

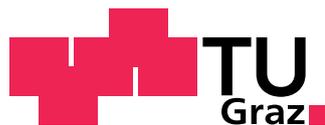
Eva Bauer, BSc.

Indoor-Positionierung mit Inertialsensoren

Masterarbeit

zur Erlangung des akademischen Grades
Diplomingenieurin

Masterstudium Geomatics Science



Technische Universität Graz

Betreuer:

Ao.Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Manfred Wieser
Institut für Navigation

Graz, Juli 2014

Statutory Declaration

I declare that I have authored this thesis independently, that I have not used other than the declared sources/resources, and that I have explicitly marked all material which has been quoted either literally or by content from the used sources.

Graz, _____
Date

Signature

Eidesstattliche Erklärung¹

Ich erkläre an Eides statt, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig verfasst, andere als die angegebenen Quellen/Hilfsmittel nicht benutzt, und die den benutzten Quellen wörtlich und inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am _____
Datum

Unterschrift

¹Beschluss der Curricula-Kommission für Bachelor-, Master- und Diplomstudien vom 10.11.2008; Genehmigung des Senates am 1.12.2008

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die mich während dieser Diplomarbeit fachlich und moralisch unterstützt haben.

Mein Dank gilt vor allem meinem Betreuer Ao.Univ.-Prof. Dr. Manfred Wieser und Dipl.-Ing. Thomas Moder, sowie den Kollegen des Instituts, die mir tatkräftig zur Seite standen und mir jegliche fachlichen Fragen beantworten konnten.

Besonderer Dank gilt meinen Eltern und Großeltern, ohne deren Unterstützung diese Arbeit und das Studium nicht möglich gewesen wären.

Ein weiterer Dank gilt meinem Freund, der mir während der Diplomarbeit sowie während des Studiums als moralische Stütze diente.

Schließlich möchte ich mich bei all meinen Freunden bedanken, durch die die Studienzeit unvergesslich bleiben wird.

Kurzfassung

Fußgänger halten sich einen Großteil ihrer Zeit in Innenräumen auf, wodurch konventionelle, satellitengestützte Positionierungsmethoden auf Grund von Abschattungen nicht funktionieren. Deshalb befasst sich die Forschung mit alternativen Methoden der Positionsbestimmung. Eine günstige Möglichkeit stellt die relative Positionierung mittels *low-cost*, inertialen Sensoren dar. Diese Möglichkeit wird für Fußgänger als *Pedestrian Dead Reckoning* (PDR) bezeichnet.

Zur Fußgängerpositionierung werden idealerweise leichte und konventionelle Endgeräte, wie *low-cost* inertielle Messeinheiten (*Inertial Measurement Unit* - IMU), verwendet. Eine *low-cost* IMU beinhaltet inertielle Sensoren in Form von mikroelektromechanischen Systemen. Durch die Miniaturisierung der Sensoren entsteht ein Genauigkeitsverlust, welcher mit einem PDR-Algorithmus kompensiert werden kann, beispielsweise durch einen inertial-basierten Algorithmus oder durch einen schritt-basierten Algorithmus.

Diese Untersuchungen behandeln einen schritt-basierten PDR-Algorithmus, welcher aus drei Phasen besteht:

- Schrittdetektion
- Schrittlängenschätzung
- Richtungsschätzung

Sowohl in der Schrittdetektion als auch in der Schrittlängenschätzung wurden je drei verschiedene dem Stand der Forschung entsprechende Ansätze untersucht und getestet. In der Richtungsschätzung fand eine Kalmanfilterung von den Parametern der Lage der Messeinheit im Raum und den Drehraten statt.

Zur praktischen Messung wurde eine IMU MTi-G der Firma Xsens, ein Samsung Smartphone und eine Omate Smartwatch verwendet. Es wurden verschiedene Trajektorien gemessen, wobei die Auswirkung der Position der Messeinheit an verschiedenen Stellen am Körper analysiert wurde. Außerdem wurden unterschiedliche Bewegungsformen untersucht.

Die Ergebnisse zeigen auf, dass bei der Verwendung von *low-cost* Sensoren Trajektorien bestimmt werden können, die der Solltrajektorie für eine Dauer von über einer Minute entsprechen. Weiters wird gezeigt, dass die Detektion der Schritte über Beschleunigungsdaten, sowie auch über Gyroskopdaten für unterschiedliche Bewegungsmuster funktioniert. Zur optimalen Schrittlängenschätzung werden personenspezifische Parameter zuvor durch Testmessungen kalibriert. Auch in der Richtungsschätzung werden reproduzierbare Ergebnisse, mit Ausnahmen auf Grund der starken Abhängigkeit der magnetischen Deviationen der Baustruktur, erreicht.

Abstract

Pedestrians are present indoors most of their time. Hence, conventional satellite-based positioning methods will not work due to signal blockage. Therefore, current research concentrates on alternative positioning methods. Relative positioning with low-cost inertial sensors is one state-of-the-art alternative method. This method specifically for pedestrians is called Pedestrian Dead Reckoning (PDR).

For pedestrian positioning the ideal device is light weight and commercially available like a low-cost inertial measurement unit (IMU). A low-cost IMU includes inertial sensors in the form of Micro-Electro-Mechanical Systems (MEMS). Due to the miniaturisation a loss of accuracy occurs which can be compensated by a PDR-algorithm. These algorithms can be inertial-based or step-based.

This analysis deals with a step-based algorithm comprising three phases:

- step detection
- step length estimation
- heading estimation

Three different state-of-the-art approaches for step detection as well as for step length estimation were tested and analysed. In the heading estimation a Kalman filtering of the attitude parameters of the IMU and the angular rates is shown.

Three different devices were tested within the practical measurements, the Xsens MTi-G, a Samsung Smartphone and a Omate Smartwatch. Measurements of different trajectories with different position of the IMU with respect to the body for analysing their impact were carried out. Also there have been investigations about the different movement patterns.

The results show that the measured trajectories match the desired trajectory for about one minute even with low-cost sensors. Furthermore it is shown, that step detection based on accelerometer data as well as based on gyroscope data work for different movement patterns. For an ideal step length estimation personal parameters need to be calibrated within test measurements. Also in heading estimation reproducible results can be shown, strongly dependent on the magnetic deviations of the structure present within the building.

Inhaltsverzeichnis

1	Einführung	1
2	Grundlagen inertialer Navigation	3
2.1	Grundlagen der Positionsbestimmung	3
2.1.1	Koordinatensysteme	4
2.1.2	Transformationen	6
2.1.3	Absolute Positionierung	8
2.1.4	Relative Positionierung	11
2.2	Beobachtungsgrößen	12
2.2.1	Spezifische Kraft	12
2.2.2	Drehraten	14
2.2.3	Magnetische Flussdichte	14
2.3	Sensoren	16
2.3.1	Akzelerometer	16
2.3.2	Gyroskope	19
2.3.3	Magnetometer	23
2.3.4	Mikroelektromechanische Systeme - MEMS	25
2.4	Resümee	26
3	Algorithmen	27
3.1	Schrittdetektion	27
3.1.1	Zero-Velocity-Interval	27
3.1.2	Frequenz	30
3.1.3	Exponentially-Weighted-Moving-Average	32
3.2	Schrittlängenschätzung	36
3.2.1	Schrittlänge durch vertikale Verschiebung	36
3.2.2	Schrittlänge durch Frequenz	37
3.2.3	Schrittlänge durch Frequenz und Varianz der Beschleunigung pro Schritt	38
3.3	Richtungsbestimmung	38
3.3.1	Attitudebestimmung	39
3.3.2	Diskreter Kalmanfilter	39
3.3.3	Berechnung der Richtung	41
3.4	Trajektorienbestimmung	43
3.5	Resümee	43
4	Devices	45
4.1	Handelsübliche kostengünstige Messeinheit	45
4.2	Smartphone	47
4.3	Smartwatch	49

Inhaltsverzeichnis

4.4	Resümee	50
5	Analysen und Resultate	51
5.1	Testgebiet und Solltrajektorie	51
5.2	Montierung der Geräte	53
5.3	Schrittdetektion	57
5.4	Schrittlänge	60
5.4.1	Kalibriermessung	60
5.4.2	Schrittlängenschätzung	62
5.5	Heading	64
5.5.1	Startwertanalyse der Messeinheit Xsens MTi-G	64
5.5.2	Analyse der Lage-Parameter aus inertialen Sensordaten	68
5.5.3	Kalmanfilter für die Richtungsbestimmung	71
5.6	Trajektorien	73
5.7	Resümee	75
6	Zusammenfassung und Ausblick	77
	Abbildungsverzeichnis	81
	Tabellenverzeichnis	82
	Literaturverzeichnis	84

1 Einführung

Navigation spielt in unserer Gesellschaft eine große Rolle. Dies liegt vor allem daran, dass Navigationssysteme aus unseren Fahrzeugen nicht mehr wegzudenken sind. Doch nicht nur in den Fahrzeugen sind sie vorhanden. Mittlerweile gibt es auch Anwendungen für Fußgänger, wobei hier oft Wandernavigationssysteme Einsatz finden. Bei einem Wandernavigationssystem erfolgt die zur Navigation benötigte Positionierung meist über konventionelle absolute Methoden wie globale Satellitennavigationssysteme (GNSS). Dazu zählt beispielsweise das bekannte Globale Positionierungssystem (GPS) der USA. Da sich Fußgänger oder Personen aber einen Großteil in Innenräumen aufhalten, sind diese konventionellen Methoden nicht oder nur bedingt einsetzbar. Die bedingte Einsetzbarkeit liegt an der Abschattung der GNSS-Satelliten in Gebäuden. Dadurch empfängt die Person weniger oder keine Satellitensignale, die jedoch zur Positionsbestimmung benötigt werden. In Innenräumen erfolgen Positionsbestimmungen daher oft relativ zu Vorposition, was bedeutet, dass ausgehend von der Vorposition mittels beobachteter Strecke und Richtung die darauf folgende Position bestimmt wird.

Es gibt zahlreiche Möglichkeiten, Fußgänger zu navigieren und zu positionieren. Darunter fallen neben den konventionellen Methoden mittels GNSS-Positionierungen die Methoden, die mit Hilfe inertialer Sensoren oder mit Hilfe von drahtlosen Funknetzwerken Positionsbestimmung betreiben. Die kostengünstigste Variante ist die Positionierung mit inertialen Sensoren. Relative Positionierung mit inertialen Sensoren wird auch als *Pedestrian Dead Reckoning* (PDR) bezeichnet.

Diese Arbeit behandelt das Thema, Fußgänger mit Hilfe inertialer Sensoren in Innenräumen relativ zu positionieren (PDR). Dabei müssen zunächst die speziellen Bewegungen beachtet werden, die von Personen ausgeführt werden können. Fußgänger können sprunghaft ihre Bewegung ändern, und sich vorwärts aber auch seit- und rückwärts bewegen. Auch rasche Geschwindigkeitsänderungen sind typisch für Fußgänger. Für die PDR-Algorithmen werden daher bestimmte Annahmen getroffen:

- Ein Fußgänger bewegt sich nur vorwärts.
- Ein Fußgänger bewegt sich mit zwei Beinen und Schritten.
- Die Orientierung der Sensoren zum Körper ist bekannt oder kalibriert.
- Die Sensorposition am Körper ändert sich nicht.

Diese Annahmen schließen somit Bewegungsformen wie Inline-Skaten und Kriechen aus.

Inertiale Sensoren werden so bezeichnet, weil sie Messungen bezüglich eines inertialen Rahmens treffen. Zu diesen Sensoren zählen Akzelerometer und Gyroskope.

1 Einführung

Mit diesen beiden wird oft das Magnetometer gemeinsam erwähnt. Die Beobachtungsgrößen dieses Sensors beziehen sich zwar nicht auf einen inertialen Rahmen, sind aber in PDR-Algorithmen unbedingt notwendig. Inertiale Sensoren können in Größe, Genauigkeit und Preis unterschiedlich sein. In der Fußgängernavigation sollten sie möglichst klein und kostengünstig sein. Diese beiden Bedingungen wirken sich auf die Genauigkeit der Sensoren aus. Dieses Defizit bezüglich der Genauigkeit kann durch verschiedene Lösungsansätze ausgeglichen werden:

- Inertial-basierte Lösung
- Schritt-basierte Lösung

Die inertial-basierte Lösung bezeichnet einen Ansatz, bei dem eine inertielle Messeinheit (Akzelerometer und Gyroskope in einem Instrument vereint) am Fuß montiert wird. Durch Aufsummieren der inertial bestimmten jeweiligen Positionen des Fußes kann der Weg beschrieben werden. Die Schritt-basierte Methode ist jedoch robuster und bezeichnet einen Drei-Phasen-Algorithmus:

- Schrittdetektion
- Schrittlängenschätzung
- Richtungsschätzung

Mit diesen drei Phasen kann die Position und somit der Weg der Person bestimmt werden. Für diese Methode gilt, dass die Position der Sensoren bezüglich des Körpers, im Gegensatz zur inertial-basierten Lösung, frei gewählt werden kann. Übliche Positionen sind wiederum am Fuß, aber auch an der Hüfte oder in der Hand.

Diese Arbeit beschäftigt sich mit dem Schritt-basierten Ansatz der relativen Positionierung mit Hilfe von inertialen Sensoren. Zu Beginn werden Grundlagen der inertialen Navigation beschrieben, zu denen die unterschiedlichen Möglichkeiten der Positionsbestimmungen, sowie die Sensoren der inertialen Technik mit ihren Beobachtungsgrößen zählen. Danach wird auf die verwendeten Algorithmen zur Schrittdetektion, Schrittlängenschätzung und Richtungsschätzung eingegangen. Weiters werden Geräte vorgestellt, die inertielle Sensoren beinhalten und die verwendet wurden, um Testmessungen durchzuführen. Abschließend werden diese Testmessungen und Analysen beschrieben.

2 Grundlagen inertialer Navigation

Der Begriff Navigation hat seinen Ursprung im Lateinischen und bedeutet "ein Schiff führen". Diese Übersetzung zeigt, womit sich die Navigation seither beschäftigt, mit der Führung von sich bewegenden Objekten. Wichtige Komponenten der Navigation sind dabei die Trajektorienbestimmung und die Zielführung. Als Trajektorie werden aufeinanderfolgende Positionen bezeichnet, an der sich das dynamische Objekt zu bestimmten Zeitpunkten befindet. Die Zielführung beschreibt den Teil der Navigation, der sich mit Routenführung und der sicheren Führung des Objektes an sein Ziel beschäftigt. In dieser Arbeit wird der erste Teil der Navigation behandelt, die Trajektorienbestimmung.

Im Folgenden werden einige Grundlagen zur inertialen Navigation beschrieben. Zu diesen Grundlagen zählt vor allem die Positionsbestimmung, um zu wissen wo man sich befindet. Des Weiteren werden auch Sensoren und ihre Beobachtungsgrößen erläutert, die in der inertialen Navigation verwendet werden. Dazu zählen die inertialen Sensoren Akzelerometer und Gyroskope, sowie die mit den inertialen Sensoren in Verbindung gebrachten Magnetometer.

2.1 Grundlagen der Positionsbestimmung

Der Begriff Position beschreibt mit Hilfe von Koordinaten einen Standpunkt. Dabei ist der Bezugsrahmen der Koordinaten von Bedeutung. In dieser Arbeit werden vier verschiedene Referenzrahmen beziehungsweise Referenzsysteme unterschieden. Die Bezeichnung Referenzrahmen bezieht sich auf die Realisierung eines Referenzsystems.

Werden nun die Koordinaten in einem Standpunkt bestimmt, so nennt man das Positionsbestimmung. Eine Positionsbestimmung kann absolut, sowie relativ erfolgen. Bei den Methoden der absoluten Positionsbestimmung erfolgen Beobachtungen zu meist mehreren Fixpunkten. Aus den Beobachtungen kann die jeweilige Position ermittelt werden. Bei relativen Positionierungsmethoden wird der Neupunkt ausgehend von der Vorposition bestimmt.

In den folgenden Unterkapiteln werden sowohl die Koordinatensysteme und deren Transformationen als auch die Arten der Positionsbestimmung näher erläutert. Als Basis der Erläuterungen dient Hofmann-Wellenhof et al. (2003).

2 Grundlagen inertialer Navigation

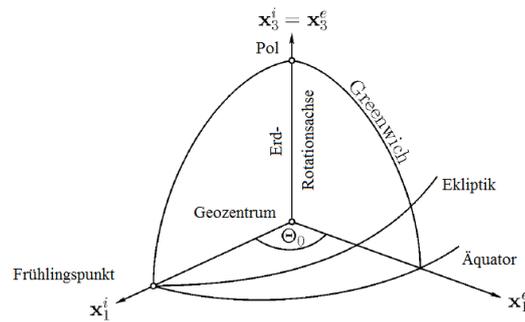


Abbildung 2.1: Unterschied zwischen raum- und erdfestem Äquatorsystem¹

2.1.1 Koordinatensysteme

Es gibt vier verschiedene Systeme, deren Unterschiede im Folgenden näher beschrieben werden: Inertiales System, erdfestes Äquatorsystem, Horizontsystem und Körpersystem.

- **Inertiales System** (*inertial frame - i*): Dabei handelt es sich um ein nicht beschleunigtes System, welches sich entweder in Ruhe befindet oder sich gleichförmig und geradlinig bewegt. Eine mögliche Realisierung dieses Systems erfolgt durch die Definition des Ursprungs im Geozentrum, die x_1^i -Achse zeigt Richtung Frühlingspunkt, die x_3^i -Achse ist die mittlere Rotationsachse der Erde und mit der x_2^i -Achse wird das kartesische Rechtssystem vervollständigt. Dies entspricht einem raumfesten Äquatorsystem.
- **Erdfestes Äquatorsystem** (*terrestrial equatorial frame - e*): Dieses System wird "fixiert" an der Erde. Das bedeutet, es dreht sich mit der Erde mit. Der Ursprung des Systems befindet sich wiederum im Geozentrum. Die x_1^e -Achse zeigt Richtung Greenwich-Meridian, die x_3^e -Achse entspricht der x_3^i -Achse und die x_2^e -Achse liegt wiederum orthogonal auf die beiden Achsen und bildet mit diesen ein Rechtssystem. Abbildung 2.1 zeigt den Unterschied zwischen dem erdfesten und dem raumfesten Äquatorsystem.
- **Horizontsystem, Topozentrisches System** (*local-level frame - l*): Das Horizontsystem hat seinen Ursprung auf der Erdoberfläche, im Topozentrum. Die x_1^l -Achse zeigt Richtung Norden, die x_2^l -Achse Richtung Osten. Die x_3^l -Achse kann Richtung Zenit (Linkssystem, *north-east-up*) oder Nadir (Rechtssystem, *north-east-down*) zeigen. In Abbildung 2.2 wird ein Linkssystem mit *north-east-up* gezeigt.
- **Körpersystem** (*body-frame - b*): Eine genaue Definition des Körpersystems kann nicht gegeben werden, da es für jeden Körper individuell definiert werden kann. Üblicherweise wird aber als Ursprung ein bestimmter Punkt im Körper gewählt, die Achsen bilden meist ein Rechtssystem. Abbildung 2.3 zeigt ein Beispiel für die Realisierung des Körpersystems. Die x_1^b -Achse entspricht der Längsachse eines Flugzeugs, also der Fortbewegungsrichtung, die

¹Graphik nach Hofmann-Wellenhof et al. (2003)

2 Grundlagen inertialer Navigation

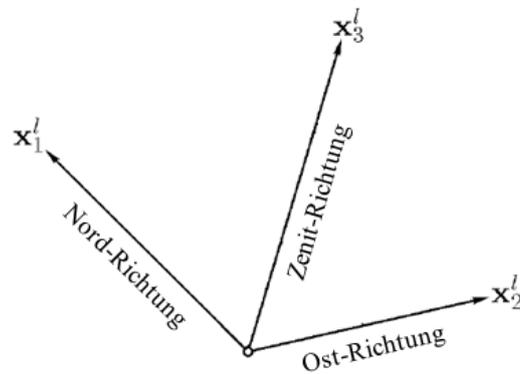


Abbildung 2.2: Lokales Horizontsystem²

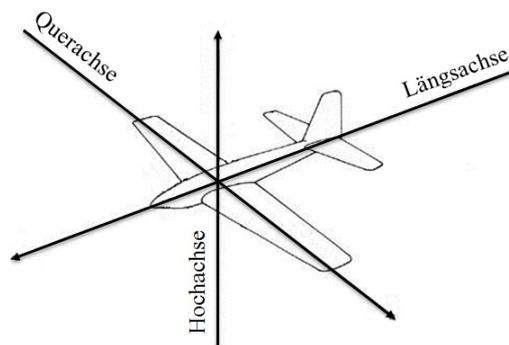


Abbildung 2.3: Körpersystem

x_2^b -Achse entspricht der Querachse und die x_3^b -Achse entspricht der Hochachse. Bewegt sich das Flugzeug, so entstehen Drehungen respektive Winkel. Diese werden folgendermaßen bezeichnet: Drehung um die Längsachse entspricht dem *roll*-Winkel, Drehung um die Querachse entspricht dem *pitch*-Winkel, Drehung um die Hochachse entspricht dem *yaw*-Winkel.

Ein Koordinatensatz kann in verschiedenen Systemen angegeben werden. Dazu werden Transformationen (beschrieben im folgenden Kapitel) benötigt.

²Graphik nach Hofmann-Wellenhof et al. (2003)

2.1.2 Transformationen

Bei einer Transformation kann es sich um die Transformation zwischen verschiedenen Koordinatenarten handeln, sowie um die Transformation zwischen verschiedenen Referenzrahmen. Handelt es sich um eine unterschiedliche Definition der Koordinaten, so beziehen sich diese immer noch auf den selben Rahmen. So kann beispielsweise ein Punkt im Äquatorsystem durch kartesische Koordinaten sowie auch durch ellipsoidische Koordinaten ausgedrückt werden. Dies bezeichnet man als Koordinatentransformation.

Transformationen zwischen verschiedenen Referenzrahmen werden mittels Translationen und Rotationen durchgeführt. Translationen können durch einen Verschiebungsvektor vom Ursprung eines Rahmens in den Ursprung des anderen Rahmens beschrieben werden. Rotationen werden mit Hilfe von Rotationsmatrizen durchgeführt. Wird ein Rahmen p in einen Rahmen q gedreht, so erfolgt die Transformation über die Rotationsmatrix \mathbf{R}_p^q :

$$\mathbf{x}^q = \mathbf{R}_p^q \mathbf{x}^p \quad (2.1)$$

Durch die Anwendung der Rotationsmatrix entsteht der Vektor \mathbf{x}^q , der sich prinzipiell von der Länge oder Richtung nicht verändert hat, er bezieht sich nun nur auf einen anderen Rahmen. Im Folgenden sind die drei Rotationsmatrizen aufgeführt, die in einem dreidimensionalen Raum möglich sind. Die Drehungen erfolgen entweder um die x_1 -Achse, um die x_2 -Achse oder um die x_3 -Achse mit einem Winkel α . Mit diesen drei elementaren Drehungen kann durch sequentielle Rotationen von jedem Rahmen p in einen Rahmen q gedreht werden.

$$\begin{aligned} \mathbf{R}_1(\alpha) &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & \sin \alpha \\ 0 & -\sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \\ \mathbf{R}_2(\alpha) &= \begin{bmatrix} \cos \alpha & 0 & -\sin \alpha \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \alpha & 0 & \cos \alpha \end{bmatrix} \\ \mathbf{R}_3(\alpha) &= \begin{bmatrix} \cos \alpha & \sin \alpha & 0 \\ -\sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (2.2)$$

Rotationsmatrizen zeichnen sich durch ihre Orthogonalität aus. Das bedeutet, dass die Inverse dieser Matrix der Transponierten entspricht. Eine Rückdrehung erfolgt also durch die Anwendung der Transponierten, anstelle der Inversen. Weiters haben Rotationsmatrizen eine Determinante von 1.

2 Grundlagen inertialer Navigation

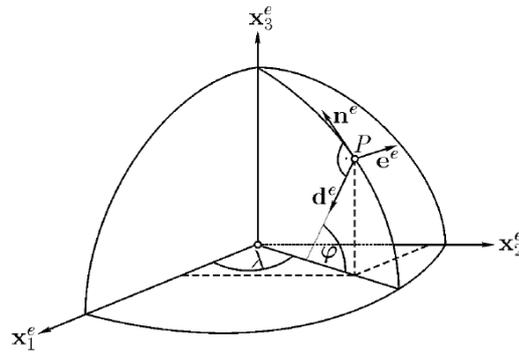


Abbildung 2.4: Erdfestes Äquatorsystem und lokales Horizontsystem³

Wendet man nun die sequentiellen Drehungen an, um von einem Rahmen p in einen Rahmen q zu rotieren, so benötigt man alle drei dieser elementaren Drehungen:

$$\mathbf{R}_p^q = \mathbf{R}_3(\alpha_3)\mathbf{R}_2(\alpha_2)\mathbf{R}_1(\alpha_1) \quad (2.3)$$

Aus Abbildung 2.1 geht deutlich hervor, dass man für eine Drehung vom erdfesten (e -Rahmen) in das raumfeste Äquatorsystem (i -Rahmen) lediglich eine Rotation um die x_3 -Achse benötigt. Der Winkel Θ_0 , um den gedreht wird, entspricht dem Greenwich Stundenwinkel (*Greenwich sidereal time* - GST):

$$\mathbf{R}_e^i = \mathbf{R}_3(-\Theta_0) \quad (2.4)$$

Für eine Drehung vom Horizontsystem (l -Rahmen) in das erdfeste Äquatorsystem werden die ellipsoidischen Koordinaten des Topozentrums benötigt. In Abbildung 2.4 wird der Zusammenhang zwischen dem erdfesten Äquatorsystem und dem lokalen Horizontsystem gezeigt. Es handelt sich bei diesem Horizontsystem um ein Rechtssystem, da die dritte Achse Richtung Nadir zeigt. Da die beiden Systeme in diesem Fall nicht den gleichen Ursprung haben, können nur Differenzvektoren mittels folgender Rotationsmatrix transformiert werden. Die Spalten der Matrix entsprechen dabei den Achsen des Horizontsystems, ausgedrückt im erdfesten Äquatorsystem:

$$\mathbf{R}_l^e = [\mathbf{n}^e \ \mathbf{e}^e \ \mathbf{d}^e] = \begin{bmatrix} -\sin \varphi \cos \lambda & -\sin \lambda & -\cos \varphi \cos \lambda \\ -\sin \varphi \sin \lambda & \cos \lambda & -\cos \varphi \sin \lambda \\ \cos \varphi & 0 & -\sin \varphi \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

³Graphik aus Hofmann-Wellenhof et al. (2003)

2 Grundlagen inertialer Navigation

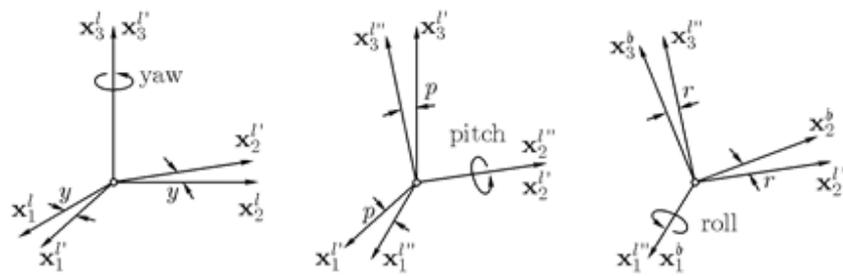


Abbildung 2.5: Drehung um *roll*, *pitch* und *yaw*⁴

Die in dieser Arbeit wichtigste Drehung ist die Drehung vom Körpersystem (*b*-System) in das lokale Horizontsystem. Dabei handelt es sich wiederum um eine Drehung um drei Achsen:

$$\mathbf{R}_l^b = \mathbf{R}_1(r)\mathbf{R}_2(p)\mathbf{R}_3(y) \quad (2.6)$$

Bei den Winkeln, um die rotiert wird, handelt es sich um die drei *Attitude*-Winkel *roll*, *pitch* und *yaw*. Diese drei Winkel geben die Lage des Körpers im lokalen Horizontsystem an. Abbildung 2.5 zeigt, in welcher Reihenfolge die Rotationen durchgeführt werden. Zunächst erfolgt eine Drehung um die x_3 -Achse um den Winkel y . Dieses gedrehte System wird weiter um die x_2 -Achse mit einem Winkel p rotiert und zum Schluss erfolgt eine Drehung in das Körpersystem um die x_1 -Achse um einen Winkel r . Bei einer Anwendung der elementaren Rotationsmatrizen wird aus Formel 2.6 folgende Drehmatrix:

$$\mathbf{R}_l^b = \begin{bmatrix} \cos p \cos y & \cos p \sin y & -\sin p \\ \sin r \sin p \cos y & \sin r \sin p \sin y & \sin r \cos p \\ -\cos r \sin y & +\cos r \cos y & \\ \cos r \sin p \cos y & \cos r \sin p \sin y & \cos r \cos p \\ +\sin r \sin y & -\sin r \cos y & \end{bmatrix} \quad (2.7)$$

2.1.3 Absolute Positionierung

Unter absoluter Positionierung versteht man die direkte Bestimmung der Koordinaten. Dazu erfolgen Messungen von einem unbekanntem Punkt zu Fixpunkten (Punkte mit bekannten Koordinaten) oder Messungen von Fixpunkten zu einem unbekanntem Punkt. Es gibt verschiedene Techniken zur Bestimmung der Koordinaten, diese sind abhängig von der Art der Messung. Im Folgenden werden mögliche Techniken zur direkten Positionsbestimmung kurz beschrieben: *theta-theta fixing*,

⁴Graphik aus Hofmann-Wellenhof et al. (2003)

2 Grundlagen inertialer Navigation

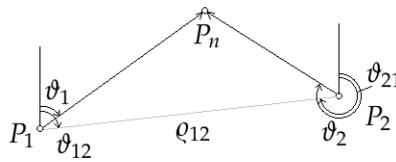


Abbildung 2.6: *Theta-theta fixing*⁵

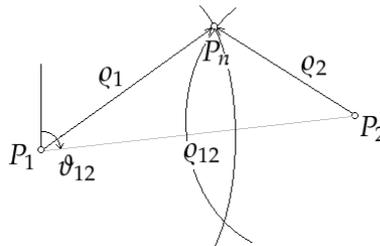


Abbildung 2.7: *Rho-rho fixing*⁶

rho-rho fixing, pseudorange position fixing, range rate position fixing und generic position fixing.

Abbildung 2.6 zeigt die Positionsbestimmung mittels *theta-theta fixing*. Zur Ermittlung der Koordinaten wird die orientierte Richtung ϑ verwendet. In diesem Fall wurden die Richtungen ϑ_1 und ϑ_2 zum unbekanntem Punkt P_n gemessen. Die Koordinaten der Punkte P_1 sowie P_2 und somit auch die orientierten Richtungen ϑ_{12} und ϑ_{21} sind bekannt. Des Weiteren lässt sich die Distanz zwischen den bekannten Punkten ρ_{12} aus dem Differenzvektor \mathbf{x}_{12} berechnen:

$$\rho_{12} = \|\mathbf{x}_{12}\| \quad (2.8)$$

Mit diesen gegebenen Größen kann durch eine einfache Dreiecksauflösung die Bestimmung des Neupunktes erfolgen.

