verbessert.

Vor- und Nachteile von Gyroskopen

Gyroskope sind ideale Messinstrumente für einen künstlichen Horizont. Jedoch kann keine Änderung der Position gemessen werden. Bezogen auf die Lage eines Objektes im dreidimensionalen kartesischen Koordinatensystem bedeutet dies, dass die Ausrichtung des Körpers ermittelt werden kann, jedoch nicht die Position. Mit Hilfe des Gyroskops wird $\Delta\varphi_{(x;y;z)}$ (Winkelgeschwindigkeit) gemessen, jedoch nicht $\Delta s_{(x;y;z)}$.

4.3 Beschleunigungssensoren

Beschleunigungssensoren oder Accelerometer funktionieren nach dem zweiten Newtonschen Bewegungsgesetz. Dieses besagt, dass die Beschleunigung eines Körpers direkt proportional zu der auf den Körper wirkenden Kraft ist, dieselbe Richtung wie die Kraft hat und umgekehrt proportional zu ihrer Masse ist. Es gilt daher die Formel

$$F = m * a \quad (13)$$

Die von einem Beschleunigungssensor gemessene Größe ist also eigentlich nicht die Beschleunigung sondern die auf den Sensor wirkende Kraft [12]. Daher misst der Sensor out of the Box immer eine Beschleunigung ($9,81 \text{ m/s}^2$) da die Erdanziehungskraft wirkt.

Eine verbreitete Messmethode dafür ist die kapazitive Messung. Die Beschleunigung wird dabei als kapazitive Änderung einer beweglichen Masse erfasst. Dadurch kann die Masse vernachlässigt werden. Die Kapazität kann dabei einseitig oder differentiell erfasst werden. Da die Änderungen durch die Beschleunigung lediglich im Mikrometerbereich liegen, werden mehrere bewegliche Massen parallel geschaltet. Durch diese Anordnung wird eine höhere Kapazitätsänderung und damit eine genauere Messung erreicht. Durch die Kombination mehrerer Elemente kann die Kraft in verschiedene Richtungen gemessen werden. Die Genauigkeit kann dabei für jede Richtung unterschiedlich ausfallen. Beschleunigungssensoren werden in der Regel mit der Anzahl der aufgenommenen Achsen bezeichnet. Ein Beschleunigungssensor, der in eine Richtung misst, wird demnach als „1-Achsen“ Beschleunigungssensor bezeichnet. Zur Erfassung von freier Bewegung wird daher ein „3-Achsen“ Beschleunigungssensor (x, y, z) benötigt.

Vor- und Nachteile von Beschleunigungssensoren

Beschleunigungssensoren sind sehr individuell anpassbar. Aufgrund ihrer geringen Größe und des geringen Gewichts können sie nahezu an jedem Punkt angebracht werden. Auch der geringe Stromverbrauch ermöglicht einen weiträumigen Einsatz. Im Gegensatz zum Gyroskop kann der Beschleunigungssensor keine Aussage über seine Orientierung treffen.

Bei dem einfachen Sensor (Erfassung der Kraft in nur eine Richtung) wird dies besonders deutlich. Bei einer Bewegung in einer Richtung erfasst der Sensor die Beschleunigung nur, wenn die Messrichtung gleich der Bewegungsrichtung ist. Dreht man den Sensor um 90° wird keine Beschleunigung erfasst.

Ein weiterer Nachteil ist der Wert der Messung. Wie der Name schon beschreibt werden Beschleunigungen in eine oder mehrere Richtungen gemessen. Also keine direkte Position. Die Position kann berechnet werden, indem man die Beschleunigung über die Zeit doppelt integriert (siehe Kapitel 3). Dadurch ergibt sich auf die Dauer jedoch eine sehr ungenaue

Position. Angenommen der Sensor hat eine Ungenauigkeit von $\pm 5\%$ und der Startpunkt ist genau bekannt bei 0. Der Sensor misst für eine Sekunde eine Beschleunigung von 1m/s^2 . Für die gleichmäßig beschleunigte Bewegung ergibt sich daher mit Hilfe der Formel 12

$$s = \frac{a}{2}t^2 \quad (14)$$

ein zurückgelegter Weg von 0,5 Metern ohne Fehlertoleranz des Sensors. Die realen Messwerte liegen jedoch im Bereich von 0,475 Meter (mit $a=0,95\text{ m/s}^2$) bis 0,525 Meter (mit $a=1,05\text{ m/s}^2$). Hält die Beschleunigung um zehn Sekunden an, liegen die Werte zwischen 47,5 Metern und 52,5 Metern. Also bereits fünf Meter auseinander. Dieser Fehler potenziert sich nicht nur mit der Zeit. Durch Interpolation und Integration kommen weitere Ungenauigkeiten dazu.

4.4 Kombination der Sensoren

Jeder Sensor hat spezifische Vor- und Nachteile. Aus diesem Grund sind für die meisten Einsatzgebiete Kombinationen der Sensoren nötig. Dabei können zwei Sensortypen oder auch alle drei verbunden werden, um die gegebenen Nachteile auszugleichen.

Eine gängige, günstige und sinnvolle Kombination ist ein Gyroskop mit einem n-Achsen Beschleunigungssensor. Dadurch wird der Nachteil der beiden Sensoren ausgeglichen. Durch das Gyroskop kann die Orientierung des Beschleunigungssensors und die Winkelbeschleunigung erfasst werden. Die Bezeichnung dieser Sensoren orientiert sich an der Bezeichnung der Beschleunigungssensoren. Durch die Erfassung der Beschleunigung in X-, Y- und Z-Richtung, sowie die Erfassung der Rotation (Winkelbeschleunigung) spricht man von einem 6-Achsen Gyroskop oder 6-Achsen Beschleunigungssensor.

Eine andere gängige Kombination ist die Verbindung von einem GPS und einem Beschleunigungssensor. Diese Sensoren finden unter anderem in Navigationsgeräten für Autos Verwendung. Dadurch ist es möglich die Position des Autos auch ohne GPS Signal (zum Beispiel in einem Tunnel oder Tiefgarage) zu erfassen und darzustellen. Diese Kombination kann auch verwendet werden, wenn eine energiesparende, aber genaue Positionserfassung benötigt wird. Mit Hilfe des GPS kann die Position des Objektes regelmäßig genau bestimmt werden. Dadurch wird der beschriebene Fehler des Beschleunigungssensors regelmäßig minimiert.

5. Anatomie und Physiologie des Bewegungsapparates

5.1 Beschreibung des Bewegungsapparates

Als Bewegungsapparat wird die „Gesamtheit der zur Ausführung von Bewegung erforderlichen Teile des Körpers“ [13] verstanden. Medizinisch ist es „ein komplexes Organsystem des menschlichen Körpers, welches der Sicherung der Körpergestalt, der Körperhaltung sowie der Bewegung bzw. Fortbewegung (Mobilität) des Körpers dient“ [14]. Dabei setzt sich das komplette System aus einem aktiven und einem passiven Teil zusammen. Strenggenommen gehört zum aktiven Teil lediglich das Muskelgewebe der Skelettmuskulatur, da nur dieses kontraktile ist. Im weiteren Sinn werden jedoch auch die Faszien, Sehnen, Sehnenscheiden und Schleimbeutel gezählt. Der aktive Bewegungsapparat ermöglicht die Bewegung des Körpers. Im Gegensatz dazu dient der passive Bewegungsapparat der Formgebung und Stützung des Körpers. Dieser besteht aus dem Skelett, genauer aus den Knochen, Knorpeln, den Gelenken, den Bandscheiben und den Bändern [15].

Gelenke als Teil des passiven Bewegungsapparates

Anatomische Gelenke können in der Funktionsweise mit mechanischen verglichen und so beschrieben werden. Dadurch erhält man eine vereinfachte Abstraktion des Bewegungsapparates hinsichtlich der Funktion, die zur Beschreibung der möglichen Bewegung der Gelenke genutzt werden kann.

Als Gelenk wird eine „bewegliche Verbindung zwischen zwei oder mehreren knöchernen oder knorpeligen Skelettelementen“ [16] bzw. die „Kontaktstelle von Knochen, die durch einen kapillaren Spalt (Gelenkspalt) voneinander getrennt sind“ [17] definiert. Man unterscheidet Gelenke anhand der Art, des Aufbaus, nach Gelenkformen, nach Freiheitsgraden, nach biomechanischer Bedeutung oder nach Entwicklung [17]. Im menschlichen Körper befinden sich insgesamt mehr als 300 Gelenke [18]. Der größte Teil davon (ca. 230) sind Synovialgelenke [18] bzw. Diathrosen [16] also echte (diskontinuierliche) Gelenke.

5.2 Aufbau eines Gelenks

Echte Gelenke weisen eine Unterbrechung (Diskontinuität) zwischen den Knochen auf. Dieser Spaltraum wird als Gelenkspalt bezeichnet [19]. Die Knochen sind an den gelenkzugewandten Seiten mit einer hyalinen Knorpelschicht, dem Gelenkknorpel überzogen. Eine Gelenkkapsel



Abbildung 4: Aufbau eines Gelenkes [19]

umschließt das komplette Gelenk nach außen und besteht aus zwei Schichten. Die Membran fibrosa besteht aus kollagenem Bindegewebe und geht in das Periost über. Die Membran synovialis oder Gelenkinnenhaut ist die innere Schicht der Kapsel. Innerhalb des abgeschlossenen Hohlraums (der Gelenkhöhle) befindet sich Gelenkflüssigkeit (Synovia) um das Gelenk zu „schmieren“ [18]. Dabei kann das Gelenk zusätzlich von Hilfsstrukturen unterstützt werden die das Gelenk stabilisieren und unnatürliche Bewegungen verhindern. Dazu zählen Bänder (Ligamenta),

Gelenkzwischenscheiben (Disci bzw. Menisci articulares), Schleimbeutel (Bursae synoviales) und Gelenktaschen (Recessus articulares).

Gelenkformen

Die einfachste Gelenkform im Bewegungsapparat ist das Scharniergelenk (Abbildung 5 2b). Es ermöglicht die Bewegung entlang einer Achse und besitzt dementsprechend einen Freiheitsgrad. Medizinisch ermöglicht es die Flexions- (Beugung) und Extensionsbewegung (Streckung) des Gelenkes. Beispiele für diese Gelenkvariation sind die Interphalangealgelenke zwischen den Knochen der Fingerglieder [20]. Im Gegensatz zum mechanischen Gelenk gibt es keinen Stab, der von dem anderen Gelenkteil umschlossen wird. Das anatomische Gelenk besteht aus einer Gelenkpfanne, in der ein walzenförmiger Gelenkkopf ruht. Zusätzlich wird es von Gelenkknorpeln mit Führungsrinnen bzw. -kämme unterstützt [16].

Ein größeres Gelenk ist das Sattelgelenk (Abbildung 5 2d). Wobei das Daumensattelgelenk zwischen dem großen Vieleckknochen und dem mittleren Daumenknochen das anatomisch größte Gelenk dieser Art im Bewegungsapparat ist. Wie der Name schon beschreibt liegen bei dieser Gelenkart zwei sattelförmige Gelenkflächen aufeinander. Die Ein- bzw. Auswölbungen der Flächen sind gleich groß und sehen näherungsweise aus wie ein Reitsattel [21]. Es ermöglicht eine Bewegung entlang zweier Achsen. Zum einen die Seitwärtsbewegung nach

rechts und links (Adduktion und Abduktion) sowie eine Vor- und Rückwärtsbewegung (Flexion und Extension). Im Fall des Daumens ermöglicht es dadurch das Kreisen des Daumens [22].

Am oberen Ende des Handgelenks befindet sich ein Eigelenk genauer das *Articulatio radiocarpalis* [23]. Dabei befindet sich ein eiförmiger Kopf (das Kahnbein) in einer Speiche (Pfanne). Die halbkugelförmige bzw. eiförmige Kopfform des einen Knochens passt dabei in die Auswölbung der Speiche/Gelenkpfanne des anderen. Es ermöglicht dadurch eine Seitwärtsbewegung jedoch keine Rotation des Gelenkes [18].

Ein ähnliches Gelenk welches jedoch einen deutlich größeren Bewegungsradius ermöglicht ist das Kugelgelenk (Abbildung 5 2a). Beispielsweise das Hüft- oder das Schultergelenk. Im Gegensatz zum Eigelenk ist der Gelenkkopf nahezu kugelförmig und liegt in einer flacheren Pfanne eines anderen Knochens. Der genaue Umfang des Bewegungsradius wird dabei von der Pfanne vorgegeben.

Eine weitere Gelenkform ist das sogenannte Drehgelenk. Dabei dreht sich ein zapfenartiger Fortsatz eines Knochens in einem ringförmigen Sockelende eines anderen [18] (Abbildung 5 2c). Diese Gelenkart zwischen dem ersten und zweiten Halswirbel erlaubt die Drehbewegungen des Kopfes. Man unterscheidet zwischen zwei Arten von Drehgelenken. Bei einem Zapfengelenk dreht sich der Zapfen als Gelenkkopf in der Gelenkpfanne. Bei Radgelenken ist die Rotation umgedreht, sodass sich die konkave Gelenkpfanne um einen festen Zapfen dreht. Beide Gelenke sind im Aufbau und der Anzahl der Freiheitsgrade gleich. Der Unterschied ergibt sich nur aus der Betrachtung welcher Gelenkteil starr ist. Das Gelenk besitzt einen Freiheitsgrad und ermöglicht die Rotation um eine Achse (den Mittelpunkt des Zapfens). Anatomisch unterscheidet man zwischen der Pronation (Einwärtsdrehung) und der Supination (Auswärtsdrehung) [24]. Neben dem Atlas ist diese Gelenkform sowohl im proximalen wie auch im distalen Radioulnargelenk vertreten [24].

Eine Sonderform des anatomischen Gelenkes bildet das flache [18] beziehungsweise ebene [25] Gelenk. Dabei verschieben sich zwei planare Flächen zueinander. Die Bewegung dieses Gelenkes wird von den straffen Gelenkbändern beeinflusst. Das beste Beispiel für diese Gelenkart sind die Zwischenwirbelgelenke oder Facettengelenke [26]. Dabei handelt es sich um kleine paarige Gelenke benachbarter Wirbel in den Gelenkfortsätzen. Mit den

Bandscheiben und den den Wirbeln umliegenden Bändern bilden sie eine funktionelle Einheit und ermöglichen die Bewegung der Wirbelsäule.

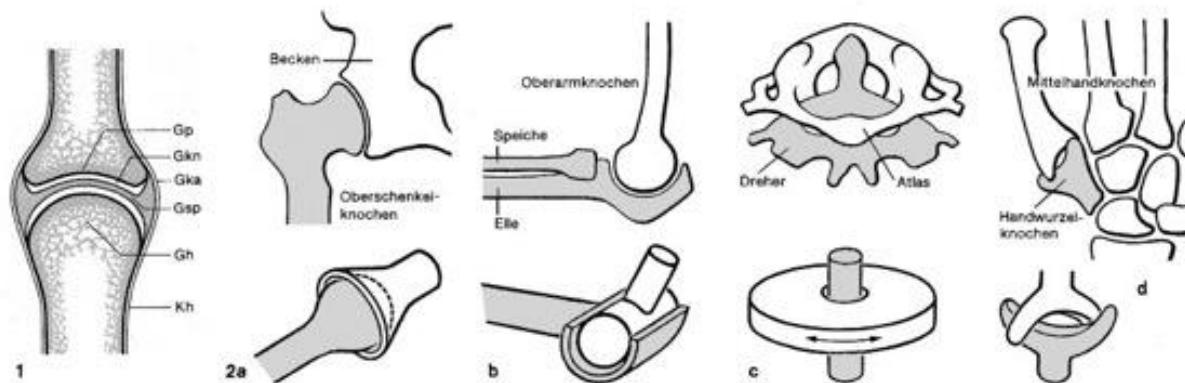


Abbildung 5: Aufbau eines Gelenkes (1) die häufigsten Gelenkarten des menschlichen Körpers (2) [26]

Gelenkketten

Um den Bewegungsraum einzelner Körperteile ausreichend zu beschreiben kann nicht nur das nächstmögliche Gelenk herangezogen werden. In diesem Fall hätte die Fingerkuppe lediglich den Bewegungsradius des letzten Interphalangealgelenkes. In der Realität hat die Fingerkuppe jedoch einen viel größeren Bewegungsradius. Dies entsteht durch die Gelenkkette von der Schulter über alle Gelenke bis zur Fingerkuppe. Die Bewegung wird also aus mehreren Gliedern zusammengesetzt wodurch der Fingerkuppe ein deutlich größerer Bewegungsbereich ermöglicht wird. Dabei gilt grundsätzlich das der Bewegungsraum mit der Anzahl der Glieder der Kette zunimmt. Ebenfalls bedeutet dies, dass es für eine Positionsbestimmung des kompletten Armes nicht ausreicht nur die Position des letzten Gliedes zu bestimmen, da die Position der mittleren Kettenglieder stark abweichen kann obwohl die letzte Position gleich ist.

5.3 Neutral-Null-Methode

Die einzelnen Gelenke können verschiedene Stellungen annehmen, die unterschiedliche Eigenschaften haben. Die wichtigste Stellung, um Bewegungsmöglichkeiten zu beschreiben ist die sogenannte Neutral-Null-Stellung aus der Neutral-Null-Methode. Dabei gibt die Neutralstellung die Stellung des Gelenkes an von der aus eine maximale Auslenkung in jede Richtung erfolgen kann [27]. Es beschreibt die Stellung die ein Mensch in der normalen, aufrechten Position einnimmt. Die Arme hängen dabei locker zu beiden Seiten herunter wobei Daumen und Fußspitzen nach vorne schauen [28]. Die Neutral Null Methode (NNM) ist eine Möglichkeit aus der Orthopädie, um den Bewegungsraum eines Gelenkes zu beschreiben. Dabei wird mit Hilfe eines Codes die Stellung in Winkelgraden angegeben. Dadurch kann jede Stellung und auch jede Einschränkung der Bewegungsfreiheit erfasst und verglichen werden. Der Code besteht dabei aus drei Ziffern, wobei die zweite meistens 0 (neutrale Nullstellung)

ist. Die erste Ziffer beschreibt den maximalen Winkel der Bewegung vom Körper weg. Die dritte Zahl ist der Maximale Winkel des Gelenkes zum Körper. Hierbei existiert jedoch kein verbindlicher Standard sodass die Werte auch andersherum angegeben werden können [27]. Existieren mehrere Bewegungsachsen, wird jede Achse einzeln kodiert. Im weiteren Verlauf der Arbeit wird dieses System beibehalten.

