

TU

TECHNISCHE UNIVERSITÄT WIEN

MASTERARBEIT

Potential für Energy-Harvesting am bewegten menschlichen Körper

ausgeführt am

Institut für Mechanik und Mechatronik E325
der Technischen Universität Wien

unter der Leitung von

Ao. Univ. Prof. Dipl.-Ing. Dr. techn. Horst Ecker
Ao. Univ. Prof. Dipl.-Ing. Dr. techn. Heinz-Bodo Schmiedmayer

durch

Lukas Gugler

0625 309

A-3352 St.Peter / Au, Weideweg 7

Danksagung

Mein größter Dank gilt meinen Eltern und meiner gesamten Familie, für die mein Studium eine Selbstverständlichkeit war und die mir stets einen finanziellen Rückhalt gaben. Meine Studienzeit war eine sehr schöne und prägende. Ohne diese Unterstützung wäre das so nicht möglich gewesen. Vielen Dank dafür.

Ein besonderer Dank gilt meinem ehemaligen Klassenvorstand der HTL Harald Rebhandl, der mich überhaupt erst auf die Idee eines Studiums gebracht hat. Ohne seine überzeugenden Argumente wäre eine weiterführende Ausbildung für mich wahrscheinlich nicht in Frage gekommen.

Ein ganz großes Dankeschön auch an meinen Ex-Arbeitgeber Gernot Exel, der mich in stressigen Zeiten immer unterstützt und mir mit flexiblen Arbeitszeiten stets entgegengekommen ist.

Zu guter Letzt möchte ich mich recht herzlich bei meinen beiden Betreuungsprofessoren Ao. Univ. Prof. Dipl.-Ing. Dr. techn. Horst Ecker und Ao. Univ. Prof. Dipl.-Ing. Dr. techn. Heinz-Bodo Schmiedmayer bedanken, die mich bei dieser Masterarbeit unterstützt haben. Vielen Dank für die angenehme Zusammenarbeit.

Lukas Gugler

Inhaltsverzeichnis

Kurzfassung	1
Abstract	2
1. Einleitung	3
1.1 Motivation	4
1.2 Der menschliche Gang.....	5
1.3 Energy Harvesting.....	7
1.3.1 Elektrostatisches Prinzip.....	7
1.3.2 Piezoelektrisches Prinzip	9
1.3.3 Elektromagnetisches Prinzip	10
2 Biomechanisches Modell.....	13
2.1 Ganganalyse	13
2.2 Modelle und Marker.....	15
2.2.1 Das Vaughan Modell.....	15
2.2.2 Das Plug-In-Gait Modell.....	18
2.2.3 Markersets.....	19
2.3 Berechnung der Gelenkspunkte.....	21
2.3.1 Markerimport	22
2.3.2 Glättung der Positionssignale.....	23
2.3.3 Obere Extremitäten.....	32
2.3.4 Untere Extremitäten.....	36
2.4 Aufbereitung der Ganganalysedaten	42
2.4.1 Segmentkoordinatensysteme	42
2.4.2 Lokale Geschwindigkeiten.....	45
2.4.3 Lokale Beschleunigungen	47
2.4.4 Ergebnisse aus der Ganganalyse	48
3 Energy-Harvesting Modell	52
3.1 Signalimport	53

3.2	Mechanischer Zweig.....	54
3.3	Elektrischer Zweig.....	55
3.4	Parameter des Energy-Harvesting Systems.....	56
3.4.1	Schwingende Masse	57
3.4.2	Eigenfrequenz des Systems	57
3.4.3	Steifigkeit des Systems	58
3.4.4	Dämpfung im System	58
3.4.5	Spulenwiderstand.....	59
3.4.6	Verhältnis von mechanischer zu elektrischer Dämpfung.....	61
3.4.7	Parameterabschätzung.....	64
4	Simulationsergebnisse und Optimierung	68
4.1	Federsteifigkeit.....	68
4.2	Mechanische Dämpfung.....	70
4.3	Gemittelte Leistungen	71
4.4	Optimierung	75
4.4.1	Kopf	78
4.4.2	Thorax.....	81
4.4.3	Schultergelenk	83
4.4.4	Ellbogen	85
4.4.5	Handgelenk.....	87
4.4.6	Hüftgelenk	89
4.4.7	Kniegelenk	91
4.4.8	Knöchelgelenk	93
4.4.9	vorderster Fußpunkt.....	95
4.5	Ergebnisse nach Optimierung	97
5	Diskussion der Ergebnisse	98
6	Ausblick.....	104
	Literaturverzeichnis.....	105

Abbildungsverzeichnis.....	107
Tabellenverzeichnis.....	111
Anhang A.....	112
Anhang B.....	130

Kurzfassung

Energy-Harvesting ist ein relativ neues Forschungsgebiet und trifft in vielen Bereichen der Technik auf rege Aufmerksamkeit. Eine freie Übersetzung dieses Begriffes lautet „Energie aus der Umgebung gewinnen“. Konkret bedeutet das für diese Arbeit, aus der Bewegung (Energie) des menschlichen Körpers (Umgebung) elektrische Energie zu generieren, um so genannte Mikro-Elektro-Mechanische Sensoren betreiben und ein autarkes System kreieren zu können. Hierzu wird der Bewegungsablauf des menschlichen Ganges im Hinblick auf sein Potential zur Energiegewinnung durch Elektromagnetismus untersucht.

Als Ausgangsbasis dienen Positionsmesswerte von bestimmten gemessenen Punkten am Körper, welche durch Marker anhand von Ganganalysen ermittelt wurden. Um plausible Ergebnisse zu bekommen, mussten diese Werte gefiltert werden, um die für die durchgeführten Simulationen brauchbare Beschleunigungswerte zu erhalten. Da die, durch die Ganganalyse erhaltenen Positionswerte am Körperäußeren gemessen werden, wurden mittels biomechanischer Modelle die Aufzeichnungen dieser Marker auf bestimmte Körperpunkte (Gelenkszentren und ausgewählte markante Körperstellen) umgerechnet und Geschwindigkeit-, sowie Beschleunigungsverläufe berechnet.

Mit einem in Matlab / Simulink aufgebauten Simulationsmodell eines Energy-Harvesting Systems, welches auf dem Prinzip des Elektromagnetismus beruht, und frei gewählten Systemabmessungen, konnten die erzielbaren Leistungen über den gesamten Körper berechnet und verglichen werden.

Aufgrund der sehr klein gewählten zulässigen Abmessungen und der sehr geringen Frequenz der berechneten Eingangssignale ergaben sich starke Einschränkungen des Gesamtsystems hinsichtlich optimaler Auslegung des notwendigen Feder-Masse Systems und der Parameterauswahl des elektromagnetischen Systems. Dadurch fielen auch die, durch dieses Prinzip erzielbaren Leistungen, sehr gering aus, und Mikro-Elektro-Mechanische Sensoren können mit diesen Randbedingungen in keinem der betrachteten Punkte effizient betrieben werden.

Zum Schluss wurde jedoch gezeigt, dass durch Veränderungen der Randbedingungen (Außenabmessungen, Spulenparameter, ...) Leistungen im Mikrowattbereich, gemittelt über einen gesamten Gangzyklus, erzielt, und moderne Sensoren somit autark betrieben werden könnten.

Abstract

Energy-harvesting is a new field of research which applies to many disciplines of technical engineering. A free translation of energy-harvesting would be “to get energy out of the environment”. For the purpose of this master thesis it means to get work out of the motion (energy part) of the human body (environment) to actuate micro-electro-mechanical sensors which are energy-autonomous. Therefore the motion of the human body is analysed and tested with the principle of electromagnetism.

Measured position values of certain points on the human body, which were determined through markers by gait analysis, serve as basis. To get reasonable results these values had to be filtered in order not to distort the acceleration data, which were necessary for the simulations carried out. Since the position data obtained by gait analysis is measured at exterior points of the body, the records of these markers were converted into specific points on the body, for example joint centres. Using biomechanical models, velocity and acceleration were calculated.

A model of an energy-harvesting system with chosen dimensions based on the principle of electromagnetism was built in Matlab / Simulink to simulate and compare the attainable power at each of the observed points on the body.

Due to the very small dimensions of the system and the low frequency of the input signals, some limitations were the consequences. The spring-mass system and some parameters of the electrical part of the energy-harvesting system could not be designed such that the system would operate at a useful working point. As a consequence of these requirements the output of the whole system was very low and a micro-electro-mechanical sensor could not be actuated with these boundary conditions.

However, it could be shown that changes of dimensions or parameters have very great effects on the output of the whole system. With this changes power of some microwatt, averaged over one cycle, were simulated and modern sensors could be supplied with sufficient electric power.

1. Einleitung

„Energy-Harvesting“ umfasst ein breites Spektrum von Anwendungsbereichen. Die etwas freiere Übersetzung „Energie aus der Umgebung gewinnen“ verleiht diesem Ausdruck eine gewisse Aussagekraft. Energie kann allerdings nach dem ersten Hauptsatz der Thermodynamik (Julius Robert v. Mayer, 1842 [1]) nicht gewonnen, sondern nur von einer Energieform in eine andere transformiert werden. Im Falle von Energy-Harvesting bedeutet dies eine Umwandlung, meist in elektrische Energie, aus folgenden zur Verfügung stehenden Energiequellen [2]:

- Wärmeenergie,
- Solarenergie,
- Strömungsenergie,
- Bewegungsenergie.

Die ersten drei Aufzählungspunkte beziehen sich weitestgehend auf makroskopische Anwendungen (Photovoltaikanlage, Wasserkraftwerk, ...), der letzte Punkt, Bewegungsenergie, hingegen kann auch im mikroskopischen Bereich eingesetzt werden. Dieser Aspekt macht Energy-Harvesting mittels Bewegungsenergie zu einem sehr interessanten Thema, da in Kombination mit so genannten MEMS (Mikroelektromechanische Sensorsysteme [3]) autarke Systeme realisiert werden können. Als Beispiel sei hier der sich selbst versorgende Reifendrucksensor aus [4] erwähnt. Auch in dieser Arbeit wird eine „Energiegewinnung“ durch Ausnützung der Bewegungsenergie (Schwingungen, Vibrationen) untersucht.

1.1 Motivation

Die Wissenschaftsgebiete Energy-Harvesting und Biomechanik zu verknüpfen geht bereits auf das Jahr 1770 zurück. In diesem Jahr wurde von Abraham-Louis Perrelet die automatische Uhr erfunden, welche nur durch die Handgelenksbewegung Energie erzeugt, um sich selbst betreiben zu können [5]. Auf einem ähnlichen Prinzip basiert die Arbeit *Generating Electricity While Walking with Loads* [6]. Hierin wird einer Testperson ein Rucksack mit inkludiertem Energy-Harvesting System umgeschallt, welches durch das Gehen in Schwingung versetzt wird und diese Bewegungsenergie in elektrische Energie wandelt. Bei diesem Versuch wurde eine Leistung von bis zu 15 Watt erzielt, welche ausreichen würde, um zum Beispiel einen MP3-Player oder ein Mobiltelefon während eines Spaziergangs laden zu können.

Ein anderes Prinzip von Energiegewinnung am menschlichen Körper ist in [7] publiziert. In einem Laufschuh wurde ein Energy-Harvesting System integriert, welches den Piezoeffekt [8] ausnützt. Durch das Aufsetzen der Sohle bei jedem Schritt wird das System mit Druck beaufschlagt und elektrische Energie von bis zu 80 Milliwatt erzeugt. Weitere Beispiele für die Verknüpfung von Energy-Harvesting und Biomechanik sind in [9] (Kniegelenksbewegung) und [10] (Fingerbewegung beim Mausklick) erklärt.

Die Idee zu dieser Arbeit entstand aufgrund einer Hüftverletzung, welche zu einer Operation und dem nachgehenden Interesse an Hüftprothesen führte. Die Hauptprobleme bei solchen Protheseneinsätzen sind die Abnützung an den Reibflächen zwischen Hüftkopf und Hüftpfanne bzw. Infektionen im Inneren der Hüfte. Beides führt zu einer unerwünschten Revision des angegriffenen Implantats. Durch geeignete, autarke Sensorsysteme könnten diese Probleme früh genug erkannt und entsprechend gegengesteuert werden. Kann aber genügend Energie im Hüftbereich umgewandelt werden, um oben erwähnte MEMS kontinuierlich zu versorgen? Wenn ja, wäre es danach möglich die gemessenen Daten an einen Computer oder sogar an ein Krankenhaus zu übermitteln? Diese Fragen klingen heute noch sehr utopisch, führten jedoch zur Aufgabenstellung dieser Arbeit, ein Screening am gesamten menschlichen Körper durchzuführen und den Fortbewegungsvorgang des *Gehens* hinsichtlich „Energiegewinnung“ zu analysieren.

1.2 Der menschliche Gang

Der menschliche Gang ist ein Wunder der Natur. Ein ständiges Zusammenspiel zwischen Hirn und Extremitäten stellt in gewissen Maßen einen extrem schnellen Regelkreis dar, welcher die Bewegung steuert und ebenso darauf achtet, das Gleichgewicht zu jedem Zeitpunkt zu halten bzw. auszugleichen.

Abbildung 1 zeigt schematisch das Zusammenwirken der einzelnen Körperteile. Das zentrale Nervensystem (1) hat, wie ein Regler, zwei Aufgaben zu erfüllen. Es sendet Befehle an das externe System (periphere Nervenzellen (2), Muskeln(3)) und regt es zu einer definierten Bewegung (6) an, welche durch Muskelkontraktion über das Gelenk (4) und das starre Körpersegment (Knochen) (5) ausgeführt wird. Ebenso bekommt es Rückmeldungen der Nerven (2), Muskeln (3) und Gelenke (4) bezüglich extern angreifender Kräfte (7). Mit diesen Informationen wird die Bewegung nachgeregelt und weitere Befehle ausgeschickt.

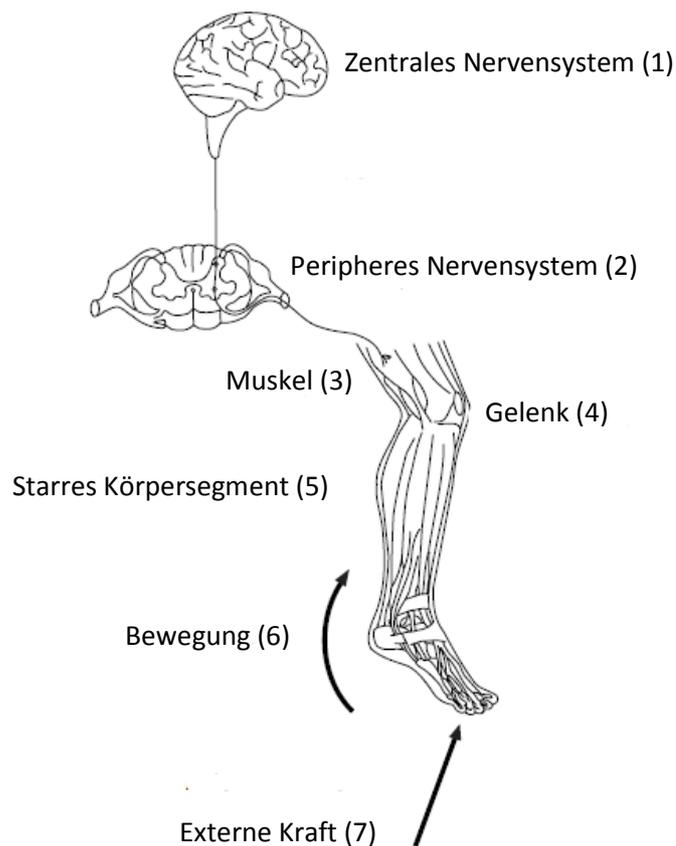


Abbildung 1: Befehlskette im menschlichen Körper [11]

Die Fortbewegungsarten sind immer wiederkehrende, zyklische Bewegungen. Ein Zyklus des menschlichen Ganges wird als *Doppelschritt* deklariert und in einzelne Phasen unterteilt (Abbildung 2).

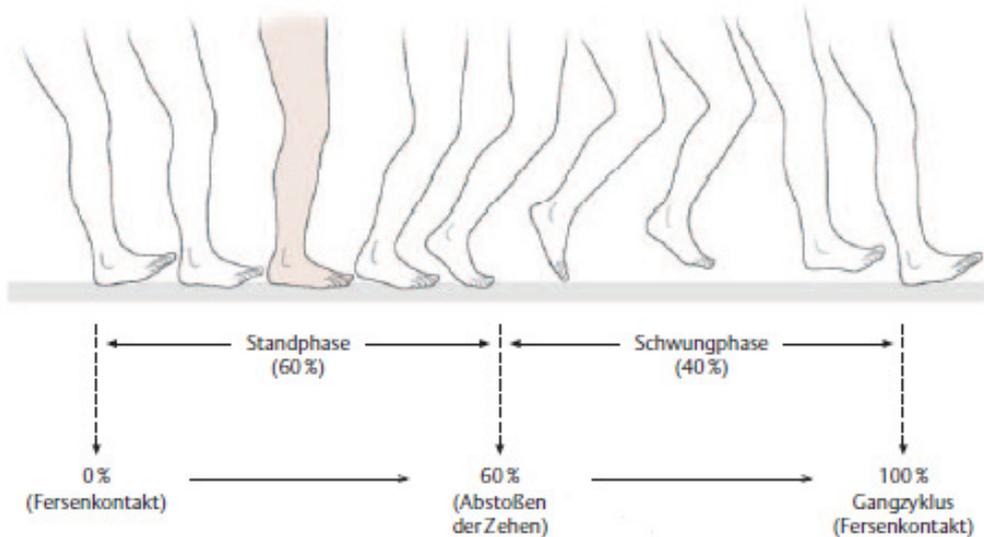


Abbildung 2: Doppelschritt des menschlichen Ganges [12]

Die zwei Hauptphasen eines Doppelschrittes sind die Stand- und die Schwungphase. In der Standphase ist der betrachtete Fuß in Kontakt mit dem Boden, während in der Schwungphase der Fuß in der Luft ist und nach vorne bewegt wird. Die Standphase beginnt mit dem Aufsetzen der Ferse und endet mit dem Abstoßen der Zehe nach etwa 60% des Gangzyklus. Die darauf folgende Schwungphase (ca. 40%) endet wiederum mit dem Aufsetzen der Ferse. Bei einem klinisch normalen Gang überschneiden sich die Standphasen des rechten und linken Fußes pro Doppelschritt zwei Mal (Abbildung 3).

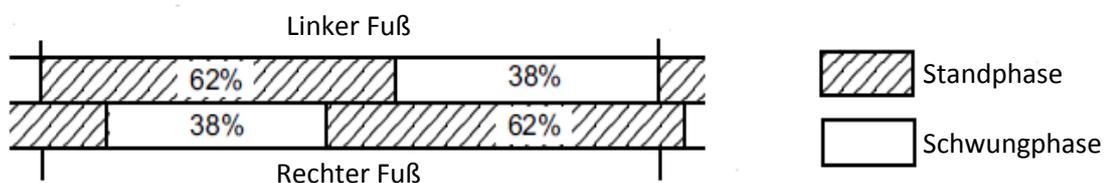


Abbildung 3: Prozentverteilung Stand- und Schwungphase [11]

In [13] werden Stand- und Schwungphase noch detaillierter beschrieben, dies ist für diese Arbeit jedoch nicht notwendig und wird daher hier nur erwähnt. Für ein Energy-Harvesting System ist die Schwungphase von Interesse, da zu Beginn das Bein beschleunigt wird und zum Ende hin wieder abgebremst wird. Zusätzlich werden Oberschenkel, Unterschenkel und Fuß um Drehpunkte (Gelenke) gedreht. Diese Bewegungen bieten sich an, um elektrische Energie gewinnen zu können.

1.3 Energy Harvesting

Das Forschungsgebiet Energy-Harvesting beinhaltet jegliche Form von Energieumwandlung. Meist wird hier von Energiegewinnung aus der Umgebung gesprochen, also die Nutzung von natürlichen Energiequellen, wie zum Beispiel die Sonnenenergie oder die Erdwärme. Wie zu Beginn dieser Einleitung erwähnt gibt es im Wesentlichen vier verschiedene Energiequellen, die genutzt werden können. Für Mikroanwendungen, wie die Versorgung von Sensoren in einem Mobilgerät, kann nur die Energiequelle Bewegungsenergie effektiv genutzt werden. Für diese Art von Energy-Harvesting gibt es drei verschiedene Prinzipien der Energiewandlung.

1.3.1 Elektrostatisches Prinzip

Bei diesem Prinzip wird die elektrostatische Anziehungskraft, welche zwischen unterschiedlich polarisierten Ladungen auftritt, genutzt, um mechanische in elektrische Energie wandeln zu können. Es wird zwischen zwei verschiedenen Typen unterschieden:

Konstante Ladung

Hierbei wird ein Kondensator, aufgebaut aus zwei parallelen Platten (Abbildung 4), bei maximaler Kapazität extern vorgeladen (Initialladung) und danach von dieser externen Quelle getrennt. Die Ladung in den Platten bleibt danach konstant.

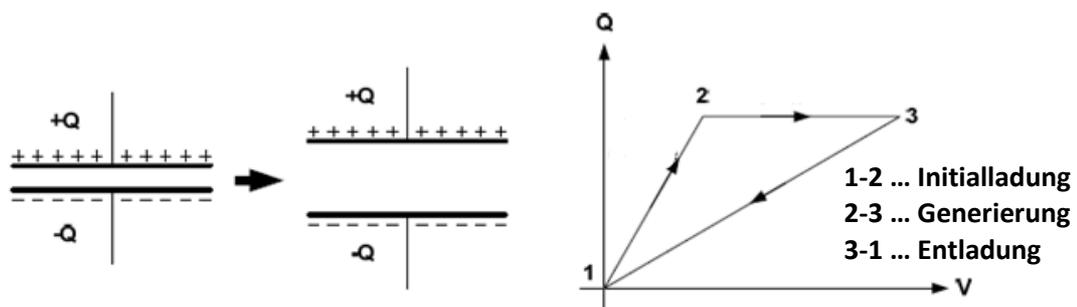


Abbildung 4: Elektrostatisches Prinzip: Konstante Ladung [14]

Werden nun diese beiden Platten vertikal zueinander verschoben, so ändert sich das elektrische Feld, da Arbeit gegen die elektrostatische Kraft verrichtet wird (Generierung). Diese Energieänderung kann nun über einen externen Kreis (Last) abgeführt werden (Entladung). Danach beginnt der Zyklus wieder von neuem. Die gewonnene elektrische Energie ist gleich der eingeschlossenen Fläche im Diagramm von Abbildung 4.

Konstante Spannung

Hierbei wird, wie beim oben beschriebenen Typ zuerst ein Kondensator, ebenfalls aufgebaut aus zwei parallelen Platten, extern vorgeladen (Initialladung) (Abbildung 5). Diese externe Quelle (z.B. Batterie) bleibt nun am System angeschlossen. Werden die beiden Platten horizontal zueinander verschoben, so ändert sich die Überlappung der Platten zueinander, und in Folge dessen die Kapazität. Aufgrund der angeschlossenen, konstanten Spannung muss sich wegen der geltenden Kondensatorgleichung $Q = C V$ die Ladung ändern. Diese überschüssige Ladung wird in die externe Quelle zurückgespeist und der Zyklus beginnt von vorne. Die gewonnene elektrische Energie ist wiederum die eingeschlossene Fläche im Diagramm von Abbildung 5.

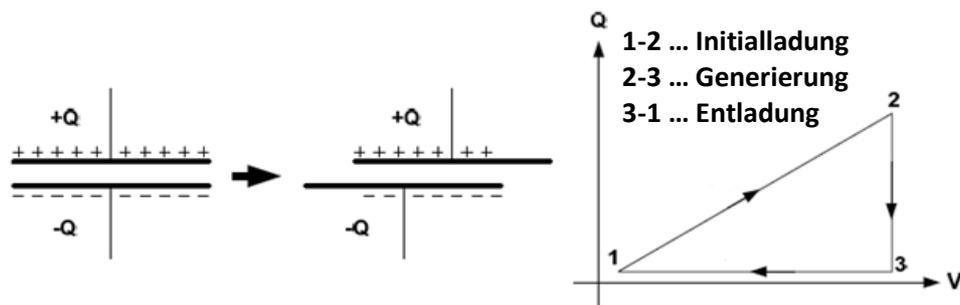


Abbildung 5: Elektrostatisches Prinzip: Konstante Spannung [14]

Das elektrostatische Prinzip ist in der Literatur am wenigsten verbreitet, da eine externe Vorladung notwendig ist und dies einen großen Nachteil darstellt.

1.3.2 Piezoelektrisches Prinzip

Dieses Prinzip beruht auf dem piezoelektrischen Effekt. Dieser tritt auf bei geeigneten Kristallen, welche Bereiche mit gleicher Orientierung (s.g. Weiß'sche Bezirke), aber unsymmetrischer Ausrichtung zum Kristall aufweisen. Wird an dieses Material eine elektrische Ladung angebracht, so richten sich all diese Bezirke in eine Richtung aus und es kommt zu einer Deformation des Kristalls [15]. Der piezoelektrische Effekt ist richtungsabhängig, daher werden Doppelindizes eingeführt, welche die Richtung der elektrischen Ladungsaufbringung (erster Index von z.B. d_{ij}^*) und die Richtung der mechanischen Auswirkung (zweiter Index von z.B. d_{ij}) miteinander koppeln [16]. Dieser Effekt kann auch umgekehrt genutzt werden, indem eine mechanische Kraft (Zug oder Druck) an ein piezoelektrisches Material aufgebracht wird und bei Anlegen eines externen Stromkreises eine elektrische Spannung abgegriffen werden kann. Genau dieses Phänomen wird für Energy-Harvesting verwendet. Abbildung 6 zeigt schematisch das Prinzip. Durch Umgebungsvibrationen wird das Material in Schwingung versetzt und deformiert sich. Diese Deformationen rufen Ladungsverschiebungen hervor, welche über den geschlossenen Stromkreis mit Last R abgeführt werden können.