Eine weitere Bestimmung kann über *rho-rho fixing* getätigt werden. In Abbildung 2.7 kann man den Zusammenhang erkennen. Bei dieser Technik werden Distanzmessungen ρ_1 und ρ_2 zum Neupunkt P_n durchgeführt. Die orientierte Richtung ϑ_{12} und die Distanz ρ_{12} können wiederum durch die bekannten Koordinaten von P_1 und P_2 berechnet werden. Die Koordinaten des Neupunktes können wie auch beim *theta-theta fixing* mit Hilfe einer Dreiecksauflösung bestimmt werden. Da mit dieser Methode zwei Schnittpunkte als Neupunkt berechnet werden, benötigt man zusätzliche Informationen, um den "richtigen" Punkt zu identifizieren.

Beim *pseudorange position fixing* werden nicht Distanzen sondern Pseudodistanzen zur Berechnung der Koordinaten verwendet. Die Pseudodistanz unterscheidet sich

⁵Graphik nach Hofmann-Wellenhof et al. (2003)

⁶Graphik nach Hofmann-Wellenhof et al. (2003)

2 Grundlagen inertialer Navigation

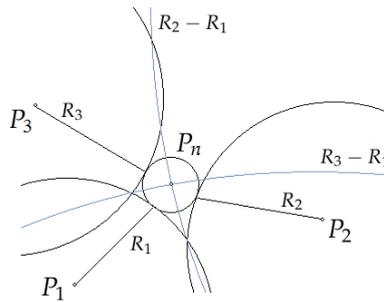


Abbildung 2.8: Pseudorange position fixing⁷

von der normalen Distanz nur um einen unbekanntem Fehler $\Delta\varrho$, wie in folgender Formel ersichtlich:

$$R_i = \varrho_i + \Delta\varrho \quad (2.9)$$

In dieser Formel entspricht R_i der Pseudodistanz eines bekannten Punktes zu einem Neupunkt P_n mit einer Distanz ϱ_i . Da bei dieser Art der Bestimmung neben den Koordinaten auch der unbekannt Fehler ermittelt werden muss, werden zusätzliche Beobachtungen benötigt im Vergleich zur Bestimmung mittels der *rho-rho fixing* Methode. Bekanntestes Beispiel dieses Fehlers ist der Uhrenfehler bei einer Positionsbestimmung mit Hilfe eines globalen Satellitennavigationssystems (*global navigation satellite system* - GNSS). Die Pseudodistanzen können entweder direkt, durch eine zusätzliche Beobachtung, zur Berechnung der Koordinaten und des Uhrenfehlers verwendet werden oder indirekt als Distanzdifferenz. Das bedeutet, dass eine bestimmte Pseudodistanz (beispielsweise R_1) von den anderen subtrahiert wird (siehe Abbildung 2.8), wodurch der Uhrenfehler bereits in der Pseudobeobachtung (Distanzdifferenz) eliminiert wird:

$$R_i - R_1 = \varrho_i - \varrho_1 \quad (2.10)$$

Eine weitere Methode zur direkten Koordinatenbestimmung ist das *range rate position fixing*. Bei dieser Methode wird wiederum nicht die direkte Distanz ϱ_i zwischen zwei Punkte verwendet, sondern ihre zeitliche Veränderung, also ihre radiale Geschwindigkeit $\dot{\varrho}_i$. Diese zeitliche Änderung wird durch eine relative Bewegung zwischen dem Referenzpunkt P_i und dem Neupunkt P_n hervorgerufen. Folgende Formel zeigt den Zusammenhang zwischen dem Einheitsvektor zwischen dem bekannten und dem unbekanntem Punkt ϱ_{0i} , dem relativen Geschwindigkeitsvektor $\dot{\mathbf{x}}_{in}$ und der radialen Geschwindigkeit:

$$\dot{\varrho}_i = \varrho_{0i} \cdot \dot{\mathbf{x}}_{in} \quad (2.11)$$

⁷Graphik nach Hofmann-Wellenhof et al. (2003)

2 Grundlagen inertialer Navigation

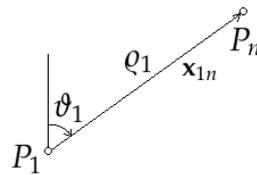


Abbildung 2.9: Rho-Theta Technik⁸

Als letzte Möglichkeit, Koordinaten direkt zu bestimmen, wird das *generic position fixing* erwähnt. Hierbei handelt es sich um eine Kombination von den bisher beschriebenen Beobachtungsarten. In ihrer simpelsten Form handelt es sich bei dieser Positionsbestimmung um ein *rho-theta fixing*. Dabei werden als Beobachtungsgrößen Distanzen ρ und orientierte Richtungen ϑ verwendet.

2.1.4 Relative Positionierung

Im Gegensatz zur absoluten Positionsbestimmung ist bei der relativen Positionierung (*dead reckoning*) nur ein Punkt koordinativ bekannt. Dies wird in Abbildung 2.9 verdeutlicht. Der koordinativ bekannte Punkt entspricht in diesem Fall P_1 . Um den Neupunkt P_n zu bestimmen, muss ein Basislinienvektor \mathbf{x}_{1n} berechnet werden. Die wiederholte Anwendung der Berechnung des Basislinienvektors wird als *dead reckoning* bezeichnet. Es gibt wie auch bei der absoluten Positionsbestimmung unterschiedliche Arten die relativen Positionen zu ermitteln. Zwei Methoden werden näher erläutert: die Rho-Theta Technik und die Inertialnavigation. Diese beiden Methoden unterscheiden sich in der Bestimmung des Basislinienvektors \mathbf{x}_{1n} zwischen bekanntem und unbekanntem Punkt.

Das Prinzip der Rho-Theta Technik ist in Abbildung 2.9 dargestellt. Neben dem koordinativ bekannten Punkt P_1 wird die orientierte Richtung ϑ_1 und die Distanz zum Neupunkt ρ_1 , jeweils vom bekannten Punkt P_1 aus, zur Berechnung des Basislinienvektors benötigt. Folgende Formel zeigt diesen Zusammenhang:

$$\mathbf{x}_{1n} = \rho_1 \begin{bmatrix} \cos \vartheta_1 \\ \sin \vartheta_1 \end{bmatrix} \quad (2.12)$$

Sobald der Basislinienvektor \mathbf{x}_{1n} bestimmt wurde, kann durch eine simple Addition des Basislinienvektors zum Positionsvektor \mathbf{x}_1 der Positionsvektor des Neupunktes \mathbf{x}_n ermittelt werden:

$$\mathbf{x}_n = \mathbf{x}_1 + \mathbf{x}_{1n} \quad (2.13)$$

Eine weitere Möglichkeit, diesen Basislinienvektor \mathbf{x}_{1n} zu bestimmen, ist die Inertialnavigation, wobei als Beobachtungsgrößen Beschleunigungen dienen. Die Integration von Beschleunigungen führt zu Geschwindigkeiten. Werden diese

⁸Graphik nach Hofmann-Wellenhof et al. (2003)

2 Grundlagen inertialer Navigation

wiederum integriert, so ergeben sich Distanzen. Folgende Formel zeigt diesen Zusammenhang:

$$\dot{\mathbf{x}}(t) - \dot{\mathbf{x}}_1 = \int_{t_1}^t \ddot{\mathbf{x}}(\tau) d\tau, \quad \mathbf{x}_{1n} = \int_{t_1}^{t_n} \dot{\mathbf{x}}(t) dt \quad (2.14)$$

Der Term $\dot{\mathbf{x}}_1$ entspricht dem initialen Geschwindigkeitsvektors des Objektes. Sobald der Basislinienvektor bestimmt wurde, kann der Vektor zum Neupunkt wiederum mittels Formel 2.13 berechnet werden.

2.2 Beobachtungsgrößen

Die folgenden Unterkapitel beschreiben die in dieser Arbeit wichtigsten Beobachtungsgrößen. Diese sind die spezifische Kraft, die Drehraten und die magnetische Flussdichte. Die Beobachtungen werden von Messplattformen durchgeführt. Die Messplattformen können in zwei verschiedene Arten unterteilt werden: kardani-sche und analytische Plattformen. Die kardani-sche Plattform bleibt während der ganzen Messung stabil im Raum und muss zu Beginn ausgerichtet werden. Bei der analytischen Plattform wird die Raumlage aus bekannten Beschleunigungen wie beispielsweise Erdrotation und Erdanziehung hergeleitet. Bei der Ausrichtung der Plattformen treten jedoch Probleme auf, die berücksichtigt werden müssen. Berücksichtigt werden muss beispielsweise die Existenz von Gravitationsfeldern, wodurch eine Gravitationskraft herrscht, die die kinematische Beschleunigung eines Körpers überlagert. Es treten außerdem abhängig vom gewählten Referenzrahmen Scheinkräfte auf. Diese werden hervorgerufen durch die Rotation des Referenzrahmens relativ zum inertialen Rahmen. Diese Kräfte müssen in den Beobachtungen berücksichtigt werden.

Die Erläuterungen der folgenden Unterkapitel beziehen sich auf Hofmann-Wellen-hof et al. (2003) und Groves (2013).

2.2.1 Spezifische Kraft

Die spezifische Kraft wird von Beschleunigungssensoren bestimmt. Die Wahrnehmung der spezifischen Kraft findet mit Bezug auf den inertialen Rahmen statt. Sie kann in jedem Rahmen ausgedrückt werden. Teil der spezifischen Kraft ist die Gravitation, welche die Anziehungskraft von Massen beschreibt. Befindet sich ein Körper im freien Fall, so ist die spezifische Kraft Null und es wirkt nur die Gravitationskraft. Aus der spezifischen Kraft will man die Kinematik eines Körpers bestimmen. Dazu wird jedoch nicht die spezifische Kraft als Ganzes benötigt, sondern die Beschleunigung des Körpers, die darin enthalten ist.

Die Beschleunigungsmessungen werden, wie bereits erwähnt, von Scheinbeschleunigungen beeinflusst, welche berücksichtigt werden müssen. Doch zunächst wird ein Körper betrachtet, der sich in Ruhe befindet und für den das erste Newtonsche Gesetz besagt:

2 Grundlagen inertialer Navigation

Ein Körper verharrt im Zustand der Ruhe oder der gleichförmigen Translation, sofern er nicht durch einwirkende Kräfte zur Änderung seines Zustands gezwungen wird.

Das erste Newtonsche Gesetz kann auch durch die Gleichung des Impulses, mit Impuls \mathbf{p} , träger Masse m_i und Geschwindigkeit \mathbf{v} ausgedrückt werden:

$$\mathbf{p} = m_i \mathbf{v} \quad (2.15)$$

Es gilt der Impulserhaltungssatz für das gesamte inertielle System. Ändert sich der Impuls mit der Zeit, so tritt eine äußere Krafteinwirkung auf, welche auf das zweite Newtonsche Gesetz führt, welches besagt:

Die Änderung der Bewegung ist der Einwirkung der bewegenden Kraft proportional und geschieht nach der Richtung derjenigen geraden Linie, nach welcher jene Kraft wirkt.

Das kann durch folgende Gleichung ausgedrückt werden, die die Kraft \mathbf{F} , die träge Masse m_i und die Beschleunigung \mathbf{a} respektive $\ddot{\mathbf{x}}$ in einen linearen Zusammenhang bringt:

$$\mathbf{F} = \frac{d}{dt}(m_i \mathbf{v}) = m_i \mathbf{a} = m_i \ddot{\mathbf{x}} \quad (2.16)$$

Gravitationsfelder erzeugen eine Krafteinwirkung. Aus diesem Grund muss die Gleichung $\mathbf{F} = m_i \ddot{\mathbf{x}}$ erweitert werden. Diese Erweiterung erfolgt über den Gravitationsvektor \mathbf{g} und über die Gravitationsmasse m_g :

$$m_g \mathbf{g} + \mathbf{F} = m_i \ddot{\mathbf{x}} \quad (2.17)$$

Der Term $m_g \mathbf{g}$ entspricht dabei der Gravitationskraft \mathbf{F}_g , mit der Gravitationskonstante G , der Erdmasse M , der Distanz zwischen den Massen l und dem Einheitsvektor zwischen den beiden Massen \mathbf{e}_l :

$$\mathbf{F}_g = G \frac{m_g \cdot M}{l^2} \mathbf{e}_l = m_g \mathbf{g} \quad (2.18)$$

Werden nun die träge Masse und die schwere Masse gleich gesetzt (Einsteinsches Äquivalenzprinzip) durch $m_i = m_g = m$ kann Formel 2.17 umgewandelt werden zur Basisgleichung der inertialen Navigation:

$$\mathbf{g} + \mathbf{f} = \ddot{\mathbf{x}} \quad (2.19)$$

Diese Gleichung vereinigt im inertialen Rahmen die unbekannte Kinematik des Körpers $\ddot{\mathbf{x}}$, die aus Modellen bekannte Gravitation \mathbf{g} und die von Akzelerometern gemessene spezifische Kraft \mathbf{f} .

2.2.2 Drehraten

Die Drehrate $\omega_{\beta\alpha}^\gamma$ gibt die Geschwindigkeit an, mit welcher die Achsen eines Rahmens α bezüglich der Achsen eines Rahmens β ausgedrückt in einem Rahmen γ rotieren, und gibt also eine Winkelgeschwindigkeit an. Der Drehratenvektor $\omega_{\beta\alpha}^\gamma$ liefert dabei die Rotationsachse. Neben der vektoriellen Darstellung kann auch eine Matrixschreibweise verwendet werden. Die Matrix des Drehratenvektors ist schiefssymmetrisch:

$$\Omega_{\beta\alpha}^\gamma = \begin{pmatrix} 0 & -\omega_{\beta\alpha,3}^\gamma & \omega_{\beta\alpha,2}^\gamma \\ \omega_{\beta\alpha,3}^\gamma & 0 & -\omega_{\beta\alpha,1}^\gamma \\ -\omega_{\beta\alpha,2}^\gamma & \omega_{\beta\alpha,1}^\gamma & 0 \end{pmatrix} \quad (2.20)$$

Die bekannteste Drehrate respektive den bekanntesten Drehratenvektor liefert die Erde selbst durch die Erdrotation. Die Erde rotiert um eine mittlere Rotationsachse, welche auch der x_3 -Achse des erdfesten sowie des raumfesten Äquatorsystems entspricht und folgendermaßen ausgedrückt werden kann:

$$\omega_{ie}^i = \omega_{ie}^e = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ \omega_{ie} \end{pmatrix} \quad (2.21)$$

Die letzte Komponente dieses Vektors gibt gleichzeitig die Geschwindigkeit der Rotation an. Die Messung dieses Vektors erfolgt, wie auch die Messung von Drehraten allgemein durch Gyroskope (siehe Kapitel 2.3.2).

2.2.3 Magnetische Flussdichte

Ein magnetisches Feld wird durch die magnetische Flussdichte \mathbf{m} beschrieben, welche in der SI-Einheit Tesla (T) gegeben ist. Dabei entspricht $1 T = 1 kgA^{-1}s^{-2}$ des internationalen Einheitssystems (SI - *Système international d'unités*). Das Magnetfeld der Erde wird durch seine Feldlinien schematisch in Abbildung 2.10 gezeigt. Es kann durch die Intensität der Flussdichte B , den Deklinationswinkel α und durch die Inklination γ im lokalen Navigationsrahmen, also im lokalen Horizontsystem (l) beschrieben werden (Das Subskript E deutet dabei auf das Erdmagnetfeld hin):

$$\mathbf{m}_E^l(\mathbf{x}, t) = \begin{pmatrix} \cos \alpha_{IE}(\mathbf{x}, t) \cos \gamma_{IE}(\mathbf{x}, t) \\ \sin \alpha_{IE}(\mathbf{x}, t) \cos \gamma_{IE}(\mathbf{x}, t) \\ \sin \gamma_{IE}(\mathbf{x}, t) \end{pmatrix} B_E(\mathbf{x}, t) \quad (2.22)$$

Die Parameter zur Beschreibung des Erdmagnetfeldes sind jeweils abhängig von ihrer Position sowie der Zeit. Daher ist auch das Erdmagnetfeld sowohl abhängig von der Position \mathbf{x} als auch von der Zeit t . Die Unterschiede der Flussdichte betragen am Äquator etwa $30 \mu T$ und etwa $60 \mu T$ an den Polen. Der Deklinationswinkel α gibt die Richtung der Magnetfeldlinien an. Dieser wird zur Bestimmung des

2 Grundlagen inertialer Navigation

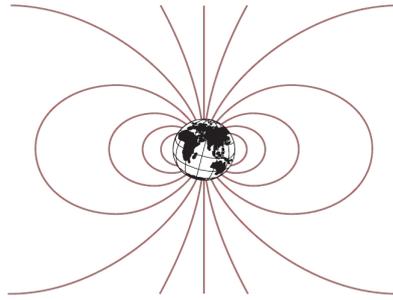


Abbildung 2.10: Schematische Darstellung des Magnetfelds der Erde

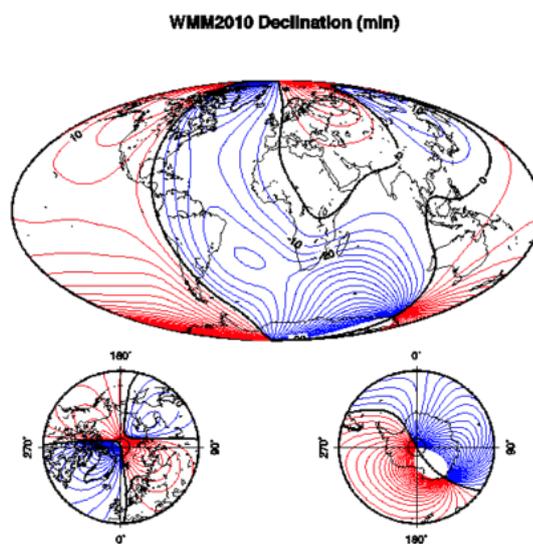


Abbildung 2.11: Magnetische Deklination auf Meeressniveau von 2010 (berechnet aus WMM2010)⁹

Headings eines sich bewegenden Körpers benötigt. Abbildung 2.11 stellt den Deklinationswinkel, berechnet aus den Koeffizienten des "World Magnetic Modell 2010" (WMM2010), dar. Die Graphik oben zeigt die Deklination der gesamten Erde. Die beiden unteren Graphiken zeigen speziell die jeweilige Deklination am Nord- und Südpol. Der Deklinationswinkel α beträgt in Graz momentan etwa 3° . Die Inklination gibt den Neigungswinkel des Erdmagnetfelds zur Horizontalen an und wird schematisch in Abbildung 2.12 gezeigt. Diese Abbildung zeigt außerdem den Feldstärkevektors \mathbf{H} , der ein Vektorfeld über die Erde aufstellt.

An der Erdoberfläche besteht der magnetische Feldstärkevektor aus zwei Komponenten. Dies ist zum einen die Horizontalkomponente, welche in die magnetische Nord-Süd-Richtung zeigt. Die andere Komponente entspricht einer radialen, welche senkrecht zur Erdoberfläche ausgerichtet ist. In Abbildung 2.12 sind diese beiden Komponenten als Einheitsvektoren \mathbf{e}_h und \mathbf{e}_r dargestellt. Der Feldvektor \mathbf{H} ist mit einer Inklination γ gegenüber der Erdoberfläche, welche grob einer Horizontalen

⁹Grafik aus http://en.wikipedia.org/wiki/World_Magnetic_Model - 13.6.14, 8:00

2 Grundlagen inertialer Navigation

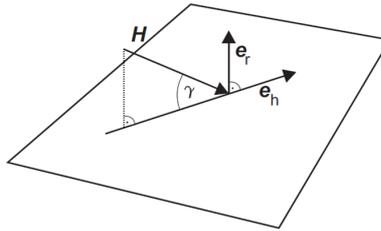


Abbildung 2.12: Schematische Darstellung der Inklination des Magnetfelds

entspricht, geneigt.

In der Bestimmung des Headings ist die Deklination die wichtigste Komponente des Magnetfelds. Intensität und Inklination werden nicht benötigt, um die Nordrichtung ermitteln zu können.

2.3 Sensoren

In der inertialen Navigation spielen vor allem zwei Sensorgruppen eine wichtige Rolle: Akzelerometer und Gyroskope. Diese liefern Daten, mit deren Hilfe man eine relative Positionierung durchführen kann. Mit Hilfe der Akzelerometer werden Beschleunigungen gemessen, die auf einen Körper wirken, mit Hilfe der Gyroskope misst man die Drehraten des Körpers. Diese Beobachtungen beziehen sich auf ein inertiales System.

Bei der Verwendung von kostengünstigen (*low-cost*) Sensoren in der inertialen Navigation, gibt es neben den Beschleunigungs- und Drehratensensoren einen weiteren wichtigen Sensor: das Magnetometer. Dabei muss beachtet werden, dass sich die Daten des Magnetometers nicht auf ein inertiales System beziehen und das Magnetometer daher kein inertialer Sensor ist.

In den folgenden Unterkapiteln werden diese Sensoren näher erläutert. Die Beschreibungen stammen aus Hofmann-Wellenhof et al. (2003) und Groves (2013) sowie Schnabel (2012) und <http://www.memsnet.org/> 03.06.2014.

2.3.1 Akzelerometer

Wie bereits oben erwähnt, werden mit Hilfe des Akzelerometers Beschleunigungen gemessen. Aus diesem Grund wird ein Akzelerometer auch Beschleunigungsmesser oder Beschleunigungssensor genannt.

Die Grundidee eines Beschleunigungssensors ist es, durch die Messung der Auslenkung einer Prüfmasse einen Rückschluss auf die Beschleunigung zu erhalten. Diese Auslenkung entsteht durch die Kraft, die auf den Sensor wirkt. Es gibt zwei

2 Grundlagen inertialer Navigation

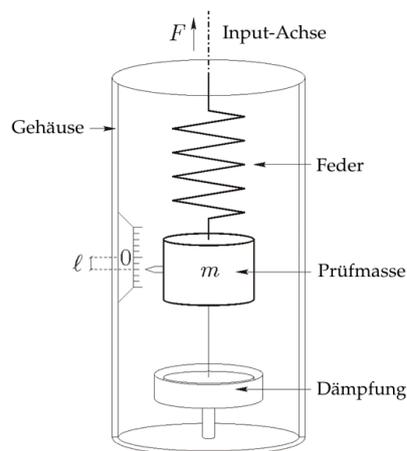


Abbildung 2.13: Schematische Darstellung eines *open-loop* Federbeschleunigungssensors¹⁰

Arten von Sensoren: *open-loop* und *closed-loop* Sensoren. Der Unterschied zwischen den Sensoren liegt in der Ablesung. Beim *open-loop* Sensor wird die Auslenkung der Prüfmasse direkt abgelesen. Dazu gibt es diverse Ablesemechanismen: mechanische Skala, Leistungsabgriff, piezo-elektrischer Abgriff, optischer Detektor. Die *closed-loop* Sensoren versuchen, die Prüfmasse stabil beziehungsweise in Ruhe zu halten. Das realisieren sie durch die Generierung einer Kraft, die entgegen der spezifischen Kraft wirkt. Die Gegenkraft, die aufgewendet werden muss, wird von einem Kraftgenerator (*forcer*) erzeugt. Gemessen wird also nicht die Auslenkung direkt, sondern die Kraft die aufgewendet werden muss, um die Prüfmasse in Ruhe zu halten.

In Abbildung 2.13 sind die grundlegenden Elemente eines *open-loop* Beschleunigungssensors dargestellt. In dieser Darstellung handelt es sich um einen linearen Federsensor. An der Feder ist die Prüfmasse m befestigt. Diese hat einen Freiheitsgrad und kann sich nur in einer Achse (Input-Achse oder sensitive Achse) relativ zum Gehäuse bewegen. Die Feder wiederum ist mit dem Instrumentengehäuse verbunden. Mit Hilfe der Skala an der Seite des Gehäuses kann die Auswirkung der Kraft (Auslenkung l) direkt abgelesen werden (*mechanical scale*). Des weiteren befindet sich eine Dämpfung (kalibrierte Sperre) im Gehäuse, um einen Idealfall der Schwingung zu erreichen.

Allgemein kann diese Art von Beschleunigungssensor mit einer linearen Differentialgleichung modelliert werden:

$$m\ddot{l} + k_v\dot{l} - k_e l = F \quad (2.23)$$

Dabei entspricht m der Prüfmasse, l, \dot{l}, \ddot{l} der relativen Auslenkung der Prüfmasse respektive der ersten und zweiten Ableitung dazu, k_v ist der Dämpfungskoeffizient und k_e entspricht der Federkonstante. F ist die Kraft, die entlang der Input- oder

¹⁰Graphik nach Hofmann-Wellenhof et al. (2003)

2 Grundlagen inertialer Navigation

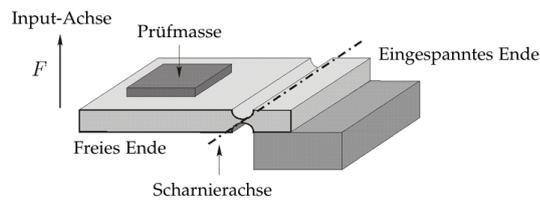


Abbildung 2.14: Schematische Darstellung eines *open-loop* Pendelakzelerometers¹¹

sensitiven Achse des Sensors wirkt. Die Lösung dieser Differentialgleichung ist die gedämpfte harmonische Schwingung. Bleibt die Kraft F konstant ($F = \text{const.}$), so ist nach dem Einschwingen auch die Auslenkung l konstant ($l = \text{const.}$). Bei einer konstanten Auslenkung liefern die erste und zweite Ableitung nach der Zeit den Wert Null. Die Terme $m\ddot{l}$ und $k_v\dot{l}$ verschwinden daher und es bleibt nur mehr das Hooksche Gesetz:

$$-k_e l = F \quad (2.24)$$

Das Hooksche Gesetz gilt für kleine Auslenkungen und zeigt auf, dass die Auslenkung l der Prüfmass m proportional zur auftretenden Kraft F ist, und somit auch zur Beschleunigung entlang der Input-Achse. Die Achse der Feder und die Input-Achse liegen in diesem Fall in einer Geraden. Anders ist das bei einem Pendelakzelerometer. Abbildung 2.14 zeigt schematisch einen Pendelsensor. Die Prüfmass m befindet sich an dem frei beweglichen Ende des Pendels, das mit Hilfe eines Scharniergelenks an dem eingespannten Ende am Gehäuse befestigt ist. Die Kraft F entlang der Input-Achse tritt orthogonal zur Scharnierachse auf. Wirkt eine Kraft auf das Scharnier, so tritt eine Bewegung auf, welche wiederum messbar ist.

Eine andere Art des Sensordesigns liefern die vibrierende Akzelerometer. Es handelt sich dabei um schwingende Systeme. Die Grundidee dieser Systeme liegt in der Eigenfrequenz einer Masse, die auf einem vibrierenden Draht befestigt ist. Die Eigenfrequenz ändert sich, sobald eine Beschleunigung in Richtung des Drahtes auftritt. Diese Idee wird für den *vibrating beam accelerometer (VBA)* angewendet, siehe Abbildung 2.15. Bei einem VBA werden zwei vibrierende Quarzresonatoren entlang der Input-Achse an beiden Seiten eines Pendels angebracht. Zum einen werden sie fixiert am freien Ende des Pendels, zum anderen am eingespannten Ende, welches direkt mit dem Gehäuse verbunden ist. Tritt nun eine Kraft entlang der Input-Achse auf, führt dies zu einer Auslenkung des Pendel. Dies führt zu einer Dehnung des einen Resonators und zur Stauchung des anderen. Durch die Dehnung und Stauchung ändert sich auch jeweils die Frequenz der beiden Resonatoren. Aus diesen Frequenzänderungen kann ein Rückschluss auf die Beschleunigung gezogen werden.

Momentan erfolgt eine Entwicklung der Akzelerometer auf Grund von mikroelektromechanischen Systemen (MEMS) hinsichtlich ihrer Größe. Die verkleinerten

¹¹Graphik nach Hofmann-Wellenhof et al. (2003)

2 Grundlagen inertialer Navigation

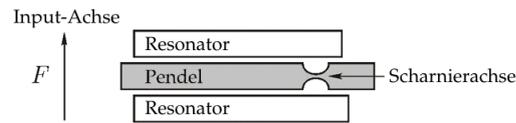


Abbildung 2.15: Schematische Darstellung eines *vibrating beam accelerometer*¹²

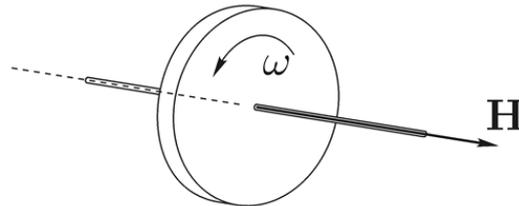


Abbildung 2.16: Schematische Darstellung eines rotierenden Körpers¹³

Beschleunigungssensoren können beispielsweise wie ein Pendelakzelerometer realisiert werden. Dazu wird eine größere Anzahl an miniaturisierten Sensoren auf eine Siliziumscheibe angebracht und mit Hilfe einer elektrostatischen Gegenkraft wird die Prüfmass jedes Sensors in Ruhe gehalten (*closed-loop* Sensor). Durch diese Miniaturisierung können die Sensoren in konventionellen inertialen Messeinheiten, sowie auch in Smartphones, Smartwatches und weiteren elektronischen Geräten verwendet werden. Die Miniaturisierung der Sensoren wird in Kapitel 2.3.4 näher erläutert.

2.3.2 Gyroskope

Das Grundprinzip von Gyroskopen oder Kreiseln ist die Messung der Winkelgeschwindigkeit respektive Drehrate des Navigationsrahmens relativ zum inertialen Raum. Dabei gibt es verschiedene Realisierungen von Kreiseln: Mechanische Gyroskope (rotierender Körper oder vibrierender Körper) und optische Kreisel (beruhen auf relativistischen Effekten).

Bei **rotierenden mechanischen Kreiseln** dreht sich eine Scheibe mit einer hohen Winkelgeschwindigkeit ω um die eigene Drehachse. Voraussetzung dafür ist eine Lagerung der Masse mit minimaler Reibung und symmetrisch zum Massenzentrum. Abbildung 2.16 zeigt schematisch einen rotierenden Körper mit der Winkelgeschwindigkeit ω und dem in Richtung der Drehachse zeigenden Drehimpuls H .

