

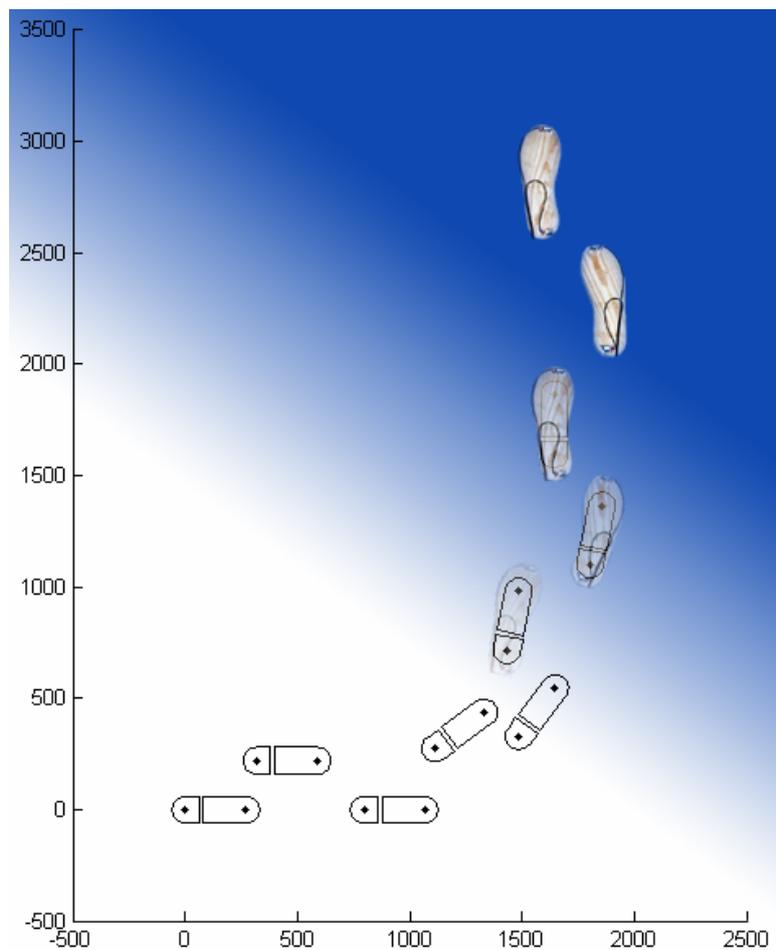
Fußgängerpositionierung durch Messung des Fußversatzes

Pedestrian Positioning by the measurement of the foot-displacement

Diplomarbeit an der Universität Bremen, Studiengang Informatik

zur Erlangung des akademischen Grades Diplom-Informatiker

vorgelegt von *Dschen Reinecke* am 29. Februar 2008



Erstgutachter: *Prof. Dr. Otthein Herzog*

Zweitgutachter: *Prof. Dr.-Ing. F. Wilhelm Bruns*

Beratung und Unterstützung: *Stéphane Beauregard*

Erklärung

Ich versichere hiermit, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig verfasst und keine anderen als die im Literaturverzeichnis angegebenen Quellen benutzt habe.

Stellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder noch nicht veröffentlichten Quellen entnommen wurden, sind als solche kenntlich gemacht.

Die Zeichnungen oder Abbildungen in dieser Arbeit sind von mir selbst erstellt worden oder mit einem entsprechenden Quellennachweis versehen.

Diese Arbeit ist in gleicher oder ähnlicher Form bei keiner anderen Prüfungsbehörde eingereicht worden.

Bremen, den 29. Februar 2008



(Dschen Reinecke)

Danksagung

Ich möchte mich an dieser Stelle bei allen Personen und Institutionen bedanken, die mich bei der Erstellung dieser Diplomarbeit unterstützt haben.

Allen voran ist das TZI Technologie-Zentrum Informatik unter Leitung von Prof. Dr. Otthein Herzog zu nennen sowie das [wearLab] und das WearIT@Work-Projekt, in deren Kontext diese Forschung stattfand. Ebenso danke ich den dortigen Mitarbeitern und studentischen Mitarbeitern, die mir bei Problemen hilfreich zur Seite standen.

Besonderen Dank richte ich dabei an Dr. Holger Kenn und vor allem an Stéphane Beauregard, die mich bei meiner Forschung sehr unterstützten.

Ebenfalls bedanken möchte ich mich hiermit bei Prof. Dr.-Ing. F. Wilhelm Bruns der sich kurzfristig bereit erklärt hat das Zweitgutachten zu verfassen.

Für Korrekturen und Vorschläge danke ich Andree Lüdtke, Doro Reinecke, Jutta Keddig, Tanja Keddig, Vincenz Riffeser und Wolfgang Schmidt-Reinecke.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	6
1.1	Überblick	6
1.2	Begriffsabgrenzung	6
1.3	Motivation	7
2	Verfahren der Fußgängerpositionierung	8
2.1	Infrastruktur-Systeme	8
2.2	Infrastrukturlose Systeme	9
2.2.1	Beschleunigungsmessung	10
2.2.2	Raddrehung	10
2.2.3	Schrittzählung	10
2.2.4	Fußversatz	12
2.3	Ausrichtungsbestimmung	13
3	State of the Art	14
3.1	Verschiedene Ansätze	14
3.1.1	Expressive Footwear und Instrumented Footwear	14
3.1.2	Personal Position Measurement Using Dead Reckoning	14
3.1.3	Pedestrian Navigation Module (PNM)	16
3.1.4	Pedestrian Navigation Module und Map-Matching	18
3.1.5	MEMS-IMU Pedestrian Navigator für Handgeräte	20
3.1.6	Step, Stride and Heading Determination	21
3.1.7	Helmet-Mounted PDR	23
3.2	Verwandte Ansätze	23
3.2.1	Foot-to-Foot	24
3.2.2	Beschleunigungsmessung am Fuß	25
3.2.3	Geta-Sandals	27
4	Systembeschreibung	29
4.1	Funktion	30
4.2	Dreiecksberechnung	31
4.3	Fehlerabschätzung	35
4.4	Technische Umsetzung	39
4.5	Distanzmessung	40
4.5.1	Messwert-Güte	42
4.5.2	Distanzmessungs-Ergebnis	53
4.6	Software-Aufbau	53

5	Evaluation der Positionierungs-Güte	55
5.1	Ergebnisse	55
5.2	Nutzbarkeit der Positionierung	58
5.3	Positionierung mit realen Daten	59
5.4	Vergleich mit dem Geta-Sandals-System	60
6	Fazit und Ausblick	63
7	Literatur	65
8	Anhang	68
8.1	Elektronischer Aufbau	68
8.2	Software	69
8.2.1	Software Microcontroller	69
8.2.2	Software Matlab	69
8.3	Distanzmesswerte	69
8.4	Glossar und Abkürzungsverzeichnis	73

1 Einleitung

1.1 Überblick

Die Kenntnis des Aufenthaltsorts von Fußgängern kann bei verschiedenen Einsatzzwecken einen großen Nutzen bringen. Allerdings ist es bei vielen Gegebenheiten unmöglich, auf Positions- bzw. Navigations-Infrastruktur zurückzugreifen oder aufwändige Systeme zu transportieren. Um trotzdem eine Positionierung zu erreichen, soll untersucht werden, ob und wie diese mittels mehrerer Abstandsmessungen zwischen den Füßen der Nutzer möglich ist. Aus den Distanzen zwischen den Fersen und Zehen der beiden Füße lässt sich der Versatz der Füße berechnen und damit die Position von Schritt zu Schritt fortschreiben. Durch Kenntnis der Messfehler-Größe der Abstandsmessungen lässt sich die Qualität bzw. der Fehler der ermittelten Position berechnen.

1.2 Begriffsabgrenzung

Das Bestimmen der eigenen Position oder der Position eines Objekts wird anwendungsabhängig unterschiedlich bezeichnet: Positionierung, Ortung, Lokalisation, Lokalisierung, Positions- oder Ortsbestimmung. In dieser Arbeit wird der Begriff Positionierung verwendet, entsprechend dem englischen *positioning* im *Global Positioning System* (GPS).

Hiervon abzugrenzen ist der Begriff der Navigation. Vor allem in den letzten Jahren hat sich mit der Verbreitung von Fahrzeug-Navigationssystemen die Nutzung der Wörter Positionierung und Navigation synonym durchgesetzt. Allerdings ist fachlich unter Navigation das Zurechtfinden im Raum zu verstehen, d.h. die klassische Aufgabe eines Steuermanns auf einem Schiff. Laut Brockhaus¹ „die Planung und Überwachung der Fahrzeugbewegung in möglichst optimaler Weise“. Dieses erfordert allerdings auch das Wissen um seine eigene Position, was die Vermischung der Begriffe erklärt.

Dies zeigt sich auch im Wort Koppelnavigation, welches die Positionierung durch Aufsummierung der zurückgelegten Strecken und Richtungen beschreibt. Dabei handelt es sich eindeutig um eine Positionsbestimmung.

¹ Brockhaus - Enzyklopedie in 30 Bänden, 21., völlig neu bearbeitete Auflage, 2006

1.3 Motivation

Bei Rettungseinsätzen ist es oft wünschenswert zu wissen, wo sich die Retter befinden. Einerseits kann die Einsatzleitung mit dieser Information besser ihre Rettungskräfte koordinieren, andererseits ist es möglich auch dem Retter eine Navigation anzubieten, wenn die menschlichen Sinne keine Orientierung zulassen (Rauch, Dunkelheit oder auch strukturlose Umgebung). Ohne eine Karte bzw. einen Raumplan kann damit zumindest die Richtung zum Ausgang gewiesen werden. In Kombination mit einem Raumplan wäre eine vollständige Navigation möglich. Dieser Raumplan kann zum Beispiel durch einen Rescue-Roboter vom RoboCup erstellt worden sein. Auch können die Wegstrecken von verschiedenen Rettungskräften zusammen eine grobe Übersicht über die Örtlichkeiten bieten. Beides zusammen wird im PeLoTe-Projekt (*Building Presence through Localisation for Hybrid Telematic Systems*) erforscht: Die Kartografierung von Gebäuden durch Roboter und Menschen (vgl. [Heikkilä 2005, S. 2ff]). In derselben Veröffentlichung wird ein System (*Personal Navigation System - PeNa*) beschrieben, welches die Kartografierung automatisch erledigt, wenn es zum Beispiel von einem Feuerwehrmann getragen wird.

Es existieren verschiedene Verfahren zur Positionsbestimmung von Fußgängern. Die wenigsten sind allerdings bei Rettungseinsätzen sinnvoll nutzbar (siehe Kapitel [2 Verfahren der Fußgängerpositionierung](#) und [3 State of the Art](#)), denn sie erfordern bestimmte Umgebungsbedingungen.

In dieser Diplomarbeit soll untersucht werden, ob es möglich ist, durch Messung des Fußversatzes ein einfaches und nutzbares Verfahren aufzubauen. Dieses soll nicht nur die Position berechnen, sondern außerdem deren Qualität, also den Fehler dieser Position ermitteln. Dazu wird zunächst ein Ultraschall-Distanzmessungs-Prototyp aufgebaut und ermittelt, welche Genauigkeit damit erzielt werden kann. Mit dieser Information wird in einer Simulation der zu erwartende Positionsfehler ermittelt und anschließend mittels realer Sensordaten das ganze System getestet. Desweiteren soll auch geprüft werden, ob mit diesem Ansatz eine ausreichend genaue Positionierung erzielt werden kann. Sollte dies nicht möglich sein, wird evaluiert, ob optimierte Distanzmessungs-Sensoren eine brauchbare Verbesserung liefern bzw. wird geprüft, ob zusätzliche Sensoren die Positionsgenauigkeit deutlich verbessern können.

Ähnliche Ansätze wie das hier verwendete Verfahren des Fußversatzes werden auch in den Veröffentlichungen von Brand und Phillips (siehe Abschnitt [3.2.1 Foot-to-Foot](#)), von Okuda, Yeh, Wu, Chang und Chu (siehe Abschnitt [3.2.3 Geta-Sandals](#)) und von Foxlin, sowie Beauregard (siehe Abschnitt [3.2.2 Beschleunigungsmessung am Fuß](#)) beschrieben. Das hier untersuchte Verfahren zur Fußgängerpositionierung unterscheidet sich von diesen Ansätzen in verschiedenen Punkten, auf die im Kapitel [4 Systembeschreibung](#) genauer eingegangen wird.

2 Verfahren der Fußgängerpositionierung

Die Motivation der meisten Veröffentlichungen zum Thema Fußgänger-Positionierung ist wissenschaftlicher Natur: Die Forscher loten aus, wie und mit welcher Genauigkeit eine Fußgänger-Positionierung erreicht werden kann. Eventuelle Einsatzmöglichkeiten werden bei den meisten Autoren nur skizziert. Übliche Szenarien sind die Verwendung bei Rettungseinsätzen, beim Militär oder in positionsabhängigen Informationssystemen (z. B. in Museen oder als Location Based Service² und ³). Besonders die Forschergruppe um Joseph A. Paradiso (Abschnitt 3.1.1 [Expressive Footwear und Instrumented Footwear](#)) favorisiert die Nutzung von möglichst vielen Sensoren, um für noch zu entwickelnde Einsatzzwecke gerüstet zu sein. Eine Anwendungsmöglichkeit, die in verschiedenen seiner Publikationen auftaucht, ist die medizinische Überwachung von Patienten.

Die sehr unterschiedlichen Gründe für die Forschung in diesem Bereich spiegeln sich jeweils in der Art des Systemaufbaus wieder. Nicht alle sind für Fußgänger in Gebäuden oder in beliebiger Umgebung geeignet, wie es die Nutzung durch Feuerwehrmänner bei Rettungseinsätzen erfordert. Viele Systeme nutzen mehrere Positionierungsansätze zur Verbesserung der Genauigkeit. Deswegen werden zunächst die verschiedenen Ansätze voneinander abgegrenzt und dargestellt.

2.1 Infrastruktur-Systeme

Eine Infrastruktur mit bekannter Position liefert hier die Basis zur Positionsbestimmung. Die ermittelte Position ist absolut, also in Längen- und Breitengrad (ggf. auch Höhe) ausdrückbar.

- **Gegebene Infrastruktur**

Es gibt in der Umwelt Positionsmarken, die nicht extra zu dieser Positionsbestimmung angebracht worden sind, also gegebene Infrastruktur: Gebäude bzw. Bebauung, Landschaftspunkte oder Radio-, Mobilfunk-² und WLAN-Sender (vgl. [Bahl and Padmanabhan 2000] und ⁴) in Verbindung mit einer Landkarte oder

² Heise Newsticker: 'Apotheken per SMS finden', vom 13. September 2001, besucht am 15. Juni 2007, <http://www.heise.de/newsticker/meldung/21031>

³ Hilmar Schmundt: 'Durch den Raum zappen', Der Spiegel, 10/2007, Hamburg, Germany, Seiten 162-165

⁴ Ekahau: 'Ekahau - Innovation Through Location', besucht am 15. Juni 2007, <http://www.ekahau.com/?id=2100>

einem Stadtplan. Auch das Erdmagnetfeld, der Sonnenstand bzw. der Stand der Sterne gehören dazu. Aber auch GPS, obwohl zu Navigationszwecken eingerichtet, wird als gegebene Infrastruktur angesehen⁵.

- **Eigene Infrastruktur**

Es können Funk- oder Infrarot-Positionssender zum Zweck der Positionierung angebracht worden sein. Okuda, Yeh, Wu, Chang und Chu (siehe Abschnitt 3.2.3 *Geta-Sandals* und [Okuda et al. 2005, Abschnitt 4]) nutzen z. B. RFID-Tags im Fußboden als Referenzpositionen. Ein kommerziell angebotenes System, Ubisense, arbeitet auf Basis von Ultrabreitband-Funk und mit an festen Positionen angebrachter Sensoren. Diese können auf wenige Dezimeter genau eine 3D-Position von dazugehörigen Tags bestimmen⁶. Als nahtlose Ergänzung zum GPS versteht sich *NAVIndoor*: Funk-Positionssender senden in Gebäuden GPS-kompatible Signale, die mit Standard-GPS-Geräten empfangen werden können (vgl. [Heikkilä 2005, S. 13]).

Bei Rettungseinsätzen ist die Anwendung dieser Systeme problematisch, da eine Navigations-Infrastruktur oft nicht nutzbar bzw. teilweise gar nicht vorhanden ist. GPS ist in Gebäuden und Straßenschluchten kaum zu empfangen (vgl. [Ladetto and Merminod 2002a], [Brand and Phillips 2003, S. 114] und [Beauregard 2006, S. 1f und S. 7f]). Zur Navigation mittels Landmarken ist eine Karte oder ein Raumplan notwendig. Es ist aber nicht gewährleistet, dass diese verfügbar ist und mit den tatsächlichen Gegebenheiten bei einem Rettungseinsatz übereinstimmt (so können z. B. Hindernisse durch umgefallene Möbel, aber auch neue Wege durch eingestürzte Wände hinzugekommen sein). Himmelskörper können durch Bewölkung verdeckt sein und sind in Gebäuden nicht sichtbar.

2.2 Infrastrukturlose Systeme

Die bei diesen Systemen zur Navigation benötigten Sensoren werden am Körper (bzw. am Fahrzeug) mitgeführt. Es können nur Positionsveränderungen zu einem Startpunkt bestimmt werden. Das Ergebnis ist also eine relative Position.

Üblicherweise wird die Bewegungsrichtung getrennt von der Wegstrecke bzw. Geschwindigkeit ermittelt. Diese Art der Navigation, bei der zurückgelegte Distanzen und Richtungen aufsummiert werden, nennt sich Koppelnavigation (engl. dead reckoning) und war vor der Einführung von GPS in der Luft- und Seefahrt das wichtigste Mittel

⁵ Thomas Röfer: Skript zu 'Kognitive Robotik I': Sensorik, Winter-Semester 2002/2003, Universität Bremen, Germany, <http://www.informatik.uni-bremen.de/~roefef/kr02/04.pdf>, S. 17

⁶ Ubisense: 'Echtzeit-Ortungssystem', besucht am 29. Dezember 2007, <http://www.ubisense.de/>

zur Positionsbestimmung⁷.

2.2.1 Beschleunigungsmessung

Durch eine doppelte Integration der Beschleunigung können die Distanz und die Geschwindigkeit ermittelt werden. Mittels hochwertigster und aufwändigster Messgeräte und regelmäßiger Beschleunigungs-Updates (Stehenbleiben bei Ladetto, van Seeters, Sokolowski, Sagan, Merminod [Ladetto et al. 2002, S. 6] oder während der Fuß-Auftritte bei Brand und Phillips [Brand and Phillips 2003, S. 113 und 118]) kann durchaus eine gute bis sehr gute Messgenauigkeit erreicht werden. Das von Ladetto, van Seeters, Sokolowski, Sagan und Merminod eingesetzte Gerät wird zur Landvermessung genutzt und dient in deren Untersuchung als Referenz. Günstige Sensoren ohne Beschleunigungs-Updates haben jedoch extreme Messungenauigkeiten. So haben darauf aufbauende Positionierungs-Systeme, wie das von Brand und Phillips, in ihrer Simulation auf einer Strecke von 850 m eine extreme Fehlpositionierung von 2.500 m ermittelt. Da aber bei Rettungseinsätzen in der Regel keine Pausen für Beschleunigungs-Updates gemacht werden können und auch kein aufwändiges Messequipment mitgeführt werden kann, ist das Verfahren für dieses Einsatzgebiet ungeeignet.

2.2.2 Raddrehung

Bei Fahrzeugen kann eine sehr genaue Distanzmessung durch die Umdrehungen der Räder ermittelt werden, wenn deren Umfang bekannt ist. Ein kleiner Fehler ergibt sich durch Schlupf auf rutschigem oder lockerem Untergrund. So bewährt wie dieses Verfahren bei Fahrzeugen ist, so unbrauchbar stellt es sich für Fußgänger dar, von Ausnahmen wie Arktisexpeditionen mit einem am Schlitten angebrachten Rad zur Distanzermittlung abgesehen.

2.2.3 Schrittzählung

Viele Ansätze basieren auf der Erkennung von Schritten. Das Produkt der Schrittzahl und der Schrittlänge ist die zurückgelegte Distanz. Die Schrittlänge wird durch unterschiedliche Techniken ermittelt:

- **Feste Werte**

Es wird eine feste Schrittlänge angenommen, die nutzerabhängig sein kann. Bei einem gleichmäßigem Gang ist die Distanzermittlung recht gut (vgl. [Beauregard

⁷ Wikipedia: 'Koppelnavigation', besucht am 15. Mai 2006,
<http://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Koppelnavigation&oldid=14889229>

2006, S. 4]). Es sind auch einfache Schrittzähler im Handel erhältlich⁸. Eine Multiplikation mit der angenommenen Schrittlänge erfolgt bei diesen einfachen Lösungen üblicherweise nicht im Gerät.

- **Schrittfrequenzabhängige Werte**

Donelan, Kram und Kuo [Donelan et al. 2002, S. 3717ff] zeigten, dass die Schrittlänge von der Schrittfrequenz abhängt (vgl. auch die Untersuchung von Kim, Jang, Hwang und Park [Kim et al. 2004, S. 276f]). Dies ist zumindest bei einem unbeeinflussten Gang der Fall. Verschiedene Ansätze machen sich dies zu Nutze und ermitteln vor dem Einsatz eine nutzerabhängige Tabelle mit der Zuordnung von Schrittfrequenz nach Schrittlänge (z. B. Ladetto und Merminod [Ladetto and Merminod 2002a, S. 3] und Randell, Djiallis und Muller [Randell et al. 2003, Abschnitt 4.2.2]). Andere Ansätze arbeiten nicht nutzerabhängig mit einer Formel oder Tabelle (z. B. Versuche bei Kim, Jang, Hwang und Park, Abschnitt 3.1.6 [Step, Stride and Heading Determination](#) und [Kim et al. 2004, S. 277]).

- **Schrittbeschleunigungsabhängige Werte**

Kim, Jang, Hwang und Park (Abschnitt 3.1.6 [Step, Stride and Heading Determination](#) und [Kim et al. 2004, S. 277]) haben die durchschnittliche Beschleunigung beim Schritt in Beziehung zur Schrittlänge gesetzt und so eine Formel gefunden, die aus der ermittelten Maximalbeschleunigung in Schrittrichtung die Schrittlänge abschätzt.

Die Schritte selbst werden durch verschiedene Verfahren erkannt:

- **Vertikale Beschleunigung**

Bei jedem Schritt hebt und senkt sich sowohl der Fuß als auch der ganze Körper, beim Fuß-Auftritt ist ein Maximalpunkt der Beschleunigung messbar, aus diesen Messergebnissen lassen sich die Schritte ermitteln (vgl. [Kim et al. 2004]).

- **Bewegungsbeschleunigung**

Beim Auftritt eines jeden Fußes ist dessen horizontale (und auch die Bewegungs-) Beschleunigung null. Dies ist nutzbar zur Schritterkennung (vgl. [Käppi et al. 2001, S. 1370]).

⁸ wie 2004 das Step-o-meter von McDonald's (siehe McDonald's Pressemitteilung: 'Bewegung bei McDonald's', besucht am 9. März 2007, <http://www.presseportal.de/story.htx?nr=544271>)

- **Drucksensoren unter dem Fuß**

Morris und Paradiso [Morris and Paradiso 2002, S. 9] und Okuda, Yeh, Wu, Chang und Chu (siehe Abschnitt 3.2.3 [Geta-Sandals](#) und [Okuda et al. 2005, Abschnitt 3]) nutzen Drucksensoren bzw. Schalter unter dem Fuß, um zu erkennen, ob dieser momentan auf dem Boden steht (*mid-stance*, Fuß-Auftritt) oder angehoben ist. Auch Brand und Phillips [Brand and Phillips 2003, S. 121] halten dieses Verfahren für sinnvoll zur Erkennung der Fuß-Auftritte und damit der Schritte.

Allen diesen Verfahren ist gemein, dass die Richtung der Schritte nur sehr unzureichend ermittelt werden kann. Ladetto, van Seeters, Sokolowski, Sagan, Merminod [Ladetto et al. 2002, S. 3f] verwenden in ihrem System verschiedene Gang-Modelle, die auch seitliche Schritte abdecken. Im Allgemeinen ist aber schon eine leichte Kurve bei diesen Ansätzen problematisch. Verschiedene Autoren haben die Ausrichtung von Fuß, Körper oder sogar Kopf als Grundlage für die ermittelte Bewegungsrichtung genommen. Allerdings muss die Ausrichtung des Körpers (und noch extremer die des Kopfes, vgl. Abschnitt 3.1.7 [Helmet-Mounted PDR](#) und [Beauregard 2006, S. 5f]) nicht mit der Bewegungsrichtung übereinstimmen. Aber auch eine Ermittlung am Fuß ist mit einer Drehung bei jedem Schritt verbunden (vgl. Abschnitt 3.1.6 [Step, Stride and Heading Determination](#) und [Kim et al. 2004]). Die referierten Systeme arbeiten am besten mit einem gleichmäßigen, geraden Gang und abrupten Richtungsänderungen, sie sind also besonders geeignet für Märsche oder den Einsatz bei Robotern, nicht aber für die Bewegungen bei einem Rettungseinsatz. Auch bei anderen natürlichen Schritten ist ihre Anwendung problematisch, so haben Randell, Djallis und Muller [Randell et al. 2003, Abschnitt 5.1] mit ihrem System bei einem Gang durch eine belebte Straße eine deutliche Fehlpositionierung ermittelt.

2.2.4 Fußversatz

Okuda, Yeh, Wu, Chang und Chu [Okuda et al. 2005, Abschnitt 1 und 2] hatten die Grundidee, den Vektor zwischen den Füßen zu messen und so festzustellen, wie weit sich der Fuß bei einem Schritt relativ zum anderen, ruhenden Fuß bewegt hat. Dies geschieht mittels einer drahtlosen Abstandsmessung zwischen den Schuhen. Der eine Schuh besitzt zwei Sender, der andere zwei Empfänger. Auch Hamaguchi, Kanbara und Yokoya [Hamaguchi et al. 2006] messen den Fußversatz. Sie verwenden hierzu einen elektromagnetischen Tracker am Gürtel, der die Positionen der Unterschenkel bei jedem Fuß-Auftritt bestimmt. Daraus errechnen sie den Fußversatz des vergangenen Schritts. Es ist allerdings bei beiden Verfahren notwendig, dass zu jeder Zeit mindestens ein Fuß den Boden berührt und so als Referenzposition dienen kann. Der Fußversatz liefert nicht nur eine Schrittlänge, sondern auch die Bewegungsrichtung.

2.3 Ausrichtungsbestimmung

Die Ausrichtung bzw. indirekt abgeleitet die Bewegungsrichtung wird bei fast allen Systemen durch Kompass oder Kreiselkompass ermittelt. Die Kombination beider Systeme verbessert die Genauigkeit und Zuverlässigkeit der Messung (vgl. z. B. Kim, Jang, Hwang und Park [Kim et al. 2004, S. 277ff] und Käppi, Syrjärinne und Saarinen [Käppi et al. 2001, S. 1371f]).