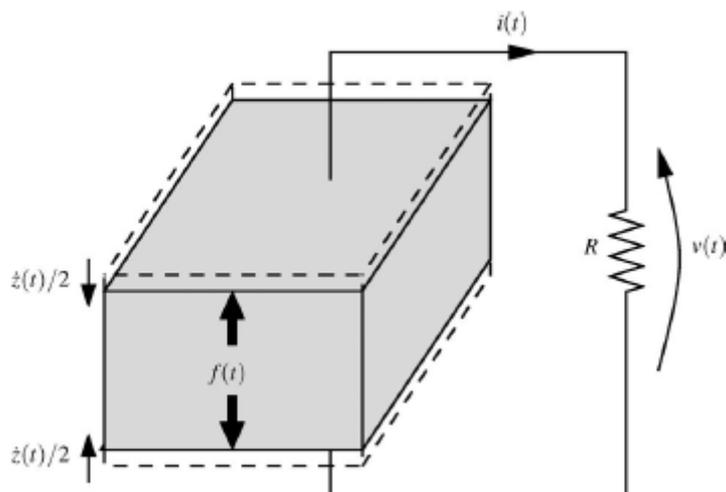


Abbildung 6: Piezoelektrischer Effekt [17]

Durch dieses Prinzip können Spitzenspannungen von mehreren Volt erreicht werden. Nachteilig ist der sehr geringe Strom, welcher zu einer relativ niedrigen Leistung führt.

*... d_{ij} ist der Piezomodul (erzeugte Dehnung pro Einheit angelegtem elektrischem Feld)

1.3.3 Elektromagnetisches Prinzip

Dieses Prinzip ist in der Literatur am meisten vertreten, da es in allen Größen ausgeführt werden kann. Das zu Beginn der Einleitung diskutierte Experiment über einen mit einem Energy-Harvesting System ausgestatteten Rucksack [6] beruht auf diesem Prinzip. Dies ist ein Beispiel einer sehr großen, makroskopischen Anwendung. Hauptbestandteil solch eines Systems ist ein Feder-Masse System mit eingebauter Dämpfung (Abbildung 7).

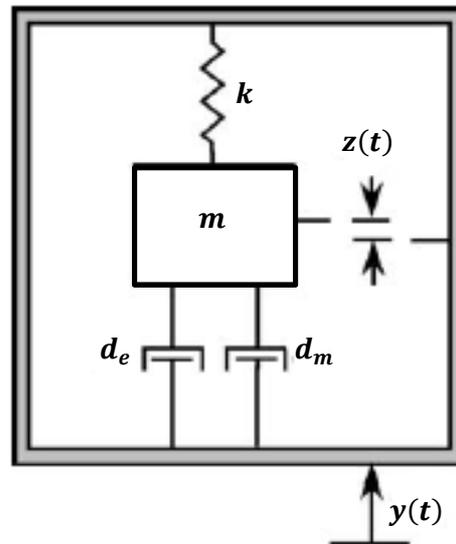


Abbildung 7: Feder-Masse System des elektromagnetischen Prinzips, nach [18]

Dieses System wird von außen mit $y(t)$ wegerregt. Diese Erregung entspricht den Schwingungen der Umgebung. Die im Inneren des Systems eingebaute Masse wird dadurch zu einer harmonisch gedämpften Bewegung $z(t)$ angeregt. Die Differentialgleichung der relativen Bewegung der Masse lautet

$$m\ddot{z} + (d_e + d_m)\dot{z} + kz = -m\ddot{y} \quad (1)$$

In Gleichung (1) stellt m die Masse, k die Federkonstante, d_m die mechanische Dämpfung und d_e die elektrische Dämpfung dar. Diese Dämpfung kommt zustande, da die Masse als Permanentmagnet ausgeführt wird und in einem von einer Spule erzeugten Magnetfeld schwingt. Durch diese Bewegung wird eine Kraft erzeugt, die so genannte Lorentz-Kraft, welche der Bewegung entgegenwirkt. Diese kann durch folgende Gleichung beschrieben werden [18]:

$$F_L = \frac{\Phi^2 \dot{z}}{R} \quad (2)$$

In Gleichung (2) ist Φ der magnetische Fluss und $R = R_L + R_C + j\omega L_C$ der Gesamtwiderstand des in Abbildung 8 dargestellten Ersatzschaltkreises der eingebauten Spule.

Da $F_L = d_e \dot{z}$ ist, ergibt sich die elektrische Dämpfung zu

$$d_e = \frac{\Phi^2}{R} \quad (3).$$

Dieser Term beinhaltet die durch dieses Prinzip gewinnbare Energie. Formell wird der Term als Dämpfung betrachtet.

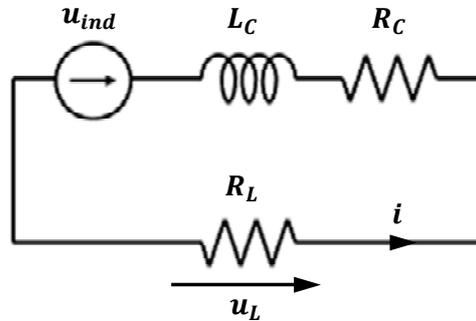


Abbildung 8: Ersatzschaltkreis für die eingebaute Spule, nach [18]

Die induzierte Spannung u_{ind} in der Spule ist abhängig von der Geschwindigkeit der schwingenden Masse \dot{z} und dem magnetischen Fluss Φ . Letzterer kann über die magnetische Flussdichte B , der Windungszahl N und der Länge der Spule l zu

$$\Phi = B A N \quad (4)$$

berechnet werden.

Die tatsächlich an der Last R_L abgreifbare Spannung u_L ist um die Spulenverluste verringert, welche sich aus zwei Widerständen zusammensetzen. Hauptanteil ist die Induktivität der Spule. Für eine unendlich lange Zylinderspule ergibt sich diese nach [19] zu

$$L_C = \frac{N^2 \mu A}{l}. \quad (5)$$

Um den Einfluss der sehr kurzen Spulenlänge bei Energy-Harvesting Systemen berücksichtigen zu können, wird Gleichung (5) zu

$$L_C = \frac{N^2 \mu A}{l + 0,9r}, \quad (6)$$

mit der Spulenlänge l , dem Spulenradius r und dem Produkt aus der magnetischen Feldkonstante $\mu_0 = 4\pi 10^{-7}$ H/m und der relativen Permeabilität μ_r ($\mu = \mu_0 \mu_r$).

Der zweite Anteil ergibt sich aufgrund des ohm'schen Widerstandes des Spulenleiters nach [20] zu

$$R_C = \frac{\rho l}{A} \quad (7)$$

mit dem spezifischen Leiterwiderstand ρ . Die um diese Widerstände verringerte, aus der Bewegungsenergie gewonnene Spannung steht der Last R_L zur Verfügung und lautet unter Anwendung des Kirchhoff'schen Gesetzes

$$u_L = u_{ind} - i(R_C + j\omega L_C) = \Phi \dot{z} - i(R_C + j\omega L_C). \quad (8)$$

Die erzielbare Leistung ist daher abhängig von der Geschwindigkeit der bewegten Masse. Unter Voraussetzung einer sinusförmigen Erregung $y(t) = y_0 \sin(\omega t)$ und durch das Lösen der Bewegungsgleichung (1) folgt für die zu gewinnende Leistung nach [21]

$$P = \frac{m(d_e + d_m)Y_0^2 \left(\frac{\omega}{\omega_n}\right)^3 \omega^3}{\left[1 - \left(\frac{\omega}{\omega_n}\right)^2\right]^2 + \left[2(d_e + d_m)\frac{\omega}{\omega_n}\right]^2} \quad (9)$$

In dieser Gleichung ist Y_0 die Amplitude und ω die Kreisfrequenz der Erregung, ω_n beschreibt die ungedämpfte Eigenfrequenz des Feder-Masse Systems. Wird der Term im Nenner von Gleichung (9) betrachtet, so ergibt sich bei Dämpfung $(d_e + d_m) = 0$ und bei Erregung in der Eigenfrequenz $\omega = \omega_n$ eine theoretisch unendliche Leistung. Bei steigender Dämpfung sinkt die maximale Leistung ab, und die dazugehörige Eigenfrequenz verschiebt sich nach rechts (Abbildung 9, $D = \frac{(d_e + d_m)}{2\sqrt{km}}$... Lehr'sches Dämpfungsmaß).

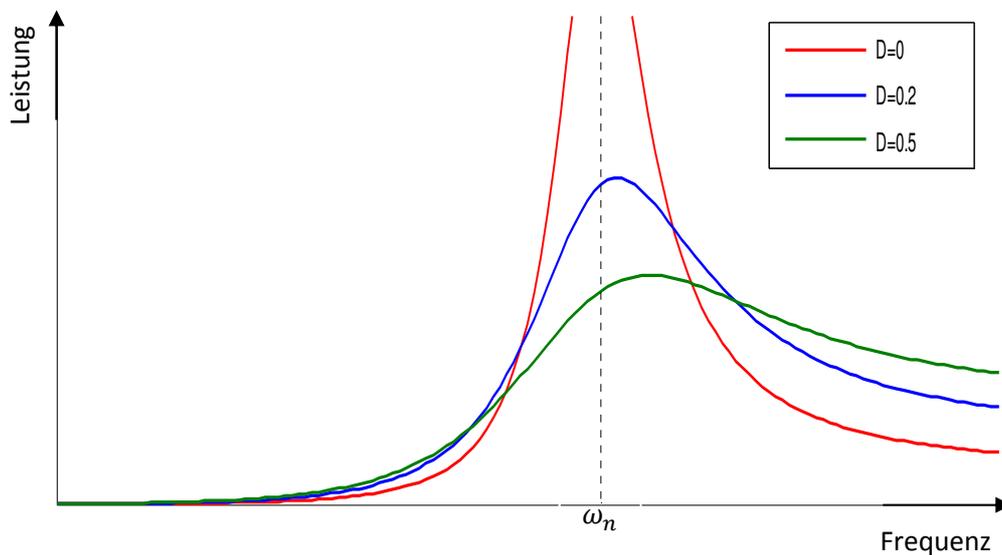


Abbildung 9: Theoretisch erzielbare Leistung für ein Energy-Harvesting System mittels des elektromagnetischen Prinzips

In der Praxis ist ein Lehr'sches Dämpfungsmaß von $D = 0$ unmöglich, da stets parasitäre Dämpfungen auftreten. Bei Energy-Harvesting Systemen ist durch das Vorhandensein eines Magnetfeldes auf jeden Fall ein dämpfungsäquivalenter Effekt vorhanden. Dieser, durch den magnetischen Fluss verursachte Term, wird rechnerisch wie ein Dämpfungsterm behandelt, und ist jener Beitrag, durch welchen elektrische Energie gewonnen wird. Beim elektromagnetischen Prinzip werden sehr kleine Bauweisen angestrebt, welche zu einer Limitierung des Ausschlages der Masse führen. Bei annähernd bekanntem Eingangssignal (Amplitude und Frequenz der Wegerregung) soll die Dämpfung so ausgelegt werden, dass die Schwingung der Masse innerhalb des maximal zulässigen Ausschlages bleibt, um unnötige Stöße an den Systemgrenzen (Gehäuse) zu vermeiden.

2 Biomechanisches Modell

Das Erstellen eines biomechanischen Modells des menschlichen Körpers ist ein wichtiger Punkt dieser Arbeit. Dieser Punkt beinhaltet die Kombination von zwei unterschiedlichen Modellen, um das eingangs erwähnte Körperscreening durchführen zu können. Bei diesem Screening werden ausgewählte Körperpunkte, vorwiegend an den Extremitäten, während eines Doppelschrittes beobachtet und analysiert. Die Berechnung dieser an den Knochenachsen liegenden Punkte, sowie deren Geschwindigkeiten und Beschleunigungen im Verlauf eines Doppelschrittes werden in diesem Kapitel erläutert.

2.1 Ganganalyse

Bei den heute gängigsten Formen der Ganganalyse werden Testpersonen mit so genannten Markern versehen (Abbildung 10, Bedeutung der Abkürzungen wird später erläutert), deren Positionen durch ein Kamerasystem mit einer bestimmten Abtastrate erfasst werden.

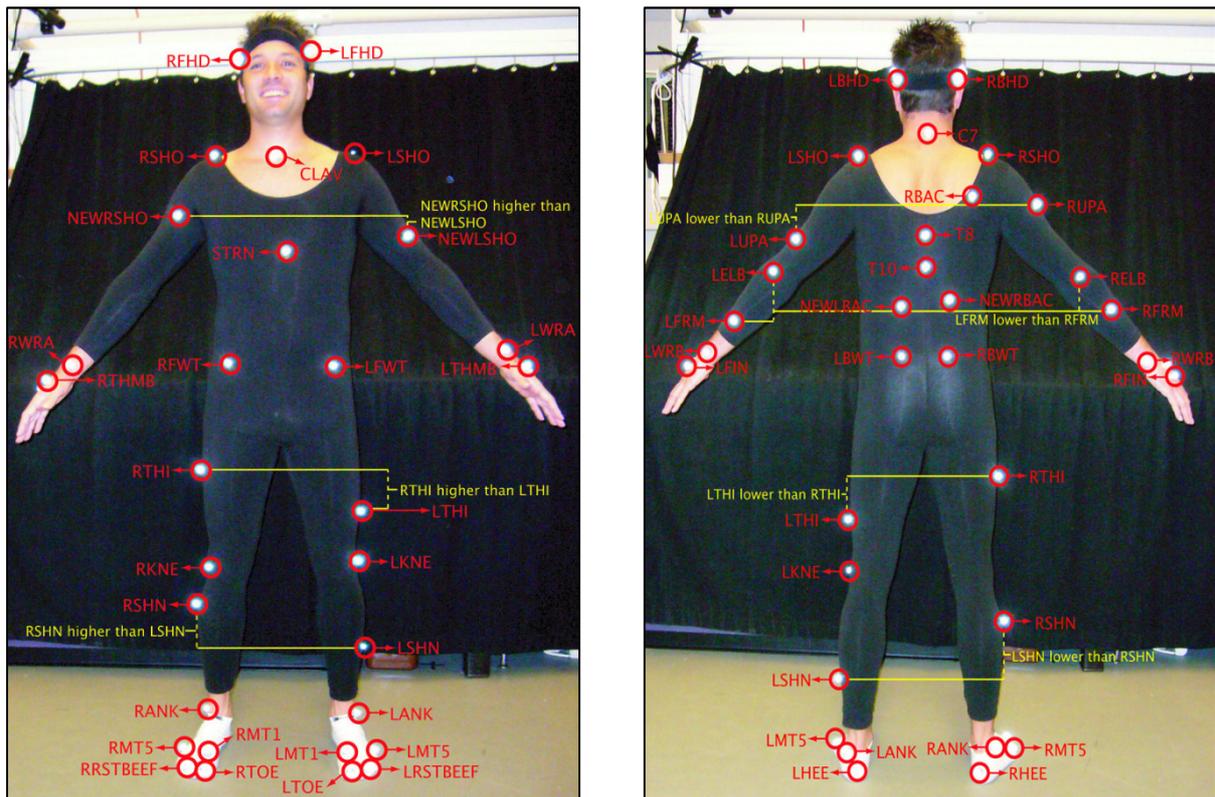


Abbildung 10: Marker-Anbringung an der Testperson [22]

Die Testperson führt die gewünschte Bewegung (Gehen, Laufen, Springen, ...) aus. Je nach Größe des Kamerasystems werden ein oder mehrere Zyklen des Bewegungsablaufes in drei Richtungen aufgenommen. Für jeden Marker können dann mittels Analysesoftware diese Daten ausgelesen und weiterverarbeitet werden. Ist der Messplatz mit Kraftmessplatten ausgestattet, so werden neben den Positionsdaten auch die resultierenden Kräfte an den beiden Fußsohlen gemessen. Daraus können die Kraftangriffspunkte, sowie die Kraftgröße berechnet werden. Mit den Anthropometriedaten der Testperson und den Grundgesetzen der Mechanik können die resultierenden Kräfte und Momente in den Gelenken berechnet und deren Verlauf während eines Bewegungszyklus analysiert werden.

Vollständige Datensätze stehen im Internet frei zur Verfügung. Für diese Arbeit wurden zehn Datensätze für den Bewegungsablauf *Gehen* von [22] verwendet, um ein Mittel für die erzielbare Leistung zu erhalten, da sich der normale menschliche Gang von Person zu Person unterscheidet.

In diesen Datensätzen sind nur die Markerpositionen enthalten, Bodenreaktionskräfte sind nicht vorhanden, spielen in dieser Arbeit auch keine große Rolle, da nur die Bewegung selbst untersucht wird. Die aufgezeichneten Daten in *x*-, *y*- und *z*-Richtung wurden extrahiert und stehen dann als Eingangsdaten für die Berechnung zur Verfügung. Abbildung 11 zeigt die Positionswerte der Messung für den Marker auf dem rechten Zeh (RTOE, Abbildung 10).

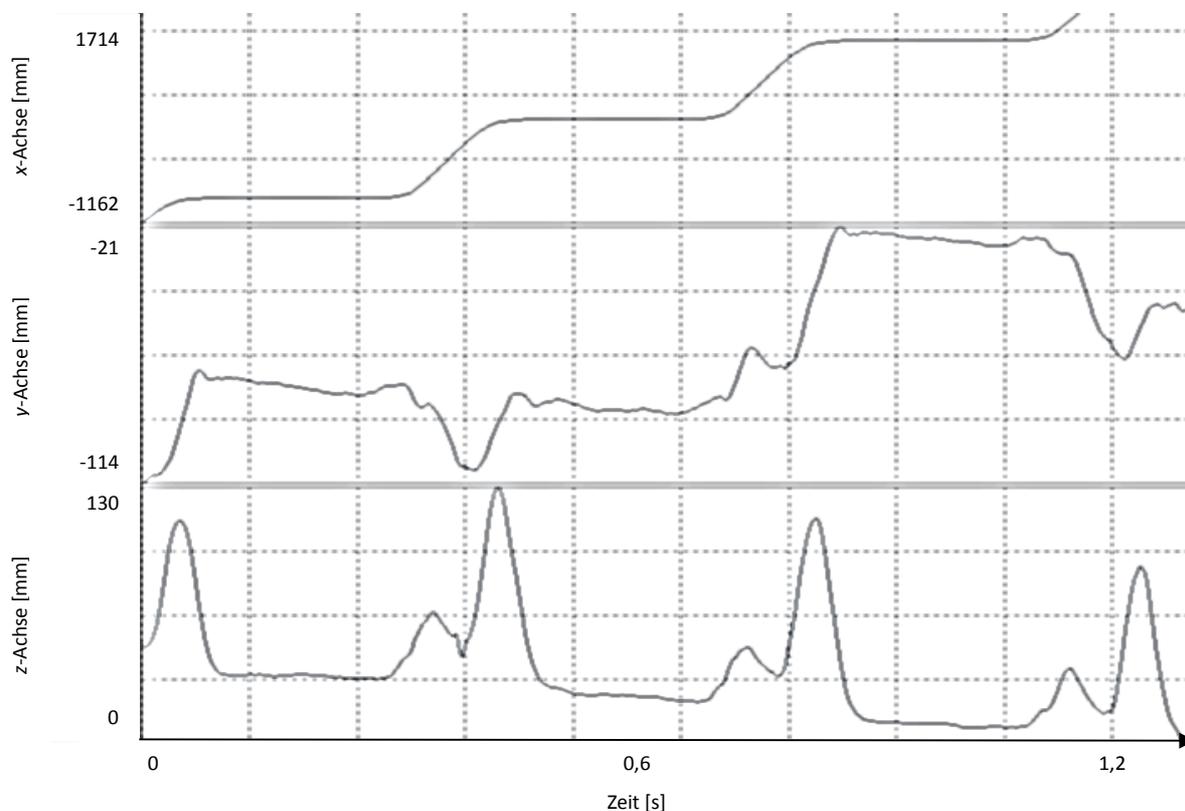


Abbildung 11: Positionswerte des Markers auf dem rechten Zeh [22]

2.2 Modelle und Marker

Um von den Marker-Positionen auf die festgelegten Punkte an den Knochenachsen bzw. den Gelenken zu gelangen ist eine Umrechnung notwendig. Für diese Umrechnung werden hier das *Vaughan Modell* und das *Plug-In-Gait Modell* zur Anwendung gebracht und im Folgenden erklärt. Diesen Modellen liegen unterschiedliche Markersets zu Grunde, welche in diesem Kapitel ebenfalls erläutert werden.

2.2.1 Das Vaughan Modell

Das von Christopher L. Vaughan, Brian L. Davis und Jeremy C. O'Connor entwickelte Modell (integriert im GaitLab-Tool) beschäftigt sich mit der Berechnung der Gelenkszentren, den angreifenden Kräften und den Muskelaktivitäten der unteren Extremitäten während eines Gangzyklus [11]. Um das Modell an die jeweilige Testperson anpassen zu können, sind hier vorab 20 anthropometrische Messungen notwendig. 9 für jedes Bein, die Hüftbreite und das Körpergewicht. Diese zu messenden Parameter sind in Abbildung 12 dargestellt.

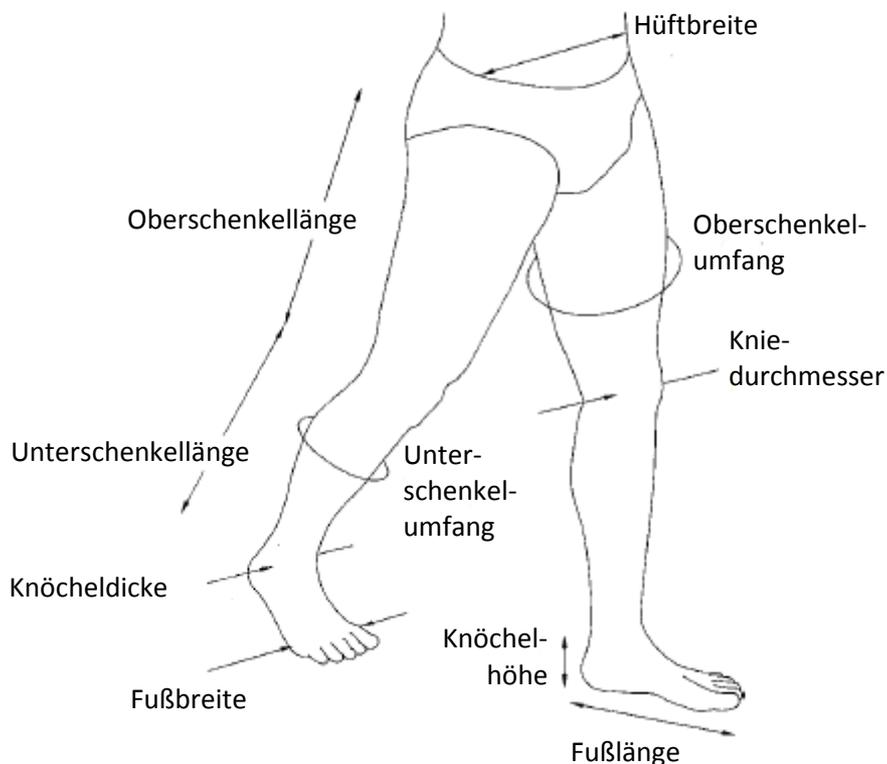


Abbildung 12: Anthropometrische Messungen beim Vaughan Modell

Das Bein wird in 3 Segmente aufgeteilt, Fuß, Unterschenkel und Oberschenkel. Die Massen der einzelnen Segmente werden über empirisch ermittelte Formeln [23] vom Gesamtkörpergewicht berechnet. Die Segmentform wird nach Abbildung 13 angenähert, um die Trägheitsmomente einfacher berechnen zu können.

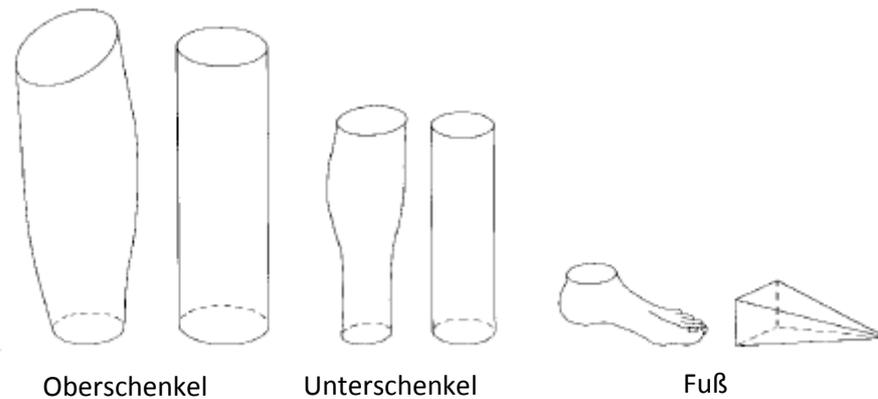


Abbildung 13: Segmentanpassung an geometrisch einfache Formen

Um die Bewegungen und Verdrehungen der einzelnen Segmente zueinander beschreiben zu können werden in jedes Segment lokale Koordinatensysteme gelegt. Dazu wird durch jeweils drei Marker eine Ebene gelegt, in welcher zwei Achsen dieser lokalen Koordinatensysteme liegen. Die dritte Achse steht gemäß einem Rechts-System normal auf diese Ebene. Ein definierter Marker wird als Ursprung verwendet, von dem aus, mit ebenfalls empirisch ermittelten Parametern, die tatsächliche Lage der Gelenkspunkte und interessierende Punkte im Inneren berechnet werden können. Abbildung 14 zeigt dies schematisch für das rechte Fußsegment.

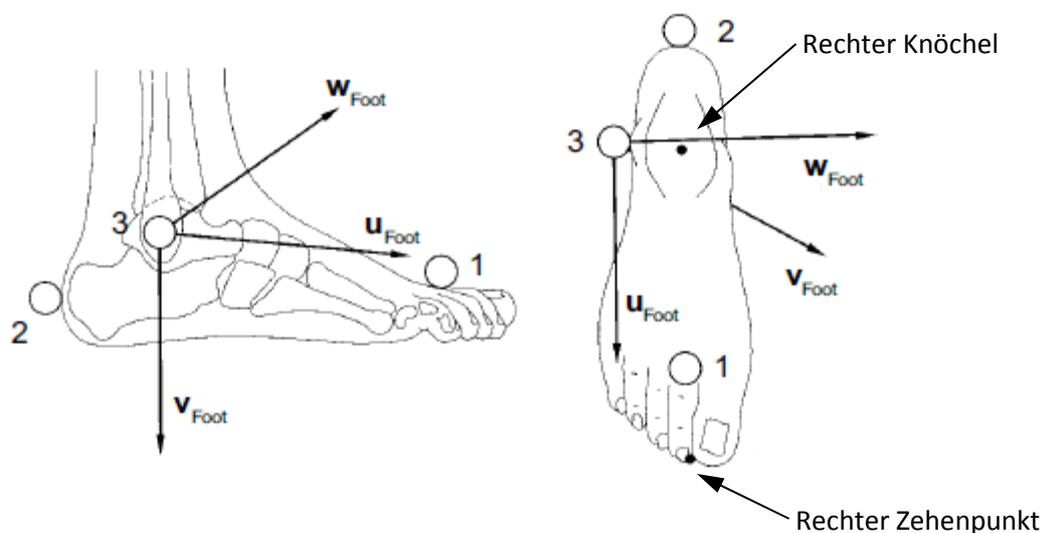


Abbildung 14: Berechnung der Gelenkspunkte am Beispiel des rechten Fußes

Mit den Gelenkspunktkoordinaten werden nun die Segmentschwerpunkte berechnet. Die Schwerpunkte liegen auf den Verbindungslinien der jeweils zugehörigen, zuvor berechneten Gelenke in einem bestimmten Verhältnis (Werte aus [23]) zur Länge des jeweiligen Segments (Abbildung 15). Der Ursprung der lokalen Koordinatensysteme wird in die lokalen Schwerpunkte gelegt.