Durch diesen Code kann die Bewegung des Gelenkes kurz und übersichtlich angegeben werden. Beispiele für die Angabe in den unteren Extremitäten können der nachfolgenden Tabelle entnommen werden.

Tabelle 3 Referenz ausgewählter Gelenke für die NNM nach [27]

Gelenk	NNM Code	Bemerkung
Hüftgelenk	Extension/Flexion: 10-0-120 Abduktion/Adduktion: 45-0-30 Außenrotation/Innenrotation: 50-0-40	Kugelgelenk
Kniegelenk	Extension/Flexion: (5-10)-0-130 Exorotation/Endorotation: (30-40)-0-10	(Bei gebeugtem Knie)
Oberes Sprunggelenk	Dorsalextension/Plantarflexion: 20-0-40	

Im Fall einer angenommenen Einschränkung der Bewegung des Hüftgelenkes bei der Rotation kann folgender Code entstehen: 20-0-40. Die Außenrotation ist nur begrenzt möglich, die Rotation nach innen bis 40 °.

Die anatomische Nullstellung entspricht weitgehend der Neutral-Null-Stellung wobei bei dieser Stellung die Handflächen nach vorn und die Daumen lateral zeigen [28].

Eine weitere Stellung ist die Mittelstellung. Dabei wird nicht die aufrechte neutrale Position des Körpers als Grundlage verwendet, sondern die Stellung, in der alle Kapseln des Gelenkes im gleichen Maße entspannt sind. Ein deutliches Beispiel für den Unterschied ist das Kniegelenk. In der Neutral-Null-Stellung befinden sich die Kapseln in einem gestreckten Zustand. Die Mittelstellung dagegen ist eine halbe Beugung in Bezug auf die Neutral-Null-Stellung.

6. Arbeitswissenschaft

Eines der wiederkehrenden Probleme der Arbeitswissenschaft ist die Transformierung der subjektiven Arbeitsbelastung in messbare, objektive Bewertung. Nur so können verschiedene Arbeitsbereiche, sowie Arbeitsbelastungen verglichen werden. Dadurch können auch Maßnahmen zur Verringerung der Belastung quantitativ eingeschätzt und bewertet werden. Einige dieser Methoden werden hier vorgestellt, wobei abschließend auf Gemeinsamkeiten sowie Unterschiede und mögliche Probleme mit den Methoden eingegangen wird.

6.1 Leitmerkalmethode

Als Leitmerkalmethoden bezeichnet man Werkzeuge zur „[...] Ermittlung der tatsächlich (objektiv) vorhandenen physischen Arbeitsbelastung“ [29]. Entwickelt wurden die Methoden 2019 vom Bundesamt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin (BAuA) im Rahmen des Gemeinschaftsprojektes „Mehrstufige Gefährdungsanalyse physischer Belastungen am Arbeitsplatz – MEGAPHYYS“ zusammen mit der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (DGUV) [30]. Dabei wurden folgende Belastungsarten entwickelt:

- manuelles Heben, Halten und Tragen von Lasten ≥ 3 kg (LMM-HHT)
- manuelles Ziehen und Schieben von Lasten (LMM-ZS)
- manuelle Arbeitsprozesse (LMM-MA)
- Ausübung von Ganzkörperkräften (LMM-GK)
- Körperfortbewegung (LMM-KB)
- Körperzwangshaltung (LMM-KH)

Zu jedem dieser Prozesse sind von der Projektgruppe Arbeitsbögen veröffentlicht worden, die eine erleichterte Erfassung ermöglichen. Der Arbeitsbogen für die Methode LMM-HHT befindet sich im Anhang unter Anlage I der Arbeit. Exemplarisch wird das Vorgehen im weiteren Verlauf erklärt werden.

Zu Beginn der Erfassung wird die Häufigkeit der zu erfassenden Tätigkeit als Zeitwichtung ermittelt und die Lastwichtung anhand des Gewichtes und des Geschlechts der durchführenden Person bestimmt. Dabei wird auch die „Lastaufnahmebedingung“ [29] berücksichtigt. Nachfolgend werden die Punkte für die Körperhaltung ermittelt. Dazu ist je nach Start- / Zielkörperhaltung eine Wichtung vorgegeben, die anhand von Piktogrammen ermittelt wird. Dazu werden Zusatzpunkte beispielsweise für die Rumpfverdrehung addiert [29]. Neben der Körperhaltung werden auch die Ausführungsbedingungen erfasst und ebenfalls in Kategorien einem Punktwert zugeordnet. Dazu zählen beispielsweise die Umgebungsbedingung, die Kraftübertragung (Griffe vorhanden/Arbeitshandschuhe) aber auch die Dauer die die Last getragen werden muss. Je nach Kategorie können bis zu fünf

zusätzliche Punkte vergeben werden [29]. Neben der anfänglich aufgenommenen Zeitwichtung wird auch die zeitliche Verteilung über den Arbeitstag erfasst. Alle Wichtungen werden abschließend addiert und mit der Zeitwichtung multipliziert [29]. Anhand des errechneten Punktwertes wird in 4 Kategorien eine Beurteilung der Tätigkeit vorgenommen. Diese ist in der nachfolgenden Abbildung dargestellt. Je nach Belastungsart der

Anhand des errechneten Punktwertes und der folgenden Tabelle kann eine grobe Beurteilung vorgenommen werden:				
Risiko	Risiko-bereich	Belastungs-höhe ¹⁾	a) Wahrscheinlichkeit körperlicher Überbeanspruchung b) Mögliche gesundheitliche Folgen	Maßnahmen
	1 < 20 Punkte	gering	a) Körperliche Überbeanspruchung ist unwahrscheinlich b) Gesundheitsgefährdung nicht zu erwarten	Keine
	2 20 - < 50 Punkte	mäßig erhöht	a) Körperliche Überbeanspruchung ist bei vermindert belastbaren Personen möglich. b) Ermüdung, geringgradige Anpassungsbeschwerden, die in der Freizeit kompensiert werden können	Für vermindert belastbare Personen sind Maßnahmen zur Gestaltung und sonstige Präventionsmaßnahmen sinnvoll.
	3 50 - < 100 Punkte	wesentlich erhöht	a) Körperliche Überbeanspruchung ist auch für normal belastbare Personen möglich b) Beschwerden (Schmerzen) ggf. mit Funktionsstörungen, meistens reversibel, ohne morphologische Manifestation	Maßnahmen zur Gestaltung und sonstige Präventionsmaßnahmen sind zu prüfen.
	4 ≥ 100 Punkte	hoch	a) Körperliche Überbeanspruchung ist wahrscheinlich. b) Stärker ausgeprägte Beschwerden und / oder Funktionsstörungen, Strukturschäden mit Krankheitswert	Maßnahmen zur Gestaltung sind erforderlich. Sonstige Präventionsmaßnahmen sind zu prüfen.

¹⁾ Die Grenzen zwischen den Risikobereichen sind aufgrund der individuellen Arbeitstechniken und Leistungsvoraussetzungen fließend. Damit darf die Einstufung nur als Orientierungshilfe verstanden werden. Grundsätzlich ist davon auszugehen, dass mit steigenden Punktwerten die Wahrscheinlichkeit einer körperlichen Überbeanspruchung zunimmt.

Entwurf zur Praxiserprobung – Version 12.5 – Stand 04.2019 – © BAuA/ASER/ArbMedErgo/ebus

Abbildung 6: Beurteilungskategorien der LMM-HHT [29 S. 10].

Leitmerkalmethode weichen die Punktwerte der Kategorien ab.

6.2 RULA

Neben der Leitmerkalmethode gibt es weitere Verfahren, um die Belastung am Arbeitsplatz beziehungsweise einzelner Tätigkeiten zu erfassen. Eine andere Methode ist das „Rapid upper Limb Assessment“ kurz RULA. Diese Methode wurde 1999 von Corlett und McAtamney entwickelt [31]. Das Ergebnis ist ein Gesamtwert zwischen einem und 7 Punkten. Aus der Punktzahl werden 4 Vorgehen abgeleitet.

Gesamt-punktwert	abgeleitetes Vorgehen
1 bis 2	akzeptable Verhältnisse, keine Notwendigkeit weiterer Maßnahmen
3 bis 4	in naher Zukunft weitere Maßnahmen einleiten
5 bis 6	in Kürze weitere Maßnahmen einleiten
7	sofort weitere Maßnahmen einleiten

Abbildung 7: Gesamtpunktwerte und die abgeleiteten vorgehen nach RULA [31 S. 13]

Die Methode teilt sich dabei auf in 3 Arbeitsbögen. Die kompletten Bögen befinden sich Im Anhang unter Anlage II der Arbeit. Auf Arbeitsbogen 1 wird die Stellung der oberen Extremitäten Anhand von Piktogrammen und Bildern erfasst und bewertet. Daraus ergibt sich ein Punktwert für den Oberarm, den Unterarm, das Handgelenk sowie den sogenannten „Umwendungswert“ [32]. Letzterer bezeichnet die Drehung der Schulter. Mithilfe einer Tabelle

wird daraus der „Haltungswert für Arm und Handgelenk“. Auf Arbeitsbogen 2 wird die „Haltung des Halses/Kopfes, des Oberkörpers und der Beine“ erfasst. Meine erhält einen „Halswert“, einen „Oberkörperwert“ und einen „Beinwert“. Auf dem dritten Arbeitsbogen werden die Haltungswerte der vorherigen Arbeitsbögen zusammen mit Punkten für die Muskelarbeit und die Kraft/Last zu einem Gesamtwert A (für Arm und Handgelenk) und Gesamtwert B (Für Kopf und Hals zusammengefasst). Der Gesamtpunktwert wird anhand einer Tabelle abgelesen. Diese Methode ist ein besonders schnelles und einfaches Verfahren da nur das Vergleichen mit Bildern und ablesen aus Tabellen nötig ist. Insgesamt werden 360 mögliche Haltungskombinationen, so wie die Last, Wiederholungen und statische Körperhaltung erfasst [31].

6.3 OWAS

Eine deutlich ältere Methode ist OWAS. Die Bezeichnung ist ein Akronym für „Ovako Working posture Analysis System“ [31]. Die Methode wurde 1973 entwickelt und 1977 veröffentlicht. Wie die bereits vorgestellten Methoden, erfasst OWAS während einer Tätigkeit die Körperhaltung sowie den zeitlichen Anteil dieser Haltung am Arbeitsprozess. Daraus wird die entstandene Belastung bestimmt und ebenfalls in vier Aktionskategorien eingeteilt. Je nach Kategorie wird eine Einschätzung über die Notwendigkeit und Dringlichkeit einer Verbesserung des Arbeitsprozesses gegeben.

Aktionskategorie	Bedeutung
1	Die einzelnen Körperhaltungen und die Haltungskombinationen der verschiedenen Körperteile sind normal und natürlich. Die Belastung des Muskel-Skelett-Systems ist normal und im akzeptablen Rahmen. Die Körperhaltungen müssen nicht geändert werden.
2	Die Belastung durch die einzelnen Körperhaltungen oder durch die Haltungskombinationen können einen gesundheitsgefährdenden Effekt auf das Muskel-Skelett-System haben. Maßnahmen zur Abhilfe sollten in naher Zukunft ergriffen werden.
3	Die Belastung durch die einzelnen Körperhaltungen oder durch die Haltungskombinationen haben einen gesundheitsgefährdenden Effekt auf das Muskel-Skelett-System. Maßnahmen zur Abhilfe sollten so schnell wie möglich ergriffen werden.
4	Die Belastung durch die einzelnen Körperhaltungen oder durch die Haltungskombinationen haben einen sehr gesundheitsgefährdenden Effekt auf das Muskel-Skelett-System. Maßnahmen zur Abhilfe sollten sofort ergriffen werden.

Abbildung 9: Aktionskategorien nach OWAS [31]

6.4 Vergleich der Methoden

Auch aus der recht knappen Beschreibung der Methoden werden mehrere Unterschiede und Gemeinsamkeiten deutlich. Besonders auffällig ist bereits die Herangehensweise. Alle Methoden nutzen ein Bewertungssystem mittels Punktwerten, um die Belastung durch eine Tätigkeit zu ermitteln. Ergebnis ist dabei immer eine Kategorisierung der Tätigkeit anhand der Belastung mit anschließender Handlungsempfehlung. Diese bezieht sich jedoch nie auf besondere Maßnahmen, sondern beschreibt lediglich die Dringlichkeit bei einzelnen Tätigkeiten Änderungen vorzunehmen. Die Effektivität der Maßnahme sollte sich dann im Ergebnis also im Vergleich der beiden Punktwerte widerspiegeln. Obwohl das Ziel bei allen gleich ist, unterscheidet lediglich die Leitmerkalmethode zwischen verschiedenen Belastungsarten/Tätigkeiten. RULA und OWAS verwenden jeweils denselben Bewertungsbogen für jede Tätigkeit. Wobei bei RULA aufgrund der beschränkten Bewertung von unteren Extremitäten letztlich ebenfalls nur für das Halten und Heben von Lasten sinnvoll verwendet werden kann. Viele Faktoren, vom Geschlecht bis zu den äußeren Einflussbedingungen werden nur in der LMM berücksichtigt. Die entsprechend hohe Punktzahl für derartige Faktoren in der Leitmerkalmethode macht die potenzielle Bedeutung für die Gestaltung eines Arbeitsplatzes deutlich. Auch wenn das Ergebnis eines einzelnen Bewertungsbogen ebenfalls in vier Kategorien unterteilt wird, so sind diese jedoch mit einer deutlich größeren Punktschere hinterlegt. Dadurch kann auch die Verbesserung oder Verschlechterung einzelner kleiner Maßnahmen abgebildet werden. Dadurch ist die LMM jedoch deutlich komplizierter und benötigt mehr Zeit während der Aufnahme. Allein die unterschiedlichen Bewertungsbögen und die nötige Kategorisierung einer Tätigkeit in die entsprechende Belastung um den richtigen Bewertungsbogen zu verwenden macht deutlich, dass diese Methode nicht von jedem angewendet werden kann. Im Vergleich zeigt sich weiter, dass alle Methoden vom Arbeitenden bzw. von einem Beobachter/ einer Beobachterin zeitnah mit der Tätigkeit bzw. sogar zeitgleich ausgeführt werden müssen. Das ergibt im Arbeitsprozess mehrere Probleme. So kann der Ausführende der Tätigkeit nicht zeitgleich erfassen. Eine Beurteilung durch eine weitere Person verursacht zusätzliche Kosten und ist bei einigen Arbeitsplätzen schlicht unmöglich (Feuerwehr etc.). Durch die technische Entwicklung der letzten Jahre sind immer wieder Möglichkeiten zur Erfassung auf den Markt gekommen. So beschäftigt sich beispielsweise die Doktorarbeit [31] mit der Erfassung der Bewegung mittels „Motion-Capturing“ (engl. für Bewegungserfassung). Bei diesem System wird mindestens eine Kamera aufgebaut und die Tätigkeit gefilmt. Mittels Software kann dann die Körperstellung erfasst und ausgewertet werden. Diese Möglichkeit der Erfassung ersetzt die beobachtende Person durch eine Kamera. Dadurch können die Tätigkeiten oder der Arbeitsplatz auch Tage später noch ausgewertet werden da alle nötigen Daten digitalisiert wurden. Ebenfalls zeigt die Arbeit dass die Daten komplett bzw. halbautomatisch ausgewertet

werden können. Dadurch wird Zeit und Arbeitskraft gespart. Nachteilig an diesem System ist jedoch, dass es einen erhöhten Platzbedarf benötigt, da die Kameras in entsprechendem Abstand platziert werden müssen. Dabei muss der Standort der Kamera optimal gewählt werden um alle Bewegungsabläufe zu erfassen. Verdeckte Körperteile können durch ein solches System nicht verfolgt werden. Des Weiteren ist nur eine Beurteilung von stationären Arbeitsplätzen möglich.

Dies macht die Notwendigkeit eines mobilen Systems zur Verfolgung von Bewegungen ohne externe Aufbauten und Einschränkungen im Arbeitsbereich deutlich. Sofern die Körperhaltung mittels eines solchen Systems detektiert werden kann, im Idealfall ebenfalls die zu handhabende Last, können diese Daten für alle vorgestellten Bewertungsmethoden verwendet werden.