3 State of the Art

In diesem Kapitel werden die in verschiedenen Veröffentlichungen vorgestellten Systeme und Verfahren referiert.

3.1 Verschiedene Ansätze

Viele Ansätze diverser Forschergruppen arbeiten mit einer Kombination verschiedener Verfahren. Sowohl die verwendete Technik als auch die Motivation variieren dabei erheblich.

3.1.1 Expressive Footwear und Instrumented Footwear

Die Arbeitsgruppe um Joseph A. Paradiso am Massachusetts Institute of Technology (MIT) propagiert in verschiedenen Veröffentlichungen (vgl. [Morris and Paradiso 2002], [Paradiso 2004] und [Paradiso et al. 2004]) den Einsatz von möglichst vielen unterschiedlichen Sensortypen am Schuh, in Form einer Einlegesohle. Die daraus gewonnene Datenfülle kann durch noch zu entwickelnde Verfahren analysiert und z. B. in der medizinischen Lauf-Therapie genutzt werden. Der Einsatz von kostengünstigen, weniger genauen bzw. nicht genau die zu messende Größe liefernden Sensoren wird über die Menge an Sensoren kompensiert, die ohne festgelegten Einsatzzweck am Schuh angebracht werden. Als *Expressive Footwear* hat die Gruppe 2000 ein System konstruiert, mit dem Tänzer die aktuelle Musik beeinflussen können. Daraus wurde in Zusammenarbeit mit einem Krankenhaus die *Instrumented Footwear* entwickelt. Sie besteht aus einer Einlegesohle, die verschiedene Druck- und Dehnungssensoren beinhaltet und einer externen Einheit. Diese bestimmt die Bodenentfernung, sowie Abstand und Winkel zwischen den Schuhen. Ein Gyroskop und ein Beschleunigungsmesser sind ebenfalls integriert. Die gewonnenen Daten werden per Funk an einen Rechner übermittelt (siehe Abbildung 3.1).

3.1.2 Personal Position Measurement Using Dead Reckoning

Am Department of Computer Science der Universität Bristol wurden im Jahr 2003 verschiedene Sensoren miteinander verglichen. Hierbei wurde untersucht, inwieweit sich diese für den Einsatz zur Fußgängerpositionierung eignen (siehe [Randell et al. 2003]). Für die Ausrichtungserkennung wurden Zwei- und Dreiachs-Kompass und ein Gyroskop, für die Schritt- und Schrittlängenbestimmung ein Sport-Schrittzähler und

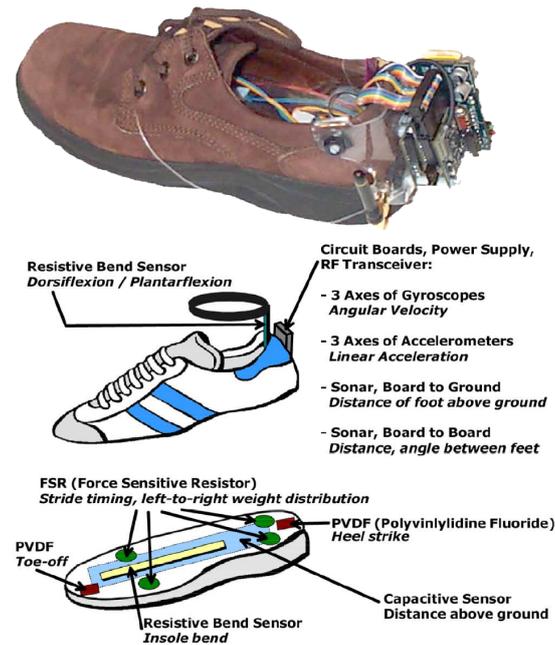


Abbildung 3.1: Instrumented Footwear (Bild: nach [Paradiso et al. 2004, S. 1342])

verschiedene Beschleunigungsmesser miteinander verglichen.

Das Ziel war, eine kostengünstige und gut in der Hand zu tragende (handheld) Lösung zu entwickeln. Besonderes Augenmerk wurde dabei auf die benötigte Rechenleistung und den Stromverbrauch gelegt. In dieser Veröffentlichung wurden die Ergebnisse der Voruntersuchungen der in Frage kommenden Sensoren präsentiert. Die Weiterentwicklung und Zusammenführung zu einem Positionierungssystem wurden hier nicht beschrieben.

Die Ergebnisse im Einzelnen: Der günstige Zweiachs-Kompass *Precision Navigation Vector 2X* wird stark durch Neigung gestört, dies fiel besonders bei Montage auf der Schulter auf. Teilweise lassen sich die Fehler jedoch herausrechnen. Eine Montage an dem in der Hand gehaltenen PDA ergab einen großen Fehler, der sich nicht korrigieren ließ. Ein deutlich teurerer Dreiachs-Kompass, der *Honywell HMR3300*, wird durch geringe Neigung nicht gestört. Bei starker Neigung sinkt allerdings die Genauigkeit. Kostengünstig lässt sich dieser durch zwei rechtwinklig zueinander montierte Zweiachs-Kompass und einen Neigungssensor ersetzen. Bei den Tests zeigte sich zudem die bei magnetischen Kompassen zu erwartende starke Anfälligkeit für magnetische Störungen.

Das Gyroskop *CRS-03* von *Silicon Sensing Systems Japan Ltd.* wies bei den Tests einen Drift von etwa 1° pro Minute auf. Es ist möglich den Drift teilweise herauszurechnen, wenn dieser einmal quantitativ bestimmt ist. Mit deutlich teureren, faseroptischen

Gyroskopen könne der Drift auf 1° pro Stunde reduziert werden.

Sport-Schrittzähler sind aus einem an einer Feder angebrachten Gewicht aufgebaut. Durch Variation von Gewicht und Feder kann man die Empfindlichkeit für verschiedene Schrittfrequenzen erhöhen. Die Schrittlänge muss allerdings auf anderem Weg bestimmt werden. Mit einem als simpel beschriebenen Aufbau konnte sowohl mit Schrittzähler als auch mit Beschleunigungsmesser gut die Art des Laufens bestimmt werden, nicht jedoch die Schrittgeschwindigkeit. Beschleunigungsmesser, die direkt am Fuß angebracht sind, ergaben deutlich bessere Ergebnisse, die allerdings nutzer- und gangartabhängig sind. Eine feste, zuvor bestimmte Schrittlänge erwies sich als nicht praktikabel, da sie durch Gedränge in dem innerstädtischen Testparkour stark beeinflusst wurde. Durch eine nachträgliche Korrektur der Schrittlänge anhand der Schrittfrequenz konnte dieser Fehler halbiert werden. Ein Testparkour in einer Wald-Umgebung zeigte, dass die Schrittlängenbestimmung sehr schlecht funktionierte, da das Gelände auch hier unterschiedliche Schrittlängen provozierte. Daraufhin wurde mit hoher Rechenleistung eine vollständige Analyse der Schrittparameter durchgeführt. Die Ergebnisse waren recht gut. Allerdings gab es auffällige Fehler in der Ausrichtung, die durch eine Höhenänderung sowie Eisenteile nahe des Testparkours zu erklären waren.

3.1.3 Pedestrian Navigation Module (PNM)

An der EPFL (École polytechnique fédérale de Lausanne - Eidgenössische Technische Hochschule Lausanne), im Geodetic Engineering Lab., arbeitet die Arbeitsgruppe um Bertrand Merminod an Fußgängerpositionierungssystemen. Diese sehen sie als Hilfe für Rettungseinsätze oder als Unterstützung für Blinde, aber auch ein militärischer Einsatz wird angestrebt (siehe [Ladetto et al. 2002]). Das von ihnen entwickelte *Pedestrian Navigation Module (PNM)* basiert auf einem Dreiachs-Kompass, einem Dreiachs-Gyroskop, einem GPS-Empfänger und einem barometrischen Höhenmesser. Hierbei liefern nicht alle Sensoren zu jeder Zeit verlässliche Daten, was bei der Zusammenführung beachtet werden muss.

In dem auf dem NATO-RTO-Meeting 2002 in Istanbul vorgestellten Paper *Digital compass and gyroscope for dismounted soldier position and navigation* [Ladetto et al. 2002] wird als Ziel die Positionierung von unmotorisierten Soldaten gesehen. Mit Hilfe dieser Positionen kann die Einsatzplanung entsprechend angepasst oder schnelle Hilfe zur Verfügung gestellt werden. Die Ansprüche an ein hierfür geeignetes Positionierungssystem sind hoch. Die ermittelte Position muss verlässlich und genau sein. Das System muss sehr klein sein, darf nur wenig wiegen und nur wenig Energie verbrauchen. In anderen Veröffentlichungen dieser Arbeitsgruppe werden vergleichbare Ansprüche auch bei ziviler Nutzung an ein Positionierungssystem gestellt (vgl. [Ladetto and Merminod 2002b]).

Die Ausrichtungsbestimmung wird als das Hauptproblem gesehen. Dieses lässt sich

durch Kombination eines magnetischen Kompasses mit einem Gyroskop lösen. Wichtig ist allerdings, genau zu erkennen, welcher der Sensoren momentan gestört wird. Bei dem entwickelten System wird die Ausrichtung des magnetischen Kompasses genutzt und nur bei Störungen wird auf die Gyroskop-Ausrichtung zurückgegriffen. Als eine ausreichende Störungsdetektion wurde eine Änderung des gemessenen Magnetfelds in Richtung und Stärke ermittelt. Da alle vom Mensch zu Fuß erreichbaren Gebiete auf der Erde ein annähernd gleich starkes Magnetfeld aufweisen, ist eine plötzliche Änderung in jedem Fall auf eine Störung zurückzuführen. Der Kompass muss vor dem Einsatz kalibriert werden, um eine eventuelle Beeinflussung durch metallische Gegenstände an der Kleidung und der Ausrüstung des Nutzers zu kompensieren. Durch diese Maßnahme und durch eine laufende Anpassung der Kalibrierung, sowie die Anwendung eines zusätzlichen Tiefpaßfilters und eines Bewegungsmodells, welche Abweichungen durch Bewegungen des Gehens herausfiltern, lassen sich fast alle Ausrichtungsfehler beheben. Auch wird eine in Tests ermittelte Schwelle von $3\mu\text{T}$ für drei Schritte eingerechnet, unterhalb derer Änderungen keine Auswirkung auf die berechnete Ausrichtung zur Folge haben.

Der Drift-Fehler des Gyroskops wird laufend anhand der Kompass-Messwerte ermittelt und so die Ausrichtungsqualität des Gyroskops verbessert. Dies geschieht mit gemittelten Messwerten, um den Einfluss von nicht erkannten magnetischen Störungen klein zu halten.

Es wurde ein universelles Modell entwickelt, das als Basis für die Schrittlängenbestimmung dient. Die Schrittfrequenz ist bei allen Menschen bei einem unbeeinflussten Gang ähnlich, die Schrittlänge aber unterschiedlich. Damit ergibt sich eine nutzerabhängige Geschwindigkeit. Dieses Modell basiert auf einer durchschnittlichen Schrittlänge pro Nutzer und Schrittfrequenz, da die Schrittlänge jedes Schrittes als zu variabel und zu ungenau bestimmbar angesehen wird. Mit zunehmender Schrittfrequenz wird die Länge jedes Schrittes ähnlicher, was bedeutet, dass die Vorhersage für langsames Gehen schwieriger ist als für schnelles Gehen. Weiteren Einfluss haben die Kondition des Nutzers und die äußeren Gegebenheiten (Schnee, Gefälle etc.). Sind Karten für die Umgebung verfügbar und ist die Position des Nutzers bekannt, können die Umgebungsfaktoren mit in die Berechnung einbezogen werden. Die Kondition des Nutzers ist schwieriger einzubeziehen, denn in Tests hat sich gezeigt, dass einige Nutzer mit zunehmender Erschöpfung versuchten, die Schrittlänge beizubehalten, während andere die Schrittfrequenz oder auch die Geschwindigkeit hielten.

Das Modell basiert vornehmlich auf der Erkennung und Bestimmung von Vorwärts-Schritten, aber auch Seitwärts- und Rückwärts-Schritte müssen erkannt werden. Dies geschieht durch Analyse der Beschleunigungsmesswerte. Die Schrittlänge wird auf Basis der erkannten Schritart berechnet.

Um auch die Höhe in die Positionierung einzubeziehen, wird ein barometrischer Höhenmesser eingesetzt. Dieser erlaubt keine besonders genaue absolute, aber eine

brauchbare relative Höhenbestimmung. Als Sicherheit wird noch die gleichzeitig stattfindende Bewegung ermittelt. Die Luftdruckänderung wird nur dann als Hinweis auf eine Höhenänderung aufgefaßt, wenn die typischen Fahrstuhl-, Treppen- oder Schiefebenen-Beschleunigungsmesswerte gleichzeitig ermittelt werden.

In den Tests der Arbeitsgruppe um Bertrand Merminod wurde als Referenz ein auf der Integration von gemessenen Beschleunigungen basierendes Positionierungssystem zur Landvermessung herangezogen (*POS/LS* von *Applandix*). Es zeigte sich, dass hiermit nach einer fünf- bis zehnminütigen Kalibrierung eine Positionierungs-Genauigkeit im Dezimeter-, wenn nicht sogar im Zentimeter-Bereich über eine Distanz von einigen Kilometern möglich ist. Allerdings ist es notwendig, alle ein bis zwei Minuten anzuhalten und eine etwa zehn Sekunden dauernde Kalibrierung durchzuführen. Dies ist für Einsatzzwecke jenseits der Vermessung nicht umsetzbar. Für die Positionierung und Navigation auf Basis von Schritterkennung wurde in den Tests ein Fehler von unter zehn Metern ermittelt, was die Autoren für den angestrebten Einsatzzweck als durchaus nutzbar ansehen.

Im Paper *In Step with INS* [Ladetto and Merminod 2002a] werden die Genauigkeiten der im PNM verwendeten Sensoren beschrieben. Der GPS-Empfänger liefert in normaler Fußgänger-Umgebung nicht immer Daten. Sofern diese vorliegen, sind sie auf ± 10 m genau und liefern eine absolute Position. Über einen kurzen Zeitraum sind relative Positionsänderungen von unter einem Meter feststellbar. Das verwendete Kompass-/Beschleunigungsmesser-Modul (*DMC-SX* von *Leica Vectronix AG*) liefert den magnetischen Nordpol auf $0,5^\circ$ genau, die Neigung auf $0,15^\circ$ ($0,2^\circ$ bei mehr als 30°). Die Beschleunigung kann bis zu 2 g gemessen werden, das Magnetfeld bis zu $\pm 100 \mu\text{T}$. Die Auflösung beträgt dabei $0,01 \mu\text{T}$. Das Barometer liefert eine Auflösung von 0,1 mBar (es lässt sich durch verschiedene, eingebaute Filter auf 0,01 mBar verbessern), bei einer relativen Genauigkeit von $\pm 0,5$ mBar. Die Temperatur wird in $0,1^\circ\text{C}$ -Schritten gemessen. In verschiedenen Tests zeigte sich, dass über eine Distanz von mehreren Kilometern auch bei einem Wetterumschwung eine Höhenermittlung auf 50 cm genau möglich ist, wenn eine Referenzposition mit dortiger Druckmessung vorhanden ist.

Das PNM wird am Gürtel befestigt und liefert die Daten im GPS-NEMA-Format, was eine Kompatibilität mit Navigationssystemen gewährleistet. Die Platzierung am Körper kann auch an anderer Stelle erfolgen, dann ist allerdings eine Kalibrierung mittels GPS-Positionen notwendig. Das System arbeitet mit biomechanischen Modellen und benötigt dafür Körpergröße, Beinlänge etc. des Nutzers.

3.1.4 Pedestrian Navigation Module und Map-Matching

In den Papers *Personal Navigation System for Indoor Applications* [Gilliéron and Merminod 2003] und *Indoor Navigation Performance Analysis* [Gilliéron et al. 2004] wird

ein Ansatz beschrieben, der die Positionsgenauigkeit des Pedestrian Navigation Module (PNM, siehe Abschnitt 3.1.3 Pedestrian Navigation Module (PNM)) durch Integration von Kartenmaterial verbessert. Die in der Fahrzeugnavigation benutzten Systeme lassen sich nicht einfach für Fußgänger nutzen, denn Fußgänger sind oft in Gebieten ohne GPS-Empfang unterwegs und ihre Bewegung ist nicht so konstant und vorhersehbar wie die von Fahrzeugen. Hinzu kommt, dass zwar für viele Gebäude ein Raumplan vorhanden ist, dieser aber üblicherweise nicht über globale Positionsangaben verfügt. Auch die Darstellung von topologischen Zusammenhängen ist nicht einheitlich.

Für die Tests haben die Forscher den bestehenden zweidimensionalen CAD-Raumplan der EPFL genutzt und daraus ein Knoten-Übergangs-Modell mit den zugrundeliegenden topologischen Zusammenhängen erstellt. Dies geschah mittels des an ihrer Hochschule entwickelten Programms *Geoextract*. Die Räume und Türen sind als Knoten modelliert, mögliche Verbindungen dazwischen als Übergänge (siehe Abbildung 3.2). Die dritte Dimension, z. B. bei Treppen und Fahrstühlen, ist als Knoten mit vertikalen Übergängen modelliert.

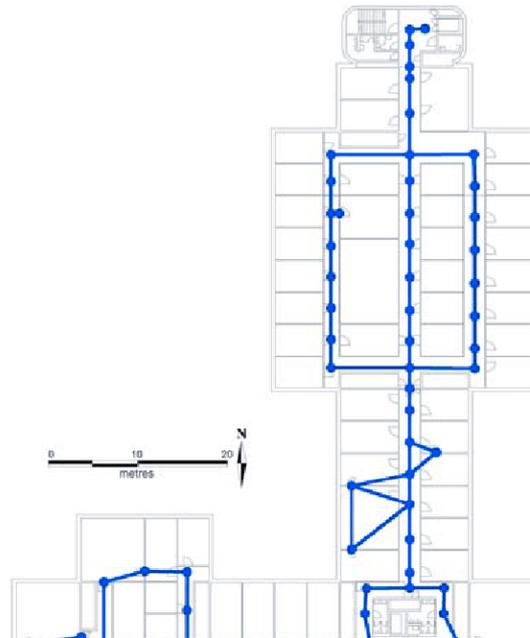


Abbildung 3.2: Knoten-Übergangs-Modell eines Raumplans (Ausschnitt aus: [Gilliéron et al. 2004, S. 2])

Da die Positionsgenauigkeit von Positionierungssystemen, die mittels Koppelnavigation arbeiten, mit der Zeit nachlässt, wird die gelieferte Position mit einem Toleranzbereich versehen und alle darin liegenden Knoten des Modells als möglich markiert. Dann werden die von dort ausgehenden Übergänge mit der Bewegungsrichtung verglichen, und

mit einer Gewichtung der Kriterien wird der wahrscheinlichste Aufenthaltsort ermittelt. Damit kann die nachlassende Positionsgenauigkeit ausgeglichen werden. Zukünftig kann auf diese Weise sogar die Kalibrierung des Positionierungssystems erfolgen.

Problematisch ist, dass Richtungsänderungen von Fußgängern nicht nur an Positionen von Knoten erfolgen, sondern auch spontan. Es kann z. B. die Straßenseite gewechselt werden oder die Person kann sich umdrehen und zurückgehen. Dies müsste mittels fein abgestimmter Gewichtung der verschiedenen Parameter gelöst werden. Für diese Tests ist das nicht abschließend erfolgt, trotzdem waren die hiermit ermittelten Positionen so gut, dass keine Sprünge auftraten. Nach der Kalibrierung waren die Positionen verlässlich, Druckänderungen und Magnetfelder haben das Gesamtsystem nicht beeinflusst.

Das zugrundeliegende Knoten-Übergangs-Modell der Umgebung könnte auch einfach für Fußgänger-Navigation genutzt werden. Die Länge der Strecke würde dann mittels Kosten für die Übergänge modelliert. Für bestimmte Nutzergruppen wären einige Übergänge gesperrt (z. B. Treppen für Rollstuhlfahrer oder Laborbereiche für Arbeitsgruppen-Fremde). Dies könnte über Zugangsbeschränkungs-Attribute der Übergänge modelliert werden. Die Tests haben ergeben, dass dieses Modell für Navigationsaufgaben eine gute Grundlage bildet.

3.1.5 MEMS-IMU Pedestrian Navigator für Handgeräte

Für mehrere Veröffentlichungen zum Thema Fußgängerpositionierung hat die finnische Universität Tampere mit Nokia zusammengearbeitet. Im Paper *MEMS-IMU⁹ Based Pedestrian Navigator for Handheld Devices* [Käppi et al. 2001] beschreiben Jani Käppi, Jari Syrjärinne und Jukka Saarinen ihren Aufbau eines auf Dreiachs-Trägheitsmessern beruhenden Systems. Da keine Dreiachs-Sensoren verfügbar waren, die die Größenanforderungen für ein in der Hand zu tragendes System erfüllten, wurde es aus einzelnen Einachs-Gyroskopen und -Beschleunigungsmessern sowie einem Barometer, einem Dreiachs-Kompass und einem GPS-Empfänger aufgebaut.

Eine ausschließlich auf Trägheitsmessung basierende Positionsberechnung ist für Fußgänger nicht sinnvoll, da die geringe Beschleunigung, die hier auftritt, nahe am Grundrauschen der Sensoren liegt und damit ein großer Fehler entsteht. Durch GPS-Abgleich lässt sich dies zwar etwas korrigieren, aber die GPS-Verfügbarkeit ist, vor allem innerorts, nicht immer gewährleistet. Die Idee für das System ist ein handliches und lageunabhängiges Positionierungsgerät zu entwickeln, das zwischen empfangenen GPS-Positionen eine möglichst genaue Positionierung gewährleistet. Es soll keine feste Verbindung mit dem Nutzer erforderlich sein. Darum wurde das Gerät bei den Tests

⁹ MEMS bedeutet Micro-Electro-Mechanical System, IMU bedeutet Inertial Measurement Unit, also die Kombination aus Beschleunigungsmessern und Gyroskopen

im Rucksack mitgeführt. Es basiert auf einer Schritterkennung mittels Beschleunigungsmesser, einer Schrittlängenbestimmung auf Basis der integrierten Beschleunigung und der Ausrichtungsbestimmung mittels der über einen Kalman-Filter zusammengeführten Gyroskop- und Kompass-Daten. Diese müssen zunächst von der beliebigen Lage, die sie in der Hand oder in einer Tasche haben können, in die tatsächliche Nutzer-Ausrichtung umgerechnet werden.

Die Tests fanden auf verschiedenen Routen statt, die erste durch ein Gebäude, wo der GPS-Empfang nur am Anfang und am Ende möglich war. Hier wurden mehrere Schritte über Treppenstufen und Fahrstuhlfahrten durchgeführt. Das Ergebnis dieses etwa 8 Minuten dauernden Tests wurde von den Forschern als brauchbar angesehen. Mit Gyroskop-Unterstützung wurden die teilweise aufgetretenen massiven Störungen des magnetischen Kompasses gut erkannt und korrigiert. Sowohl durch Barometer als auch mittels vertikaler Beschleunigung ließen sich Höhenänderungen durch Treppenstufen und Aufzüge gut ermitteln. Der zweite Test über etwa 28 Minuten und drei Kilometer erfolgte in einer Wohngegend. Hier wurden die GPS-Positionen nur zur Initialisierung und zum Vergleich der Endposition genutzt. Die Positionierungsqualität war mit der der GPS-Positionierung vergleichbar. An einer Stelle, an der der Nutzer abwärts geht, ist die Schrittlängenbestimmung einiger Schritte fehlerhaft erfolgt, was aber die Gesamtleistung nicht wesentlich beeinflusst hat.

In dem Paper *Error Analysis of Step Length Estimation in Pedestrian Dead Reckoning* [Leppäkoski et al. 2002] untersuchen Helena Leppäkoski, Jani Käppi, Jari Syrjärinne und Jarmo Takala die Qualität der Schrittlängenbestimmung des beschriebenen Handgeräte-Systems. Hierbei erfolgt eine Datenaufzeichnung und eine Offline-Berechnung. Dazu werden mittels der GPS-Positionen und eines Teils der Daten Parameter für die Person berechnet und diese anschließend auf den gesamten Datensatz angewendet. Dadurch wird eine nutzerabhängige Trainingsphase simuliert. So konnte der Fehler in den meisten der acht Testparkours über 1,87 km und 20 Minuten auf unter 50 m reduziert werden, was 2,7% entspricht.

Die Teststrecke war mit Gefälle und Steigung versehen, die Tester benutzten einen unbeeinflussten Gang, hatten also keine Vorgaben zur Schrittlänge und Geschwindigkeit. In sechs der acht Tests entsprachen die in der simulierten Trainingsphase (25% der Strecke) aufgezeichneten Daten recht genau den über den ganzen Parkour erforderlichen Parametern zur Schrittlängenbestimmung. In den anderen beiden Fällen schien der erste Teil der Daten die Gesamtdaten des Versuchs schlecht zu repräsentieren.

3.1.6 Step, Stride and Heading Determination

In ihrem Paper *A Step, Stride and Heading Determination for the Pedestrian Navigation System* [Kim et al. 2004] beschreiben Kim, Jang, Hwang und Park von der National

University of Korea verschiedene Methoden, Schritte zu erkennen und die Schrittlänge sowie die Ausrichtung zu bestimmen. Die verwendeten Sensoren sind ein magnetischer Kompass (*CMPS03* von *Robot Electronics Inc.*), ein Einachs-Beschleunigungsmesser (*ADXL105* von *Analog Devices*) und ein Einachs-Gyroskop (*MEMS DMU* von *Crossbow Inc.*). Die Daten werden mittels eines 16-bit Microcontrollers verarbeitet. Als Einsatzzweck sehen sie Rettungseinsätze, Location-based-Services, Militär, medizinische Anwendungen oder die Unterstützung blinder Menschen.

Um die Schritterkennung von Faktoren wie dem Bodenbelag und der Gangart unabhängig zu machen, nutzen sie nicht einfach einen Schwellenwert der vertikalen Beschleunigung, sondern eine Mustererkennung über die Beschleunigung am Fußgelenk. Die zu erwartenden Messwerte wurden zuvor mittels einer Simulation ermittelt. Es wird überwacht, ob die Messwerte die drei Phasen eines Schrittes durchlaufen und in diesen den erwarteten Verlauf haben (siehe Abbildung 3.3). Letzterer wird mittels Schwellenwerten überwacht, welche deutlich weniger kritisch sind, als eine Schritterkennung basierend auf nur einem Schwellenwert (vgl. [Ladetto and Merminod 2002a]). Die Verlässlichkeit der Schritterkennung konnte hiermit gesteigert werden, fehlerhafte Detektionen bei anderen Tätigkeiten wie Sitzen, Drehen, Treten oder Springen wurden vermieden.