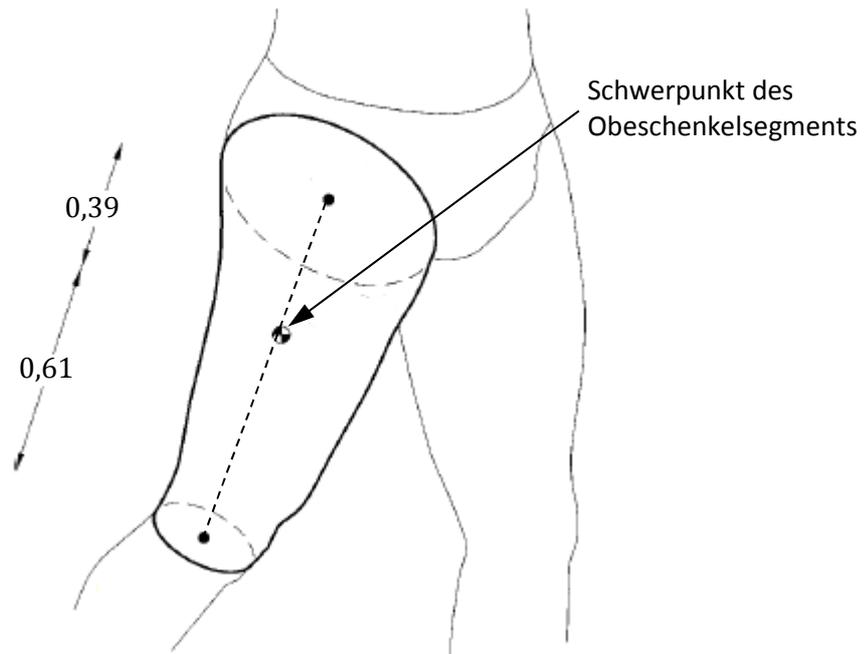


Abbildung 15: Schwerpunkts-Berechnung des Oberschenkelsegments

Zuletzt können über die, durch die Kraftmessplatten erhaltenen, Kraftangriffspunkte, sowie Größe und Richtung der Kraft, die in den Gelenken vorherrschenden Belastungen berechnet werden. Auf die Muskelaktivitäten der unteren Extremitäten wird hier nicht eingegangen und auf [11] verwiesen. Das Vaughan Modell wird in dieser Arbeit teilweise zur Berechnung der lokalen Koordinatensysteme angewandt. Die Winkelgeschwindigkeiten und –beschleunigungen aller Segmente werden damit berechnet. Trägheitsmomente und Schwerpunkte, sowie Kräfteberechnungen, werden hier nicht benötigt.

2.2.2 Das Plug-In-Gait Modell

Dieses Modell ist dem Softwarepaket „Plug-in-Gait“ von Vicon zu Grunde gelegt [24, West Way, Oxford]. Dieses Programm beinhaltet ebenfalls einen kinematischen (statisch) und einen kinetischen (dynamisch) Teil für die Berechnung der Gelenkspunkte und der resultierenden Kräfte für die untere und die obere Körperhälfte.

Im kinematischen Modell ist die Vorgehensweise ähnlich wie beim Vaughan-Modell, allerdings unterscheidet sich die Berechnung der Gelenkszentren sehr stark. Vorab müssen wiederum anthropometrische Daten der Testperson gemessen werden. Zur Masse und der Größe kommen für die untere Körperhälfte die Hüftbreite, die Beinlänge, der Kniedurchmesser und die Knöcheldicke hinzu, für die obere Körperhälfte den Ellbogendurchmesser, die Handgelenkbreite und die Handdicke. In Summe sind daher 15 Messungen am gesamten Körper notwendig. Von diesem Modell wird hier nur die Berechnung der Gelenkszentren angewandt. Die Berechnung unterscheidet sich in folgender Weise von der in Kapitel 2.2.1 vorgestellten Methode. Die Ebenendefinition erfolgt hier nicht über drei reelle Marker, sondern über einen Marker, ein zuvor berechnetes Gelenkszentrum, und dem zu berechnenden Punkt selbst. Die fehlende Bedingung wird aus den Anthropometriedaten genommen, zum Beispiel aus dem Kniedurchmesser. Über trigonometrische Bedingungen kann der unbekannte Punkt berechnet werden. Abbildung 16 zeigt diese Methode in allgemeiner Form.

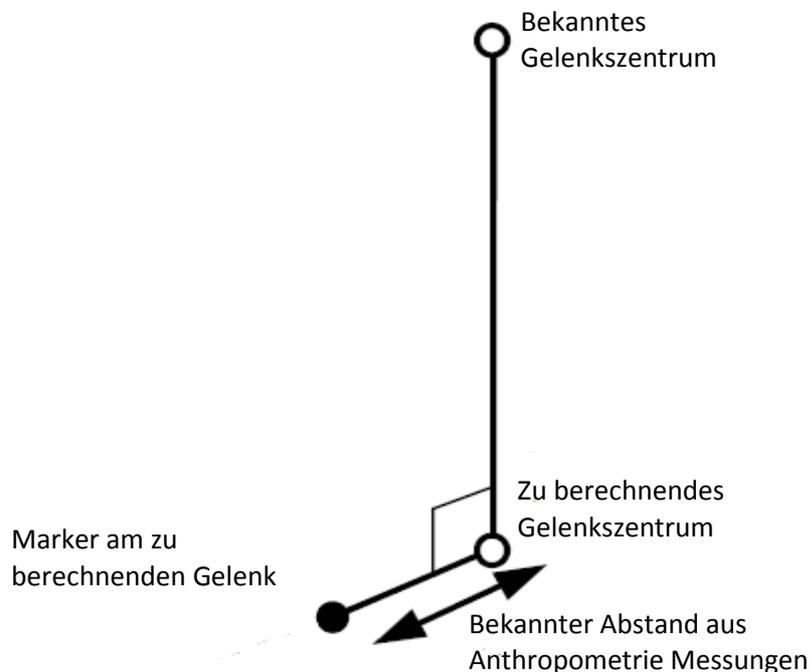


Abbildung 16: Berechnung der Gelenkszentrum mit dem Plug-In-Gait Modell

Der Körper wird in zwei Zonen unterteilt. Zur ersten Zone, der oberen Körperhälfte, zählen der Kopf, die oberen Extremitäten, der Thorax und das Abdomen. Zur zweiten Zone, der unteren Körperhälfte zählen die unteren Extremitäten. Um die oben vorgestellte Methode anwenden zu können, muss zuerst für jede Zone jeweils ein Gelenkszentrum auf andere Weise berechnet werden. Für die untere Körperhälfte wird hierfür das Hüftgelenk ausgewählt, und von diesem Zentrum alle weiteren Punkte von Interesse berechnet. Die Koordinaten des rechten, sowie des linken Hüftgelenkszentrums werden über das Newington-Gage Modell [25] berechnet. Ein spezieller Vektor wird über die Beinlänge und empirisch ermittelten Werten berechnet. Die beiden Hüftzentren befinden sich vom lokalen Koordinatensystem des Beckens um diesen Vektor entfernt. Bei der oberen Körperhälfte werden die Gelenkszentren der Arme über einen fix definierten Punkt am Thorax berechnet. Dieser Punkt wird relativ einfach über vorhandene Marker berechnet. Das für das Thoraxsegment definierte Koordinatensystem hat den Ursprung ebenfalls in diesem Punkt. Auch die Achsen werden, wie der Ursprung, über Marker definiert. Ein weiterer Punkt wird an der Stirn angesetzt, um die Bewegungen des Kopfes ebenfalls analysieren zu können. Das notwendige Koordinatensystem wird, wie beim Thorax, über die am Kopf platzierten Marker definiert.

2.2.3 Markersets

Die oben beschriebenen Modelle können nur dann angewandt werden, wenn Positionsdaten vorhanden, also Marker am Körper positioniert sind. Diese Positionen sind exakt definiert, um erstens, die oft empirisch ermittelten Parameter anwenden, und zweitens, Testpersonen vergleichen zu können. Die Anzahl und die Position aller Marker werden als *Markerset* bezeichnet. In der Literatur wird zwischen zwei gebräuchlichen Markersets unterschieden.

Ein relativ einfaches Markerset ist das so genannte *Helen-Hayes* Markerset [26]. Dieses wurde für eine zeiteffiziente Videoanalyse der unteren Extremitäten entwickelt. Die Basiskonfiguration besteht aus 15 Markern an den Beinen und 9 Markern im oberen Körperteil. Dieses Markerset, mit einigen zusätzlichen Markern, wird zur Analyse in oben erwähntem Plug-In-Gait Softwarepaket eingesetzt.

Ein auf dem Helen-Hayes basierendes Markerset liegt der Software GaitLab zu Grunde. Diese Software beschränkt sich auf die Analyse der unteren Extremitäten und verwendet ebenfalls die 15 Marker an den Beinen. Die Positionen wurden allerdings geringfügig modifiziert [11].

Das zweite gebräuchliche Markerset ist das *Cleveland Clinic Markerset*. Bei diesem werden die Bewegungen des Ober- und Unterschenkels durch je drei, in einer Ebene befindlichen, Marker beschrieben. Diese Marker sind eher im unteren Bereich angeordnet, um die Positionsänderungen durch die Muskelaktivitäten gering zu halten. Die durch die Marker aufgespannte Ebene ist parallel zum Ober- bzw. Unterschenkel.

Die Achsen durch das Knie- und Fußgelenk werden hier ebenfalls über Marker realisiert und nicht, wie beim Helen-Hayes Set, berechnet. Die beiden zur Achsbeschreibung notwendigen Marker befinden sich lateral und medial der jeweiligen Gelenke. Insgesamt werden an den unteren Extremitäten 27 Marker, am Oberkörper weitere 9 Marker angebracht. Das Cleveland Clinic Markerset wird unter anderem in der Software OrthoTrak von MotionAnalysis angewandt.

In Abbildung 17 sind die Unterschiede des Helen-Hayes (links) und des Cleveland Clinic Markersets (rechts) für die unteren Extremitäten gegenübergestellt. Um die Aufzeichnungen der unterschiedlichen Testpersonen vergleichen zu können ist es wichtig die Marker richtig zu positionieren. Daher sind für jeden Marker so genannte „Landmarks“ definiert. Zum Beispiel werden die Marker am Handgelenk exakt zwischen dem *processus styloideus radii* und dem *processus styloideus ulnae* angebracht

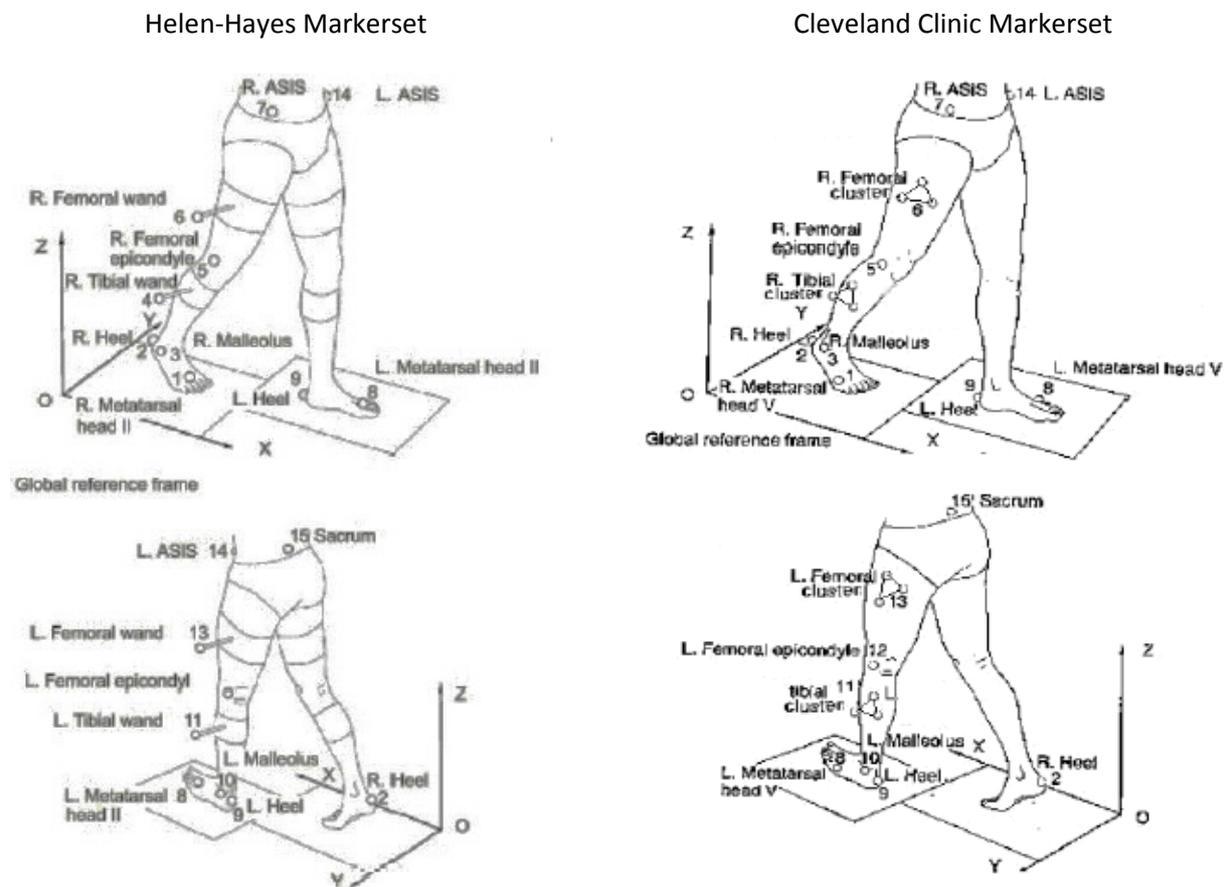


Abbildung 17: Vergleich des Helen-Hayes und des Cleveland Clinic Markersets [41]

2.3 Berechnung der Gelenkspunkte

Die verwendeten C3D-Files von [22] verwenden ein Helen-Hayes Markerset mit diversen Zusatzmarkern (siehe Abbildung 10). Daher empfiehlt es sich für die Gelenkspunktberechnung das oben erwähnte Plug-In-Gait Modell zu verwenden. Die Ganganalysedaten sind von Testpersonen mit normalem Gangmuster aufgenommen worden, daher ist es für eine Energy-Harvesting Analyse ausreichend, eine Körperhälfte zu betrachten. Die gesamte Berechnung dieser Arbeit wurde im Softwarepaket MATLAB 7.8.0 (R2009a) durchgeführt. Das Gesamtprogramm ist gegliedert in ein Haupt- und 10 Unterprogramme. Im Hauptprogramm werden alle notwendigen Systemparameter definiert und die Unterprogramme aufgerufen.

Die Achsenrichtungen der lokalen Segmentkoordinatensysteme sind anhand des Beispiels in Abbildung 18 dargestellt und werden für alle Segmente gleich ausgeführt. Die lokale x-Achse zeigt nach oben, da bei den meisten Markerpunkten in diese Richtung die größten Schwingungen zu erwarten sind. Die lokale y-Achse wird in Gehrichtung definiert. Die z-Achse ergibt sich daher aus Sicht der Testperson nach links zeigend.

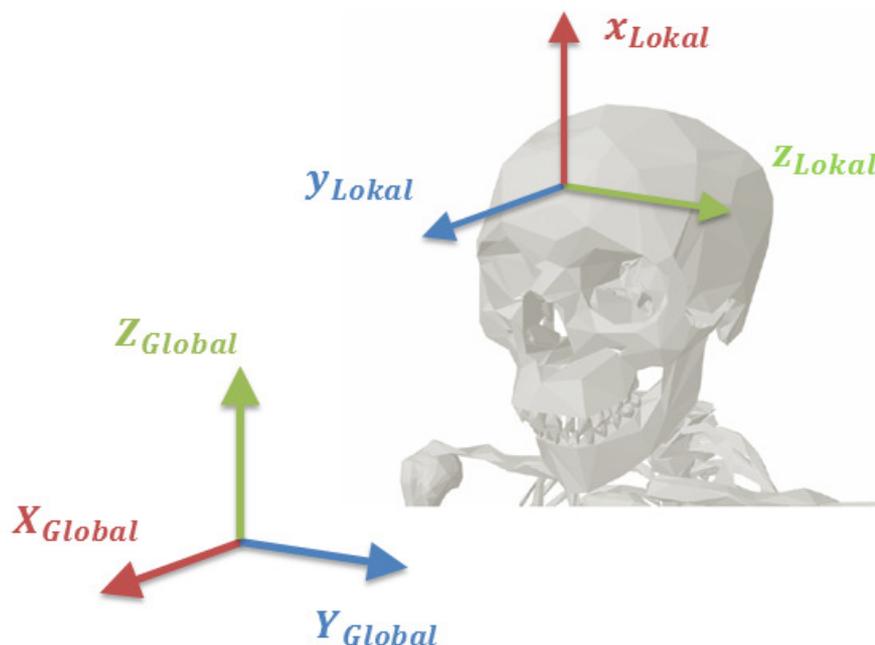


Abbildung 18: Definition der lokalen Koordinatensysteme

2.3.1 Markerimport

Der erste notwendige Schritt ist der Importvorgang der Marker-Daten aus dem C3D-File. Dazu wurde die *GaitExtractToolbox* der Firma SimTK (www.simtk.org) verwendet. Mittels dieser Toolbox können einzelne Marker in einem frei definierbaren Zeitbereich in MATLAB importiert werden und stehen danach als Arrays zur Verfügung. Jeder Marker hat eine bestimmte Kennung, je nach Position am Körper (vgl. Abbildung 10). Um unterschiedliche Files einlesen zu können wurde das Programm flexibel aufgebaut. Einziger Eingangsparameter ist der Name der Testperson. Der Name muss im Hauptprogramm eingegeben werden, damit die insgesamt 25 Marker richtig importiert werden können. In Tabelle 1 sind die für die Berechnung der Gelenkszentren benötigten Marker, deren Kennung, sowie die Position am Körper aufgelistet.

Kennung	Englische Bezeichnung	Position am Körper
RFHD	<u>R</u> ight <u>F</u> ront <u>H</u> ead	an der rechten Schläfe
LFHD	<u>L</u> eft <u>F</u> ront <u>H</u> ead	an der linken Schläfe
RBHD	<u>R</u> ight <u>B</u> ack <u>H</u> ead	Kopfrückseite rechts
LBHD	<u>L</u> eft <u>B</u> ack <u>H</u> ead	Kopfrückseite links
RSHO	<u>R</u> ight <u>S</u> houlder	oberhalb des rechten Schulterblattes
LSHO	<u>L</u> eft <u>S</u> houlder	oberhalb des linken Schulterblattes
RELB	<u>R</u> ight <u>E</u> lbow	an der Außenseite des rechten Ellbogens
RWRA	<u>R</u> ight <u>W</u> rist <u>A</u> nterior	am rechten Handgelenk Daumenseite
RWRB	<u>R</u> ight <u>W</u> rist <u>B</u> ack	am rechten Handgelenk beim kleinen Finger
RFIN	<u>R</u> ight <u>F</u> inger	am Mittelhandknochen des rechten Zeigefingers
CLAV	<u>C</u> lavicle	Schlüsselbein
C7	<u>7</u> th <u>C</u> ervical Vertebrae	am Ende des Genicks
STRN	<u>S</u> ternum	Brustbein
T10	<u>10</u> th <u>T</u> horacic Vertebrae	10. Wirbel
RFWT	<u>R</u> ight <u>F</u> ront <u>W</u> aist	rechtes Hüftgelenk
LFWT	<u>L</u> eft <u>F</u> ront <u>W</u> aist	linkes Hüftgelenk
RBWT	<u>R</u> ight <u>B</u> ack <u>W</u> aist	am Rücken in Hüfthöhe (rechts)
LBWT	<u>L</u> eft <u>B</u> ack <u>W</u> aist	am Rücken in Hüfthöhe (links)
RTHI	<u>R</u> ight <u>T</u> high	rechter Oberschenkel lateral

RKNE	<u>R</u> ight <u>K</u> nee	rechtes Knie lateral
RSHN	<u>R</u> ight <u>S</u> hank	rechter Unterschenkel lateral
RHEE	<u>R</u> ight <u>H</u> eel	rechte Ferse
RANK	<u>R</u> ight <u>A</u> nkle	rechter Knöchel lateral
RTOE	<u>R</u> ight <u>T</u> oe	auf rechtem medialen Zeh (1. von links)
RMT5	<u>R</u> ight <u>S</u> mall <u>T</u> oe	auf rechtem lateralen Zeh (5. von links)

Tabelle 1: Übersicht über die relevanten Marker

2.3.2 Glättung der Positionssignale

Das Markersignal wird bei der Ganganalyse mit einer bestimmten Abtastrate aufgezeichnet. Bei den hier verwendeten Positionssignalen aus [22] beträgt die Abtastrate 120Hz. In [Abbildung 19](#) ist das Eingangssignal des rechten medialen Zehs (RTOE) in z-Richtung für die Dauer eines Doppelschrittes dargestellt. Durch die endliche Abtastfrequenz und durch Messungenauigkeiten ist die Aufzeichnung fehlerbehaftet. Diese so genannten Verrauschungen werden erst in den zeitlichen Ableitungen des Positionssignals deutlich sichtbar.

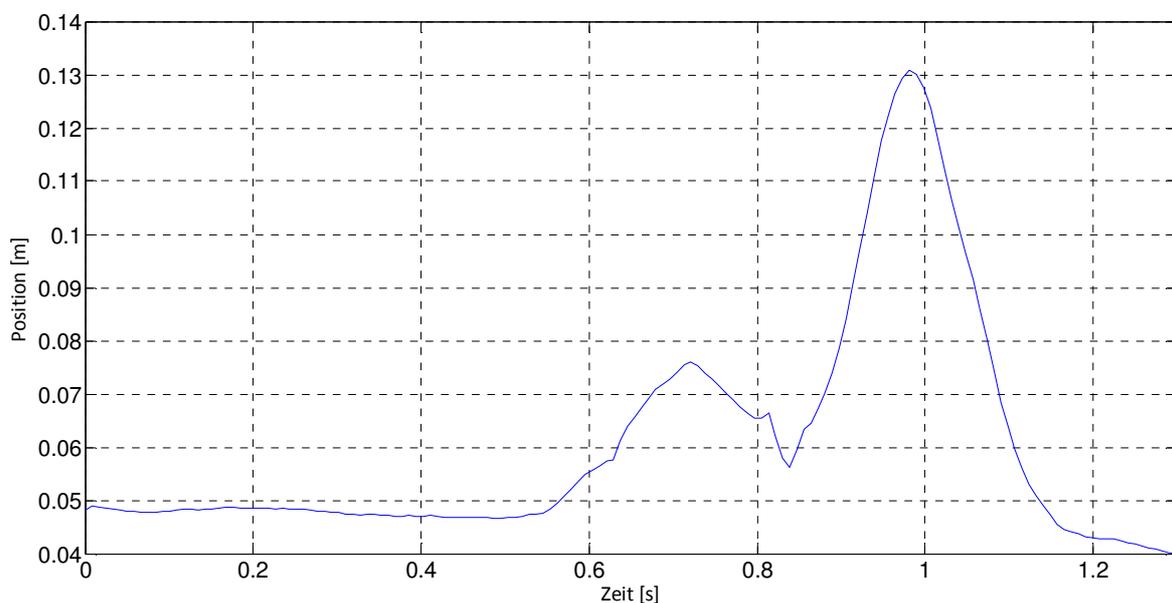


Abbildung 19: Eingangssignal in z-Richtung des rechten medialen Zehs (RTOE)

In [Abbildung 20](#) ist von obigem Signal die Beschleunigung dargestellt. In der Standphase (0 – 0,5s) ist der gesamte Fuß in Ruhe und die Beschleunigung sollte daher $a_z = 0 \text{ m/s}^2$ sein. In diesem Signal treten jedoch Beschleunigungen bis zu $a_z = 10 \text{ m/s}^2$ auf. Diese Abweichungen führen in weiterer Folge zu verfälschten Endergebnissen. Auch die kurzzeitigen Spitzenbeschleunigungen von über

$a_z = 80 \text{ m/s}^2$ sind unrealistisch und verfälschen bei der Weiterverarbeitung das Ergebnis beträchtlich.