6.5 CUELA

Neben den vorgestellten papierbasierten Systemen wurde vom Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherungen (kurz IFA) das System CUELA entwickelt. Das Kunstwort setzt sich aus den Funktionen „Computer-Unterstützte Erfassung und Langzeit-Analyse von Belastungen des Muskel-Skelett-Systems“ des Systems zusammen. Das Messsystem kann Belastungen unmittelbar am Arbeitsplatz unter realen Arbeitsbedingungen messen und mittels der zugehörigen Software automatisiert nach arbeitswissenschaftlichen und biomechanischen Kriterien auswerten. Die Bewertung nach arbeitswissenschaftlichen Kriterien erfolgt dabei nach OWAS. Das System besteht aus einer Weste, einem Hüftgurt sowie Gurten für die Beine. Das ganze System ist drei Kilogramm schwer und kann durch einen Akku ortsunabhängig eingesetzt werden. Gemessen wird die Flexion und die Extension des Knies, sowie der Hüfte, sowie die Flexion, die Extension und die Lateralflexion (Seitwärtsneigung) der Lenden- und Brustwirbelsäule. Zusätzlich wird die Oberkörpertorsion erfasst. Mit Hilfe von drucksensitiven Sensoren kann zusätzlich das zu handhabende Gewicht bestimmt werden. In dieser Zusammensetzung wurde das System unter anderem schon in der Pflege und anderen Bereichen getestet. Das System hat trotz seiner offensichtlichen Vorteile diverse Nachteile. So umfasst die Konzeption die Begleitung der aufgenommenen Arbeit mit einer Videokamera. Des Weiteren werden nur bedingt die Winkel des Kniegelenks und der Hüfte aufgenommen. Eine Drehung oder Seitwärtsbewegung der Hüfte wird nicht erfasst. Das System erfasst also nicht die absolute Position, sondern lediglich vereinzelte Winkel eines Gelenkes. In der Grundkonfiguration wird die Bewegung der Arme nicht erfasst. Diese ist jedoch notwendig, um die reale Belastung zu erfassen. Auch wenn das System nur drei Kilogramm wiegt, ist es bei einem acht Stunden Arbeitstag ein nicht zu verachtendes zusätzliches Gewicht. Primär kann das System auch lediglich für die Erfassung von Tätigkeiten zum Heben und Tragen von Lasten ohne

Hilfsmittel gedacht. Dies schränkt das Einsatzgebiet sehr stark ein. Ein Teil der Bewertungsgrundlage bildet die Tabelle mit Winkelbereichen verschiedener Körpergelenke. Die komplette Liste befindet sich im Anhang unter Anlage III der Arbeit.

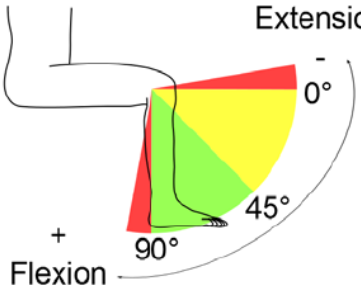
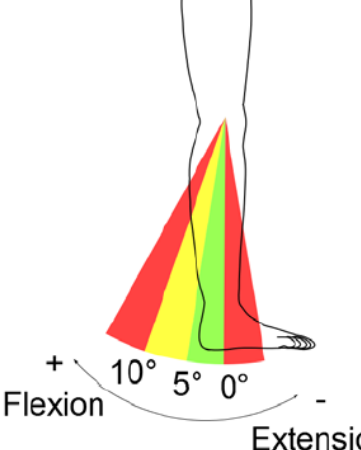
Parameter	Bewegungsrichtung	Richtwerte für die Bewertung [°]	
Kniegelenk Kniewinkel im Sitzen 	+ : Beugung des Unterschenkels (Flexion) - : Streckung des Unterschenkels (Extension)	grün:	45 bis 90
		gelb:	0 bis 45
		rot:	< 0
		rot:	> 90
		in Anlehnung an ISO 11226 [4] (ohne Berücksichtigung der in der Norm genannten Nebenbedingungen)	
Kniegelenk Kniewinkel im Stehen 	+ : Beugung des Unterschenkels (Flexion) - : Streckung des Unterschenkels (Extension)	grün:	0 bis 5
		gelb:	5 bis 10
		rot:	< 0
		rot:	> 10
		in Anlehnung an ISO 11226 [4]	

Abbildung 10 Bewertung von Winkelstellungen des Knies. Ausschnitt

Wie in Abbildung zu sehen ist, beschränken sich diese Winkelvorgaben lediglich auf die Flexion und Extension des Knies. Parameter während einer Bewegung sind nicht vorgegeben. Dies zeigt deutlich das sich CUEWA hauptsächlich auf die Bewegung des Torsos konzentriert.

7. Anforderungsanalyse

Zur Entwicklung des Messkonzeptes müssen die Anforderungen an dieses Konzept zusammengetragen und die resultierenden Auswirkungen analysiert werden. Dazu wird nachfolgend ein Anforderungskatalog erstellt. Die Kriterien werden anhand des Systems der MoSCoW-Analyse bewertet.

7.1 Die MoSCoW-Analyse

Die MoSCoW-Analyse ist eine Methode aus dem Projektmanagement bzw. der Softwareentwicklung und wird unter anderem für Requirements Engineering verwendet. Die Methode dient der Priorisierung bzw. der Kategorisierung von Anforderungen [33]. MoSCoW ist dabei das Akronym für die vierstufige Einteilung der Methode. Die kleingeschriebenen Buchstaben dienen dabei nur für die Lesbarkeit. Die Kategorien sind:

M – Must Kriterien die unbedingt erforderlich sind. Kriterien in dieser Kategorie sind essenziell wichtig für die Umsetzung. Wenn eine der Anforderungen nicht erfüllt wird, scheitert die Entwicklung. Kriterien dieser Kategorie sind also die absoluten Minimalanforderungen. [34]

S – Shoud Kriterien, die umgesetzt werden sollten, wenn alle Kriterien der Kategorie Must nicht beeinflusst werden.

C – Could Kriterien können umgesetzt werden, wenn die Kriterien der oberen Kategorien nicht dadurch beeinflusst werden. Kriterien in dieser Kategorie stellen die „Kann“-Anforderungen dar. Daher werden sie als „nice-to-have“ bezeichnet. [33]

W – Won’t Kriterien werden in diesem Entwicklungsschritt nicht umgesetzt, jedoch für die Zukunft vorgemerkt. Diese Anforderungen sollten dennoch dokumentiert werden, da diese in zukünftigen Entwicklungszyklen umgesetzt werden können.

Mithilfe dieser einfachen Methode ergibt sich demnach auch eine Reihenfolge in der Umsetzung der Entwicklung. Jedoch wird innerhalb der Kategorien nicht gewichtet sowie die Ursache der Anforderungen nicht erläutert. Ebenfalls wird der Ursprung des Kriteriums nicht berücksichtigt. Zur besseren Übersicht wird der Ursprung der Anforderungen in der nachfolgenden Analyse erläutert.

7.2 Anforderungskatalog

Grundlegende Anforderungen

Aus den Kapiteln 3 und **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.** gehen bereits einige Anforderungen an das Messsystem hervor. Diese werden nachfolgend mit einigen weiteren grundlegenden Kriterien zusammengefasst.

Tabelle 4 Grundlegende Anforderungen

Nr.	Kriterium	Ursache	MoSCoW Kategorie	Auswirkung
G1	Möglichst genaue Erfassung	Die Auslenkung wird umso größer je weiter der Messpunkt vom zu erfassendem Gelenk entfernt ist.	M	Platzierung der Messpunkte muss kurz vor bzw. auf dem nächsten Gelenk erfolgen.
G2	Unabhängigkeit vom Probanden	Das System muss universell auch bei verschiedenen Probanden eingesetzt werden können.	M	Schaffung von universellen Möglichkeiten zur Befestigung der Sensoren. Unabhängig von Arbeitskleidung oder Kleidung einzelner Personen.
G3	Unabhängigkeit vom Arbeitsumfeld	Das System darf nicht an einen bestimmten Arbeitsplatz oder Arbeitsbereich gebunden sein.	M	Das System und die Sensoren dürfen nicht ortsgebunden (an einem Arbeitsplatz) sein und das System darf nicht abhängig von örtlichen Gegebenheiten sein.
G4	Abdeckung des kompletten Arbeitstages	Neben der einzelnen Last zählt die Wiederholung einer Tätigkeit in die arbeitswissenschaftliche Bewertung zur Bewertung	M	Die Komponenten müssen in Hinsicht auf ihren Speicher- und Energiebedarf so gewählt werden das die Erfassung mindestens acht Stunden abdecken kann.

Anforderungen durch die Integration mit midasKMU

Das zu konzipierende System soll einzeln, jedoch auch im Verbund mit anderen Komponenten des Midas-Systems funktionieren.

Tabelle 5 Anforderungen durch die Integration mit midasKMU

Nr.	Kriterium	Ursache	MoSCoW Kategorie	Auswirkung
M1	Eigenständiges System	System muss als modularer Baustein eigenständig funktionieren	M	Microcontroller „Arduino“ als Steuereinheit Eigenständiges Speichern der Messwerte
M2	Modulare Integration	System soll als modularer Baustein eigenständig funktionieren	S	Kommunikation mit dem Gesamtsystem muss definiert werden
M3	Funktionsweise der anderen Module beachten		M	Sichtfeld und Arbeitsfeld der Hände wird in separaten Modulen von Midas umgesetzt
M4	Möglichkeit der Auswertung	Technische Rohwerte sind arbeitswissenschaftlich uninteressant	M	Berechnung der Position zur Auswertung im arbeitswissenschaftlichen Kontext
M5	Beeinträchtigung des Probanden	System sollte den Probanden so wenig wie möglich bei der Ausführung der Arbeit behindern da die Messwerte sonst verfälscht werden	S	Möglichst kleine und leichte Sensoren Platzierung der Sensoren

8. Messkonzept für den gesamten Körper

Das nachfolgende Kapitel stellt ein mögliches Konzept für die Erfassung von Bewegungen und Kräften auf den Körper während eines Arbeitstages dar. Unter Berücksichtigung der im vorherigen Kapitel herausgearbeiteten Anforderungen soll eine möglichst exakte Erfassung erfolgen. Die Messung aller auf den Körper wirkenden physikalischen Kräfte ist dabei jedoch nicht möglich. Dies würde zu einer extremen Beeinträchtigung des Probanden während der Arbeitszeit führen.

8.1 Sensorplatzierung zur Bewegungserfassung

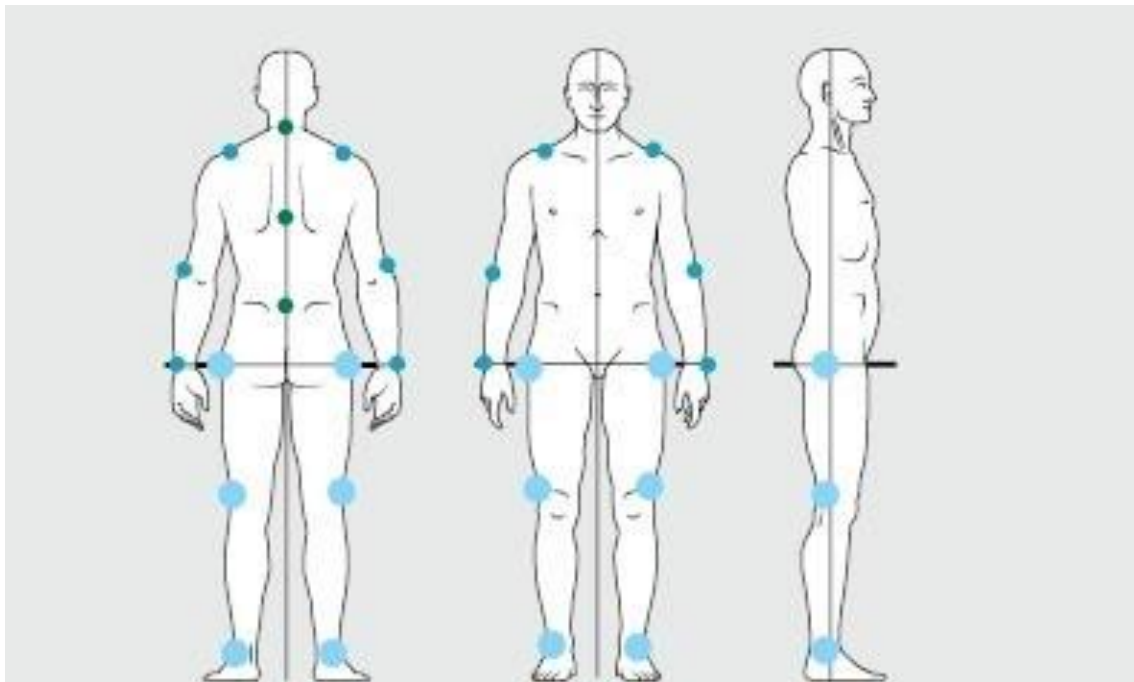


Abbildung 11 Sensorplatzierung Bewegungserfassung (eigene Darstellung)

Unter Berücksichtigung der Kriterien G1 und G2 ergibt sich die Platzierung der Sensoren an den unteren und oberen Extremitäten wie auf Abbildung 11 dargestellt. Um eine möglichst geringe Beeinträchtigung des Probanden zu gewährleisten werden die Sensoren an der distalen Seite positioniert. Auf diese Weise können die Sensoren nicht zwischen den Gelenken eingeklemmt werden. An den oberen Extremitäten ist der erste Sensorpunkt an der oberen Schulter. Dieser Punkt stellt den Bezugspunkt dar, um die weitere Kette mit dem Rumpf zu verbinden. Der mittlere Punkt liegt knapp oberhalb des Ellenbogens, um die Bewegung der Schulter zu erfassen. Da die genaue Erfassung des Greifraumes anderweitig realisiert wird, ist der letzte Sensorpunkt am Handgelenk positioniert. Dadurch ist eine Erfassung der Armbewegung und damit auch Stellung der Gelenke möglich. An den unteren Extremitäten liegt der Basispunkt für die Erfassung am oberen Hüftknochen. Der mittlere Punkt liegt oberhalb des Knies zur Erfassung der Bewegung des Hüftgelenkes. Der letzte Punkt liegt am

Fußknochen zur Erfassung des Kniegelenkes. Der Sensorpunkt dient immer zur Erfassung des letzten Gelenkes. Zur Erfassung der Rückenbewegung dient der Sensorpunkt im Steiß (grün) in Verbindung der anderen Punkte entlang der Wirbelsäule.

8.2 Sensorplatzierung zur Erfassung der Kräfte auf den Körper

Die auf den Körper wirkenden Kräfte, sofern nicht durch Bewegung erzeugt, stellen in erster Linie Gewichtskräfte dar. Diese resultieren aus dem Tragen, Halten und Heben von Gegenständen. Diese Kräfte wirken als Druck auf den Körper. Daher ist es sinnvoll Drucksensoren in das Konzept zu integrieren. Ziel ist es dabei auch die Drucksensoren so zu integrieren, dass das während der Tätigkeit zu bewegendes Gewicht automatisch erfasst werden kann. Die einfachste Methode dafür ist die Integration von Drucksohlen. Diese erfassen den Druck des Fußes auf die Schuhsohle. Der Druck resultiert aus dem Körpergewicht und der zu tragenden Last. Sofern das Körpergewicht bekannt ist, kann damit das zu tragende Gewicht ermittelt werden. Dabei ist jedoch zu beachten, dass dieses System nur für nah am Körper getragene Lasten gilt. Daher müssen beide Sensorarten zwingend kombiniert werden. Neben der Schuhsohle ist es notwendig, Drucksensoren in die Innenseite von Handschuhen zu integrieren. Neben dem Gewicht kann damit auch die Art und Weise des Greifens und des Griffes ermittelt werden. Beides hat Einfluss auf die Bewertung der Tätigkeit durch die Leitmerkmalermethode. Sowohl an der Sohle als auch an der Hand bzw. im Handgelenk reicht es nicht, einzelne Sensoren zu platzieren. Für beide Körperteile existieren jedoch schon fertige Standalonesysteme, die von der Aufnahme bis zur Auswertung alles liefern. Neben diesen Systemen ist es für ein komplettes Abbilden der Tätigkeiten notwendig, weitere Drucksensoren zu integrieren. Die Platzierung sollte auf dem Oberschenkel und der Schulter, sowohl links als auch rechts, erfolgen. Beides sind Punkte, auf denen während beliebiger Tätigkeiten Lasten abgestützt werden können. Dies ist auch ein Indikator für zu große Lasten.

8.3 Zusammensetzung des Systems

Das Konzept basiert auf mehreren Sensoren, welche mit einer zentralen Stelle kommunizieren müssen. Daher kann es vereinfacht als Sensornetzwerk angesehen werden. Aus der Vielzahl von Sensoren resultiert jedoch auch die Notwendigkeit, die Abfrage der Sensoren zu steuern. Das einfachste ist dabei, die Sensoren in Funktionsgruppen zu unterteilen. Dabei gilt es besonders den zeitlichen Versatz zwischen den einzelnen Sensormessungen zu beachten. Es ist nur möglich, die Werte aller Sensoren gleichzeitig zu erfassen, wenn jeder Messpunkt einzeln über eine Uhrzeit und Speicherkarte verfügt. Dies würde jedoch zum einen die Kosten des Systems enorm steigen lassen, da die Komponenten für jeden Punkt statt nur für den zentralen Punkt benötigt werden. Zum anderen ist die Auswertung deutlich komplizierter, da nicht nur eine Datei, sondern mehrere Dateien eingelesen und zeitlich gemappt werden

müssen. Die sinnvollste und naheliegendste Gruppierung der Sensoren erfolgt anhand der abgedeckten Körperteile und Extremitäten. Daher folgt in der ersten Stufe die Einteilung für die Beschleunigungssensoren: untere Extremitäten, obere Extremitäten und Rumpf mit dem Kopf. Diese werden wiederum unterteilt in links und rechts bei den Extremitäten. Gerade die letzte Einteilung ist bei der Programmierung des Messsystems relevant. Am Beispiel der unteren Extremitäten mit 3 Sensoren auf jeder Seite wird dies deutlich. Die Sensoren können dabei auf zwei Weisen abgefragt werden. Zum einen parallel. Also zuerst beide Sensoren an der Hüfte, dann beide am Knie und zuletzt beide am Fuß. Dadurch entsteht die Kette: Hüfte(links)-Hüfte(rechts)-Knie(links)-Knie(rechts)-Fuß(links)-Fuß(rechts). Dies bedeutet jedoch, dass zwischen jedem Sensor an einem Bein, ein Sensor des anderen Beines abgefragt wird. Die andere Möglichkeit ist die Erfassung entlang des Beines. Damit entsteht die Kette: Hüfte(links)-Knie(links)-Fuß(links)-Hüfte(rechts)-Knie(rechts)-Fuß(rechts). Auf diese Weise wird das einzelne Bein schnell erfasst, jedoch dauert es länger bis das Bein erneut abgefragt wird. Diese Version entspricht jedoch deutlich mehr der natürlichen Bewegung als die parallele Variante.