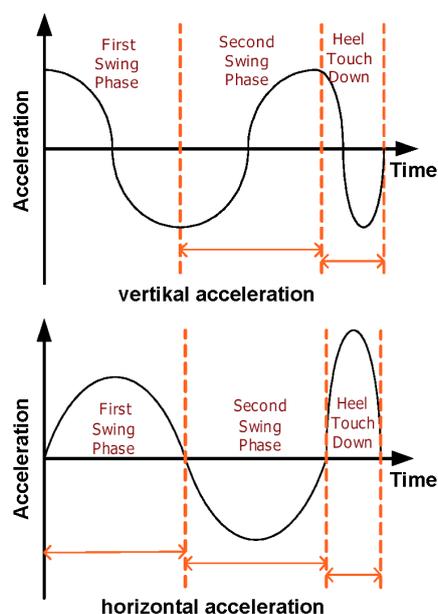


Abbildung 3.3: Phasen eines Schrittes (Bild: nach [Kim et al. 2004, S. 276])

Um die Schrittlänge zu bestimmen, wurde die durchschnittliche Beschleunigung benutzt. Die verwendete Formel wurde zuvor aus den Messwerten von mehreren Tests entwickelt. Die Dauer eines Schrittes hingegen wurde als nicht genau genug betrachtet

und daher nicht einbezogen. Hiermit wurde die zurückgelegte Distanz auf 3,4% genau in dem ersten, kürzeren Test und auf etwa 5% Genauigkeit in dem zweiten, längeren Test bestimmt.

Obwohl in das System ein magnetischer Kompass integriert ist, verwendeten sie nur das Gyroskop für den Test der Ausrichtung. Dieses ist am Knöchel befestigt und zeigt beim Geradeausgehen Schwankungen von etwa $\pm 10^\circ$ durch die Bewegung der Schritte. Durch einen Filter werden diese geglättet. Die ermittelte Genauigkeit ist nicht klar zu entnehmen, sie wird zunächst mit 5° und später mit 5% angegeben. Für die Zukunft planen sie, diese durch Integration des magnetischen Kompasses noch zu verbessern.

3.1.7 Helmet-Mounted PDR

Stéphane Beauregard stellt in seinem Paper *A Helmet-Mounted Pedestrian Dead Reckoning System* [Beauregard 2006] fest, dass alle Anwender einer Fußgänger-Positionierung bei Rettungseinsätzen und beim Militär Kopfbedeckungen tragen. Diese bieten für einen GPS-Empfänger einen idealen Montageort, der nicht durch Körperteile des Trägers verdeckt werden kann. Da allerdings der GPS-Empfang in Gebäuden, Straßenschluchten und Wäldern mangelhaft ist, wird die Positionsbestimmung mittels ebenfalls am Helm befestigter Bewegungssensoren durchgeführt. Diese liefern Beschleunigungsdaten für die Schritterkennung und die maximale sowie minimale Beschleunigung während des Schrittes. Mittels dieser Daten wird zunächst die Schrittlängenbestimmung mit einem neuronalen Netz nutzerspezifisch trainiert und mit Hilfe der gemessenen Ausrichtung (durch den Bewegungssensor und durch einen Kompass) wird die komplette Bewegung berechnet.

Bei den Tests wurde sichergestellt, dass der Kopf genau in die Bewegungsrichtung zeigte. Der Autor hebt hervor, dass seine Schrittlängenbestimmung besser sei, als alle bisher veröffentlichten Verfahren. Vorteilhaft zeigt sich hierbei, dass die Beschleunigungsmessung auf dem Kopf sehr direkt gemessen wird, da sie nicht durch Kleidung gedämpft wird (wie im Experiment von Randall, Djallis und Muller, vgl. Abschnitt [3.1.2 Personal Position Measurement Using Dead Reckoning](#) und [Randell et al. 2003]). Die Schrittlängenbestimmung basiert auf dem Verfahren, das von Leppäkoski, Käppi, Saarinen, Syrjarinne und Takala vorgeschlagen wurde (vgl. Abschnitt [3.1.5 MEMS-IMU Pedestrian Navigator für Handgeräte](#), [Käppi et al. 2001] und [Leppäkoski et al. 2002]).

3.2 Verwandte Ansätze

Verschiedene Veröffentlichungen liegen dem in dieser Diplomarbeit untersuchten System zu Grunde oder sind diesem ähnlich.

3.2.1 Foot-to-Foot

Brand und Phillips präsentieren in ihrer Veröffentlichung *Foot-to-Foot Range Measurement as an Aid to Personal Navigation* [Brand and Phillips 2003] ein System, das mittels Beschleunigungsmessung jeden Schritt berechnet. Dabei wird sowohl die Schrittlänge als auch die Bewegungsrichtung durch doppelte Integration berechnet. Über Null-Beschleunigungs-Updates (zero velocity updates) beim Fuß-Auftritt wird die Messgenauigkeit verbessert. Diese Updates reduzieren den Drift des Beschleunigungsmessers, indem dessen Messwert bei ruhendem Fuß auf jeweils Null gesetzt wird. Durch eine Funk-Abstandsmessung zwischen den Füßen erfolgt eine Korrektur der aus der Beschleunigung berechneten Position. Da der Öffnungswinkel vom ruhenden Fuß zum bewegten Fuß vor und nach dem Schritt mehr als 90° beträgt, kann eine Positionskorrektur in zwei Dimensionen erfolgen (siehe Abbildung 3.4). Die Veröffentlichung basiert leider nur auf einer Simulation. Es gibt keine Versuche, die aufzeigen, ob die vergleichsweise genaue Positionierung aus der Simulation auch tatsächlich real erzielbar ist.

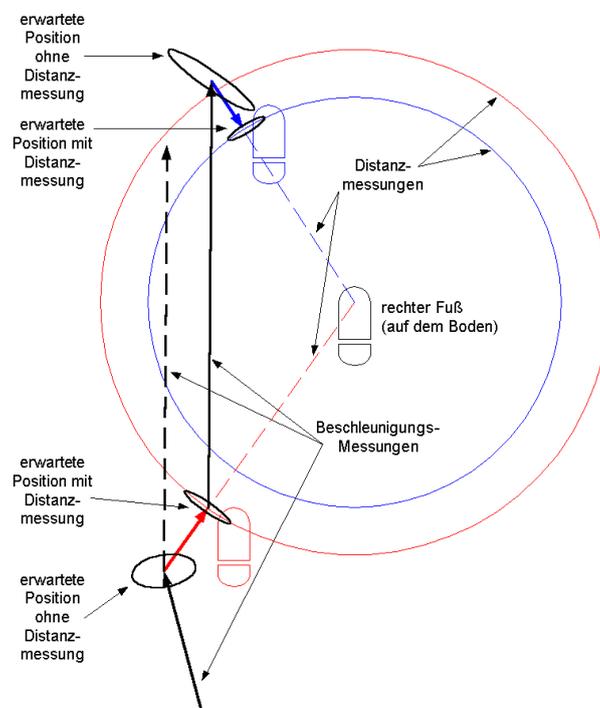


Abbildung 3.4: Foot-to-Foot-System (Bild: nach [Brand and Phillips 2003, S. 116])

Da sowohl Brand als auch Phillips schon Jahrzehnte in der Weltraum- und Militärforschung tätig sind, ist allerdings davon auszugehen, dass die Simulations-Ergebnisse recht nah an möglichen realen Versuchen liegen.

Ihre Ergebnisse zeigen einen Positionierungsfehler von 2,5 km seitlich nach simulierten 10 Minuten Geradeausgehen (850 m Distanz) bei einer Positionierung mittels mäßig guten mikromechanischen Beschleunigungsmessern. Band und Phillips konnten diesen Fehler durch Nutzung von Null-Beschleunigungs-Updates auf 60 m reduzieren. Durch Einbeziehung der Funk-Abstandsmessung zwischen den Füßen sinkt der Fehler sogar auf 0,6 m. Hierbei wurde eine Genauigkeit der Abstandsmessung von wenigen Millimetern angenommen. Diese lässt sich durch Messung des Phasenversatzes zwischen ausgesendetem und empfangenem Signal einer Frequenz im Bereich von 660 MHz (entspricht 20 cm Wellenlänge) erzielen. Durch das Wissen um die Fußpositionen zueinander können eventuelle Störungen, z. B. durch nicht optimal aufeinander ausgerichtete Antennen, herausgerechnet werden.

3.2.2 Beschleunigungsmessung am Fuß

Vergleichbar mit dem von Brand und Phillips gezeigten Verfahren (siehe Abschnitt [3.2.1 Foot-to-Foot](#)) sind die Verfahren von Eric Foxlin: *Pedestrian Tracking with Shoe-Mounted Inertial Sensors* [Foxlin 2005] und Stéphane Beauregard: *Omnidirectional Navigation for First Responders* [Beauregard 2007]. Es wird die Beschleunigung am Fuß aufgenommen und durch doppelte Integration die Positionsänderung errechnet. Am Fuß treten höhere Beschleunigungen auf als am Rest des Körpers, dadurch fallen Fehler durch das Grundrauschen nicht so sehr ins Gewicht und Schwellenwerte werden eindeutig überschritten. Desweiteren können bei diesem Verfahren Distanz und Bewegungsrichtung zusammen gemessen werden, es gibt keine Fehlmessungen durch Bewegung des Oberkörpers oder des Kopfes (vgl. Abschnitt [3.1.7 Helmet-Mounted PDR](#) und [Beauregard 2006, S. 5f]). Die Ausrichtungsbestimmung wird von beiden Forschern durch eine Kombination aus Gyroskop und magnetischem Kompass erreicht. Sobald ein Fuß-Auftritt erkannt wird, erfolgen ein Null-Beschleunigungs-Update und ein Null-Rotations-Update.

Bei Foxlin wird auch noch der Fehler des vergangenen Schrittes herausgerechnet. Sein System *NavShoe* basiert auf einem per Funk angebotenen Sensor mit Dreiachs-Beschleunigungsmessung, -Gyroskop und -Kompass, der *InertialCube3*, der am Schuh befestigt ist. Die Messwerte des magnetischen Kompasses schwankten stark. Anhand von Versuchen konnte er herausfinden, dass dies auf metallische Bestandteile des Schuhs zurückzuführen war. Die dadurch verursachten Fehler konnten durch eine Kalibrierung des am Schuh befestigten Sensors per Gyroskop-Messwerte reduziert werden. Bei Tests in Rund-Parkours ergab sich ein Fehler von 0,3% der Endposition bezogen auf die zurückgelegte Distanz. Bei längeren Distanzen verschlechtert sich die Positionsgenauigkeit jedoch.

NavShoe wird von Foxlin als grobe Positionierung bei Mixed-Reality-Anwendungen gesehen. Die hiermit ungenau bestimmte Position wird mittels einer aufwändigen Positionierung durch Bildverarbeitung verbessert. Deren Rechenaufwand wäre ohne ungefähre Ortskenntnis extrem hoch. Möglich ist auch die Integration von GPS, wie es

in seinen Tests vorgenommen wurde. Hier zeigte sich allerdings, dass bei kurzen Strecken die Positionsbestimmung seines Systems besser war als die GPS-Positionen. Möglichkeiten der Verbesserung sieht er auch in der Integration von Raumplänen, möglicherweise auch in Kombination mit Sonar und optischen Entfernungsmessern zur Wanderkennung. Hierbei kann, wenn kein Raumplan vorhanden ist, beim Durchschreiten ein Raumplan erstellt werden. Weiter ist es möglich, Landmarken an Referenzpunkten zu installieren (z. B. magnetische Wechselfelder, die vom Kompass erkannt werden). Denkbar sind auch über Austausch und Entfernungsmessung mit anderen *NavShoe*-Nutzern eine Verbesserung der Positionierung durch einen größeren Datenbestand zu erzielen. Die bei Mixed-Reality benötigte Ausrichtung des Kopfes liefert dieses System zwar nicht, sie kann aber durch verschiedene Erweiterungen erfasst bzw. errechnet werden.

Beauregard benutzt den *Xsens MTi IMU* als Sensor am Schuh (siehe Abbildung 3.5) mit Dreiachs-Beschleunigungsmessung, -Gyroskop und -Kompass. Als Anwender seines Systems sieht er Ersthelfer, die in zerstörten Gebäuden, teilweise ohne Sicht und mit schlechter Kommunikations-Infrastruktur arbeiten müssen. Die hierbei zurückgelegten Distanzen sind maximal 500 m und die Einsatzdauer beträgt üblicherweise maximal 20 Minuten. Allerdings unterscheiden sich die Bewegungen von Ersthelfern deutlich von denen, die bei anderen Fußgänger-Positionierungs-Ansätzen erwartet werden können. In den Tests wurde besonders auf die Positionsgenauigkeit bei engen Kurven, wie sie bei Rettungseinsätzen vorkommen, geachtet. Ein Kreis mit einem Durchmesser von 2 m (entsprechend etwa vier Schritten) konnte von seinem System verlässlich erkannt werden. Auch bei ihm zeigte sich, dass die als Referenz aufgezeichneten GPS-Positionen deutlich ungenauer waren als seine Positionsbestimmung. Die Form des Parkours war in ihnen deutlich schlechter zu erkennen, allerdings gab es in seinem System Verfälschungen der Distanzen.



Abbildung 3.5: Xsens MTi IMU am Schuh (Bild: [Beauregard 2007])

Sowohl Foxlin als auch Beauregard können einzelne Treppenstufen in der durch die Beschleunigungsmessung ermittelten Höhenänderung differenzieren.

3.2.3 Geta-Sandals

Okuda, Yeh, Wu, Chang und Chu [Okuda et al. 2005] von der National Taiwan University hatten versucht, ein System auf Basis der Messung des Fußversatzes zu bauen (siehe Abschnitt 2.2.4 Fußversatz). In *The GETA Sandals: A Footprint Location Tracking System* beschreiben sie, welche Probleme sich bei der Umsetzung ergaben, so dass sie von der Grundidee Abstand genommen haben. Ihr Ziel ist die Reduzierung der benötigten Infrastruktur, dieses haben sie erreicht. Allerdings ist die endgültige Version deutlich verschieden zur Grundidee: Statt eines zweiten Distanzmessungs-Senders wird die Ausrichtung über ein Gyroskop-Modul (*InterSense InterTrax2*) bestimmt und aufgrund der großen Positionierungsfehler erfolgt ein Großteil der Positionierung mittels RFID-Chips an Referenzpositionen.

Die Ultraschall-Entfernungsmesser stammen aus einem Grafiktablett (*NAVInote's electronic pen*). Die Genauigkeit beträgt 0,2 mm im unbewegten Versuchsaufbau, bei Test beim Gehen wurde jedoch ein durchschnittlicher Fehler von 4,6 mm festgestellt. Da die Berechnung und Ausgabe des verwendeten Grafiktablets nicht verändert wurde, konnte ein zweiter Sender nicht erfolgreich integriert werden. Stattdessen wurde ein Ausrichtungssensor einbezogen. Da dieser aber in Tests bei längerer Nutzung (Gesamtdrehung über 90°) größere Fehler produziert hatte, wurde er nur für die Ausrichtungsänderung eines Doppelschritts genutzt und anschließend zurückgesetzt. Die tatsächliche Ausrichtung wurde aus der Aufsummierung der Ausrichtungsänderungen bestimmt.

Beim Test ergab sich bei 5 m zurückgelegte Strecke ein Fehler von 0,26 m, der sich bei größeren Distanzen überproportional erhöhte. Aus diesem Grund wurde von dem taiwanesischen Team ein RFID-Leser in den Schuh integriert, der die in regelmäßigem Abstand von 3 m oder 5 m angebrachten Referenzpositionen einliest.

Das 2005 aufgebaute und beschriebene System wurde von Yeh, Chang, Wu, Chu und Hsu [Yeh et al. 2007] weiterentwickelt. Hier berichten sie, dass der verwendete Ultraschall-Entfernungsmesser aus dem Grafiktablett nur einen kleinen Messbereich von 30 cm hat, der für normale Schritte nicht ausreicht. Darum wurde dieser gegen einen Ultraschall-Entfernungsmesser des Typs *Crossbow Cricket Motes* getauscht, dessen Genauigkeit allerdings nicht an die Millimeter-Auflösung des Grafiktablets heranreicht. Da die Öffnungswinkel des neuen Entfernungsmessers zu gering waren, wurden je drei Sensoren parallel angeschlossen. Weiterhin wurde der eine Fuß mit zwei Empfängern, der andere aber nur mit einem Sender ausgestattet. Die Ausrichtung wird auch hier über ein Gyroskop-Kompass-Modul erfasst. Da Hindernisse wie Treppenstufen die Ultraschall-Entfernungsmessung stören, wurde zusätzlich noch ein Beschleunigungsmesser-basiertes Positionierungssystem an dem linken Schuh angebracht. Jedoch ist dessen Positionsqualität schlechter als die der Ultraschall-Positionierung, daher wird es nur bei deren Ausfall benutzt. Auch wenn beide Füße gleichzeitig bewegt werden und somit keine Referenz für die Entfernungsmessung vorhanden ist, wird auf die Beschleunigungsmessung

zurückgegriffen.

Die Erkennung des Fuß-Auftritts geschieht mittels Drucksensoren unter den Zehen. Als Schaltschwelle wurde ein Druck von 30 g auf den Drucksensor gewählt. Bei höherer Schrittgeschwindigkeit zeigte sich, dass der Druckmesspunkt bei den Zehen nicht lang genug für eine Messung belastet wird und so wurde vorgeschlagen, den Messpunkt unter die Ferse zu versetzen.

Die Tests wurden mit einer vorgegebenen Schrittlänge von 30 cm, also deutlich kürzer als bei einem unbeeinflussten Gehen üblich, durchgeführt. Begründet wird dies mit einem Hinweis auf den Prototyp, ergänzt um die Behauptung, dass das System auch mit normal großen Schritten zurechtkomme. Eine gerade Strecke von 30 m wurde von verschiedenen Testern mit unterschiedlicher, aber ebenfalls vorgegebener Schrittfrequenz zurückgelegt. Die Fehler waren bei geringer Schrittfrequenz am kleinsten (3,5 m auf die 30 m der Strecke). Bei höherer Frequenz war die Zeit für Messungen teilweise zu kurz, so dass der Fehler auf 9,1 m anstieg. Auch die parallele Beschleunigungsmessung ergab bei größerer Geschwindigkeit einen höheren Fehler (6,4 m zu 9,2 m). Dies liegt an der geringeren zeitlichen Auflösung durch eine kleinere Anzahl von Messungen pro Schritt.

Ein weiterer Test über eine rechteckig verlaufende Strecke von 117 m, ebenfalls mit vorgegebener Schrittlänge und verschiedenen Schrittfrequenzen, führte zu vergleichbaren Ergebnissen. Eine Treppe mit 10 m Länge wurde zusätzlich getestet. Hier versagten wie erwartet die Ultraschall-Entfernungsmessungen in 71% der Fälle. Darum wurde ausschließlich mittels Beschleunigungsmesser gemessen. Der Fehler betrug 2,4 m auf 10 m. Es wird von den Autoren vorgeschlagen auch für das weiterentwickelte System, eine RFID-Infrastruktur mit einigen wenigen Referenzpositionen einzurichten.

Im Abschnitt [5.4 Vergleich mit dem Geta-Sandals-System](#) findet sich ein Vergleich zwischen dem in dieser Diplomarbeit implementierten Verfahren und dem der Geta-Sandals. Dies ist besonders wichtig, denn anders als von Yeh, Chang, Wu, Chu und Hsu nahegelegt, ist bei diesem Verfahren die Schrittlänge entscheidend für die Positionierungsqualität. In beiden Veröffentlichungen zu dem Geta-Sandals-System wurden die Tests allerdings nur mit unnatürlich kurzen Schritten durchgeführt, was die Vergleichbarkeit mit Ergebnissen anderer Forscher deutlich einschränkt (siehe Abschnitt [5.2 Nutzbarkeit der Positionierung](#)).

4 Systembeschreibung

Der in dieser Diplomarbeit verfolgte Ansatz der Messung des Fußversatzes ähnelt und basiert auf den im Abschnitt [3.2 Verwandte Ansätze](#) beschriebenen Untersuchungen. Allerdings ist dessen Nutzbarkeit bisher noch nicht hinreichend untersucht worden. Auch die Abschätzung der Positions-Qualität durch Berechnung des Fehlers ist nur ansatzweise von anderen Forschern umgesetzt worden. Sie ermöglicht es neben der ermittelten Position die Information zu erhalten, wie verlässlich diese momentan ist, also in welchem Umkreis sich der Nutzer ebenso aufhalten könnte. Diese beiden Punkte sind die zentralen Aspekte dieser Arbeit.

Die von Okuda, Yeh, Wu und Chu präsentierte Grundidee ist die Messung des Fußversatzes (siehe Abschnitt [3.2.3 Geta-Sandals](#)). Allerdings haben sie die Performance dieses Verfahrens nicht getestet, da sie Probleme mit dem Aufbau eines reinen Fußversatz-Systems hatten. Stattdessen haben sie verschiedene Sensoren in das System integriert und trotzdem nur eine unbefriedigende Positionierung erreicht. Die Weiterentwicklung wurde mit einem anderen Entfernungsmesser aufgebaut, allerdings wie auch der erste Prototyp nicht mit normal-langen Schritten getestet, sondern nur mit unrealistisch kurzen Schrittlängen. Ein besonders kurzer Schritt reduziert den seitlichen Fehler (siehe Abschnitt [5.2 Nutzbarkeit der Positionierung](#)). Das relativiert die ermittelten Positionsfehler von 3,5 bis 9,1 m auf 30 m gerader Strecke.

Um die Ergebnisse von Okuda, Yeh, Wu und Chu mit den in dieser Diplomarbeit erzielten Resultaten vergleichen zu können, wurde versucht, unter gleichen Bedingungen Messungen durchzuführen. Im Abschnitt [5.4 Vergleich mit dem Geta-Sandals-System](#) finden sich die Ergebnisse. Dieser Vergleich ist besonders interessant, denn hier wird die Performance ihrer Grundidee, einem reinen Fußversatzsystem, der von ihnen modifizierten Version gegenübergestellt.

Brand und Phillips (siehe Abschnitt [3.2.1 Foot-to-Foot](#)) haben keine Tests durchgeführt, sondern nur Simulationen. Die Distanzmessung wird bei ihrer Idee nur zur Korrektur des auf Beschleunigungsmessung basierenden Positionierungssystems genutzt und dient nicht als Positionierungs-Basis. Das beschriebene Distanz-Messverfahren wurde für diese Diplomarbeit adaptiert und mittels Ultraschall (statt Funk) im Prototyp genutzt. Dies ermöglicht den einfachen Austausch des Messverfahrens für die weitere Anwendung. Das von Brand und Phillips beschriebene Funk-Messverfahren verspricht weniger Störungen durch Abschattungen in der Messstrecke bei mindestens ebenso genauen Ergebnissen wie das implementierte Ultraschall-Messverfahren (siehe Abschnitt [4.5.1 Messwert-Güte](#)). Allerdings ist ein Funkmessaufbau aufwändiger, weshalb in dieser Arbeit auf Ultraschall

zurückgegriffen wird.

Die Fehlerabschätzung wurde von Brand und Phillips zwar zur Illustration (siehe Abbildung 3.4) genutzt, nicht aber in ihrem Verfahren laufend als Qualitätsmerkmal der ermittelten Position berechnet. Deren Ermittlung ist eine der entscheidenden Verbesserungen des in dieser Diplomarbeit präsentierten Verfahrens gegenüber bisherigen Positionierungs-Untersuchungen.

Wie auch in den Ansätzen von Beauregard, Foxlin (siehe Abschnitt 3.2.2 [Beschleunigungsmessung am Fuß](#)) und bei der Foot-to-Foot-Idee wird in dem hier untersuchten Fußversatz-System die Position des Fußes bzw. der Füße berechnet. Die Bewegung wird als Ganzes aufgenommen und nicht wie bei vielen anderen Ansätzen getrennt als Distanz und als Richtung (siehe Abschnitt 2.2.3 [Schrittzählung](#) und 2.3 [Ausrichtungsbestimmung](#)).

In dieser Diplomarbeit wird untersucht, ob die Messung des Fußversatzes eine verlässliche Positionierung von Fußgängern ermöglicht. Dazu wird ein Ultraschall-Distanzmesssystem entwickelt, aufgebaut und in seiner Leistung evaluiert (siehe Abschnitt 4.5.1 [Messwert-Güte](#)). Mit dem ermittelten Fehler wird die Positionsrechnung und Fehlerabschätzung (siehe Abschnitt 4.2 [Dreiecksberechnung](#) und 4.3 [Fehlerabschätzung](#)) durchgeführt und untersucht, welche Qualität bei der Distanzmessung notwendig ist, um den Fehler der Positionsrechnung ausreichend klein zu halten (siehe Kapitel 5 [Evaluation der Positionierungs-Güte](#)).

4.1 Funktion

In dem Moment des Gehens, bei dem beide Füße auf dem Boden stehen, wird von der Ferse des einen Schuhs (in Abbildung 4.1 der linke Schuh) ein Signal ausgesendet und von zwei Empfängern im anderen Schuh (hier der rechte Schuh) empfangen. Anschließend wird ein weiteres Signal von der Fußspitze des ersten Schuhs ausgesendet und ebenfalls von beiden Empfängern empfangen. Abhängig vom eingesetzten technischen Verfahren (Funk, Ultraschall, Infrarotlicht) wird aus der Laufzeit, dem Phasenversatz (siehe [Brand and Phillips 2003, S. 114f]) oder einer Kombination von beidem die Entfernung bestimmt. Damit kann, bei Einbeziehung der (bekannten) Abstände der beiden Sender und der beiden Empfänger (also der Fußlänge), der Versatz (Abstand längs und quer, sowie die Ausrichtung) der Schuhe errechnet werden.

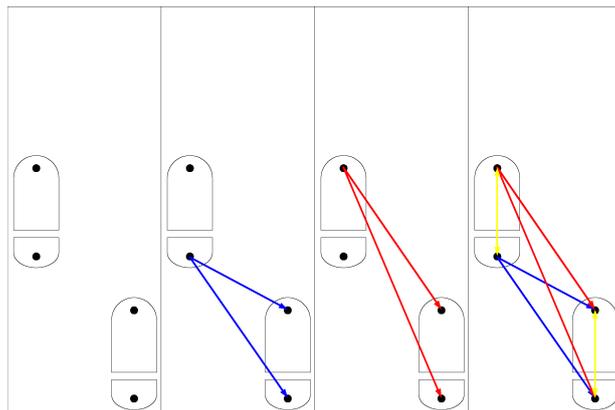


Abbildung 4.1: Ausgangslage, Abstandsmessungen und bekannte Abstände

4.2 Dreiecksberechnung

Die gemessenen und bekannten Distanzen und deren Benennungen sind in Abbildung 4.2 ersichtlich.

konstant und bekannt	$d_{\overrightarrow{LV}-\overrightarrow{LH}}$ = Fußlänge $d_{\overrightarrow{RV}-\overrightarrow{RH}}$ = Fußlänge
bekannt	\overrightarrow{LH} = Position linker Fuß Ferse \overrightarrow{LV} = Position linker Fuß Zehen $x_{\overrightarrow{LH}}$ = X-Wert von Position \overrightarrow{LH} etc.
gemessen	$d_{\overrightarrow{LH}-\overrightarrow{RH}}$ = Distanz links hinten nach rechts hinten $d_{\overrightarrow{LH}-\overrightarrow{RV}}$ = Distanz links hinten nach rechts vorne $d_{\overrightarrow{LV}-\overrightarrow{RH}}$ = Distanz links vorne nach rechts hinten $d_{\overrightarrow{LV}-\overrightarrow{RV}}$ = Distanz links vorne nach rechts vorne
errechnet	δ_L = Ausrichtung linker Fuß \overrightarrow{RH} = Position rechte Ferse \overrightarrow{RV} = Position rechte Zehen δ_R = Ausrichtung rechter Fuß $\sphericalangle_{rel\overrightarrow{LH}-\overrightarrow{RH}}$ = Richtung von \overrightarrow{RH} von \overrightarrow{LH} ausgehend relativ zu δ_L $\sphericalangle_{abs\overrightarrow{LH}-\overrightarrow{RH}}$ = absolute Richtung von \overrightarrow{RH} von \overrightarrow{LH} ausgehend $x_{\overrightarrow{RH}}$ = X-Wert von Position \overrightarrow{RH} etc.