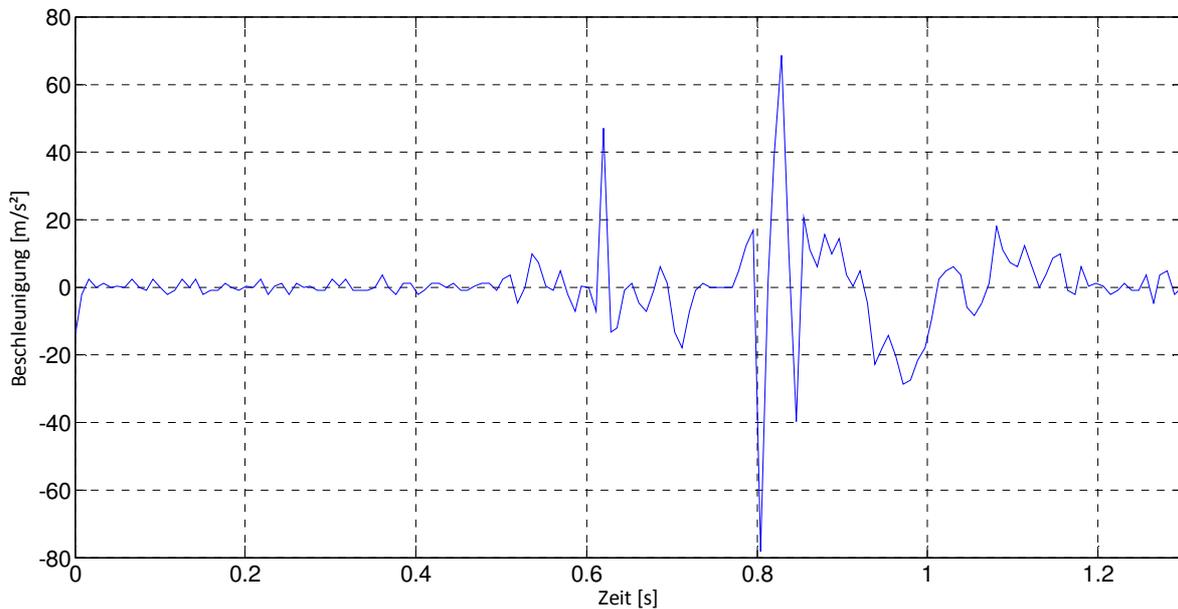


Abbildung 20: Beschleunigung in z-Richtung des rechten medialen Zehs (RTOE)

Um diese Effekte beseitigen zu können, muss das von der Ganganalyse erhaltene Eingangssignal bearbeitet und geglättet werden. Hierzu werden in der Literatur diverse Filter und Interpolationsmethoden vorgestellt, als Beispiel sei das Kalman-Filter [27] erwähnt. In dieser Arbeit werden drei verschiedene Glättungsverfahren untersucht, um einen Qualitätsvergleich zu erhalten. Das erste untersuchte Verfahren ist die Fourier-Reihenentwicklung [28]. Hierbei wird zuerst das Frequenzspektrum des Ausgangssignals eruiert (Fourier-Analyse). Mithilfe dieses Spektrums kann das Ausgangssignal durch eine Reihenbildung dargestellt werden (Fourier-Synthese). Durch Abbrechen dieser Reihe nach endlich vielen Termen können höhere Frequenzen gefiltert und das Ausgangssignal geglättet werden. In [Abbildung 21](#) ist die Fourier-Reihenentwicklung für ein Rechtecksignal gezeigt. In den drei dargestellten Kurven sind die unterschiedlichen Anzahlen der Terme und deren Auswirkung sehr gut zu erkennen (rot – 1.Ordnung / grün – 2.Ordnung / blau – 3.Ordnung). Bei theoretisch unendlich lang fortgesetzter Reihe wird das Ausgangssignal exakt wiedergegeben.

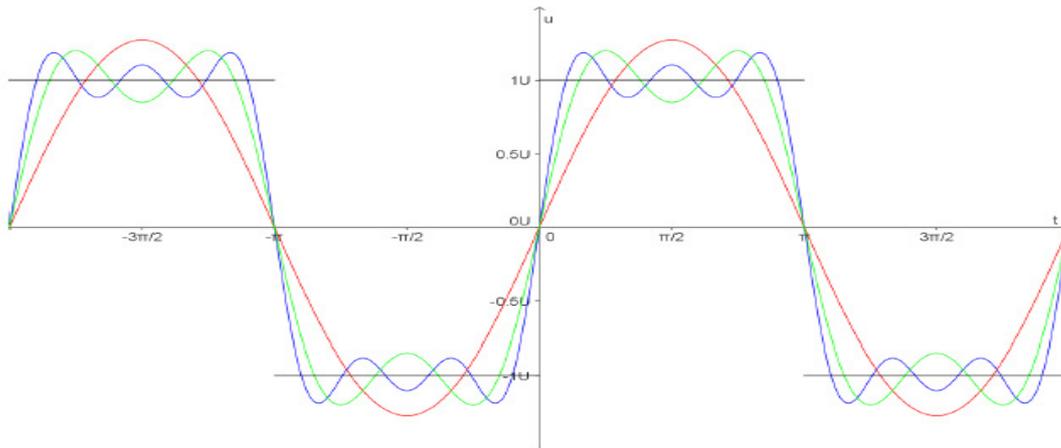


Abbildung 21: Fourier-Reihenentwicklung eines Rechtecksignals

Das Butterworth-Filter [29] ist das zweite, auf die hier herangezogenen Ganganalysedaten angewandte, Glättungsverfahren. Dieses Filter wird im GaitLab-Tool ebenfalls zur Eingangssignalbearbeitung verwendet. In Matlab ist das Butterworth-Filter bereits implementiert. Zwei Parameter sind zum Konfigurieren notwendig. Der erste Parameter ist die Eckfrequenz, ab welcher der Sperrbereich des Filters beginnt. Die Eckfrequenz wird über den Parameter (W_n) angegeben, wobei $W_n = 1$ bedeutet, dass die Eckfrequenz der Nyquist-Frequenz entspricht. Der zweite Parameter gibt die Ordnung des Filters an. Je höher dieser Parameter ist, umso stärker ist die Abschwächung der Frequenzen oberhalb der Eckfrequenz (Abbildung 22). Die Abschwächung bei der Eckfrequenz beträgt $\frac{1}{\sqrt{2}} \sim 0,707$. Das entspricht 3dB. Bei höheren Frequenzen wird das Signal je nach Ordnung weiter abgeschwächt. Bei Ordnung 1 ($n = 1$) beträgt diese Abschwächung 20dB/Dekade.

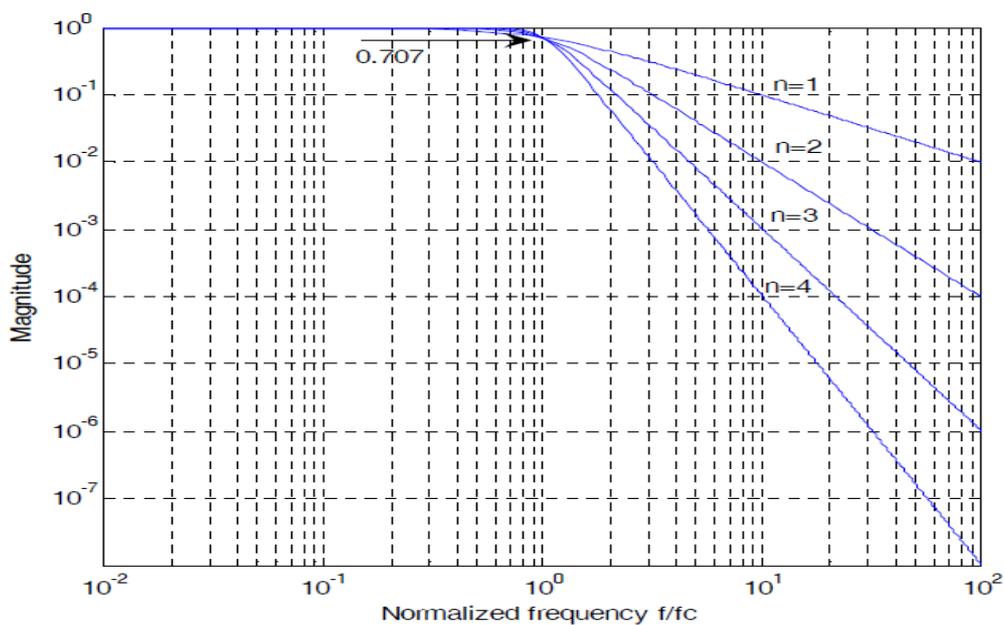


Abbildung 22: Bode-Diagramm eines Butterworth-Filters [30]

Die dritte Glättungsmöglichkeit ist jene mittels Polynomfilter. Dabei wird das so genannte Savitzky-Golay Filter [33] verwendet. Dieses Filter, basierend auf dem Least-Square Prinzip, legt durch eine frei definierbare Anzahl an Messpunkten ein Polynom vom Grade n . Wie beim Butterworth-Filter sind auch hier zwei Parameter wählbar, zum einen der Messbereich, über den das Polynom gelegt wird, zum anderen die Ordnung des Polynoms. Auch dieses Filter ist in Matlab implementiert und kann über die Funktion `sgolay(k,f)` aufgerufen werden (k ...Ordnung des Polynoms, f ...Anzahl Messpunkte). In [Abbildung 23](#) wird ein verrauschtes Sinussignal mittels Savitzky-Golay Filter geglättet und mit einem reinen Sinus verglichen. Die ersten Punkte des geglätteten Signal sind null, da das Polynom über eine gewisse Anzahl an Messpunkten gelegt wird. Die Messdaten zu Beginn können daher nicht reproduziert werden und fallen weg.

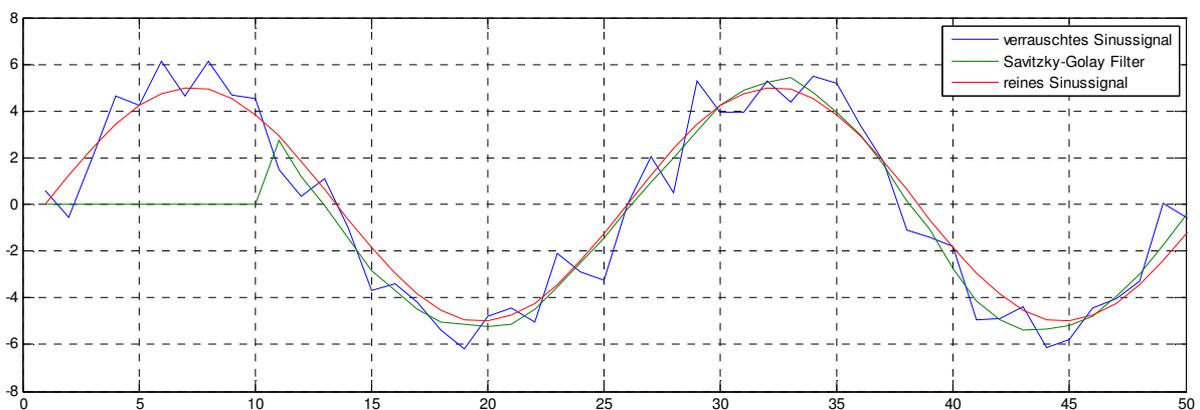


Abbildung 23: Glättung eines verrauschten Sinussignals mit dem Savitzky-Golay Filter

Ein weiteres Problem besteht darin, die kontinuierliche Fortbewegung in x - und y -Richtung herauszurechnen. Von Interesse für die Energy-Harvesting Betrachtung ist lediglich der Ausschlag der betrachteten Körperteile. Vorstellbar ist dies wie eine auf dem Laufband gehende Testperson. Diese konstante Positionsänderung, der so genannte Trend, muss also aus dem Eingangssignal eliminiert werden. In [Abbildung 24](#) wird dies grafisch dargestellt. Die Trendfunktion wird für alle Marker-Signale in x - und y -Richtung berechnet, damit nur die Schwingungen um die kontinuierliche Fortbewegung in die weiteren Berechnungen eingehen. Um Mess- und Aufzeichnungsfehler des Aufnahmesystems ausschließen zu können wird auch in z -Richtung der Trend herausgerechnet.

Im Folgenden wird anhand der Ganganalysedaten des rechten medialen Zehs (RTOE) die Anwendung der drei erwähnten Verfahren demonstriert und mithilfe einer Fehleranalyse das passende Filter ausgewählt. Vom Ergebnis des rechten medialen Zehs kann auf alle anderen Marker rückgeschlossen werden, da die Positionsänderungen dieses Markers am größten und daher die Aufzeichnungsfehler ebenfalls am gravierendsten sind.

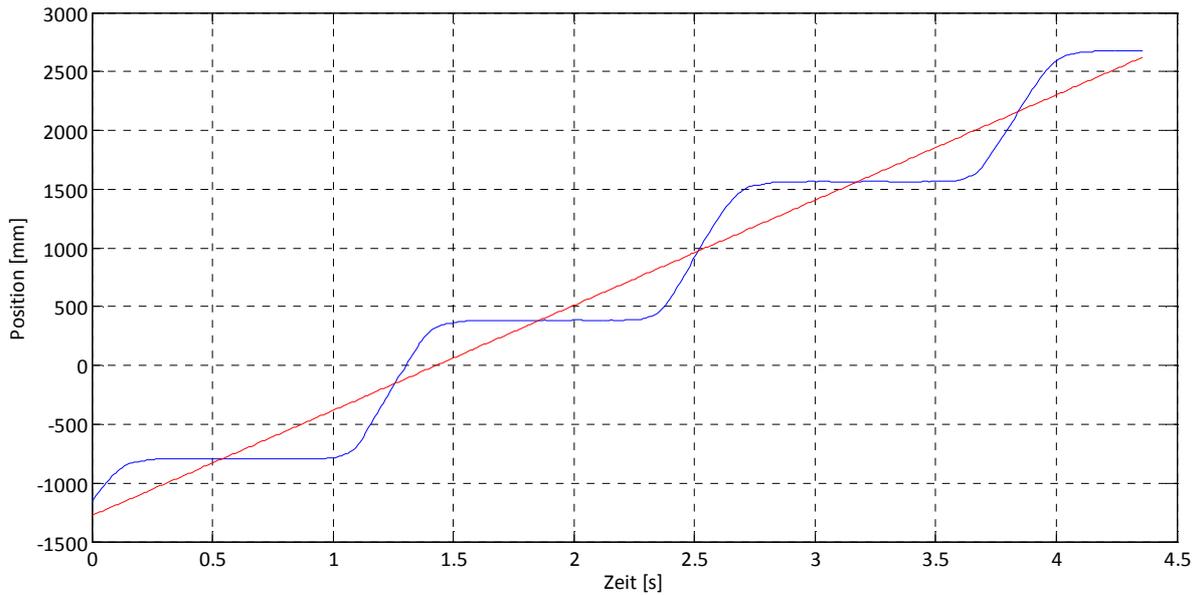


Abbildung 24: Trendfunktion beim rechten medialen Zeh in x-Richtung

Die Fourier-Reihenentwicklung basiert auf frequenzabhängigen Koeffizienten, welche aus der Fourier-Analyse erhalten werden. Der erste Koeffizient gibt die Amplitude der Grundkreisfrequenz des Signals an, der zweite die der doppelten Grundkreisfrequenz, usw.

Bei der Ganganalyse ist eine wiederkehrende Periode gleich der Dauer eines Doppelschrittes. Diese Dauer beträgt im Normalfall für das Gehen $T = 1,3\text{s}$ (siehe Abbildung 19). Die Grundfrequenz ist daher $f_0 = \frac{1}{T} = 0,77\text{Hz}$. Aus der Fourier-Analyse (Abbildung 25) geht deutlich hervor, dass vorwiegend Frequenzen unter $f = 5\text{Hz}$ vorkommen.

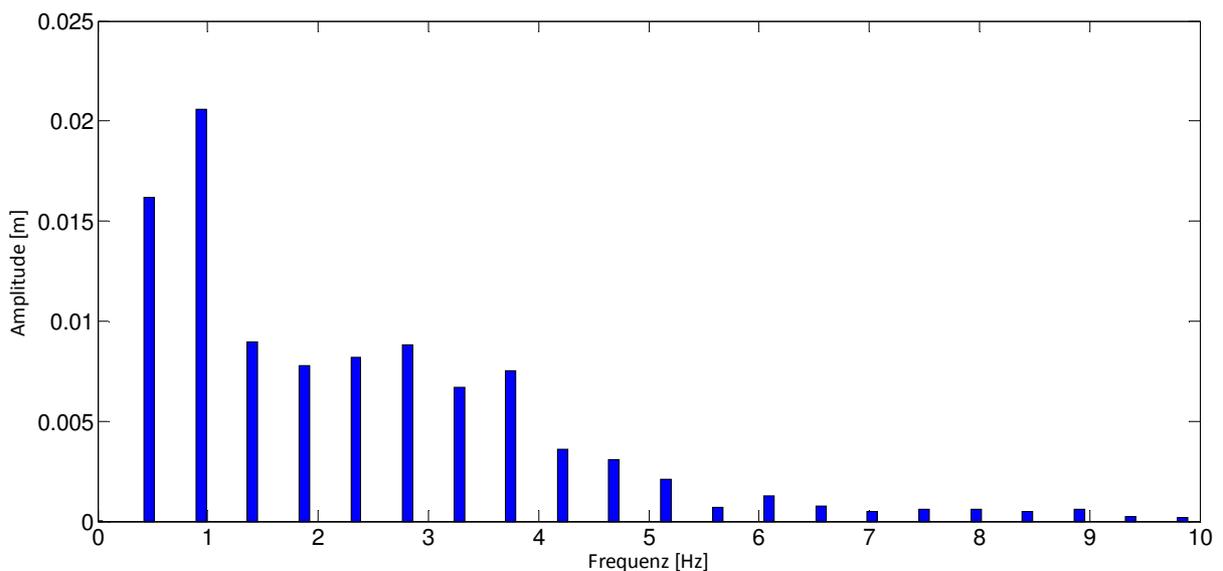


Abbildung 25: Frequenzspektrum des rechten medialen Zehs (RTOE) in z-Richtung

Als Abbruchkriterium für die Fourier-Reihe wurde das Unterschreiten des Betrages aller Koeffizienten unter 1% des ersten Terms (Grundkreisfrequenz) festgelegt. Da sich die Spektren der Eingangssignale vorwiegend in Bezug auf die Amplituden und nicht dem Frequenzbereich unterscheiden, wird die Anzahl der Terme (Ordnung der Fourier-Reihe) für alle Signale gleich sein, bis das Abbruchkriterium in Kraft tritt. Die Analyse für den Marker am rechten medialen Zeh (RTOE) weist das Abbruchkriterium nach 16 Termen (16. Ordnung) auf. Zur Überprüfung wurden alle Eingangssignale analysiert. Genau wie beim rechten medialen Zeh tritt das Abbruchkriterium spätestens nach 16 Termen auf. Daher kann die Fourier-Reihe nach dieser Anzahl an Termen abgebrochen und das Eingangssignal genau genug wiedergegeben werden.

Beim Butterworth-Filter muss zuerst eine Eckfrequenz gefunden werden, um anschließend nähere Betrachtungen ausführen zu können. Bei der Fourier-Reihenentwicklung konnte nach 16 Termen, also $f = 16f_0 = 12,32\text{Hz}$, abgebrochen werden. Die Sampling-Frequenz der Ganganalysedaten beträgt 120Hz , die Nyquist-Frequenz daher 60Hz ($W_n = 1$). Um die Eckfrequenz auf $f_{\text{Eck}} = 12\text{Hz}$ zu setzen muss $W_n = 0,2$ gewählt werden. Die optimale Ordnung des Filters wurde anhand der Abweichungen zum Originalsignal eruiert, indem die Fläche zwischen gefilterter und originaler Kurve berechnet wurde. In Abbildung 26 sind die Ergebnisse für unterschiedliche Eckfrequenzen gezeigt.

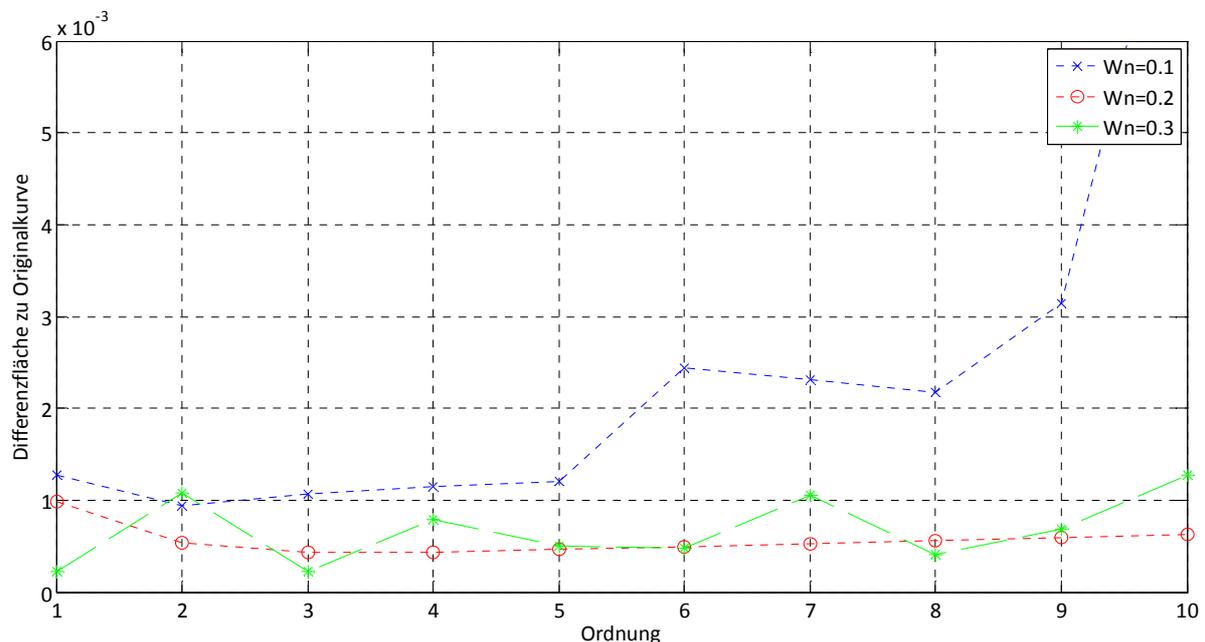


Abbildung 26: Differenzflächen zu Originalkurve bei unterschiedlichen Eckfrequenzen des Butterworth-Filters

In obiger Abbildung 26 ist sehr gut zu erkennen, dass die Eckfrequenz mit $f_{\text{Eck}} = 12\text{Hz}$ ($W_n = 0,2$) gut gewählt ist, da die Differenzfläche zur Originalkurve auch bei Erhöhung der Ordnung, im Vergleich zu den beiden Referenzkurven annähernd konstant bleibt, während bei $W_n = 0,1$ die Differenzfläche mit höheren Ordnungen stark steigt, bzw. bei $W_n = 0,3$ stark schwankt.

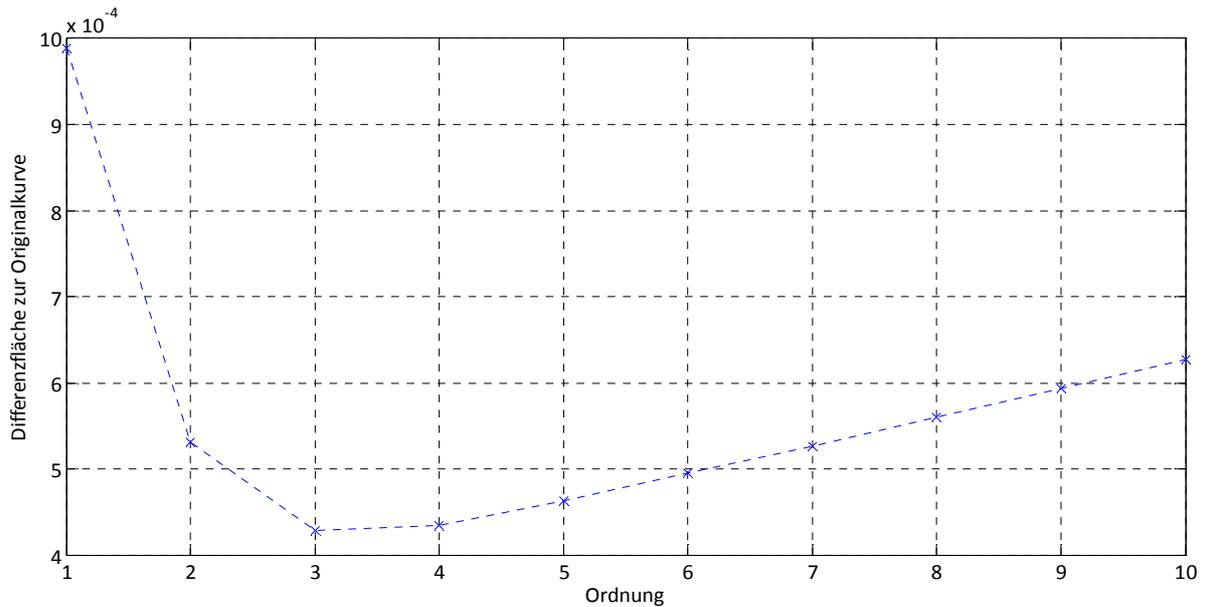


Abbildung 27: Differenzfläche zur Originalkurve für $W_n = 0,2$

Bei näherer Betrachtung der Differenzfläche für $W_n = 0,2$, stellt sich bei der 3. Ordnung des Filters (Abschwächung mit 60dB/Dekade) ein Minimum ein (Abbildung 27). Die optimalen Filterparameter lauten daher $W_n = 0,2$ für die Eckfrequenz und $n = 3$ für die 3. Ordnung.

Beim Savitzky-Golay Filter wird in einem ersten Schritt die Ordnung des Polynoms bestimmt. Dies geschieht wiederum mit der Berechnung der Differenzfläche zur Originalkurve für die Ordnungen $n = 2,4,6,8$. Da sich die Differenzflächen nur marginal unterscheiden wird auf die Tatsache zurückgegriffen, dass die Beschleunigung in der Standphase $a_{z_{eh}} = 0$ sein muss. Bei näherer Untersuchung stellt sich heraus, dass die Glättung mit einem Polynom 2. Ordnung diese Tatsache am besten wiedergibt (Abbildung 28).

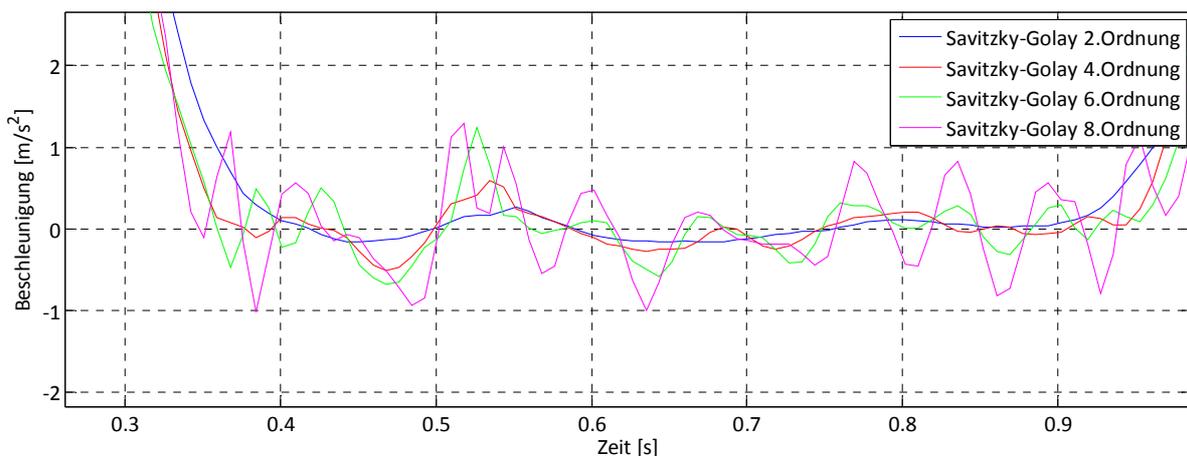


Abbildung 28: Beschleunigungen in der Standphase geglättet mit dem Savitzky-Golay Filter für den rechten medialen Zeh (RTOE) in z-Richtung

Als nächster Schritt muss der optimale Messbereich eruiert werden, durch welchen das Polynom gelegt wird. In Abbildung 29 ist deutlich ersichtlich, dass, je größer der Messbereich gewählt wird, mehr Informationen verloren gehen und die Minima und Maxima sehr verfälscht werden.