9. Entwickelter Prototyp

9.1 Hardware

Komponenten

Kernkomponente und steuernde Einheit des Systems ist ein Entwicklungsboard von Arduino. Für die hier beschriebene Version des Messsystems wird ein Arduino UNO Rev3 mit dem Mikrocontroller ATmega 328 verwendet. Das Board verfügt mit 32 kB Flashspeicher nur über einen relativ geringen internen Speicher. Dieser ist daher nicht geeignet Messdaten zu speichern. Aus diesem Grund muss das Board mit einem externen Speichermedium erweitert werden. Des Weiteren verfügt der Arduino über keine absolute Uhrzeit, lediglich die Zeit seit dem Programmstart in Millisekunden wird erfasst. Um eine spätere Auswertung der Messdaten zu ermöglichen, wird die absolute Uhrzeit der Messwerte benötigt. Aus diesem Grund wird der Arduino mit einem Shield erweitert das sowohl einen MicroSD Card Slot besitzt, sowie eine RTC (engl. Real Time Clock für Echtzeituhr). Durch die integrierte Batterie kann eine eingestellte Uhrzeit auch nach dem Ausschalten des Messsystems gespeichert werden. Als Shield werden in diesem Fall Platinen bezeichnet welche dieselbe Größe sowie Ein- und Ausgänge wie das zugehörige Entwicklungsboard haben. Dadurch kann die Platine auf das Entwicklungsboard gesteckt werden und gibt nicht benutzte Ein- und Ausgänge weiter.

Als Sensoren werden Breakoutboards mit einem MPU6050 verwendet. Diese werden an jedem Messpunkt aus Kapitel 0 angebracht. Der MPU6050 ist ein „MotionTracking™Device“ (engl. Bewegungserfassungsgerät) der Firma InvenSense. Der Sensor verfügt über 6 Achsen (3-Achsen Gyroskop und 3-Achsen Beschleunigungssensor). Daher kombiniert er die in den Grundlagen der Sensoren beschriebenen Vorteile beider Sensortypen. Dabei werden die analogen Signale beider Sensoren durch jeweils einen 16 bit analog-to-digital Converter in digitale Signale umgewandelt. Die Besonderheit im Gegensatz zu anderen Sensoren ist das der Benutzer den Scope der Sensoren einstellen kann. So kann die Winkelbeschleunigung in den Grenzen 250, 500, 1000 und 2000 °/sec (dps) eingestellt werden und die Beschleunigung in den Grenzen zwei, vier, acht und 16 g. Dadurch kann die Genauigkeit der Messung gesteigert werden. Der Zahlenbereich geht von -32768 bis 32767, aufgeteilt auf die 16 g bedeutet das $0,00479 \frac{m}{s^2}$ / Digit. Im Messbereich zwei g beträgt der Wert $0,00059875 \frac{m}{s^2}$ / Digit. Werden die Grenzen zu klein eingestellt, werden Werte über bzw. unter der Grenze nicht erfasst. Aufgrund der maximalen Eingangsspannung von 3,4 V muss der Sensor an den 3,3 V Ausgang des Arduinos angeschlossen werden. Für die Kommunikation mit den Sensoren und anderen Geräten (Arduino UNO) verfügt der Chip über einen I2C Port. Da diese Schnittstelle von größerer Relevanz für den Aufbau des Messsystems ist, wird der Bus im nächsten Kapitel näher beleuchtet.

I2C Bus

Der I2C oder I²C (gesprochen I Quadrat C bzw. englisch I square C / I-2-C) Bus stellt die zentrale Schnittstelle im Messsystem dar. I²C steht für „Inter Integrated Circuit“ (englisch) und bezeichnet einen seriellen Datenbus. Als Datenbus bezeichnet man ein System zur Datenübertragung zwischen mehreren Teilnehmern. Dabei kann immer nur ein Teilnehmer den Übertragungsweg aktiv nutzen, dieser Teilnehmer belegt dann den Bus. Zur Kommunikation müssen grundlegende Anforderungen erfüllt sein. Diese sind zum einen die Sprache, das Kommunikationsprotokoll. Also wie welche Zustände auf den Leitungen wie codiert sind und in welcher Geschwindigkeit Daten übertragen werden können. Zum anderen muss der Name der beteiligten Geräte definiert werden. Dies wird durch die Adressen realisiert. Ursprünglich wurde dieser spezielle Bus von Philips für die Kommunikation zwischen Fernseherchips Anfang 1980 entwickelt. Aufgrund des ausgelaufenen Patentes wird diese Schnittstelle inzwischen von mehreren Herstellern genutzt und ist eine der Standardschnittstellen im Mikroelektronikbereich. Sowohl die Mikrocontroller von Arduino, als auch von Raspberry sowie weitere verfügen über eine I²C Schnittstelle. Der Vorteil dieses Systems ist die einfache Bau- und Programmierweise des Busses. Chips benötigen lediglich 2 I/O Pins für die gesamte Kommunikation.

Für die Funktionsweise des Busses werden die Geräte in Master und Slave eingeteilt. Der Datentransfer wird dabei durch den Master gestartet der einen entsprechend adressierten Slave anspricht. Wichtig ist jedoch das immer nur ein Gerät Daten in den Bus einspielen kann. Die einzelnen Slaves können also nicht gleichzeitig, sondern nur nacheinander die Daten an einen Master schicken. Es ist möglich mehrere Master auf einem Bus zu definieren. Dadurch kann der eine Master mit dem anderen kommunizieren und ihn als Slave ansprechen. Der Bus besteht aus zwei Leitungen. Zum einen der Taktleitung (SCL – Serial Clock) und der eigentlichen Datenleitung (SDA- Serial Data). Der Bus arbeitet mit positiver Logik. Ein High-Pegel entspricht also einer 1 und der Low-Pegel der 0. Elektrisch wichtig sind sogenannte Pull-Up Widerstände zwischen den Leitungen des Busses und der Stromversorgung. Zusammen mit den Open-Collector-Ausgängen ergibt sich eine Wired-And-Schaltung. Eine Datenübertragung findet also nur statt, wenn beide Leitungen im High-Pegel sind. Fällt einer der Pull-Up Widerstände am Master oder Slave aus, ist eine Kommunikation mit der entsprechenden Komponente nicht mehr möglich.

Der Takt des Busses wird von dem Master definiert. Im Regelfall benötigen Geräte eine minimale Taktfrequenz, können jedoch auch nur bis zu einer maximalen Frequenz kommunizieren. Die einzelnen Bits sind nur gültig, wenn sich der Pegel während des High-Pegels auf dem Takt nicht ändert. Ausnahme sind die Start- und Stopbits. Diese sind eine fallende bzw. steigende Flanke auf der Datenleitung [35].

Tabelle 6 I2C Bus Zustände nach [35]

Bezeichnung	SDA	SCL	Beschreibung
Bus frei	High	High	Zustand vor einer Kommunikation
Start	Absteigende Flanke	High	Beginn der Übertragung durch den Master
Datenbit 0	Low	High	Datenbit 0 wird übertragen
Datenbit 1	High	High	Datenbit 1 wird übertragen
Acknowledge (ACK)	Low	High	Nach jedem Byte quittiert der andere Partner die Kommunikation (SDA bleibt LOW)
No Acknowledge (NACK)	High	High	Master möchte keine weiteren Daten empfangen
Stopp Bedingung	Aufsteigende Flanke	High	Ende der Datenübertragung (beide Leitungen bleiben High)

Alle am Bus teilnehmenden Slaves haben innerhalb des Busses eine einzigartige Adresse mithilfe der Master diese ansprechen kann. Die Adresse ist das erste vom Master gesendete Byte. Dabei sind die ersten sieben Bit die eigentliche Adresse und das achte Bit teilt dem Slave mit, ob dieser Daten empfangen (Low-Pegel) oder senden (High-Pegel) soll [35]. Ein Adressraum von 7 Bits ermöglicht 128 mögliche Adressen. Davon sind jedoch 16 für Sonderzwecke definiert, wodurch 112 mögliche Adressen in der Praxis übrigbleiben [36]. Die einzelnen Geräte haben in der Regel eine oder mehrere vom Hersteller definierte Adressen. Die Adressen werden mit Hilfe von Hexadezimalzahlen angegeben. Die Adresse des im Messsystem verwendeten Beschleunigungssensors beträgt normal 0x68. Über einen speziellen Eingangspin (VCC) kann die Adresse jedoch auf 0x69 geändert werden. Damit können zwei Geräte desselben Types an einem Bus betrieben werden. Besitzen mehrere Slaves dieselbe Adresse ist keine eindeutige Kommunikation mit diesen möglich.

Das Übertragungsprotokoll startet immer mit einem Startsignal des Masters, dem folgt die Adresse eines Slaves. Der Slave bestätigt die Kommunikation mit Hilfe des ACK Bit. Abhängig von der Art der Übertragung werden die nachfolgenden Bits vom Master oder vom Slave geschrieben und vom anderen Teilnehmer gelesen. Das letzte Byte beim Lesen wird vom

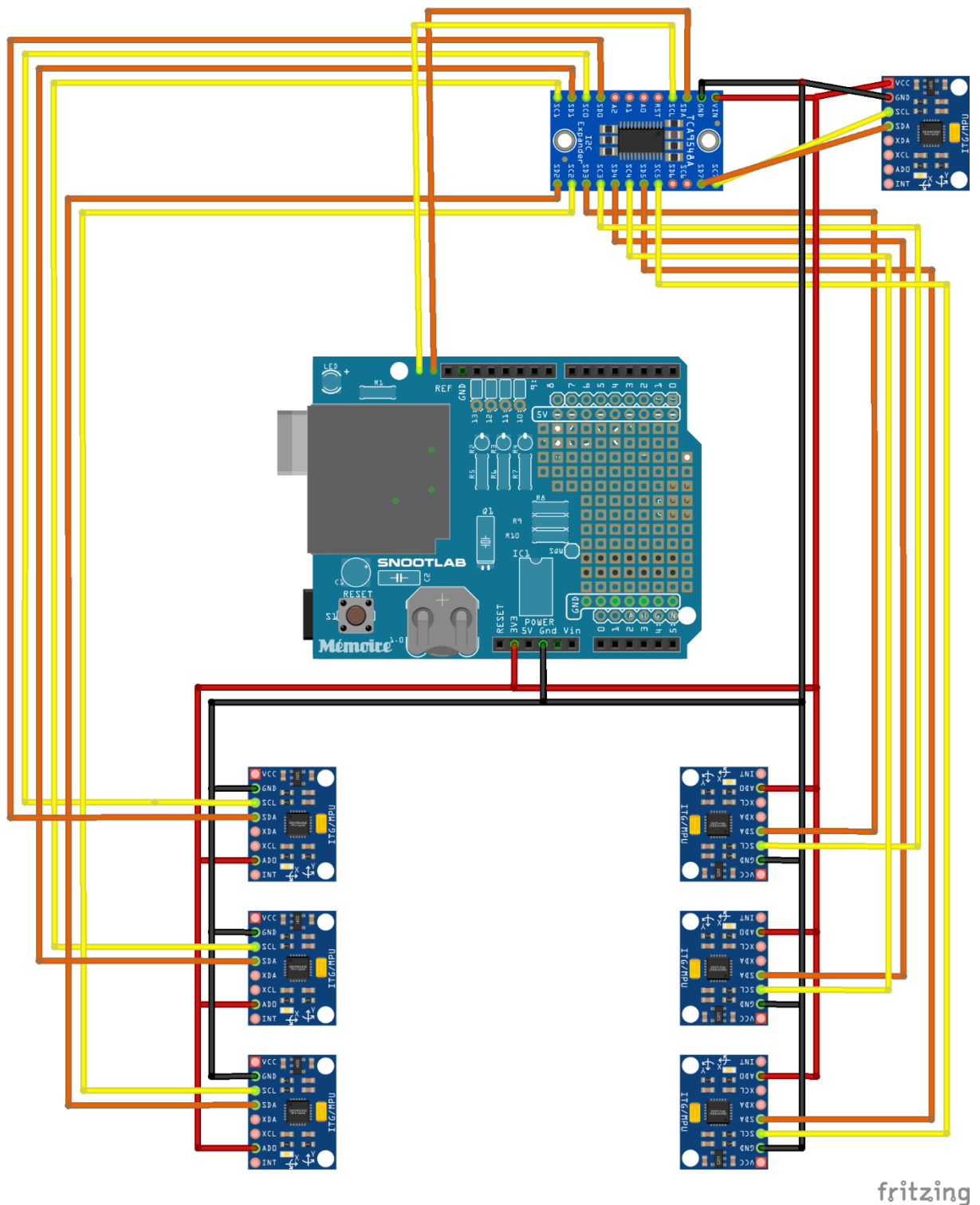
Master mit einem NACK quittiert, um das Ende der Übertragung anzuzeigen. Die gesamte Übertragung wird durch das Stop-Signal beendet. Bei allen Bytes wird das MSB (Most Significant Bit) am Anfang übertragen.

Die Komponenten im Messsystem haben dabei folgende Adressen:

Tabelle 7 I2C Adressen verwendeter Geräte

Bauteil	Anzahl	Adresse	Weitere Adressen
Arduino	1	Master	
MPU6050	7	0x68	0x69
RTC	1	0x68	
TCA9548A	1	0x70	0x71 - 0x77

Wie in der Tabelle zu sehen ist, kann der MPU nur mit 2 Adressen angesprochen werden. Zusätzlich besitzt die RTC des Shields dieselbe Adresse und keine Alternative. Aus diesem Grund bleibt für den Sensor nur eine mögliche Adresse. Um dennoch mehrere Sensoren desselben Typs verwenden zu können wird ein I²C Multiplexer (nachfolgend Muxer genannt) vom Typ TCA9548A verwendet. Ähnlich wie die PLZ bei Postadressen ermöglicht der Chip mehrere gleiche Adressen unterschiedlich anzusprechen. Dazu wird der Adresse des Slaves die Adresse eines der 8 Channel des Muxers hinzugefügt. Theoretisch ist es dadurch möglich 8 mal 112 Adressen anzusprechen. Der Muxer selbst besitzt dabei ebenfalls acht mögliche Adressen. Dadurch wird der Adressbereich auf acht mal acht mal 112 Adressen also insgesamt 7168 mögliche Adressen erweitert. Wichtig ist das Adressen, die nicht an dem Muxer sondern am Arduino angeschlossen sind nicht mehr im Channel des Muxers vorkommen können. Im System betrifft das die RTC. Da diese direkt am Arduino angeschlossen ist kann nur die Adresse 0x69 für den MPU verwendet werden. Der genaue Aufbau des Systems ist in Abbildung 12 dargestellt.



fritzing

Abbildung 12 Aufbau des Systems (eigene Darstellung in fritzing)

9.2 Software

Nachfolgend wird auf die Software für das Messsystem eingegangen. Dabei werden Besonderheiten des Programmes erläutert. Die Programme liegen der Arbeit im Anhang auf der CD unter Anlage IV bei. Die Programmstrukturen werden als Programmablaufplan nach DIN66001 dargestellt.

Die Software soll mittels I2C den Arduino als Master mit den anderen Komponenten des Messsystems als Slaves kommunizieren lassen. Die Werte der Sensoren sollen auf der SD-Card gespeichert werden. Dazu muss eine als CSV (Comma-separated values) aufgebaute .txt Datei gespeichert werden. Die Werte in einer Zeile stellen immer die Messwerte aller Sensoren zu diesem Abfragezyklus dar. Eine neue Zeile ist dementsprechend ein neuer Zyklus. Die Sensoren werden absteigend von der Hüfte aus abgefragt. Die einzelnen Beine nacheinander. Zuletzt wird der Punkt am Arduino selbst abgefragt. Die einzelnen Werte sind mit einem „/“ bzw. einem „:“ getrennt. Dabei hat ein Zeilenvektor folgenden Aufbau:

Sensornummer/aX/aY/aZ/gX/gY/gZ/hh:mm:ss/Sensornummer...

Zu Beginn des Programmes werden die benötigten Bibliotheken eingebunden. Diese sind über den Bibliotheksverwalter von Arduino zu finden und liegen ebenfalls der Arbeit bei. Wichtig ist dabei die Änderung der Adresse der MPUs. Dazu muss im Ordner „src“ der Bibliothek „MPU6050_tockn“ die Dateien „MPU6050_tockn.h“ geöffnet und der Eintrag in Zeile sieben zu „#define MPU6050_ADDR 0x69“ geändert werden. Im Anhang der Arbeit wurde diese Änderung bereits durchgeführt. Nach der Integration der Bibliotheken müssen die benötigten Variablen initiiert werden. Im Programm wurde dafür ein „struct“ erzeugt. Dieser Befehl lässt sich vergleichen mit einem Container indem mittels einer festgelegten Ordnung die Daten gespeichert sind. Dadurch wird die Ausführung des Programmes deutlich beschleunigt. Anstatt den einzelnen Wert aus der gesamten Liste an Werten zu suchen, ermöglicht es der Befehl direkt auf den Wert zuzugreifen. Dies spart Ressourcen des Mikrocontrollers und beschleunigt die Ausführung der Messung. Die Sensoren übertragen immer nur ganze Zahlen. Daher sind die Messwerte Variablen vom Typ integer zugeordnet. Für die Uhrzeit wird aus den einzelnen Komponenten (Stunde, Minute, Sekunde) ein string in der Form „HH:MM:SS“ erstellt.