Vor und nach einem Schritt (also der Bewegung eines Fußes) erfolgt die doppelte Abstandsmessung (siehe Abbildung 4.1 vor und Abbildung 4.3 nach erfolgtem Schritt).

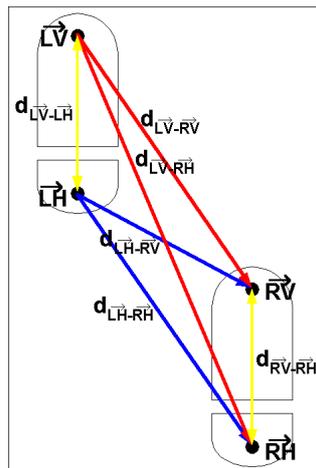


Abbildung 4.2: Benennung der gemessenen und bekannten Distanzen

Aus den gemessenen und konstanten Distanzen (Fußlänge) und der bekannten Position von Zehen und Ferse des stehenden Fußes lassen sich durch folgende Formeln die neue Position und Ausrichtung des bewegten Fußes errechnen.

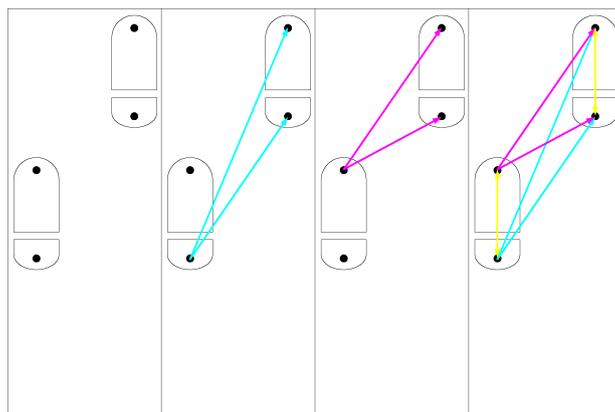


Abbildung 4.3: Ein Schritt vor, Abstandsmessungen und bekannte Abstände

Die Positionierung erfolgt relativ zur Startposition des linken Fußes. Die Berechnung erfolgt per Dreiecksberechnung.

Die Position von \overrightarrow{RH} (= rechte Ferse, rechts hinten) relativ zu \overrightarrow{LH} (= linke Ferse, links hinten) lässt sich mit den gemessenen Distanzen $d_{\overrightarrow{LV}-\overrightarrow{RH}}$ und $d_{\overrightarrow{LH}-\overrightarrow{RH}}$, sowie der festen Distanz $d_{\overrightarrow{LV}-\overrightarrow{LH}}$ (= Fußlänge) ermitteln.

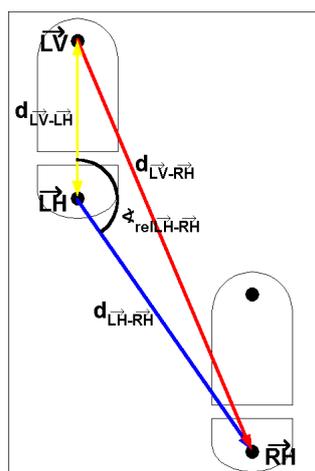


Abbildung 4.4: Benennung der Distanzen und Winkel

$$\sphericalangle_{rel \overrightarrow{LH}-\overrightarrow{RH}} = \arccos\left(\frac{d_{\overrightarrow{LV}-\overrightarrow{LH}}^2 + d_{\overrightarrow{LH}-\overrightarrow{RH}}^2 - d_{\overrightarrow{LV}-\overrightarrow{RH}}^2}{2 \cdot d_{\overrightarrow{LV}-\overrightarrow{LH}} \cdot d_{\overrightarrow{LH}-\overrightarrow{RH}}}\right)$$

Die absolute Position lässt sich aus der Position von \overrightarrow{LH} und der Ausrichtung des linken Fußes (δ_L) bestimmen. Letztere kann aus \overrightarrow{LV} (= links vorne) und \overrightarrow{LH} berechnet werden:

$$\delta_L = \text{atan2}((x_{\overrightarrow{LV}} - x_{\overrightarrow{LH}}), (y_{\overrightarrow{LV}} - y_{\overrightarrow{LH}}))$$

Hieraus kann die absolute Richtung von \overrightarrow{RH} (von \overrightarrow{LH} ausgehend) bestimmt werden, indem die relative Ausrichtung ($\sphericalangle_{rel \overrightarrow{LH}-\overrightarrow{RH}}$) von der absoluten Ausrichtung des linken Fußes abgezogen wird:

$$\sphericalangle_{abs \overrightarrow{LH}-\overrightarrow{RH}} = \delta_L - \sphericalangle_{rel \overrightarrow{LV}-\overrightarrow{RH}}$$

Daraus wird mit einer Umrechnung der vorhandenen Richtung ($\sphericalangle_{abs \overrightarrow{LH}-\overrightarrow{RH}}$) und Länge ($d_{\overrightarrow{LH}-\overrightarrow{RH}}$) vom polaren ins kartesische Koordinatensystem der in x und y ausgedrückte absolute Versatz zu den Koordinaten von \overrightarrow{LH} . Durch eine Addition mit diesen ergibt sich die absolute Position von \overrightarrow{RH} :

$$x_{\overrightarrow{RH}} = d_{\overrightarrow{LH}-\overrightarrow{RH}} \cdot \cos(\sphericalangle_{abs \overrightarrow{LH}-\overrightarrow{RH}}) + x_{\overrightarrow{LH}}$$

$$y_{\overrightarrow{RH}} = d_{\overrightarrow{LH}-\overrightarrow{RH}} \cdot \sin(\sphericalangle_{abs \overrightarrow{LH}-\overrightarrow{RH}}) + y_{\overrightarrow{LH}}$$

Zur Berechnung von \overrightarrow{RV} wird der Winkel $\sphericalangle_{rel \overrightarrow{LH}-\overrightarrow{RV}}$ mit den gemessenen Distanzen

$d_{\overrightarrow{LV}-\overrightarrow{RV}}$ und $d_{\overrightarrow{LH}-\overrightarrow{RV}}$, sowie der festen Distanz $d_{\overrightarrow{LV}-\overrightarrow{LH}}$ (= Fußlänge) relativ zu \overrightarrow{LV} und der (absoluten) Ausrichtung des linken Fußes bestimmt. Die Berechnung dieser Position und der Positionen, bei denen der linke der bewegte Fuß ist, geschieht analog zu den oben gezeigten Rechenschritten.

Mit den ermittelten Distanzen wäre noch eine Spiegelposition (siehe Abbildung 4.5) möglich, es kann allerdings durch Vorwissen (der rechte Fuß ist rechts vom linken Fuß) auf die richtige Position geschlossen werden.

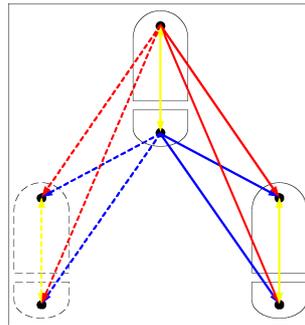


Abbildung 4.5: Spiegel-Fehler

Die Distanz der ermittelten Punkte entspricht, aufgrund der Messungenauigkeiten, nicht notwendigerweise der tatsächlichen Fußlänge. Zur Berechnung des nächsten Schrittes werden die ermittelten Punkte so weit auf der sie verbindenden Geraden verschoben, dass die Distanz wieder der Fußlänge entspricht. Damit können eventuelle Messungenauigkeiten verringert werden. Dieses könnte als überbestimmtes Gleichungssystem auch anders gelöst werden. Für den Prototyp und die Tests wurde jedoch zunächst darauf verzichtet und auf Grund der Ergebnisse (vgl. Kapitel 5 [Evaluation der Positionierungsgüte](#)) wurden entsprechende Möglichkeiten nicht weiter verfolgt.

Anders als in den meisten anderen Ansätzen (vgl. Kapitel 2 [Verfahren der Fußgängerpositionierung](#) und 3 [State of the Art](#)) liefert dieses Verfahren nicht nur eine Position, sondern zwei: Für jeden Fuß eine (genaugenommen sogar je zwei: Zehen und Ferse). Auch die Route wird für beide Füße getrennt berechnet. Die Position des Nutzers kann als der Mittelpunkt zwischen den beiden Fersen angenommen werden. Zu jedem Auftrittspunkt wird die Position von Ferse und Zehen gespeichert (siehe Abbildung 4.6). Zusätzlich wird noch die Reliabilität der ermittelten Positionen durch Aufsummierung der möglichen Fehler berechnet.

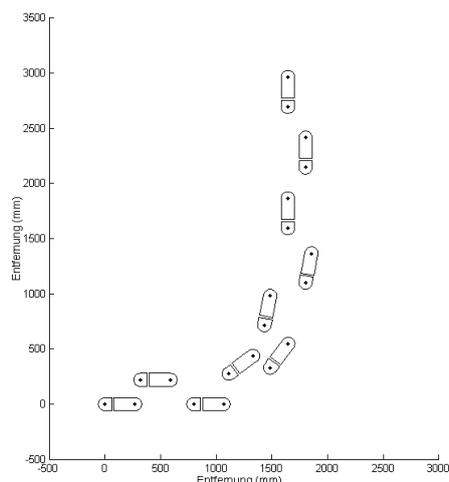


Abbildung 4.6: Eine kurze Route

4.3 Fehlerabschätzung

Wie bei jeder Koppelnavigation verschlechtert sich, von der Startposition ausgehend, die Verlässlichkeit weiterer ermittelter Positionen durch die erzielbare Distanzmessungs-Genauigkeit. Mit dem in Abschnitt 4.5.1 [Messwert-Güte](#) ermittelten zu erwartenden Fehler wird für jede Position eine Ellipse der Standardabweichung (Kovarianzmatrix) ermittelt.

Um die Standardabweichung zu veranschaulichen, sind in [Abbildung 4.7](#) und [Abbildung 4.8](#) um die Ausgangspunkte je zwei Kreise gezeichnet. Der Radius ist einmal die minimale, zum anderen die maximale Messdistanz. Die Überschneidungsfläche (in Form eines Vierecks mit gebogenen Kanten) ist die Fläche der Standardabweichung. Aus den Eckpunkten (σa , σb etc.) wird mit Hilfe der Varianz (σ^2) und des Schwerpunkts (x_{σ} und y_{σ}) eine Ellipse der Standardabweichung berechnet (siehe [Abbildung 4.9](#)):

$$x_{\sigma} = \frac{x_{\sigma a} + x_{\sigma b} + x_{\sigma c} + x_{\sigma d}}{4}$$

$$y_{\sigma} = \frac{y_{\sigma a} + y_{\sigma b} + y_{\sigma c} + y_{\sigma d}}{4}$$

$$x_{\sigma} = \sqrt{\frac{(x_{\sigma} - x_{\sigma a}) + (x_{\sigma} - x_{\sigma b}) + (x_{\sigma} - x_{\sigma c}) + (x_{\sigma} - x_{\sigma d})}{4}}$$

$$y_{\sigma} = \sqrt{\frac{(y_{\sigma} - y_{\sigma a}) + (y_{\sigma} - y_{\sigma b}) + (y_{\sigma} - y_{\sigma c}) + (y_{\sigma} - y_{\sigma d})}{4}}$$

Abhängig vom Winkel des stehenden Fußes zum gesuchten Punkt ist die Form des Vierecks entweder in X- oder Y-Richtung gestaucht. Bei einem langen Schritt ist die Position vor allem seitlich (lokale X-Achse) unsicher; stehen die Füße nebeneinander,

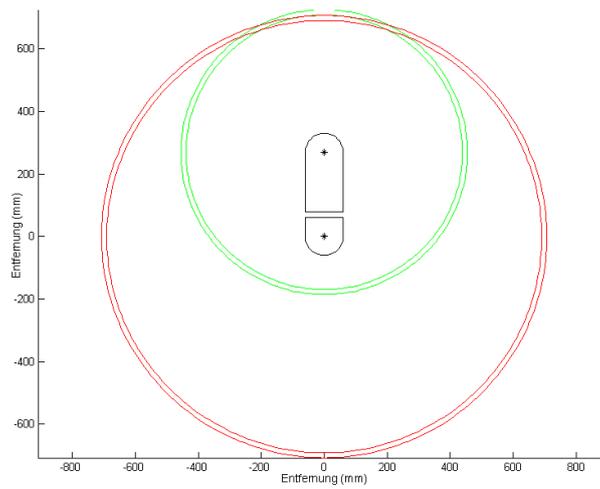


Abbildung 4.7: Kreise der Standardabweichung

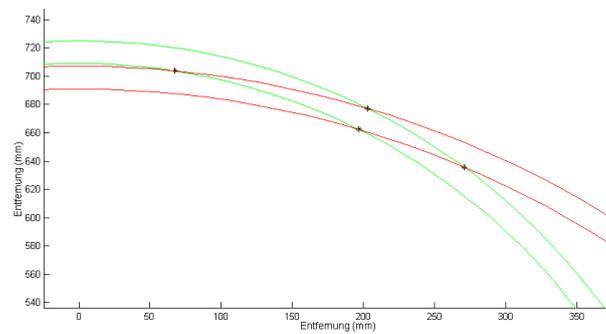
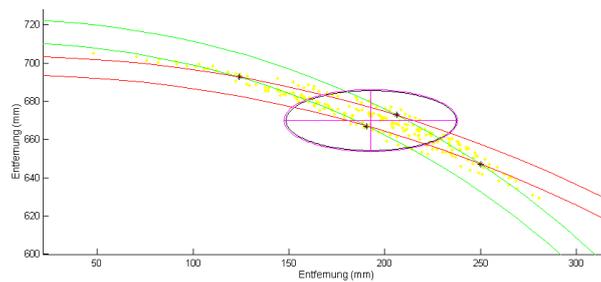
Abbildung 4.8: Schnittpunkte der Standardabweichungs-Kreise (Ausschnitt aus Abbildung 4.7), schwarz die Eckpunkte (σ_a , σ_b etc.)

Abbildung 4.9: Ellipse der berechneten Position (schwarz: aus den gelben Zufallswerten ermittelt, lila: berechnet)

ist der Fehler in der lokalen Y-Achse zu erwarten (siehe Abschnitt [5.2 Nutzbarkeit der Positionierung](#)).

Berechnungen zu weiteren Schritten erfolgen analog, allerdings wird zu dem Fehler der ermittelten Distanz noch der errechnete Fehler des Punktes (also die Ellipse der Standardabweichung) hinzugerechnet (siehe [Abbildung 4.10](#)). Dies geschieht durch Summierung der Varianzen.

Die Modellierung als Ellipse der Standardabweichung, entsprechend einer Kovarianzmatrix, ist die Vereinfachung der komplexen geometrischen Form der Wahrscheinlichkeitsverteilung in der Schnittfläche. Um den Rechenaufwand für die Ermittlung der Wahrscheinlichkeitsverteilung im Rahmen zu halten, wird auf diese Vereinfachung zurückgegriffen. Da der Öffnungswinkel vom ruhenden Fuß zum bewegten Fuß vor und nach einem Schritt etwa 90° beträgt, gleicht sich der kleine Fehler, der mit der Vereinfachung auf die Ellipsenform einhergeht, über mehrere Schritte aus. Diesen Ausgleich nutzen auch Brand und Phillips in ihrem System (siehe [Abschnitt 3.2.1 Foot-to-Foot](#) und [Brand and Phillips 2003]).

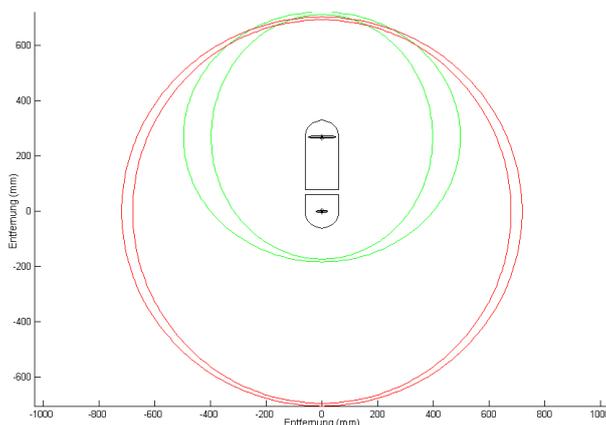


Abbildung 4.10: Ellipsen durch Summierung der Fehler der Ausgangspunkte und der Distanzen

Problematisch ist, dass der ermittelte Schwerpunkt, nicht dem Schnittpunkt der Mittelwerte entspricht. In [Abbildung 4.11](#) links ist der Schnittpunkt der Mittelwerte bei (200, 670) (schwarzer Stern), der Schwerpunkt der Standardabweichungs-Ellipse jedoch bei (196, 670). Der Grund hierfür ist, dass sowohl der Schwerpunkt als auch die Standardabweichung aus der Häufigkeit in Relation zum Abstand ermittelt wird. Durch die Form und die Verzerrung und die damit einhergehende Verteilung sind der Mittelpunkt und der Punkt der größten Wahrscheinlichkeit nicht identisch (siehe Schnitt durch die Wahrscheinlichkeitsverteilung, [Abbildung 4.11](#) rechts). Die Verteilung entspricht einer verzerrten Normalverteilung. Der Mittelpunkt verschiebt sich immer in Richtung der Geraden des ruhenden Fußes. Für die weitere Berechnung wird die Ellipse auf den

Schnittpunkt der Mittelwerte verschoben.

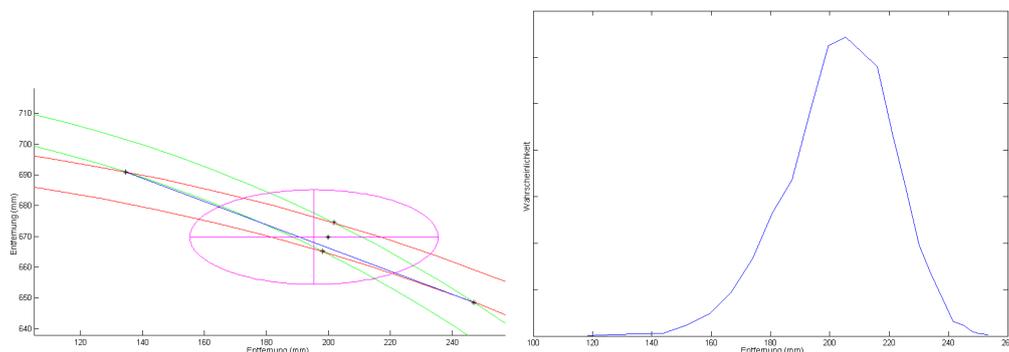


Abbildung 4.11: Wahrscheinlichkeitsverteilung bei Schnitt durch die Schnittfläche

Ebenfalls problematisch ist, dass sich bei bestimmten Fehlern nicht mehr alle Radien kreuzen. In Abbildung 4.12 ist zu sehen, dass sich der größere rote und der kleinere grüne Kreis nicht schneiden. Dies reduziert den angenommenen Fehler, denn es zeigt, dass bestimmte Fehlerkombinationen mathematisch nicht möglich sind. Die errechnete Wahrscheinlichkeit reicht bis an diese mathematische Grenze und fällt dahinter auf Null. Um die Berechnung der Ellipse der Standardabweichung trotzdem zu ermöglichen, werden Ersatzpunkte, an Stelle des Schnittpunkts, ermittelt: Diese befinden sich auf den Radien, die sich nicht schneiden, auf zwei Drittel des Winkels zwischen dem mathematisch unmöglichen Bereich und dem Schnittpunkt der Mittelwerte. Der Mittelwert dieser Punkte fließt in die Berechnung ein. Die Position der Ersatzpunkte wurde experimentell ermittelt und anhand von Berechnungen mit Zufallswerten bestätigt. Dieser Fall tritt nur bei Konstellationen auf, in denen die Ellipsen von Ferse und Zehen sehr unterschiedliche Größen bzw. Formen haben.

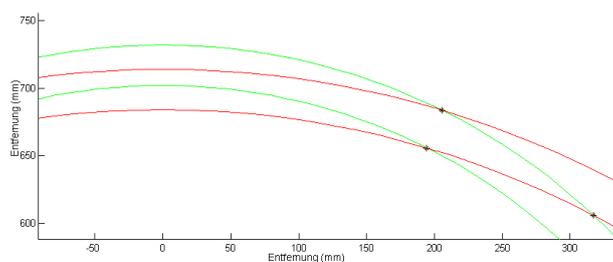


Abbildung 4.12: Es gibt nicht immer Schnittpunkte zwischen allen Ellipsen

Es kann auch vorkommen, dass die Standardabweichung eines der beiden Ausgangspunkte größer ist als die gemessene Distanz (abzüglich ihrer Standardabweichung). Sie ist vereinfacht als Kreis mit negativem Radius vorstellbar. Dieser Fall ist in der implementierten Wahrscheinlichkeitsberechnung nicht mehr modelliert, da es hierbei

nicht mehr sinnvoll ist, eine Standardabweichungs-Ellipse zu berechnen. Eine Positionsgenauigkeit ist nicht mehr gegeben.

4.4 Technische Umsetzung

Der aufgebaute Prototyp arbeitet mit Ultraschall auf einer Frequenz von gut 40 kHz. Dies ist die Resonanzfrequenz der verwendeten Ultraschall-Transmitter und -Receiver (*Prowave 400ST100* und *400SR100*). Die für diese Diplomarbeit entwickelte Schaltung hat für die Ultraschallerzeugung einen DDS-Chip (*AD9835*), der von einem ARM-Microcontroller (*ADuC7024*) angesteuert wird. Die Amplitude wird über eine vom Microcontroller erzeugte Referenzspannung bestimmt. Das Signal wird über Audioverstärker-Chips (*LM384*) für die Ultraschall-Transmitter verstärkt. Sie können vom Microcontroller stummgeschaltet werden.

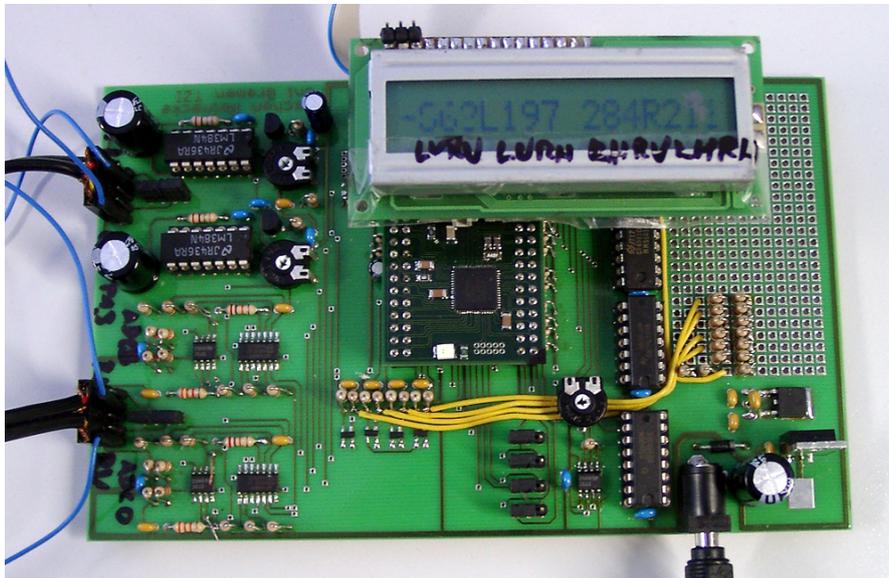


Abbildung 4.13: Die vom Autor entwickelte Platine des Prototyps

Der Empfang erfolgt über eine zweistufige Verstärkerschaltung mit Operationsverstärkern (*TLC272*). Die Verstärkung wird über Analogschalter des Typs *CD4066* und Rückkopplungs-Widerstände vom Microcontroller im Bereich von 3,5fach bis 625fach in zehn Stufen eingestellt. Jede Stufe entspricht etwa der Verdoppelung der Verstärkung. Das verstärkte Signal geht auf einen I-Q-Mischer, der mit einem I- und Q-Signal phasensynchron zu dem per DDS erzeugten Ultraschall-Signal versorgt wird. Das I-gemixte, das Q-gemixte und das Originalsignal gehen über je einen Spannungsteiler in die A-D-Wandler-Eingänge des Microcontrollers.



Abbildung 4.14: Ultraschall-Module auf den Holz-Füßen des Prototyps

Die Taktfrequenz des DDS-Chips wird von einem Timer des Microcontrollers bereitgestellt. Aus dieser Taktfrequenz wird ebenfalls, mittels Teiler-Chips (*SN74LS90*, *CD4020*) und Logic-Gattern (*CD4001*), das I- und Q-Signal gewonnen.

Die Erkennung des Auftritts kann mit bis zu zwei Drucksensoren bzw. Tastern pro Fuß erfolgen. Für den ersten Test wurden diese Taster von Hand betätigt, spätere Tests arbeiteten mit je einem Mikroschalter pro Fuß. Das eingebaute EEPROM wurde nicht zur Zwischenspeicherung der Messwerte benutzt. Für die Tests wurden die Daten direkt über die serielle Schnittstelle zum PC übertragen.

Der Schaltplan befindet sich im Anhang als Abbildung 8.1. Die daraus entwickelte Platine ist auf Abbildung 4.13 zu sehen.

4.5 Distanzmessung

Auf dem Board wird für die Ultraschall-Distanzmessung ein 40 kHz-Sinus-Signal erzeugt und es werden 24 Schwingungen mit steigender Amplitude über einen Verstärker verstärkt und auf einen der Ultraschall-Sender am Schuh ausgegeben. Damit steckt in der letzten Schwingung die meiste Energie, der Empfänger kann also auf den höchsten Punkt der Amplitude reagieren. Da sowohl der Sender als auch der Empfänger zunächst einschwingen müssen und anschließend nachschwingen, ist die Amplitudenform stark verschliffen. Das macht dieses Verfahren der Detektion notwendig (siehe Abbildung 4.15).