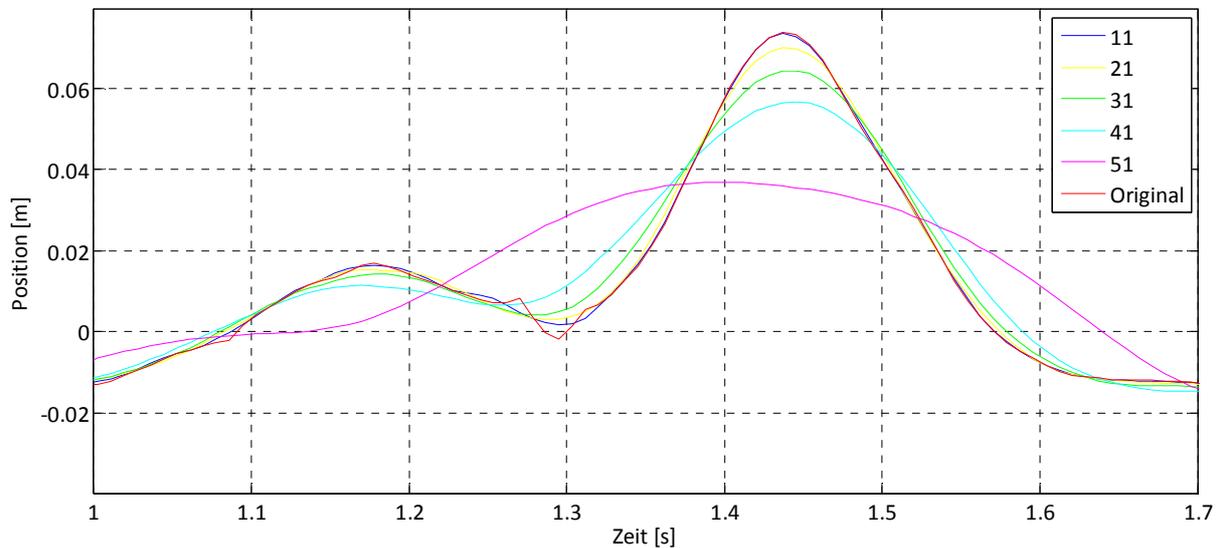


Abbildung 29: Optimaler Messbereich für Savitzky-Golay Filter

Abbildung 30 zeigt die Differenzfläche über verschiedene Messbereiche. Ist die Anzahl der Messpunkte gleich der Ordnung, so ist die geglättete Kurve ident mit der Originalkurve. Die Glättung ist umso besser, je mehr Messpunkte herangezogen werden, ohne eine zu große Abweichung von der Originalkurve zu erhalten. Ab einer Anzahl von 21 Messpunkten steigt die Kurve stark an und die Abweichungen werden zu groß, um die Eingangssignale plausibel wiedergeben zu können. Für das Savitzky-Golay Filter sind daher die optimalen Einstellungen ein Messbereich von 21 Messpunkten und ein Polynom 2. Ordnung.

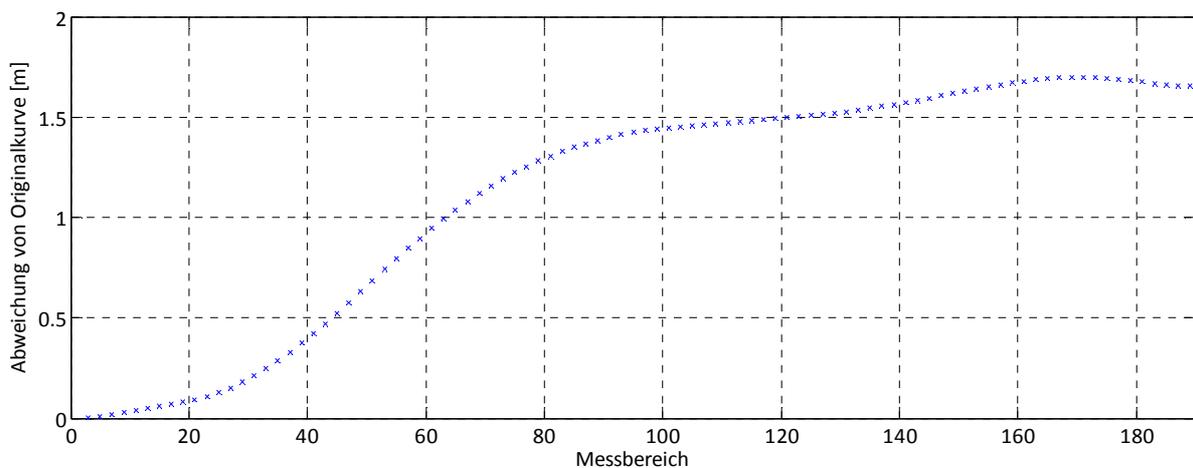


Abbildung 30: Abweichung von der Originalkurve mittels Savitzky-Golay Filter

Nach der Ermittlung der optimalen Einstellungen für jedes Glättungsverfahren werden im Folgenden die drei Glättungsverfahren verglichen, und das, für die weiteren Berechnungen, verwendete Filter ausgewählt. In der Einleitung dieses Kapitels wurde erwähnt, dass die Beschleunigung des gesamten Fußes in der Standphase $a_{Zeh} = 0 \text{ m/s}^2$ sein muss. Diese Tatsache wird als Kriterium für die Filterauswahl herangezogen.

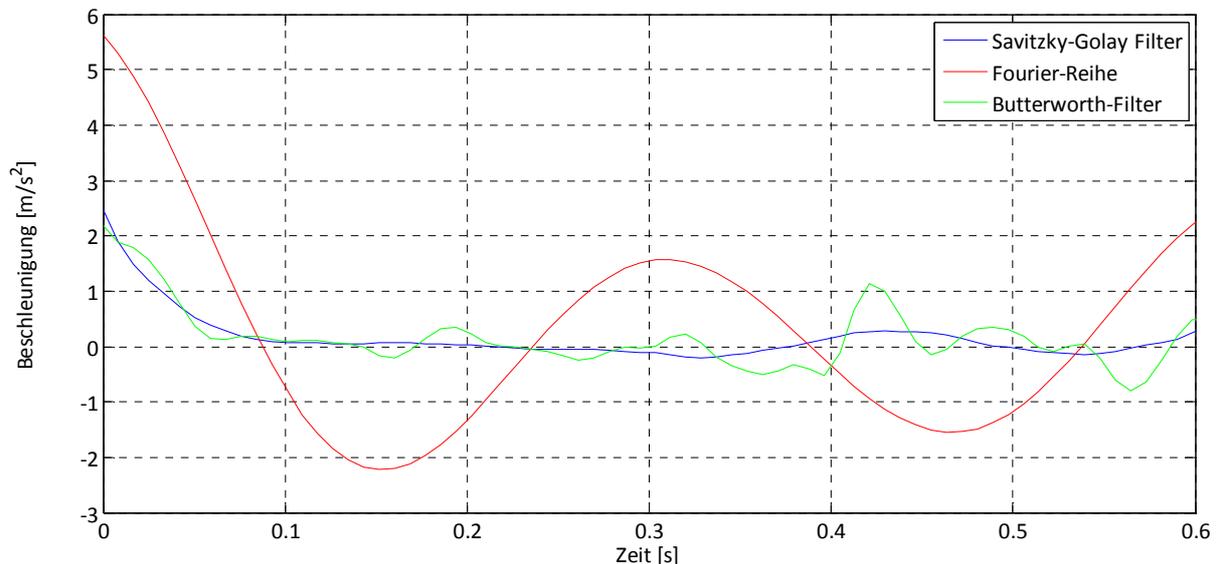


Abbildung 31: Filtervergleich in Standphase für RTOE in z-Richtung

In Abbildung 31 sind die Beschleunigungen der geglätteten Kurven der drei untersuchten Filter für den rechten Zeh (RTOE) aufgetragen. Die Standphase ist im Bereich 0,1 – 0,5s. Wie oben erwähnt sollte hier keine Beschleunigung vorhanden sein. Die Unterschiede sind sehr deutlich zu erkennen. Die Fourier-Reihe schwingt um den Nullpunkt und Beschleunigungen von $a_{Zeh} = 2 \text{ m/s}^2$ werden erreicht. Das Butterworth-Filter liegt hier deutlich besser, ändert sich jedoch sehr sprunghaft und würde das Ergebnis ebenfalls verfälschen. Die Glättung mit dem Savitzky-Golay Filter hingegen bleibt über die gesamte Dauer annähernd konstant bei $a_{Zeh} = 0 \text{ m/s}^2$.

Anhand der in diesem Kapitel durchgeführten Untersuchung stellte sich heraus, dass, für die in dieser Arbeit verwendeten Eingangsdaten, die Signalbearbeitung mit dem Savitzky-Golay Filter optimal erscheint. Die Eingangssignale werden daher mit der Ordnung 2 und einem Messbereich von 21 Messpunkten geglättet und können danach weiterverarbeitet werden.

Der im Programm „Plug-In Gait“ verwendete Woltring Filter 5. Ordnung [24] wurde im Vorfeld ebenfalls untersucht, wurde aber aufgrund qualitativer Nachteile gegenüber dem Savitzky-Golay Filter nicht ausgewählt.

2.3.3 Obere Extremitäten

Für die Berechnungen der Gelenkszentren (sowohl der oberen als auch der unteren Extremitäten) sind einige anthropometrische Daten notwendig. Um die Daten nicht für jede Testperson eingeben zu müssen, wird über einen Marker am Kopf die Körpergröße ausgelesen und auf die Perzentile der Testperson geschlossen. In Tabelle 2 sind die in weiterer Folge benötigten Daten zu den zugehörigen, ausgewählten Perzentilen aufgelistet.

Anthropometrische Daten		5% Perzentile	25% Perzentile	50% Perzentile	75% Perzentile	95% Perzentile
Körpergröße	[m]	1,65	1,71	1,75	1,79	1,85
Oberarmlänge	[mm]	323	333	343	351	366
Ellbogenumfang	[mm]	251	267	277	290	305
Beinlänge	[mm]	828	889	917	947	991
Knieumfang	[mm]	335	351	363	378	396
Knöchelumfang	[mm]	206	218	226	236	249
Knöchelhöhe	[mm]	69	71	74	79	81
Fußlänge	[mm]	249	259	267	274	287

Tabelle 2: Anthropometrische Daten zu den zugehörigen Perzentilen

Kopf

Der erste, markante Körperpunkt wird frontal am Kopf definiert (Abbildung 32). Der Ursprung des lokalen Koordinatensystems befindet sich in der Mitte der beiden Marker an der Stirn (RFHD und LFHD). Der Vektor von RFHD zu LFHD stellt zugleich die Richtung der z-Achse des lokalen Koordinatensystems dar. Die y-Achse zeigt in Gehrichtung vom Mittelpunkt der beiden Marker am Hinterkopf zum Mittelpunkt der beiden Marker an der Stirn. Die x-Achse ergibt sich über die Rechte-Hand-Regel und zeigt, wie in Abbildung 18 definiert, nach oben.

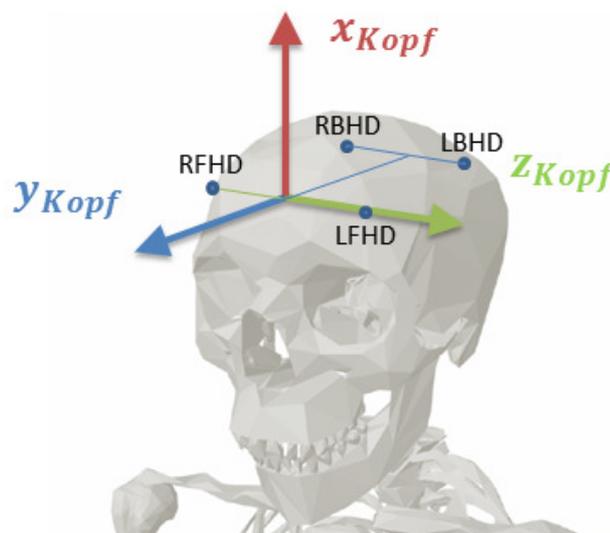


Abbildung 32: Lokales Koordinatensystem am Kopf

Thorax

Der Zentrumschwerpunkt des Thorax liegt exakt am Ort des Schlüsselbeins (CLAV). Die x -Achse des lokalen Koordinatensystems zeigt vom Mittelpunkt des Vektors $\overline{T10 - STRN}$ zum Mittelpunkt des Vektors $\overline{C7 - CLAV}$. Die lokale y -Achse vom Mittelpunkt der Vektors $\overline{T10 - C7}$ zum Mittelpunkt des Vektors $\overline{STRN - CLAV}$. Die Richtung der z -Achse bestimmt sich wiederum durch das Kreuzprodukt der beiden schon bekannten Achsen zu $\vec{z}_{Thorax} = \vec{x}_{Thorax} \times \vec{y}_{Thorax}$. Dargestellt ist das lokale Koordinatensystem für den Thorax in Abbildung 33.

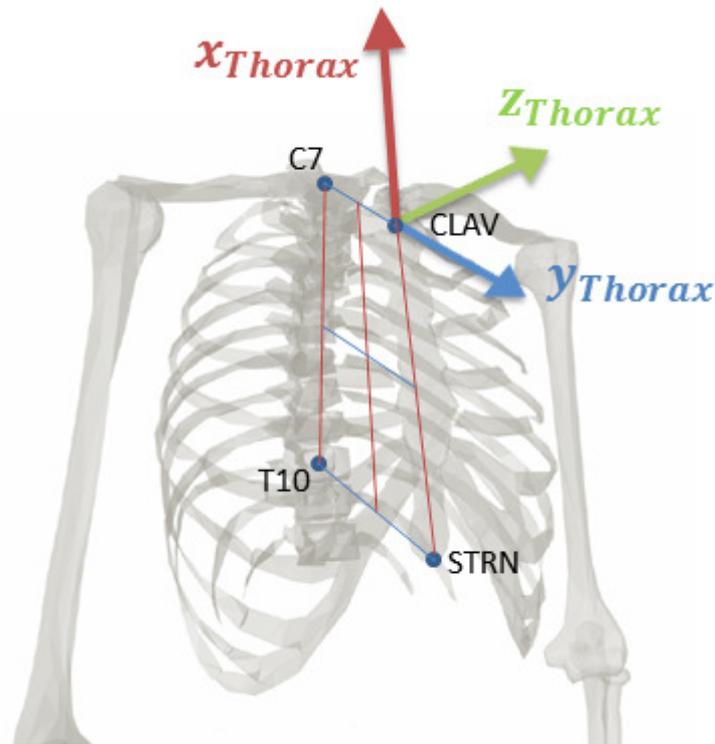


Abbildung 33: Lokales Koordinatensystem des Thorax

Schulter

Das Schultergelenk wird nach folgender, empirisch ermittelter Formel aus [31] berechnet.

$$\text{Schultergelenk} = (RSHO - 0,0125 \times u) - (0,104 - \text{Oberarmlänge} \times u) \quad (10)$$

mit

$$u = \overline{RSHO - C7} \times \overline{LSHO - C7} \quad (11)$$

Die ebenfalls benötigte Oberarmlänge (Tabelle 2) ist die Distanz von Schulterblatt zu Ellbogen.

Die Schulter ist für sich alleine kein eigenes Körpersegment und hat daher auch kein lokales Koordinatensystem. Die Berechnung des Schultergelenks ist allerdings zwingend notwendig, da über diesen Punkt das Ellbogenzentrum einfacher berechnet werden kann.

Ellbogen

Zur Berechnung des Ellbogengelenks muss zu Beginn ein Hilfsvektor HV definiert werden. Der Hilfsvektor steht normal auf die beiden Vektoren $\overrightarrow{\text{Schultergelenk} - RELB}$ und $\overrightarrow{RWR - RELB}$, wobei $RWR = \frac{RWRA - RWRB}{2}$ der Mittelpunkt der beiden Marker am Handgelenk darstellt.

$$HV = (\text{Schultergelenk} - RELB) \times ((RWRA - RWRB)/2 - RELB) \quad (12)$$

Mithilfe dieses Vektors kann eine Ebene gebildet werden, auf welcher sich das Ellbogengelenk befindet (Abbildung 34). Das Ellbogengelenk kann mit der so genannten Chord-Funktion berechnet werden [24]. Als Annahme gilt hierbei, dass das Zentrum des Ellbogengelenks auf einem Kreis vom Durchmesser $|\overrightarrow{\text{Schultergelenk} - RELB}|$ liegen muss. Mithilfe der anthropometrischen Messung des Ellbogenumfangs (Tabelle 2) kann der Abstand vom Marker am Ellbogen (RELB) zum Gelenkszentrum berechnet werden. Wird dieser Abstand in der zuvor definierten Ebene aufgetragen, so ergibt sich mit dem Schnittpunkt des Kreises der gesuchte Punkt. Das Ellbogenzentrum kann nun wie folgt berechnet werden:

$$\text{Ellbogenzentrum} = \overrightarrow{RELB} + EO \cdot \cos(\alpha) \cdot \vec{e}_x + EO \cdot \sin(\alpha) \cdot \vec{e}_y \quad (13)$$

mit

$$\vec{e}_x = \frac{\text{Schulterzentrum} - RELB}{|\text{Schulterzentrum} - RELB|} \quad (14)$$

und

$$\vec{e}_y = |HV| \quad (15)$$

sowie

$$EO = \frac{\text{Ellbogenumfang}}{2\pi} \quad (16)$$

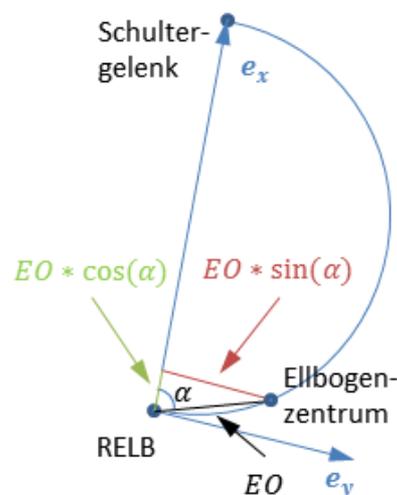


Abbildung 34: Berechnung des Ellbogenzentrums

Die x -Achse des lokalen Koordinatensystems verläuft vom Ellbogenzentrum zum Schultergelenk (Abbildung 35), die z -Achse vom Marker RELB zum Ellbogenzentrum. Die y -Achse kann wiederum durch die Rechte-Hand-Regel ermittelt werden.

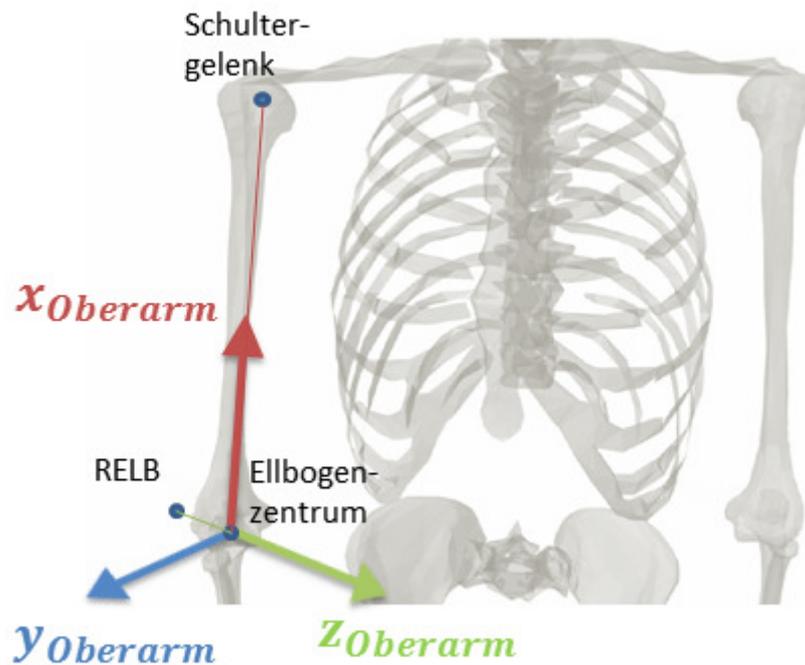


Abbildung 35: Lokales Koordinatensystem des Oberarms

Handgelenk

Die Berechnung des Handgelenkszentrums, sowie des zugehörigen Koordinatensystems, sind mit den Kenntnissen vorangegangener Berechnungen einfach. Das Handgelenkszentrum selbst befindet sich exakt in der Mitte der beiden Handgelenksmarker RWRB und RWRA. Die z-Achse deckt sich mit der des Oberarms. Die x-Achse verläuft entlang des Unterarmknochens, vom Handgelenks- zum Ellbogenzentrum. Die y-Achse ergibt sich wiederum mithilfe der Rechten-Hand-Regel (Abbildung 36).

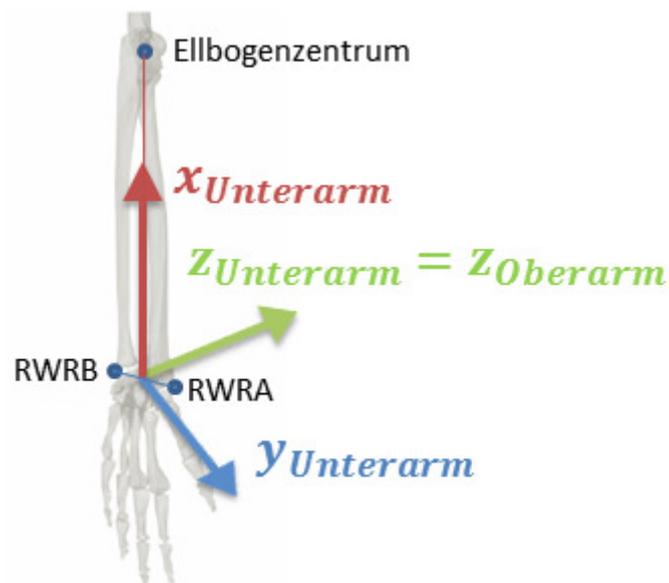


Abbildung 36: Lokales Koordinatensystem des Unterarms

2.3.4 Untere Extremitäten

Hüftgelenk

Der Berechnung des Hüftgelenks liegt, ähnlich dem Schultergelenk, eine empirisch ermittelte Formel zugrunde [25]. Dazu notwendige Hilfsgrößen sind der Abstand ASIS* zu Oberschenkelhalskopf x_{dis} , sowie der Parameter C . In beide geht die Beinlänge (Tabelle 2) ein. Eine weitere, aus den Markern bekannte Größe, ist die Hüftbreite d_{ASIS} (Distanz ASIS links zu ASIS rechts). Diese fließt ebenfalls in die Berechnung der Hüftgelenke ein. Die in Abbildung 37 eingezeichneten Winkel $\beta = 18^\circ$ und $\theta = 28,4^\circ$ wurden aus Analysen (25 Testpersonen) ermittelt [25].