Jedes Arduinoprogramm basiert im Wesentlichen auf zwei Funktionen. Zum einen die Funktion „void setup ()“. Diese Funktion wird nur einmal, zu Beginn des Programmes ausgeführt. Zum anderen die Funktion „void loop ()“. Diese wird entweder bis zu einer programmierten Abbruchbedingung oder bis zum Ausschalten des Arduinos immer wiederholt. Innerhalb dieser Funktionen können weitere Funktionen aufgerufen werden, die entweder in den eingebundenen Bibliotheken oder direkt im Programm codiert sind. Innerhalb des Setups des Messprogrammes wird die Kommunikation über den I2C Channel initiiert sowie die

einzelnen Offsets der Beschleunigungssensoren berechnet. Das Offset ist dabei wichtig, um die Startausrichtung der Sensoren zu erfassen. Nur so kann während der Messung und der Auswertung eine Drehbewegung erfasst werden. Des Weiteren prüft das Setup die Kommunikation mit der SD-Card sowie die Konfiguration der RTC. Eventuelle Fehler werden auch in den Messdaten seriell ausgegeben.

Der Loop in den Messprogrammen besteht im Wesentlichen aus drei Funktionen. Diese sind die Datenabfrage des Sensors iterierend durch die verwendeten Channel des Muxers sowie die Abfrage der Uhrzeit und abschließend nach jedem Vorgang das Schreiben auf die SD-Card. Der komplette Ablauf des Programmes ist Abbildung 13 zu sehen.

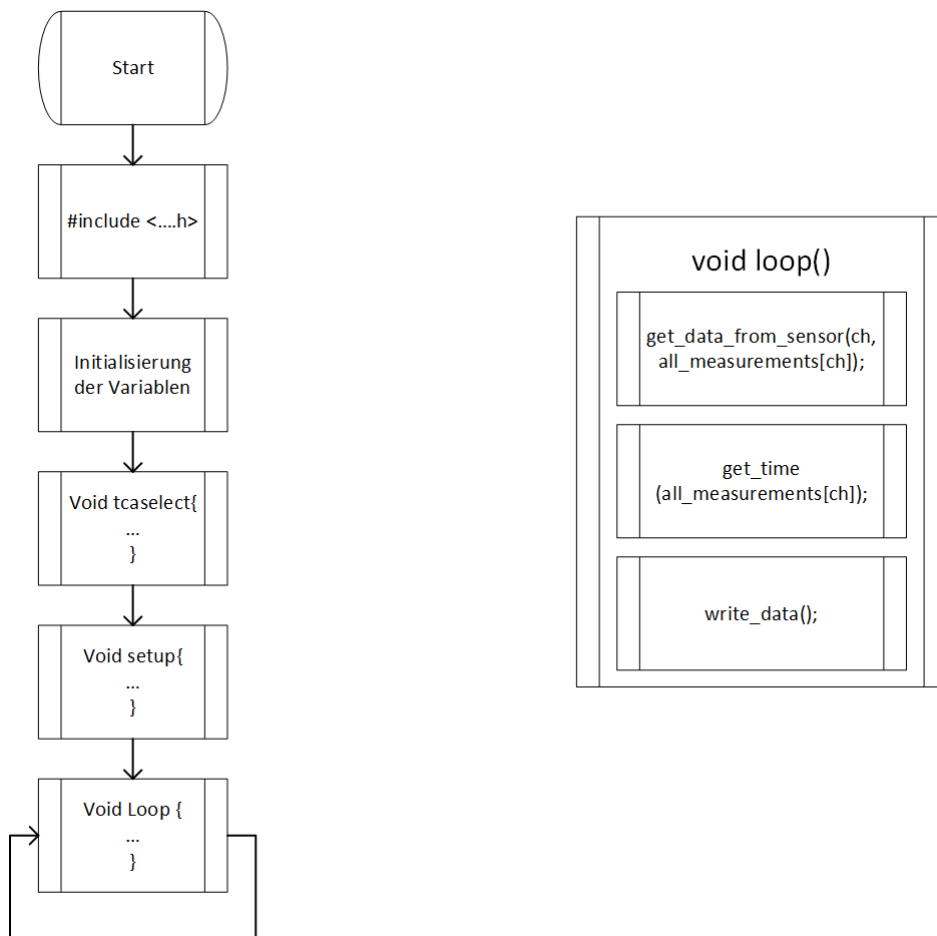
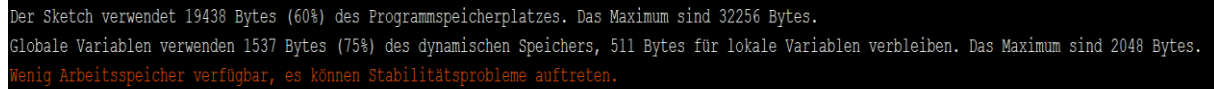


Abbildung 13: Programmablaufplan (eigene Darstellung)

Die Reihenfolge der Sensorabfrage ergibt sich aus der Reihenfolge der Channel da die MPUs am Muxer verlötet sind. Im Prototyp sind die Channel 0-2 einem Bein zugeordnet und 3-5 dem anderen Bein. Wie herum das System getragen wird ist dabei für die Messung nicht relevant. Beim Ausführen des Programmes wird von Arduino eine Warnung ausgegeben (Abbildung 14), dass beim Ausführen des Programmes, Aufgrund des geringen Arbeitsspeichers Stabilitätsprobleme auftreten können. Das Programm ist bereits mehrfach zur Entlastung des Arbeitsspeichers optimiert.

The image shows a screenshot of a warning message from the Arduino IDE. The text is displayed in a monospaced font on a dark background. The first line is in white, the second in light gray, and the third in orange. The message states that the sketch uses 19438 Bytes (60%) of program memory, leaving a maximum of 32256 Bytes. It also mentions that global variables use 1537 Bytes (75%) of dynamic memory, leaving 511 Bytes for local variables, with a maximum of 2048 Bytes. The final line, in orange, warns that little working memory is available, which can lead to stability problems.

```
Der Sketch verwendet 19438 Bytes (60%) des Programmspeicherplatzes. Das Maximum sind 32256 Bytes.  
Globale Variablen verwenden 1537 Bytes (75%) des dynamischen Speichers, 511 Bytes für lokale Variablen verbleiben. Das Maximum sind 2048 Bytes.  
Wenig Arbeitsspeicher verfügbar, es können Stabilitätsprobleme auftreten.
```

Abbildung 14: Warnung Arduino (eigen Darstellung)

Diese treten in unregelmäßigen Abständen auf und verursachen teilweise nicht nachvollziehbare Fehler. Daher wird dieser Punkt im Fazit der Arbeit noch einmal aufgegriffen. Neben den beiden Messdateien liegt dem Anhang eine dritte Datei „Werkstatt.ino“ bei. Diese Datei verlangsamt den Messprozess absichtlich und gibt beim Ausführen des Programmes mehrere Werte und weitere Informationen über den seriellen Monitor der IDE wieder. Dadurch wird die Fehlersuche deutlich vereinfacht. Diese Datei ist jedoch nicht für die Aufnahme von Messdaten geeignet. Häufig auftretende Fehler, deren Ursache sowie Strategien zum Beheben der Fehler sind in Kapitel 11 aufgeführt.

Die Abfrage der Sensoren sowie der RTC erfolgt grundlegend auf dieselbe Art und Weise. Nach der Auswahl des Channels über den Befehl „tcaselect(ch)“, wobei „ch“ die Nummer des Channels ist, erfolgt die Kommunikation mit dem Sensor. Dazu dienen die Befehle „Wire.begin(); mpu6050.begin();“. Durch diese Befehle wird der Arduino als Master festgelegt der Daten vom Sensor empfangen möchte. Der eigentliche Datentransfer wird durch den Befehl „mpu6050.update()“ ausgelöst. Der Sensor schreibt jetzt alle aktuell gemessenen Werte auf den Bus. Dabei sind die Reihenfolge und Größe der Daten (2 Byte) genau festgelegt. Dadurch kann genau bestimmt werden wo ein Wert aufhört und der nächste anfängt. Die einzelnen Werte werden dann der Variable im Struct zugewiesen. Die Kommunikation ist durch die Quittierung des Sensors alle Daten gesendet zu haben automatisch beendet. Die Funktion „write_data()“ für das Öffnen und Schreiben der SD-Card ist etwas komplexer als das Abfragen der Sensoren. Zu Beginn muss die Datei geöffnet werden. Dabei gibt es zwei Möglichkeiten. Zum einen kann die Datei im Modus „write“ (schreiben) geöffnet werden. Damit sind Veränderungen in der Datei möglich. Zum anderen kann die Datei lediglich im Modus „read“ (lesen) geöffnet werden. Dadurch können Inhalte der Datei ausgelesen aber nicht bearbeitet werden. Im Messprogramm lautet der entsprechende Befehl daher „SD.open(\"datalog.txt\", FILE_WRITE);“. Dadurch wird die Datei datalog.txt im Modus schreiben geöffnet. Sofern keine derartige Datei auf der SD-Card existiert wird diese Datei angelegt. Nach dem erfolgreichen Öffnen der Datei können die Daten geschrieben werden. Wie bei der seriellen Ausgabe gilt dabei „dataFile.print()“ schreibt die Daten fort. Bei „dataFile.println()“ wird nach dem Schreiben der Daten ein line feed (Zeilenvorschub) eingefügt. Damit werden die nachfolgenden Werte auf der nächsten Zeile fortgeschrieben. Besonders wichtig ist es die Datei nach dem Schreiben zu schließen. Es findet keine Prüfung statt ob bereits Zeilen geschrieben wurden. Dadurch können durch den Messvorgang keine Daten gelöscht werden.

9.3 Test des Messsystems

Das beschriebene Messsystem soll getestet werden, um die Machbarkeit für das erstellte Messkonzept zu beweisen. Dazu wird ein Bewegungsablauf benötigt, der möglichst einfach ist und oft wiederholt wird. Daher wird ein Radtrainer verwendet. Die Bewegung der Pedale bzw. des Fußes lässt sich durch folgende Abbildung darstellen.

Tabelle 8 Besondere Kreispunkte

Punkt	Besonderheit	
P0	Kreismittelpunkt	
P1	Oberer Kreispunkt	$-V_{x\max}; V_y=0$
P2	Linker Kreispunkt	$-V_{y\max}; V_x=0$
P3	Unterer Kreispunkt	$V_{x\max}; V_y=0$
P4	Rechter Kreispunkt	$V_{y\max}; V_x=0$

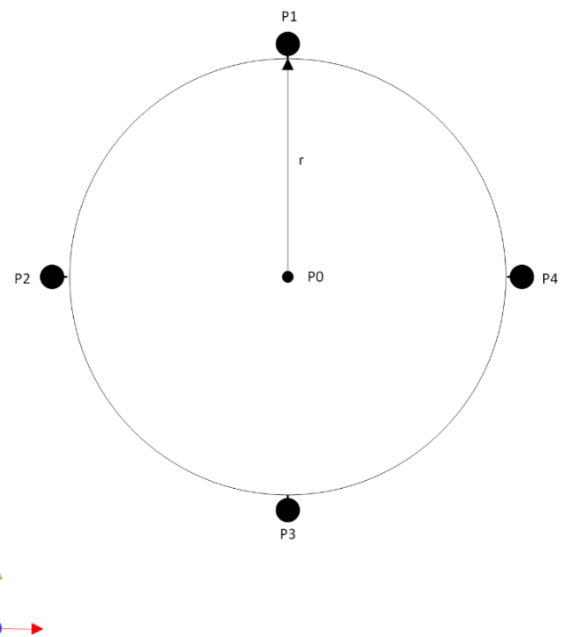


Abbildung 15: Kreisbewegung (eigene Darstellung)

Mithilfe dieser Bewegung können mehrere Eigenschaften des Messsystems geprüft werden. Da der Mittelpunkt und der Radius festgelegt sind und abgemessen werden können, kann jeder Punkt auf der Kreisbahn berechnet werden.

$$r_x = r * \cos(\varphi) \quad (15)$$

$$r_y = r * \sin(\varphi) \quad (16)$$

Dadurch kann der gemessene Punkt mit dem realen Punkt verglichen werden. Durch die ständige Wiederholung kann die Abweichung über die Zeit, beziehungsweise über die Umdrehungen ermittelt werden.

$$s = P_{1n} \text{ Umdrehungen} - P_{10} \text{ Umdrehungen} \quad (17)$$

Die festgelegte Bewegung enthält dabei keine Rotation des Fußgelenkes. Dadurch kann in der Auswertung der Einfluss der Schwerkraft auf das System besser herausgerechnet werden. Die Bewegung eignet sich außerdem, um nahezu alle möglichen Winkel des Kniegelenkes zu erfassen. Im Punkt P3 wird das Bein nahezu komplett durchgestreckt, am Punkt P1 stark angewinkelt. Im Verlauf zwischen den Punkten wird daher jede Winkelstellung durchlaufen.

Diese sind die benötigten/geforderten Aussagen des Messsystems im Praxiseinsatz, allerdings im Laborumfeld.

Nullpunkt in diesem Versuch ist der Nullpunkt des Messsystems. Alle weiteren Punkte müssen daher in das Koordinatensystem integriert werden.

Zum Start des Versuches muss das System angelegt werden. Dazu wird zuerst der Messnullpunkt angelegt und nachfolgend die Beine. Im Anschluss muss der Abstand zwischen den Messpunkten gemessen werden. Dies ist wichtig, um in der Auswertung die Bewegung darzustellen. In diesem Versuch ist außerdem der Abstand zwischen dem Nullpunkt und dem Kreismittelpunkt der Pedale zu erfassen. Nur so kann die Kreisbewegung im Messsystem mit der realen verglichen werden. Dabei ist darauf zu achten, dass die Abstände nicht diagonal, sondern getrennt in ihrem Anteil in X, Y und Z zu erfassen sind. Die Messungen können erst erfolgen, wenn die Versuchsperson auf dem Rad sitzt. Vor dem Start des Systems wird die Ausgangsposition erfasst. Dazu wird die Position der einzelnen Sensoren aufgenommen, wenn ein Fuß bei Punkt eins und der andere bei Punkt drei ist. Dadurch sind beide Extrempunkte der Bewegung erfasst.

Zum Start wird für eine Minute die Grundposition eingenommen. Dies ist notwendig damit nach dem Einschalten des Messsystems die Sensoren kalibriert und die Kommunikation aufgebaut werden kann. Ebenfalls können so das Offset sowie die reine Erdanziehungskraft gemessen werden. Diese wird benötigt, um im weiteren Verlauf die Beschleunigung der Bewegung zu berechnen. Danach wird im Zeitintervall von fünf Minuten in festgelegter Frequenz getreten. Zwischen den Durchläufen wird die Grundposition eingenommen.

Durchgang	Umdrehungen
1	~20-25
2	~45-50
3	~55
4	~70
5	>85

Nach Abschluss des letzten Vorgangs wird für eine weitere Minute die Grundposition eingenommen.

10. Auswertung der Messdaten

Für die Auswertung sind besonders zwei Messreihen interessant. Dies ist einmal die Messreihe vom 22.08.2020 sowie die vom 23.08.2020. Daher wird besonders auf diese Messreihen eingegangen. Die Rohwerte liegen der Arbeit im Anhang auf der CD unter Anlage V bei. Des Weiteren befinden sich alle verwendeten Funktionen sowie das Auswertungsprogramm im Anhang auf der CD unter Anlage VI der Arbeit. Nachfolgend wird lediglich auf die wichtigsten Funktionen sowie Besonderheiten eingegangen.

Bei der Messreihe vom 22.08.2020 wurden die Beschleunigungswerte sowie die Winkelstellung der Gyroskope erfasst. Des Weiteren wurden die Werte zur Kontrolle während der Messung regelmäßig ausgegeben. Am 23.08.2020 erfolgte nur eine Erfassung der Beschleunigungswerte ohne serielle Ausgabe. Die Messfrequenz wurde damit von drei Hertz auf über ca. zehn Herz gesteigert. Die Bedeutung dieser Steigerung wird am Ende des Kapitels deutlich.

Beide Dateien werden durch die Importfunktion in Matlab importiert. Dazu wurde diese Funktion modifiziert, sodass die Dateien als Tabelle importiert werden. Die Spalten werden dabei genau benannt und Zeilen in denen ein Sensor nicht funktioniert hat, werden nicht übernommen. In beiden Messungen betrifft dies jedoch nur Werte in Ruhelagen. Vor der weiteren Auswertung wird die Tabelle auf die einzelnen Sensoren aufgeteilt und für jeden Sensor eine einzelne Tabelle angelegt. Mit Hilfe des Befehls „table2timetable“ werden die Tabellen der einzelnen Sensoren in sogenannte „timetable“ umgewandelt. Diese spezielle Tabellenform von Matlab erkennt automatisch einen Wert im Format „datetime“ und erstellt daher einen Zeitplan aus der Tabelle. Nachfolgend wird das Offset der einzelnen Werte berechnet sowie die Digits in reale Beschleunigungen umgerechnet. Als Offset wird der

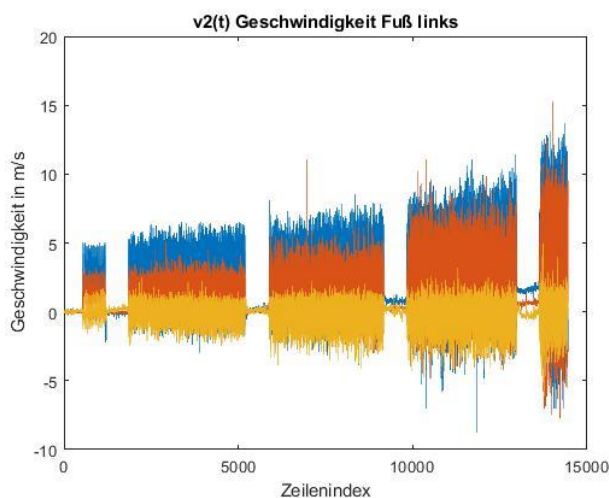


Abbildung 16: $v(t)$ des linken Fußes (eigene Darstellung mit Matlab)

Mittelwert der ersten 100 Werte genommen. Jeweils für alle Sensoren in jeder Richtung. Dieser wird von allen Werten subtrahiert. Auf diese Weise ist die Erdbeschleunigung aus den Messwerten herausgerechnet. Die Aufnahme der Werte erfolgte in den Grenzen von minus zwei bis plus zwei g. Der Umrechnungsfaktor beträgt daher $5,9875 \cdot 10^{-4}$. Alle Werte der Sensoren werden daher mit diesem Faktor multipliziert. Anschließend kann

die reale $a(t)$ Funktion gezeichnet werden. Wie in der Abbildung 16 zu sehen ist, zeigt sich deutlich die Zunahme der einzelnen Beschleunigungen mit der höheren Umdrehungsfrequenz. Des Weiteren sind die Ruhepausen zwischen den einzelnen aktiven Phasen deutlich zu erkennen. Vergleicht man den Graphen der Hüfte mit dem des Fußes so ist bereits hier zu sehen das der Fuß sich deutlich mehr bewegt hat. Der Ausschlag der Kurve ist bei selber Zeit deutlich höher. Dabei sind die Unterschiede zwischen dem linken und dem rechten Fuß sehr gering. Alle entstandenen Diagramme sind **dem Anhang** auf der CD unter Anlag VII der Arbeit beigelegt. Die aufgenommenen Werte sind nur Punktwerte und müssen daher interpoliert werden. Die einfachste Form der Interpolation ist die Verbindung der einzelnen Punkte mit einer Geraden. In diesem Fall ist dies auch die sinnvollste Variante. Matlab verbindet die Punkte dabei automatisch mit dem plot.