Ein frei gelagerter rotierender Kreisel versucht seine Rotationsachse im inertialen Raum beizubehalten. Erst wenn von außen Kräfte einwirken, entsteht das Drehmoment M . Die von außen wirkenden Kräfte verursachen eine Änderung

¹²Graphik nach Hofmann-Wellenhof et al. (2003)

¹³Graphik nach Hofmann-Wellenhof et al. (2003)

2 Grundlagen inertialer Navigation

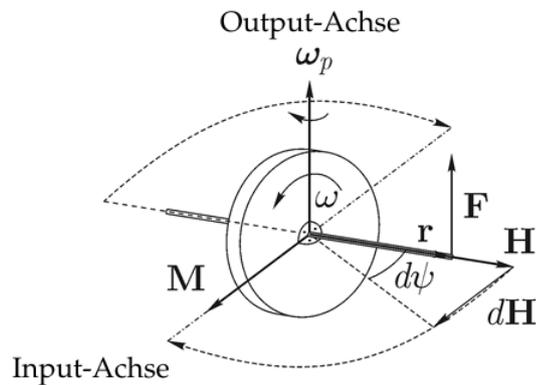


Abbildung 2.17: Präzession eines rotierenden Körpers auftretend durch externe Krafteinwirkung¹⁴

des Drehimpulses, aber nicht in der Länge sondern in der Richtung. Es entsteht eine Drehung der Drehachse respektive des Drehimpulses um eine Achse ω_p , die orthogonal auf das Drehmoment \mathbf{M} und auf den Drehimpuls \mathbf{H} ist. Diese Auswirkung wird Präzession genannt. Sie tritt so lange auf, bis sich der Drehimpuls nach dem auftretenden Drehmoment ausrichtet. Abbildung 2.17 zeigt einen rotierenden Körper mit dem Drehimpuls \mathbf{H} , sowie dem auftretenden Drehmoment \mathbf{M} und der Präzession um die Output-Achse. Weiters zeigt die Abbildung auch die sensitive Achse respektive Input-Achse des rotierenden Körpers, welche durch die Richtung des Drehmoments definiert wird.

Der Drehimpuls \mathbf{H} ergibt sich aus dem Trägheitstensor \mathbf{C} und der Rotationsachse ω - siehe Formel 2.25. Das Drehmoment \mathbf{M} entsteht erst, wenn eine Kraft auf den Drehimpuls wirkt, dieser sich also zeitlich ändert - siehe Formel 2.26

$$\mathbf{H} = \mathbf{C}\omega \quad (2.25)$$

$$\mathbf{M} = \frac{d\mathbf{H}}{dt} \quad (2.26)$$

In Abbildung 2.17 erkennt man den Zusammenhang zwischen der Kraft \mathbf{F} und des Hebelarms, der als Vektor \mathbf{r} vom Massenzentrum bis zum Punkt der Krafteinwirkung dargestellt wird. Aus dem Kreuzprodukt dieser beiden Vektoren kann der Drehimpuls ebenfalls ermittelt werden.

$$\mathbf{M} = \mathbf{r} \times \mathbf{F} \quad (2.27)$$

Die bereits erwähnte Richtungsänderung des Drehimpulses durch das Drehmoment kann durch eine kleine Rotation um die Achse $d\psi$ mit einem Winkel $d\psi$ (Norm des Vektors $d\psi$) beschrieben werden $d\mathbf{H} = \mathbf{H} \times d\psi$. Durch eine Umformung erhält

¹⁴Graphik aus Hofmann-Wellenhof et al. (2003)

2 Grundlagen inertialer Navigation

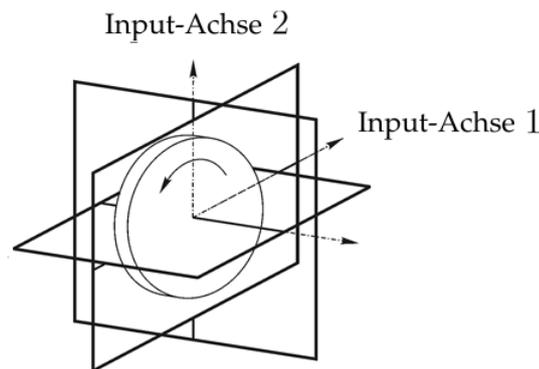


Abbildung 2.18: Schematische Darstellung eines freien Gyroskops¹⁵

man zunächst Formel 2.28 und daraufhin durch eine weitere Umformung Formel 2.29.

$$\mathbf{M} = \mathbf{H} \times \boldsymbol{\omega}_p \quad (2.28)$$

$$\boldsymbol{\omega}_p = \frac{\|\mathbf{M}\|}{\|\mathbf{H}\|} \quad (2.29)$$

Es gibt zwei grundlegende Arten von rotierenden Gyroskopen: Freie Gyroskope (*free gyros*) und eingezwängte Gyroskope (*forced gyros*). Die freien Gyroskope zeichnen sich durch zwei Freiheitsgrade aus (*two-degree-of-freedom* - TDF). Sie sind frei durch zwei orthogonale Kardanringe aufgehängt. Der Sensor fixiert dabei seine drehende Achse im inertialen Raum. Alle externen Kräfte, die auftreten können, werden von den Kardanringen beziehungsweise von der Aufhängung "absorbiert". Die Rotation der Kardanrahmen bezüglich der Drehachse werden beobachtet. Die Dreh- beziehungsweise Kreiselachse bleibt aber immer konstant.

Beim eingezwängten Gyroskop wird nur mehr ein Kardangelenke zur Aufhängung verwendet. Das bedeutet, dass nur mehr eine Bewegung zugelassen wird. Das Drehmoment, das entlang der sensitiven Achse wirkt führt zu einer Prezession der Drehachse um die Outputachse. Diese Prezession wird gemessen. Für jede Koordinatenrichtung ist ein Drehratensensor vorgesehen.

Optische Gyroskope verwenden den relativistischen beziehungsweise den Sagnac-Effekt zur Bestimmung der Drehrate. Dabei wird folgendes Prinzip angewendet: Es werden zwei Laserstrahlen von einer Diode ausgeschiedt. Diese werden in die jeweils andere Richtung entlang eines geschlossenen ebenen Lichtpfades ausgesendet. Wenn sich der Ring in Ruhe befindet benötigen beide Laserstrahlen gleich viel Zeit, um wieder an der Diode anzukommen. Wenn der Ring nun rotiert wird, muss der eine Laserstrahl einen längeren, der andere einen kürzeren Weg zurücklegen. Abbildung 2.20 zeigt im linken Bild den Ring in Ruhe, sowie die beiden Laserstrahlen die von der Diode ausgeschiedt werden. L bezeichnet dabei den gesamten Weg,

¹⁵Graphik aus Hofmann-Wellenhof et al. (2003)

2 Grundlagen inertialer Navigation

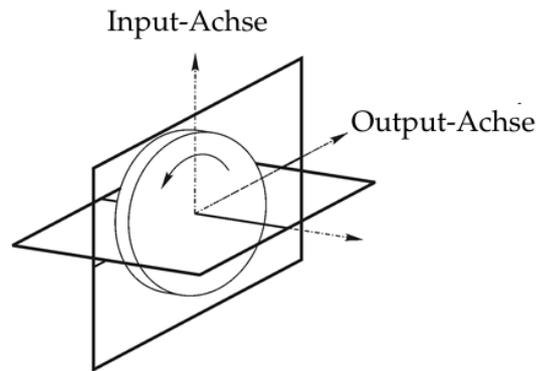


Abbildung 2.19: Schematische Darstellung eines eingezwängten Gyroskops¹⁶

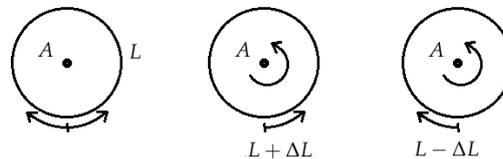


Abbildung 2.20: Schematische Darstellung eines optischen Gyroskops

den die Laserstrahlen hier zurücklegen. A entspricht der Fläche des Ringes. Im mittleren und im rechten Bild rotiert der Ring. Der Laserstrahl der sich im Ring mit der Rotation bewegt legt nun einen Weg von $L + \Delta L$ zurück, der Strahl, der sich entgegen der Rotation bewegt legt einen geringeren Weg von $L - \Delta L$ zurück. Im linken Bild ist dabei klar zu erkennen, dass der Weg für diesen Lichtstrahl kürzer wird, da die Lichtquelle dem Strahl entgegenkommt.

Die Differenz der Distanz ΔL kann gemessen werden. Sie ist abhängig von der Geschwindigkeit der Rotation ω , von der Lichtgeschwindigkeit c (Konstante), und von der vom Ring eingeschlossenen Fläche A . Je größer diese Fläche ist, desto genauer bestimmbar wird die Differenz der Distanz. Folgende Formel zeigt den Zusammenhang:

$$\Delta L = \frac{2\omega}{c} \cdot A \quad (2.30)$$

Es gibt zwei prinzipielle Arten, die Rotation zu messen: Resonator-Prinzip und interferometrisches Prinzip. Beim-Resonator Prinzip wird die Lichtpfadlänge so gewählt, dass die beiden Lichtstrahlen eine stehende Welle generieren, die im inertialen Raum trotz einer Rotation des Lichtpfades fix bleibt. Beim interferometrischen Prinzip erfolgt eine Wiederverbindung der Lichtstrahlen nach Verlassen des Pfades. Diese generieren somit ein interferometrisches Muster (*pattern*), wodurch auf die Rotation rückgeschlossen werden kann.

¹⁶Graphik aus Hofmann-Wellenhof et al. (2003)

2 Grundlagen inertialer Navigation

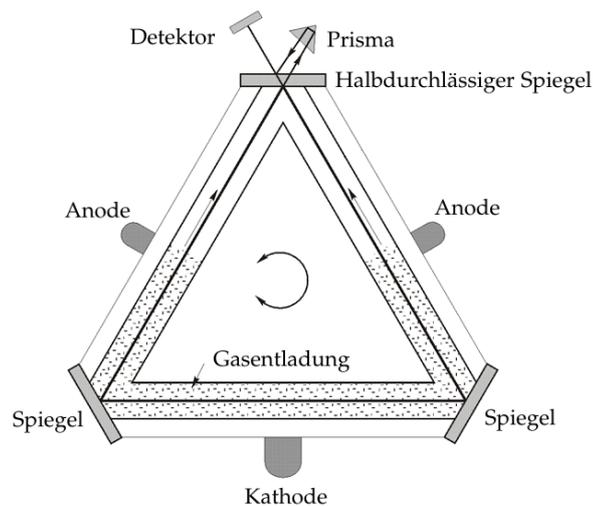


Abbildung 2.21: Schematische Darstellung eines Drei-Spiegel-Ring-Laser-Gyroskops¹⁷

Vertreter dieser beiden Arten sind zum einen das Ring-Laser-Gyroskop (RLG) und zum anderen das interferometrische Faser-optische Gyroskop (IFOG). Das RLG basiert auf dem Resonator-Prinzip. Der Lichtpfad erstreckt sich dabei über ein drei- oder vierseitiges Polygon, wodurch ein relativ kurzer Lichtpfad entsteht. An den Ecken dieses Polygons sind planare Spiegel angebracht, wobei einer dieser Spiegel halbdurchlässig ist und bewegt werden kann. Die Laserstrahlen entstehen durch eine Gasentladung. Die Pfadlänge des Strahls wird durch die Verschwenkung des beweglichen Spiegels kontrolliert. So ist es möglich eine stehende Welle zu erhalten. Ein Detektor zählt die Anzahl der Knoten der stehenden Welle bei einer Rotation des Gyroskops. Abbildung 2.21 zeigt ein Drei-Spiegel-Ring-Laser-Gyroskop.

Ein interferometrisches Faser-optisches Gyroskop folgt dem interferometrischen Prinzip. Der Lichtpfad geht bei dieser Art durch eine dicht gewickelte Glasfaser-spule, wodurch man einen langen Lichtpfad erhält. Der Laserstrahl wird durch einen Breitbandlaser außerhalb des Lichtpfades generiert. Es erfolgt eine Aufteilung in zwei Strahlen, die in die jeweils entgegengesetzte Richtung laufen (Uhrzeigersinn - UZS, und gegen den Uhrzeigersinn - GUZS). Die Strahlen werden am Ende des Lichtpfades wieder miteinander verbunden. Bei einer Drehung des Systems tritt eine Phasendifferenz zwischen den beiden Strahlen durch den Sagnac-Effekt auf, erkennbar in einem interferometrischem Muster. In Abbildung 2.22 wird ein interferometrisches Faser-optisches Gyroskop schematisch dargestellt.

2.3.3 Magnetometer

Ein weiterer wichtiger Sensor in der inertialen Technik ist das Magnetometer. Ein Magnetometer zählt streng nicht zu den inertialen Sensoren, da sich die Messung

¹⁷Graphik nach aus Hofmann-Wellenhof et al. (2003)

2 Grundlagen inertialer Navigation

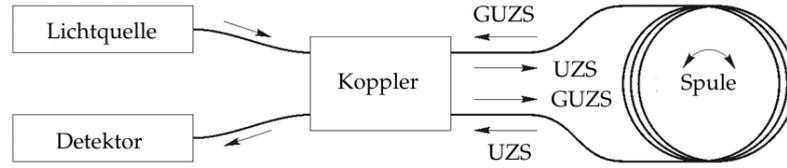


Abbildung 2.22: Schematische Darstellung eines interferometrischen Faser-optischen-Gyroscopes¹⁸

nicht auf einen inertialen Rahmen, sondern auf den lokalen Navigationsrahmen (lokaler Horizontrahmen) beziehen. In der inertialen Technik stützt das Magnetometer jedoch die kostengünstigen (*low cost*) inertialen Sensoren bei der Bestimmung der Lage beziehungsweise der Nordrichtung eines Körpers und wird darum auch hier erwähnt. Als Beobachtungsgrundlage dieses Sensors dient das Magnetfeld der Erde.

Mit Hilfe des Magnetometers kann die magnetische Flussdichte \mathbf{m} gemessen werden. Da die sensitiven Achsen nach den Achsen der inertialen Sensoren (Akzelerometer und Gyroskop) ausgerichtet werden, erfolgt auch die Messung der magnetischen Flussdichte im Körpersystem. Die gemessene Flussdichte unterscheidet sich von der magnetischen Flussdichte der Erde (siehe Formel 2.22) durch den Bezug zum Körpersystem (b) und der daraus resultierenden Koordinatentransformation, ausgedrückt durch die Matrix \mathbf{C}_i^b :

$$\mathbf{m}_m^b = \mathbf{C}_i^b \begin{pmatrix} \cos \alpha_{lm} \cos \gamma_{lm} \\ \sin \alpha_{lm} \cos \gamma_{lm} \\ \sin \gamma_{lm} \end{pmatrix} B_m \quad (2.31)$$

Die Matrix \mathbf{C}_i^b transformiert die Deklination α_{lm} , Inklination γ_{lm} und Intensität B_m vom lokalen Navigationsrahmen in den Körperrahmen, in welchem gemessen wird. Diese Transformation kann durch die *attitude*-Winkel *roll* und *pitch* beschrieben werden, welche das System in eine horizontale Ebene bringen. Das magnetische Heading wird durch den Parameter $\psi_{mb} = \psi_{lb} - \alpha_{lm}$ gegeben.

$$\mathbf{m}_m^b = \begin{pmatrix} \cos p & 0 & -\sin p \\ \sin r \sin p & -\cos r & \sin r \cos p \\ \cos r \sin p & \sin r & \cos r \cos p \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos \psi_{mb} \cos \gamma_{lm} \\ \sin \psi_{mb} \cos \gamma_{lm} \\ \sin \gamma_{lm} \end{pmatrix} B_m \quad (2.32)$$

Ein Magnetometer misst die magnetische Flussdichte. Diese besteht jedoch nicht nur aus der magnetischen Flussdichte der Erde (\mathbf{m}_E^l), sondern auch aus magnetischen Anomalien. Diese Anomalien können beispielsweise durch Gegenstände entstehen, die sich in der Nähe des Magnetometers befinden. Diese Gegenstände können dabei eisenhaltig sein. Es kann sich bei den Gegenständen auch um stromdurchflossene Leiter handeln, die ebenfalls ein Magnetfeld aufbauen. Diese Anomalien können Fehler im magnetischen Heading verursachen.

¹⁸Graphik nach aus Hofmann-Wellenhof et al. (2003)

Es gibt verschiedene Arten von Magnetometern: Fluxgatesensoren, Hall-Effekt Sensoren, magnetoinduktive Sensoren, magnetoresistive Sensoren. Die beiden letzteren eignen sich aufgrund ihrer kleinen Bauweise und ihrer ausreichenden Genauigkeit gut für Navigationsanwendungen. Diese Sensoren findet man oft in inertialen Messeinheiten. Genauere Sensoren sind beispielsweise Fluxgatesensoren, welche jedoch in ihrer Bauweise größer und teurer sind.

Magnetometer treten entweder als zwei- oder dreiachsige magnetische Kompass auf. Der zweiachsige Kompass muss horizontalisiert werden. Dadurch kann das "Fehlen" einer Achse kompensiert werden. Bei einem dreiachsigen Kompass werden die Daten von Beschleunigungssensoren verwendet, um eine Horizontierung zu erhalten.

Magnetoresistive Sensoren messen den elektrischen Widerstand in einem dünnen Film einer Nickel-Eisen-Legierung, der bei einer Änderung im Magnetfeld variiert. Diese Art von Magnetometer hat meist drei sensitive Achsen. Als integrierte Schaltkreise können sie massenhaft produziert werden, wodurch sie eine kostengünstige Variante sind. Dadurch werden magnetoresistive Sensoren oft in mikroelektromechanischen Systemen (MEMS), welche in kostengünstigen inertialen Messeinheiten eingesetzt werden, verwendet.

2.3.4 Mikroelektromechanische Systeme - MEMS

Der Ausdruck MEMS steht für Mikroelektromechanische Systeme. Diese Systeme bestehen aus mikroskopisch kleinen Elementen, welche Logikelemente und mikromechanische Strukturen vereinen. In diesen Systemen werden mechanische und elektronische Informationen verarbeitet. Dennoch gehen die physikalischen Dimensionen dieser miniaturisierten mechanischen und elektromechanischen Elemente von unter einem Mikrometer bis hin zu mehreren Millimetern aus. Die Systeme finden in verschiedensten Bereichen Anwendung wie beispielsweise in der Medizin, in Automobilbereichen oder im Unterhaltungsbereich. Ein typischer Anwendungsbereich eines MEMS-Sensors ist das Smartphone. Jedes Smartphone verwendet beispielsweise Beschleunigungssensoren in miniaturisierter Form um die Lage des Smartphones festzustellen und gegebenenfalls die Displayausrichtung zu drehen.

MEMS können aus einfachen Strukturen ohne bewegliche Teile bestehen. Es kann sich aber auch um komplexe elektromechanische Systeme mit mehreren beweglichen Elementen handeln, die von integrierter Mikroelektronik gesteuert werden. Dabei ist ein Hauptkriterium dieser Systeme, dass zumindest ein paar Elemente eine Art mechanische Funktionalität haben müssen, wobei ihre Beweglichkeit keine Rolle spielt. Mikroelektromechanische Systeme werden hauptsächlich als Sensoren und Aktoren verwendet, aber auch als Oszillatoren und Filter. Mikrosensoren und -aktoren bezeichnet man gerne als "*transducers*", da sie Energie von einer Form in eine andere Form umwandeln. Bei Mikrosensoren wird beispielsweise ein gemessenes mechanisches Signal (mechanische Information) in ein elektrisches Signal (elektronische Information) konvertiert.

Die Aufgabe von Mikrosystemen ist es, beispielsweise im Falle eines Sensors, bestimmte beobachtbare Phänomene zu messen. Viele dieser Mikrosysteme erreichen ähnliche und zum Teil auch bessere Messergebnisse als ihre "Makro"-Vorbilder. Der Vorteil der Mikrosysteme liegt aber hauptsächlich in ihrer Produktion. Vorteilhaft sind dabei die geringeren Herstellungskosten. Die Mikroelektromechanischen Systeme werden aus Silizium hergestellt. Das bedeutet, dass die miniaturisierten mechanischen und elektromechanischen Elemente auf einem Siliziumplättchen zusammengefügt werden. Die Elektronik verwendet dabei Sequenzen von integrierten Schaltkreisprozessen. Die mikromechanischen Komponenten verwenden Prozesse, bei welchen selektiv Teile des Siliziumplättchens weggeätzt werden, oder aber neue Strukturschichten hinzugefügt werden.

2.4 Resümee

Dieses Kapitel behandelte unterschiedliche Positionierungsmethoden, inertielle Sensoren und ihre Beobachtungsgrößen. Beschrieben wurden Methoden zur absoluten sowie zur relativen Positionierung, wobei die relativen Methoden bezüglich der inertialen Technik eine wichtigere Rolle spielen. Bei einem relativen Positionierungsansatz erfolgt die Berechnung eines Basislinienvektors ausgehend von einem bekannten Punkt zu einem Neupunkt, wodurch eine relative Position ermittelt wird. Der in der Vorepoche ermittelte Neupunkt dient als Ausgangspunkt für die Positionsbestimmung eines Neupunktes der nächsten Epoche. Der Basislinienvektor kann mit Hilfe von Akzelerometern und Gyroskopen, gestützt durch ein Magnetometer, bestimmt werden. Durch den Einsatz von miniaturisierten Sensoren kann die Positionsbestimmung in Innenräumen mittels inertialer Sensoren auch für Fußgänger realisiert werden.

3 Algorithmen

Relative Positionierung (siehe 2.1.4) mit inertialen Sensoren (*Pedestrian Dead Reckoning* - PDR) kann inertial-basiert oder schritt-basiert durchgeführt werden. Der schritt-basierte Ansatz benötigt drei Phasen zur Positionsbestimmung:

- Schrittdetektion,
- Schrittlängenschätzung und
- Richtungsschätzung.

Es gibt vor allem bei der Schrittdetektion und bei der Schrittlängenschätzung zahlreiche Möglichkeiten und Algorithmen. In den nachfolgenden Unterkapiteln werden ausgewählte Algorithmen, die in dieser Arbeit implementiert wurden, erläutert.

3.1 Schrittdetektion

Bei der Schrittdetektion kann man unterscheiden zwischen der Detektion eines Doppelschritts und der Detektion eines einzelnen Schrittes. Diese beiden Arten unterscheiden sich prinzipiell nur in der Länge des Schrittes. Der Doppelschritt bezeichnet den Schritt von einer Ruhe-Phase des Fußes zur nächsten. Dies bedeutet, von einer Berührung des Fußes mit dem Boden bis zur nächsten Berührung des Bodens mit dem gleichen Fußes. Ein Schritt bezeichnet hingegen die Berührung des einen Fußes mit dem Boden bis zur Berührung des anderen Fußes mit dem Boden.

Die Algorithmen zur Schrittdetektion detektieren entweder einen einzelnen Schritt oder einen Doppelschritt, was im folgenden genauer erläutert wird. Es wurden drei Algorithmen näher untersucht: *Zero-Velocity-Interval-Algorithmus* (kurz: ZVI-Algorithmus) nach Park and S. (2010), *Frequenz-Algorithmus*, *Exponentially-Weighted-Moving-Average-Algorithmus* (kurz: EWMA-Algorithmus).

3.1.1 Zero-Velocity-Interval

Der *Zero-Velocity-Interval-Algorithmus* oder ZVI-Algorithmus eignet sich nur zur Schrittdetektion bei Montierung der inertialen Messeinheit am Fußrücken, siehe Abbildung 3.1. Die Sensorachsen sind dabei folgendermaßen angeordnet: Die x_1 -Achse (x -Achse) zeigt in Gehrichtung, die x_3 -Achse (z -Achse) ist parallel zur Körperachse und zeigt nach oben Richtung Zenit, die x_2 -Achse (y -Achse) liegt orthogonal auf die beiden anderen Achsen und bildet ein Rechtssystem dazu.

3 Algorithmen

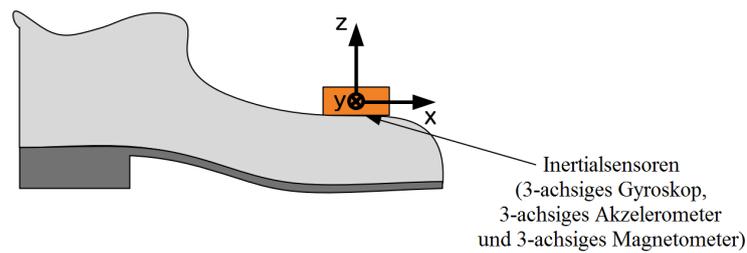


Abbildung 3.1: Positionierung der inertialen Messeinheit am Fuß¹

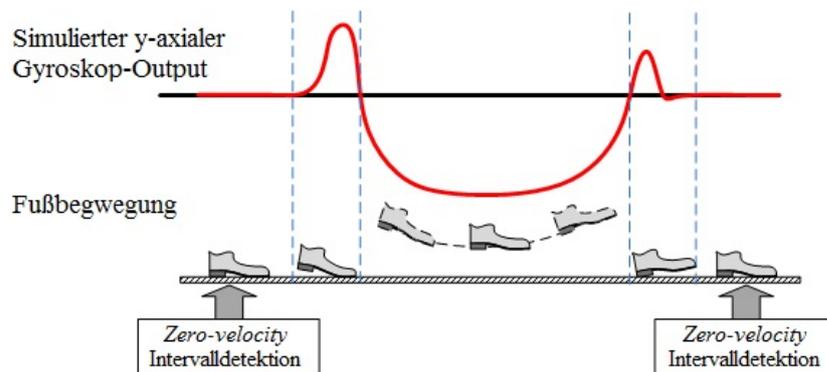


Abbildung 3.2: Bewegung des Fußes während eines Schrittes und simulierte Gyroskopdaten (y-Achse)²

Durch diese Sensorachsenkonstellation tritt die Hauptdrehung bei einem Schritt in der y-Achse auf. In Abbildung 3.2 erkennt man, welche Daten der y-axiale Gyroskopsensor im bestmöglichen Fall liefern soll. Diese Hauptdrehung in der y-Achse tritt periodisch bei jedem Schritt auf.

Dieser Algorithmus verwendet zur Schrittdetektion die Abfolge der regelmäßigen Bewegung. Aus diesem Grund werden die Sensordaten der y-Achse des Gyroskops zunächst in Regionen unterteilt. Bezeichnet man die Gyroskopsensordaten der y-Achse mit z_i , und unterteilt diese in vier Regionen, so erhält man eine Funktion $f(z_i)$, die nur mehr vier verschiedene Werte enthält:

$$f(z_i) = \begin{cases} 1, & |z_i| \leq \alpha_1 \\ 2, & z_i > \alpha_2 \\ 3, & z_i < -\alpha_2 \\ 0, & \text{sonst} \end{cases} \quad \text{wobei } 0 < \alpha_1 \leq \alpha_2 \quad (3.1)$$

Die Werte von α_1 und α_2 bilden dabei Schranken, um die Daten in vier Regionen zu unterteilen. All jene Daten, die sich im Wertebereich um von $-\alpha_1$ bis $+\alpha_1$ befinden, werden der Region 1 zugeteilt (Werte in der Nähe der schwarzen Linie in Abbildung 3.2). Liegen die Gyroskopdaten auf der schwarzen Linie, so wird

¹Graphik nach Park and S. (2010)

²Graphik nach Park and S. (2010)

3 Algorithmen

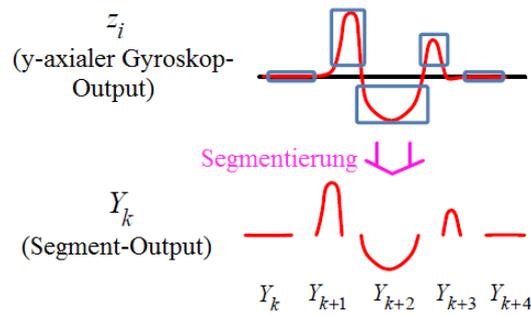


Abbildung 3.3: Segmentierung der Gyroskopdaten (y-Achse)³

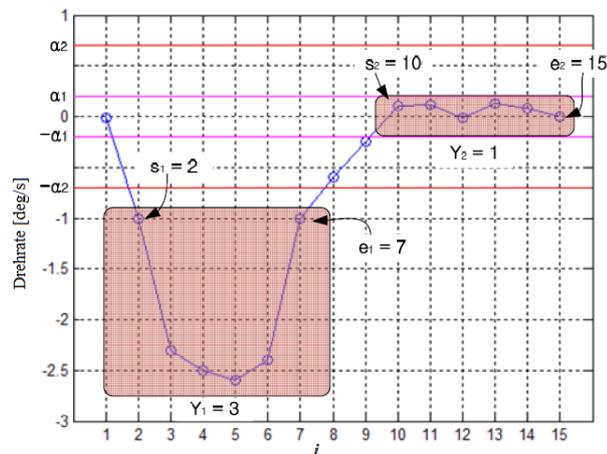


Abbildung 3.4: Beispiel einer Segmentierung der Gyroskopdaten (y-Achse)⁴

der Fuß nicht bewegt. Diese Linie entspricht daher dem Wert Null. Daten, welche größer als α_2 sind liegen somit überhalb der schwarzen Linie und bilden die Region 2, Daten, die kleiner als $-\alpha_2$ sind liegen unterhalb dieser Linie und bilden die Region 3. Werte, die sich nicht in die ersten drei Regionen einordnen lassen, werden einer Region 0 zugeordnet.

Um nun Segmente zu erstellen (siehe Abbildung 3.3), betrachtet man wiederum die Werte des Gyroskops z_i . Befinden sich aufeinanderfolgende Werte in einer Region j , so ergeben diese Werte ein Segment. Dabei ist die Anzahl der aufeinanderfolgenden Werte von Bedeutung. Nur wenn eine bestimmte Mindestanzahl (N_j) erreicht wird, so wird ein Segment Y_k gebildet, mit k als Segmentindex. Die Segmente erhalten als Wert den Wert der Region, wie Abbildung 3.4 beispielhaft zeigt.

Nach der Segmentierung erfolgt die Bestimmung der *zero-velocity* Intervalle. Dazu müssen die Daten des Gyroskops einerseits innerhalb einer bestimmten Schranke

³Graphik nach Park and S. (2010)

⁴Graphik nach Park and S. (2010)

3 Algorithmen

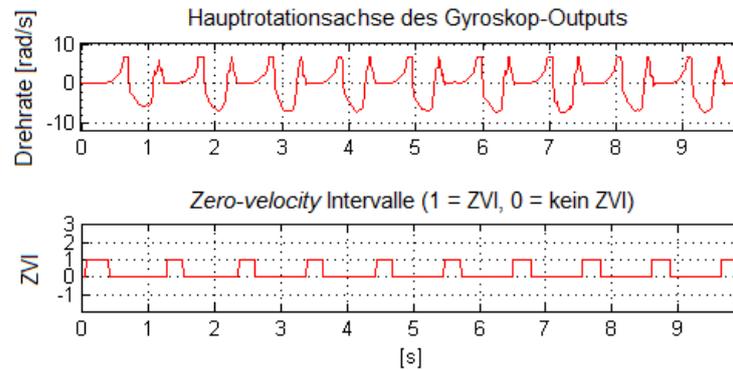


Abbildung 3.5: Gyroskopdaten (y-Achse) und dazugehörige *zero-velocity* Intervalle

sein ($|z_i| \leq \alpha_3$), und andererseits die Bedingungen aus Formel 3.2 erfüllen. Die Terme s_k und e_k stellen den jeweiligen Index dar, an dem ein Segment k startet beziehungsweise endet. Zeitpunkte am Anfang und Ende des Segments werden durch die Parameter β und γ kontrolliert. Diese beiden Parameter geben also an, welche Zeitpunkte an den Enden des Segments sich bereits in einem *zero-velocity*-Intervall befinden und welche nicht.

$$Y_{k-1} = 1, Y_k = 2 \quad (3.2)$$

$$s_{k-1} + \beta \leq i \leq e_{k-1} - \gamma$$

Dabei entsteht eine neue Funktion mit der Länge der Messungen. Sofern die Bedingungen erfüllt sind, wird dem jeweiligen Zeitpunkt als Funktionswert der Wert 1 zugewiesen. Werden die Bedingungen nicht erfüllt, erhält die Funktion den Wert 0. In Abbildung 3.5 werden im oberen Bild die Gyroskopdaten der y-Achse dargestellt. Im unteren Bild werden die dazugehörigen *zero-velocity*-Intervalle gezeigt, welche die detektierten Schritte darstellen.