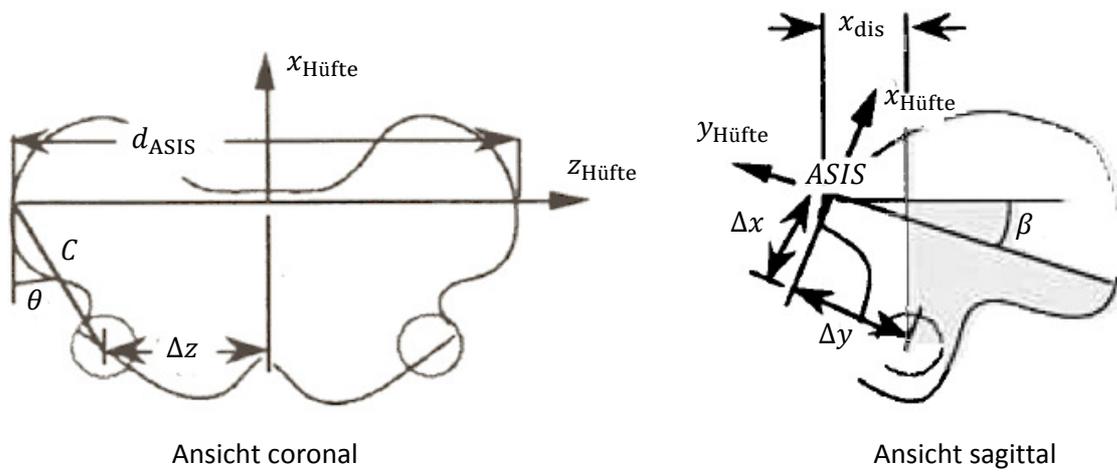


Abbildung 37: Geometrische Beziehungen zur Hüftgelenksberechnung [32]

$$x_{\text{dis}} = 0,1288 \cdot \text{Beinlänge} - 0,04856 \quad (17)$$

$$C = 0,115 \cdot \text{Beinlänge} - 0,0153 \quad (18)$$

$$d_{\text{ASIS}} = \overline{\text{LFWT} - \text{RFWT}} \quad (19)$$

Die beiden Hüftzentren links und rechts werden vom Ursprung des lokalen Koordinatensystems des Beckens berechnet. Dieser Ursprung befindet sich in der Mitte der beiden Marker LFWT und RFWT. Die z-Achse befindet sich in Richtung dieser beiden Marker (Abbildung 38). Die x-Achse zeigt nach oben und steht normal auf die beiden Geraden $\overline{\text{LFWT} - \text{RFWT}}$ und $\overline{\text{LBWT} - \text{RBWT}}$. Die lokale y-Achse ergibt sich zu

$$\vec{y}_{\text{Becken}} = \vec{z}_{\text{Becken}} \times \vec{x}_{\text{Becken}} \quad (20)$$

*ASIS... iliac spina superior anterior (vordere, obere Ecke des seitlichen Beckenknochens)

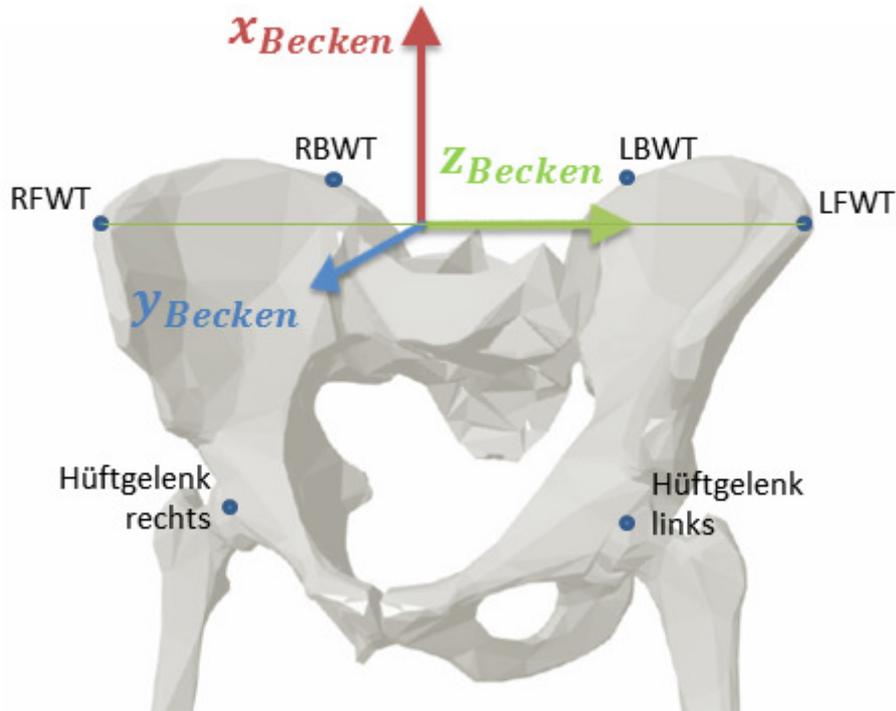


Abbildung 38: Lokales Koordinatensystem des Beckens

Die Offsets zu den Hüftzentren in x , y , und z (Abbildung 37) werden mit den definierten Hilfsgrößen berechnet und lauten:

$$\Delta x = -C \cdot \cos(\theta) \cdot \cos(\beta) - x_{\text{dis}} \cdot \sin(\beta) \quad (21)$$

$$\Delta y = C \cdot \cos(\theta) \cdot \sin(\beta) - x_{\text{dis}} \cdot \cos(\beta) \quad (22)$$

$$\Delta z = \mp C \cdot \sin(\theta) + \frac{d_{\text{ASIS}}}{2}, \quad (23)$$

wobei das negative Vorzeichen bei Δz für das rechte, und das positive Vorzeichen für das linke Hüftgelenk gilt.

Knie

Bei der Berechnung des Kniegelenks wird die Ebene, gebildet durch den Marker am Oberschenkel (RTHI), den Marker am Knie (RKNE) und dem Zentrum des Hüftgelenks, verwendet. Das Zentrum des Kniegelenks wird ebenfalls in dieser Ebene angenommen. Die lokale y -Achse steht normal auf diese und zeigt in Gehrichtung,

$$\vec{y}_{\text{Oberschenkel}} = \overline{\text{Hüftgelenk} - \text{RKNE}} \times \overline{\text{RTHI} - \text{RKNE}}. \quad (24)$$

Für die Bestimmung der lokalen x -Achse muss ein Gleichungssystem gelöst werden. Dieses Gleichungssystem wird durch folgende drei Bedingungen bestimmt:

1. Die x -Achse steht normal auf die y -Achse
2. Das Skalarprodukt aus x -Achse und $\overline{Hüftgelenk - RKNE}$ muss $|\overline{Hüftgelenk - RKNE}| \cdot \cos(\frac{\pi}{2} - \alpha)$ ergeben
3. Das Skalarprodukt aus x -Achse und $\overline{RTHI - RKNE}$ muss $|\overline{RTHI - RKNE}| \cdot \cos(\alpha + \beta - \frac{\pi}{2})$ ergeben

Die Winkel α und β berechnen sich zu

$$\alpha = \arccos\left(\frac{Knieumfang/2\pi}{|\overline{Hüftgelenk - RKNE}|}\right) \quad (25)$$

$$\beta = \arccos\left(\frac{|\overline{RTHI - RKNE} \cdot \overline{Hüftgelenk - RKNE}|}{|\overline{RTHI - RKNE}| \cdot |\overline{Hüftgelenk - RKNE}|}\right) \quad (26)$$

mit dem Knieumfang aus Tabelle 2. In Abbildung 39 sind die geometrischen Beziehungen (links), sowie die Richtungen der lokalen Achsen (rechts) dargestellt. Die z -Achse ergibt sich mit Hilfe der Rechten-Hand-Regel. Das Zentrum des Kniegelenks berechnet sich zu

$$\vec{Kniegelenk} = \overline{RKNE} + \frac{Knieumfang}{2\pi} \cdot \vec{z}_{Oberschenkel} \quad (27)$$

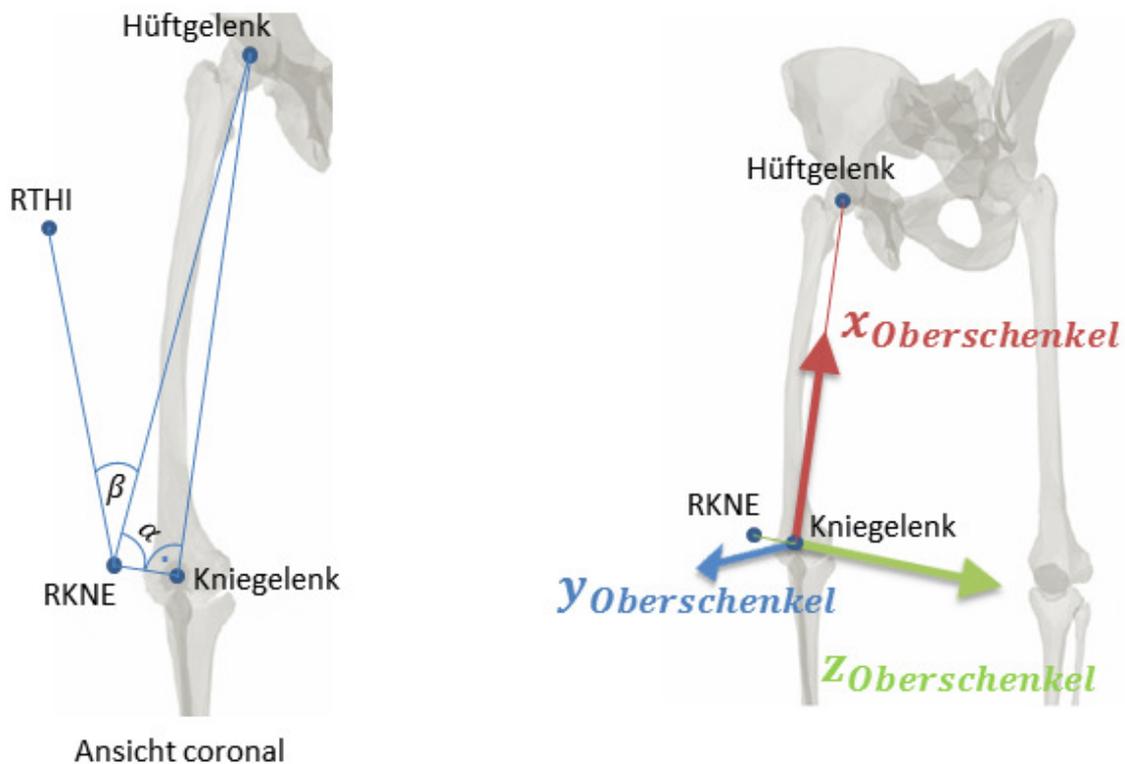


Abbildung 39: Geometrische Beziehungen (rechts) und lokales Koordinatensystem (links) am Oberschenkel

Knöchel

Die Berechnung des Knöchelzentrums findet in gleicher Art und Weise, wie die des Kniegelenks, statt. Die benötigte Ebene wird hier durch das zuvor berechnete Kniezentrum und den beiden Markern an Unterschenkel (RTIB) und Knöchel (RANK) definiert. Die y -Achse steht wiederum normal auf diese Ebene

$$\vec{y}_{\text{Unterschenkel}} = \overline{\text{Kniegelenk} - \text{RANK}} \times \overline{\text{RTIB} - \text{RANK}} \quad (28)$$

Die drei Bedingungen für die lokale x -Achse lauten:

1. Die x -Achse steht normal auf die y -Achse
2. Das Skalarprodukt aus x -Achse und $\overline{\text{Kniegelenk} - \text{RANK}}$ muss $|\text{Kniegelenk} - \text{RANK}| \cdot \cos(\frac{\pi}{2} - \alpha)$ ergeben
3. Das Skalarprodukt aus x -Achse und $\overline{\text{RTIB} - \text{RANK}}$ muss $|\text{RTIB} - \text{RANK}| \cdot \cos(\alpha + \beta - \frac{\pi}{2})$ ergeben

Die Winkel α und β berechnen sich zu

$$\alpha = \arccos\left(\frac{\text{Knöchelumfang}/2\pi}{\overline{\text{Kniegelenk} - \text{RANK}}}\right) \quad (29)$$

$$\beta = \arccos\left(\frac{\overline{\text{RTIB} - \text{RANK}} \cdot \overline{\text{Kniegelenk} - \text{RANK}}}{|\text{RTIB} - \text{RANK}| \cdot |\overline{\text{Kniegelenk} - \text{RANK}}|}\right) \quad (30)$$

mit dem Knöchelumfang aus Tabelle 2. In [Abbildung 40](#) sind die geometrischen Beziehungen (links), sowie die Richtungen der lokalen Achsen (rechts) dargestellt. Die z -Achse ergibt sich mit Hilfe der Rechten-Hand-Regel. Das Zentrum des Knöchels berechnet sich zu

$$\text{Knöchelzentrum} = \overline{\text{RANK}} + \frac{\text{Knöchelumfang}}{2\pi} \cdot \vec{z}_{\text{Unterschenkel}} \quad (31)$$

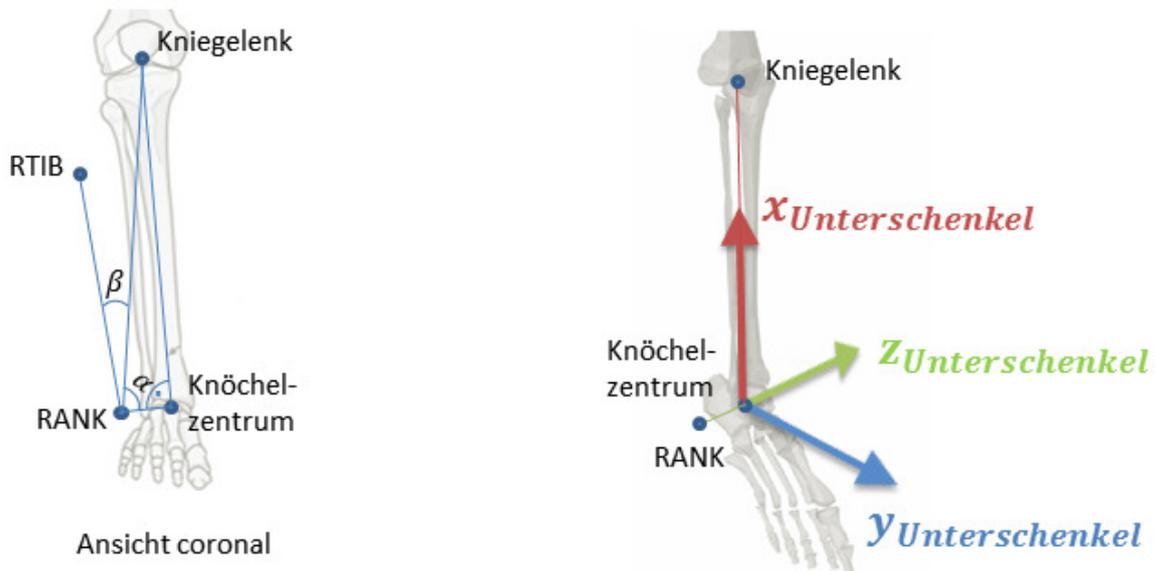


Abbildung 40: Geometrische Beziehungen (rechts) und lokales Koordinatensystem (links) am Unterschenkel

Fuß

Zur Bestimmung des lokalen Koordinatensystems des Fußes müssen mehr Marker, als bei den vorangegangenen Berechnungen, zu Hilfe gezogen werden (RANK, RHEE, RTOE, RMT5). Das Prinzip ist jedoch wieder ähnlich. Die y -Achse wird nach oben zeigend, normal zur Ebene aus dem Knöchelzentrum und den Markern RTOE und RMT5, definiert (Abbildung 41). Zur Berechnung der x -Achse wird wiederum ein Gleichungssystem aufgestellt. Allerdings kann hier nicht die gleiche Ebene, wie zur Definition der y -Achse verwendet werden. Die Bedingungen müssen über zwei zusätzliche Ebenen gefunden werden, was die Notwendigkeit von vier Markern erklärt.

Die Bedingungen im Detail lauten wie folgt:

1. Die x -Achse steht normal auf die y -Achse
2. Das Skalarprodukt aus x -Achse und $\overline{Knöchelzentrum - RHEE}$ muss $|\overline{Knöchelzentrum - RHEE}| \cdot \cos(\alpha)$ ergeben
3. Die x -Achse muss auf den Vektor $\overline{RANK - Knöchelzentrum}$ normal stehen

Mit diesen drei Bedingungen kann die x -Achse vollständig bestimmt werden. Der Winkel α kann durch Umformen des Skalarprodukts aus $\overline{RHEE - Knöchelzentrum}$ und der y -Achse berechnet werden zu

$$\alpha = \arccos\left(\frac{\overline{RHEE - Knöchelzentrum} \cdot y\text{-Achse}}{|\overline{RHEE - Knöchelzentrum}|}\right) - \frac{\pi}{2} \quad (32)$$

Die z -Achse wird über das Kreuzprodukt berechnet.

Der in weiterer Folge zu analysierende Punkt am Fuß wird nach dem Hanavan-Modell [11] zwischen dem großen und dem nebenstehenden Zeh definiert und über folgende empirische Formel berechnet:

$$Fusspunkt = \overline{RANK} - 0,742 \cdot FL \cdot \vec{x}_{Fuss} - 1,074 \cdot KH \cdot \vec{y}_{Fuss} - 0,187 \cdot FB \cdot \vec{z}_{Fuss} \quad (33)$$

In obiger Gleichung bedeutet FL die Fußlänge und KH die Knöchelhöhe. Diese zwei anthropometrischen Daten können wiederum aus Tabelle 2 entnommen werden. FB ist die Fußbreite und wird näherungsweise als Distanz zwischen RTOE und RMT5 angenommen.

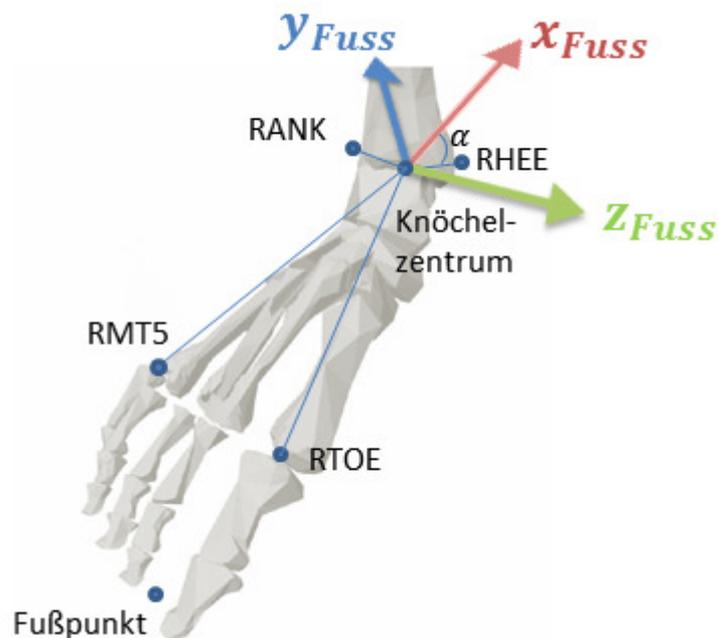


Abbildung 41: Lokales Koordinatensystem des Fußes

Mit der Berechnung der markanten Punkte am Oberkörper (Kopf, Thorax, Schulter, Ellbogen und Handgelenk) bzw. am Unterkörper (Hüfte, Knie, Knöchel, Fuß), sowie die zugehörigen lokalen Koordinatensysteme, sind die aus der Ganganalyse erhaltenen Positionsdaten vollständig auf die zu untersuchenden, relevanten Gelenkspunkte umgerechnet. Die Untersuchung hinsichtlich Energy-Harvesting beschränkt sich im Weiteren auf diese Gelenkspunkte.

2.4 Aufbereitung der Ganganalysedaten

2.4.1 Segmentkoordinatensysteme

Im vorangegangenen Kapitel wurden die zur Energy-Harvesting Untersuchung definierten Punkte berechnet. Zur weiteren Berechnung sind, je nach Typ des Systems, unterschiedliche Eingangsparameter ausschlaggebend. Für jene, welche auf dem elektrostatischen oder dem piezoelektrischen Prinzip beruhen, ist der relevante Parameter die Beschleunigung, für jene, welche auf dem elektromagnetischen Prinzip aufgebaut sind die Geschwindigkeit.

Da jedes System, platziert auf einem beliebigen Körpersegment, dessen Bewegung mitmacht, können die aus der Ganganalyse erhaltenen Daten nicht direkt zur Energy-Harvesting Untersuchung herangezogen werden, da die Daten im globalen Koordinatensystem aufgezeichnet wurden. Daher müssen Positionen, Geschwindigkeiten und Beschleunigungen zu jedem Zeitpunkt in den lokalen Achsrichtungen bekannt sein. Aus diesem Grund wurde neben der Berechnung der Gelenkszentren auch die Berechnung eines sich mitbewegenden, lokalen Koordinatensystems durchgeführt. In [Abbildung 42](#) sind alle lokalen Koordinatensysteme nochmals dargestellt. Die Positionsdaten können nun auch in die lokalen Koordinatensysteme transferiert werden.



Abbildung 42: Übersicht der lokalen Koordinatensysteme

Die Umrechnung wird über eine Koordinatentransformation durchgeführt. Diese Transformation wird durch eine Rotation um die so genannten Eulerwinkel (Abbildung 43) realisiert.

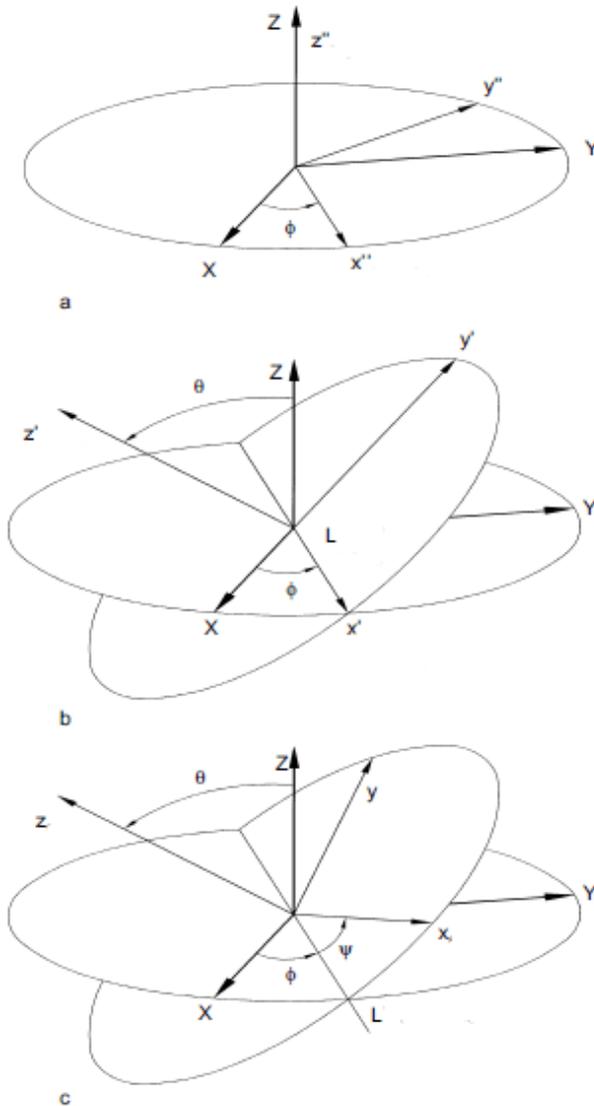


Abbildung 43: Eulerwinkel, „x-Konvention“ [11]

Vom ursprünglichen, globalen Koordinatensystem wird zuerst um die Achse \vec{z}'' (entspricht der z-Achse des globalen Koordinatensystems) um den Winkel Φ gedreht (Abbildung 43, a). Die zweite Drehung erfolgt um die, durch die erste Drehung erzeugte, neue Achse \vec{x}' um den Winkel Θ (Abbildung 43, b). Die letzte, dritte Drehung erfolgt um die nun neu berechnete Achse z um den Winkel ψ (Abbildung 43, c). Die hier beschriebene Vorgehensweise wird *x-Konvention* genannt.

Das Problem besteht darin, dass hier die Koordinatensysteme zu Beginn (globales Koordinatensystem) und zum Ende der Koordinatentransformation (lokales Koordinatensystem) bekannt sind. Die Achse für die zweite Drehung ist somit vorerst nicht bekannt. Abhilfe schafft ein Hilfsvektor L , welcher diese Achse beschreibt. Aus Abbildung 43, b ist ersichtlich, dass dieser Vektor normal auf die globale z-Achse, und die nach der zweiten Drehung erzeugten Achse \vec{z}' steht. Da

die letzte Drehung um die Achse erfolgt, kann der Hilfsvektor \vec{L} wie folgt definiert werden.

$$\vec{L} = \frac{\vec{z} \times \vec{z}'}{|\vec{z} \times \vec{z}'|} \quad (34)$$

wobei \vec{Z} die globale und \vec{z} die lokale z-Achse beschreibt.

Die zugehörigen Winkel ϕ , θ und ψ werden dem Vaughan-Modell [11] entnommen und lauten

$$\phi = \sin^{-1}[(\vec{X} \times \vec{L}) \cdot \vec{Z}] \quad (35)$$

$$\theta = \sin^{-1}[(\vec{Z} \times \vec{z}) \cdot \vec{L}] \quad (36)$$

$$\psi = \sin^{-1}[(\vec{L} \times \vec{x}) \cdot \vec{z}] \quad (37)$$

wobei \vec{L} der zuvor definierte Hilfsvektor, Großbuchstaben das globale und Kleinbuchstaben das lokale Koordinatensystem bedeuten. Auch hier ist die *x-Konvention* mit Drehreihenfolge $\vec{Z} - \vec{L} - \vec{z}$ zu erkennen. Nach dieser Koordinatentransformation sind die Positionsdaten der Ganganalyse vollständig in die lokalen Koordinatensysteme der Körpersegmente umgerechnet. Abbildung 44 zeigt die Winkeländerung der drei Eulerwinkel beispielhaft für das Fußsegment.

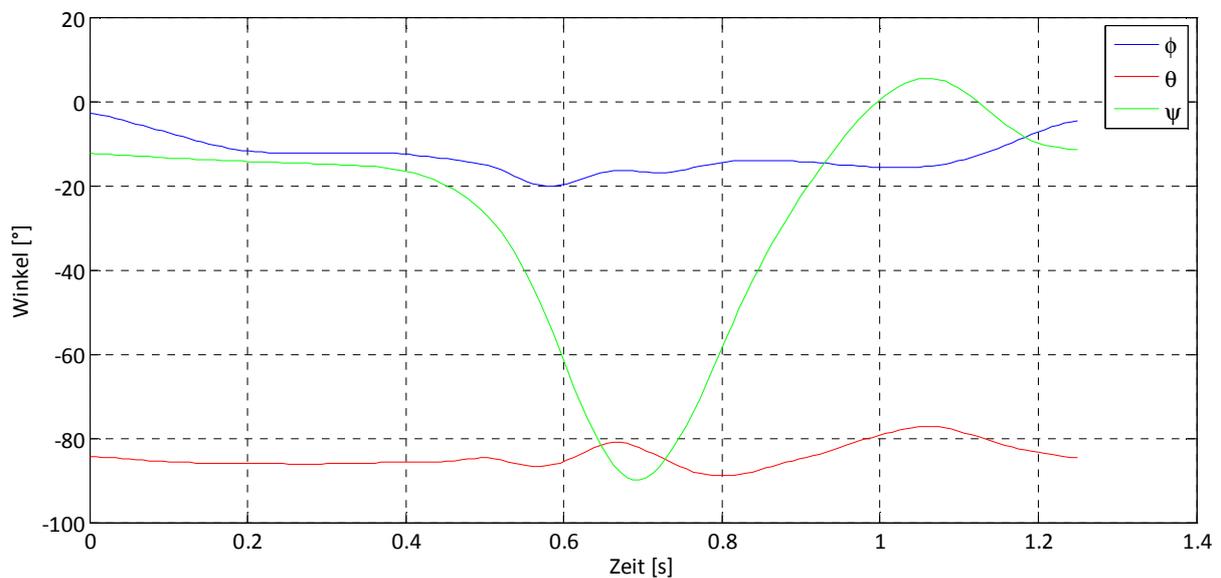


Abbildung 44: Eulerwinkel des Fußsegmentes

Hierbei ist zu erkennen, dass sich die Winkel ϕ und θ nur geringfügig über die gesamte Periode eines Doppelschrittes ändert. Der Winkel ψ hingegen, die Drehung um die lokale z-Achse, beschreibt die primäre Fußbewegung. Zu Beginn befindet sich der rechte Fuß in der Standphase. Ab 0,4s rollt der Fuß über die Fußballen nach vorne ab, der Winkel ψ sinkt. Beim Vorwärtsbewegen des Fußes während der Schwungphase (0,6 – 1s) wird der Fuß aufgestellt, was wiederum eine starke Änderung des Winkels ψ mit sich zieht.

Nach der Umrechnung der Positionsdaten der definierten, markanten Körperpunkte in die jeweiligen lokalen Koordinatensysteme, müssen im nächsten Schritt deren Geschwindigkeiten und Beschleunigungen eruiert werden.