Wie in Kapitel 3 der Arbeit beschrieben müssen diese Werte integriert werden, um die Geschwindigkeit zu berechnen bzw. doppelt integriert werden, um die Position zu berechnen. Dafür können verschiedene Näherungsmodelle verwendet werden. Innerhalb der Auswertung wird die Trapezmethode verwendet. Dabei wird die Kurve in gleich große Abschnitte eingeteilt. Desto kleiner die Abschnitte sind, desto genauer das Integral. Als kleinster möglicher Abschnitt ist eine Zeile möglich. Hier zeigt sich bereits das erste Mal die direkte Auswirkung der Messfrequenz auf die Genauigkeit. Jeder Funktionswert an einem Punkt wird danach vom Wert am nächsten Punkt subtrahiert und durch zwei geteilt. Die Integration über die gesamte Kurve lässt sich dabei als Summenformel darstellen:

$$A = \sum_{i=1}^{i=n} (y_{n+1} - y_n) * \frac{(x_n + x_{n+1})}{2} \quad (18)$$

Mit der Formel zeigt sich ein weiterer Vorteil darin den Zeilenindex als y zu wählen. Dieser erhöht sich immer um eins, wodurch die Formel wie folgt vereinfacht wird:

$$A = \sum_{i=1}^{i=n} \frac{(x_n + x_{n+1})}{2} \quad (19)$$

Mithilfe der Formel werden die Funktionswerte $v(t)$ für jede Richtung des Koordinatensystems berechnet. Diese lassen sich genauso darstellen wie die Beschleunigungswerte. Durch das Integrieren dieser Geschwindigkeitswerte ergeben sich die Positionswerte der Sensoren. Im Gegensatz zur Beschleunigung und der Geschwindigkeit, ist es nicht zielführend diese Werte als einzelne Komponenten darzustellen. Daher werden die Werte direkt dreidimensional geplottet. In Abbildung 18 ist dabei die Kreisbewegung des Fußes deutlich zu sehen. Die Dargestellten Positionen wurden bei einer Umdrehung von 20-25 pro Minute aufgenommen. In Abbildung 17 ist die Rückgerechnete Bewegung mit 65 Umdrehungen pro Minute

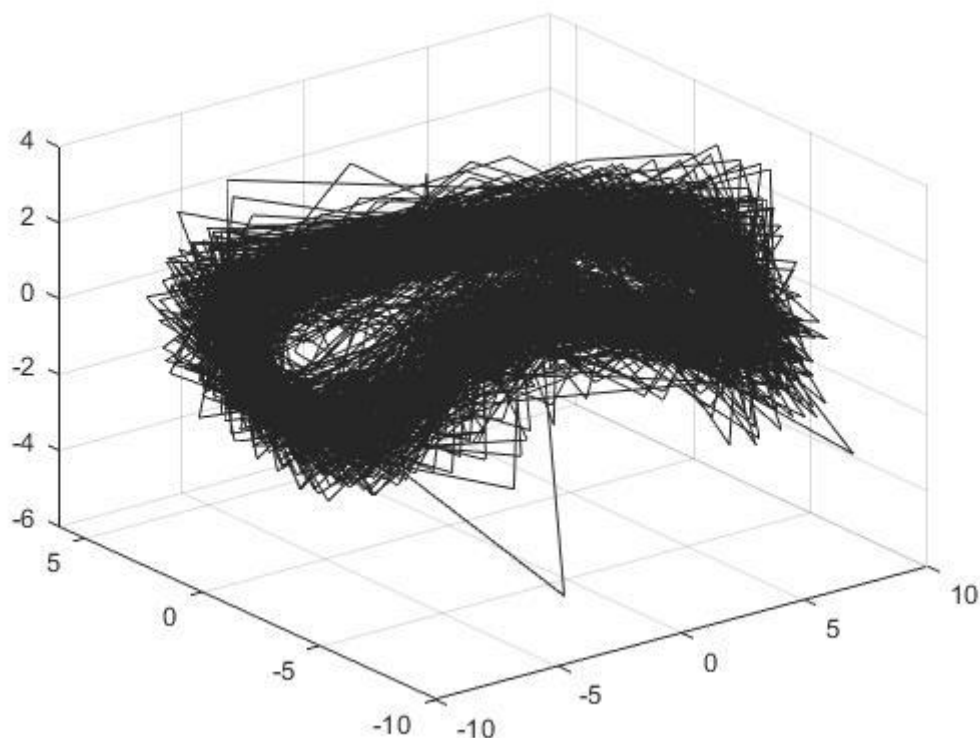


Abbildung 17: Positionsverlauf bei 65 Umdrehungen und 11 Hz.

dargestellt. Im Vergleich der Kreise zeigt sich deutlich das bei schnelleren Bewegungen die Abweichung höher ist. Des Weiteren ist in den Abbildungen zu sehen das die Werte nahezu unbrauchbar sind. Die Abweichung der Werte ist derartig hoch das eine Berechnung der absoluten Positionsabweichung sowie einer Abweichung über die Zeit nicht möglich ist.

Bei der Betrachtung der Messdaten vom 23.08.2020 verglichen mit den Messdaten vom 22.08.2020 zeigt sich deutlich die Abhängigkeit der Messgenauigkeit von der Messfrequenz. Dies wird besonders aus der Abbildung 19 in Vergleich Abbildung 18 zur Abbildung deutlich.

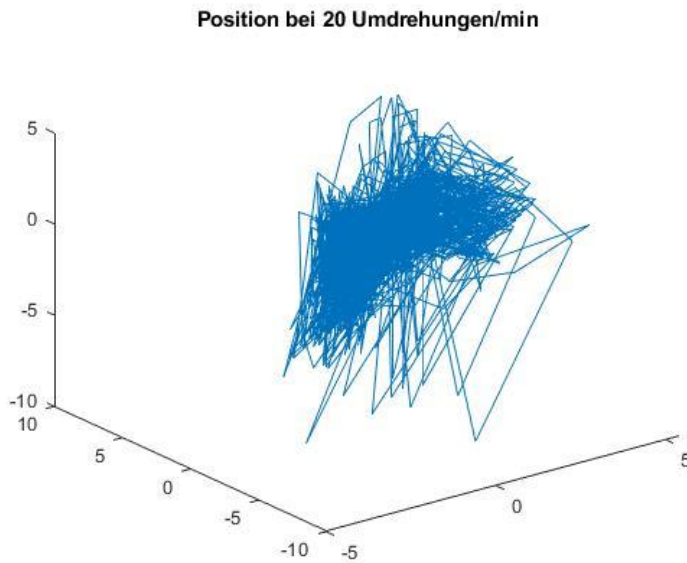


Abbildung 19 Positionsverlauf bei 20 Umdrehungen/min und 3Hz.

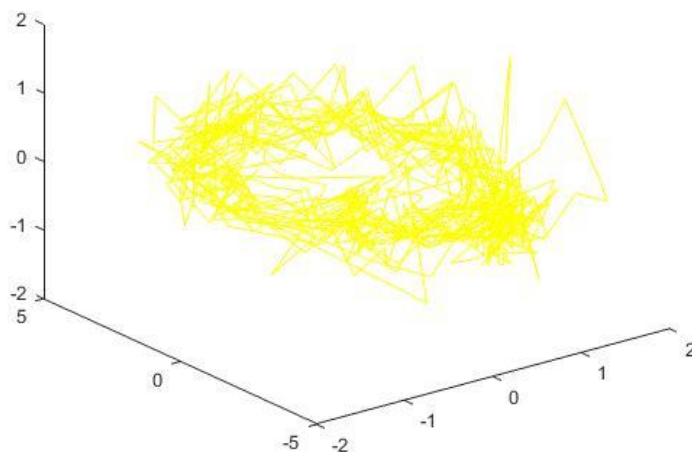


Abbildung 18 Positionsverlauf bei 20 Umdrehungen/min und 11Hz.

Auf beiden sind die Positionsdaten des Fußsensors zu sehen. Auf der Abbildung 18 aus der Messreihe vom 22.08.2020 mit einer Messfrequenz von ca. drei Hertz. Dagegen ist auf der Abbildung 19 rechts dieselbe Bewegung aber aus den Messdaten vom 23.08.2020 und damit einer Messfrequenz von elf Hertz rekonstruiert zu sehen. Der Grundsatz, desto mehr Daten, desto genauer kann die Bewegung rekonstruiert werden“ ist sehr deutlich zu erkennen. Bei einer Messfrequenz von drei Hertz lässt sich die Kreisbewegung nur erahnen und ist erst bei mehreren Durchläufen zu erkennen. Dies liegt an fehlenden Werten. Wie beschrieben verbindet Matlab alle Punkte mit einer geraden Linie. Werden in der Kreisbahn daher drei Punkte aufgenommen, entsteht ein

Dreieck und kein Kreis. Desto weniger Punkte in der Kreisbahn aufgenommen sind, desto weniger gleicht die Positionsrekonstruktion der Realität. Die aufgenommene Bewegung ist keine alltägliche Bewegung im Arbeitsalltag. Der Grundsatz gilt jedoch auch bei der Verallgemeinerung der Bewegung.

Alle während und vor der Aufnahme der Messreihen auftretenden Fehler wurden mit den Strategien aus Kapitel 11 beseitigt. Alle Ausfälle während den Messungen lagen an gelösten

Lötverbindungen der Kabel. Um dies für die weitere Entwicklung zu vermeiden werden im Ausblick der Arbeit Lösungen vorgeschlagen

Während der Auswertung hat sich gezeigt, dass die verwendete RTC ungenügend für das System ist, da dringend Millisekunden benötigt werden. Dies wird im Ausblick der Arbeit weiter erläutert. Eine sinnvolle arbeitswissenschaftliche Auswertung ist aufgrund der hohen Abweichung der Messwerte nicht möglich. Diese wird umso deutlicher, wenn man sich neben der Verlaufskurve einzelne Werte ansieht.

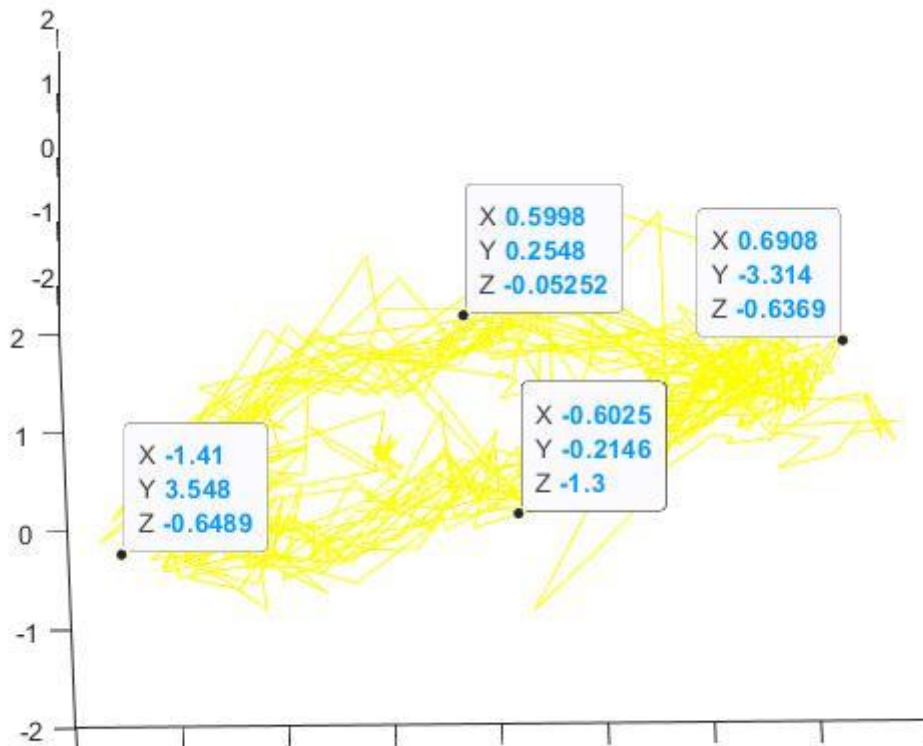


Abbildung 20 Punktwerte der gemessenen Bewegung

In der Abbildung 20 ist neben dem Positionsverlauf des Fußsensors auch die Werte einzelner Punkte abgebildet. Die aufzunehmende Bewegung fand dabei nahezu ausschließlich in der xy-Ebene statt. Der Radius der Pedale beträgt ca. 17 cm. Die Erwarteten Werte haben also eine Differenz in X- und Y- Richtung von 32 cm. Betrachtet man sich die aufgenommenen Werte, so beträgt der Radius der aufgenommenen Strecke 9,8 Meter in Y Richtung, ca. 2,1 Meter in X-Richtung und 1,3 Meter in Z Richtung. Diese Werte sind völlig absurd. Die genaue Herangehensweise und Darstellung aller Messdaten befinden sich im Anhang auf der CD unter Anlage VII der Arbeit

Die Datengröße der aufgenommenen Werte ist relevant, um die maximale Messdauer für die SD-Card zu bestimmen. Die Messreihe vom 23.08.2020 hat eine Frequenz von ca. elf Herz.

Dies ist die maximal mögliche Frequenz des Prototypen. Die entstandene Datei ist 3,372 Megabyte groß. Da die letzten Messwerte teilweise fehlerhaft waren kann der Wert sicherheitshalber auf 3,4 aufgerundet werden. Bei einer Messdauer von 24 Minuten ergibt sich ein Speicherbedarf von 141,67 Kilobyte pro Minute. Für die weitere Betrachtung wird auch dieser Wert auf 142 aufgerundet. Die maximale Dateigröße in einem Fat32 formatierten Speicher (diese Formatierung wird benötigt damit Arduino die Speicherkarte erkennt) beträgt vier Gigabyte, also $4 * 10^6$ Kilobyte. Damit ergibt sich eine Dauer von 28169 Minuten oder ca. 469 Stunden. Bezieht man jetzt großzügig Zeit für das Anlegen des Messsystems, starten etc ein und geht damit von einem 10h Arbeitstag aus, ergibt sich eine Messdauer von 46,9 Arbeitstagen pro Messdatei. Damit sind jedoch erst vier Gigabyte der 32 Gigabyte Speicherkarte belegt. Es können daher fast acht volle Messdateien gespeichert werden (der reale Speicherplatz beträgt nicht 32GB sondern etwas weniger). Damit ist es ohne weitere Probleme möglich ein Jahr jeden Tag Werte mit dem Messsystem aufzunehmen. Selbst wenn die Messfrequenz erhöht wird, was wie in der Auswertung der Messergebnisse ersichtlich sinnvoll ist, kann der einzelne Arbeitstag abgedeckt werden.

11. Fazit

Grundlegende Motivation für die Arbeit war die Vereinfachung der Erfassung von Bewegung im arbeitswissenschaftlichen Kontext. Im Besonderen sollte durch eine elektronische Messung und Auswertung die teilweise komplizierte, zeit- und ressourcenaufwendige Erfassung für die vorgestellten Methoden ersetzt werden. Dieses Ziel ist nicht erreicht. Dennoch konnte mithilfe des Messsystems die generelle Machbarkeit des in Kapitel 0 erarbeiteten Konzeptes bewiesen werden. Das erstellte System kann jedoch nur als Prototyp angesehen werden. Es erfüllt die grundlegenden Anforderungen, die Messgenauigkeit und Zuverlässigkeit des Systems reicht jedoch nicht aus. Daher stellt es die Grundlage für weitere Entwicklungen dar. Um für die Arbeitswissenschaft relevante Aussagen in ausreichender Güte zu erhalten und die Erfassung zu vereinfachen müssen jedoch noch weitere Verbesserungen und Entwicklungen durchgeführt werden. Diese werden in Kapitel 13 der Arbeit aufgeführt.