Abschließend sollte nochmals erwähnt werden, dass diese Methode, Schritte zu detektieren, nur für am Fußrücken montierte inertielle Messeinheiten funktioniert. Durch diese Art der Montierung wird auch vorausgesetzt, dass nur ein Doppelschritt detektiert werden kann. Da der Algorithmus auf die Bewegung des Fußes eingeht, ist er in dieser Form ein sehr zuverlässiger Algorithmus und schafft es auch Bewegungspausen zu erkennen.

3.1.2 Frequenz

Der Frequenz-abhängige Algorithmus zur Schrittdetektion wurde implementiert, da sich der ZVI-Algorithmus zur Schrittdetektion nur dann eignet, wenn die inertielle Messeinheit am Fuß montiert wird. Für *hand-held* Systeme musste ein weiterer Algorithmus betrachtet werden.

3 Algorithmen

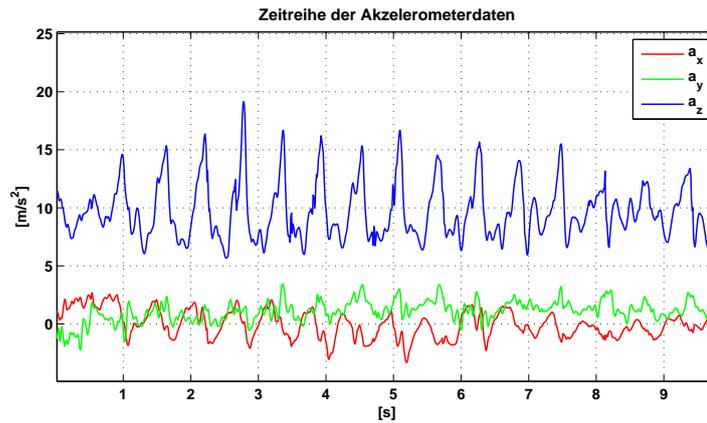


Abbildung 3.6: Akzelerometerdaten (*hand-held* IMU)

In Abbildung 3.6 sind die Daten der Akzelerometer der jeweiligen Sensorachsen in einer Zeitreihe dargestellt. Es handelt sich hierbei um die Akzelerometerdaten einer in der Hand getragenen inertialen Messeinheit (*Inertial Measurement Unit - IMU*). Die x_1 -Achse (x-Achse) zeigt dabei in Gehrichtung, die x_3 -Achse (z-Achse) zeigt Richtung Zenit und die x_2 -Achse (y-Achse) bildet orthogonal darauf ein Rechtssystem. In der Abbildung erkennt man vor allem in der z-Achse (blau) einen periodischen Verlauf mit bestimmter Frequenz. Dies ist die prinzipielle Idee dieses Algorithmus: die Bestimmung der dominanten Frequenz der Schritte. Dadurch ist es möglich die Zeitreihe in Intervalle einzuteilen und in diesen das jeweilige Maximum, die jeweilige Spitze zu detektieren. Die aufeinanderfolgenden Maxima stellen somit die Schritte respektive Doppelschritte dar. Diese Unterteilung ist abhängig von der Position der inertialen Messeinheit. Wird die inertielle Messeinheit in der Hand gehalten oder an der Hüfte montiert, so werden die einzelnen Schritte detektiert. Wenn sie aber am Fuß montiert wird, so werden Doppelschritte detektiert. Dies ist im Folgenden auch für die Schrittlänge wichtig.

Die Unterscheidung zwischen Schritt und Doppelschritt ist auch für die Intervalllänge und für das Intervall an sich entscheidend. Zunächst muss jedoch die dominante Frequenz der Bewegung bestimmt werden. Dazu erfolgt eine Transformation der Daten vom Zeitbereich in den Frequenzbereich mittels einer Fouriertransformation. Bei einer kontinuierlichen Funktion $f(t)$ würde die Fouriertransformation mittels Formel 3.3 erfolgen. Da es sich jedoch um diskrete Daten $f(k\Delta t)$ mit einer Länge N handelt, wird die Fouriertransformierte mit Formel 3.4 durchgeführt.

$$F(\eta) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \exp[-i2\pi\eta t] dt \quad (3.3)$$

$$F\left(\frac{n}{N\Delta t}\right) = \sum_{k=0}^{N-1} f(k\Delta t) \exp\left[-\frac{i2\pi nk}{N}\right], \quad n = 0, \dots, N-1 \quad (3.4)$$

3 Algorithmen

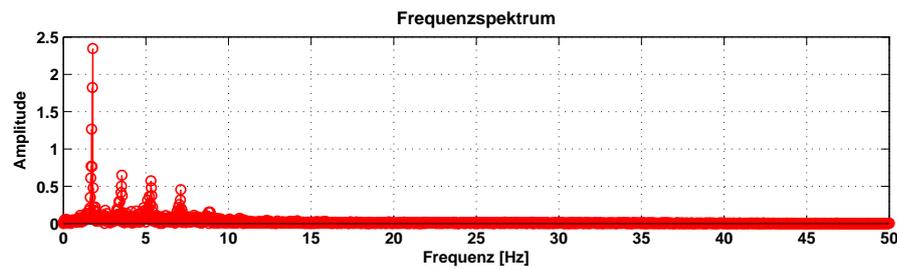


Abbildung 3.7: Frequenzspektrum der Akzelerometerdaten der z-Achse (*hand-held* IMU)

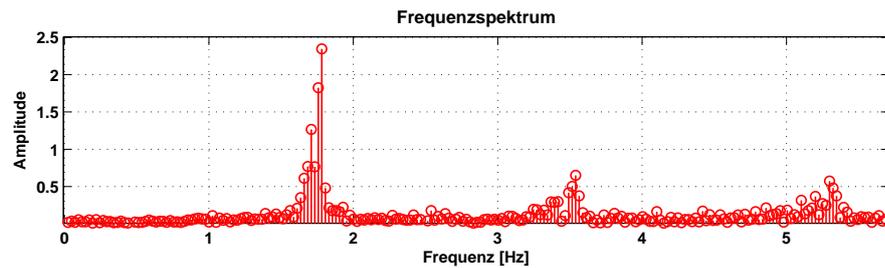


Abbildung 3.8: Frequenzspektrum der Akzelerometerdaten der z-Achse (*hand-held* IMU) - vergrößert

Der Term $\frac{n}{N\Delta t}$ entspricht den diskreten Frequenzen η_n der transformierten diskreten Daten. Die Abbildungen 3.7 und 3.8 zeigen die in den Frequenzbereich transformierten Daten $F\left(\frac{n}{N\Delta t}\right)$ sowie den vergrößerten Bereich um die dominante Frequenz.

Im Frequenzspektrum wird nach der Frequenz mit der größten Amplitude gesucht. Diese stellt die dominante Frequenz (η_{\max}) der Bewegung dar - ersichtlich in Abbildung 3.8. Sobald diese gefunden wird, können mit Hilfe der Aufzeichnungsrate (*sampling rate* - SR) die Intervalllänge (IL) und daraufhin die jeweiligen Intervalle bestimmt werden:

$$IL = SR \cdot \frac{s}{\eta_{\max}} \quad (3.5)$$

Der Parameter s gibt hierbei an, ob es sich um eine Detektion nach einem Doppelschritt oder nach einem einzelnen Schritt handelt. Die Abbildung 3.9 zeigt die durch die dominante Frequenz und die Aufzeichnungsrate unterteilten Intervalle. Hier kann man deutlich erkennen, dass in jedem Intervall eine Spitze liegt, welche einem Schritt respektive einem Doppelschritt entspricht. Wurden diese Spitzen ermittelt, ist die Schrittdetektion mit dem Frequenz-abhängigen Algorithmus erfolgreich abgeschlossen.

3.1.3 Exponentially-Weighted-Moving-Average

Da der ZVI-Algorithmus nur für eine am Fuß montierte inertielle Messeinheit verwendbar ist, wurde ein Algorithmus implementiert, der auch für *hand-held* Geräte

3 Algorithmen

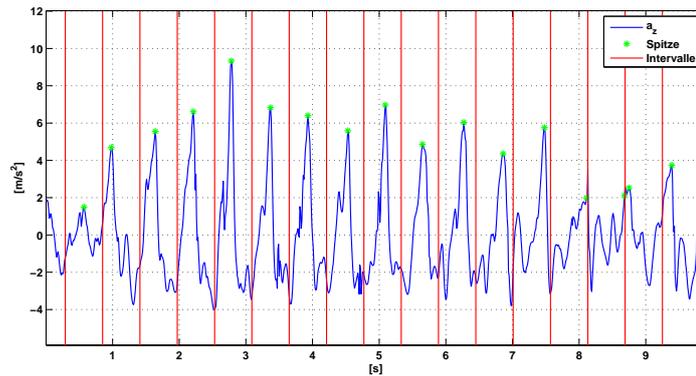


Abbildung 3.9: Spitzen und Intervalle (*hand-held* IMU)

angewendet werden kann - der Frequenz-abhängige Algorithmus. Dieser wiederum liefert keine gute Schrittdetektion, wenn die Bewegung nicht konstant periodisch verläuft, beispielsweise durch Pausen oder unterschiedliche Geschwindigkeiten. Dies kann passieren, wenn die Person mit der inertialen Messeinheit beispielsweise stehen bleibt und sich umsieht. Um die Vorteile der bisherigen Algorithmen zu vereinen, wurde ein dritter Algorithmus implementiert. Dieser ermöglicht es, Schritte unabhängig von der Position zu detektieren, und erkennt auch ein "Stehenbleiben" der Person mit der inertialen Messeinheit.

Beim *Exponentially-Weighted-Moving-Average*-Algorithmus (kurz: EWMA-Algorithmus) wird zunächst die Länge des Beschleunigungsvektors, der auf die inertielle Messeinheit wirkt, berechnet:

$$a = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad (3.6)$$

Die Verwendung der Länge des Beschleunigungsvektors zeigt einen weiteren Vorteil dieses Algorithmus: Er kann unabhängig von der Lage der inertialen Messeinheit Schritte detektieren. Bevor eine tatsächliche Schrittdetektion durchgeführt wird, erfolgt eine Tiefpassfilterung der Daten. Dabei gibt es wiederum einen Parameter (n), der die Position der inertialen Messeinheit berücksichtigt. Er gibt an, wie viele Werte in die Filterung miteinbezogen werden, wie stark also gefiltert wird. Die Tiefpassfilterung erfolgt durch eine einfache Berechnung des gleitenden Mittelwerts:

$$Y_t = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} a_{t-i} \quad (3.7)$$

Aus den gefilterten Werten Y_t kann ein exponentiell geglättetes Mittel (*Exponentially-Weighted-Moving-Average* - EWMA) berechnet werden. Die Berechnung des EWMA

3 Algorithmen

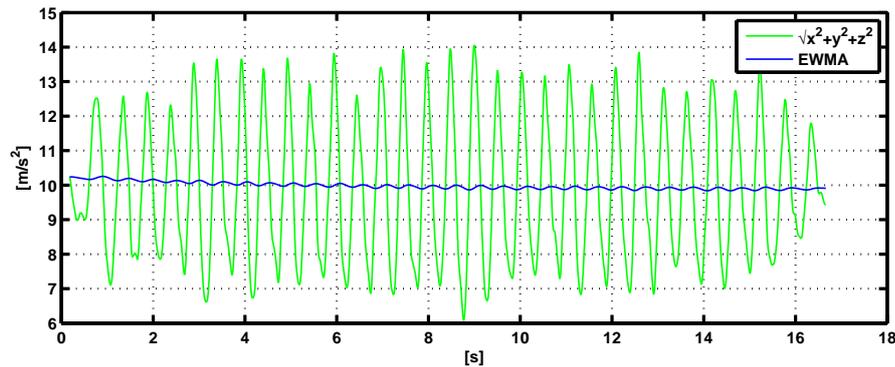


Abbildung 3.10: Exponentiell geglättetes Mittel und gefilterte Daten (*hand-held IMU*)

entspricht einer *Infinite-Impulse-Response*-Filterung mit einer exponentiellen Gewichtung α . Der Faktor α liegt dabei in einem Wertebereich von 0 und 1.

$$EWMA_t = \alpha \cdot Y_{t-1} + (1 - \alpha) \cdot EWMA_{t-1} \quad (3.8)$$

Aus Formel 3.8 geht hervor, dass ein niedriger Faktor α dazu führt, dass die gefilterten Daten Y_t weniger stark in die Berechnung von $EWMA_t$ miteinbezogen werden, als das jeweils vorhergehende Mittel $EWMA_{t-1}$.

Abbildung 3.10 zeigt die gefilterte Länge des Beschleunigungsvektors und das daraus berechnete exponentiell geglättete Mittel. Diese Darstellung zeigt, dass für den Parameter α ein niedriger Wert nahe 0 gewählt wurde. Das ist dadurch zu erkennen, dass der berechnete $EWMA$ kaum von einer geraden Linie abweicht. Dieser Parameter muss für jeweils verschiedene Bewegungen und auch Positionierungen der Messeinheit unterschiedlich gewählt werden.

Der berechnete $EWMA$ dient als Schranke. Zieht man nun nur mehr Werte größer als der jeweilige $EWMA$ -Wert in Betracht (siehe Abbildung 3.11), so erhält man Intervalle, in welchen jeweils ein/e Maximum/Spitze respektive ein Schritt detektiert werden kann (siehe Abbildung 3.12). Um Schritte zu vermeiden, die fälschlicherweise detektiert werden, muss ein Puffer eingefügt werden. Dieser erkennt, wie nahe sich eine Spitze an der $EWMA$ -Schranke befindet. Liegt die Spitze innerhalb der Pufferzone, so wird dies erkannt und die Spitze wird als "Nicht"-Schritt erkannt. Der Wert des Puffers kann dabei je nach Bewegungsform und Montierung der inertialen Messeinheit variieren.

Durch die Schranke des berechneten $EWMA$ und durch die Pufferzone erkennt dieser Algorithmus auch Bewegungspausen in welchen keine Schritte detektiert werden sollen. Vorteilhaft an dieser Methode ist weiters, dass sie unabhängig von der Lage der jeweiligen Messeinheit ist, da die Länge des Beschleunigungsvektors zur Berechnung verwendet wird und nicht die Richtung. Dieser Algorithmus lässt sich für jede Bewegungsform anwenden, die zumindest teilweise periodische Züge hat.

3 Algorithmen

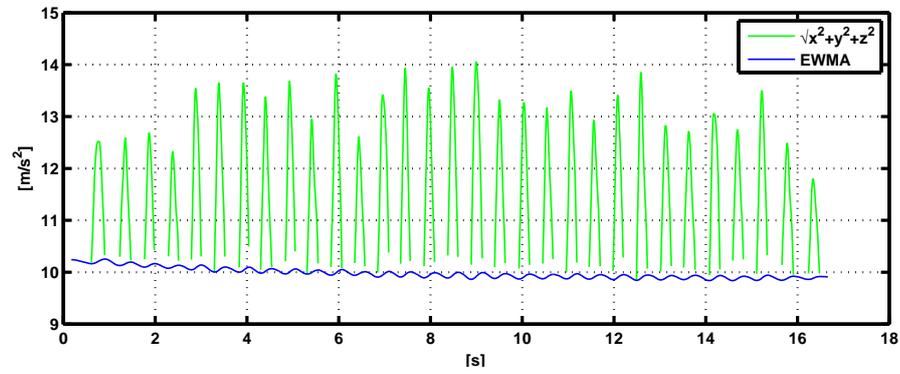


Abbildung 3.11: Gefilterte Daten eingeteilt in Intervalle durch EWMA (*hand-held* IMU)

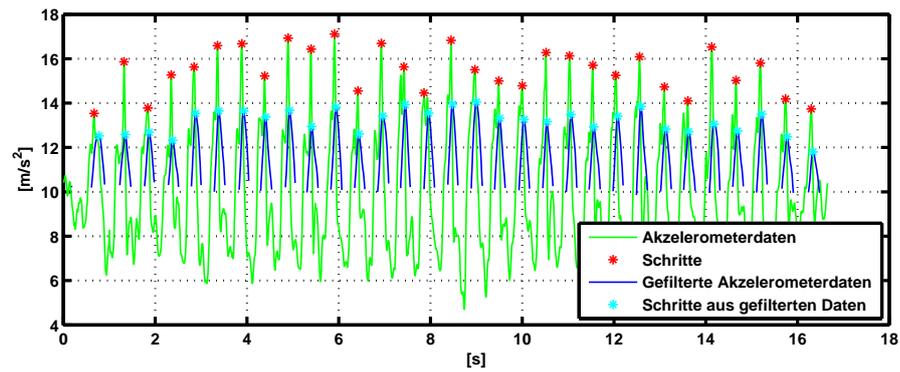


Abbildung 3.12: Detektierte Schritte durch EWMA (*hand-held* IMU)

3 Algorithmen

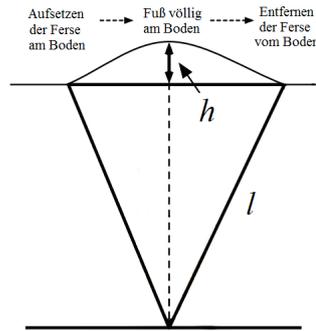


Abbildung 3.13: Invertiertes Pendelmodell des menschlichen Ganges⁵

3.2 Schrittlängenschätzung

Nach der Detektion der Schritte erfolgt die zweite Phase eines *Pedestrian Dead Reckoning*-Algorithmus: die Schätzung der jeweiligen Schrittlänge. Es wurden verschiedene Schrittlängenschätzer mit unterschiedlichen Ansätzen implementiert. Zunächst wurde ein Algorithmus erstellt, welcher als Messgröße die vertikale Beschleunigung nutzt, um die Schrittlänge zu schätzen - nach Alvarez et al. (2006). Des Weiteren wurde ein anderer Ansatz gewählt, der nur die Schrittfrequenz als Messgröße berücksichtigt - nach Alvarez et al. (2006). Darüber hinaus wurde ein dritter Algorithmus implementiert, der sowohl die Beschleunigung pro Schritt, als auch die Schrittfrequenz kombiniert verwendet - nach Shin et al. (2007).

Für die Bestimmung der Schrittlänge ist es wie auch bei der Schrittdetektion wichtig zu wissen, um welche Art von Schritt es sich handelt. Man unterscheidet dabei den Doppelschritt von einem einzelnen Schritt. Der Unterschied sei hier nochmals kurz aufgeführt. Ein Doppelschritt ist erfolgt, wenn man von der einen Ruhe-Phase des Fußes zur nächsten Ruhe-Phase des gleichen Fußes gelangt. Ein Schritt hingegen wurde gemacht, wenn man von der Ruhe-Phase eines Fußes zur Ruhe-Phase des anderen Fußes gelangt.

Die jeweiligen Ansätze werden in den folgenden Unterkapiteln näher erläutert.

3.2.1 Schrittlänge durch vertikale Verschiebung

Die Grundidee dieses Ansatzes ist die Gleichsetzung eines invertierten Pendelmodells mit dem menschlichen Gang - Abbildung 3.13 zeigt diesen Zusammenhang schematisch. Aus der Abbildung erkennt man die Abhängigkeit der Schrittlänge von zwei Faktoren, der konstanten Beinlänge l und der Höhe h , die bei jedem Schritt unterschiedlich sein kann. Diese Höhe entspricht der vertikalen Verschiebung des Körperzentrums während eines Schrittes. Bei einem Schritt tritt die maximale Höhe h dann auf, wenn sich der komplette Fuß am Boden befindet. Aus der Beinlänge l

⁵Graphik nach Alvarez et al. (2006)

3 Algorithmen

und der maximalen Höhe h kann durch einen weiteren Parameter K eine Formel (3.9) für die Schrittlänge aufgestellt werden.

$$SL = 2K\sqrt{2lh - h^2} \quad (3.9)$$

Der Parameter K ist individuell von Person zu Person und muss im Vorhinein beispielsweise durch Kalibriermessungen geschätzt werden. Es wird dabei das Verhältnis zwischen der geschätzten und der wahren Schrittlänge bestimmt. Die vertikale Verschiebung des Körperzentrums wird durch eine doppelte Integration der vertikalen Beschleunigung ermittelt. Diese Integration erfolgt für jeden Schritt einzeln. Dadurch stellt man sicher, dass sich Integrationsfehler nicht summieren.

3.2.2 Schrittlänge durch Frequenz

Die Schrittlänge kann durch die Schrittfrequenz geschätzt werden. Dabei wird zunächst die Dauer eines Schrittes (T_{step}) betrachtet. Die Inverse dazu entspricht der Schrittfrequenz:

$$\frac{1}{T_{step}} = \frac{1}{t_k - t_{k-1}} \quad (3.10)$$

Der Ansatz, die Schrittlänge durch die Schrittfrequenz zu ermitteln, unterscheidet sich durch mehrere Aspekte von dem vorhergehenden Ansatz (über vertikale Verschiebung). Ein Unterschied ist, dass an Stelle der vertikalen Verschiebung, die Schrittfrequenz als Messgröße Verwendung findet. Dabei ist zu beachten, dass bei einer Änderung der Schrittfrequenz eine Änderung in der Länge des Schrittes entsteht. Des weiteren unterscheiden sich die beiden Ansätze durch eine unterschiedliche Anzahl an Kalibrierkonstanten. Im Algorithmus zuvor musste eine Konstante geschätzt werden, in diesem Ansatz gibt es die Kalibrierkonstanten K_1 und K_2 . In Formel 3.11 wird der lineare Zusammenhang zwischen der Schrittlänge und der Periode eines Schrittes T_{step} aufgezeigt:

$$SL = \frac{K_1}{T_{step}} + K_2 \quad (3.11)$$

In der Formel wird deutlich, dass es sich bei der Kalibrierkonstante K_2 um einen konstanten Faktor handelt, der von keiner Messgröße abhängig ist. Dies hat zur Folge, dass dieser Term bei jedem Schritt gleich ist. In diesem Term werden also personenabhängige Parameter vereint. Solche Parameter können beispielsweise die Körpergröße beziehungsweise die Beinlänge sein. Die Unterschiede in den Schritten ergeben sich aus dem Term K_1 , der proportional zur Schrittfrequenz ist.

3.2.3 Schrittlänge durch Frequenz und Varianz der Beschleunigung pro Schritt

Der dritte Ansatz zur Schrittlängenschätzung vereint die Messgrößen der vorhergehenden beiden Schätzer. Zur Berechnung wird sowohl die Schrittfrequenz als auch die Beschleunigung verwendet. Folgende Formel zeigt den Zusammenhang zwischen der Schrittfrequenz f und der Varianz der Beschleunigung ν während eines Schrittes mit der Schrittlänge:

$$SL = K_1 \cdot f + K_2 \cdot \nu + K_3 \quad (3.12)$$

Die Schrittfrequenz wird, wie beim vorhergehenden Ansatz, aus der Schrittdauer berechnet:

$$f_k = \frac{1}{T_{step}} \quad (3.13)$$

Die Varianz der Beschleunigung kann mittels folgender Formel bestimmt werden.

$$\nu_k = \sum_{t=t_{k-1}}^{t_k} \frac{(a_t - \bar{a}_k)^2}{N} \quad (3.14)$$

Die in ν enthaltenen Beschleunigungen (a_t und \bar{a}_k) entsprechen einerseits der Länge des Beschleunigungsvektors und andererseits einem Mittel dieser Länge pro Schritt. Der Term N stellt die jeweilige Anzahl an Sensordaten während eines Schrittes dar.

Die Kalibrierkonstanten K_1 und K_2 sind von den Messgrößen (Schrittfrequenz und Beschleunigung) abhängig und müssen dahingehend kalibriert werden. Die dritte Konstante K_3 entspricht dem unabhängigen Term, in den personenspezifische Parameter wie beispielsweise die Beinlänge mit einfließen.

3.3 Richtungsbestimmung

Die Richtung beziehungsweise das Heading entspricht dem Winkel zwischen der Fortbewegungsrichtung und der Nordrichtung. Dieser Winkel wird benötigt um mittels *dead reckoning*-Techniken relative Positionen zu bestimmen. Im Folgenden erfolgt keine Unterscheidung zwischen der geographischen und der magnetischen Nordrichtung, da sich diese im Forschungsgebiet (beträgt etwa 3° - siehe Kapitel 2.2.3) nicht maßgeblich auf die weiteren Berechnungen auswirkt. Zur Berechnung des Headings können die Daten der inertialen Sensoren verwendet werden. Es werden sowohl Beschleunigungsdaten und Gyroskopdaten als auch Magnetometerdaten benötigt. Zuerst erfolgt eine Bestimmung der Lage des Körpers im lokalen Horizontsystem. In den Lagedaten ist auch die Richtung enthalten. Um diese verschiedenen Daten zu verbinden, erfolgt eine Kombination in einem diskreten

Kalmanfilter. In den folgenden Kapiteln wird die Bestimmung der Richtung näher erläutert. Grundlage der Erläuterungen sind Groves (2013) und Hofmann-Wellenhof et al. (2003).

3.3.1 Attitudebestimmung

Die *attitude* gibt die Lage des Körpers durch drei Winkel an (*roll*, *pitch*, *yaw*). Diese drei Winkel geben wie in Kapitel 2.1.2 beschrieben die Lage des Körpers im lokalen Horizontsystem an. Inertiale Systeme können diese Lage durch Akzelerometerdaten und Magnetometerdaten bestimmen. Zunächst erfolgt eine Horizontierung der Sensorachsen. Dies wird als *levelling* bezeichnet. Dazu werden die Beschleunigungen im Körpersystem benötigt. Mit den folgenden Formeln können so die Winkel *roll* r und *pitch* p berechnet werden.

$$r = \arctan \left(\frac{a_y^b}{a_z^b} \right) \quad (3.15)$$

$$p = \arctan \left(\frac{-a_x^b}{\sqrt{(a_y^b)^2 + (a_z^b)^2}} \right) \quad (3.16)$$

Entspricht die Längsachse des Körpersystems der Fortbewegungsrichtung, so kann der Unterschied zwischen dem *attitude*-Winkel *yaw* y und dem magnetischen Heading vernachlässigt werden. Dieser Winkel lässt sich aus den durch das *levelling* bestimmten Winkeln r und p , sowie aus den Magnetometerdaten bestimmen. Folgende Formel zeigt den Zusammenhang:

$$y = \arctan \left(\frac{m_z^b \sin r - m_y^b \cos r}{m_x^b \cos p + m_y^b \sin r + m_z^b \sin p \cos r} \right) \quad (3.17)$$

3.3.2 Diskreter Kalmanfilter

Um die Daten der *attitude* und die Gyroskopdaten zu kombinieren wird ein Kalmanfilter verwendet. Als Basis der Kalmanfilterung dient ein lineares Gleichungssystem. Die Beobachtungsgleichung wird in folgender Formel gezeigt, wobei \mathbf{v}_k das Messrauschen beschreibt:

$$\mathbf{z}_k = \mathbf{H}_k \mathbf{x}_k + \mathbf{v}_k \quad (3.18)$$

$$\mathbf{v}_k \sim N(\mathbf{0}, \mathbf{R}_k)$$

3 Algorithmen

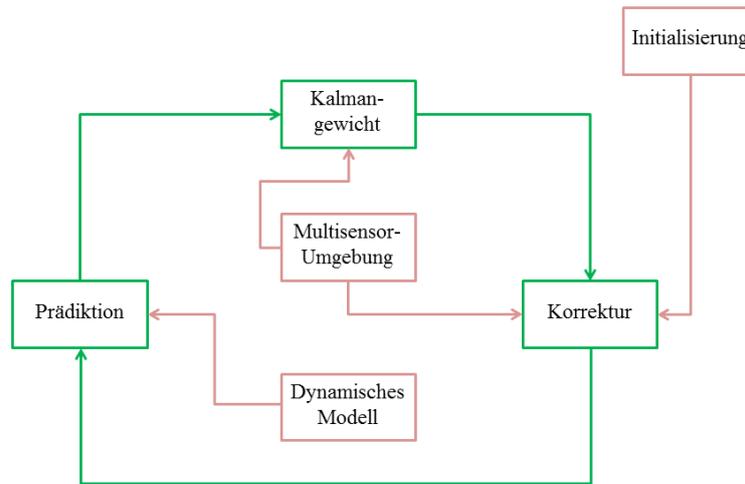


Abbildung 3.14: Schematische Darstellung eines Kalmanfilters⁶

Neben der linearen Beobachtungsgleichung wird bei einer Kalmanfilterung ein dynamisches Modell benötigt. Das Systemrauschen \mathbf{w}_k beschreibt die Unsicherheiten des dynamischen Modells:

$$\begin{aligned}\mathbf{x}_{k+1} &= \mathbf{\Phi}_k \mathbf{x}_k + \mathbf{w}_k \\ \mathbf{w}_k &\sim N(\mathbf{0}, \mathbf{Q}_k)\end{aligned}\tag{3.19}$$

In Abbildung 3.14 ist der Kalmanfilter schematisch dargestellt. Der rekursive Algorithmus wird durch die grünen Pfeile symbolisiert, die jeweiligen Eingriffe in diesen werden durch die rosa Pfeile dargestellt und repräsentieren drei Quellen für externe Informationen. Wie in der Abbildung ersichtlich benötigt man bei der Kalmanfilterung drei Schritte. Diese werden benötigt um einen Parametervektor am besten (*best* - B), linear (*linear* - L) und erwartungstreu (*unbiased* - U) zu schätzen (*estimation* - E).

Der erste Schritt dieses Algorithmus ist die Berechnung der Kalman-Matrix \mathbf{K} . Diese setzt sich zusammen aus der Kovarianzmatrix der geschätzten Parameter \mathbf{P} , der Designmatrix \mathbf{H} und der Kovarianzmatrix der Messungen \mathbf{R} . Die Kalman-Matrix gibt an, inwieweit neue Messungen in den Algorithmus miteinfließen. Das bedeutet, sie gewichtet die neuen Messungen bezüglich der prädizierten Parameter. Aus diesem Grund wird die Kalman-Matrix auch als **Kalman-Gewicht** bezeichnet.