2.4.2 Lokale Geschwindigkeiten

Wird ein einzelnes Körpersegment mit zugehörigem lokalem Koordinatensystem betrachtet, so bewegt sich der Gelenkspunkt entlang der zuvor beschriebenen Positionsdaten. Die zugehörige Geschwindigkeit ist einfach die Änderung der Position mit der Zeit,

$$\vec{v}_{\text{Gelenk}} = \frac{d\vec{p}_{\text{Gelenk}}}{dt}. \quad (38)$$

Die Punkte außerhalb des Gelenkszentrums bewegen sich ebenfalls mit dieser Geschwindigkeit, allerdings führen diese Punkte noch eine Rotationsbewegung mit ω um den Gelenkspunkt aus (Abbildung 45). Diese Rotation kann für jede lokale Achse berechnet werden zu [11]

$$\vec{\omega}_{\text{Segment}} = \begin{bmatrix} \omega_x \\ \omega_y \\ \omega_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{\phi} \sin \theta \sin \psi + \dot{\theta} \cos \psi \\ \dot{\phi} \sin \theta \cos \psi - \dot{\theta} \sin \psi \\ \dot{\phi} \cos \theta + \dot{\psi} \end{bmatrix}. \quad (39)$$

Jedes Körpersegment wird, ausgehend vom jeweiligen Gelenkszentrum, in 10 Teile unterteilt, wobei der Endpunkt mit dem nächsten Gelenkszentrum zusammenfällt. Für den Unterschenkel zum Beispiel (Abbildung 45) findet die Teilung zwischen Kniegelenk und Knöchelzentrum statt. Die Geschwindigkeit \vec{v}_i der Zwischenpunkte i berechnet sich zu

$$\vec{v}_i = \vec{v}_{\text{Gelenk}} + \vec{\omega}_{\text{Segment}} \times \vec{r}_i, \quad (40)$$

wobei \vec{r}_i den Vektor zwischen Ausgangsgelenk und zu betrachtendem Punkt i im lokalen Koordinatensystem darstellt.

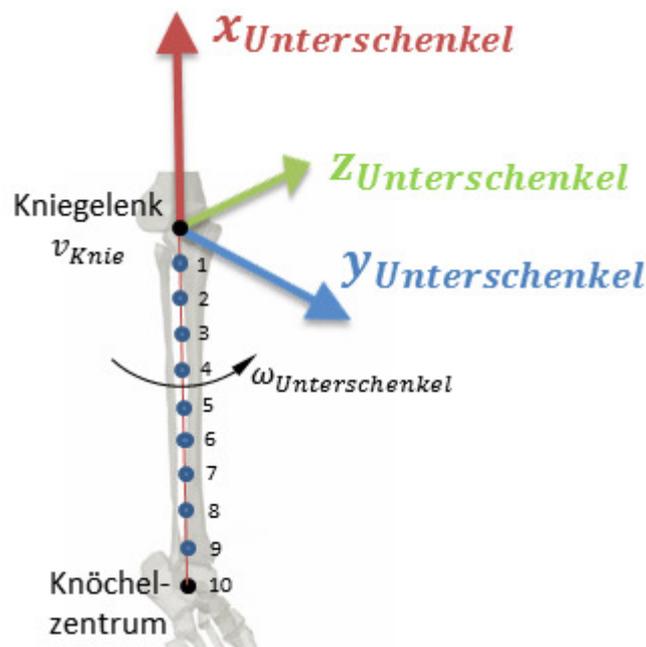


Abbildung 45: Geschwindigkeiten des Unterschenkelsegments

Für das Gelenkszentrum, welches den Endpunkt der Teilung darstellt, führt die Geschwindigkeitsberechnung über das Ausgangsgelenk mittels Rotationsbewegung auf das gleiche Ergebnis, wie die direkte Ableitung des Gelenkspunktes selbst. Voraussetzung ist die Betrachtung im selben Koordinatensystem. In Abbildung 46 sind die Geschwindigkeiten in lokale x-Richtung des Kniegelenks, dem Punkt 5, sowie dem Punkt 10 (aus Abbildung 45) aufgetragen, um den Einfluss der Rotationsbewegung aufzeigen zu können.

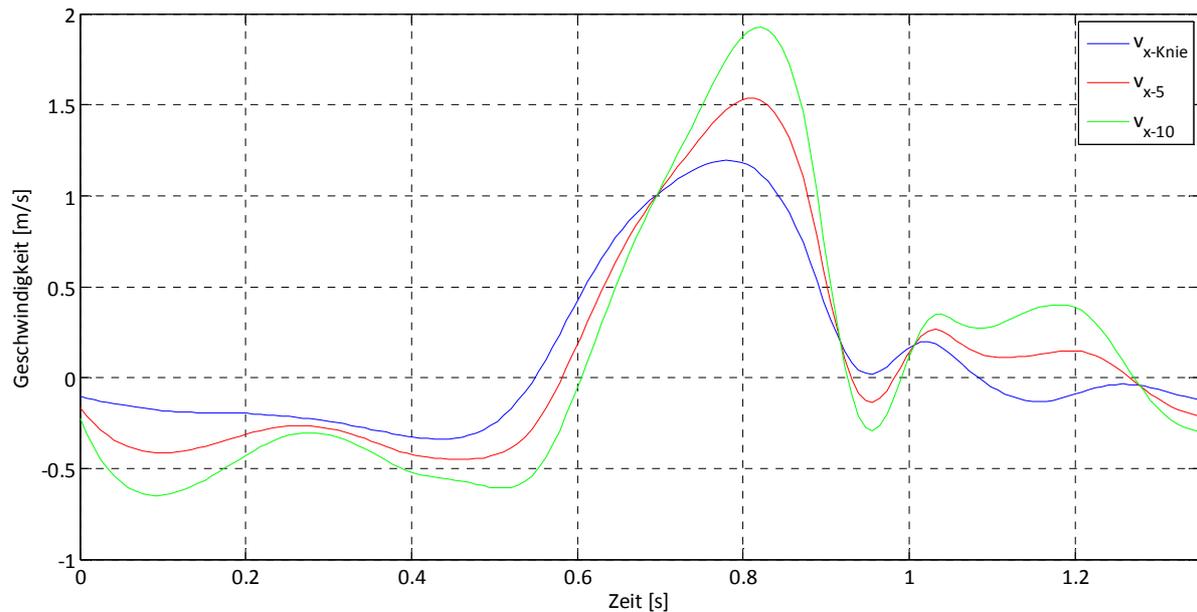


Abbildung 46: Geschwindigkeiten am Unterschenkel

Hierin ist deutlich zu erkennen, dass die Geschwindigkeiten umso größer sind, je weiter der betrachtete Punkt vom Kniegelenk entfernt ist. Die negative Geschwindigkeit zu Beginn des Doppelschrittes kommt daher, dass die Positionsdaten zuvor trendfrei gemacht wurden. Auch die Verschiebung des Maximums hin zu späteren Zeitpunkten bei weiter entfernten Punkten ist plausibel, da der Punkt 5 zum Beispiel beim Vorwärtsschwingen, relativ zur kontinuierlichen Bewegung, später zur Ruhe kommt, als das Kniegelenk.

2.4.3 Lokale Beschleunigungen

Für die vorherrschenden Beschleunigungen gelten dieselben Aspekte wie im Kapitel zuvor beschrieben. Die Beschleunigung in den Gelenkspunkten ist ebenfalls einfach zu berechnen, da diese Punkte keine zusätzlichen Drehbewegungen ausführen. Die Beschleunigung ist daher die Änderung der Geschwindigkeit nach der Zeit,

$$\vec{a}_{\text{Gelenk}} = \frac{d\vec{v}_{\text{Gelenk}}}{dt} = \frac{d^2\vec{p}_{\text{Gelenk}}}{dt^2}. \quad (41)$$

Die Beschleunigung der Punkte außerhalb eines Gelenkszentrums setzt sich zusammen aus der Beschleunigung des Gelenkes selbst und einer Relativbeschleunigung, hervorgerufen durch die Rotationsbewegung des Körpersegments um das zu betrachtende Gelenk. Nach [32] wird die Gesamtbeschleunigung \vec{a}_i eines Zwischenpunktes i (Abbildung 47) berechnet zu,

$$\vec{a}_i = \vec{a}_{\text{Gelenk}} + \dot{\vec{\omega}}_{\text{Segment}} \times \vec{r}_i + \vec{\omega}_{\text{Segment}} \times (\vec{\omega}_{\text{Segment}} \times \vec{r}_i), \quad (42)$$

wobei \vec{r}_i den Vektor vom Gelenk zum jeweils betrachteten Punkt i im lokalen Koordinatensystem bedeutet und $\dot{\vec{\omega}}_{\text{Segment}}$ die Winkelbeschleunigung des Körpersegments darstellt.

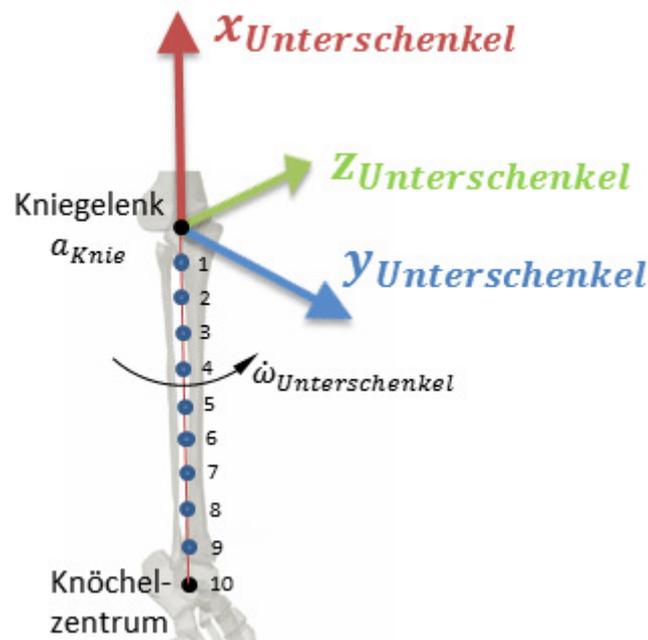


Abbildung 47: Beschleunigungen des Unterschenkelsegments

Die Winkelbeschleunigung $\dot{\vec{\omega}}_{\text{Segment}}$ berechnet sich zu

$$\dot{\vec{\omega}}_{\text{Segment}} = \frac{d\vec{\omega}_{\text{Segment}}}{dt} = \begin{bmatrix} \dot{\omega}_x \\ \dot{\omega}_y \\ \dot{\omega}_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \ddot{\phi} \sin \theta \sin \psi + \dot{\phi} \dot{\theta} \cos \theta \sin \psi + \dot{\phi} \dot{\psi} \sin \theta \cos \psi - \dot{\theta} \dot{\psi} \sin \psi \\ \ddot{\phi} \sin \theta \cos \psi + \dot{\phi} \dot{\theta} \cos \theta \cos \psi - \dot{\phi} \dot{\psi} \sin \theta \sin \psi - \dot{\theta} \sin \psi - \dot{\theta} \dot{\psi} \cos \psi \\ \ddot{\phi} \cos \theta - \dot{\phi} \dot{\theta} \sin \theta + \ddot{\psi} \end{bmatrix}. \quad (43)$$

Mit der Kenntnis der Segmentkoordinatensysteme, sowie den Positionen, Geschwindigkeiten und Beschleunigungen in den jeweiligen lokalen Achsen, sind nun alle zur Energy-Harvesting Untersuchung notwendigen Daten vollständig vorhanden.

2.4.4 Ergebnisse aus der Ganganalyse

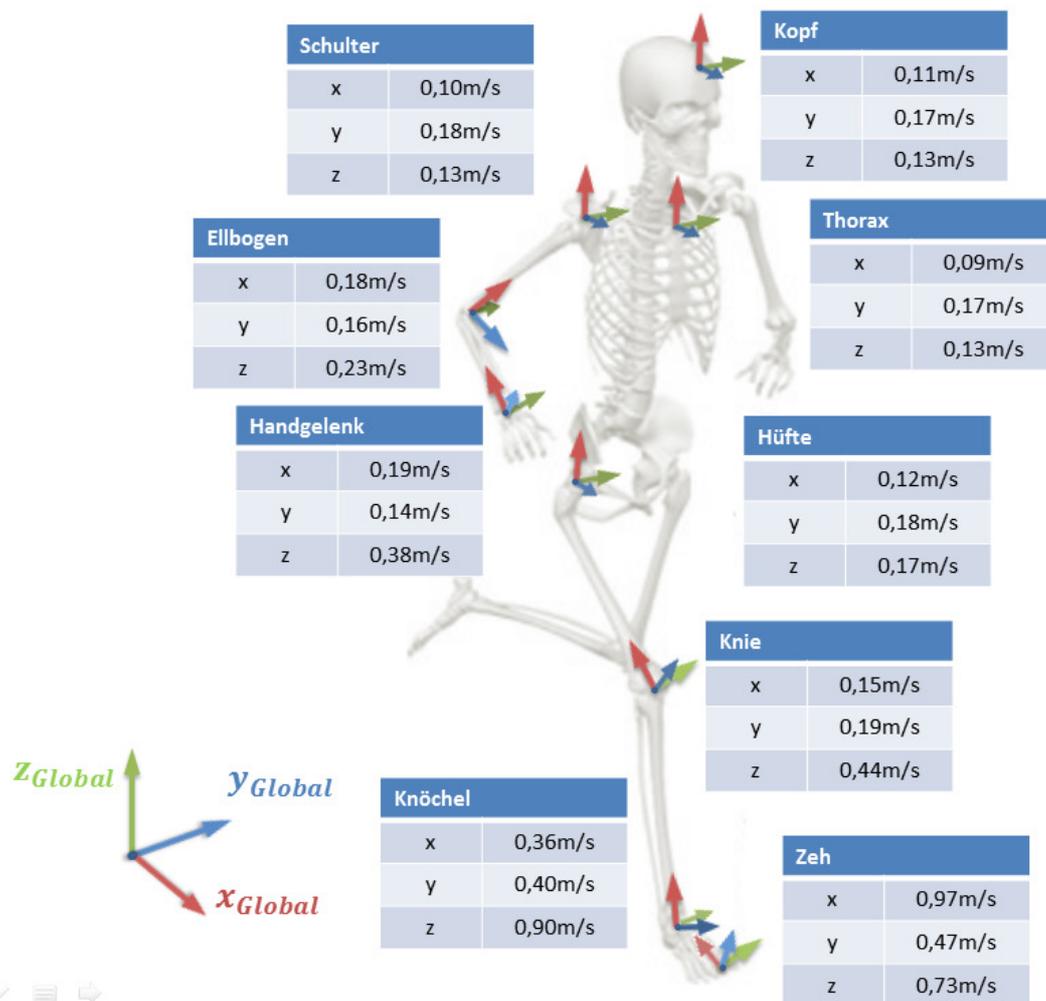


Abbildung 48: Übersicht der mittleren Geschwindigkeiten der markanten Körperpunkte beim Gehen (Auswertung von 10 Testpersonen)

In Abbildung 48 sind für jeden markanten Körperpunkt die mittleren, absoluten Geschwindigkeiten in den drei lokalen Koordinatenachsen beim Gehen aufgetragen. Gemittelt wurde über die Dauer eines Doppelschrittes, ausgewertet an 10 Testpersonen, nach dem Entfernen des Trends. Hierbei ist wie erwartet zu sehen, dass die Geschwindigkeiten in den vordersten Extremitätspunkten in allen drei Achsen im Schnitt am größten sind. Da hier auch die größten Bewegungen in gleicher Zeit ablaufen müssen, sind diese Ergebnisse plausibel. Auch bei den maximal auftretenden Geschwindigkeiten (Abbildung 49) erreichen die am weitesten vom Körperzentrum entfernten Punkte die höchsten Werte. Wird die Auswertung genauer betrachtet, so sind die Abweichungen zu den jeweiligen Mittelwerten für die unteren Extremitäten sehr gering. Dies gilt für jeden Körperpunkt, der unterhalb der Hüfte liegt in jeder der drei lokalen Koordinatenachsen.

Bei den oberen Extremitäten treten teilweise starke Unterschiede auf. Im Bereich des Unterarms tritt sogar der Fall auf, dass sowohl Mittelwert als auch Maximalgeschwindigkeit von zwei Testpersonen an unterschiedlichen lokalen Achsen analysiert wurden.

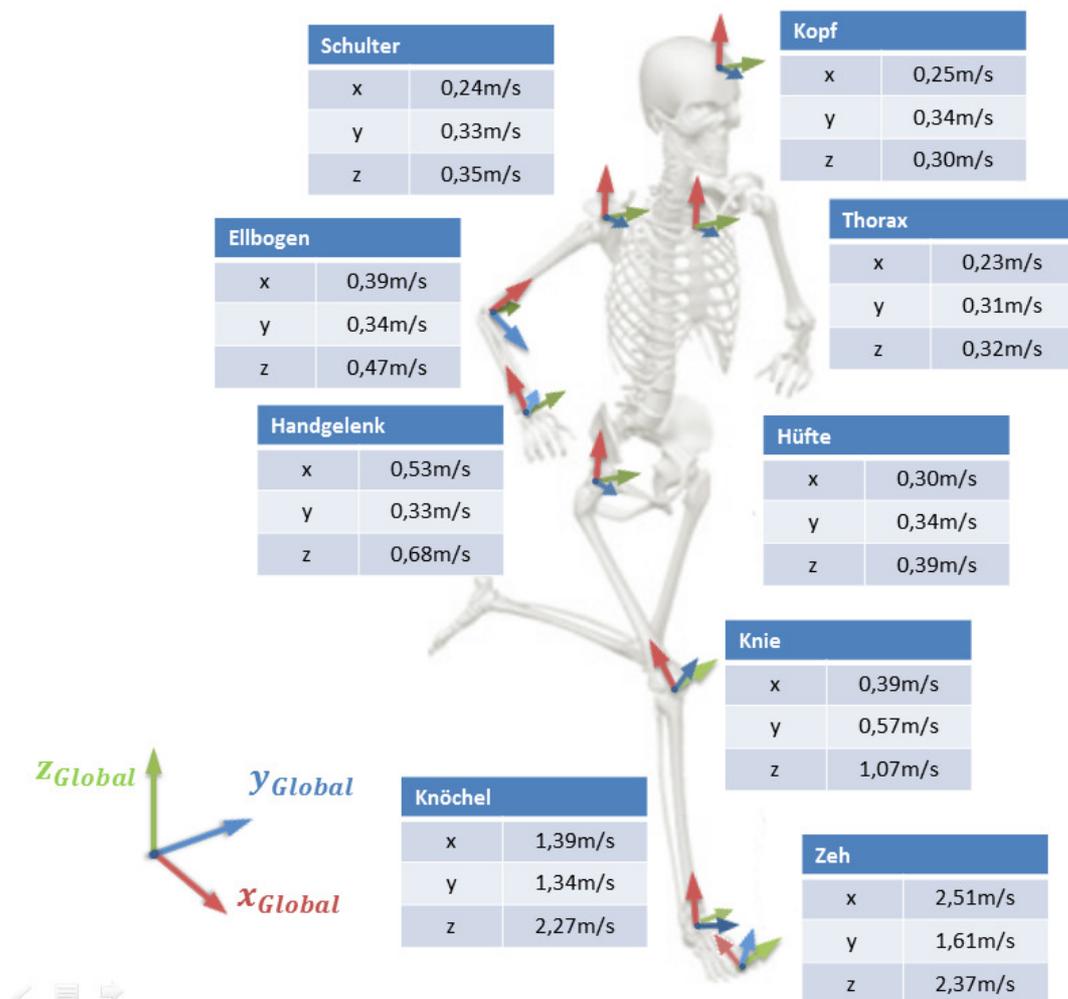


Abbildung 49: Übersicht der Maximalgeschwindigkeiten der markanten Körperpunkte beim Gehen (Auswertung von 10 Testpersonen)

Der gravierende Unterschied in den Abweichungen der unteren und der oberen Extremitäten lässt sich dadurch erklären, dass der Gangstil von Testperson zu Testperson sehr unterschiedlich sein kann. Schon optisch lässt sich erkennen, dass gerade die Oberkörper- und Handbewegungen beim Fortbewegen sehr stark voneinander abweichen können. Dies schlägt sich auch in den hier berechneten Werten nieder. Auch bei den gemittelten Beschleunigungen (Abbildung 50) ist das zu erwartende Ergebnis erzielt worden. Auch hier sind die größten Werte in den weitest entfernten Punkten an den Extremitäten zu finden.

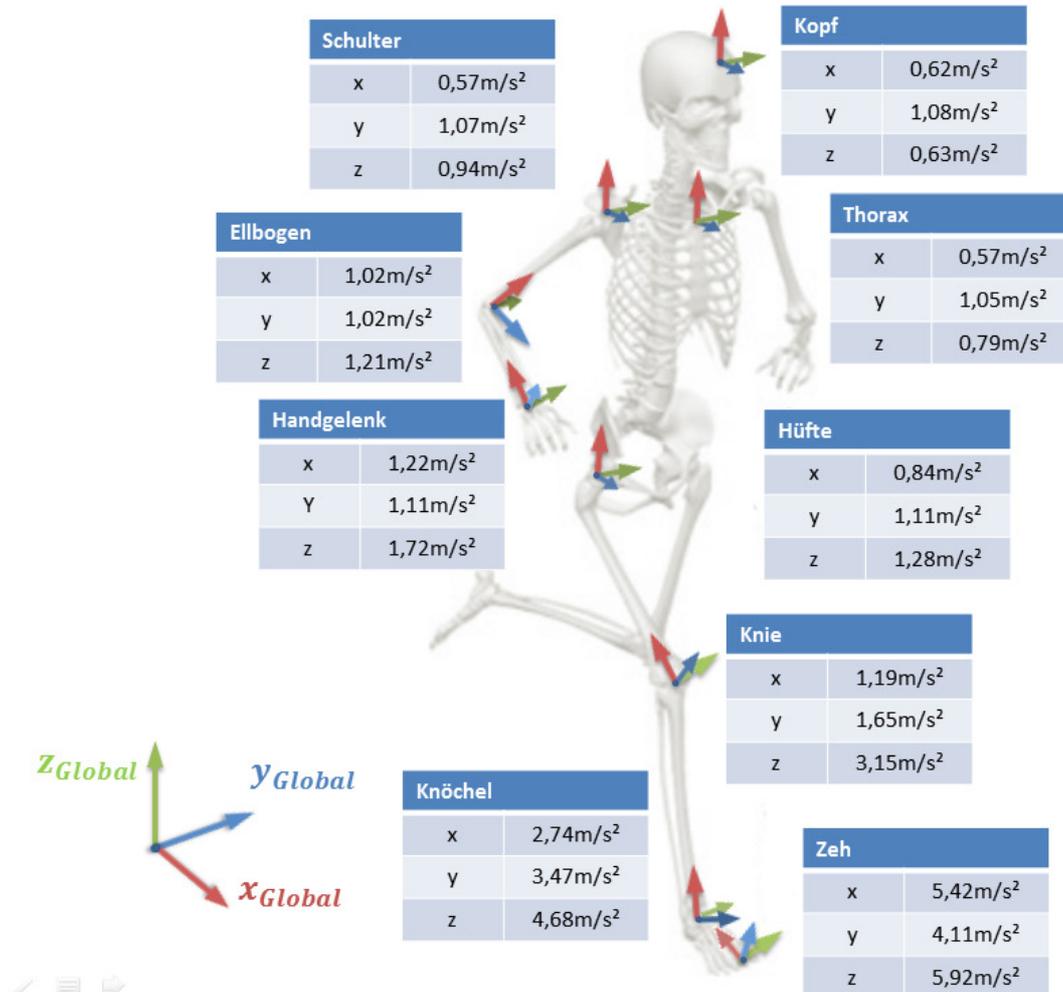


Abbildung 50: Übersicht der mittleren Beschleunigung der markanten Körperpunkte beim Gehen (Auswertung von 10 Testpersonen)

Aus den, in Abbildung 51 dargestellten maximalen Beschleunigungen an den einzelnen markanten Körperpunkten, kann die Richtigkeit der gesamten Modellaufbereitung aufgezeigt werden. In [38] wurden mittels Ultraschallmessung die biomechanischen Abläufe des Unterschenkels und des Fußes beim menschlichen Gang gemessen und analysiert. Die Messensoren wurden am Fuß genau in Richtung der hier definierten lokalen x-Achse angebracht. Die maximale Geschwindigkeit des Fußes betrug bei diesen Messungen $v_{\text{Fuß}} = 2,5 - 3,0 \text{ m/s}$, die maximal auftretenden Beschleunigungen beliefen sich auf $a_{\text{Fuß}} = 26 - 34 \text{ m/s}^2$. Durch die Übereinstimmung der Simulationsdaten dieser Arbeit mit den gemessenen Daten aus [38] kann erschlossen werden, dass die gesamte Datenaufbereitung aus Kapitel 2.3 nur geringe, und damit zulässige, Fehler aufweist. Da diese Übereinstimmung bei den maximal auftretenden Werten auftritt, kann daraus geschlossen werden, dass die Fehler bei allen anderen berechneten Körperpunkten ebenfalls nur gering und die Ergebnisse richtig sind.