Hierzu wird die Zahl der weiterhin erzeugten aber nicht ausgesendeten Ultraschall-Schwingungen seit dem Ende der Aussendung erfasst und dient als Zeitreferenz. Gleich-

zeitig wird auf den beiden Empfängern am anderen Schuh die Empfangsamplitude gemessen. Ist sie größer als der bisherige Maximalwert, werden der Wert und der Zeitpunkt gespeichert. Dies geschieht über 150 Schwingungen, was etwa 120 cm maximaler Messdistanz entspricht. Damit ist für beide Empfänger der Zeitpunkt der höchsten Amplitude gespeichert. Es handelt sich somit um eine Adaption der Laufzeitmessung (engl. time of flight) auf eine Schwingung genau. Abhängig vom Pegel der Amplitude wird noch der Verstärkungsfaktor des Empfangs-Verstärkers für die folgende Messung eingestellt.

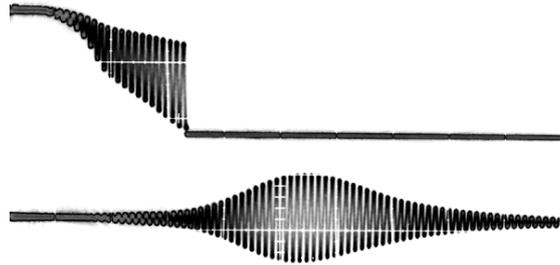


Abbildung 4.15: Oben: gesendetes Signal, unten: empfangenes Signal (siehe auch [4.5.2 Distanzmessungs-Ergebnis](#))

Anschließend wird erneut das Signal ausgesendet und zum ermittelten Zeitpunkt der Amplituden-Spitze der Phasenversatz zwischen empfangenem Signal und mitlaufendem generierten Signal auf 90° genau ermittelt. Hierbei wird ein I-Q-Mischer verwendet. Die Entfernung wird somit auf eine Viertelschwingung genau bestimmt.

Dieses geschieht bei jedem Fuß-Auftritt, alternierend je 21 mal von Ferse und Zehen. Bei dem verwendeten Prototyp werden diese Daten über eine serielle Schnittstelle sofort an einen Laptop gesendet. Auf der Platine befindet sich allerdings ebenfalls ein EEPROM, in dem die Daten zwischengespeichert werden könnten, um sie später zu übertragen.

Aus der in Viertel-Schwingungen gemessenen Distanz wird anschließend auf dem PC die Distanz in Millimetern errechnet. Dies geschieht durch Multiplikation mit der Wellenlänge, die aus der Frequenz und der Schallgeschwindigkeit bestimmt wird:

$$\text{Wellenlänge} = \frac{\text{Schallgeschwindigkeit}}{\text{Frequenz}}$$

Die Schallgeschwindigkeit beträgt etwa 343 Meter pro Sekunde. Um sie präziser zu berechnen, muss ihre Abhängigkeit von der Luftfeuchtigkeit (H), dem Luftdruck und vor allem von der Temperatur (T) miteinbezogen werden (siehe [Siciliano and Khatib

2008, Chapter 21.3] und ¹⁰):

$$\text{Schallgeschwindigkeit}_T = 20,05 \cdot \sqrt{\text{Temperatur} + 273,16} \text{ms}^{-1}$$

Siciliano und Khatib geben für die nur auf der Temperatur basierende Schallgeschwindigkeits-Berechnung eine Genauigkeit von 1% an. Unter Berücksichtigung der Luftfeuchtigkeit wird im Bereich von -30°C bis 43°C eine Genauigkeit von 0,1% erreicht:

$$\text{Schallgeschwindigkeit}_H = \text{Schallgeschwindigkeit}_T + \text{rel. Luftfeuchtigkeit} \cdot (1,0059 \cdot 10^{-3} + 1,7776 \cdot 10^{-7} \cdot (\text{Temperatur} + 17,78)^3) \text{ms}^{-1}$$

Die vollständige Berechnung der Schallgeschwindigkeit erfolgt mit nachstehenden Formeln:

$$\text{Schallgeschwindigkeit} = 20,05 \cdot \sqrt{\frac{\text{Temperatur} + 273,16}{1 - 3,79 \cdot 10^{-3} \cdot (\text{rel. Luftfeuchtigkeit} \cdot \text{Sättigungsdruck} / \text{Luftdruck})}} \text{ms}^{-1}$$

Der Sättigungsdruck basiert auf der Temperatur (in Relation zum Tripelpunkt, 273,16 K):

$$\log_{10}\left(\frac{\text{Sättigungsdruck}}{101,325 \text{kPa}}\right) = 10,796 \cdot \left(1 - \left(\frac{273,16 \text{K}}{\text{Temperatur}}\right)\right) - 5,0281 \cdot \log_{10}\left(\frac{273,16 \text{K}}{\text{Temperatur}}\right) + 1,5047 \cdot 10^{-4} \cdot \left(1 - 10^{8,2927 \cdot (\text{Temperatur}/273,16 \text{K}) - 1}\right) + 0,42873 \cdot 10^{-3} \cdot \left(-1 + 10^{4,7696 \cdot (1 - (273,16 \text{K}/\text{Temperatur}))}\right) - 2,2196$$

4.5.1 Messwert-Güte

Die ermittelte Viertel-Wellenlänge der genutzten Frequenz entspricht etwa 2,1 Millimeter¹¹. Dieser Wert ist abhängig von der aktuellen Schallgeschwindigkeit. Weiter ist ein statischer Versatz von etwa 10 Schwingungen vorhanden. Der im Wesentlichen auf der Einschwingphase der Ultraschall-Sender und -Empfänger basiert. Dieser ist leicht von

¹⁰ Stephan Höhrmann: 'Entwicklung eines Ultraschall-basierten Ortungssystems für Lego Mindstorms Roboter', Studienarbeit, 15. Februar 2005, Lehrstuhl für Echtzeitsysteme und Eingebettete Systeme, Christian-Albrechts-Universität zu Kiel, Germany, besucht am 26. November 2007, <http://www.informatik.uni-kiel.de/~railway/Downloads/hoehrmann1.pdf>, S. 56f

¹¹ Durch einen Bug in dem Microcontroller-Programm ist die Initialisierung des Zählers der Wellenlängen teilweise um eine Achtel-Wellenlänge verschoben, dadurch sind in den Messungen Zwischenwerte vorhanden, die nicht in das Viertel-Wellenlängen-Raster passen. Diese liefern allerdings keine weitere Genauigkeit.

der Amplitude abhängig, so dass große Distanzen (hier: über 80 cm) und ungünstige Ausrichtung der Ultraschall-Sender und -Empfänger den Versatz verändern können. Eine Anpassung könnte über die Größe der Empfangsamplitude oder über eine Tabelle (Schwingungszahl zu Distanz) erfolgen. Da bei normal großen Schritten die Distanzbeziehung mittels einer Formel (basierend auf der aktuellen Schallgeschwindigkeit) sich als ausreichend genau gezeigt hat, wurden diese Ansätze nicht weiter verfolgt.

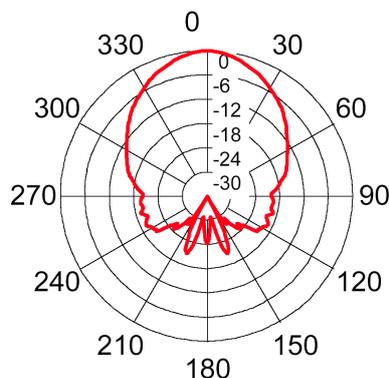


Abbildung 4.16: Öffnungswinkel der Ultraschall-Transmitter und -Receiver (Bild: ¹²)

Die Ultraschall-Transmitter und -Receiver zeigten bei den ersten Versuchen eine starke Bündelung der Sende- bzw. Empfangsausrichtung. Laut Datenblatt¹² beträgt der Öffnungswinkel bei -6 dB 55° bzw. $\pm 27,5^\circ$ (siehe Abbildung 4.16). Da für diese Anwendung keine optimale Ausrichtung aufeinander gewährleistet werden kann, wurde vor die Ultraschall-Bausteine ein V-förmiges Blech montiert, das einen Großteil der Schallenergie nach vorne und hinten reflektiert (siehe Abbildung 4.17). Die von Yeh, Chang, Wu, Chu und Hsu in [Yeh et al. 2007] verwendete Lösung mit parallel geschalteten in verschiedene Richtungen weisenden Ultraschall-Bausteinen wurde hier nicht weiter verfolgt, da dies Fehler durch mehrfachen Empfang erwarten ließ.

Durch die Ablenkung des Schalls mittels der Bleche ist allerdings die Laufzeit des Ultraschall-Signals etwas richtungsabhängig geworden. Hierzu wurden Tests mit parallel angeordneten Füßen in verschiedenen Winkeln zueinander durchgeführt (also als Parallelogramm angeordnet). Die Distanz zwischen den Fußspitzen betrug einmal 300 mm und einmal 400 mm. Die Fersen waren durch die Anordnung in dem gleichen Abstand zueinander (siehe Abbildung 4.18). Die gemessene Distanz zeigt einen ausrichtungsabhängigen Fehler, aber auch einen bauteil-spezifischen Fehler: Die schwarz dargestellte Distanz zwischen den Fersen wird, wenn der rechte Fuß vorne ist, zu groß gemessen (siehe Abbildung 4.19). Die Messungen erfolgten alle auf einem harten, ebenen Untergrund, der den Ultraschall gut reflektiert. Die Ultraschall-Bausteine sind etwa 2,5 cm

¹² Prowave: 'Air Ultrasonic Ceramic Transducers 400ST/R100', Datenblatt, <http://www.prowave.com.tw/pdf/T400S10.PDF>



Abbildung 4.17: V-förmiges Blech zur Schallreflektion

über dieser Oberfläche auf Fuß-Modellen aus Holz montiert (siehe Abbildung 4.14). In der Tabelle 4.1 und 8.1 (Anhang) sind die Messwerte sortiert angegeben.

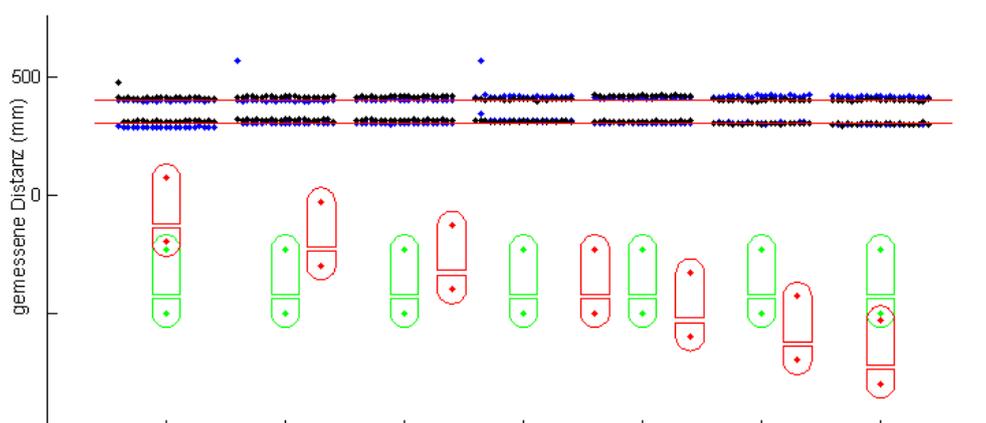


Abbildung 4.18: Gemessene Distanzen bei unterschiedlicher Anordnung der Füße

Da die Füße bei zu erwartenden Schritten selten nebeneinander angeordnet sind, sondern sich fast immer ein Fuß seitlich vor oder hinter dem anderen befindet, wiegt der ausrichtungsabhängige Fehler in der Praxis nicht so schwer. Die Distanz-Messwerte bei einer Ausrichtung von -30° und -60° , sowie bei 30° und 60° , sind deutlich besser als bei Anordnung hintereinander (-90° und 90°) oder nebeneinander (0°), die in der Praxis weniger vorkommen.

Die folgenden Messungen erfolgten mit rechtem Fuß vor dem linken (60°). Es wurde die Distanz $d_{\overrightarrow{LV}-\overrightarrow{RV}}$ gemessen (Messung zwischen den Fußspitzen). Dabei wurden

Tabelle 4.1: Messwerte verschiedener Ausrichtung (Kurzform von Tabelle 8.1 (Anhang))

Distanz	400	400	300	300	400	400	300	300	400	400
Meßwerte	395,1	405,8	285,7	308,2	391,9	412,3	300,7	306,1	399,4	409,1

	402,6	411,2	292,1	472,3	401,5	417,6	564,6	322,2	406,9	417,6
Durchschnitt	398,7	408,8	287,5	318,2	398,5	414,9	315,6	316,6	402,4	415,3
Median	399,4	409,1	286,8	310,4	399,4	414,4	302,9	315,7	401,5	415,5
Median-Durchschnitt	398,8	408,8	287,2	310,5	398,8	414,8	303,1	317,0	402,1	415,6
Distanz	300	300	400	400	300	300	400	400	300	300
Meßwerte	299,7	311,5	412,3	397,3	309,3	308,2	405,8	413,3	302,9	307,2

	305,0	321,1	568,9	408,0	341,5	314,7	413,3	423,0	306,1	316,8
Durchschnitt	302,3	314,2	422,4	404,5	313,7	311,2	409,7	418,1	304,1	309,9
Median	302,9	312,5	414,4	404,8	312,5	310,4	410,1	417,6	303,9	309,3
Median-Durchschnitt	302,2	313,5	414,9	404,8	312,2	311,1	409,6	418,0	304,0	309,5
Distanz	400	400	300	300	400	400	300	300		
Meßwerte	408,0	397,3	298,6	297,5	409,1	395,1	294,3	292,1		
		
	425,1	403,7	307,2	305,0	416,6	406,9	297,5	306,1		
Durchschnitt	416,9	400,8	303,9	302,0	414,2	401,0	295,6	299,5		
Median	418,7	400,5	305,0	302,9	414,4	400,5	295,4	299,7		
Median-Durchschnitt	417,0	400,8	304,0	302,4	414,6	400,8	295,5	299,6		

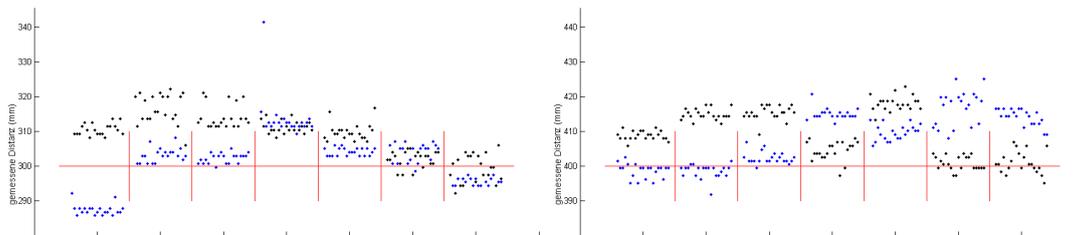


Abbildung 4.19: Links: Ausschnitt der 300-mm-Messungen, rechts: Ausschnitt der 400-mm-Messungen (blau: zwischen den Fußspitzen, schwarz: zwischen den Fersen)

Tabelle 4.2: Messwerte auf hartem Untergrund (Kurzform von Tabelle 8.2 (Anhang))

Distanz	200	250	300	350	400	450	500	550	600	650
Meßwerte	192,4	249,2	295,4	350,1	390,8	440,2	492,7	556,0	598,9	645,0

Durchschnitt	203,1	254,6	307,2	354,4	401,5	456,2	502,4	564,6	650,4	670,7
Median	198,7	251,3	300,0	352,4	395,1	452,6	495,9	558,5	603,8	649,3
Median-Durchschnitt	199,9	251,4	300,7	352,2	395,1	453,0	495,9	557,1	601,0	648,2
	199,1	251,3	299,9	352,3	395,1	453,3	495,7	558,1	601,5	648,1
Distanz	700	750	800	850	900	950	1000			
Meßwerte	697,6	750,1	803,7	828,4	901,3	959,2	1007,5			
			
Durchschnitt	706,1	758,7	812,3	885,2	916,3	972,1	1019,3			
Median	700,9	754,2	808,5	858,1	909,3	964,6	1012,5			
Median-Durchschnitt	699,7	754,4	809,1	858,4	909,9	964,6	1012,9			
	700,6	754,3	808,8	858,4	909,4	964,5	1012,5			

Distanzen von 200 mm bis 1000 mm vermessen. Der Fehler des Messdurchschnitts zur tatsächlichen Distanz liegt bei Distanzen bis 800 mm bei etwa ± 5 mm, darüber bei etwa $+ 10$ mm (fast ohne negative Abweichungen, siehe Abbildung 4.20). Die Varianz der Messwerte ist gering, von wenigen großen (und damit leicht zu filternden) Ausreißern abgesehen. In der Tabelle 4.2 und 8.2 (Anhang) sind die Messwerte sortiert dargestellt.

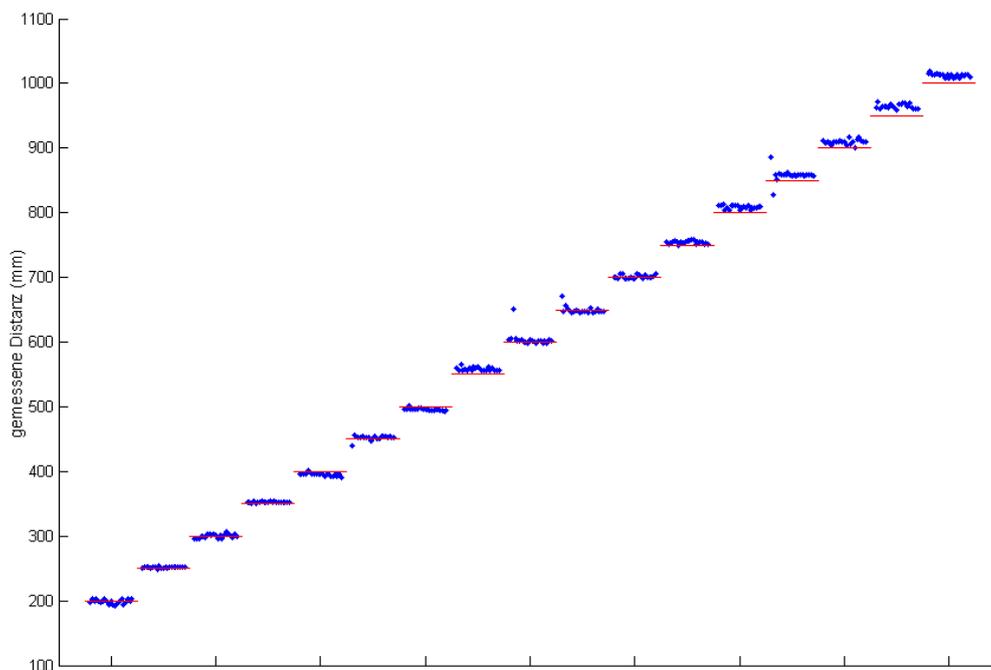


Abbildung 4.20: Gemessene Distanzen von 200 bis 1000 mm bei 60°-Ausrichtung

Die relative Distanzmessung ist sogar noch ein Stück genauer. Hier sind fast schon Millimeter-Unterschiede messbar, obwohl durch die Messung von lediglich Viertel-Wellenlängen eine Quantisierung auf rund 2 mm stattfindet¹¹. In Abbildung 4.21 werden links in Halb-Zentimeter-Schritten Distanzen von 450 bis 500 mm gemessen. Abgesehen

Tabelle 4.3: Messwerte auf weichem Untergrund (Kurzform von Tabelle 8.3 (Anhang))

Distanz	200	250	300	350	400	450	500	550	600	650
Meßwerte	199,9	243,9	298,6	347,9	408,0	452,0	506,6	552,8	603,2	657,9

Durchschnitt	210,6	424,1	410,1	701,8	863,8	580,7	514,2	624,6	619,3	666,5
Median	205,3	257,7	307,9	382,7	432,7	468,0	509,3	559,6	607,9	660,8
Median-Durchschnitt	205,5	250,3	303,9	354,4	411,2	458,4	508,8	556,0	608,5	661,1
	205,5	250,0	303,2	352,8	411,2	457,2	509,2	556,4	607,6	660,6
Distanz	700	750	800	850	900	950	1000			
Meßwerte	701,8	758,7	811,2	861,6	914,2	912,1	1012,9			
			
Durchschnitt	744,7	767,3	816,6	867,0	922,8	980,7	1016,1			
Median	709,1	763,6	813,5	864,6	917,9	962,9	1014,7			
Median-Durchschnitt	708,3	764,0	813,4	864,9	918,5	964,6	1015,0			
	707,7	763,7	813,4	864,7	917,7	964,5	1014,7			

von einer deutlich zu kurz gemessenen Distanz bei 480 mm liegen die Mittelwerte etwa ± 5 mm neben der tatsächlichen Distanz. Die Varianz ist gering.

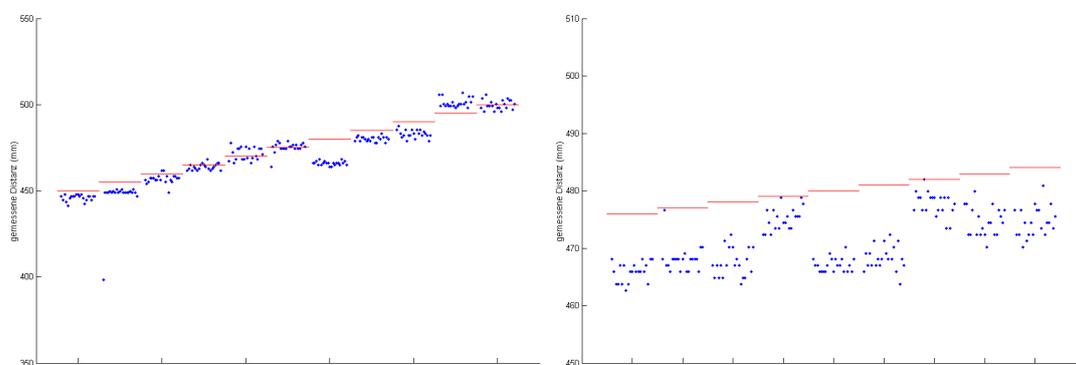


Abbildung 4.21: Gemessene Distanzen bei 60°-Ausrichtung, links: von 450 mm bis 500 mm, rechts: von 476 mm bis 484 mm

Der Fehler bei 480 mm in Abbildung 4.21 wurde mittels der Messung rechts genauer untersucht: Hier wurden in Millimeter-Schritten die Distanzen von 476 bis 484 mm gemessen. Es zeigte sich, dass in diesem Bereich die Distanzen alle zu kurz gemessen werden. Möglich ist eine Störung durch Echoempfang einer Reflexion an der harten Oberfläche des Messuntergrundes, oder die Amplitude des empfangenen Signals war ungünstig, da sie sich gerade zwischen zwei Verstärkungs-Stufen befindet.

Um die Abhängigkeit von der Bodenbeschaffenheit zu prüfen, wurde die Messung (auf hartem Untergrund aus Abbildung 4.20) in einer zweiten Messreihe auch auf Teppich durchgeführt. In Abbildung 4.22 und Tabelle 4.3 und 8.3 (Anhang) ist zu erkennen, dass es hierbei mehr Ausreißer bei den Messwerten gab.

Im direkten Vergleich der Messungen auf hartem und weichem Untergrund in Abbildung 4.23 wird deutlich, dass auf weichen Untergrund die durchschnittlich gemessene Distanz etwas überschätzt wird. Auch ist hier die Streuung der Messwerte etwas größer,

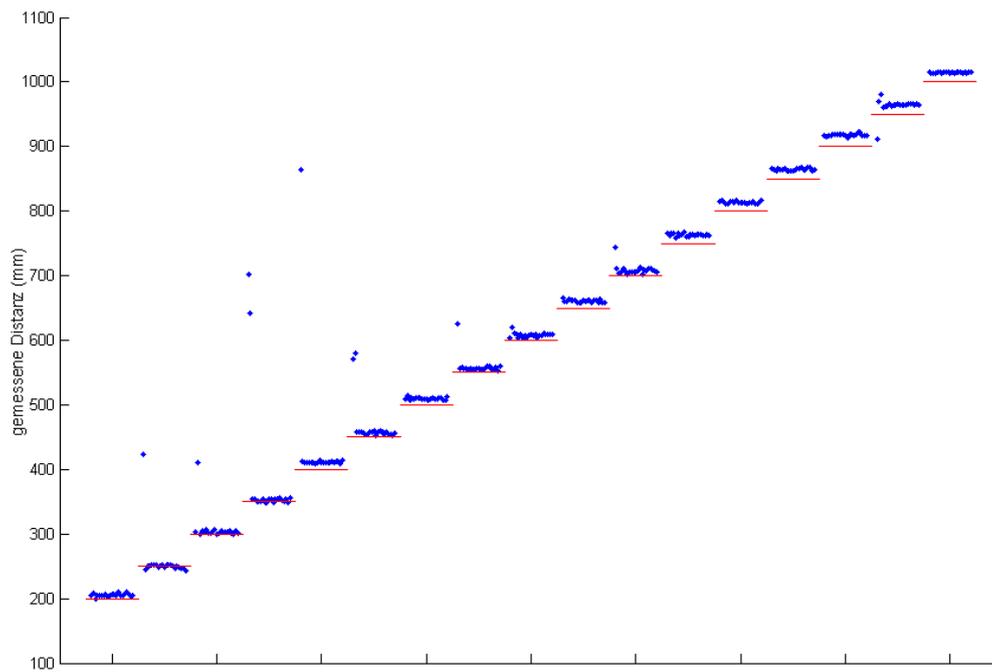


Abbildung 4.22: Gemessene Distanzen auf Teppich

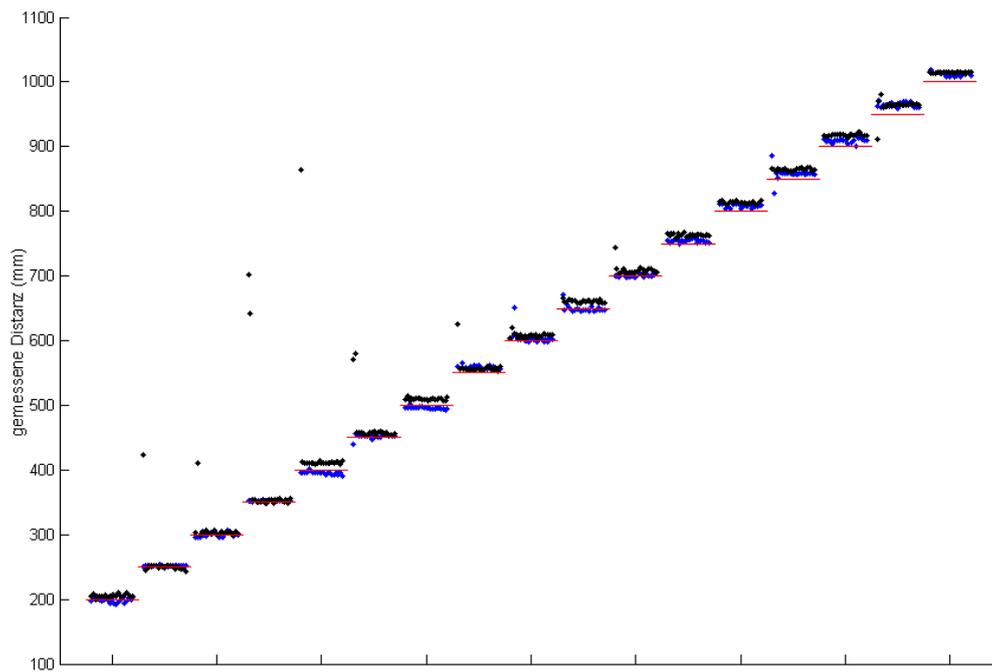


Abbildung 4.23: Gemessene Distanzen (blau: harter, schwarz: weicher Untergrund)

allerdings fast ausschließlich bedingt durch starke Ausreißer. Diese lassen sich in der Positionsberechnung schnell ausschließen. Abgesehen von den Ausreißern, ist in der Varianz allerdings kein Unterschied der Messwerte in Abhängigkeit vom Untergrund zu erkennen.