⁶Schema nach Hofmann-Wellenhof et al. (2003)

3 Algorithmen

Folgende Formel zeigt den Zusammenhang der einzelnen Matrizen:

$$\mathbf{K}_k = \tilde{\mathbf{P}}_k \mathbf{H}_k^T (\mathbf{H}_k \tilde{\mathbf{P}}_k \mathbf{H}_k^T + \mathbf{R}_k)^{-1} \quad (3.20)$$

Der zweite Schritt des Filters ist ein **Korrekturschritt**. Dabei wird der prädizierte Parametervektor $\tilde{\mathbf{x}}$ mit Hilfe der Messungen korrigiert. Auch die prädizierte Kovarianzmatrix der Parameter $\tilde{\mathbf{P}}$ wird korrigiert.

$$\begin{aligned} \hat{\mathbf{x}}_k &= \tilde{\mathbf{x}}_k + \mathbf{K}_k (\mathbf{z}_k - \mathbf{H}_k \tilde{\mathbf{x}}_k) \\ \mathbf{P}_k &= (\mathbf{I} - \mathbf{K}_k \mathbf{H}_k) \tilde{\mathbf{P}}_k \end{aligned} \quad (3.21)$$

In einem letzten Schritt werden der Parametervektor sowie die dazugehörige Kovarianzmatrix für die nächste Epoche prädiziert - **Prädiktionsschritt**. Dazu werden eine Übertragungsmatrix Φ und die Kovarianzmatrix des kinematischen Modells \mathbf{Q} benötigt:

$$\begin{aligned} \tilde{\mathbf{x}}_{k+1} &= \Phi_k \hat{\mathbf{x}}_k \\ \tilde{\mathbf{P}}_{k+1} &= \Phi_k \mathbf{P}_k \Phi_k^T + \mathbf{Q}_k \end{aligned} \quad (3.22)$$

Betrachtet man nun wiederum das in Abbildung 3.14 dargestellte Schema des Kalmanfilters, so kann man anhand der Formeln erkennen, welche Informationen die drei Quellen liefern. Um den ersten Schritt durchführen zu können, liefert der Initialisierungsschritt eine initiale Kovarianzmatrix der geschätzten Parameter $\tilde{\mathbf{P}}_1$, welche in die Berechnung des Kalman-Gewichts miteinbezogen wird. Auch die Informationen bezüglich des Beobachtungsrauschens werden hier benötigt, welche aus der Multisensor-Umgebung bezogen werden. Der Initialisierungsschritt liefert weiters einen initialen Parametervektor $\tilde{\mathbf{x}}_1$. Im zweiten Schritt wird wiederum die zweite Quelle für eine externe Information benötigt, die Multisensor-Umgebung. Diese liefert die neuen Messungen \mathbf{z}_k . Dadurch kann im zweiten Schritt die Korrektur durchgeführt werden. Die korrigierten Werte gehen mit den Werten des dynamischen Modells, als dritte Quelle, in den Prädiktionsschritt ein.

3.3.3 Berechnung der Richtung

Wie bereits erwähnt stützt sich diese Art der Berechnung der Richtung auf die Vernachlässigung des Unterschieds zwischen dem magnetischen Heading und dem *yaw*-Winkel. Dieser ist vernachlässigbar, da die Fortbewegungsrichtung der Längsrichtung des Körpersystems entspricht. Das Heading lässt sich nun durch eine Kombination der *attitude*-Winkel mit den Gyroskopdaten berechnen. Dies wird durch eine Kombination der Daten im diskreten Kalmanfilter ermöglicht.

Zunächst muss eine Beobachtungsgleichung wie in Formel 3.18 aufgestellt werden. Als Beobachtungen dienen die durch *levelling* und magnetisches Heading

3 Algorithmen

bestimmten *attitude*-Parameter r, p und y , sowie deren zeitliche Ableitungen \dot{r} , \dot{p} und \dot{y} :

$$\mathbf{z} = [r \quad p \quad y \quad \dot{r} \quad \dot{p} \quad \dot{y}]^T \quad (3.23)$$

Mittels folgender Formel können die zeitlichen Ableitungen der *attitude*-Winkel berechnet werden.

$$\begin{bmatrix} \dot{r} \\ \dot{p} \\ \dot{y} \end{bmatrix} = \mathbf{R}_b^l \cdot \boldsymbol{\omega}_{ib}^b \quad (3.24)$$

Die zeitlichen Ableitungen lassen sich also aus einer Rotation der von den Gyroskopen gemessenen Drehraten $\boldsymbol{\omega}_{ib}^b$ bestimmen. Die im Kalmanfilter zu schätzenden Parameter sind, wie auch die Beobachtungen, die drei *attitude*-Winkel r, p, y und deren zeitliche Ableitungen \dot{r} , \dot{p} und \dot{y} . Die Designmatrix \mathbf{H} entspricht daher einer $[6 \times 6]$ großen Einheitsmatrix. Für das in Formel 3.19 beschriebene dynamische Modell wird eine Übertragungsmatrix Φ benötigt:

$$\Phi = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & \Delta t & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & \Delta t & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & \Delta t \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.25)$$

Die Variable Δt entspricht dem Abstand vom Zeitpunkt t_k zum Zeitpunkt t_{k+1} und kann durch eine Invertierung der Aufzeichnungsrate bestimmt werden. Die Übertragungsmatrix in dieser linearen Form wird ermöglicht, da als Basis des Kalmanfilters eine gleichförmige Bewegung angenommen wird. In Formel 3.22, die den Prädiktionsschritt des Kalmanfilters beschreibt, wird neben der Übertragungsmatrix auch die Kovarianzmatrix des Systemrauschens \mathbf{Q} benötigt. Zur Berechnung dieser wird eine Varianzfortpflanzung der Kovarianzmatrix der Variablen des Systemrauschens ($\mathbf{R}_n = \sigma_{sys}^2 \mathbf{I}$, wobei σ_{sys}^2 dem Systemrauschen der Variablen entspricht) durchgeführt:

$$\mathbf{Q}_k = \mathbf{N}_k \mathbf{R}_n \mathbf{N}_k^T \quad (3.26)$$

3 Algorithmen

Die Matrix \mathbf{N} beschreibt die Übertragung des Systemrauschen und wird in folgender Form im Kalmanfilter angewendet:

$$\mathbf{N} = \begin{bmatrix} \frac{1}{2}\Delta t^2 & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{2}\Delta t^2 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{2}\Delta t^2 \\ \Delta t & 0 & 0 \\ 0 & \Delta t & 0 \\ 0 & 0 & \Delta t \end{bmatrix} \quad (3.27)$$

Die in der Filterung geschätzten Parameter r, p und y werden in Formel 3.24 zur Berechnung von \mathbf{R}_b^l benötigt. Dadurch können die zeitlichen Ableitungen der Parameter \dot{r} , \dot{p} und \dot{y} für den nächsten Schritt bestimmt werden. Der Kalmangefilterte yaw -Winkel wird als Heading verwendet. Dabei muss darauf geachtet werden, dass etwaige Unterschiede zwischen der Längsachse des Körpersystems zur Bewegungsrichtung kalibriert werden.

3.4 Trajektorienbestimmung

Nach Berechnung der Schrittzahl, der Schrittlänge und der Richtung können diese drei Komponenten zusammengefügt werden. Kombiniert werden diese Ergebnisse durch eine in Kapitel 2.1.4 beschriebene relative Positionierungsmethode, die Rho-Theta Technik. Wird Formel 2.12 angewendet, so kann jeweils der Differenzvektor ermittelt werden. Durch folgende Formeln wird die Nord (N)- und Ostkomponente (E) des Positionsvektors ermittelt:

$$\begin{aligned} N_{k+1} &= N_k + SL_k \cos y_k \\ E_{k+1} &= E_k + SL_k \sin y_k \end{aligned} \quad (3.28)$$

Der Index k steht für die jeweiligen Schritte, die Terme SL und y stehen für die Schrittlänge und das Heading.

3.5 Resümee

Die in diesem Kapitel beschriebenen Phasen der Positionsbestimmung (Schrittdetektion, Schrittlängenschätzung und Richtungsschätzung) werden im Unterkapitel 3.4 kombiniert, um eine Positionslösung zu ermitteln. Aus der Schrittzahl, der Weglänge, resultierend aus der Aufsummierung der Schrittlängen, und aus der jeweiligen Richtung kann eine Trajektorie bestimmt werden.

Die Schrittdetektoren verwenden sowohl Daten der Gyroskope, als auch der Akzelerometer. Gyroskopdaten eignen sich jedoch nur zur Schrittdetektion, wenn die inertielle Messeinheit am Fußrücken montiert wird. Die Beschleunigungsdaten

3 Algorithmen

eignen sich für alle Montierungen. Die Schrittlängenschätzung verwendet Daten der Akzelerometer, oder Daten aus der Schrittdetektion, oder eine Kombination beider. Die Akzelerometerdaten werden ebenfalls in der Berechnung der Richtung benötigt, sowie auch die Daten des Magnetometers. Die rohen Daten werden einer Kalmanfilterung unterzogen, in welche auch die Gyroskopdaten miteinfließen. Durch Distanz und Richtung kann ausgehend von einer Position eine weitere Position berechnet werden.

4 Devices

Die Algorithmen zur Trajektorienbestimmung wurden anhand von Daten einer inertialen Messeinheit (*Inertial Measurement Unit* - IMU) getestet. Die verwendeten Messeinheiten entsprachen einer handelsüblichen kostengünstigen (*low-cost*) Messeinheit, einem Smartphone und einer Smartwatch. In den folgenden Unterkapiteln wird näher auf die verwendeten Geräte und ihre Unterschiede eingegangen. Bei den Sensoren in den verwendeten Geräten handelt es sich nicht um hochqualitative Sensoren, sondern um *low-cost* Sensoren, die auch in Smartphones und Smartwatches implementiert werden. Diese Sensoren sind nicht nur kostengünstig, sondern auch miniaturisiert und werden als MEMS (Mikroelektromechanische Systeme) bezeichnet.

4.1 Handelsübliche kostengünstige Messeinheit

Eine kostengünstige inertielle Messeinheit verbindet Beschleunigungssensoren mit Drehratensensoren, um die Position und die Lage eines Objektes im Raum zu bestimmen. Neben diesen beiden Sensoren werden auch noch Daten benötigt, die zur Bestimmung des magnetischen Headings verwendet werden können. Dazu dient das Magnetometer. Ein Barometer wird benötigt, um den Druck zu messen, wodurch man auf Höhenänderungen schließen kann.

Es wurde eine inertielle Messeinheit MTi-G der Firma Xsens Technologies B.V. verwendet, siehe Abbildung 4.1. In dieser Darstellung erkennt man sowohl die Messeinheit als auch die verwendbare GPS-Antenne. Die GPS-Antenne kann zur Unterstützung im Außenbereich verwendet werden. Da sich diese Arbeit aber mit der Positionierung im Innenraum beschäftigt und dies lediglich mit inertialen Sensoren, wurde die Antenne nicht verwendet. Die Sensoren der Xsens MTi-G sind in Tabelle 4.1 mit den jeweiligen Eigenschaften aufgelistet. Neben diesen Sensoren liefert ein internes Thermometer Informationen bezüglich der Temperatur, um temperaturabhängige Kompensationen bei den jeweiligen Sensoren durchführen zu können.

Tabelle 4.1: MTi-G Sensor-Eigenschaften

Sensor	Eigenschaft
Akzelerometer	Festkörper MEMS, kapazitive Ausgabe
Gyroskop	Festkörper MEMS, monolithisch, kapazitive Ausgabe
Magnetometer	Dünner magnetoresistiver Film
Barometer	Miniaturisiertes Silikonmasse-Messelement

4 Devices



Abbildung 4.1: Inertiale Messeinheit - Xsens MTi-G¹

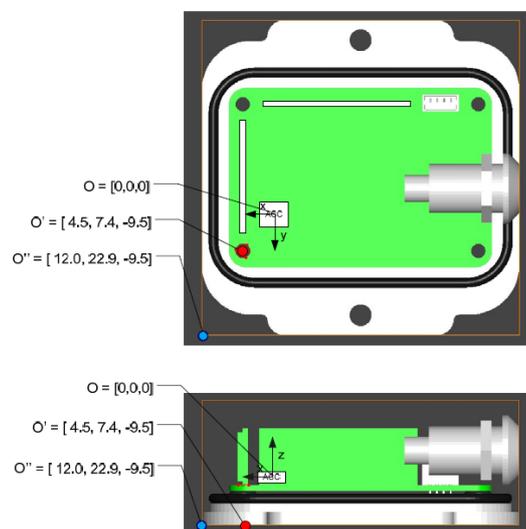


Abbildung 4.2: Inertiale Messeinheit - Ursprung und Orientierung²

Die Orientierung der Achsen im verwendeten Gerät ist ein wichtiger Punkt. Abbildung 4.2 zeigt sowohl den Ursprung des Körpersystems, als auch die Achsen. Der Ursprung wird in der Graphik mit O bezeichnet. Die beiden anderen Punkte (O' und O'') stellen Differenzvektoren vom Ursprung zur Kante des Gehäuses beziehungsweise zum Schnittpunkt der äußeren Seitenteile des Gehäuses dar. Die Dimension hierbei ist Millimeter. Die Graphik zeigt weiters, dass es sich bei diesem Körpersystem um ein Rechtssystem handelt. Bei der Verwendung der inertialen Messeinheit muss die Achsenausrichtung beachtet werden, um die Daten richtig auswerten zu können.

Mit der Xsens MTi-G ist es möglich, eine Datenrate von bis zu 512 Hz zu erhalten. In dieser Arbeit wurde jedoch eine Aufzeichnungsrate von 100 Hz gewählt, die bereits ausreichend war.

¹Graphik aus Manual (2009)

²Graphik aus Manual (2009)

Neben den Daten-aufzeichnenden Sensoren, liefert die Xsens MTi-G eine Software mit, um aus den Daten Positionen ermitteln zu können. Da jedoch vorwiegend Rohdaten weiterverwendet wurden, sind nur manche Software-spezifische Eigenschaften von Interesse. Zur Bestimmung der Lage der inertialen Messeinheit im Raum liefert die Software der Xsens MTi-G mehrere Szenarien mit. Das bedeutet, dass für die Filterung der Daten nicht alle in der Messeinheit enthaltenen Sensoren verwendet werden. In Tabelle 4.2 sind die möglichen Szenarien mit den verwendeten Sensoren aufgelistet.

Tabelle 4.2: MTi-G Filter-Szenarien

Szenario	IMU	GPS	Magnetometer	Barometer	Holonomic
<i>General purpose</i>	✓	✓		✓	
<i>General_nobaro</i>	✓	✓			
<i>Aerospace</i>	✓	✓	✓	✓	
<i>Aerospace_nobaro</i>	✓	✓	✓		
<i>Automotive</i>	✓	✓		✓	✓
<i>Automotive_nobaro</i>	✓	✓			✓
<i>Marine</i>	✓	✓	✓		

Die Szenarien sind vor allem für die Bestimmung des Headings von Bedeutung. Wird das Heading mittels GPS bestimmt, so wird beispielsweise kein Magnetometer benötigt. Daher verwendet man hierbei die Einstellung *General purpose* oder *General_nobaro*. Dieses Szenario kann nur verwendet werden, wenn sich die inertielle Messeinheit bewegt und GPS-Empfang hat. Für den Innenraum ist diese Art der Filterung daher nicht zu empfehlen. Werden nur die Daten der Akzelerometer und Gyroskope verwendet, wird mittels Magnetometer ein magnetisches Heading bestimmt. Diese Filterung kann durch die Einstellung *Aerospace* und *Aerospace_nobaro* erfolgen. Dabei kann auch ein Heading berechnet werden, wenn sich die Messeinheit nicht oder nur geradlinig mit konstanter Geschwindigkeit bewegt. Der Unterschied zwischen den Szenarien (*) und (*).nobaro liegt in der Miteinbeziehung der Barometerdaten für die Positionsbestimmung oder nicht.

In Abbildung 4.3 wird ein Auszug der Daten der Xsens MTi-G gezeigt. Es werden die Beschleunigungen, Drehraten und Magnetometerdaten in allen sensitiven Sensorrichtungen ausgegeben. Neben diesen für die Algorithmen benötigten Daten werden auch die in der inertialen Messeinheit berechneten drei *attitude*-Winkel ausgegeben.

4.2 Smartphone

Auch Smartphones beinhalten eine inertielle Messeinheit mit den inertialen Sensoren Akzelerometer, Gyroskope und Magnetometer (kein inertialer Sensor - siehe Kapitel 2.3.3). Beschleunigungssensoren werden beispielsweise dazu verwendet, den Bildschirm je nach Lage zu drehen. Auch Gyroskope können in den meisten Smartphones gefunden werden. Sie dienen unter anderem als Bildstabilisatoren in

4 Devices

```
// Start Time: 00/00/ 0 - 00:20:03
// Sample rate: 100.0Hz
// Scenario: 10.8
// Firmware Version: 2.6.1
Counter Acc_X Acc_Y Acc_Z Gyr_X Gyr_Y Gyr_Z Mag_X Mag_Y Mag_Z Roll Pitch Yaw
S2029 1.049497 1.136794 10.296550 0.019334 0.007012 0.088811 0.291419 0.304814 -0.812972 9.322906 0.701001 -38.126232
S2030 0.568966 1.457223 10.426777 0.080850 0.062874 0.045604 0.291418 0.307221 -0.816059 9.363017 0.734782 -38.097927
S2031 0.227436 1.753382 10.448360 0.146288 0.155946 0.117707 0.290722 0.301747 -0.812112 9.445725 0.813834 -38.051857
S2032 0.232632 1.809257 10.571000 0.189409 0.267983 0.196245 0.296614 0.305163 -0.814834 9.549732 0.949203 -37.918941
S2033 0.379956 1.691260 10.497984 0.233305 0.369480 0.243669 0.301664 0.304666 -0.811938 9.684340 1.136535 -37.781502
S2034 0.546433 1.558200 10.357615 0.284587 0.457481 0.240652 0.306451 0.297774 -0.814740 9.844719 1.373975 -37.604473
S2035 0.551214 1.526038 10.199016 0.329872 0.515312 0.214662 0.309826 0.291883 -0.811524 10.036007 1.645512 -37.467091
S2036 0.455782 1.494374 9.851113 0.366975 0.540887 0.175586 0.316570 0.290377 -0.815348 10.244411 1.935396 -37.316803
S2037 0.299089 1.582385 9.681558 0.400525 0.596321 0.135194 0.320223 0.284387 -0.809058 10.476649 2.259531 -37.213676
S2038 0.076661 1.826501 9.745723 0.383894 0.614615 0.123970 0.328507 0.283840 -0.811921 10.695618 2.595197 -37.082451
S2039 0.020631 1.957497 9.804046 0.374426 0.618663 0.114516 0.332585 0.277044 -0.808286 10.914130 2.932060 -36.985935
S2040 -0.113946 2.133940 10.001917 0.341202 0.573095 0.122977 0.339503 0.274076 -0.809942 11.110020 3.243504 -36.857300
S2041 -0.276821 2.358208 10.118608 0.261605 0.461369 0.122101 0.343152 0.271433 -0.805627 11.264601 3.491266 -36.771278
S2042 -0.586186 2.540797 10.127639 0.147549 0.306103 0.153117 0.347228 0.269887 -0.809707 11.349917 3.648659 -36.654099
S2043 -0.929317 2.679872 9.997375 0.042124 0.149395 0.210046 0.347507 0.268420 -0.805788 11.380344 3.710884 -36.553028
S2044 -0.935468 2.517382 9.718277 -0.059004 0.049983 0.292179 0.350881 0.267178 -0.809445 11.350817 3.708064 -36.386379
S2045 -0.608984 2.148773 9.595636 -0.096087 -0.013779 0.338368 0.350890 0.258656 -0.804651 11.305513 3.664797 -36.230118
S2046 -0.261914 1.890434 9.463734 -0.048555 -0.016272 0.334784 0.352014 0.259850 -0.807741 11.282838 3.620734 -36.046940
S2047 -0.286262 1.812561 9.218636 0.036602 0.017213 0.313352 0.352990 0.262350 -0.805944 11.312648 3.597245 -35.902000
S2048 -0.404605 1.892589 9.010494 0.124681 0.074951 0.341511 0.355240 0.260366 -0.807072 11.389984 3.603500 -35.704777
S2049 -0.346778 1.891067 8.883027 0.186224 0.064988 0.378090 0.357493 0.255036 -0.806226 11.508118 3.599012 -35.517529
S2050 -0.115555 1.922233 8.598988 0.192022 0.023682 0.390651 0.359597 0.257318 -0.809330 11.625355 3.570120 -35.298553
S2051 0.045929 1.742739 8.302402 0.141662 -0.023686 0.367966 0.360721 0.254471 -0.805970 11.716750 3.516210 -35.127766
S2052 0.623237 1.532552 8.373914 0.019557 -0.142897 0.373848 0.359888 0.251044 -0.808183 11.732942 3.395228 -34.937767
S2053 -0.168905 1.837901 8.416395 0.042631 -0.265262 0.386081 0.360172 0.248303 -0.807054 11.765689 3.203414 -34.784611
S2054 -0.388942 1.815437 8.095396 -0.072095 -0.218423 0.366799 0.359481 0.244999 -0.811226 11.727571 3.040831 -34.607479
S2055 -0.056258 1.804114 8.252591 -0.165995 -0.182142 0.405112 0.360178 0.246121 -0.809000 11.640785 2.893651 -34.433487
```

Abbildung 4.3: Auszug der Daten der Xsens MTi-G



Abbildung 4.4: Verwendetes Smartphone - Samsung GALAXY Nexus I9250

der Kamerafunktion. Weitere Sensoren wie das Magnetometer sind auch vertreten und steuern den virtuellen Kompass des Smartphones.

In dieser Arbeit wurde ein Smartphone der Firma Samsung verwendet: GALAXY Nexus I9250 - siehe Abbildung 4.4. Die Orientierung der Sensorachsen des Smartphones wird in Abbildung 4.5 dargestellt. Auch dieses Smartphone verwendet die im vorhergehenden Kapitel erwähnten MEMS-Sensoren. Das Smartphone läuft auf einem Android-Betriebssystem. Mit Hilfe einer speziellen Software des Instituts für Navigation an der TU Graz können die Rohdaten der jeweiligen Sensoren direkt abgefragt werden. Über eine Programmierschnittstelle wird auf die Sensoren zugegriffen. Die Daten daraus werden als String in ein Datenfile geschrieben, welches zur Weiterverarbeitung verwendet werden kann. In Abbildung 4.8 wird ein Auszug eines Datenfiles der Smartwatch dargestellt, welches vom Aufbau dem eines Smartphones gleicht. Die Aufzeichnungsrate der Daten liegt beim Smartphone bei etwa 28 Hz. Dies kann jedoch je nach Betriebssystem unterschiedlich sein.

4 Devices

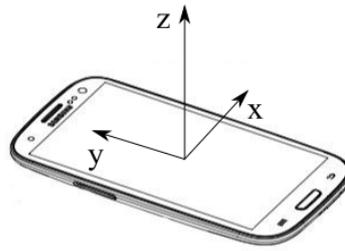


Abbildung 4.5: Achsenorientierung des Smartphone



Abbildung 4.6: Verwendete Smartwatch - Omate TrueSmart

4.3 Smartwatch

Eine Smartwatch nutzt wie auch ein Smartphone inertielle Sensoren wie Akzelerometer und Gyroskope. Sie finden wiederum beispielsweise als Bildstabilisatoren in Kameras (Gyroskop) Anwendung. Auch weitere Sensoren wie das Magnetometer, verwendbar für den virtuellen Kompass, sind in der Smartwatch enthalten. In dieser Arbeit wurde eine Smartwatch der Firma Omate mit einem Android-Betriebssystem verwendet: Omate TrueSmart - siehe Abbildung 4.6.

In Abbildung 4.7 ist die Orientierung der Sensorachsen der Smartwatch dargestellt.



Abbildung 4.7: Achsenorientierung der Smartwatch

4 Devices

```
time[0.0001s] acc[m/s^2] gyro[rad/s] mag[µT] pressure[mbar]
time sensor values0 value1 value2
28.0 gyro -6.9980016 9.148281 -6.652012
28.0 mag 8.7890625 -34.765625 -33.398438
28.0 acc 0.682 0.181 8.937
128.0 gyro -6.9948044 9.144152 -6.6489477
128.0 acc 0.5 -0.117 8.796
228.0 gyro -6.9942713 9.143619 -6.6489477
228.0 acc 0.624 -0.26 8.844
328.0 gyro -3.378364 0.77844393 -0.83293366
328.0 mag 13.0859375 22.070313 -44.726563
328.0 acc 0.617 -0.462 8.837
428.0 gyro -1.4865441 -0.43471888 -0.8673062
428.0 mag 12.6953125 23.828125 -43.75
428.0 acc 0.873 -0.677 9.129
528.0 gyro -1.5225153 -0.52664536 -0.69491076
528.0 acc 0.919 -0.555 9.253
628.0 gyro -1.3479882 -0.3611777 -0.74833465
628.0 acc 0.838 -0.519 9.189
728.0 gyro -1.3226752 -0.26805222 -0.7196909
728.0 mag 12.6953125 23.4375 -42.578125
728.0 acc 0.821 -0.574 9.22
828.0 gyro -1.2993605 -0.0057287505 -0.662137
828.0 acc 0.857 -0.541 9.215
928.0 gyro -1.1925126 0.17865707 -0.5467626
928.0 mag 14.0625 23.828125 -42.96875
928.0 acc 0.924 -0.627 9.04
```

Abbildung 4.8: Auszug der Daten der Smartwatch

Die Rohdaten der Smartwatch werden wiederum mit Hilfe der speziellen Software des Instituts für Navigation an der TU Graz als String in ein Datenfile exportiert. Die Aufzeichnungsrates der Smartwatch liegt bei 100 Hz. Abbildung 4.8 zeigt einen Auszug der Daten der Smartwatch. Ausgegeben werden die interne Zeit, die Beschleunigungs- und Drehratendaten, sowie die Magnetometerdaten und der Druck.

4.4 Resümee

In inertialen Messeinheiten werden inertielle Sensoren kombiniert. Zusätzlich werden andere Sensoren, wie Magnetometer oder Barometer in IMUs verbaut, um etwaige Nordrichtungs- und Höheninformation erhalten zu können. Aufgrund von mikroelektromechanischen Systemen können diese Sensoren sehr klein ausfallen, sowie billig hergestellt werden. Diese beiden Gründe führen dazu, dass die Sensoren in vielen Geräten inkludiert sind. Das kostenintensivste Gerät, das für die praktischen Messungen dieser Arbeit verwendet wurde, ist die Xsens MTi-G. Die beiden kostengünstigen Geräte sind das Smartphone GALAXY Nexus der Firma Samsung, und die Smartwatch TrueSmart der Firma Omate.

5 Analysen und Resultate

Ein *Pedestrian Dead Reckoning*-Algorithmus besteht aus drei Phasen: Schrittdetektion, Schrittlängenschätzung, Richtungsschätzung. Für die ersten beiden Phasen wurden in dieser Arbeit jeweils drei Ansätze implementiert, getestet und analysiert. Auch die Richtungsschätzung wurde implementiert und analysiert. Zur Analyse der Algorithmen wurden Datensätze mit drei verschiedenen Geräten erstellt. Diese Geräte entsprechen den in Kapitel 4 beschriebenen inertialen Messeinheiten (*Inertial Measurement Units* - IMU): Xsens MTi-G, Smartphone und Smartwatch. Diese drei Geräte wurden an verschiedenen Körperpositionen montiert, wodurch eine Aussage darüber getroffen werden kann, an welcher Stelle des Körpers die IMU montiert werden muss, um eine optimale Trajektorie zu erhalten. Die Analyse der Schrittdetektion umfasst alle Algorithmen, sowie alle dazu möglichen Körperpositionen der inertialen Messeinheit. Auch verschiedene Bewegungsmuster wurden getestet. Bei der Schrittlängenschätzung fanden ebenfalls Untersuchungen zu den Algorithmen statt, die wiederum auch für verschiedene Bewegungsmuster getestet wurden. Bezüglich des Headings wurden ebenfalls Analysen getätigt. Darunter fällt beispielsweise die Auswirkung von elektrischen Leitungen auf die Richtungsschätzung.

5.1 Testgebiet und Solltrajektorie

Alle praktischen Messungen wurden in der Steyrergasse 30, Graz, einerseits im dritten Obergeschoss andererseits auf dem Dach, durchgeführt. Abbildung 5.1 zeigt das dritte Obergeschoss. Für manche Untersuchungen waren Trajektorien nötig, für andere wiederum war ein Schreibtisch bereits ausreichend. Die richtige Wahl der Trajektorie war jedoch entscheidend. Um eine umfassende und vergleichbare Analyse zu ermöglichen, musste eine Trajektorie gewählt werden, die sowohl gerade Passagen als auch Kurven beinhaltet. Da sich stromdurchflossene Leitungen in den Wänden, sowie metallische Gegenstände auf den Gängen befinden, lieferten nicht alle untersuchten Trajektorien verwertbare Ergebnisse. In Abbildung 5.1 ist die final gewählte Trajektorie dargestellt. Die Trajektorie startet bei Punkt 1. Vom Startpunkt aus bewegt man sich Richtung Punkt 2, bei dem man sich umdreht und auf dem gleichen Weg zurück geht, abbiegt und zu Punkt 3 gelangt. Am Punkt 3 erfolgt eine weitere Kehrtwendung und man biegt Richtung Punkt 4 ab. Wiederum wendet man und kehrt zum Startpunkt 1 zurück. Der zurückgelegte Weg liegt bei etwa 80 m und ist mit einer Anzahl von durchschnittlich 60 Doppelschritten zurückzulegen. Die durchschnittliche Dauer, die eine Testperson benötigt um diese Trajektorie zurücklegen zu können, beträgt etwa 70 Sekunden.

5 Analysen und Resultate

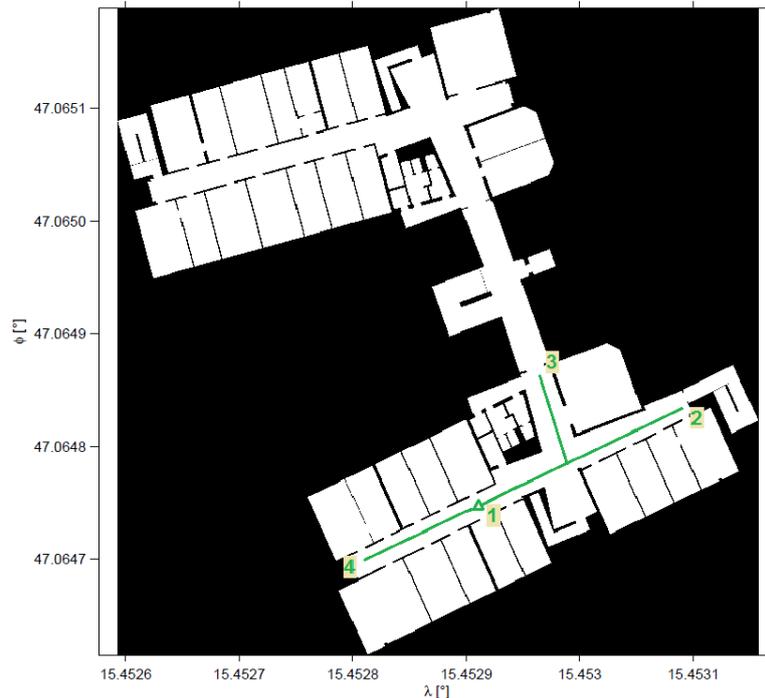


Abbildung 5.1: Solltrajektorie

Die durchgeführten Messungen erfolgten für alle drei Geräte entlang dieser Trajektorie jeweils dreimal. Beim ersten Durchlauf ging die Testperson die gesamte Strecke ohne Pausen durch. Beim zweiten Mal wurden "Wartezeiten" von einigen wenigen Sekunden an den Abbiege- beziehungsweise Umkehrstellen eingefügt. Beim dritten Durchlauf erfolgten nicht mehr nur Wartezeiten sondern auch langsame Drehungen. Mit diesen Wartezeiten und den darin durchgeführten Drehungen sollen Situationen simuliert werden, in denen man beispielsweise nach Wegweisern sucht, diese liest und ihnen folgt.