11.1 Rückschlüsse auf das Konzept

Mit Hilfe der praktischen Umsetzung sind auch einige Rückschlüsse auf das Konzept möglich. Es werden auch nötige Änderungen offensichtlich. Der praktische Einsatz des Prototypen hat gezeigt, dass die Sensorplatzierung für das Knie und den Fuß grundsätzlich richtig ist. An der Hüfte wird jedoch deutlich, dass mit der Halterung durch einen Klettverschluss Probleme entstehen. Zum einen kann das Band nur maximal auf Höhe des Schrittes angebracht werden und ist damit nur wenige Zentimeter vom Messpunkt über dem Knie entfernt. Dadurch werden dieselben Messdaten in unterschiedlicher Intensität aufgenommen. Zudem ist der Messpunkt im praktischen Einsatz immer locker geworden und heruntergerutscht. Dieser Messpunkt kann auch völlig rationalisiert werden indem der Befestigungspunkt des Arduino als Referenzpunkt für die Hüftbewegung genutzt wird. Dadurch können zwei Messpunkte gespart werden. Dagegen wird in dem aufgestellten Messkonzept die Stellung des Fußes vernachlässigt, da diese auch in den Methoden kaum berücksichtigt wird. Dies kann jedoch bei einigen Tätigkeiten von entscheidender Bedeutung für die Belastung sein. Allerdings ist das Anbringen von Sensoren an diesem Punkt sehr schwierig und müsste aus Sicherheitsgründen im Schuh erfolgen. Das ist aber eine Belastung für den Anwender und widerspricht daher den Anforderungen. Alternativ kann man die Sensoren im Schuh verbauen. Allerdings wäre das System damit nicht mehr ohne weiteren von Anwender zu Anwender transferierbar.

Die Auswertung der Messreihen zeigt deutlich, dass das Verhältnis von Messfrequenz zu Bewegungsgeschwindigkeit enorm wichtig für die Genauigkeit der Rekonstruktion ist. Wie auch durch die anderen Probleme deutlich wird muss daher die zentrale Steuereinheit so gewählt werden, dass die Messfrequenz möglichst hoch ist. Die aktuellen Sensoren schaffen

dabei das zehnfache der bisherigen Messfrequenz, sind jedoch zu ungenau in Bezug auf die Stabilität der Werte.

Die völlig absurden Werte zeigen jedoch auch die Fehleranfälligkeit von Beschleunigungssensoren zur Bewegungserfassung. Daher ist es nach Auswertung der Messergebnisse nicht ratsam das gesamte Konzept nur auf Beschleunigungssensoren aufzubauen. Stattdessen sollten immer, wenn es möglich ist auf diese verzichtet werden. Alternativ können direkt Sensoren zur Winkelmessung eingesetzt werden.

11.2 Vergleich des Systems mit den gestellten Anforderungen

Zu Beginn der Arbeit wurden Anforderungen an das Konzept sowie die Umsetzung gestellt. Diese können mit dem Prototypen verglichen werden.

Kriterium G1 „möglichst genaue Erfassung“

Wie in der Auswertung zu sehen ist, ist dieses Ziel nur teilweise erfüllt. Der Prototyp ermöglicht die Erfassung der Bewegung. Jedoch ist die Position nicht ausreichend genau bestimmbar. Das Kriterium ist daher nicht erfüllt.

Kriterium G2 „nicht personengebunden“

Die Befestigung der Sensoren erfolgt wie beschrieben mittels Klettverschlussbändern. Dabei können die Sensoren sowohl unter wie auf der Kleidung getragen werden. Zum Wechseln des Probanden muss das System lediglich abgelegt und wieder angelegt werden. Am Messsystem muss nichts eingestellt werden. Das Kriterium ist daher erfüllt.

Kriterium G3 „unabhängig vom Arbeitsumfeld“

Wie in der Konzeption gedacht kann mit Hilfe der Beschleunigungssensoren die Bewegung in jede Richtung erfasst werden. Dadurch ist es möglich jede Tätigkeit zu erfassen. Durch die mögliche Platzierung der Sensoren unter der Arbeitskleidung können auch Arbeitsumfelder welche Schutzkleidung benötigen abgedeckt werden. Das System ist ebenfalls nicht an einen externen Aufbau gebunden. Dadurch ist das Kriterium vollständig erfüllt.

Kriterium G4 „Abdeckung des kompletten Arbeitstages“

Der Speicherbedarf ist wie bereits beschrieben mehr als ausreichend. Selbst bei Erweiterung des Systems reicht der Speicherplatz, um einen kompletten Arbeitstag abzudecken. Der Energiebedarf ist ebenfalls sehr gering. Für den Prototypen reicht eine 9V Batterie mit einer Gesamtkapazität von 650mAh um das System länger als 8h zu betreiben. Bei Bedarf können die MPUs zusätzlich in einen Stromsparmodes geschaltet werden. Das Kriterium ist daher erfüllt.

Kriterium M1 „eigenständiges System“

Die Erfassung der Messdaten erfolgt eigenständig und sofern keine Stabilitätsprobleme auftreten auch ohne Eingriff des Benutzers. Die Konzeption sieht das umgesetzte Modell für alle weiteren Teile vor. Daher ist das Kriterium erfüllt.

Kriterium M2 „modulare Integration“

Das System verfügt über diverse Möglichkeiten die Messdaten im Fall der Integration an andere Komponenten weiterzuleiten. Ebenfalls können Messdaten an den Arduino geschickt werden, um Daten anderer Systeme zu speichern. Dazu muss der zentrale Mikrocontroller jedoch verbessert werden. Das Konzept erfüllt das Kriterium vollständig. Der Prototyp benötigt Verbesserungen, um das Kriterium vollständig zu erfüllen. In der aktuellen Version wird es nicht erfüllt.

Kriterium M3 „andere Module beachten“

Die Konzeption greift nicht in die Umsetzung anderer Module ein. Der Prototyp ist in einem Bereich umgesetzt, der von anderen Komponenten nicht abgedeckt wird. Das Kriterium ist daher erfüllt.

Kriterium M4 „Möglichkeiten der Auswertung“

Die Auswertung zeigt lediglich einen Teil der Möglichkeiten. Eine Automatisierte Auswertung unter arbeitswissenschaftlichen Kriterien ist aufgrund der Messungenauigkeit des Prototypen nicht möglich. Die Möglichkeiten der Auswertung können also nicht ausgeschöpft werden.

Kriterium M5 „keine Beeinträchtigung des Probanden“

Der gesamte Prototyp wiegt ca. 500g und ist damit deutlich leichter als beispielsweise CUELA. Ein einzelner Sensor ist ca. zwei mal zwei Zentimeter groß. Während der Messaufnahme hat sich gezeigt, dass keine Beeinträchtigung der Bewegung existiert. Das Kriterium ist daher erfüllt.

Der Vergleich mit dem Anforderungskatalog hat gezeigt das mit dem Konzept nahezu alle Anforderungen erfüllt werden. Die wichtigste Anforderung, die arbeitswissenschaftliche Auswertung, konnte jedoch mit dem Prototypen nicht realisiert werden und ist daher nur theoretisch erfüllt.

Im Gegensatz zu CUELA hat das System und das dahinter liegende Konzept also das Potential auch hochgradig individuelle Arbeiten zu erfassen. Durch die zusätzliche Integration der Drucksensoren ist es möglich das Gewicht genauer zu erfassen und eventuelle Hilfsmittel beim Tragen, Halten oder Schieben zu erkennen. Die entstandenen Positionsdaten können nach Belieben und sofern in der Genauigkeit verbessert zur Auswertung mittels jedem vorgestelltem arbeitswissenschaftlichem Konzept genutzt werden. Das System ist,

hauptsächlich durch die leichteren Sensoren deutlich kleiner, unauffälliger und leichter als CUELA. In Kombination mit den anderen Komponenten von midaskMU kann damit nicht nur die Tätigkeit, sondern auch die Art der Belastung sowie die Dauer, Häufigkeit und die Zeit, die zur Erholung benötigt wird, erfasst werden.

11.3 Häufig auftretende Probleme

Im Verlauf der Entwicklung haben sich mehrere wiederkehrende Probleme gezeigt, welche aufgrund der Stabilitätsprobleme des Arduino auftreten und teilweise nicht nachvollziehbar sind. Um eine mögliche Weiterführung der Idee und des Konzeptes zu ermöglichen ist es nötig diese zu kennen. Nur so kann der Prototyp weiter getestet und entwickelt werden. Nachfolgend werden daher die häufigsten Probleme aufgeführt sowie die aktuelle Lösungsvariante. Diese Lösungen sind jedoch keine Garantie für die Lösung des Problems, sondern lediglich Erfahrungen. Dadurch dass der Arduino UNO an der Stabilitätsgrenze arbeitet treten teilweise Fehler auf, die weder nachvollziehbar noch reproduzierbar sind. Daher ist die Beschreibung der Fehler schon sehr schwierig und ungenau. Es empfiehlt sich bei der Wartung des Prototypen das Programm „Wartung.ino“ zu verwenden. In diesem werden mehrere Messwerte und relevante Daten seriell während der Messung ausgegeben. Dadurch kann der Fehler leichter lokalisiert werden.

Falsche Adresse

Fehlerbeschreibung: Alle Sensoren liefern in allen Messwerten gleiche Ergebnisse. Bereits die Offset-Werte sind genau gleich.

Fehlerursache: Anstatt der einzelnen Sensoren wird nur ein Sensor angesprochen. Im Fall dass die Werte auch über die Zeit stabil bleiben, wird ein falscher Teilnehmer auf dem I2C Bus angesprochen. Die kodierte Adresse ist fehlerhaft und muss in der Bibliothek geändert werden.

Behebung: Die Adresse kann in der Bibliothek oder im Programm verändert werden. Dazu muss die Datei master.cpp aus der Bibliothek geöffnet werden und der Eintrag `#define mpuAdd 0x68` auf `0x69` geändert werden. Die Datei kann dafür mit dem einfachen Editor geöffnet werden. Nach den Änderungen muss die Datei unbedingt gespeichert werden und das Arduino Programm neu kompiliert und hochgeladen werden.

-1 als Messwert

Fehlerbeschreibung: Einer oder mehrere Sensoren zeigen lediglich -1 als Messwert an. Dies über eine längere Zeit und ohne Änderung während einer Bewegung.

Fehlerursache: Dieser Fehler kann mehrere Ursachen haben. Bleibt der Wert auch bei sehr schnellen Bewegungsänderungen konstant, ist die Kommunikation mit dem Sensor defekt. Dies kann an einem defekten Kabel oder einem defekten Sensor liegen.

Behebung: Mit Hilfe eines Multimeters kann das Kabel auf einen Kabelbruch geprüft werden. Gegebenenfalls muss das Kabel ausgetauscht werden. Wenn das Kabel funktioniert ist der Sensor defekt. Dies kann teilweise auch daran gesehen werden, wenn keine grüne LED am Sensor leuchtet. In diesem Fall muss der Sensor ausgetauscht werden.

Fehlerhafte Uhrzeit

Fehlerbeschreibung: Die Uhrzeit der Messwerte stimmt überhaupt nicht. In der Werkstattdatei wird angezeigt „RTC is NOT running“.

Fehlerursache: Die RTC hat zwischenzeitlich keinen Strom gehabt und daher die Uhrzeit nicht gespeichert.

Behebung: Als erstes muss die Stromversorgung der RTC wiederhergestellt werden. Dazu muss gegebenenfalls eine neue Batterie eingesetzt werden. Unfreiwillige Versuche haben hier bewiesen das China nur mit China läuft. Es empfiehlt sich eine einfache Batterie zu verwenden. Batterien namhafter Hersteller führen zu weiteren Problemen. Im Nachgang kann die Uhrzeit mit dem Beispiel „ds1307.ino“ aus der Bibliothek RTCLib.h neu gestellt werden. Beim setzen der Uhrzeit ist ein Versatz von +2 sec einzuhalten. Dieser wird benötigt um die Zeit des kompilieren und hochladen auf den Arduino zu überbrücken.

Probleme mit der SD-Card

Fehlerbeschreibung: Nach der Messung sind keine Daten auf der SD-Card gespeichert. Beim Ausführen der Werkstattdatei erscheint im seriellen Monitor die Fehlermeldung „Error writing datalog.txt“.

Fehlerursache: Der Arduino kann nicht auf die SD-Card zugreifen.

Behebung: Die eingesetzte SD-Card muss im Format Fat 32 formatiert sein. Die maximale Größe der Speicherkarte beträgt 32GB. Die maximale Größe der Datei 4GB. Löst ein Wechsel der SD-Card den Fehler nicht auf, muss die RTC geprüft werden (siehe Fehlerhafte Uhrzeit) oder ein nicht nachvollziehbarer Fehler von Arduino tritt auf (siehe nächster Punkt).

Nicht nachvollziehbarer Fehler

Fehlerbeschreibung: Es tritt einer oder sogar mehrere nicht nachvollziehbare Fehler auf. Dazu gehören der plötzliche und/oder zeitweise Verlust von Daten, Probleme mit anderen Komponenten, die nicht in die vorherigen Beschreibungen passen oder aber der Totalausfall des Systems.

Fehlerursache: Wie bereits beschrieben arbeitet Arduino im Grenzbereich der Machbarkeit und sogar die IDE warnt vor Stabilitätsproblemen. Eine genaue Ursache ist hier meist nicht feststellbar.

Behebung: Der Arbeit liegen zwei Messprogramme bei. Diese unterscheiden sich lediglich im Trennzeichen der CSV Datei. Bisherige Probleme dieser Art haben gezeigt das Fehler bereits beim Kompilieren und Hochladen des Programmes entstehen können. Aus diesem Grund ist es ratsam als erste Maßnahme das entsprechend andere Messprogramm zu laden. Trennzeichen werden von der Auswertung automatisch erkannt und deren Änderung stellt daher kein Problem dar. Bleibt das Problem bestehen, kann der Fehler durch die Datei Werkstatt eingegrenzt werden. Ist auch hier kein Erfolg abzusehen, muss der Arduino vom Strom abgenommen werden und einige Zeit stromlos bleiben. Während dieser Zeit hat sich ein Neustart des PCs samt Arduino IDE bewährt und mehrfaches drücken des „Reset“ Buttons auf dem Arduino bewährt.

12. Diskussion

Die Messwerte sind sehr ungenau. Durch die nur als Näherung durchgeführte Integration sowie die Interpolation der Messwerte wird dieser Fehler noch verstärkt. Daher ist die Positionsbestimmung mit dem Prototypen nicht möglich. Die Daten in der aktuellen Form nicht einmal dafür aus, belastbare Aussagen über die Genauigkeit (außer mehr als ungenügend) zu erreichen. Gerade bei schnelleren Bewegungen ist die Abweichung der Messwerte hoch. Dennoch zeigt das System, dass es möglich ist Bewegung und damit verbunden auch die Haltung zu erfassen. Dafür müssen jedoch nahezu alle Komponenten des Systems ausgetauscht werden und die Software überarbeitet werden. Durch die Entwicklung des Messsystems sowie die Auswertung der durchgeführten Versuche sind Erkenntnisse gewonnen worden, mit denen der entwickelte Prototyp verbessert und zu einem Messgerät für die ursprüngliche Einsatzumgebung entwickelt werden kann. Die aus der Literaturrecherche vorgestellten Vorteile des Systems (kein großer Aufbau, variabel in Ort, Zeit und Person sowie die geringe Beeinträchtigung) konnten nachgewiesen werden.

13. Ausblick

Das bisherige System basiert auf Arduino da dieses Board eine sehr große Community besitzt wodurch viele Projekte und Erfahrungen öffentlich sind. Des Weiteren gibt es eine Vielzahl unterschiedlicher Sensoren und anderer Breakoutboards wodurch relativ schnell ein Grundsystem aufgebaut werden kann. Wie jedoch im vorherigen Kapitel verdeutlicht, benötigt das umgesetzte System einige Verbesserungen. Diese werden nachfolgend vorgestellt. Ziel ist es die im Fazit erläuterten Probleme mit dem entwickelten Messsystem zu minimieren und auszuschließen, ohne dabei die Vorteile zu verlieren.

13.1 Hardware

Das größte Problem im entwickelten Messsystem stellt die stark limitierte Rechenleistung und der begrenzte Speicher dar. Daher muss vor der weiteren Entwicklung die zentrale Komponente ausgetauscht werden. Arduino eignet sich sehr gut als Einstieg in viele Projekte. Allerdings kommt das Board auch sehr schnell an seine Grenzen und muss daher durch spezialisiertere Mikrocontroller ausgetauscht werden. Hier gibt es mehrere Alternativen die abhängig von der weiteren Entwicklungsrichtung sind. Unter der weiteren Vorgabe eines Stand-Alone Systems, welches nur im Bedarfsfall mit anderem System kommunizieren soll, bieten sich die Entwicklungsboards von „Teensy“ an. Im aktuellen Stand (Teensy 4.1) verfügt das Board bereits über einen internen SD-Card Slot sowie mehr Schnittstellen für serielle Datenkommunikation. Unter anderem verfügt das Entwicklungsboard zwei getrennte I2C Channel. Dadurch kann die Kommunikation sowohl mit den Sensoren (ein Bus) als auch mit anderen Komponenten (anderer Bus) erleichtert werden. Besonders deutlich wird der Leistungsunterschied beim Vergleich der technischen Daten [37].

Tabelle 9 Vergleich Teensy mit Arduino

Kategorie	Arduino	Teensy 4.1
Mikrocontroller	ATmega328P	iMXRT1062
Flash	32 KB	8192 KB
SRAM	2 KB	1024 KB
EEPROM	1 KB	64 KB

Vorteil bei diesem Board ist die Kompatibilität mit der Entwicklungsumgebung von Arduino sowie mit den meisten Bibliotheken. Des Weiteren ist das Board kleiner als das verwendete Arduino Uno was eine Verkleinerung des zentralen Messpunktes bedeuten kann.