Um ein optimales Verfahren zur Distanzermittlung zu erhalten, wurden mit den Messungen aus Abbildung 4.18, 4.20 und 4.22 verschiedene statistische Verfahren getestet: Es wurden einmal der einfache Durchschnitt, dann der Median-Wert sowie der Durchschnitt der mittleren Werte (die drei größten und kleinsten Werte wurden bei der Durchschnittsberechnung ignoriert) jeder Distanz-Messreihe ermittelt (siehe Tabelle 4.1, 4.2 und 4.3 bzw. 8.1, 8.2 und 8.3 (Anhang)).

Über alle genannten Messreihen lieferte der Durchschnitt mit einer Standardabweichung von 8,41 mm das schlechteste Ergebnis. Der Median und der Durchschnitt der mittleren Werte waren annähernd gleich gut: 6,75 und 6,76 mm betrug hier die Standardabweichung. Dabei zeigte sich, dass die Fehler mit zunehmender Distanz größer werden (siehe Abbildung 4.24 und Tabelle 4.2 und 4.3 bzw. 8.2 und 8.3 (Anhang)).

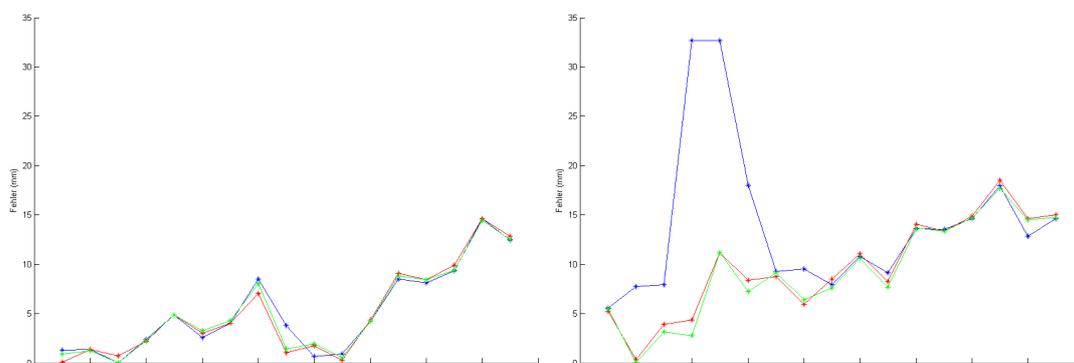


Abbildung 4.24: Ermittelte Fehler 200 bis 1000 mm, links: harter Untergrund, rechts: weicher Untergrund (blau: Durchschnitt, rot: Median, grün: mittl. Durchschnitt)

In Abbildung 4.25 wird sichtbar, dass die Distanzberechnung zwischen den Fußspitzen (ungerade Messungen) und den Fersen (gerade Messungen) unterschiedlich gute Ergebnisse liefert. Der Grund hierfür liegt in den Bauteiltoleranzen. Weiter ist zu sehen, dass bei einer Fußanordnung nebeneinander (in der Mitte der Grafik) der Fehler größer ist. Dies liegt daran, dass die Schallausbreitung mittels der V-Bleche vor allem nach vorne und hinten ausgerichtet ist und damit weniger Energie seitlich abgestrahlt wird.

In allen Messungen zeigte sich, dass die Abweichung überwiegend positiv war, also die Distanz überschätzt wurde. Die Abbildungen 4.26 und 4.27 zeigen dies anschaulich.

Das Histogramm der Abweichungen über alle genannten Messungen zeigt ebenfalls

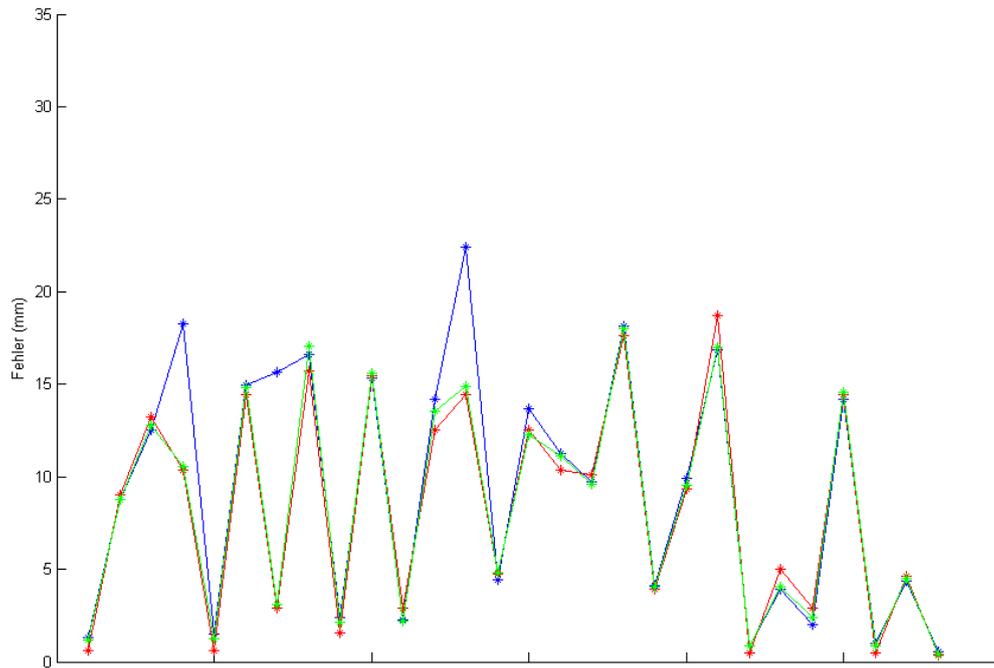


Abbildung 4.25: Ermittelte Fehler bei unterschiedlicher Fußanordnung, wechselnd Distanzmessung zwischen Zehen und Fersen (blau: Durchschnitt, rot: Median, grün: mittl. Durchschnitt)

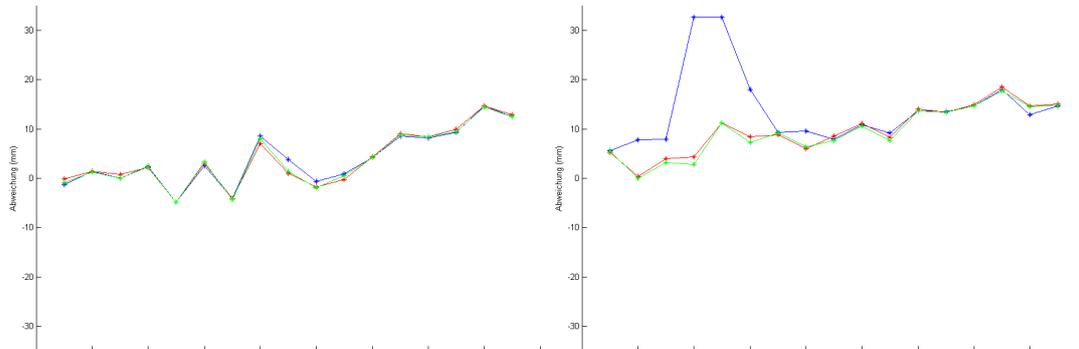


Abbildung 4.26: Ermittelte Abweichung 200 bis 1000 mm, links: harter Untergrund, rechts: weicher Untergrund (blau: Durchschnitt, rot: Median, grün: mittl. Durchschnitt)

deutlich, dass die Abweichung üblicherweise positiv ist (siehe Abbildung 4.28 links).

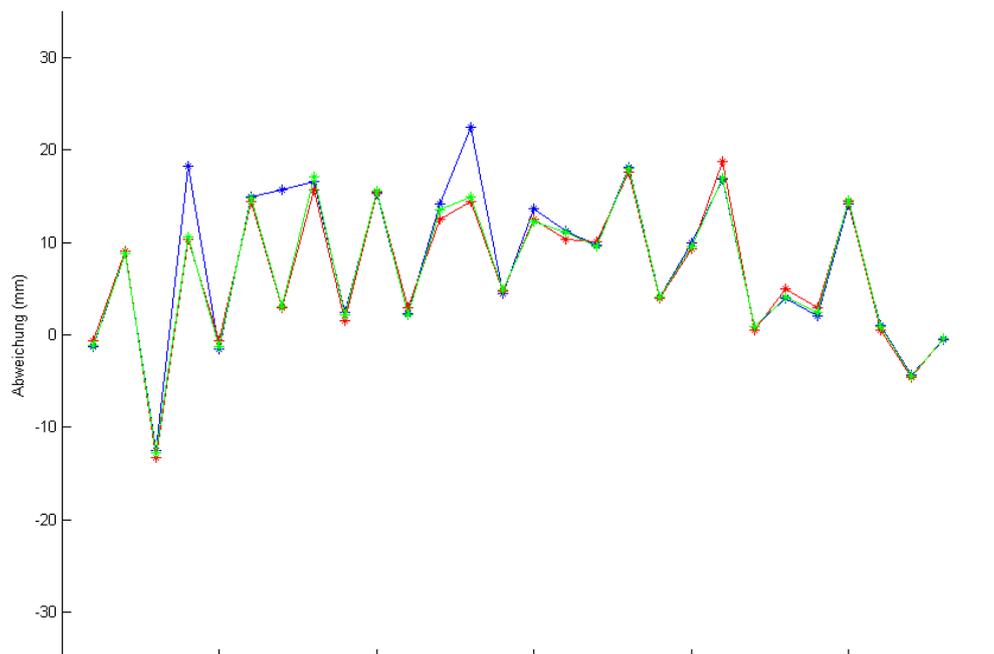


Abbildung 4.27: Ermittelte Abweichung bei unterschiedlicher Fußanordnung, wechselnd Distanzmessung zwischen Zehen und Fersen (blau: Durchschnitt, rot: Median, grün: mittl. Durchschnitt)

Bei der Durchschnittsermittlung lag die Abweichung bei + 8,47 mm, bei den beiden anderen Verfahren bei knapp + 7 mm. Die in die Berechnungen einfließende Schallgeschwindigkeit wurde für diese Messungen zu Beginn mit drei Testmessungen ermittelt. Offensichtlich war diese Ermittlung nicht ausreichend genau genug erfolgt.

Deshalb wurden die Messungen mit einer aus sämtlichen Messungen der Messdaten neu ermittelten Schallgeschwindigkeit (vorher: 347,5 m/s, neu: 343,1 m/s, bei leichter Vergrößerung des statischen Versatzes) neu berechnet. Die dadurch gewonnenen Werte sind deutlich besser, wie Abbildung 4.28 rechts zeigt. Die Abweichung lag beim Durchschnitt bei 1,67 mm, bei den beiden anderen Verfahren bei unter 0,1 mm.

Auch die Verteilung der Abweichungen ist dadurch kompakter. Eine Standardabweichung von 8,23 mm liefert der Durchschnitt (vorher: 8,41 mm). Der Median und der Durchschnitt der mittleren Werte sind besser: 6,12 und 6,15 mm beträgt hier der Fehler (vorher: 6,75 und 6,76 mm). Die Abweichungen können näherungsweise als eine Gaußsche Verteilung angesehen werden (siehe Abbildung 4.28 rechts).

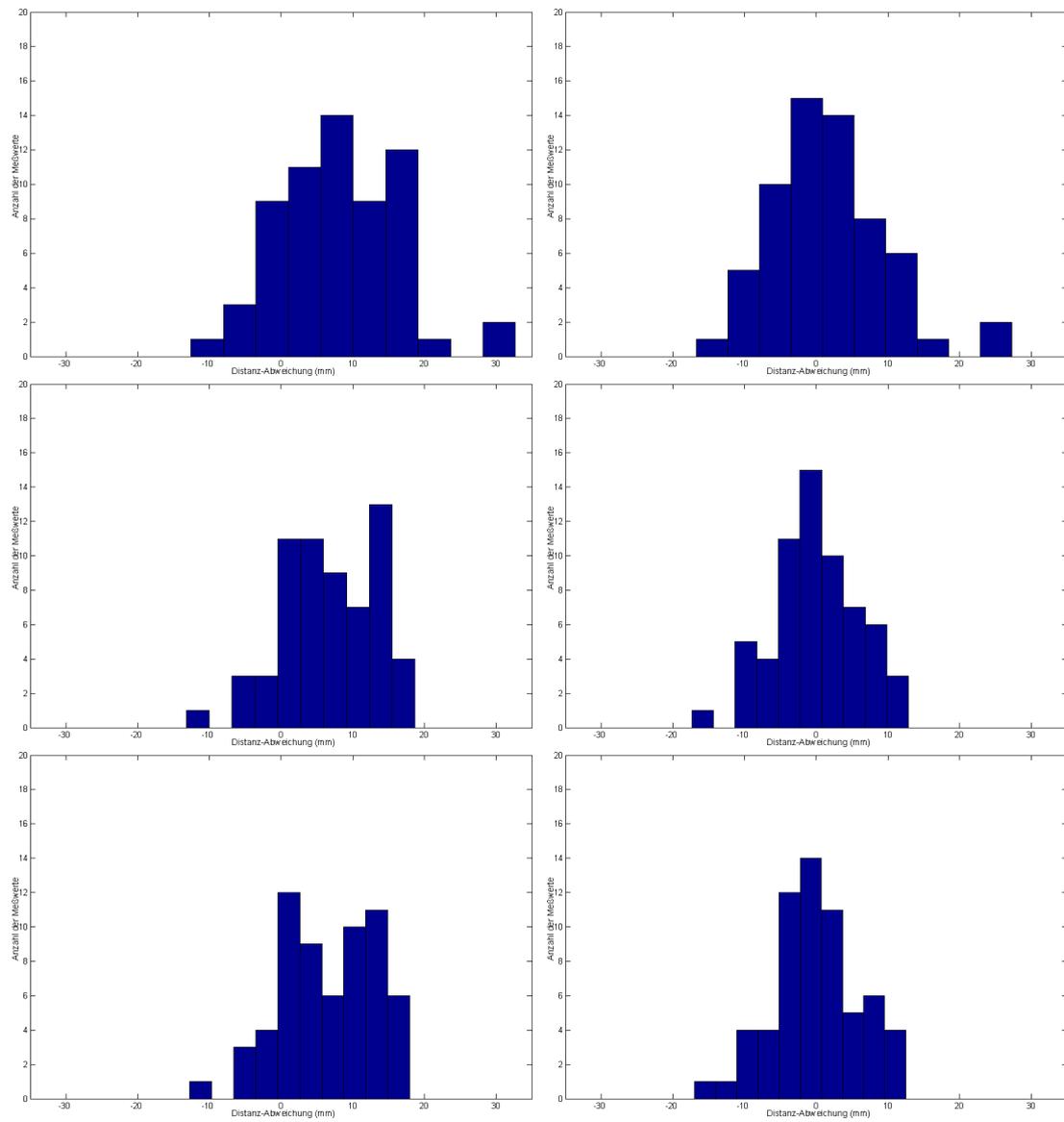


Abbildung 4.28: Histogramm der Abweichungen (oben: Durchschnitt, Mitte: Median, unten: mittl. Durchschnitt, links: mit zunächst bestimmter Schallgeschwindigkeit, rechts: mit neu bestimmter Schallgeschwindigkeit)

4.5.2 Distanzmessungs-Ergebnis

Bei den Messungen mit dem aufgebauten Ultraschall-Distanzmesssystem zeigte sich, dass es relativ einfach ist, den Fehler auf gut 6 mm zu reduzieren. Dabei wurde allerdings auch offenbar, dass das System noch Unzulänglichkeiten aufweist, deren Behebung für die Zukunft verbesserte Messergebnisse verspricht:

Die Sägezahn-Modulation des gesendeten Signals ist kontraproduktiv, denn unter bestimmten Bedingungen sind die ersten Schwingungen so schwach, dass der Empfänger nicht sofort einschwingt und sich noch in der Einschwingphase befindet, wenn ihn die Schwingung mit der größten Amplitude erreicht. Diese bildet dann im empfangenen Signal nicht die Spitze der Signalstärke (siehe Abbildung 4.15).

Durch Verwendung eines etwas längeren unmodulierten Schwingungspaketes sollte sich der Messfehler reduzieren lassen. Hierzu wäre eine kleine Anpassung der Empfangssoftware notwendig. Es würde nicht mehr die stärkste Amplitude detektiert werden, sondern die letzte von mehreren etwa gleich starken Amplituden.

Die Trägheit der Ultraschall-Module, die auf ihrer Resonanzfrequenz betrieben werden, lässt vermuten, dass es unerheblich ist, ob das Signal eine Sinusform hat oder eine technisch einfacher zu realisierende Rechteckform. Für eine zukünftige Nutzung sollte geprüft werden, ob die Notwendigkeit für eine aufwändige Sinuserzeugung und Audio-Verstärkung besteht oder ob ein Schalttransistor, direkt von einem Port-Pin des Microcontrollers angesteuert, gleich gute Ergebnisse liefert.

Da die beschriebenen Veränderungen für diese Diplomarbeit nicht umgesetzt werden konnten, wurde stattdessen für die weitere Berechnung ein leicht verbesserter Messfehler von 5 mm angenommen. Dieser ist mit dem unveränderten System vermutlich schon mit einem etwas verfeinerten Abgleich zu erreichen, in jedem Fall aber wäre er mit den vorgeschlagenen Modifizierungen sicher zu erzielen. Auch ein Wechsel auf ein Funk-Distanzmessverfahren, wie es in der Foot-To-Foot-Veröffentlichung (siehe Abschnitt 3.2.1 [Foot-to-Foot](#) und [Brand and Phillips 2003, S. 117]) genutzt wird, ließe einen Fehler unter 5 mm erwarten.

4.6 Software-Aufbau

Die Positionsberechnung erfolgt im aufgebauten Prototyp nicht automatisch aus den Distanzmesswerten. Auf dem Microcontroller läuft die in C geschriebene Distanzmessungs-Software (siehe Anhang 8.2.1 [Software Microcontroller](#)). Diese gibt nach jedem Schritt über die serielle Schnittstelle Informationen über den bewegten Fuß und 21 Distanzmessungs-Sätze aus. Diese Messergebnisse sind noch unbearbeitet, sie werden in Achtel-Wellenlängen angegeben (mit einer Auflösung von Viertel-Wellenlängen).

Diese Daten werden von Hand zur Berechnung der Positionen nach Matlab übertragen. Hier werden zunächst mittels des statischen Versatzes und der aktuellen Schallgeschwindigkeit die gemessenen Distanzen in Millimeter umgerechnet. Anschließend wird von jedem Messwert-Satz pro Distanz der Median-Wert ermittelt. Mit diesem erfolgt innerhalb von Matlab die Positionsrechnung. Die Matlab-Programme sind im Anhang [8.2.2 Software Matlab](#) aufgeführt.

5 Evaluation der Positionierungs-Güte

Basierend auf der im Abschnitt [4.5.1 Messwert-Güte](#) ermittelten Distanzmessungs-Standardabweichung wurde die Fehlerabschätzung (siehe Abschnitt [4.3 Fehlerabschätzung](#)) mit simulierten Messwerten durchgeführt.

5.1 Ergebnisse

Bei dieser Fehlerabschätzung zeigte sich, dass bereits nach wenigen Schritten die Positionsgüte zu schlecht ist, um noch sinnvoll die Fehler weiterzuberechnen. Es ist der Fall eingetreten, dass die Standardabweichung des ruhenden Fußes (hier der Zehen) größer ist als die minimale Messdistanz. Damit ist die Positionsgenauigkeit nicht mehr gegeben.

Dies erfolgte bei einer Standardabweichung von 5 mm und einer simulierten Schrittlänge von 800 mm (bei 200 mm Parallelenversatz der Füße) nach sechs Geradeausschritten (entsprechend 2,4 m).

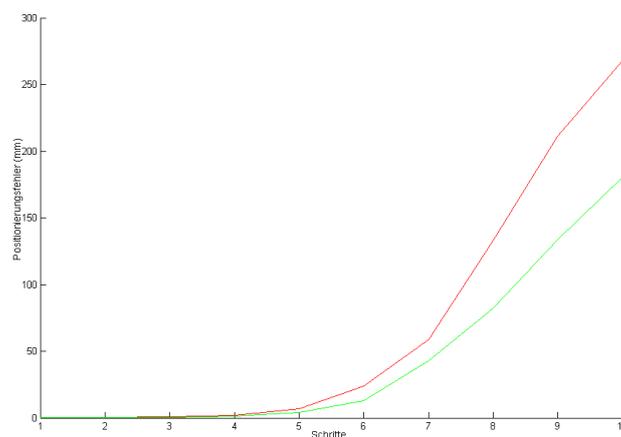


Abbildung 5.1: Positionierungsfehler bei simulierter Messgenauigkeit von 0,01 mm und 10 Schritten (rot: Zehen, grün: Ferse)

Allerdings ist das Fehlerwachstum sehr stark (siehe [Abbildung 5.1](#)): Auch bei einer angenommenen Standardabweichung von 1 mm der Distanzmessung sind nur sieben Schritte (2,8 m) möglich. Bei einer technisch kaum umsetzbaren Distanzmessgenauigkeit von 0,1 mm sind neun Schritte (3,6 m) möglich, und selbst bei einem Fehler von 0,01 mm wären nur elf Schritte (4,4 m) zu realisieren. In [Abbildung 5.2](#) sind die simulierten

Strecken zu sehen. Die Abweichung wird wie folgt farblich dargestellt:

schwarz	alle Schnittpunkte (siehe Abschnitt 4.3 Fehlerabschätzung) sind vorhanden
grün	ein Schnittpunkt existiert nicht
cyan	zwei Schnittpunkte existieren nicht
magenta	drei Schnittpunkte existieren nicht
rot	die Standardabweichung des ruhenden Fußes ist größer als die minimale Messdistanz

In Tabelle [5.1](#) sind die Standardabweichungen in X- und Y-Richtung für Zehen und Ferse nach jedem Schritt bei unterschiedlicher Messgenauigkeit angegeben. Wenn die Startposition der Geradeauschritte in eine andere Richtung weist und damit die Schritte nicht in Y-Richtung erfolgen, sehen die Ergebnisse ähnlich aus. Da allerdings die Standardabweichungs-Ellipse der Position immer auf eine X/Y-Ausrichtung abgebildet wird, sind kleine Abweichungen möglich (siehe [Abbildung 5.3](#)).

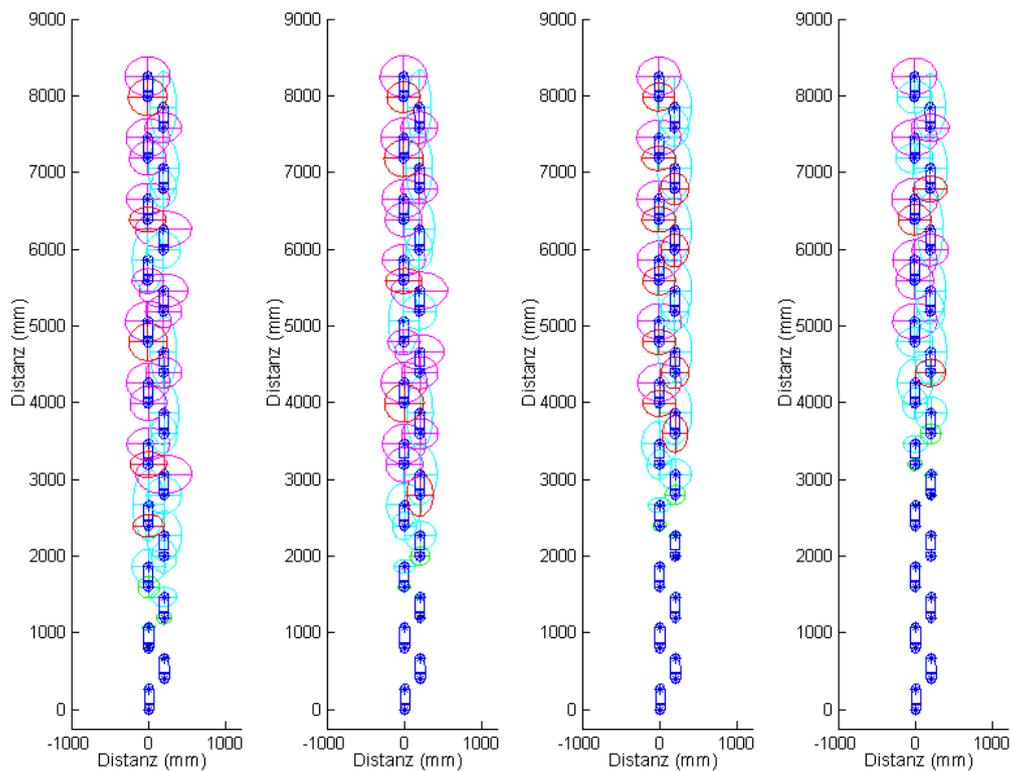


Abbildung 5.2: Simulierte Route mit Fehlerabschätzung bei einem Messfehler von 5; 1; 0,1 und 0,01 mm

Tabelle 5.1: Standardabweichung bei verschiedenen Messfehlern (in mm)

Schritt	STD Messung	5mm		1mm		0,1mm		0,01mm	
		X-Achse	Y-Achse	X-Achse	Y-Achse	X-Achse	Y-Achse	X-Achse	Y-Achse
1	STD RV	40,02	15,36	7,60	3,07	0,76	0,31	0,08	0,03
	STD RH	10,32	9,39	2,06	1,88	0,21	0,19	0,02	0,02
2	STD LV	90,81	38,36	27,28	9,37	2,73	0,94	0,27	0,09
	STD LH	60,81	35,27	11,96	6,96	1,19	0,70	0,12	0,07
3	STD RV	163,27	125,53	69,53	27,36	9,11	3,14	0,91	0,31
	STD RH	94,61	83,64	41,67	24,70	4,22	2,49	0,42	0,25
4	STD LV	214,23	225,20	139,61	87,38	30,58	10,83	3,09	1,09
	STD LH	139,09	142,24	80,22	62,25	14,12	8,54	1,42	0,85
5	STD RV	229,27	320,04	201,49	189,95	75,06	31,19	10,49	3,66
	STD RH	163,23	212,16	124,74	120,23	46,66	28,20	4,80	2,87
6	STD LV	201,88	459,51	227,61	287,02	146,59	97,69	35,21	12,46
	STD LH			155,39	184,94	84,10	67,91	16,26	9,81
7	STD RV			220,45	393,17	205,80	199,91	82,10	35,69
	STD RH					128,69	126,20	53,29	32,31
8	STD LV					228,59	295,90	154,61	111,01
	STD LH					158,03	191,98	88,79	75,30
9	STD RV					216,19	408,82	210,47	211,42
	STD RH							133,71	133,44
10	STD LV							229,02	307,20
	STD LH							160,73	200,97
11	STD RV							209,88	430,22
	STD RH								
12	STD LV								
	STD LH								

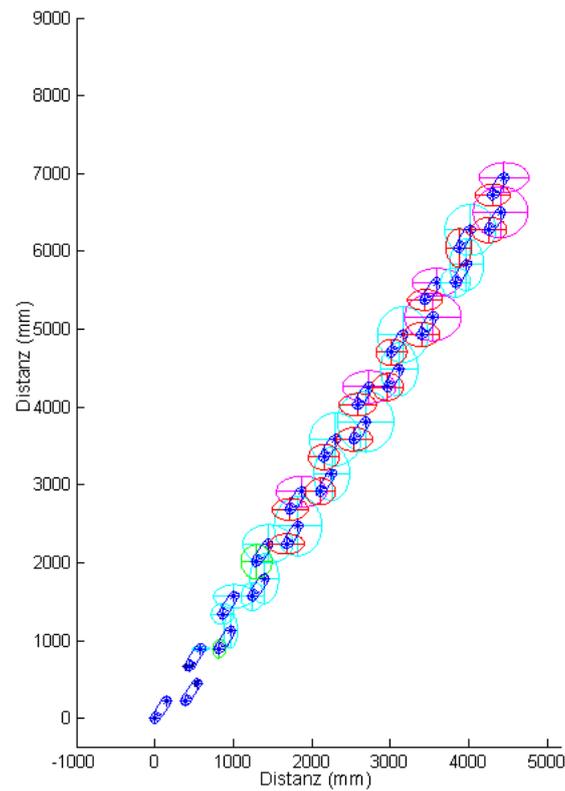


Abbildung 5.3: Simulierte Route mit Fehlerabschätzung bei einem Messfehler von 5 mm und schräger Ausgangsposition

5.2 Nutzbarkeit der Positionierung

Diese Ergebnisse zeigen, dass eine Positionierung allein basierend auf diesem Verfahren nicht sinnvoll ist.