Für die jeweiligen Geräte wurden des Weiteren verschiedene Positionen am Körper gewählt. Die inertielle Messeinheit wurde dabei sowohl am Fußrücken, an der Hüfte hinten am Rücken und in der Hand getragen. Das Smartphone und die Smartwatch wurden ebenfalls in der Hand getragen. Beide Geräte wurden jedoch auch dem Bewegungsmuster "Schwingen" unterzogen. Das bedeutet im Falle des Smartphones, dass es in der Hand gehalten wird, wobei der Arm in natürlicher Weise neben dem Körper geschwungen wird. Bei der Smartwatch bedeutet dieses Bewegungsmuster, dass sie wie eine Uhr getragen wird. Diese verschiedenen Montierungen der Geräte am Körper werden im folgenden Kapitel näher erläutert.

5.2 Montierung der Geräte

Die Position des Geräts am Körper spielt in der Auswertung der Daten eine wichtige Rolle, da nicht alle Positionen das gleiche Bewegungsmuster liefern. Wichtig bei der Montierung ist vor allem die Achsausrichtung der verwendeten Geräte. Dabei muss beachtet werden, ob die Längsachse der Richtung der Fortbewegung entspricht. Ist dies nicht der Fall, so erfolgt eine Kalibrierung im Code. Diese Kalibrierung ist nötig, da ansonsten der Unterschied zwischen dem magnetischen Heading und dem *attitude*-Winkel *yaw* nicht vernachlässigt werden kann. Die Achsausrichtung des jeweiligen Gerätes ist in Kapitel 4 abgebildet.

Folgende unterschiedliche Positionen der Geräte am Körper wurden analysiert:

- **Fuß**

Dabei wird das Gerät am rechten Fußrücken montiert. Im Idealfall zeigt die Längsachse des Körpersystems dabei in die Fortbewegungsrichtung, die Querachse zeigt nach links und die Hochachse ist parallel zur Körperachse und zeigt nach oben. Diese Position findet nur Anwendung bei der Xsens MTi-G. In Abbildung 5.2 erkennt man im linken Bild, wie die inertielle Messeinheit am Fußrücken montiert wurde.

- **Hüfte**

Das Gerät wird in der Mitte am Rücken in Hüfthöhe angebracht. Im Idealfall zeigt die Längsachse des Körpersystems dabei nach links, die Querachse ist parallel zur Körperachse und zeigt nach unten und die Hochachse zeigt gegen die Fortbewegungsrichtung. Diese Position findet wiederum nur Anwendung bei der Xsens MTi-G. Da die Längsachse des Körpersystems nicht der Fortbewegungsrichtung entspricht, erfolgte hier eine Anpassung der Achsen durch eine Kalibrierung.

- **Hand**

Dabei wird das Gerät mit abgewinkelttem Arm vorm Körper in der rechten Hand getragen. Im Idealfall zeigt die Längsachse des Körpersystems wiederum in die Fortbewegungsrichtung, die Querachse zeigt nach links und die Hochachse ist parallel zur Körperachse und zeigt nach oben. Diese Position wird als einzige bei allen Geräten verwendet. Abbildung 5.2 zeigt auf der rechten Seite, wie die Xsens MTi-G während der Messung der Trajektorien in der Hand gehalten wurde. Das Smartphone und die Smartwatch wurden auf ähnliche Weise bei dieser Körperposition getragen.

- **Schwingen**

Dabei erfolgt ein natürliches Schwingen der Arme, wobei sich das Gerät im Falle des Smartphones in der rechten Hand befindet. Im Idealfall ist die Längsachse des Körpersystems parallel zur Körperachse und zeigt nach oben, die Querachse zeigt in die Fortbewegungsrichtung und die Hochachse zeigt nach links. Im Falle der Smartwatch befindet sich das Gerät wie eine Uhr am linken Arm. Im Idealfall ist die Längsachse des Körpersystems parallel zur Körperachse und zeigt nach unten, die Querachse zeigt gegen die

5 Analysen und Resultate



Abbildung 5.2: Positionierung der Xsens MTi-G am Körper (linkes Bild: Positionierung am Fußrücken; rechtes Bild: Positionierung in der Hand)

Fortbewegungsrichtung und die Hochachse zeigt wiederum nach Links. Auch bei dieser Position entspricht die Längsachse des Körpersystems jeweils nicht der Fortbewegungsrichtung. Somit erfolgt hier ebenfalls eine Anpassung der Achsen durch eine Kalibrierung.

Hierbei muss erwähnt werden, dass nicht alle Positionen bei allen Geräten getestet wurden. Dies liegt vor allem an der Sinnhaftigkeit. So macht es wenig Sinn, ein Smartphone am Fußrücken zu montieren. Auch bei der Smartwatch ist die Sinnhaftigkeit, diese am Fußrücken zu montieren, zu hinterfragen, da sie prinzipiell nur als Armbanduhr getragen wird. Ihre dennoch getestete zweite Position in der Hand dient vor allem der Vergleichbarkeit mit den anderen Geräten. Tabelle 5.1 fasst die Positionen der jeweiligen Geräte zusammen.

Tabelle 5.1: Positionierung der jeweiligen Messeinheiten

	Fuß	Hüfte	Hand	Schwingen
Xsens	X	X	X	-
Smartphone	-	-	X	X
Smartwatch	-	-	X	X

Die Abbildungen 5.3 bis 5.6 zeigen die rohen Sensordaten bei unterschiedlichen Positionierungen. Das obere Bild zeigt jeweils die aufgenommenen Beschleunigungsdaten, das untere Bild die aufgenommenen Drehraten. Vergleicht man nun Abbildung 5.3 (Montierung der IMU am Fuß) mit Abbildung 5.4 (Positionierung der IMU in der Hand), so ist vor allem der unterschiedliche Wertebereich auffällig. Die Werte der Beschleunigungen liegen bei der Montierung am Fuß in einem Bereich von etwa -50 m/s^2 bis $+50 \text{ m/s}^2$. Bei der Positionierung in der Hand kann man die Beschleunigungen in x-Richtung und in y-Richtung, die jeweils innerhalb eines Bereiches von -2 m/s^2 bis $+2 \text{ m/s}^2$ liegen, deutlich von der Beschleunigung in z-Richtung unterscheiden. Diese liegt bei einem Wert von etwa 9.81 m/s^2 mit Schwankungen von etwa -4 m/s^2 bis $+4 \text{ m/s}^2$. Dies zeigt, dass eine inertielle Messeinheit, wenn sie am Fußrücken angebracht wird, mehr Bewegung erfährt als wenn sie in der Hand getragen wird. Diese Bewegung ist ebenfalls in den Drehraten erkennbar. So liegen diese in Abbildung 5.3 in einem Bereich von etwa -5 rad/s

5 Analysen und Resultate

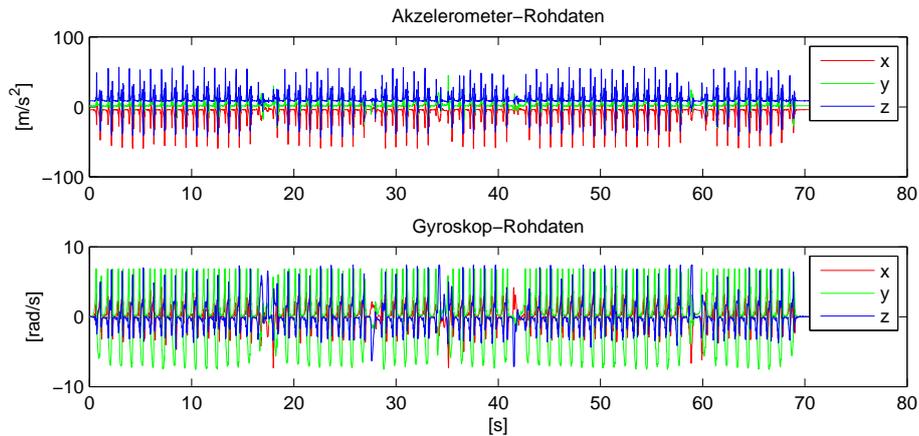


Abbildung 5.3: Sensordaten bei Positionierung der inertialen Messeinheit am Fußrücken

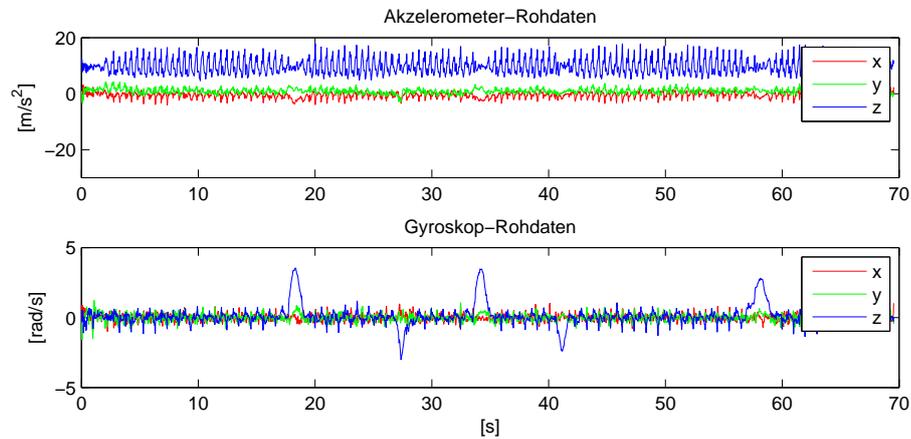


Abbildung 5.4: Sensordaten bei Positionierung der inertialen Messeinheit in der Hand

bis $+5 \text{ rad/s}$. Bei der Positionierung in der Hand hingegen liegen die Drehraten durchschnittlich in einem Bereich um Null. Erfährt der Körper eine Drehung, so zeigt sich das deutlich in den Drehraten, wie in Abbildung 5.4, in der man fünf Drehungen erkennen kann.

Bei der Montierung der Messeinheit an der Hüfte sind Drehungen in den Gyroskopdaten ebenfalls ersichtlich, jedoch weniger deutlich. Durch die Positionierung direkt am Körper der Testperson, erfährt die Messeinheit deutlich mehr Bewegung, als wenn sie in der Hand getragen wird, da hierbei die Dämpfung der Bewegung durch die Hand fehlt. Die größere Bewegung ist sowohl in den Beschleunigungen als auch in den Drehraten erkennbar. Neben der unterschiedlich starken Bewegung erkennt man weiters, dass die Achsenausrichtung bei der Montierung an der Hüfte eine andere ist, als bei der Positionierung in der Hand. Diese wurde oben im Text bereits beschrieben und kann in den Algorithmen durch bestimmte Einstellungen kompensiert werden, sodass die Daten so verwendet werden können,

5 Analysen und Resultate

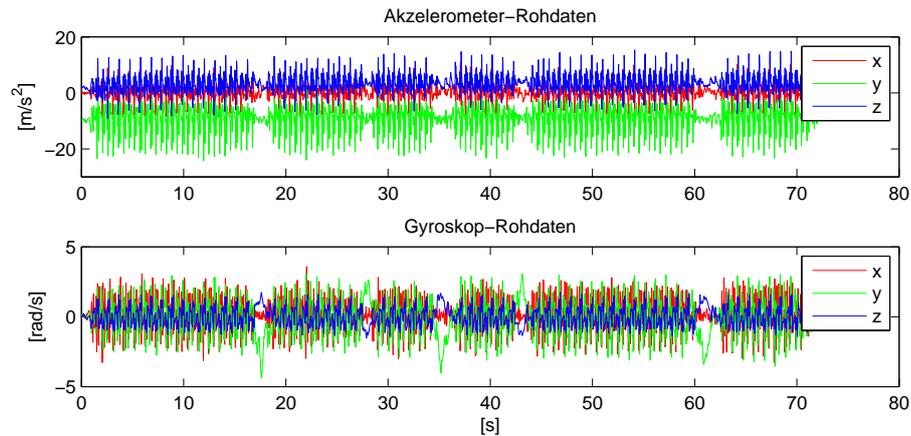


Abbildung 5.5: Sensordaten bei Positionierung der inertialen Messeinheit an der Hüfte

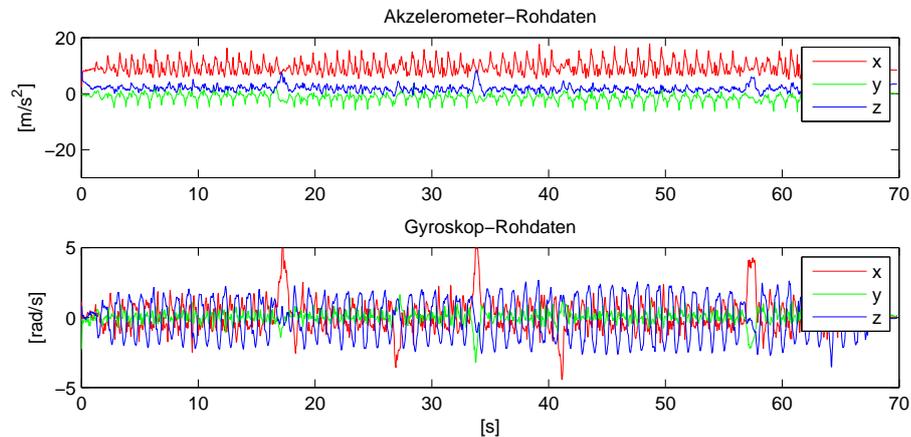


Abbildung 5.6: Sensordaten bei Positionierung der inertialen Messeinheit an der schwingenden Hand

als entspräche die Fortbewegungsrichtung der Richtung der Längsachse und die Hochachse würde Richtung Zenit zeigen.

Auch in Abbildung 5.6 erkennt man eine andere Achsausrichtung, die ebenfalls im Algorithmus kompensiert werden kann. Die Beschleunigungsdaten verhalten sich ähnlich zu den Daten bei einer Positionierung in der Hand. Außergewöhnlich sind jedoch die Gyroskopdaten. Neben den wiederum fünf Drehungen, die deutlich erkennbar sind, ist die Schwingung des z-axialen Sensors auffällig. Diese Schwingung zeigt das Bewegungsmuster "Schwingen", das vor allem bei einer Smartwatch vorkommt.

Durch die unterschiedlichen Signalamplituden der Rohdaten lassen sich bereits im Vorhinein Aussagen über die Bewegung treffen. So kann man darin beispielsweise erkennen, um welche Art der Montierung es sich handelt. Große Beschleunigungen und Drehraten weisen auf eine Montierung am Fußrücken hin, gegensätzlich dazu weisen kleine Beschleunigungen und Drehraten auf eine *hand-held* IMU hin.

Die Schwingung der z-axialen Komponente der Gyroskopdaten zeigt, dass die Messeinheit am schwingenden Arm montiert war. Die Art der Signalamplituden haben Einfluss auf die Wahl der Schrittdetektion.

5.3 Schrittdetektion

Es wurden drei verschiedene Arten der Schrittdetektion durch je einen Algorithmus implementiert. Die drei verschiedenen Algorithmen sind in Kapitel 3.1 beschrieben. Der erste Schrittdetektor agiert mit dem *zero-velocity*-Intervall. Dieses existiert in der beschriebenen Form nur bei der Positionierung der inertialen Messeinheit am Fußrücken. Der zweite Algorithmus hat als Basis die Schrittfrequenz und kann wie auch der Ansatz über das exponentiell gewichtete Mittel (dritter Ansatz) für jede Position verwendet werden.

Tabelle 5.2 listet die implementierten Schätzer, sowie deren mögliche Einsatzgebiete, für die jeweiligen Körperpositionen der inertialen Messeinheit auf. Die Detektoren (a), (b) und (c) entsprechen den Detektoren über *zero-velocity*-Intervall, Schrittfrequenz und exponentiell gewichtetes Mittel. Die Zeilen bezeichnen die oben im Text beschriebenen möglichen Positionierungsarten der inertialen Messeinheit.

Tabelle 5.2: Einsatzmöglichkeiten der Schrittdetektoren (Montierung der inertialen Messeinheit)

	Detektor (a)	Detektor (b)	Detektor (c)
"Fuß"	✓	✓	✓
"Hand"	x	✓	✓
"Hüfte"	x	✓	✓
"Schwingen"	x	✓	✓

Tabelle 5.2 zeigt deutlich den Nachteil, den der Detektor (a) liefert. Sein Einsatzgebiet beschränkt sich auf die Montierung der inertialen Messeinheit am Fuß. Den beiden anderen Detektoren gelingt es hingegen, Schritte bei jeder Montierung zu detektieren. Ein weiteres wichtiges Kriterium neben der vielfältigen Anwendbarkeit eines Schrittdetektors ist das Erkennen von Bewegungspausen. Tabelle 5.3 zeigt das Verhalten der jeweiligen Schätzer dahingehend.

Tabelle 5.3: Einsatzmöglichkeiten der Schrittdetektoren (Bewegungsformen)

	Detektor (a)	Detektor (b)	Detektor (c)
"Gehen"	✓	✓	✓
"Gehen mit Bewegungspausen"	✓	(✓)	✓

Wenn man nun die beiden vorhergehenden Tabellen betrachtet, wird deutlich, dass zwar zwei Detektoren Schritte bei jeder Montierung der inertialen Messeinheit am Körper und bei jeder Bewegungsform detektieren. Detektor (b) liefert jedoch keine zufriedenstellenden Ergebnisse für die Bewegungsform "Gehen mit Bewegungspausen". Detektor (c) hingegen führt die Schrittdetektion beim "Gehen

mit Bewegungspausen“ zufriedenstellend aus. Dieser Detektor entspricht dem EWMA-Detektor, dem Detektor über das exponentiell gewichtete gleitende Mittel (*Exponentially Weighted Moving Average*).

In Tabelle 5.4 sind beispielhafte Ergebnisse der Schrittdetektoren aufgelistet. Für alle Bewegungsformen und Montierungsarten wurden die Schritte entlang der gleichen Trajektorie gemessen. Neben den von den Detektoren ermittelten Schritten, ist auch die tatsächliche Schrittzahl (# DS) angegeben. Zur Vereinheitlichung wurde nur die Anzahl an Doppelschritten angegeben. Der Unterschied zwischen einem Schritt und einem Doppelschritt bezieht sich auf die Ruhe-Phase des Fußes. Von einer Ruhe-Phase des Fußes zur nächsten des gleichen Fußes führt ein Doppelschritt. Von einer Ruhe-Phase des einen Fußes zu nächsten des anderen Fußes führt ein Schritt.

Tabelle 5.4: Beispielhaftes Ergebnis detektierter Schritte

Position	Bewegung	# DS	Detektor (a)	Detektor (b)	Detektor (c)
Fuß	Gehen	61	63	66	60
	G. mit Pausen	62	71	51	60
Hand	Gehen	60	x	67	60
	G. mit Pausen	60	x	106	59
Hüfte	Gehen	59	x	67	62
	G. mit Pausen	58	x	117	61
Schwingen	Gehen	61	x	70	72
	G. mit Pausen	64	x	101	87

Die tatsächliche Anzahl an Doppelschritten wurde in diesem Beispielsatz von den unterschiedlichen Detektoren nur ein einziges Mal ermittelt. Es handelt sich dabei um den Detektor (c) bei einer Montierung der inertialen Messeinheit in der Hand, bei normalem Gehen. Außerdem liegt bei diesem Detektor die Differenz zwischen tatsächlicher und detektierte Schrittzahl bei höchstens drei Doppelschritten, egal ob bei einer Montierung am Fuß oder an der Hüfte oder bei unterschiedlichen Bewegungsformen. Bei der Position der Messeinheit am schwingenden Arm werden jedoch deutlich mehr Schritte detektiert. Die Differenz liegt hier bei elf Doppelschritten beim "Gehen" und 23 Doppelschritten beim "Gehen mit Pausen". Für die Position am schwingenden Arm ist dieser Detektor also nur bedingt einsetzbar.

Vergleichbar zum Detektor (c) ist nur der Detektor (b). Die Vergleichbarkeit liegt jedoch nur darin, dass dieser Detektor ebenfalls Schritte bei allen Montierungen und Bewegungsformen detektieren kann. Die Ergebnisse hingegen sind keineswegs vergleichbar. Es erfolgt sowohl beim normalen "Gehen" also auch beim "Gehen mit Pausen" eine Detektion von zahlreichen falschen Doppelschritten. Durch die Länge und Kurvenhaltigkeit der Trajektorie werden auch beim normalen "Gehen" jeweils um etwa fünf bis zehn Doppelschritte zu viel detektiert. Auffällig ist weiters die Doppelschrittzahl bei einer Montierung der inertialen Messeinheit am Fußrücken beim "Gehen mit Pausen". Es wurden nur 51 von 62 Doppelschritten erkannt. Der

5 Analysen und Resultate

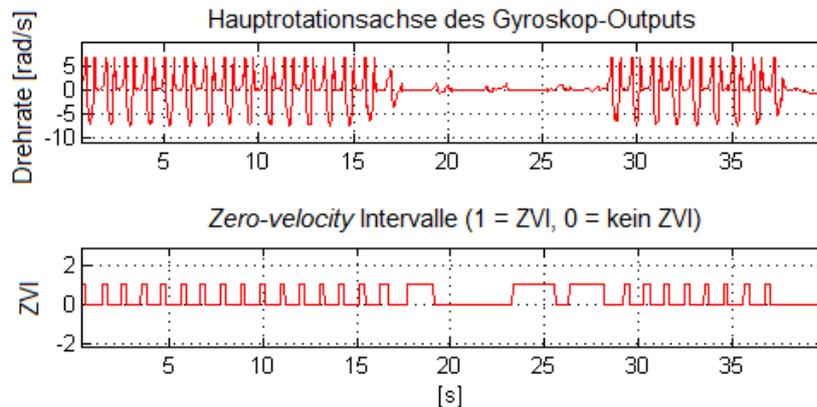


Abbildung 5.7: Verhalten des ZVI-Schrittdetektors bei einer Bewegungspause

Detektor (b) arbeitet mit der Schrittfrequenz. Diese kann, wie in diesem Beispiel gezeigt, aufgrund der Pausen dahingehend verfälscht werden, dass die Intervalllänge im Algorithmus zu groß gewählt wird und daher zu wenige Schritte detektiert werden. Es kann jedoch ebenfalls passieren, dass zu viele Schritte detektiert werden, da die Intervalllänge im Algorithmus konstant bleibt und dadurch auch in den Bewegungspausen Schritte detektiert werden. Dies erkennt man in der Schrittzahl der restlichen Montierungen beim "Gehen mit Pausen", die alle über 100 liegen. Dieser Algorithmus eignet sich daher nur für kurze Trajektorien, die möglichst keine Kurven beinhalten, in denen keine Bewegungspausen herrschen und die mit möglichst konstanter Geschwindigkeit durchschritten werden.

Abbildung 5.7 zeigt das Verhalten des Detektors (a) bei einer Bewegungspause. Die Pause tritt zwischen 17 und 27 Sekunden auf. In dieser Zeit ist kein tatsächlicher Schritt erfolgt. Es erfolgten darin jedoch kleine Bewegungen, die fälschlicherweise als Schritte detektiert werden.

Auch in Abbildung 5.8 erkennt man in der Bewegungspause (wiederum von etwa 17 bis 27 Sekunden) fälschlicherweise detektierte Schritte. Es handelt sich dabei um den Detektor (b). Im Gegensatz zu Detektor (a), der in der Bewegungspause zwei Schritte fälschlicherweise detektiert, werden vom Detektor (b) zehn falsche Schritte detektiert. Da es sich hier aber um zehn Doppelschritte handelt liegt der Fehler in der Distanz bereits bei etwa 15 m.

Im direkten Vergleich zur Frequenz-abhängigen Schrittdetektion, werden in Abbildung 5.9 die Schritte des gleichen Datensatzes mittels Detektor (c) detektiert. Dabei erkennt man sofort den Vorteil dieses Ansatzes. In den Pausen werden keine Schritte detektiert. Durch eine Adaption des Frequenz-abhängigen Detektors könnten die in den Pausen detektierten Schritte vermieden werden. Diese Verbesserung könnte beispielsweise eine Schranke liefern, durch die nur mehr dann ein Schritt detektiert wird, wenn das Signal einen bestimmten Mindestwert hat.

5 Analysen und Resultate

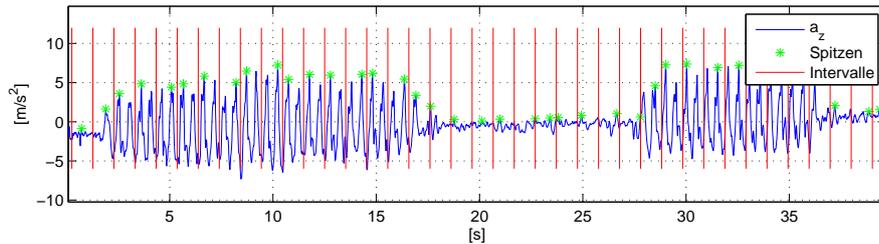


Abbildung 5.8: Verhalten des Schrittdetektors über die Schrittfrequenz bei einer Bewegungspause

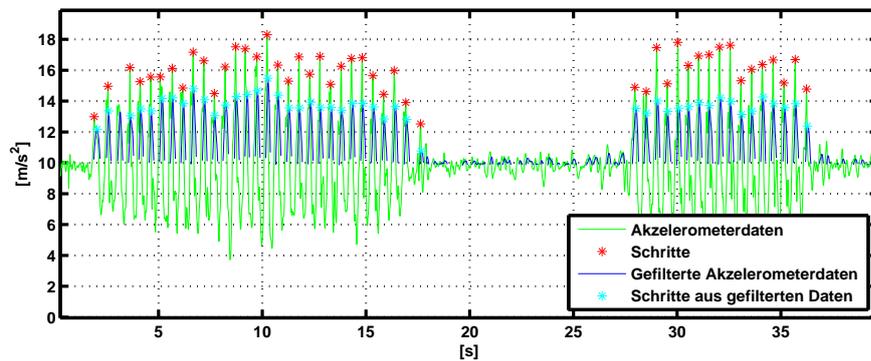


Abbildung 5.9: Verhalten des EWMA-Schrittdetektors bei einer Bewegungspause

5.4 Schrittlänge

Zur Bestimmung der Schrittlänge wurden wie auch bei der Schrittdetektion drei verschiedene Ansätze getestet: Schrittlänge durch vertikale Verschiebung, Schrittlänge durch Frequenz und Schrittlänge durch Frequenz und Varianz der Beschleunigung pro Schritt. Hauptunterschied zwischen diesen drei Ansätzen ist neben den jeweiligen Beobachtungsgrößen, die in den Algorithmus einfließen, die Anzahl der Parameter, mit deren Hilfe die Schrittlänge geschätzt wird. Diese Parameter müssen durch eine Kalibrierung bestimmt werden. Wie dies passieren kann, wird im folgenden Unterkapitel näher erläutert.

5.4.1 Kalibriermessung

Um die Schrittlänge mit Hilfe von Algorithmen schätzen zu können, muss zunächst eine Kalibrierung der Parameter erfolgen, die bei den jeweiligen Algorithmen benötigt werden. Diese Kalibrierung der Parameter erfolgt durch Kalibriermessungen, die für jede Person individuell getätigt werden müssen. In dieser Arbeit erfolgte die Messung entlang einer ebenen und geraden Strecke. Abbildung 5.10 zeigt die wichtigsten Phasen der durchgeführten Messungen. Das erste Bild zeigt ein am Fuß montierte inertielle Messeinheit, wobei am selben Fuß ein Kreidestück

5 Analysen und Resultate

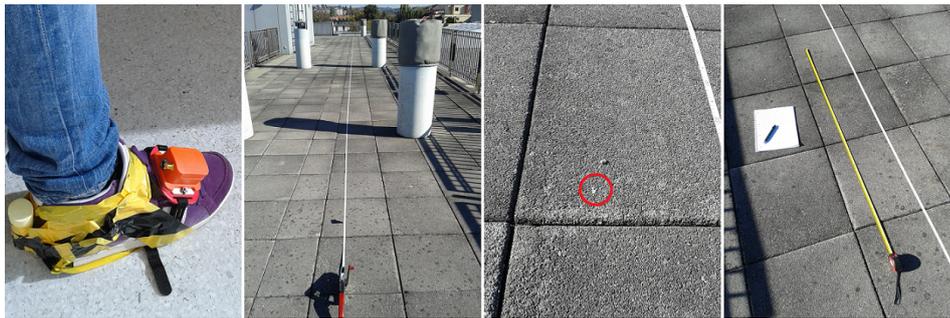


Abbildung 5.10: Kalibriermessung (v.l.n.r. Montierung am Fuß, Teststrecke, Messpunkte, Messung der Schrittlänge)

befestigt wurde. Durch die Montierung der Kreide am Fuß erfolgt pro Doppelschritt eine Kennzeichnung am Boden der Teststrecke. Die Teststrecke wird in der zweiten Graphik der Abbildung gezeigt. Das dritte Bild zeigt die Kennzeichnungen am Boden. Der Abstand zwischen zwei Markierungen kann mittels Rollmeter gemessen werden, was man in der letzten Graphik erkennen kann.

In Tabelle 5.5 ist beispielhaft eine Kalibriermessung aufgelistet. Die Messung erfolgte mit Zentimetergenauigkeit. Die Standardabweichung der Schritte liegt in einem Bereich von mehreren Zentimetern. Das bedeutet, dass die Schrittlängen auch bei einer angenommenen konstanten Geschwindigkeit bis zu mehreren Zentimetern abweichen können.

Tabelle 5.5: Beispiel einer Kalibriermessung

Schritte	Kalibriermessung [m]
1	1,44
2	1,55
3	1,54
4	1,53
5	1,54
6	1,56
7	1,52
8	1,50
9	1,54
10	1,53
11	1,55
12	1,53
13	1,53
14	1,56
15	1,47
16	1,27
Summe	24,16
Standardabweichung	0,07

Die Kalibriermessungen wurden für verschiedene Montierungen der Geräte (Fuß, Hand,...) mehrmals für die Testperson durchgeführt. Wie bereits erwähnt, ergeben sich für verschiedene Testpersonen unterschiedliche Kalibrierparameter. Um ein optimales Schätzergebnis der Schrittlänge zu erreichen muss dies beachtet werden. Des Weiteren müssen auch Bewegungsmuster, wie "Stehenbleiben" und schnelles sowie langsames Gehen in die Kalibrierung miteinfließen.

5.4.2 Schrittlängenschätzung

Nach der Bestimmung der jeweiligen Kalibrierkonstanten können die drei Schätzer für die Schrittlänge verglichen werden. Wie bereits erwähnt, erfolgt eine erste Unterscheidung in der Art der Beobachtung, die in den Schätzer miteinfließt, sowie in der Anzahl. Tabelle 5.6 listet die grundlegenden Unterschiede auf.