Eine weitere Alternative ist der Raspberry PI. Dieser wird im Forschungsprojekt midasKMU bereits eingesetzt um als zentrale Komponente die einzelnen Messsysteme zu steuern. Dabei kann die Auswertung der Sensoren entweder über einen einzelnen Raspberry laufen, zum Beispiel der Raspberry Zero oder aber die Auswertung läuft direkt auf dem zentralen Board. Dies ist abhängig vom gewünschten Grad der Eigenständigkeit des hier entwickelten Messsystems. Bei der Verwendung eines Raspberry muss jedoch die Programmstruktur überarbeitet werden da die Entwicklungsumgebung eine andere ist als für Arduino. So können dabei auch die unter Software vorgeschlagenen Änderungen eingesetzt werden. Wie der Teensy verfügt der Raspberry PI 4 über einen integrierten SD-Card Slot und über deutlich mehr Leistung als der Arduino UNO. Die Größe der Boards ist nahezu gleich.

Eine dritte und besonders interessante Alternative sind STM32MCU Boards. Grundkomponente und Namensgeber ist der 32.bit Mikrokontroller Arm® Cortex®-M. Diese gibt es in vielen unterschiedlichen Versionen, welche auf einen recht genauen Anwendungsbereich optimiert sind. Dadurch ist es möglich ein fast optimal auf den Anwendungsbereich zugeschnittenes Board auszuwählen [38]. Zusammen mit einer Vielzahl von Tools, die vom Hersteller bereitgestellt werden, kann eine optimale Anwendung realisiert werden. Wie bei der Verwendung des Raspberry Pi muss hier allerdings die Entwicklungsumgebung angepasst werden.

Neben der zentralen Komponente können auch die Sensoren verbessert werden. Dies betrifft vor allem die Messgenauigkeit und die Wertstabilität der Sensoren. Beschleunigungssensoren gibt es in einem weiten Anwendungs- und Preisspektrum [39]. Die im System verwendeten Sensoren besitzen dabei nicht die Güte industrieller Sensoren deren Linearitätsabweichung teilweise nur 0,1% beträgt. Der Grundsatz ist dabei klar, desto besser der Sensor, desto genauer die Messung und damit die berechnete Position. Es gilt jedoch auch, desto besser der Sensor desto teurer der Sensor und damit das System. Bei der Auswahl eines geeigneten Sensors muss daher auch die Wirtschaftlichkeit analysiert werden.

Auch die RTC muss ausgetauscht werden. Wie aus der Auswertung der Messergebnisse hervorgeht ist eine Erfassung im Millisekundenbereich unerlässlich. Neben der bereits gezeigten Abhängigkeit der Genauigkeit lässt sich auch die Berechnung der Position verbessern sofern die genaue Zeit der Werte bekannt ist.

13.2 Software

Nicht nur die Hardware muss angepasst werden, auch die Software stellt eine Schwachstelle im entwickelten System dar. Bei entsprechender Erweiterung des zentralen Boards kann die Software ebenfalls erweitert werden, um die Messgenauigkeit und Stabilität der Sensoren zu erhöhen. Auch die Auswertung der Messdaten kann noch verbessert werden.

Die bisherige Software ist darauf ausgelegt möglichst wenig Speicher und Rechenleistung zu verbrauchen. Unter der Annahme eines besseren Boards sind daher einige Verbesserungen möglich. So kann die Messfrequenz gesteigert werden, was den Fehler bei der Interpolation der Kurve verringert. Mit Hilfe von bestimmten Filtern wie beispielsweise dem Kalman-Filter kann die Messgenauigkeit verbessert werden. Dabei bilden die Kräfte die gemessene und die Winkel die geschätzte Größe. Der Filter kombiniert dabei die Abweichungen und Schätzwerte bisheriger und aktueller Messungen, um eine Minimierung des Fehlers zu erreichen [40]. Ein derartiger Filter wird bereits bei Trackingverfahren zum Beispiel für das autonome Fahren eingesetzt [41]. Für die Anwendung des Filters existieren für Arduino bereits Bibliotheken und Beispiele mit einem Beschleunigungssensor. Allerdings benötigt dies zu viel Leistung, um auf sieben oder mehr Sensoren mit sinnvoller Messfrequenz angewendet zu werden. Neben der Ungenauigkeit der Messwerte sieht man bei der Betrachtung der Ruhezeit wie stark der Sensor rauscht. Also während der Ruhe um den 0 Punkt schwankt. Dieses Rauschen ist mit dem Einsatz industrieller Sensoren verringert und kann zusätzlich durch Filter minimiert werden.

Neben mathematischen Filtern können weitere Verbesserungen der Genauigkeit durchgeführt werden, sobald das Konzept als ganzes umgesetzt wird. Die wichtigste Komponente zur Verbesserung der Positionserfassung der unteren Extremitäten im Gesamtkonzept ist dabei die drucksensitive Sohle. Dies muss so gewählt sein, das nicht nur der absolute Druck, sondern auch die Verteilung des Druckes auf der Fußsohle abzulesen ist. Damit lassen sich bestimmte Körperhaltungen wie beispielsweise der aufrechte Stand (bestimmte Druckverteilung und kein erfasstes zusätzliches Gewicht) oder das steigen von Treppen (Körpergewicht lediglich auf einem Bein mit Beschleunigung entgegen der Schwerkraft) nutzen um eine festgeschriebene Position zu definieren. Die Berechnung der Bewegung kann dann ab dieser Position erfolgen. Dadurch entstehen über den Arbeitstag verteilt immer wieder bekannte Positionen die den gemessenen Fehler über die Zeit korrigieren. Dies ist jedoch nur möglich, wenn die Auswertung der drucksensitiven Sohle intelligent genug ist dies Positionen zu erkennen und über die Möglichkeit verfügt mit dem System der Positionserfassung zu kommunizieren. Für eine Umsetzung innerhalb dieser Arbeit war der verwendete Mikrokontroller nicht leistungsfähig genug diese Kommunikation zusätzlich zu der Kommunikation mit den Sensoren zu handeln.

Ein weiterer Punkt zur Verbesserung der Software ist die Anwendbarkeit. So fehlt dem aktuellen System ein Signal an den Benutzer nach erfolgreicher Kalibrierung und Start der Messung oder entsprechend unterschiedliche Signale für die unterschiedlichen Fehler. Derartige kleine Verbesserungen sind unerlässlich für die Anwendung des Systems, mussten jedoch beim Prototypen aufgrund der geschilderten Probleme weggelassen werden.

Auch die Auswertung kann im Bereich Benutzerfreundlichkeit noch verbessert werden. In der aktuellen Version ist jeder Schritt einzeln ausgeführt und wenig automatisiert. Hier kann der gesamte Prozess der Auswertung verbessert werden. Des Weiteren kann ein grafisches Userinterface die Handhabung des Programmes allgemein vereinfachen. So kann zum Beispiel auch die Arbeitswissenschaft stärker einbezogen werden.

14. Literatur

- [1] *Mitten im demografischen Wandel*. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.destatis.de/DE/Themen/Querschnitt/Demografischer-Wandel/demografie-mitten-im-wandel.html>. Zugriff am: 24. Juni 2019.
- [2] *Jeder dritte Ostdeutsche wird bereits 2030 über 64 Jahre alt sein*. [Online]. Verfügbar unter: https://www.destatis.de/DE/Presse/Pressemitteilungen/Frueher/PD15_325_12421.html. Zugriff am: 24. Juni 2019.
- [3] „VW_Nachhaltigkeitsbericht_2018_DE“. [Online]. Verfügbar unter: http://www.volkswagenag.com/presence/nachhaltigkeit/documents/sustainability-report/2018/Nichtfinanzieller_Bericht_2018_d.pdf
- [4] Herr Dipl.-Inf. Sebastian Bauer, „Prozesssprachenbasiertes System zur Ansteuerung digitaler Menschmodelle als Teilkomponente einer Software zur Planung und Visualisierung menschlicher Arbeit in der Digitalen Fabrik“. Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades Dr.-Ing., Technische Universität Chemnitz.
- [5] W. H. Zwickau, *midaskMU - Optimierung von Arbeitsschutz auf Westsächsische Hochschule Zwickau*. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.fh-zwickau.de/forschung/schaufenster-forschung/nachwuchsforscher/arbeitsschutz/#c16125>. Zugriff am: 16. Mai 2019.
- [6] Westsächsische Hochschule Zwickau, *Team auf Westsächsische Hochschule Zwickau*. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.fh-zwickau.de/midas/team/>. Zugriff am: 16. Mai 2019.
- [7] Westsächsische Hochschule Zwickau, *midas auf Westsächsische Hochschule Zwickau*. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.fh-zwickau.de/midas/>. Zugriff am: 16. Mai 2019.
- [8] "Franz.Kirchner" <Franz.Kirchner@fh-zwickau.de>, "erste Zuarbeit - Schemata und Tätigkeitscluster", E-Mail, Feb. 2019.
- [9] Wikipedia, *Herzfrequenzvariabilität*. [Online]. Verfügbar unter: <https://de.wikipedia.org/w/index.php?oldid=188473619>. Zugriff am: 24. Mai 2019.
- [10] Wikipedia, *Global Positioning System*. [Online]. Verfügbar unter: <https://de.wikipedia.org/w/index.php?oldid=191612440>. Zugriff am: 29. August 2019.
- [11] Wikipedia, *Globales Navigationssatellitensystem*. [Online]. Verfügbar unter: <https://de.wikipedia.org/w/index.php?oldid=190437604>. Zugriff am: 8. Oktober 2019.
- [12] Vogel Communications Group GmbH & Co. KG, *Beschleunigungssensor vs. Gyroskop*. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.elektronikpraxis.vogel.de/beschleunigungssensor-vs-gyroskop-a-458045/>. Zugriff am: 19. Oktober 2019.
- [13] *Duden | Bewegungsapparat | Rechtschreibung, Bedeutung, Definition, Herkunft*. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.duden.de/rechtschreibung/Bewegungsapparat>. Zugriff am: 25. Januar 2020.

- [14] DocCheck Medical Services GmbH, *Bewegungsapparat - DocCheck Flexikon*. [Online]. Verfügbar unter: <https://flexikon.doccheck.com/de/Bewegungsapparat>. Zugriff am: 25. Januar 2020.
- [15] M. E. Jankl, *Aktiver & passiver Bewegungsapparat » Aufgaben | minimed.at*. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.minimed.at/medizinische-themen/bewegungsapparat/bewegungs-und-stuetzapparat/>. Zugriff am: 26. August 2020.687Z.
- [16] DocCheck Medical Services GmbH, *Gelenk - DocCheck Flexikon*. [Online]. Verfügbar unter: <https://flexikon.doccheck.com/de/Gelenk>. Zugriff am: 13. Januar 2020.
- [17] *Gelenk (Anatomie) | WISSEN-digital.de*. [Online]. Verfügbar unter: [https://www.wissen-digital.de/Gelenk_\(Anatomie\)](https://www.wissen-digital.de/Gelenk_(Anatomie)). Zugriff am: 4. Juni 2019.
- [18] S. Parker, *Kompaktatlas menschlicher Körper: Mit 300 3D-Abbildungen*. München: Dorling Kindersley, 2014.
- [19] Wikipedia, *Gelenk*. [Online]. Verfügbar unter: <https://de.wikipedia.org/w/index.php?oldid=194678388>. Zugriff am: 25. Januar 2020.
- [20] DocCheck Medical Services GmbH, *Interphalangealgelenk - DocCheck Flexikon*. [Online]. Verfügbar unter: <https://flexikon.doccheck.com/de/Interphalangealgelenk>. Zugriff am: 14. Januar 2020.
- [21] Wikipedia, *Sattelgelenk*. [Online]. Verfügbar unter: <https://de.wikipedia.org/w/index.php?oldid=189463039>. Zugriff am: 14. Januar 2020.
- [22] DocCheck Medical Services GmbH, *Sattelgelenk - DocCheck Flexikon*. [Online]. Verfügbar unter: <https://flexikon.doccheck.com/de/Sattelgelenk>. Zugriff am: 24. Januar 2020.
- [23] DocCheck Medical Services GmbH, *Handgelenk - DocCheck Flexikon*. [Online]. Verfügbar unter: <https://flexikon.doccheck.com/de/Handgelenk>. Zugriff am: 27. Januar 2020.
- [24] DocCheck Medical Services GmbH, *Drehgelenk - DocCheck Flexikon*. [Online]. Verfügbar unter: <https://flexikon.doccheck.com/de/Drehgelenk>. Zugriff am: 24. Januar 2020.
- [25] DocCheck Medical Services GmbH, *Ebenes Gelenk - DocCheck Flexikon*. [Online]. Verfügbar unter: https://flexikon.doccheck.com/de/Ebenes_Gelenk. Zugriff am: 24. Januar 2020.
- [26] DocCheck Medical Services GmbH, *Zwischenwirbelgelenk - DocCheck Flexikon*. [Online]. Verfügbar unter: <https://flexikon.doccheck.com/de/Wirbelbogengelenk>. Zugriff am: 24. Januar 2020.
- [27] DocCheck Medical Services GmbH, *Neutral-Null-Methode - DocCheck Flexikon*. [Online]. Verfügbar unter: <https://flexikon.doccheck.com/de/Neutral-Null-Methode>. Zugriff am: 25. Januar 2020.
- [28] DocCheck Medical Services GmbH, *Neutral-Null-Stellung - DocCheck Flexikon*. [Online]. Verfügbar unter: <https://flexikon.doccheck.com/de/Neutral-Null-Stellung>. Zugriff am: 25. Januar 2020.

- [29] *Gefährdungsbeurteilung mit Hilfe der Leitmerkmalmethode*. [Online]. Verfügbar unter: https://www.baua.de/DE/Themen/Arbeitsgestaltung-im-Betrieb/Physische-Belastung/Leitmerkmalmethode/Leitmerkmalmethode_node.html. Zugriff am: 15. August 2020.
- [30] Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin, „Gefährdungsbeurteilung bei physischer Belastung - die neuen Leitmerkmalmethoden (LMM)“, 2019.
- [31] T. C. Gudehus, *Entwicklung eines Verfahrens zur ergonomischen Bewertung von Montagetätigkeiten durch Motion-Capturing*. Zugl.: Kassel, Univ., Diss., 2008. Kassel: Kassel Univ. Press, 2009.
- [32] BGIA, „OCRA-Index und OCRA-Checkliste“.
- [33] *Was ist die MoSCow-Methode? – Wissen kompakt – t2informatik*. [Online]. Verfügbar unter: <https://t2informatik.de/wissen-kompakt/moscow-methode/>. Zugriff am: 6. Mai 2020.
- [34] *Methodisches Vorgehensmodell: Gewichtung der Anforderungen*. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.michaelthissen.de/news/detail/news/methodisches-vorgehensmodell-gewichtung-der-anforderungen/>. Zugriff am: 6. Mai 2020.
- [35] *I2C Bus Hintergrundwissen – ComputerClub2 WIKI*. [Online]. Verfügbar unter: http://www.cc-zwei.de/wiki/index.php?title=I2C_Bus_Hintergrundwissen. Zugriff am: 24. August 2020.
- [36] Wikipedia, *I²C*. [Online]. Verfügbar unter: [https://de.wikipedia.org/w/index.php?title=I²C&oldid=200210545](https://de.wikipedia.org/w/index.php?title=I%C2&oldid=200210545). Zugriff am: 24. August 2020.
- [37] reichelt elektronik GmbH & C. K. I. Team, *TEENSY 4.1 - Teensy 4.1, USB*. [Online]. Verfügbar unter: https://www.reichelt.de/teensy-4-1-usb-teensy-4-1-p283580.html?PROVID=2788&gclid=EAlaIqobChMlt4a9vOms6wIVhaiyCh3pywKIEAYYAIBEGKIPD_BwE&r=1. Zugriff am: 21. August 2020.830Z.
- [38] STMicroelectronics, *STM32 32-bit Arm Cortex MCUs - STMicroelectronics*. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32-32-bit-arm-cortex-mcus.html#overview>. Zugriff am: 22. August 2020.589Z.
- [39] *Multi-axiale Beschleunigungsaufnehmer | Althen*. [Online]. Verfügbar unter: <https://www.althensensors.com/de/sensoren/beschleunigungssensoren/multi-axiale-beschleunigungsaufnehmer/>. Zugriff am: 22. August 2020.138Z.
- [40] Wikipedia, *Kalman-Filter*. [Online]. Verfügbar unter: <https://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Kalman-Filter&oldid=201505733>. Zugriff am: 22. August 2020.
- [41] J. Wendel, *Integrierte Navigationssysteme: Sensordatenfusion, GPS und Inertiale Navigation*. München: Oldenbourg Wissenschaftsverlag, 2009. [Online]. Verfügbar unter: http://www.degruyter.com/search?f_0=isbnissn&q_0=9783486595154&searchTitles=true

Anhänge

Die Anhänge der Arbeit befinden sich auf der beiliegenden CD im hier aufgeführten Verzeichnis.

Anlange	Bezeichnung	Verzeichnis
1	Arbeitsbögen der LMM-HHT	.../Anlagen/LMM
2	Arbeitsbögen für RULA	.../Anlagen/RULA
3	Bewertung physischer Belastungen gemäß DGUVInformation 208-033 (bisher: BGI/GUV-I 7011) (Anhang 3)	.../Anlagen/CUELA
4	Arduino Programme & Bibliotheken	.../Anlagen/Arduino
5	CSV-Dateien der vorgestellten Messwerte	.../Anlagen/Messwerte
6	Matlab Auswertungsprogramm und spezielle Funktionen	.../Anlagen/Matlab/Programm
7	Matlab Auswertungsprogramm und spezielle Funktionen	.../Anlagen/Matlab/Auswertung

Eigenständigkeitserklärung

Ich erkläre, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und nur unter Verwendung der angegebenen Quellen und Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Stellen, die wörtlich oder sinngemäß aus Quellen entnommen wurden, sind als solche gekennzeichnet. Diese Arbeit lag in gleicher oder ähnlicher Weise noch keiner Prüfungsbehörde vor und wurde bisher noch nicht veröffentlicht.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Schwierz', is written in a cursive style.

Zwickau, 30.08.2020