In Kombination mit einer Ausrichtungserkennung ist allerdings eine sehr gute Positionierung zu erwarten, denn die Bestimmung der Schrittlänge erfolgt äußerst zuverlässig. Dies liegt daran, dass die Schrittlängenbestimmung für jeden Schritt unabhängig vom Positionsfehler des ruhenden Fußes erfolgt. Im Gegensatz zum starken Wachstum der Positionsbestimmung erfolgt hierbei kein Anstieg des Fehlers.

Die Schrittlängen-Ermittlung wurde mit Zufallszahlen getestet. Bei Geradeauschritten mit 200 mm Parallelenversatz der Füße und 800 mm Schrittlänge wurde die Schrittlänge mit einer Standardabweichung von etwa dem fünffachen der Standardabweichung der Distanzmessung ermittelt (bei 5 mm in der Distanzmessung also 25 mm in der Schrittlänge). Dieser Wert ist allerdings stark von der Position der Füße zueinander abhängig. Das von den Standardabweichungs-Radien gebildete Viereck ist schmal, wenn das Dreieck zwischen dem unbewegten Fuß und dem gesuchten Punkt stumpf ist (die Füße nebeneinander stehen). Bei einem spitzen Winkel, ist es sehr breit (siehe Abbildung 5.4). Auch die Größe des Vierecks variiert. Bei kurzen Schritten ist die Schrittlängenbestimmung noch genauer. Breitbeinige Schritte verbessern sie zusätzlich. Im Test mit Zufallszahlen konnte hier die Schrittlänge auf etwa die doppelte Standardabweichung der Messdistanz genau ermittelt werden (bei 5 mm also auf etwa ± 10 mm).

Auch eine Ausrichtungsbestimmung der Füße verbessert die Genauigkeit (der Schritt kann nicht *diagonal* in den Vierecken vor und nach dem Schritt erfolgt sein), wurde aber in den Tests nicht weiter verfolgt.

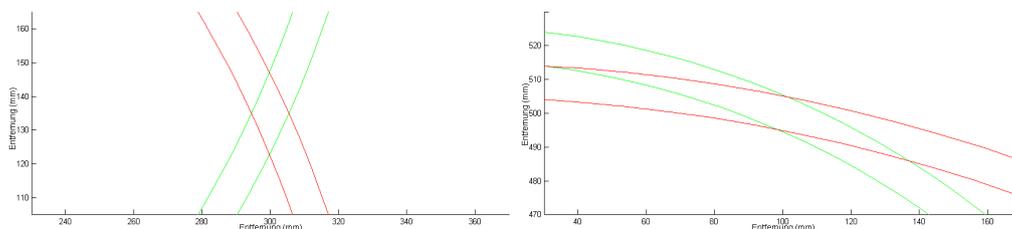


Abbildung 5.4: Schnitt-Vierecke bei verschiedenen Fußpositionen (links: stumpfer Winkel, rechts: spitzer Winkel)

Der Fehler der zurückgelegten Strecke ist aus der Summierung der Fehler der Schrittlänge (je als Varianz σ^2 gerechnet) zu ermitteln. Durch dieses Fehlerwachstum sinkt der prozentuale Fehler der ermittelten Distanz in Relation zur tatsächlichen Distanz. Der Grund ist, dass sich die Fehler einzelner Schritte über die Anzahl aller Schritte mitteln (die Addition von zwei Schritt-Distanzen mit einer Standardabweichung von σ ergeben

eine Standardabweichung von $\sqrt{(\sigma_1)^2 + (\sigma_2)^2}$, die zurückgelegte Distanz errechnet sich hingegen aus $\text{Schritt}_1 + \text{Schritt}_2$).

Bei den 800 mm-Schritten (bei 200 mm Parallelenversatz der Füße) und 5 mm Messfehler (entsprechend 25 mm Fehler der Schrittlänge) ist nach 80 m (100 Schritte) ein Distanzfehler von 0,25 m zu erwarten. Das sind 0,3% der Distanz.

Bei der im Foot-to-Foot-Ansatz (siehe Abschnitt [3.2.1 Foot-to-Foot](#)) verwendeten 850 m-Geraden (ca. 1062 Schritte) ist bei diesem System mit einem Distanzfehler von 0,8 m zu rechnen (0,1%). Bei dem Szenario des Geta-Sandals-Ansatzes (siehe Abschnitt [3.2.3 Geta-Sandals](#)) mit 30 m-Gerade (100 Schritte) mit einer 300 mm-Schrittlänge ist ein Distanzfehler von 0,1 m zu erwarten (0,3%).

Diese Werte sind allerdings von den Fußstellungen vor und nach dem Schritt abhängig. Da diese nur bei wenigen anderen Forschern dokumentiert wurden, ist ein Vergleich schwierig. Es zeigt sich jedoch, dass die mit diesem Verfahren erzielte Schrittlängen-Bestimmung sehr gute Ergebnisse liefert. Es ist mit einem Distanzfehler von deutlich unter 1% zu rechnen. Leppäkoski, Käppi, Sytjärinne und Takala hingegen haben in ihren Tests über 1,87 km einen Distanzfehler von meist unter 50 m erzielt, was 2,7% entspricht (siehe Abschnitt [3.1.5 MEMS-IMU Pedestrian Navigator für Handgeräte](#) und [Leppäkoski et al. 2002]).

5.3 Positionierung mit realen Daten

Um Vergleiche zwischen der Simulation und einer tatsächlichen Anwendung durchzuführen, wurden kurze Strecken aufgenommen. Dabei wurden die Positionen der Schritte mittels des Prototyps erfasst und berechnet, die Fehler dazu abgeschätzt und den tatsächlichen Positionen der Schritte gegenübergestellt, die manuell protokolliert wurden. Die Platzierung der Prototyp-Füße erfolgte in der ersten Strecke von Hand, auch die Auslösung der Fuß-Auftritts-Erkennung wurde händisch gesteuert.

In [Abbildung 5.5](#) ist eine kurze Strecke abgebildet. Es ist sichtbar, dass der Fehler in der Position korrekt abgeschätzt wurde, fast immer befindet sich die tatsächliche Position innerhalb der berechneten Standardabweichungs-Ellipse.

Eine zweite, längere Strecke wurde ebenfalls aufgezeichnet. Diese erfolgte ohne Protokollierung der tatsächlichen Positionen. Es wurden hierbei Rückwärts- und Seitwärts-schritte ausgeführt. Die Auslösung der Fuß-Auftritts-Erkennung erfolgte über am Prototyp befestigte Mikroschalter. Von den aufgezeichneten Schritten konnten nur Teile in die Positionsberechnung einfließen, da besonders bei extremen Schritten nicht immer Schnittpunkte der gemessenen Distanzen zu finden waren. In [Abbildung 5.7](#) ist ein Teilstück zu sehen, auf dem zunächst etwa 22 Schritte auf dem Flur geradeaus

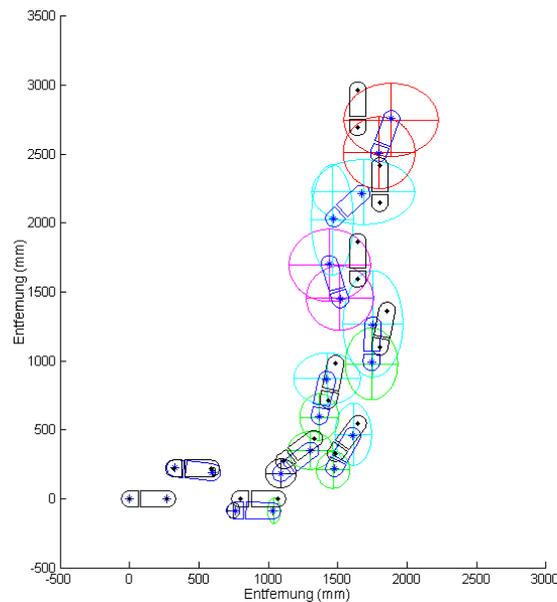


Abbildung 5.5: Eine kurze aufgenommene Strecke (schwarz: tatsächliche Positionen)

und dann eine Rechtskurve in einen Raum erfolgten. Fehlerhaft wird eine Kurve bei etwa (5500, -3500) erkannt, obwohl die tatsächliche Kurve erst bei (4000, -6000) erfolgte.

5.4 Vergleich mit dem Geta-Sandals-System

Wie bereits gezeigt ist die bei den Geta-Sandals-Tests verwendete unrealistisch kurze Schrittlänge von 300 mm optimal, um seitliche und Winkel-Fehler möglichst klein zu halten. Der Grund ist die Form der Schnittfläche der Standardabweichungen (siehe Abschnitt 5.2 [Nutzbarkeit der Positionierung](#)). Um die Ergebnisse vergleichen zu können, wurde versucht, möglichst alle Parameter zu übernehmen. Leider fehlen einige in der Veröffentlichung. Die Fußlänge ist unbekannt und wird als 270 mm angenommen, der Parallelenabstand zwischen den Füßen ist unbekannt und wird mit 300 mm angenommen, die genaue Standardabweichung des Distanzmesssystems ist nicht genannt und wird mit 5 mm angenommen. Die übrigen Werte wurden aus der Veröffentlichung übernommen: 30 m gerade Strecke mit 100 Schritten à 300 mm.

In [Abbildung 5.8](#) ist zu sehen, dass bei diesen Parametern erst beim zwölften Schritt die Fehlerabschätzung nicht mehr sinnvolle Werte liefert (siehe Abschnitt 4.3 [Fehlerabschätzung](#)). Um trotzdem ein mit den Geta-Sandals vergleichbares Ergebnis zu erreichen, wurde die Berechnung hundert Mal mit Zufallszahlen durchgeführt. Durch das Fehlen eines Ausrichtungssensors ist oft eine deutliche Richtungsänderung zu beobachten. Diese bewirkt eine starke Differenz zwischen errechnetem und erwartetem Punkt.



Abbildung 5.6: links: Der Autor bei der Aufnahme von realen Messwerten, rechts die Prototypen mit Druckschaltern

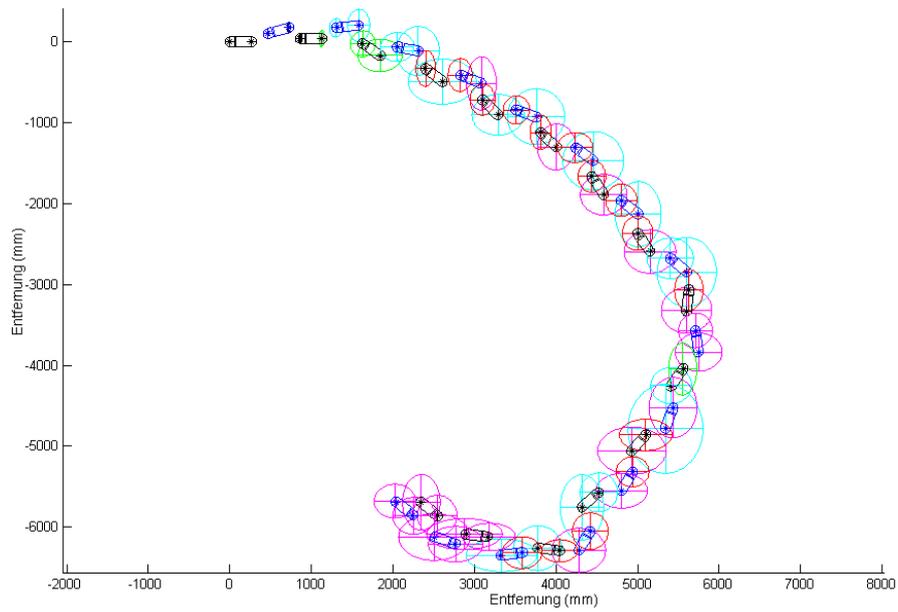


Abbildung 5.7: Teil der aufgenommenen Strecke

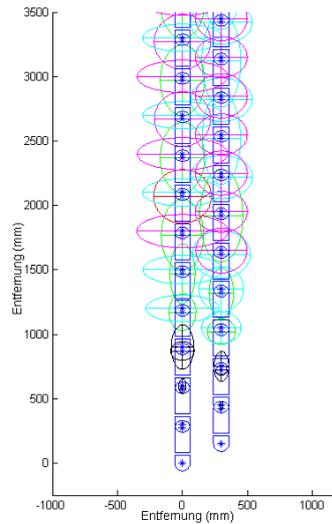


Abbildung 5.8: Fehlerabschätzung mit Geta-Sandals-Werten (Ausschnitt)

Der über alle Zufalls-Läufe gemittelte durchschnittliche Fehler liegt bei etwa 8,0 m (siehe Abbildung 5.9). Auch ein Test mit einem Fuß-Parallelenabstand von 200 mm ergab einen ähnlichen Wert. Einzelne Zufalls-Läufe waren deutlich besser. Durch Hinzufügen eines Ausrichtungssensors sollten sich die Ergebnisse erheblich verbessern lassen. Bei den Geta-Sandals-Tests, wurden trotz Nutzung eines Ausrichtungssensors nur 9,10 m; 5,87 m und 3,52 m erzielt.

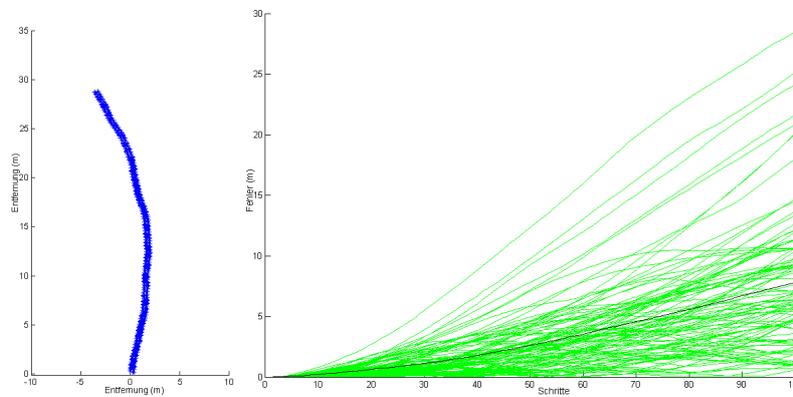


Abbildung 5.9: links: typische Route, rechts: Zufalls-Läufe (schwarz: Durchschnitt)

6 Fazit und Ausblick

Ziel der Arbeit war es zu untersuchen, ob ein System, das mittels Abstandsmessungen zwischen den Füßen eine Positions-Fortschreibung betreibt, als Fußgängerpositionierungssystem eingesetzt werden kann. Die Untersuchungen haben ergeben, dass dies nicht möglich ist, weder mit dem aufgebauten Ultraschall-Distanzmesssystem, noch mit anderen Distanzmessverfahren. Die Anforderungen an deren Genauigkeit wären durch ein sehr starkes Wachstum der Fehler technisch nicht realisierbar.

Allerdings hat sich gezeigt, dass die Ermittlung der Schrittlänge sehr exakt möglich ist. In Kombination mit einem Ausrichtungssensor (z. B. Kompass und Gyroskop) kann ein Positionierungssystem aufgebaut werden, das keine Infrastruktur benötigt. Um damit eine möglichst hohe Positionierungsgüte zu erlangen, sind die bekannten Probleme der Ausrichtungsermittlung (Drift und Störungen) zu beachten.

In der Evaluation des Verfahrens wurde die Möglichkeit der Erkennung von Messfehlern durch Nutzung von beiden Fußlängen sowie allen vier Messdistanzen nicht implementiert, da sie sich als nicht notwendig gezeigt hat. Für eine Weiterentwicklung sollte deren Verwendung geprüft werden. Im Prototyp konnten durch die Nutzung vieler Messungen Ausreißer erkannt werden. Im Einsatz kann aber bei schnellerem Gehen die Zeit, in der beide Füße den Boden berühren zu kurz sein, um je Richtung mehrere Messungen durchzuführen. Dies kann die Nutzung von verschiedenen Möglichkeiten zur Fehlererkennung erfordern. Hierzu kann zusätzlich auch die Schrittfrequenz und die damit zusammenhängende ungefähre Schrittlänge (vgl. Abschnitt [2.2.3 Schrittzählung](#)) herangezogen werden. Prinzipiell kann auch die Empfangsstärke der Distanzmessung noch als zusätzliche Information dienen.

Zur Optimierung kann auch die Dauer einer Messung reduziert werden, indem nicht mit einem festen Intervall auf die Spitze des Signals gewartet wird, sondern dieses variabel ist. Wenn Drucksensoren zur Fuß-Auftritts-Erkennung sowohl an den Zehen als auch an der Ferse angebracht sind, kann mit den Messungen schon begonnen werden, wenn der Fuß noch nicht ganz aufgesetzt ist. Diese Möglichkeiten erlauben es möglichst viele Messungen bei einem Fuß-Auftritt durchzuführen, was die Fehlererkennung verbessert.

Die Füße können sich kurzzeitig kreuzen (der rechte Fuß ist links vom linken Fuß). Um dieses zu erkennen und nicht unter der Annahme aus [Abbildung 4.5](#), den Fuß fehlerhaft zu positionieren, können auch während des Schritts Abstände ermittelt und so der Bewegungsablauf während des Schritts verfolgt werden. Damit kann die Bahn auf der

korrekten Seite fortgesetzt werden.

Höhenunterschiede, wie sie z. B. beim Treppensteigen auftreten, werden in diesem System nicht berücksichtigt. Weiter wird angenommen, dass der Untergrund eben sei. Mittels eines barometrischen Höhenmessers oder eines vertikalen Beschleunigungsmessers ist es möglich Höhenänderungen und Bodenunebenheiten zu erkennen und in die Berechnung einfließen zu lassen.

Bei einem Rettungseinsatz ist damit zu rechnen, dass Hindernisse auf dem Boden liegen (Steine oder Trümmer), über die mit einem großen Schritt hinweg gestiegen werden kann. Diese verhindern Distanzmessungen mittels Infrarotlicht. Auch Ultraschall wird hiervon beeinträchtigt. Aber auch Wasser, Matsch und Störungen durch Rauch und Staub können die Messung beeinträchtigen. Eine Distanzmessung mittels Funk scheint hier am besten geeignet.

Die Untersuchung hat verschiedene Punkte aufgezeigt, an denen Optimierungen möglich sind. Es kann aber trotzdem nicht ohne weitere Sensoren als verlässliches Positionierungssystem arbeiten. Die Abschätzung der Schrittlänge kann dabei jedoch sehr genau und zuverlässig mittels des entwickelten Systems von Abstandsmessungen zwischen den Füßen erfolgen.

7 Literatur

Bahl and Padmanabhan 2000 Paramvir Bahl, Venkata N. Padmanabhan: 'Radar: An in-building rf-based user location and tracking system', In Proceedings of the IEEE Infocom 2000, Vol. 2, Tel-Aviv, Israel, März 2000, Seiten 775-784,
<http://research.microsoft.com/~padmanab/papers/infocom2000.pdf>

Beauregard 2006 Stéphane Beauregard: 'A Helmet Mounted Pedestrian Dead Reckoning System', TZI, Universität Bremen, Germany

Beauregard 2007 Stéphane Beauregard: 'Omnidirectional Navigation for First Responders', Positioning, Navigation and Communication 2007, WPNC 07, 4th Workshop, März 2007, Hannover, Germany, Seiten 33-36

Brand and Phillips 2003 Timothy J. Brand, Richard E. Phillips: 'Foot-to-Foot Range Measurement as an Aid to Personal Navigation', Institute of Navigation, 59th. Annual Meeting, 23.-25. Juni 2003, Albuquerque, NM, USA, Draper Report no. P-4138

Donelan et al. 2002 J. Maxwell Donelan, Rodger Kram, Arthur D. Kuo: 'Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking', The Journal of Experimental Biology 205, 2002, Seiten 3717-3727

Foxlin 2005 Eric Foxlin: 'Pedestrian Tracking with Shoe-Mounted Inertial Sensors', IEEE Computer Graphics and Applications, Vol. 25, No. 6, November/Dezember 2005, Seiten 38-46,
<http://ieeexplore.ieee.org/iel5/38/32639/01528431.pdf>

Gilliéron and Merminod 2003 Pierre-Yves Gilliéron, Bertrand Merminod: 'Personal Navigation System for Indoor Applications', 11th IAIN World Congress, 21.-24. Oktober 2003, Berlin, Germany,
<http://infoscience.epfl.ch/search.py?recid=60107>

Gilliéron et al. 2004 Pierre-Yves Gilliéron, Daniela Büchel, Ivan Spassov, Bertrand Merminod: 'Indoor Navigation Performance Analysis', GNSS 2004, 17.-19. Mai 2004, Rotterdam, The Netherlands,
<http://infoscience.epfl.ch/search.py?recid=60104>

Hamaguchi et al. 2006 Akihiro Hamaguchi, Masayuki Kanbara, Naokazu Yokoya: 'User Localization Using Wearable Electromagnetic Tracker and Orientation Sensor', Wearable Computers 2006, 10th IEEE International Symposium, Oktober 2006, Montreux, Switzerland, Seiten 55-58,
http://yokoya.naist.jp/paper/datas/950/iswc06_kanbara2.pdf

Heikkilä 2005 Seppo Heikkilä: 'Development of Laser Based Localisation Methods for Personal Navigation System - PeNa', Master's Thesis, 9. Juli 2005, Helsinki University of Technology, Finland,
<http://users.tkk.fi/~ssheikki/pages/Heikkila05.pdf>

Käppi et al. 2001 Jani Käppi, Jari Syrjärinne, Jukka Saarinen: 'MEMS-IMU Based Pedestrian Navigator for Handheld Devices', ION GPS 2001, 11.-14. September 2001, Salt Lake City, UT, USA

Kim et al. 2004 Jeong Won Kim, Han Jin Jang, Dong-Hwan Hwang, Chansik Park: 'A Step, Stride and Heading Determination for the Pedestrian Navigation System', Journal of Global Positioning Systems, Vol. 3, No. 1-2, 2004, Seiten 273-279,
<http://www.gmat.unsw.edu.au/wang/jgps/v3n12/v3n12p34.pdf>

Ladetto and Merminod 2002a Quentin Ladetto, Bertrand Merminod: 'In Step with INS: Navigation for the Blind, Tracking Emergency Crews', GPSWorld, Vol. 13, No. 10, Oktober 2002, Seiten 30-38,
<http://infoscience.epfl.ch/search.py?recid=29204>

Ladetto and Merminod 2002b Quentin Ladetto, Bertrand Merminod: 'Digital Magnetic Compass and Gyroscope Integration for Pedestrian Navigation', 9th Saint Petersburg International Conference on Integrated Navigation Systems, 2002, Saint Petersburg, Russia,
<http://infoscience.epfl.ch/search?recid=29198>

Ladetto et al. 2002 Quentin Ladetto, J. van Seeters, S. Sokolowski, Z. Sagan, Bertrand Merminod: 'Digital compass and gyroscope for dismounted soldier position and navigation', Military Capabilities enabled by Advances in Navigation Sensors, Sensors & Electronics Technology Panel, NATO-RTO meetings, 14.-16. Oktober 2002, Istanbul, Turkey,
<http://infoscience.epfl.ch/search.py?recid=29199>

Leppäkoski et al. 2002 Helena Leppäkoski, Jani Käppi, Jari Syrjärinne, Jarmo Takala: 'Error Analysis of Step Length Estimation in Pedestrian Dead Reckoning', ION GPS 2002, 24.-27. September 2002, Portland, OR, USA

Morris and Paradiso 2002 Stacy J. Morris, Joseph A. Paradiso: 'A Compact Wearable Sensor Package for Clinical Gait Monitoring', *Offspring*, Vol. 1, No. 1, 31. Januar 2003, Seiten 7-15,

<http://www.media.mit.edu/resenv/pubs/papers/2002-12-SIGSS-Offspring.pdf>

Okuda et al. 2005 Kenji Okuda, Shun-yuan Yeh, Chon-in Wu, Keng-hao Chang, Hao-hua Chu: 'The GETA Sandals: A Footprint Location Tracking System', *Lecture Notes in Computer Science*, Vol. 3479, April 2005, Seiten 120-131,

http://mll.csie.ntu.edu.tw/papers/loca_2005.pdf

Paradiso 2004 Joseph A. Paradiso: 'Wearable Wireless Sensing for Interactive Media', *First International Workshop on Wearable & Implantable Body Sensor Networks*, 6.-7. April 2004, Imperial College, London, Great Britain, Seiten 30-31,

<http://www.media.mit.edu/resenv/pubs/papers/2004-04-JoeP-BSN-Abstract.pdf>

Paradiso et al. 2004 Joseph A. Paradiso, Stacy J. Morris, Ari Y. Benbasat, Eric Asmussen: 'Interactive Therapy with Instrumented Footwear', *CHI 2004, Late Breaking Results Paper*, 24.-29. April 2004, Wien, Austria, Seiten 1341-1343,

<http://www.media.mit.edu/resenv/pubs/papers/2004-05-1b657-Paradiso.pdf>

Randell et al. 2003 Cliff Randell, Chris Djalllis, Henk L. Muller: 'Personal Position Measurement Using Dead Reckoning', *7th International Symposium on Wearable Computers (ISWC 2003)*, 21.-23. Oktober 2003, White Plains, NY, USA. IEEE Computer Society 2003, ISBN 0-7695-2034-0, Seiten 166-175

Siciliano and Khatib 2008 B. Siciliano, O. Khatib: 'Sonar Sensing' in 'Springer Handbook of Robotics', 2008, ISBN 978-3-540-23957-4, Part C, 21. Chapter,

http://www.springer.com/cda/content/document/cda_downloaddocument/9783540239574-c1.pdf?SGWID=0-0-45-434998-p52083844

Yeh et al. 2005 Shun-yuan Yeh, Keng-hao Chang, Chon-in Wu, Hao-hua Chu, Jane Yung-jen Hsu: 'GETA sandals: a footstep location tracking system', *Personal and Ubiquitous Computing*, SpringerLink, Februar 2007,

<http://www.springerlink.com/content/ck571364v342j580/>

8 Anhang

8.1 Elektronischer Aufbau

Von dem gezeigten Schaltplan weicht der Aufbau folgendermaßen ab: alle A/D-Wandler-Eingänge des Microcontrollers haben einen Spannungsteiler erhalten, damit die maximal messbare Spannung nicht überschritten wird.