Tabelle 5.6: Grobe Unterscheidungen zwischen den Schrittlängenschätzern

	Beobachtungen
Schrittlänge (a)	Vertikale Verschiebung h aus den Beschleunigungen
Schrittlänge (b)	Schrittfrequenz $1/T_{step}$ aus der Schrittdauer
Schrittlänge (c)	Schrittfrequenz $1/T_{step}$ aus der Schrittdauer Varianz der Beschleunigung pro Schritt ν_k
	Kalibrierkonstanten
Schrittlänge (a)	K
Schrittlänge (b)	K_1, K_2
Schrittlänge (c)	K_1, K_2, K_3

Für eine Teststrecke ohne Kurven liefern alle Schätzer nach einer Anpassung der Parameter durch eine Kalibrierung zufriedenstellende Ergebnisse. In Tabelle 5.7 wird eine Trajektorie durch die jeweils geschätzte Schrittlänge aufgelistet. Die Trajektorie verläuft ohne Kurven und hat eine Länge von 22.9 m. In diesem Fall wurde sie mit 15 Doppelschritten abgeschrieben. Neben den einzelnen Schritten sind die Summe und die Standardabweichung der Schritte angegeben. Die Summe zeigt, dass alle Schätzungen unterhalb der gesamten Länge der Trajektorie liegen. Da jedoch Doppelschritte bestimmt wurden, wird folglich auch der letzte Schritt nicht mit in die Berechnung einbezogen. Die Standardabweichungen liegen im Bereich von unter einem Dezimeter, und entsprechen damit auch den Standardabweichungen aus den Kalibriermessungen.

Da jedoch in der Fußgängernavigation kaum eine Strecke ohne Kurven verläuft und man auch Bewegungspausen einlegen kann, müssen diese und andere Faktoren in der Schrittlängenschätzung berücksichtigt werden. Es lassen sich jedoch nicht alle Schätzer für mehrere Bewegungsmuster anpassen. Der (a)-Schätzer hat beispielsweise nur eine variable Kalibrierkonstante K . Die zweite Konstante, die Beinlänge l , wird für die jeweilige Testperson gemessen und festgelegt. Die Anpassung an die jeweiligen Bewegungen muss durch die Kalibrierkonstante K stattfinden.

5 Analysen und Resultate

Tabelle 5.7: Schrittlängenschätzung einer geraden Trajektorie

Schritte	(a)-Schätzer [m]	(b)-Schätzer [m]	(c)-Schätzer [m]
1	1.54	1.36	1.29
2	1.39	1.48	1.44
3	1.58	1.49	1.53
4	1.53	1.48	1.54
5	1.53	1.49	1.52
6	1.65	1.49	1.51
7	1.47	1.50	1.55
8	1.57	1.48	1.56
9	1.58	1.48	1.59
10	1.43	1.48	1.50
11	1.51	1.49	1.49
12	1.39	1.49	1.52
13	1.39	1.47	1.43
14	1.31	1.47	1.45
15	1.52	1.46	1.42
Summe	22.38	22.12	22.35
Standardabweichung	0.09	0.03	0.08

Der zweite Schätzer (b) liefert bei Bewegungspausen im Vergleich zu den anderen Schätzern die schlechtesten Ergebnisse. Als Beobachtungsgröße dient nur die Schrittfrequenz, welche sich bei einer Bewegungspause ständig ändert. Sie wird immer kleiner je länger die Pause dauert. Es treten im Vergleich dazu beim Schätzer (a) keine Beschleunigungen bei einer Bewegungspause auf. Es gibt daher auch keine vertikale Verschiebung und somit keine Schrittlänge. Wird beim Schätzer (b) die Schrittfrequenz also über die gesamte Pause (abhängig vom Schrittdetektor) gezählt so ergibt sich eine Schrittlänge mit einer Mindestlänge der Kalibrierkonstanten K_2 (siehe Formel - 3.11).

Ähnlich verhält es sich auch beim (c)-Schätzer, bei dem als Beobachtungen ebenfalls die Schrittfrequenzen mit einfließen. Dieser nimmt jedoch noch eine zweite Größe in die Schätzung mit, die Varianz der Beschleunigung pro Schritt. Dadurch ergeben sich drei Kalibrierkonstanten, wobei jeweils eine von den jeweiligen Beobachtungsgrößen abhängig ist. Die dritte Kalibrierkonstante ist von keiner Beobachtungsgröße abhängig und liefert wie bei der (b)-Schätzung einen konstanten Term, der in jedem Schritt enthalten ist. Da der (c)-Schätzer jedoch zwei weitere Kalibrierkonstanten miteinbezieht, kann der konstante Term relativ klein gehalten werden und hat somit bei Bewegungspausen einen geringeren Einfluss als der konstante Term der (b)-Schätzung.

Hier muss erwähnt werden, dass für eine optimale Schrittlängenschätzung, bei welcher keine nachträgliche Anpassung erfolgen muss, noch mehr Kalibriermessungen erforderlich sind. Zur optimalen Schätzung müssen auch Parameter bezüglich unterschiedlicher Bewegungsformen wie "Treppen steigen" oder "laufen" mitein-

fließen. Aus forschungseffizienten Gründen wird in dieser Arbeit nicht näher auf diese zusätzlichen Parameter eingegangen.

5.5 Heading

Zu Beginn der Arbeit wurden für die Richtungsbestimmung die von der inertialen Messeinheit Xsens MTi-G kalibrierten *attitude*-Parameter *roll*, *pitch* und *yaw* verwendet. In einem zweiten Schritt wurden die ersten beiden Parameter mittels *levelling* ermittelt. Mit Hilfe dieser und der Magnetometerdaten konnte auch der magnetische *yaw*-Winkel bestimmt werden - siehe Kapitel 3.3.1. Im letzten Schritt wurden die im zweiten Schritt berechneten Parameter mit den Gyroskopdaten mittels Kalmanfilter kombiniert, um das endgültige Heading zu erhalten. Beim Vergleich der kalibrierten *attitude*-Daten der Xsens MTi-G zu den berechneten *attitude*-Daten waren zum Teil deutliche Unterschiede ersichtlich, welche in einer Startwertanalyse näher untersucht wurden. Auch die Auswirkung von stromdurchflossenen Leitern und metallischen Gegenständen wurde analysiert, bevor eine zufriedenstellende Richtung ermittelt werden konnte.

5.5.1 Startwertanalyse der Messeinheit Xsens MTi-G

Die Bestimmung der Startwerte für den Kalmanfilter stellt einen wichtigen Punkt dar. Die initiale *attitude* lässt sich aus den Beschleunigungsdaten und den Magnetometerdaten bestimmen, welche in den Kalmanfilter miteinfließen. Der in dieser Arbeit verwendete Kalmanfilter wurde in Kapitel 3.3.2 beschrieben. Die Messeinheit Xsens MTi-G verwendet zur *attitude*-Bestimmung einen erweiterten Kalmanfilter, namens Xsens Estimation Engine (XEE).

Um einen Vergleich der Startwerte der XEE-Filterung mit den Startwerten des Berechnungsalgorithmus zu ermöglichen, wurde eine Versuchsreihe durchgeführt. Dabei wurde die Messeinheit in eine statische Position gebracht und für die gesamte Versuchsreihe nicht mehr verändert. Es erfolgten sechs Messreihen, wobei zwischen den Messreihen sowohl kurze als auch längere Pausen waren. Des Weiteren wurde das Messprogramm zwischendurch beendet und wieder neu gestartet.

Diese Versuchsreihe sollte zeigen, ob es einen Offset zwischen den jeweiligen Startwerten gibt. Wenn dieser vorhanden ist, sollte geprüft werden, ob er konstant ist. Bei der Versuchsreihe zeigte sich jedoch, dass kein konstanter Offset zwischen den jeweiligen Startwerten der *attitude*-Winkel (*roll*, *pitch*, *yaw*) vorliegt. Dies ist auf die in sich inkonsistenten Startwerte der XEE-Filterung zurückzuführen. Die Startwerte des IMU-eigenen Algorithmus divergieren bis zu 10° . Ein Vergleich der jeweiligen Startwerte der Messreihen aus dem Berechnungsalgorithmus nach Groves (2013) zeigt, dass diese berechneten Startwerte in sich sehr gut zusammenpassen.

In Abbildung 5.11 wurden die jeweiligen Startwerte der sechs Messreihen dargestellt. In rot erkennt man die divergierenden Startwerte aus dem XEE-Algorithmus,

5 Analysen und Resultate

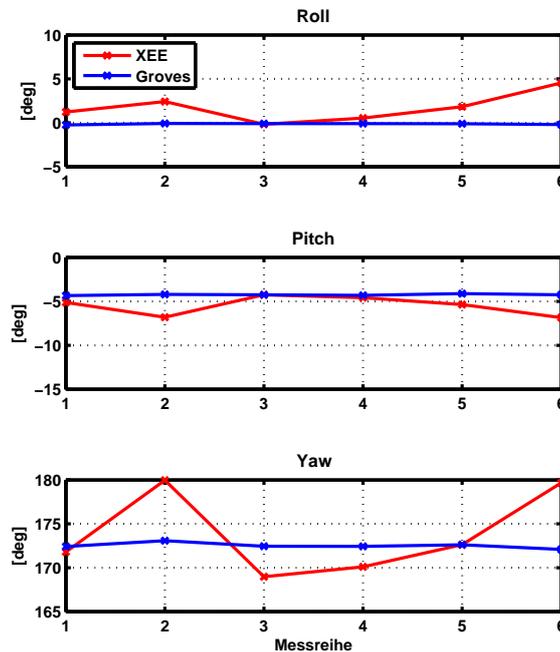


Abbildung 5.11: Startwertanalyse (Filterszenario *aerospace_nobaro*)

in blau die Startwerte nach Groves, welche einen linearen und weder steigenden noch sinkenden Verlauf aufzeigen.

In Tabelle 5.8 wurden einige statistische Größen zu dieser Versuchsreihe aufgelistet. Als Basis der Berechnung der Größen dienten die Differenzen der jeweiligen Startwerte (Berechnung nach Groves) der einzelnen Messreihen. Im Mittel soll die Differenz im Idealfall also bei 0° liegen. Bei der Berechnung dieser Größen zeigt sich nun auch numerisch, dass die Startwerte bei einer Berechnung nach Groves in sich zusammenpassen. Dabei liegt eine Spannweite der Differenzen zueinander von 0° bis 1.00° vor. Die Standardabweichung der jeweiligen Differenzen liegt bei 0.22° , wobei diesen Wert hauptsächlich die Standardabweichung des *yaw*-Winkels prägt. Die statistischen Werte der XEE-Filterung sind in Tabelle 5.9 aufgelistet. Im Mittelwert divergieren diese Werte bereits um mehr als 1° bis hin zu über 5° . Betrachtet man sich die Standardabweichung sowie die Streuung so wird die in Abbildung 5.11 ersichtliche Abweichung des *yaw*-Winkels stark verdeutlicht.

Es wurde eine weitere Versuchsreihe durchgeführt, wobei sich der Aufbau dieser Reihe vom Vorhergehenden kaum unterscheidet. Die statische Position der Messeinheit und die Anzahl der Messreihen sind gleich geblieben. Es gab längere und auch kürzere Pausen zwischen den Messreihen. Bei dieser Versuchsreihe wurde das Messprogramm ebenfalls zwischen zwei bestimmten Messreihen beendet und wieder gestartet. Der bedeutende Unterschied bei dieser Reihe zur vorhergehenden ist das anders gewählte Filterszenario. In dem Fall wurde nicht das üblicherweise

5 Analysen und Resultate

Tabelle 5.8: Statistische Werte zu den Startwerten (Berechnung nach Groves, Filterszenario *aerospace_nobaro*)

	Mittelwert	Standardabweichung	Maximum	Minimum
<i>roll</i>	0.08 °	0.06 °	0.18 °	0.00 °
<i>pitch</i>	0.10 °	0.06 °	0.23 °	0.00 °
<i>yaw</i>	0.37 °	0.29 °	1.00 °	0.01 °
gesamt	0.18 °	0.22 °	1.00 °	0.00 °

Tabelle 5.9: Statistische Werte zu den Startwerten (XEE, Filterszenario *aerospace_nobaro*)

	Mittelwert	Standardabweichung	Maximum	Minimum
<i>roll</i>	1.20 °	1.27 °	4.69 °	0.59 °
<i>pitch</i>	1.33 °	0.85 °	2.60 °	0.05 °
<i>yaw</i>	5.63 °	3.90 °	10.98 °	0.29 °
gesamt	2.98 °	3.04 °	10.98 °	0.05 °

eingestellte Szenario *aerospace_nobaro* verwendet, welches das Magnetometer mit einbezieht. Es wurde das Filterszenario *general* verwendet, welches im Filterprozess des XEE-Algorithmus kein Magnetometer verwendet.

Abbildung 5.12 zeigt die Unterschiede der jeweiligen *attitude*-Winkel in den Startwerten der Messreihen. Auch hier kann man sofort erkennen, dass es sich um keinen konstanten Offset zwischen XEE-Berechnung und der Berechnung nach Groves handelt. Wiederum wird deutlich gezeigt, dass die Berechnung nach Groves in sich gut zusammenpasst, die XEE-Berechnung hingegen nicht. Numerisch wird das, durch die in den Tabellen 5.10 und 5.11 aufgelisteten statistischen Größen, verdeutlicht.

Tabelle 5.10: Statistische Werte zu den Startwerten (Berechnung nach Groves, Filterszenario *general*)

	Mittelwert	Standardabweichung	Maximum	Minimum
<i>roll</i>	0.05 °	0.04 °	0.12 °	0.00 °
<i>pitch</i>	0.09 °	0.06 °	0.16 °	0.01 °
<i>yaw</i>	0.37 °	0.24 °	0.91 °	0.02 °
gesamt	0.17 °	0.20 °	0.91 °	0.00 °

Aufgrund der divergierenden Startwerte erfolgten keine weiteren Untersuchungen der relativen Positionen mit den kalibrierten *attitude*-Parametern der XEE-Filterung. Da der Berechnungsalgorithmus nach Groves gute Ergebnisse bezüglich der jeweiligen Startwerte liefert, wurde dieser für die Richtungsbestimmung verwendet.

5 Analysen und Resultate

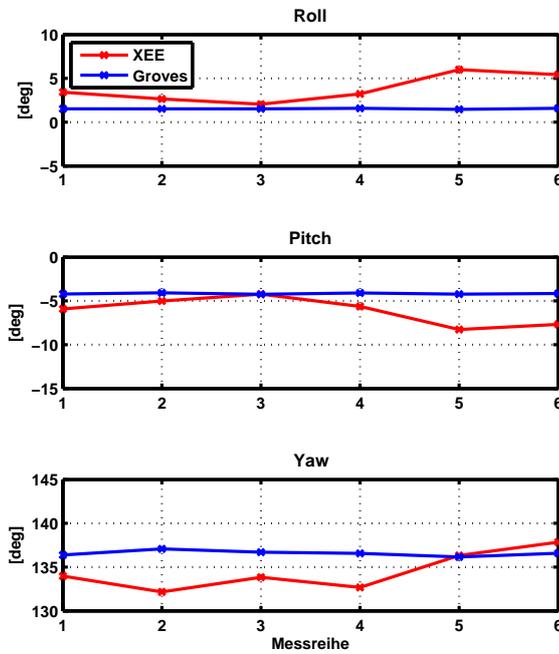


Abbildung 5.12: Startwertanalyse (Filterszenario *general*)

Tabelle 5.11: Statistische Werte zu den Startwerten (XEE, Filterszenario *general*)

	Mittelwert	Standardabweichung	Maximum	Minimum
<i>roll</i>	1.89 °	1.22 °	3.95 °	0.19 °
<i>pitch</i>	1.90 °	1.16 °	4.04 °	0.29 °
<i>yaw</i>	2.63 °	1.69 °	5.68 °	0.14 °
gesamt	2.14 °	1.39 °	5.68 °	0.14 °

5 Analysen und Resultate

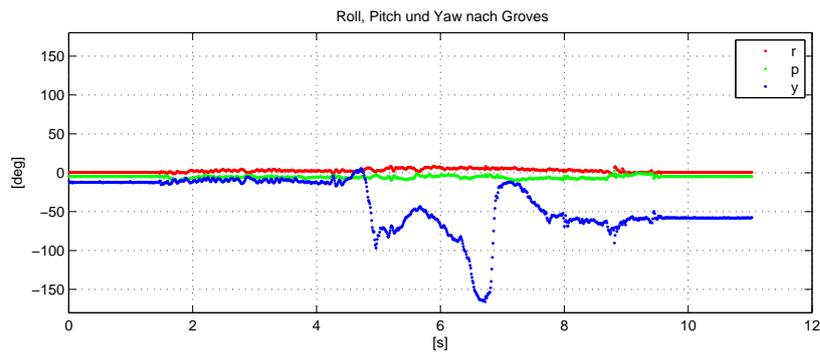


Abbildung 5.13: Auswirkung eines stromdurchflossenen Leiters auf das magnetische Heading

5.5.2 Analyse der Lage-Parameter aus inertialen Sensordaten

In Kapitel 3.3.1 wird erläutert, wie man mit Hilfe inertialer Sensordaten die Lage eines Objektes im Raum bestimmen kann. Beschrieben wird diese Lage mit den *attitude*-Winkeln. Da in der Berechnung dieser Winkel die Beschleunigungsdaten eine große Rolle spielen, erkennt man diese auch in den Parametern. So liefern Daten, bei denen die inertielle Messeinheit am Körper so montiert wird, dass sie große Beschleunigungen erfährt, relativ zu Körperpositionen mit geringeren Beschleunigungen schlechtere Ergebnisse für die *attitude*-Parameter. Neben großen Beschleunigungen wirken sich auch Anomalien in der magnetischen Flussdichte negativ auf das magnetische Heading aus. Diese Anomalien können durch ferromagnetische Metalle entstehen, aber auch durch stromdurchflossene Leiter.

Die inertielle Messeinheit Xsens MTi-G muss für eine Messung an einen Computer oder vorzugsweise Laptop angeschlossen sein. Dieser baut jedoch ein Magnetfeld auf, welches sich auf das tatsächliche magnetische Heading auswirkt. In Abbildung 5.13 wird die Auswirkung des Magnetfelds des Laptops auf das magnetische Heading gezeigt. Bei diesem Versuch befand sich der Laptop auf einem Holzuntergrund, wobei keine eisenhaltigen Metalle oder andere stromdurchflossene Leiter in der Nähe des Laptops waren. Es erfolgte eine Messung mittels der Messeinheit, wobei diese etwa einen Meter weit bewegt wurde, von 0.5 m vor bis 0.5 m nach dem Laptop. Die Bewegung erfolgte knapp über dem Laptop. Die Auswirkung des vom Laptop aufgebauten Magnetfelds wird in Form von *attitude*-Winkeln dargestellt. Die Anomalie wirkt sich auf den *yaw*-Winkel aus, der unter gewissen Annahmen dem magnetischen Heading gleichgesetzt werden kann. Die weiteren *attitude*-Parameter werden nicht verändert, da sie zur Berechnung keine Magnetometerdaten benötigen. In Abbildung 5.13 ist deutlich die Schwankung aufgrund des Magnetfeldes des Laptops erkennbar. Diese Schwankung liegt bei beinahe 180°. Das bedeutet im Falle einer Trajektorienbestimmung, die Testperson bewegt sich in eine bestimmte Richtung, die geschätzte Trajektorie verläuft jedoch in die entgegengesetzte Richtung.

In Abbildung 5.14 sind die Parameter *roll*, *pitch* und *yaw* dargestellt, bei der die inertielle Messeinheit am Fußrücken entlang einer Trajektorie getragen wurde. Deutlich

5 Analysen und Resultate

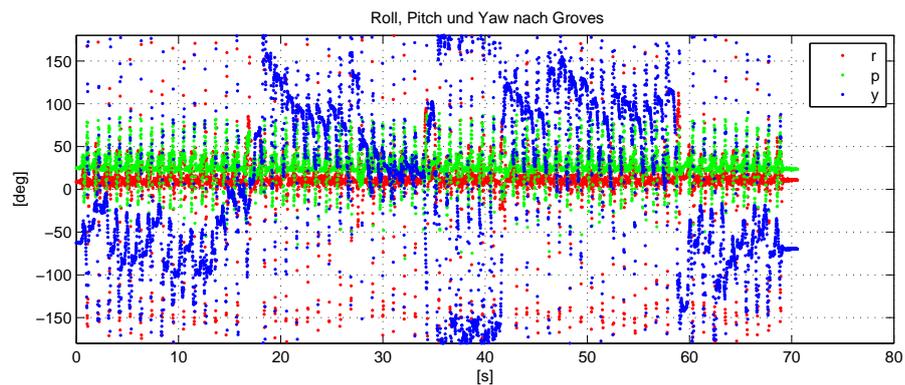


Abbildung 5.14: *Attitude*-Parameter aus Beschleunigungsdaten und Magnetometerdaten (IMU montiert am Fußrücken)

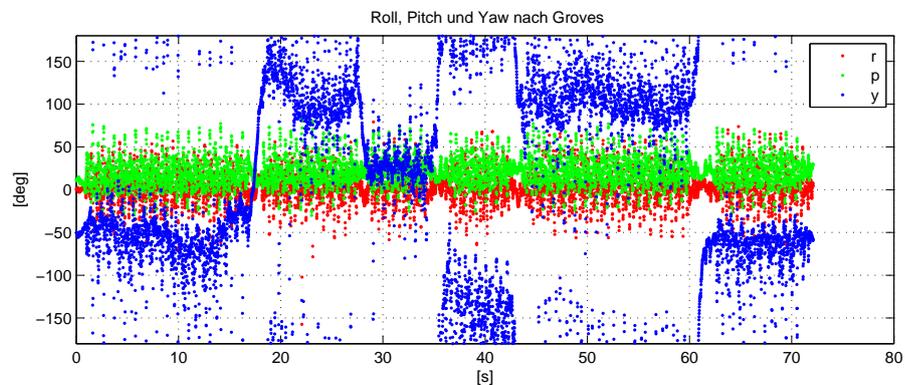


Abbildung 5.15: *Attitude*-Parameter aus Beschleunigungsdaten und Magnetometerdaten (IMU montiert an der Hüfte)

ersichtlich sind die vielen "Ausreißer", die aufgrund der hohen Beschleunigungen bei dieser Art der Montierung auftreten - vgl. Beschleunigungsdaten in Abbildung 5.3. Auch die Abbildung 5.15 zeigt stark variierende Parameter, die durch die hohen Beschleunigungen auftreten, die aus der Montierung der inertialen Messeinheit in der Nähe des Körperzentrums (Hüfte) entstehen. Bei Abbildung 5.16 handelt es sich um Winkel, die aus einem bei schwingendem Arm in der Hand gehaltenen Smartphone stammen. Dabei ist sofort das Schwingen des Arms im *yaw*-Winkel ersichtlich. Außerdem fällt auf, dass die Datendichte dieser Winkel deutlich unter der der anderen Beispiele liegt. Dies hat jedoch in weitere Folge auf die Bestimmung des Headings keine Auswirkung. Im Vergleich zu diesen Positionen mit großen auftretenden Beschleunigungen liefert die in der Hand getragene inertielle Messeinheit Beschleunigungen, mit welcher *attitude*-Parameter ohne "Ausreißer" und große Streuung ermittelt werden können - siehe Abbildung 5.17. Es handelt sich bei allen Montierungen um die gleiche Trajektorie. Da es sich aber auch bei der letzten Abbildung um noch kein optimales Ergebnis handelt, erfolgte eine Kalmanfilterung, deren Ergebnisse im folgenden Kapitel dargestellt werden.

5 Analysen und Resultate

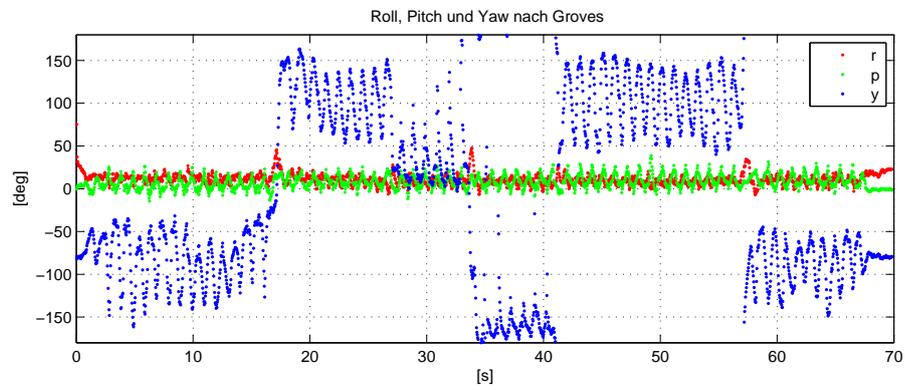


Abbildung 5.16: *Attitude*-Parameter aus Beschleunigungsdaten und Magnetometerdaten (IMU getragen in schwingender Hand)

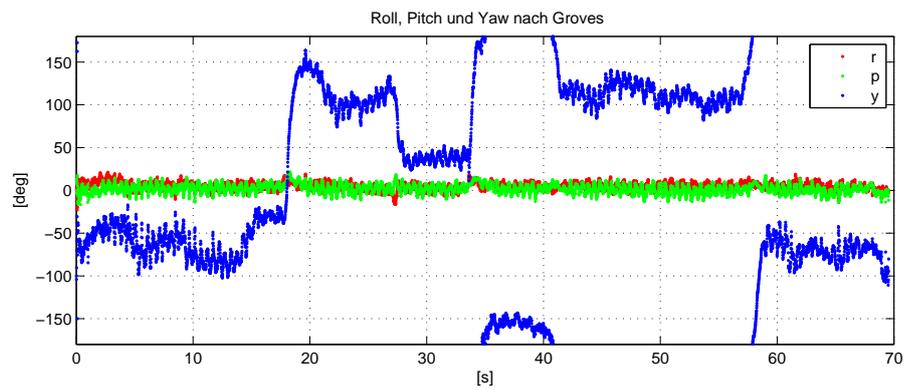


Abbildung 5.17: *Attitude*-Parameter aus Beschleunigungsdaten und Magnetometerdaten (IMU getragen in der Hand)

5 Analysen und Resultate

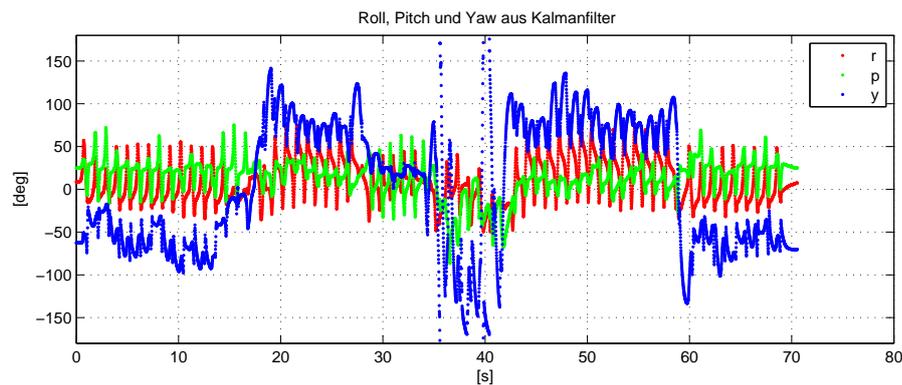


Abbildung 5.18: *Attitude*-Parameter nach Kalmanfilterung (IMU montiert am Fußrücken)

5.5.3 Kalmanfilter für die Richtungsbestimmung

In den Kalmanfilter fließen neben den Lage-Parametern auch die Gyroskopdaten mit ein. Diese wirken sich in der Filterung jeweils dann negativ auf die *attitude*-Parameter aus, wenn sich der Sensor an einer Körperposition befindet, an der er viel Bewegung erfährt. Obwohl sich viel Bewegung auf Grund des Verhältnisses zwischen Signalamplitude und Rauschen bei *low-cost* Sensoren positiv auswirkt, ist sie für die Richtungsbestimmung in diesem Fall nicht förderlich, da das Übermaß an Bewegung die eigentliche Bewegung überlagert. Wie auch im vorhergehenden Kapitel gibt es nur eine Montierung, bei der kaum Bewegung auftritt - die Montierung der inertialen Messeinheit in der Hand. In den Abbildungen 5.18 bis 5.21 wurden jeweils die gefilterten Winkel dargestellt. Die Wirkung des Kalmanfilters kann durch die Standardabweichungen der Beobachtungen sowie durch das Systemrauschen verändert werden.

Bei einem direkten Vergleich der Abbildungen 5.14 und 5.18 ist die Auswirkung der Gyroskopdaten und des Kalmanfilters auf die Parameter bei einer Montierung der IMU am Fußrücken ersichtlich. Eine Verbesserung der Daten ist nur hinsichtlich der Streuung erkennbar, da jedoch auch die Gyroskopdaten eine große Streuung besitzen, liefert die Filterung kein optimales Ergebnis.

Ein zweiter direkter Vergleich von den Abbildungen 5.15 und 5.19 zeigt den positiven Effekt der Kalmanfilterung. Die ungefilterten Werte weisen noch eine deutliche Streuung auf, die gefilterten Werte hingegen nicht mehr.

Die Vergleiche zwischen den gefilterten und ungefilterten Daten bei Montierung der Messeinheit am schwingenden Arm sowie in der Hand zeigen ebenfalls Verbesserungen bezüglich der Streuungen. Ein optimales Ergebnis des *attitude*-Parameters *yaw* würde jeweils eine Gerade entlang eines Winkels bis zu einer Drehung zeigen. Dies ist aber durch die Bewegung während des Gehens, sowie durch die auftretenden Anomalien nicht möglich. Deutlich wird das vor allem bei einem Vergleich der Abbildungen 5.18 bis 5.21. So erkennt man in den ersten 17 Sekunden bei jeder Montierung der inertialen Messeinheit einen ähnlichen Verlauf von *yaw*. Diese Ähnlichkeit der Daten lässt sich nicht durch Beschleunigungs- oder Gyroskopdaten

5 Analysen und Resultate

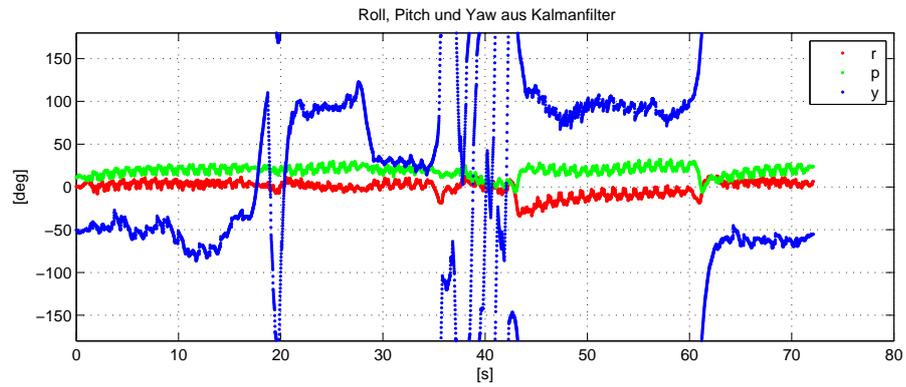


Abbildung 5.19: *Attitude*-Parameter nach Kalmanfilterung (IMU montiert an der Hüfte)

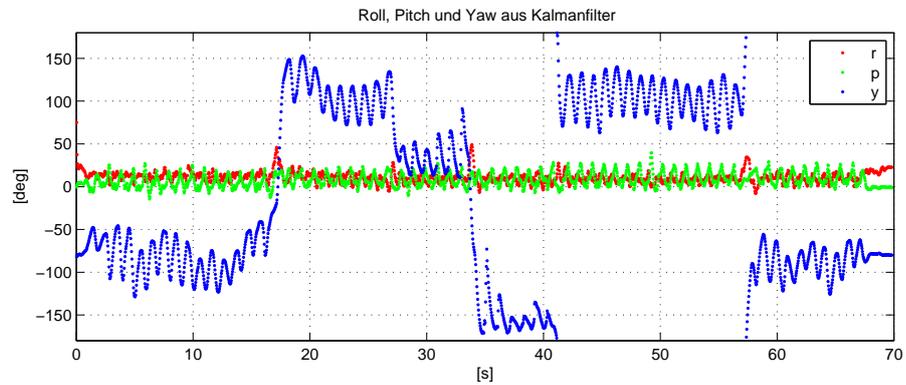


Abbildung 5.20: *Attitude*-Parameter nach Kalmanfilterung (IMU getragen in schwingender Hand)

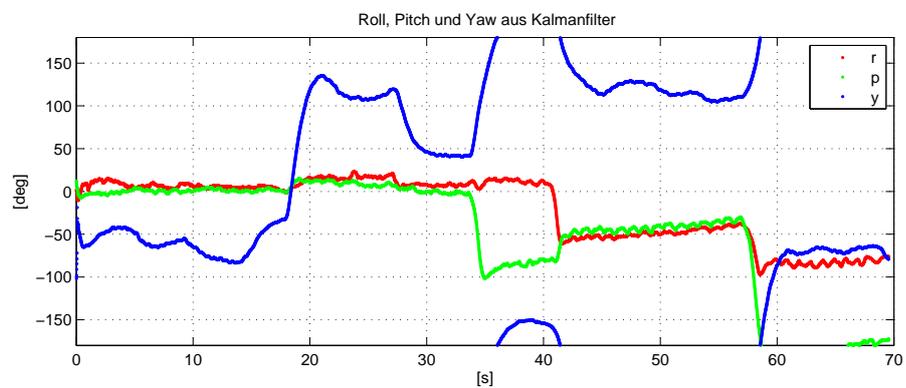


Abbildung 5.21: *Attitude*-Parameter nach Kalmanfilterung (IMU getragen in der Hand)

erklären, da sie bei allen Montierungen vorkommen. Verursacht werden sie durch die Anomalien im Magnetfeld. Auch in den Trajektorien ist die Auswirkung des Magnetfelds ersichtlich.

5.6 Trajektorien

In der Trajektorienbestimmung werden die drei Phasen eines *Pedestrian Dead Reckoning*-Algorithmus vereint, Schrittdetektion, Schrittlängenschätzung und Richtungsschätzung. Die größten Auswirkungen auf die Trajektorie haben die Schrittdetektion und die Richtungsschätzung. Auch eine falsche Schrittlänge kann sich negativ auf die Trajektorie auswirken, was bedeutet, dass anstelle eines beispielsweise 1.5 m langen Doppelschrittes ein 3 m langer Doppelschritt geschätzt wird. Dies kann jedoch kompensiert werden durch eine Schranke und einen voreingestellten Durchschnittswert. Wird dabei ein Doppelschritt mit einer Länge von 1.60 m oder darüber geschätzt, so wird die Schrittlänge auf einen voreingestellten Wert von beispielsweise 1.45 m gesetzt. Diese numerischen Beispiele sind dabei abhängig von der jeweiligen Person.

Abbildung 5.22 zeigt eine Trajektorie einer *hand-held* inertialen Messeinheit. Die Schrittdetektion erfolgte über den Ansatz des exponentiell gewichteten Mittels (*Exponentially Weighted Moving Average* - EWMA). Für die Schrittlänge wurde der Schätzer über die Schrittfrequenz und die Varianz der Beschleunigung pro Schritt verwendet. Vergleicht man diese gemessene Trajektorie zur Solltrajektorie (Abbildung 5.1) erkennt man deutlich die Ähnlichkeit. Weiters fällt auf, dass die Trajektorie in sich geschlossen ist (Startpunkt und Endpunkt sind gleich). Schrittzahl und -länge stimmen also mit den Sollwerten überein. Auch die Richtungsschätzung war erfolgreich. Auffällig ist der in Abbildung 5.23 vergrößerte Bereich, in dem die "Hin-Strecke" zur "Rück-Strecke" abweicht. Diese Abweichungen treten vor allem durch Anomalien im Magnetfeld, hervorgerufen durch stromdurchflossene Leiter, auf.

Die in Abbildung 5.22 gezeigte Trajektorie wurde ohne zusätzliche Informationen wie Updates bezüglich der *zero-velocity* oder Vorinformation der Ausrichtung des Korridors ermittelt. Obwohl keine zusätzlichen Informationen vorhanden waren, konnte der richtige Endpunkt erreicht werden. In Abbildung 5.24 wird als negatives Beispiel eine Trajektorie gezeigt, bei der die inertielle Messeinheit am Fußrücken montiert wurde. Die Schritte wurden mittels EWMA-Ansatz detektiert. Die Schrittlänge wurde durch die Schrittfrequenz und Varianz der Beschleunigung pro Schritt geschätzt. Schrittdetektion und Schrittlängenschätzung fallen auch für diese Trajektorie positiv aus. Die Richtung jedoch wird nur zu Beginn der Trajektorie richtig geschätzt. Nach der ersten Drehung weicht die geschätzte Richtung bereits vom Sollwert ab. Diese falsche Richtung könnte durch zusätzliche Informationen kompensiert werden.

Abbildung 5.25 zeigt die Trajektorie einer Smartwatch. Erkennbar sind deutlich die Züge der Solltrajektorie. Jedoch ist auch ein deutliches Drift-Verhalten der Richtung ersichtlich. Dieses kann wiederum durch zusätzliche Informationen kompen-

5 Analysen und Resultate

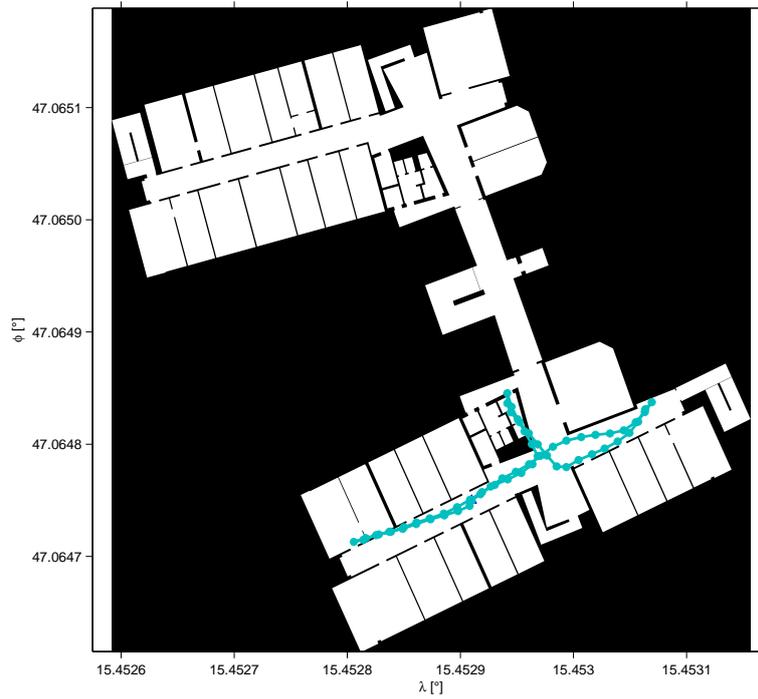


Abbildung 5.22: Trajektorie (*hand-held* IMU)



Abbildung 5.23: Trajektorie (*hand-held* IMU - Vergrößerung)

5 Analysen und Resultate

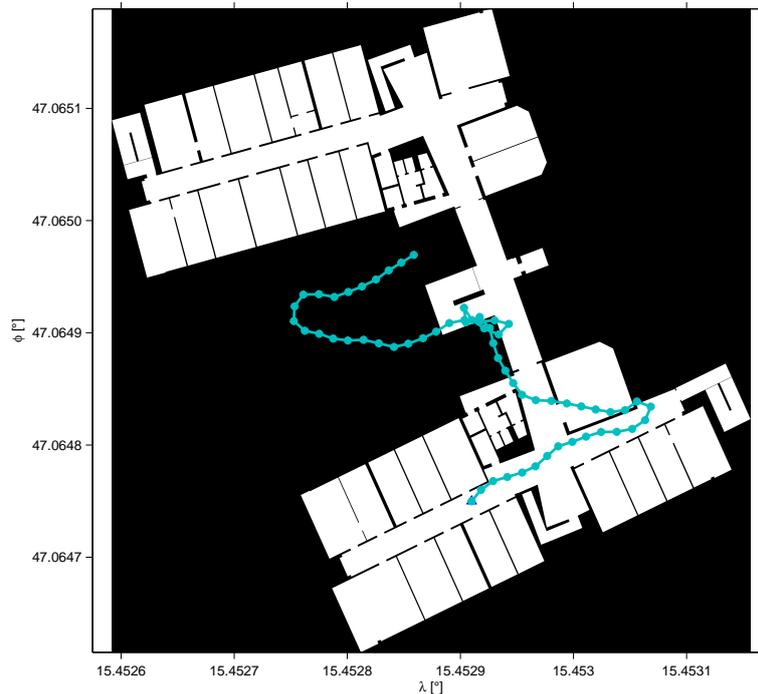


Abbildung 5.24: Negativbeispiel einer Trajektorie (*foot-mounted* IMU)

siert werden. Bemerkenswert an dieser Trajektorie ist, dass sie, trotz schwingendem Arm und dadurch auftretenden größeren Beschleunigungen und Drehraten, einen geraden Verlauf behält.

5.7 Resümee

Zur Bestimmung einer Trajektorie gibt es drei Komponenten, die ihre Richtigkeit beeinflussen: Schrittzahl, Schrittlänge und Richtung. Die Trajektorie selbst entsteht durch die relativen Positionslösungen. Liefert also eine dieser Komponenten eine fehlerhafte Information, so wirkt sich diese direkt auf die jeweils nachkommenden Positionen aus. Es wurden daher zu allen drei Komponenten Untersuchungen durchgeführt. Die stärkste Auswirkung einer Komponente auf die Trajektorie zeigt sich bei der Richtungsschätzung. In dieser zeigen sich Anomalien des Magnetfeldes, die ohne zusätzliche Information zu den inertialen Messungen nicht kompensiert werden können. Die Züge der Trajektorie sind zumeist dennoch erkennbar.

Die implementierten und analysierten Algorithmen zur Schrittdetektion können bis auf eine Ausnahme (*zero-velocity-interval*-Detektor) für alle Sensorpositionen (Fuß, Hüfte, Hand, schwingender Arm) angewendet werden. Das beste Ergebnis liefert dabei der Detektor über das exponentiell gewichtete gleitende Mittel (*Exponentially Weighted Moving Average* - EWMA) bei einer Positionierung der inertialen Messeinheit in der Hand. Dieses Ergebnis wird sowohl für die Xsens MTi-G, als

5 Analysen und Resultate

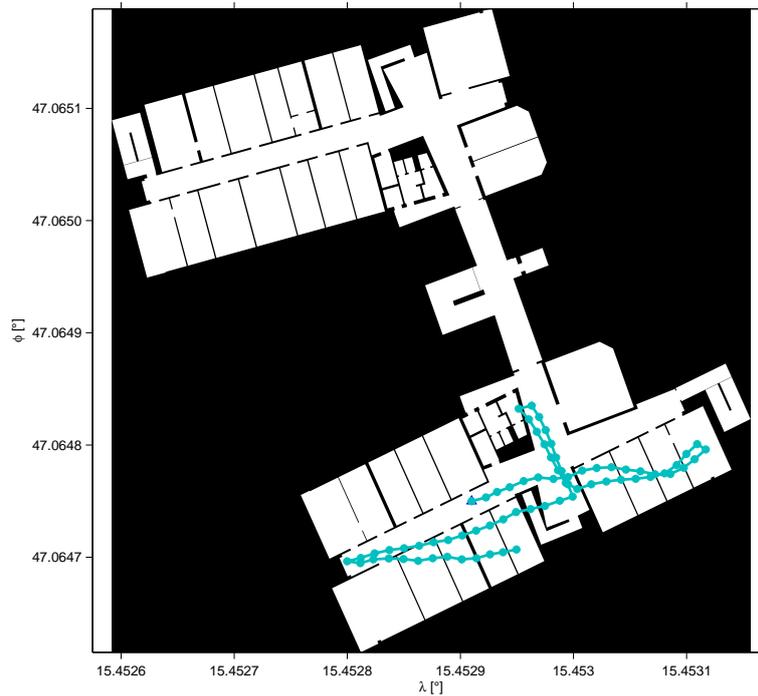


Abbildung 5.25: Trajektorie (Smartwatch)

auch für das Smartphone und die Smartwatch erreicht. Ausgehend von einer in der Hand getragenen inertialen Messeinheit konnten die unterschiedlichen Ansätze der Schrittlängenschätzung verglichen werden. Dabei lieferten alle drei Ansätze gute Ergebnisse. Vorteilhaft ist der Ansatz, der sowohl die Schrittfrequenz als auch die Beschleunigungsdaten des jeweiligen Schrittes miteinbezieht. Auch in der Richtungsbestimmung liefern Sensordaten von in der Hand getragenen Messeinheiten die besten Ergebnisse. Optimale Trajektorien lassen sich folglich durch eine *hand-held* Messeinheit bei Verwendung des EWMA-Schrittdetektors und des Schrittlängenschätzers über die Schrittfrequenz und Beschleunigungen pro Schritt bestimmen.

6 Zusammenfassung und Ausblick

Die Indoor Positionierung mit Inertialsensoren bietet eine kostengünstige Möglichkeit für die Fußgängernavigation. Inertiale Sensoren ermöglichen durch bestimmte Algorithmen die relative Positionsbestimmung. Dies wird als *Pedestrian Dead Reckoning* bezeichnet.

Die Größe der inertialen Sensoren spielt in der Fußgängernavigation eine entscheidende Rolle. Da für eine inertielle Messeinheit jeweils eine Dreizahl aus Akzelerometern, Gyroskopen und Magnetometern vereint werden, fallen bei großen Sensoren erhebliche Ausmaße für die Messeinheit an. Große und unhandliche Geräte sind jedoch nicht praktikabel für Fußgänger und werden daher durch kleinere Sensoren ersetzt. Durch mikroelektromechanische Systeme (MEMS) ist es möglich, Sensoren zu produzieren, die in ihrem Ausmaß bei einigen Mikrometern bis hin zu wenigen Millimetern liegen. Die MEMS-Sensoren werden in Massen produziert und sind daher bereits kostengünstig zu erwerben. Aus diesem Grund befinden sie sich mittlerweile in vielen elektronischen Geräten, wie auch in jedem Smartphone. MEMS-Akzelerometer werden im Smartphone beispielsweise dazu verwendet, das Display entsprechend der Lage des Gerätes auszurichten. Auch MEMS-Gyroskope sind in vielen Smartphones beinhaltet, wo sie als Bildstabilisatoren die Kamerafunktion unterstützen.

Die Genauigkeiten der inertialen MEMS-Sensoren sind aufgrund ihrer Ausmaße schlechter als die von konventionellen Akzelerometern und Gyroskopen. Diese schlechteren Genauigkeiten lassen sich durch spezielle Lösungsansätze kompensieren: inertial-basierte Methode, schritt-basierte Methode. In dieser Arbeit wird die robustere schritt-basierte Methode gewählt, welche sich in drei Phasen gliedert:

- Schrittdetektion
- Schrittlängenschätzung
- Richtungsschätzung

Es gibt Ansätze zur **Schrittdetektion**, die Gyroskopdaten verwenden (*zero-velocity-interval*-Detektor). Hauptsächlich werden jedoch Beschleunigungsdaten für die Algorithmen der Schrittdetektion benötigt. Ein in dieser Arbeit beschriebener Ansatz ist der Schrittdetektor über das exponentiell gewichtete Mittel (*Exponentially Weighted Moving Average* - EWMA). Dieser Detektor ist unabhängig von der Montierung der Messeinheit am Körper, wodurch er einen großen Vorteil gegenüber anderen Detektoren liefert. Ein weiterer Vorteil liegt in der Robustheit bei unterschiedlichen Bewegungsformen. Das bedeutet, die Bewegung muss nicht gleichförmig mit konstanter Geschwindigkeit verlaufen. Es kann auch zu einem Stillstand der Person kommen, wobei keine Schritte detektiert werden.

Auch für die **Schrittlängenschätzung** gibt es zahlreiche Ansätze. Als Beobachtungsgrößen der Schrittlängenschätzer dient oft die Schrittfrequenz, die nicht direkt aus den inertialen Sensoren hervorgeht. Die Schrittfrequenz ist abhängig von der Genauigkeit und Robustheit der Schrittdetektoren. Es können auch Beschleunigungsdaten zur Schrittlängenschätzung herangezogen werden. Weitere Ansätze kombinieren die Schrittfrequenz und Beschleunigungsdaten. Einen optimalen Schätzer zur Schrittlänge gibt es momentan noch nicht, da in die Schrittlänge einer Person viele Komponenten miteinfließen. Diese Komponenten können konstant sein, wie beispielsweise die Körpergröße oder Beinlänge, oder nicht konstant, wie beispielsweise abhängig von der Tagesverfassung (beschwingter Gang, schlurfender Gang). Aus diesem Grund sind Kalibriermessungen für die Schrittlängenschätzer unumgänglich. Falsche Schrittlängen, beziehungsweise zu große Schrittlängen können durch Schranken und vorgegebene Werte kompensiert werden.

Die **Richtungsschätzung** wurde unter der Annahme getätigt, dass die x_1 -Achse des Körpersystems der Fortbewegungsrichtung und die x_3 -Achse der Richtung des Zenits entspricht. Ist dies nicht der Fall, so findet eine Kalibrierung statt. Aus diesem Grund kann der Unterschied zwischen der Bewegungsrichtung und dem magnetischen *yaw*-Winkel der *attitude* vernachlässigt werden. Die *attitude*-Winkel zur Horizontierung (*roll*, *pitch*) können aus den Beschleunigungsdaten berechnet werden. In die Bestimmung des *yaw*-Winkels fließen neben den Horizontierungsparametern auch die Daten des Magnetometers mit ein. In einem Kalmanfilter werden diese Winkel mit den Gyroskopdaten kombiniert. Das daraus entstehende magnetische Heading kann für die relative Positionsbestimmung verwendet werden. Es handelt sich dabei um ein völlig ungestütztes System. Werden jedoch zusätzliche Informationen, wie Pseudomessungen, in den Kalmanfilter mit eingebunden, kann die Richtungsmessung gestützt werden. Diese Pseudomessungen können beispielsweise die Richtung eines Korridors darstellen.

Die **Ergebnisse** zeigen, dass die von *hand-held* Messeinheiten beobachteten Trajektorien der Solltrajektorie für eine Dauer von über einer Minute lang entsprechen. Dies wird mit Hilfe des EWMA-Schrittdetektors und einer Schrittlängenschätzung basierend auf der Schrittfrequenz und der Beschleunigungen pro Schritt ermöglicht. Die Richtungsschätzung funktioniert mit dem getesteten Algorithmus auf Grund der geringen Bewegung bei einer *hand held* IMU ebenfalls ausgezeichnet. Wird die Messeinheit an einer anderen Stelle, beispielsweise am Fuß, montiert, so liefert die Richtungsschätzung mit dem analysierten Algorithmus noch keine zufriedenstellenden Ergebnisse.

Viele Parameter der jeweiligen Schätzer und Detektoren sind abhängig vom Bewegungsmuster, welches bisher zuvor bekannt sein muss. Es gibt jedoch bereits Ansätze, in denen die Sensoren in einem Kalibrierprozess die Bewegung beziehungsweise die Aktivität erkennen (*activity recognition*). Die Daten daraus liefern zusätzliche Information für die Schrittdetektion und die Schrittlängenschätzung, welche schließlich die Positionen beeinflussen. Auch die Montierung der inertialen Messeinheit am Körper wirkt unterschiedlich auf die Schätzer und Detektoren. Auch hierfür gibt es bereits Ansätze, die aus den Beschleunigungen, Drehraten und ihren Signalamplituden berechnen können, wo sich die inertielle Messeinheit

am Körper befindet. In Zukunft wird eine Kombination dieser beiden Ansätze in jedem schritt-basierten *Pedestrian Dead Reckoning*-Algorithmus inkludiert sein.

Für Fußgänger sind diese Systeme vor allem aufgrund der kostengünstigen Anschaffungsmöglichkeit der Sensoren, beispielsweise durch den Kauf eines Smartphones, von Interesse. Ein weiteres Gerät, welches inertielle Sensoren beinhaltet und momentan einen großen Aufschwung erfährt ist die Smartwatch. Ihr Vorteil liegt in der leichten Einsatzmöglichkeit beim Sport. So kann die Smartwatch am Handgelenk befestigt werden und stört im Vergleich zum Smartphone nicht bei der sportlichen Aktivität. Diesen Ansatz nutzen auch Sportschuhe, in denen inertielle MEMS-Sensoren beispielsweise in die Sohle eingearbeitet sind.

Durch die ständige Verbesserung der Genauigkeit von inertialen MEMS-Sensoren wird es in Zukunft möglich sein, den bisher weniger robusten Ansatz des *Pedestrian Dead Reckoning*, den inertial-basierten Ansatz, zur Trajektorienbestimmung zu verwenden. Dadurch wird eine Trajektorienbestimmung ermöglicht, bei welcher eine Kalibrierung für Personen-spezifische Parameter nicht mehr nötig ist.

Durch diese Hardware- und Software-spezifischen Fortschritte erscheint die Verwendung von PDR-Algorithmen bald für jedermann möglich.

Anhang

Abbildungsverzeichnis

2.1	Unterschied zwischen raum- und erdfestem Äquatorsystem	4
2.2	Lokales Horizontsystem	5
2.3	Körpersystem	5
2.4	Erdfestes Äquatorsystem und lokales Horizontsystem	7
2.5	Drehung um <i>roll</i> , <i>pitch</i> und <i>yaw</i>	8
2.6	<i>Theta-theta fixing</i>	9
2.7	<i>Rho-rho fixing</i>	9
2.8	<i>Pseudorange position fixing</i>	10
2.9	Rho-Theta Technik	11
2.10	Schematische Darstellung des Magnetfelds der Erde	15
2.11	Magnetische Deklination auf Meeresniveau von 2010	15
2.12	Schematische Darstellung der Inklination des Magnetfelds	16
2.13	Schematische Darstellung eines <i>open-loop</i> Federbeschleunigungssensors	17
2.14	Schematische Darstellung eines <i>open-loop</i> Pendelakzelerometers . . .	18
2.15	Schematische Darstellung eines <i>vibrating beam accelerometer</i>	19
2.16	Schematische Darstellung eines rotierenden Körpers	19
2.17	Prezession eines rotierenden Körpers	20
2.18	Schematische Darstellung eines freien Gyroskops	21
2.19	Schematische Darstellung eines eingezwängten Gyroskops	22
2.20	Schematische Darstellung eines optischen Gyroskops	22
2.21	Schematische Darstellung eines Drei-Spiegel-Ring-Laser-Gyroskops	23
2.22	Schematische Darstellung eines interferometrischen Faser-optischen- Gyroskops	24
3.1	Positionierung der inertialen Messeinheit am Fuß	28
3.2	Bewegung des Fußes während eines Schrittes und simulierte Gyro- skopdaten (y-Achse)	28
3.3	Segmentierung der Gyroskopdaten (y-Achse)	29
3.4	Beispiel einer Segmentierung der Gyroskopdaten (y-Achse)	29
3.5	Gyroskopdaten (y-Achse) und dazugehörige <i>zero-velocity</i> Intervalle .	30
3.6	Akzelerometerdaten (<i>hand-held IMU</i>)	31
3.7	Frequenzspektrum der Akzelerometerdaten der z-Achse (<i>hand-held</i> <i>IMU</i>)	32
3.8	Frequenzspektrum der Akzelerometerdaten der z-Achse (<i>hand-held</i> <i>IMU</i>) - vergrößert	32
3.9	Spitzen und Intervalle (<i>hand-held IMU</i>)	33
3.10	Exponentiell geglättetes Mittel und gefilterte Daten (<i>hand-held IMU</i>)	34
3.11	Gefilterte Daten eingeteilt in Intervalle durch EWMA (<i>hand-held IMU</i>)	35
3.12	Detektierte Schritte durch EWMA (<i>hand-held IMU</i>)	35

Abbildungsverzeichnis

3.13	Invertiertes Pendelmodell des menschlichen Ganges	36
3.14	Schematische Darstellung eines Kalmanfilters	40
4.1	Inertiale Messeinheit - Xsens MTi-G	46
4.2	Inertiale Messeinheit - Ursprung und Orientierung	46
4.3	Auszug der Daten der Xsens MTi-G	48
4.4	Verwendetes Smartphone - Samsung GALAXY Nexus I9250	48
4.5	Achsenorientierung des Smartphone	49
4.6	Verwendete Smartwatch - Omate TrueSmart	49
4.7	Achsenorientierung der Smartwatch	49
4.8	Auszug der Daten der Smartwatch	50
5.1	Solltrajektorie	52
5.2	Positionierung der Xsens MTi-G am Körper	54
5.3	Sensordaten bei Positionierung der inertialen Messeinheit am Fußrücken	55
5.4	Sensordaten bei Positionierung der inertialen Messeinheit in der Hand	55
5.5	Sensordaten bei Positionierung der inertialen Messeinheit an der Hüfte	56
5.6	Sensordaten bei Positionierung der inertialen Messeinheit an der schwingenden Hand	56
5.7	Verhalten des ZVI-Schrittdetektors bei einer Bewegungspause	59
5.8	Verhalten des Schrittdetektors über die Schrittfrequenz bei einer Bewegungspause	60
5.9	Verhalten des EWMA-Schrittdetektors bei einer Bewegungspause	60
5.10	Kalibriermessung	61
5.11	Startwertanalyse (Filterszenario <i>aerospace_nobaro</i>)	65
5.12	Startwertanalyse (Filterszenario <i>general</i>)	67
5.13	Auswirkung eines stromdurchflossenen Leiters auf das magnetisches Heading	68
5.14	<i>Attitude</i> -Parameter aus Beschleunigungsdaten und Magnetometer- daten (IMU montiert am Fußrücken)	69
5.15	<i>Attitude</i> -Parameter aus Beschleunigungsdaten und Magnetometer- daten (IMU montiert an der Hüfte)	69
5.16	<i>Attitude</i> -Parameter aus Beschleunigungsdaten und Magnetometer- daten (IMU getragen in schwingender Hand)	70
5.17	<i>Attitude</i> -Parameter aus Beschleunigungsdaten und Magnetometer- daten (IMU getragen in der Hand)	70
5.18	<i>Attitude</i> -Parameter nach Kalmanfilterung (IMU montiert am Fußrücken)	71
5.19	<i>Attitude</i> -Parameter nach Kalmanfilterung (IMU montiert an der Hüfte)	72
5.20	<i>Attitude</i> -Parameter nach Kalmanfilterung (IMU getragen in schwin- gender Hand)	72
5.21	<i>Attitude</i> -Parameter nach Kalmanfilterung (IMU getragen in der Hand)	72
5.22	Trajektorie (<i>hand-held</i> IMU)	74
5.23	Trajektorie (<i>hand-held</i> IMU - Vergrößerung)	74
5.24	Negativbeispiel einer Trajektorie (<i>foot-mounted</i> IMU)	75
5.25	Trajektorie (Smartwatch)	76

Tabellenverzeichnis

4.1	MTi-G Sensor-Eigenschaften	45
4.2	MTi-G Filter-Szenarien	47
5.1	Positionierung der jeweiligen Messeinheiten	54
5.2	Einsatzmöglichkeiten der Schrittdetektoren (Montierung der inertialen Messeinheit)	57
5.3	Einsatzmöglichkeiten der Schrittdetektoren (Bewegungsformen)	57
5.4	Beispielhaftes Ergebnis detektierter Schritte	58
5.5	Beispiel einer Kalibriermessung	61
5.6	Grobe Unterscheidungen zwischen den Schrittlängenschätzern	62
5.7	Schrittlängenschätzung einer geraden Trajektorie	63
5.8	Statistische Werte zu den Startwerten (Berechnung nach Groves, Filterszenario <i>aerospace_nobaro</i>)	66
5.9	Statistische Werte zu den Startwerten (XEE, Filterszenario <i>aerospace_nobaro</i>)	66
5.10	Statistische Werte zu den Startwerten (Berechnung nach Groves, Filterszenario <i>general</i>)	66
5.11	Statistische Werte zu den Startwerten (XEE, Filterszenario <i>general</i>)	67

Literaturverzeichnis

- D. Alvarez, R. C. González, A. López, and J. C. Alvarez. Comparison of step length estimators from wearable accelerometer devices. In *28th IEEE EMBS Annual International Conference*, 2006.
- J. Callmer, D. Toernqvist, and F. Gustafsson. Probabilistic stand still detection using foot mounted imu.
- N. El-Sheimy and X. Niu. The promise of mems to the navigation community. *Inside GNSS*, pages 46–56, March/April 2007.
- P. D. Groves. *Principles of GNSS, Inertial, and Multisensor Integrated Navigation Systems*. Artech House, 2013.
- B. Hofmann-Wellenhof, K. Legat, and M. Wieser. *Navigation, Principles of Positioning and Guidance*. Springer, 2003.
- MEMSnet <http://www.memsnet.org/> 03.06.2014.
- A. R. Jiménez, F. Seco, F. Zampella, J. C. Prieto, and J. Guevara. Pdr with a foot-mounted imu and ramp detection. *Sensors*, 11:9393–9410, 2011.
- R. Libby. A simple method for reliable footstep detection on embedded sensor platforms. 2008.
- MTi-G User Manual. *Xsens Technologies B.V. - MTi-G User Manual and Technical Documentation*. 2009.
- J.-O. Nilsson, I. Skog, P. Haendel, and K. V. S. Hari. Foot-mounted ins for everybody - an open-source embedded implementation. *IEEE/ION Position Location and Navigation Symposium*, pages 140–145, 2012.
- S. K. Park and Suh Y. S. A zero velocity detection algorithm using inertial sensors for pedestrian navigation systems. *Sensors*, 10:9163–9178, 2010.
- V. Renaudin, M. Susi, and G. Lachapelle. Step length estimation using handheld inertial sensors. *Sensors*, 12:8507–8525, 2012.
- P. Schnabel. *Elektronik-Fibel*. Elektronik-Kompendium, 2012.
- S. H. Shin, C. G. Park, J. W. Kim, H. S. Hong, and J. M. Lee. Adaptive step length estimation algorithm using low-cost mems inertial sensors. In *IEEE Sensors Applications Symposium*, 2007.
- G. Thueer and T. Verwimp. Step detection algorithms for accelerometers. 2008.

Literaturverzeichnis

- H. Ying, C. Silex, A. Schnitzer, S. Leonhardt, and M. Schiek. Automatic step detection in the accelerometer signal.
- F. Zampella, A. R. Jiménez, F. Seco, J. C. Prieto, and J. Guevara. Simulation of foot-mounted imu signals for the evaluation of pdr algorithms. *International Conferende on Indoor Positioning and Indoor Navigation*, 2011.