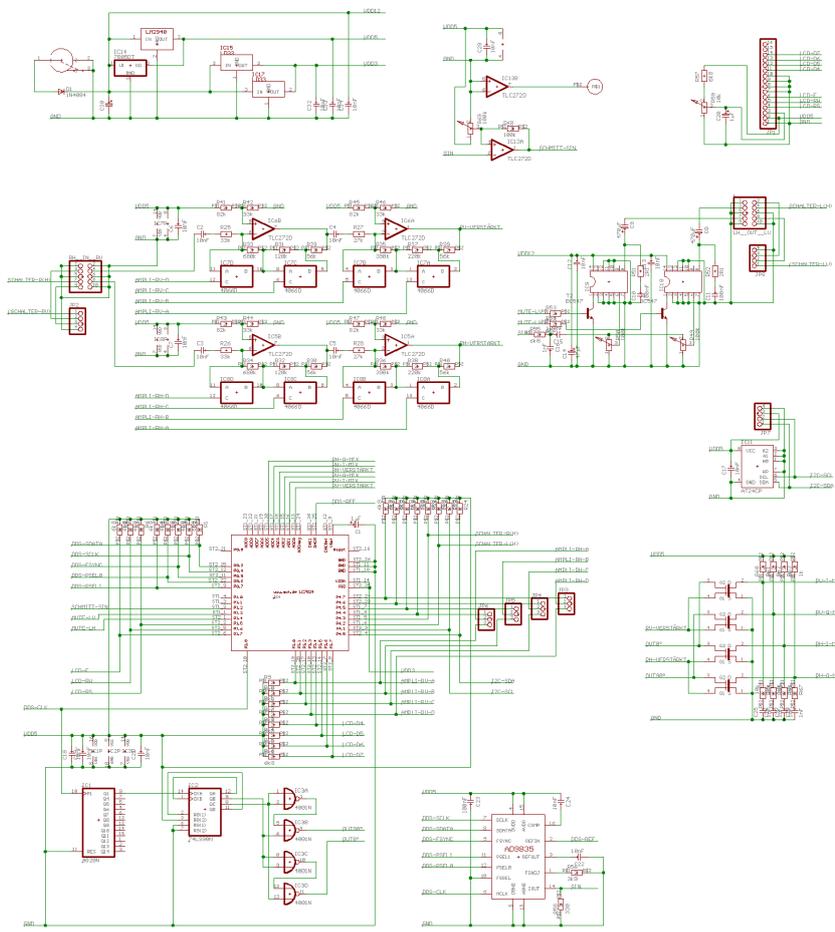


Abbildung 8.1: Schaltplan der Platine

8.2 Software

8.2.1 Software Microcontroller

Die für die Distanzmessung geschriebene Microcontroller-Software befindet sich auf der beigefügten CD.

8.2.2 Software Matlab

Die für die Positionsberechnung und Fehlerabschätzung geschriebene Software befindet sich auf der beigefügten CD.

8.3 Distanzmesswerte

Durch einen Bug in dem Microcontroller-Programm ist die Initialisierung des Zählers der Wellenlängen teilweise um eine achte Wellenlänge verschoben, dadurch sind in den Messungen Zwischenwerte vorhanden, die nicht in das viertel-Wellenlängen-Raster passen. Diese liefern allerdings keine weitere Genauigkeit.

Tabelle 8.1: Messwerte verschiedener Ausrichtung

Distanz	400	400	300	300	400	400	300	300	400	400
Meßwerte	395,1	405,8	285,7	308,2	391,9	412,3	300,7	306,1	399,4	409,1
	395,1	406,9	285,7	308,2	396,2	412,3	300,7	311,5	400,5	412,3
	395,1	408,0	285,7	309,3	397,3	413,3	300,7	311,5	401,5	414,4
	396,2	408,0	285,7	309,3	397,3	413,3	300,7	313,6	401,5	414,4
	396,2	408,0	286,8	309,3	397,3	414,4	300,7	313,6	401,5	414,4
	397,3	408,0	286,8	309,3	397,3	414,4	301,8	313,6	401,5	414,4
	398,3	408,0	286,8	309,3	397,3	414,4	302,9	313,6	401,5	414,4
	399,4	408,0	286,8	309,3	398,3	414,4	302,9	314,7	401,5	414,4
	399,4	408,0	286,8	309,3	399,4	414,4	302,9	314,7	401,5	415,5
	399,4	408,0	286,8	310,4	399,4	414,4	302,9	315,7	401,5	415,5
	399,4	409,1	286,8	310,4	399,4	414,4	302,9	315,7	401,5	415,5
	399,4	409,1	287,9	310,4	399,4	414,4	302,9	319,0	401,5	415,5
	399,4	409,1	287,9	311,5	399,4	414,4	303,9	320,0	402,6	415,5
	399,4	409,1	287,9	311,5	399,4	415,5	303,9	320,0	402,6	415,5
	399,4	409,1	287,9	311,5	399,4	415,5	303,9	320,0	402,6	416,6
	399,4	410,1	287,9	311,5	399,4	415,5	303,9	320,0	402,6	416,6
	399,4	410,1	287,9	312,5	399,4	416,6	305,0	320,0	403,7	417,6
	400,5	410,1	287,9	312,5	399,4	416,6	305,0	321,1	403,7	417,6
	400,5	410,1	287,9	313,6	400,5	417,6	307,2	321,1	404,8	417,6
	401,5	411,2	291,1	313,6	400,5	417,6	308,2	321,1	405,8	417,6
	402,6	411,2	292,1	472,3	401,5	417,6	564,6	322,2	406,9	417,6
Durchschnitt	398,7	408,8	287,5	318,2	398,5	414,9	315,6	316,6	402,4	415,3
Abweichung	-1,3	8,8	-12,5	18,2	-1,5	14,9	15,6	16,6	2,4	15,3
Median	399,4	409,1	286,8	310,4	399,4	414,4	302,9	315,7	401,5	415,5
Abweichung	-0,6	9,1	-13,2	10,4	-0,6	14,4	2,9	15,7	1,5	15,5
Median-Durchschnitt	398,8	408,8	287,2	310,5	398,8	414,8	303,1	317,0	402,1	415,6
Abweichung	-1,2	8,8	-12,8	10,5	-1,2	14,8	3,1	17,0	2,1	15,6
Distanz	300	300	400	400	300	300	400	400	300	300
Meßwerte	299,7	311,5	412,3	397,3	309,3	308,2	405,8	413,3	302,9	307,2
	300,7	311,5	413,3	399,4	311,5	309,3	406,9	415,5	302,9	307,2
	300,7	311,5	414,4	401,5	311,5	309,3	406,9	416,6	302,9	307,2
	300,7	311,5	414,4	402,6	311,5	309,3	406,9	416,6	302,9	308,2
	300,7	311,5	414,4	402,6	311,5	310,4	408,0	416,6	302,9	308,2
	300,7	311,5	414,4	403,7	311,5	310,4	408,0	416,6	302,9	308,2
	300,7	311,5	414,4	403,7	311,5	310,4	408,0	416,6	302,9	308,2
	301,8	312,5	414,4	403,7	311,5	310,4	409,1	417,6	302,9	309,3
	301,8	312,5	414,4	403,7	311,5	310,4	409,1	417,6	303,9	309,3
	302,9	312,5	414,4	403,7	312,5	310,4	409,1	417,6	303,9	309,3
	302,9	312,5	414,4	404,8	312,5	310,4	410,1	417,6	303,9	309,3
	302,9	313,6	414,4	405,8	312,5	311,5	410,1	418,7	303,9	309,3
	302,9	313,6	415,5	405,8	312,5	311,5	410,1	418,7	305,0	310,4
	302,9	313,6	415,5	405,8	312,5	311,5	410,1	418,7	305,0	310,4
	302,9	313,6	415,5	406,9	312,5	312,5	411,2	418,7	305,0	310,4
	302,9	319,0	415,5	406,9	313,6	312,5	411,2	418,7	305,0	310,4
	303,9	320,0	416,6	406,9	313,6	313,6	412,3	420,8	305,0	311,5
	303,9	320,0	416,6	406,9	314,7	313,6	413,3	420,8	305,0	311,5
	303,9	320,0	420,8	408,0	315,7	314,7	413,3	421,9	306,1	315,7
	305,0	321,1	568,9	408,0	341,5	314,7	413,3	423,0	306,1	316,8
Durchschnitt	302,3	314,2	422,4	404,5	313,7	311,2	409,7	418,1	304,1	309,9
Abweichung	2,3	14,2	22,4	4,5	13,7	11,2	9,7	18,1	4,1	9,9
Median	302,9	312,5	414,4	404,8	312,5	310,4	410,1	417,6	303,9	309,3
Abweichung	2,9	12,5	14,4	4,8	12,5	10,4	10,1	17,6	3,9	9,3
Median-Durchschnitt	302,2	313,5	414,9	404,8	312,2	311,1	409,6	418,0	304,0	309,5
Abweichung	2,2	13,5	14,9	4,8	12,2	11,1	9,6	18,0	4,0	9,5
Distanz	400	400	300	300	400	400	300	300		
Meßwerte	408,0	397,3	298,6	297,5	409,1	395,1	294,3	292,1		
	410,1	397,3	300,7	297,5	409,1	397,3	294,3	294,3		
	410,1	399,4	300,7	297,5	411,2	397,3	294,3	294,3		
	411,2	399,4	300,7	299,7	412,3	398,3	294,3	294,3		
	411,2	399,4	300,7	300,7	412,3	398,3	294,3	295,4		
	412,3	399,4	301,8	300,7	412,3	399,4	294,3	296,4		
	412,3	399,4	301,8	300,7	413,3	399,4	294,3	297,5		
	416,6	399,4	301,8	301,8	414,4	399,4	294,3	297,5		
	417,6	399,4	305,0	301,8	414,4	399,4	295,4	297,5		
	417,6	399,4	305,0	302,9	414,4	400,5	295,4	299,7		
	418,7	400,5	305,0	302,9	414,4	400,5	295,4	299,7		
	418,7	400,5	305,0	302,9	414,4	400,5	295,4	300,7		
	418,7	401,5	305,0	302,9	415,5	400,5	296,4	300,7		
	419,8	402,6	305,0	302,9	415,5	401,5	296,4	301,8		
	419,8	402,6	305,0	303,9	415,5	402,6	296,4	302,9		
	419,8	402,6	306,1	303,9	416,6	402,6	296,4	302,9		
	419,8	402,6	306,1	303,9	416,6	403,7	296,4	302,9		
	420,8	403,7	306,1	303,9	416,6	405,8	297,5	303,9		
	420,8	403,7	307,2	303,9	416,6	405,8	297,5	303,9		
	425,1	403,7	307,2	305,0	416,6	405,8	297,5	303,9		
	425,1	403,7	307,2	305,0	416,6	406,9	297,5	306,1		
Durchschnitt	416,9	400,8	303,9	302,0	414,2	401,0	295,6	299,5		
Abweichung	16,9	0,8	3,9	2,0	14,2	1,0	-4,4	-0,5		
Median	418,7	400,5	305,0	302,9	414,4	400,5	295,4	299,7		
Abweichung	18,7	0,5	5,0	2,9	14,4	0,5	-4,6	-0,3		
Median-Durchschnitt	417,0	400,8	304,0	302,4	414,6	400,8	295,5	299,6		
Abweichung	17,0	0,8	4,0	2,4	14,6	0,8	-4,5	-0,4		

Tabelle 8.2: Messwerte auf hartem Untergrund

Distanz	200	250	300	350	400	450	500	550	600	650
Meßwerte	192,4	249,2	295,4	350,1	390,8	440,2	492,7	556,0	598,9	645,0
	193,5	250,3	295,4	351,1	391,9	447,7	493,8	556,0	598,9	645,0
	193,5	250,3	296,4	352,2	393,0	449,8	493,8	556,0	598,9	646,1
	194,6	250,3	296,4	352,2	393,0	449,8	493,8	556,0	598,9	646,1
	195,6	250,3	296,4	352,2	393,0	452,0	494,9	557,1	600,0	647,1
	196,7	250,3	297,5	352,2	395,1	453,0	494,9	557,1	600,0	647,1
	197,8	251,4	297,5	352,2	395,1	453,0	494,9	557,1	600,0	647,1
	197,8	251,4	298,6	352,2	395,1	453,0	495,9	557,1	601,0	647,1
	198,8	251,4	298,6	352,2	395,1	453,0	495,9	557,1	601,0	647,1
	198,8	251,4	299,7	352,2	395,1	453,0	495,9	557,1	601,0	648,2
	199,9	251,4	300,7	352,2	395,1	453,0	495,9	557,1	601,0	648,2
	199,9	251,4	300,7	352,2	395,1	453,0	495,9	558,1	601,0	648,2
	199,9	251,4	300,7	352,2	395,1	453,0	495,9	558,1	601,0	648,2
	199,9	251,4	301,8	352,2	395,1	454,1	495,9	559,2	602,1	648,2
	199,9	251,4	301,8	352,2	396,2	454,1	495,9	559,2	603,2	648,2
	202,1	251,4	302,9	352,2	396,2	455,2	495,9	559,2	603,2	649,3
	202,1	251,4	302,9	352,2	396,2	455,2	497,0	559,2	604,2	650,4
	202,1	252,5	302,9	353,3	396,2	455,2	497,0	562,4	604,2	650,4
	202,1	252,5	302,9	353,3	396,2	455,2	498,1	562,4	605,3	652,5
	202,1	252,5	303,9	354,4	397,3	455,2	498,1	562,4	605,3	655,7
	203,1	254,6	307,2	354,4	401,5	456,2	502,4	564,6	650,4	670,7
Durchschnitt	198,7	251,3	300,0	352,4	395,1	452,6	495,9	558,5	603,8	649,3
Abweichung	-1,3	1,3	0,0	2,4	-4,9	2,6	-4,1	8,5	3,8	-0,7
Median	199,9	251,4	300,7	352,2	395,1	453,0	495,9	557,1	601,0	648,2
Abweichung	-0,1	1,4	0,7	2,2	-4,9	3,0	-4,1	7,1	1,0	-1,8
Median-Durchschnitt	199,1	251,3	299,9	352,3	395,1	453,3	495,7	558,1	601,5	648,1
Abweichung	-0,9	1,3	-0,1	2,3	-4,9	3,3	-4,3	8,1	1,5	-1,9
Distanz	700	750	800	850	900	950	1000			
Meßwerte	697,6	750,1	803,7	828,4	901,3	959,2	1007,5			
	697,6	751,2	803,7	852,0	903,5	960,3	1007,5			
	697,6	751,2	803,7	856,3	904,5	960,3	1007,5			
	697,6	751,2	803,7	856,3	906,7	961,4	1008,6			
	698,6	751,2	806,9	856,3	907,8	961,4	1010,7			
	698,6	752,3	806,9	857,4	907,8	962,5	1010,7			
	698,6	752,3	806,9	858,4	908,8	962,5	1011,8			
	699,7	753,3	808,0	858,4	908,8	962,5	1012,9			
	699,7	754,4	808,0	858,4	908,8	962,5	1012,9			
	699,7	754,4	808,0	858,4	908,8	963,5	1012,9			
	699,7	754,4	809,1	858,4	909,9	964,6	1012,9			
	699,7	755,5	809,1	858,4	909,9	964,6	1012,9			
	700,8	755,5	809,1	858,4	909,9	964,6	1012,9			
	700,8	755,5	811,2	859,5	909,9	964,6	1012,9			
	701,8	755,5	811,2	859,5	909,9	967,8	1013,9			
	702,9	755,5	811,2	859,5	911,0	967,8	1013,9			
	704,0	756,5	811,2	859,5	911,0	967,8	1013,9			
	706,1	756,5	811,2	859,5	912,1	968,9	1013,9			
	706,1	756,5	811,2	860,6	913,1	968,9	1016,1			
	706,1	757,6	811,2	861,6	916,3	968,9	1016,1			
	706,1	758,7	812,3	885,2	916,3	972,1	1019,3			
Durchschnitt	700,9	754,2	808,5	858,1	909,3	964,6	1012,5			
Abweichung	0,9	4,2	8,5	8,1	9,3	14,6	12,5			
Median	699,7	754,4	809,1	858,4	909,9	964,6	1012,9			
Abweichung	-0,3	4,4	9,1	8,4	9,9	14,6	12,9			
Median-Durchschnitt	700,6	754,3	808,8	858,4	909,4	964,5	1012,5			
Abweichung	0,6	4,3	8,8	8,4	9,4	14,5	12,5			

Tabelle 8.3: Messwerte auf weichem Untergrund

Distanz	200	250	300	350	400	450	500	550	600	650
Meßwerte	199,9	243,9	298,6	347,9	408,0	452,0	506,6	552,8	603,2	657,9
	203,1	245,0	298,6	349,0	408,0	453,0	506,6	553,8	603,2	657,9
	203,1	246,0	299,7	349,0	410,1	454,1	506,6	554,9	604,2	658,9
	204,2	246,0	300,7	349,0	410,1	455,2	507,7	554,9	604,2	658,9
	204,2	247,1	300,7	350,1	410,1	455,2	508,8	554,9	604,2	658,9
	204,2	249,2	300,7	350,1	410,1	455,2	508,8	554,9	606,4	658,9
	204,2	249,2	300,7	350,1	410,1	455,2	508,8	554,9	606,4	658,9
	204,2	249,2	301,8	351,1	411,2	456,2	508,8	556,0	607,5	660,0
	205,3	250,3	302,9	352,2	411,2	456,2	508,8	556,0	607,5	660,0
	205,3	250,3	303,9	353,3	411,2	457,3	508,8	556,0	607,5	660,0
	205,3	250,3	303,9	354,4	411,2	458,4	508,8	556,0	608,5	661,1
	205,3	250,3	303,9	354,4	411,2	458,4	508,8	556,0	608,5	661,1
	205,3	250,3	303,9	354,4	411,2	458,4	509,9	557,1	608,5	661,1
	206,3	251,4	303,9	354,4	411,2	458,4	509,9	557,1	608,5	661,1
	206,3	251,4	305,0	354,4	412,3	458,4	509,9	557,1	608,5	662,2
	207,4	251,4	305,0	354,4	412,3	458,4	509,9	558,1	608,5	662,2
	207,4	251,4	305,0	354,4	412,3	458,4	509,9	558,1	609,6	662,2
	207,4	251,4	305,0	355,4	412,3	459,5	509,9	559,2	609,6	662,2
	208,5	251,4	306,1	355,4	414,4	459,5	509,9	559,2	610,7	663,2
	209,6	252,5	306,1	641,8	414,4	414,4	571,0	513,1	559,2	611,8
	210,6	424,1	410,1	701,8	863,8	580,7	514,2	624,6	619,3	666,5
Durchschnitt	205,6	257,7	307,9	382,7	432,7	468,0	509,3	559,6	607,9	660,8
Abweichung	5,6	7,7	7,9	32,7	32,7	18,0	9,3	9,6	7,9	10,8
Median	205,3	250,3	303,9	354,4	411,2	458,4	508,8	556,0	608,5	661,1
Abweichung	5,3	0,3	3,9	4,4	11,2	8,4	8,8	6,0	8,5	11,1
Median-Durchschnitt	205,5	250,0	303,2	352,8	411,2	457,2	509,2	556,4	607,6	660,6
Abweichung	5,5	0,0	3,2	2,8	11,2	7,2	9,2	6,4	7,6	10,6
Distanz	700	750	800	850	900	950	1000			
Meßwerte	701,8	758,7	811,2	861,6	914,2	912,1	1012,9			
	701,8	760,8	811,2	861,6	915,3	961,4	1012,9			
	704,0	760,8	811,2	861,6	916,3	962,5	1012,9			
	705,1	761,9	811,2	862,7	916,3	962,5	1013,9			
	705,1	763,0	811,2	862,7	916,3	962,5	1013,9			
	705,1	763,0	812,3	862,7	916,3	963,5	1013,9			
	706,1	763,0	812,3	863,8	916,3	963,5	1013,9			
	706,1	763,0	812,3	864,9	917,4	963,5	1013,9			
	706,1	763,0	813,4	864,9	917,4	963,5	1015,0			
	706,1	764,0	813,4	864,9	917,4	963,5	1015,0			
	708,3	764,0	813,4	864,9	918,5	964,6	1015,0			
	708,3	764,0	813,4	864,9	918,5	964,6	1015,0			
	708,3	764,0	813,4	864,9	918,5	964,6	1015,0			
	709,4	764,0	814,5	865,9	918,5	965,7	1015,0			
	709,4	764,0	814,5	865,9	918,5	965,7	1015,0			
	710,4	764,0	814,5	865,9	918,5	966,8	1015,0			
	710,4	765,1	815,5	865,9	918,5	966,8	1015,0			
	711,5	765,1	815,5	865,9	918,5	966,8	1016,1			
	711,5	766,2	816,6	867,0	919,6	966,8	1016,1			
	712,6	766,2	816,6	867,0	922,8	968,9	1016,1			
	744,7	767,3	816,6	867,0	922,8	980,7	1016,1			
Durchschnitt	709,1	763,6	813,5	864,6	917,9	962,9	1014,7			
Abweichung	9,1	13,6	13,5	14,6	17,9	12,9	14,7			
Median	708,3	764,0	813,4	864,9	918,5	964,6	1015,0			
Abweichung	8,3	14,0	13,4	14,9	18,5	14,6	15,0			
Median-Durchschnitt	707,7	763,7	813,4	864,7	917,7	964,5	1014,7			
Abweichung	7,7	13,7	13,4	14,7	17,7	14,5	14,7			

8.4 Glossar und Abkürzungsverzeichnis

Abweichung vorzeichenbehaftete Differenz zwischen gemessener Größe und tatsächlicher Größe

A-D-Wandler Analog-to-Digital Converter (ADC), Digitalisierer von analogen Signalen

Auftritt Der Moment eines Schritts, in dem ein Fuß wieder vollständig den Boden berührt (*mid-stance* von Okuda, Yeh, Wu, Chang und Chu genannt, siehe Abschnitt [3.2.3 Geta-Sandals](#))

Barometer Luftdruckmesser, Einsatz als →barometrischer Höhenmesser

barometrischer Höhenmesser Höhenbestimmung mittels Messung des Luftdrucks

DDS Direct Digital Synthesis, direkte digitale Synthese, digitale Erzeugung von analogen Signalen beliebiger Signalform und Frequenz

dead reckoning englisch für →Koppelnavigation

DMU Dynamics Measurement Unit, Bewegungsmesser, eine Kombination aus einem 3D-Beschleunigungsmesser und einem 3D-→Gyroskop

Drift langsame Verschiebung eines Meßwerts, schleichende Veränderung des Meßwertfehlers

Fehler Betrag der →Abweichung

g Gravitationskonstante, Vergleichseinheit der Beschleunigung

GPS Global Positioning System, satellitengestütztes globales Positionsbestimmungssystem

Güte Qualität oder →Reliabilität eines Werts

Gyroskop Kreiselkompass, Drehungsmessung auf Basis der Drehimpulserhaltung

IMU Inertial Measurement Unit, Beschleunigungsmesser

INS Inertial Navigation System, →Trägheitsnavigationssystem

I-Q-Mischer In-phase and Quadrature-Mixer, Abtastung eines Signals 0° und 90° phasenverschoben, aus dem Verhältnis kann der Phasenversatz ermittelt werden

Koppelnavigation Positionierung durch Aufsummierung der zurückgelegten Strecken und Richtungen

Kreiselkompass →Gyroskop

MEMS Micro-Electro-Mechanical System, besonders klein herstellbare Kombination von Mechanik und Elektronik (Sensoren und Aktoren) auf einem Chip bzw. Substrat

Navigation Zurechtfinden im Raum und Planung der Bewegung bei Kenntnis der eigenen Position

NEMA National Electrical Manufacturers Association, US-Standardisierungskommission, haben u. a. das →GPS-Geräte Ausgabe-Protokoll spezifiziert (GPS-NEMA)

Null-Beschleunigungs-Update (zero velocity updates) zyklische Neubestimmung des Nullpunkts zur Reduzierung des →Drifts des Beschleunigungsmessers bei bekanntem Stillstand

Null-Rotations-Update zyklische Neubestimmung des Nullpunkts zur Reduzierung des →Drifts des →Gyroskops bei bekanntem Stillstand

Nutzer User, Anwender oder Träger von in dieser Diplomarbeit beschriebenen Positionierungssystemen, z. B. Feuerwehrleute oder Fußgänger

Parkour Teststrecke

PDA Personal Digital Assistant, handflächengroßer Taschencomputer

PeLoTe-Projekt Building Presence through Localization for Hybrid Telematic Systems, Projekt zur Zusammenarbeit von Roboter und Menschen bei Rettungseinsätzen

PeNa Personal Navigation System, an der Universität Helsinki entwickeltes Fußgängerpositionierungssystem (siehe [Heikkilä 2005]), ein Bestandteil des →PeLoTe-Projekts

PNM Pedestrian Navigation Module, an der EPFL in Lausanne entwickeltes Fußgängerpositionierungssystem (siehe Abschnitt [3.1.3 Pedestrian Navigation Module \(PNM\)](#), [Ladetto et al. 2002], [Ladetto and Merminod 2002a] und [Ladetto and Merminod 2002b])

Positionierung Ortung, Lokalisation, Lokalisierung, Positions- oder Ortsbestimmung, Ermittlung der eigenen Position oder der Position eines Objekts

Reliabilität Verlässlichkeit, in dieser Diplomarbeit beschreibt diese den errechneten Bereich um eine ermittelte Position, in dem ein Aufenthalt ebenfalls möglich ist

RFID Radio Frequency Identification, Funk-Identifizierung

RFID-Tag →RFID-Transponder, Funk-Identifizierungs-Chip

RoboCup Meisterschaften von meist Fußball spielenden Robotern

RoboCup Rescue spezielle Liga des →RoboCups, deren Roboter sich in verwüsteten Umgebungen zurechtfinden müssen

T Tesla, Maßeinheit für die magnetische Flussdichte, benannt nach Nikola Tesla

Trägheitsnavigation Positionierung auf Basis der gemessenen Massenträgheit bei Beschleunigungen

Verlässlichkeit →Reliabilität