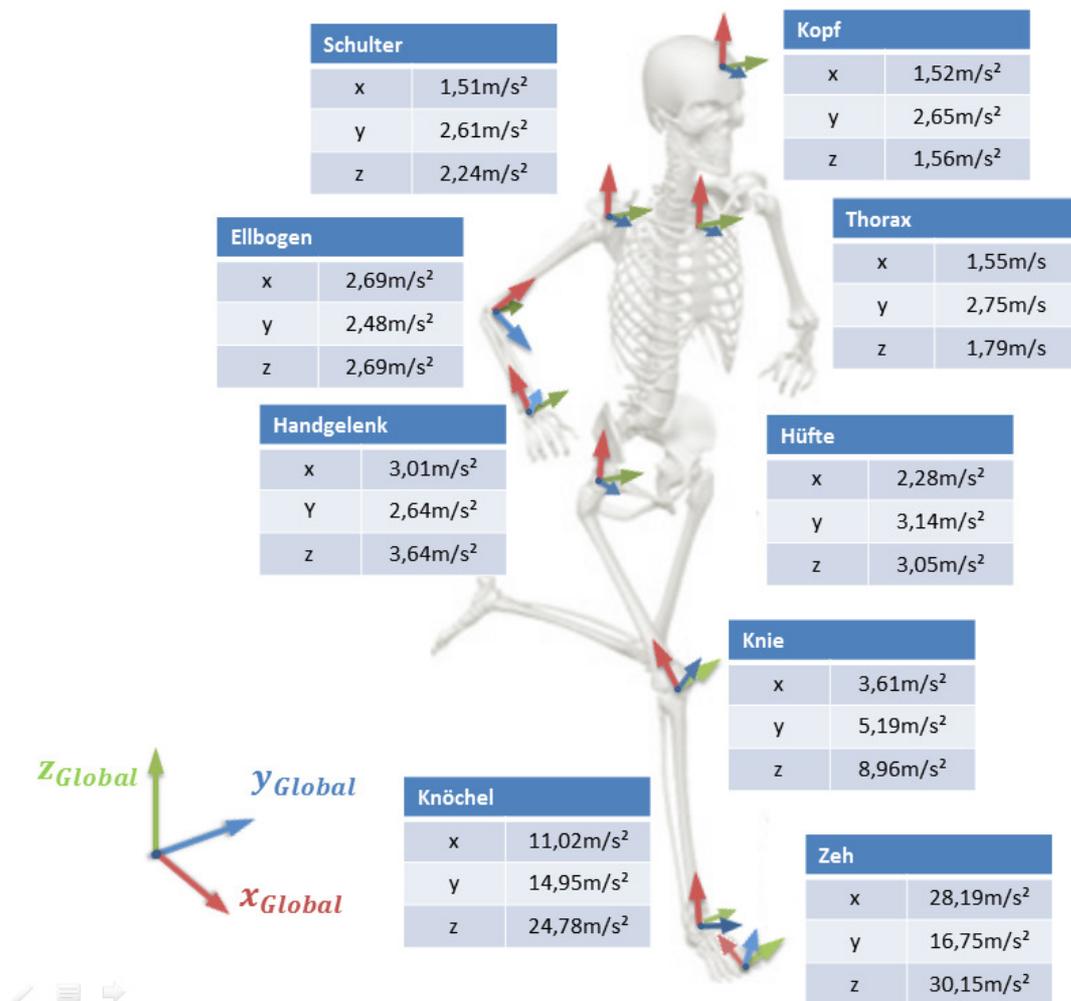


Abbildung 51: Übersicht der Maximalbeschleunigung der markanten Körperpunkte beim Gehen (Auswertung von 10 Testpersonen)

3 Energy-Harvesting Modell

Das Energy-Harvesting Modell für eine Energiegewinnung mittels elektromagnetischen Prinzips wurde in den beiden Simulationsumgebungen von Matlab, Simulink und Simscape, modelliert. Das elektromagnetische Prinzip kann, wie in Kapitel 1.3.3 erklärt, durch ein Feder-Masse System mit einem zusätzlichen Dämpfungsterm aus dem die Energie gewonnen wird dargestellt werden (siehe Abbildung 7). Dieser zusätzliche Term wird durch eine in einem Magnetfeld bewegte Spule hervorgerufen. Die Modellierung dieser Art der Energiegewinnung kann in zwei getrennte Bereiche aufgeteilt werden. Ein Teil stellt das Feder-Masse System inklusive Zusatzterm der elektrischen Dämpfung dar, der zweite Teil beschreibt die elektrischen Vorgänge, welche im Magnetfeld und der Spule stattfinden.

In Abbildung 52 ist das Simulink-Modell abgebildet, welches ebenfalls diese zwei Bereiche aufweist. Hier benannt mit *mechanischer Zweig* und *elektrischer Zweig*. Als Eingangssignal für den *mechanischen Zweig* dienen die in Kapitel 2 berechneten Beschleunigungen für die markanten Körperpunkte in den lokalen Koordinatensystemen. Diese Daten werden im Block *Signalimport* in das Simulink-Modell importiert und weitergegeben. Das Ausgangssignal, die Geschwindigkeit der schwingenden Masse, ist gleichzeitig das Eingangssignal für den *elektrischen Zweig*. Hierin wird dann die in der Spule induzierte Spannung, der durch die Spule fließende Strom, sowie die daraus erzielbare Leistung des jeweils betrachteten Körperpunktes berechnet.

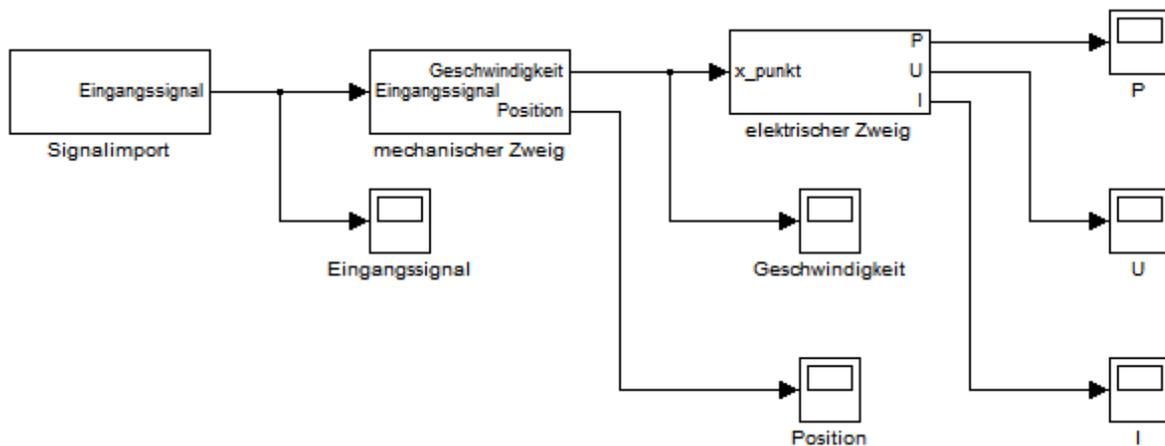


Abbildung 52: Übersicht des Simulink-Modells

Zur Überwachung bzw. zur Dokumentation werden alle relevanten, berechneten Signale auf externe *Scopes* (Bildschirme) geführt. Über diese *Scopes* können die in Simulink simulierten Daten wieder an den Arbeitsbereich von Matlab zurückgegeben werden. Im Folgenden werden die drei Grundblöcke detailliert beschrieben.

3.1 Signalimport

Da die Umrechnung der Eingangssignale aus der Ganganalyse vollständig in Matlab vorstatten ging, müssen die aus dem biomechanischen Modell berechneten Daten in die Simulink bzw. Simscape Umgebung importiert werden. Mit einem vordefinierten Block (*From Workspace* [Abbildung 53](#) links) können aus dem Arbeitsbereich von Matlab Daten nach Simulink transferiert werden. Als Eingangsdaten für das Energy-Harvesting Modell sind nach Gleichung (1) nur die Beschleunigungen der jeweiligen Körpersegmente bzw. markanten Körperpunkte erforderlich. Die Beschleunigungen werden nach dem Importvorgang noch mit der Masse m des Permanentmagneten multipliziert ([Abbildung 53](#) Mitte), um die rechte Seite aus Gleichung (1) korrekt abzubilden. Der Output ([Abbildung 53](#) rechts) übergibt das Eingangssignal dann an das zweite Teilsystem, dem *mechanischen* *Zweig*.

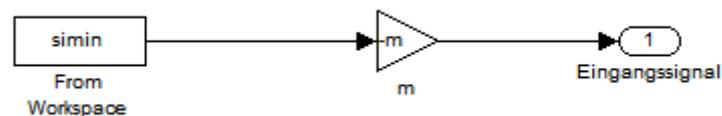


Abbildung 53: Signalimport

Jedes schwingungsfähige, gedämpfte System hat eine gewisse Einschwingdauer, bis die stationäre Schwingung erreicht ist. Dieser Einschwingvorgang führt daher zu einer Verfälschung des Ergebnisses und muss berücksichtigt werden. Daher werden die aus dem biomechanischen Modell erhaltenen Daten, welche nur für die Dauer eines Gangzyklus vorliegen, ausreichend oft hintereinander gereiht, um als Ergebnis die Ausgangsdaten eines vollständigen Doppelschrittes im stationären Schwingungszustand zu erhalten.

3.2 Mechanischer Zweig

Im zweiten Teilsystem, dem *mechanischen Zweig* wird die Bewegungsgleichung

$$m\ddot{z} + (d_e + d_m)\dot{z} + kz = -m\ddot{y} \quad (1)$$

abgebildet und die, für den *elektrischen Zweig*, notwendigen Parameter berechnet. Die rechte Seite, $-m\ddot{y}$, steht bereits aus dem ersten Teilsystem zur Verfügung (*Inport 1*, Abbildung 54, links oben). Das gesamte Feder-Masse System des mechanischen Zweiges ist in der physikalischen Simulationsumgebung von Matlab, Simscape, aufgebaut. Da diese Umgebung energiebasierend arbeitet, muss das dimensionslose Simulink-Signal in ein physikalisches Signal gewandelt werden (*Simulink-PS Converter*).

Das Feder-Masse System aus Abbildung 7 wird zwischen den *Referenzpunkten 1* und *2* aufgebaut. Die auf das System wirkende Wegerregung $-m\ddot{y}$ wird über den Block *Ideal Force Source* eingeleitet. Die Feder, sowie die mechanische und die elektrische Dämpfung werden parallel geschaltet. Die Berechnung dieser Größen wird im nächsten Kapitel vorgestellt.

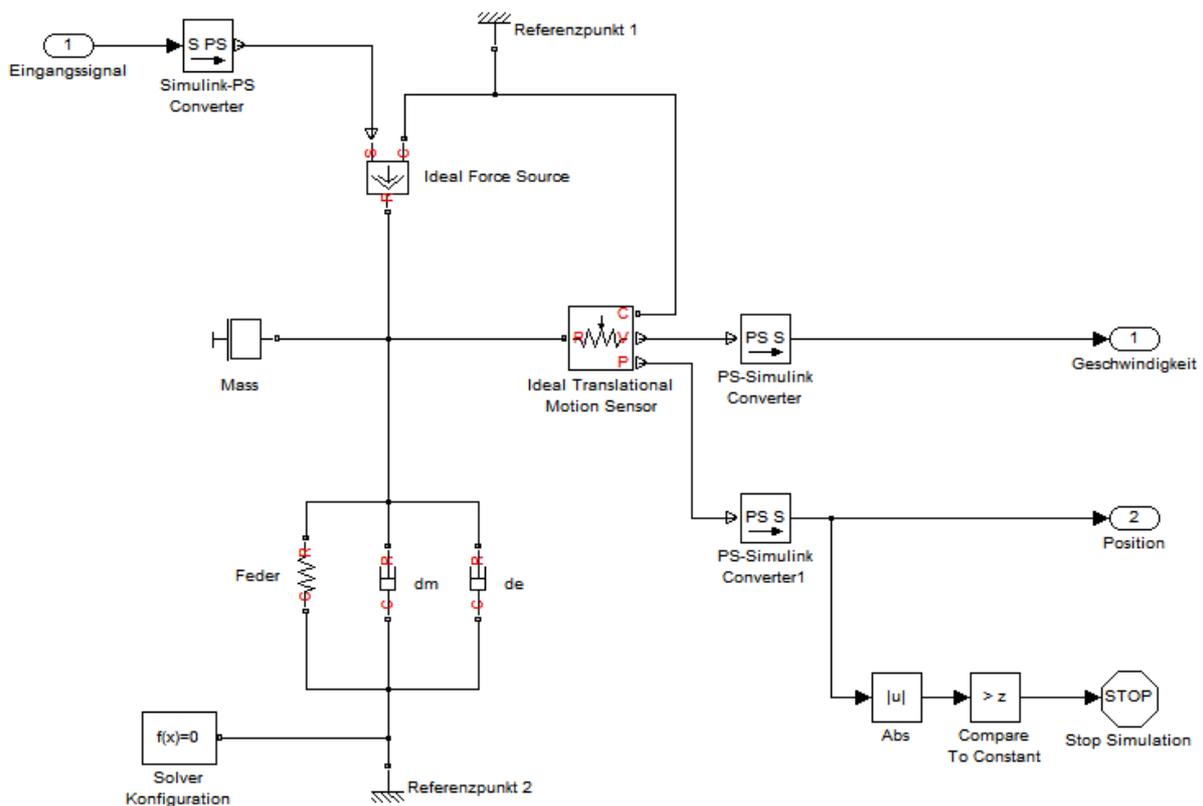


Abbildung 54: Mechanischer Zweig

Um die Position, sowie die Geschwindigkeit der Masse zu jedem Zeitpunkt zu erhalten wird der Block *Ideal Translational Motion Sensor* eingebaut. Dieser Block misst die beiden gewünschten Parameter und gibt sie an den Ports *V* (Velocity) und *P* (Position) aus. Durch die Rückwandlung des physikalischen Simscape Signals in ein dimensionsloses Simulink Signal können die berechneten Parameter über die *Outports 1* und *2* weitergegeben werden. Mittels der Blöcke *Abs*, *Compare To Constant* und *Stop Simulation* (rechts unten in Abbildung 54) wird zu jedem Zeitpunkt der Simulation der Istausschlag mit dem maximal zulässigen Ausschlag verglichen und bei Überschreitung die Simulation abgebrochen.

3.3 Elektrischer Zweig

Der *elektrische Zweig* soll die Vorgänge, welche durch die Bewegung der Spule im Magnetfeld hervorgerufen werden, simulieren. Hierzu wird auf das Ersatzschaltbild aus Kapitel 1.3.3 (Abbildung 8) zurückgegriffen. Die induzierte Spannung, welche durch die Relativbewegung der Spule zum Permanentmagneten entsteht, lässt sich beschreiben durch das Produkt aus dem magnetischen Fluss und der Relativgeschwindigkeit der schwingenden Masse

$$u_{\text{ind}} = \Phi \dot{z}. \quad (44)$$

Die Berechnung dieses Produktes geschieht im linken Teil des in [Abbildung 55](#) dargestellten Modells. Die Relativgeschwindigkeit \dot{z} wurde im *mechanischen Zweig* berechnet und kann hier weiterverwendet werden.

Das Ersatzschaltbild (Abbildung 8) wurde, wie das Feder-Masse System, vollständig in Simscape modelliert. Daher muss die induzierte Spannung wieder in eine physikalische Größe gewandelt werden, bevor mit der Simulation des elektrischen Kreises begonnen werden kann.

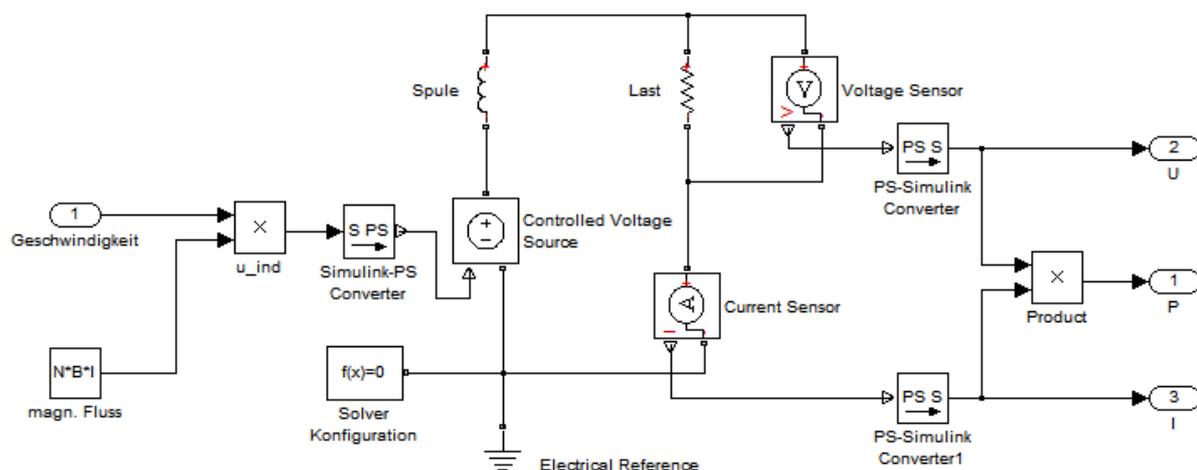


Abbildung 55: Elektrischer Zweig

Wie in Kapitel 1.3.3 beschrieben steht die induzierte Spannung nicht vollständig dem Verbraucher zur Verfügung, sondern wird um den Spulenwiderstand verringert. Der Spulenwiderstand setzt sich zusammen aus der Induktivität und dem ohm'schen Widerstand der Spule. Hierzu steht in Simscape ein vordefinierter Block (*Spule*) zur Verfügung, indem beide Widerstandswerte eingegeben werden können. Der Verbraucher (*Last*), zum Beispiel ein Mikro-Elektro-Mechanisches System (MEMS), wird durch den Lastwiderstand R_L repräsentiert. An diesem Lastwiderstand wird die nun tatsächlich erzielbare Spannung (*Voltage Sensor*) abgelesen und über eine Rückwandlung an den *Output 2* geführt. Durch die Modellierung in einer physikalischen Umgebung kann der im Schaltkreis fließende Strom direkt durch einen *Current Sensor* abgelesen und ebenfalls nach einer Rückwandlung an den *Output 3* geführt werden. Mit der Kenntnis der Spannung und des Stroms kann durch Multiplikation dieser beiden Größen die erzielbare Leistung berechnet werden.

Die Modellierung eines Energy-Harvesting System, beruhend auf dem Prinzip des Elektromagnetismus, ist mit der Erstellung des *mechanischen Zweiges* (Feder-Masse System mit zusätzlichem Dämpfungsterm) und des *elektrischen Zweiges* (bewegte Spule in magnetischem Kern) abgeschlossen.

3.4 Parameter des Energy-Harvesting Systems

In Abbildung 56 ist nochmals das in Kapitel 1.3.3 erläuterte Prinzip von Energy-Harvesting über elektromagnetische Energiewandlung dargestellt. Die als Permanentmagnet ausgeführte Masse m ändert durch Bewegung das, durch die Spule erzeugte, Magnetfeld. Durch diese Änderung wird Spannung induziert.

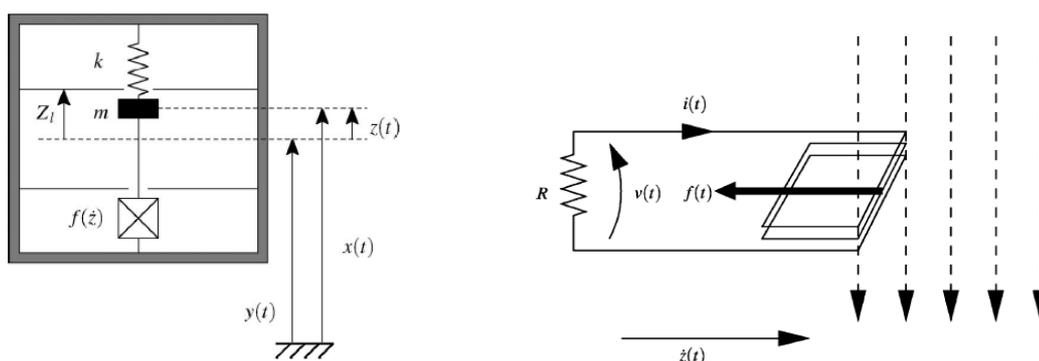


Abbildung 56: Prinzipskizze: Energy Harvesting mittels elektromagnetischem Prinzip [17]

In Abbildung 57 ist das zu simulierende Energy-Harvesting System mit Abmessungen dargestellt. Die Größe des Gehäuses wurde mit 1x1x1cm gewählt, da Systeme in diesen Dimensionen für Einsätze im Körperinneren (z.B. Prothesen) vorstellbar sind. Auch die Herstellung ist mit heutigen Techniken leicht möglich.

Doppelschrittes, sowie der Aufzeichnungsfrequenz des Analysesystems, eigens berechnet, um das Energy-Harvesting System an jede Testperson optimal anpassen zu können. Daher kann dieser Parameter hier nicht mit einem Fixwert definiert werden.

$$\omega = \omega_0 = 2 \pi \frac{1}{\frac{\text{Endframe}-\text{Startframe}}{\text{Aufzeichnungsfrequenz}}} \quad (46)$$

3.4.3 Steifigkeit des Systems

Die Steifigkeit des Systems wird durch die in Abbildung 57 dargestellte Feder in das Energy-Harvesting System eingebracht. Die Steifigkeit wird ebenfalls für jede Testperson eigens eruiert. Um diese zu berechnen, sind die Kenntnis der Eigenfrequenz des Systems, sowie die schwingende Masse notwendig. Da die Eigenfrequenz mit der Grundkreisfrequenz des menschlichen Ganges gleichgesetzt und die Masse zuvor berechnet wurde, ergibt sich die Steifigkeit der Feder zu

$$k = m\omega_0^2 \quad (47)$$

3.4.4 Dämpfung im System

Wie in der Einleitung beschrieben, setzt sich die Dämpfung des Systems aus einem elektrischen und einem mechanischen Teil zusammen. Wobei jener Teil der elektrischen Dämpfung der Energiegewinnung entspricht. Um für jeden zu betrachtenden Körperpunkt die maximal von den Systemgrenzen zulässigen Ausschläge auszuschöpfen, wird die Gesamtdämpfung ($d = d_m + d_e$) so optimiert, dass bei Spitzenamplituden die Ausschläge der schwingenden Masse das zulässige Maximum erreichen. Ausgehend von der Bewegungsgleichung für das in Abbildung 57 dargestellte schwingungsfähige System kann mittels Bildung der Übertragungsfunktion das Lehr'sche Dämpfungsmaß, welches für den aktuell zu simulierenden Punkt notwendig ist, berechnet werden.

$$\begin{aligned} m\ddot{z} + d\dot{z} + kz &= -m\ddot{y} = F(t) \\ \frac{m}{k}\ddot{z} + \frac{d}{k}\dot{z} + z &= \frac{1}{k}F(t) \\ \frac{1}{\omega_0^2}\ddot{z} + \frac{2D}{\omega_0}\dot{z} + z &= \frac{1}{k}F(t) \end{aligned} \quad (48)$$

(mit $\omega_0 = \sqrt{\frac{k}{m}}$ und $D = \frac{d\omega_0}{2k}$)

In dieser Form der Bewegungsgleichung ist das Lehr'sche Dämpfungsmaß der einzige unbekannte Parameter. Durch Laplace-Transformation kann die Übertragungsfunktion $G(s) = \frac{Y(s)}{Z(s)}$, sowie der Frequenzgang $|G(j\omega)|$ des Systems berechnet werden.

$$G(s) = \frac{1}{k\left(1 + \frac{2D}{\omega_0}s + \frac{1}{\omega_0^2}s^2\right)} \quad (49)$$

bzw.

$$|G(\omega)| = \frac{1}{k \left\{ \left[1 - \left(\frac{\omega}{\omega_0} \right)^2 \right]^2 + \left[\frac{2D\omega}{\omega_0} \right]^2 \right\}} \quad (50)$$

In dieser Gleichung stellt ω die Erregerfrequenz dar. Hier soll das System mit der Erregerfrequenz betrieben werden, daher gilt: $\omega = \omega_0$. Mit $|G(\omega)| = \frac{\hat{z}(\omega_0)}{\hat{F}(\omega_0)}$ ergibt sich

$$\frac{\hat{z}(\omega_0)}{\hat{F}(\omega_0)} = \frac{1}{4kD^2}. \quad (51)$$

Da $\hat{F}(\omega)$ (maximale Eingangsamplitude) und $\hat{z}(\omega)$ (maximal zulässiger Ausschlag ohne Stoß am Gehäuse) bekannt sind, lässt sich das Lehr'sche Dämpfungsmaß bestimmen zu

$$D = \sqrt{\frac{\hat{F}(\omega_0)}{4k\hat{z}(\omega_0)}}. \quad (52)$$

Aus Abbildung 57 ist ersichtlich, dass sich der maximal zulässige Ausschlag zu $\hat{z}(\omega_0) = 3,75 \cdot 10^{-3} \text{m}$ ergibt. Das Lehr'sche Dämpfungsmaß ist somit bestimmt worden. Das Verhältnis von mechanischer zu elektrischer Dämpfung kann noch nicht definiert werden, da hierzu fehlende Parameter des elektromagnetischen Modellteils zuvor bestimmt werden müssen.

3.4.5 Spulenwiderstand

Der Spulenwiderstand setzt sich, wie in Kapitel 1.3.3 erläutert, zusammen aus einem induktiven und einem ohm'schen Anteil. Der induktive Anteil ist abhängig von der Geometrie der Spule, sowie der Permeabilität μ_r des Mediums, in welchem die Spule aufgebaut wird. Der ohm'sche Anteil hingegen ist von der Leiterlänge des Spulendrahtes und dessen Querschnitt bestimmt.

Für den induktiven Widerstand gilt bei kurzen Spulen

$$L_C = \frac{N^2 \mu_0 \mu_r A_{\text{Spule}}}{l_{\text{Spule}} + 0,9 r_{\text{Spule}}} \quad (53)$$

mit der magnetischen Feldkonstante $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} \text{H/m}$ und der Permeabilität für den Neodym-Eisen-Bor Permanentmagnet $\mu_r = 1,07$ [36]. Der Spulenradius kann aus Abbildung 57 mit $r_{\text{Spule}} = 3,75 \text{mm}$ abgelesen werden, die Spulenfläche kann daher berechnet werden zu

$$A_{\text{Spule}} = r_{\text{Spule}}^2 \pi = 44,18 \text{mm}^2. \quad (54)$$

Da die Windungszahl N einen starken Einfluss auf die elektrische Dämpfung hat, wird diese zunächst als Variable definiert. Die Spulenlänge ist ebenfalls abhängig von der Windungszahl und kann bei Vernachlässigung des Füllfaktors mit

$$l_{\text{Spule}} = N \cdot d_{\text{Draht}} \quad (55)$$

angenähert werden, wobei d_{Draht} der Drahtdurchmesser ist. Der Drahtdurchmesser kann mit neuesten Technologien (Mikroprägen) auf bis zu $d_{\text{Draht}} = 10 \mu\text{m}$ gebracht werden [37]. Aufgrund der Tatsache, dass der ohm'sche Leiterwiderstand mit zunehmend kleinerer Fläche stark ansteigt, wird der Drahtdurchmesser hier auf $d_{\text{Draht}} = 100 \mu\text{m}$ angehoben. Die von der Windungszahl N abhängige Spuleninduktivität ergibt sich nun zu

$$L_C(N) = \frac{N^2 \cdot 5,94 \cdot 10^{-11}}{N \cdot 100 \cdot 10^{-6} + 3,375 \cdot 10^{-3}} \quad (56)$$

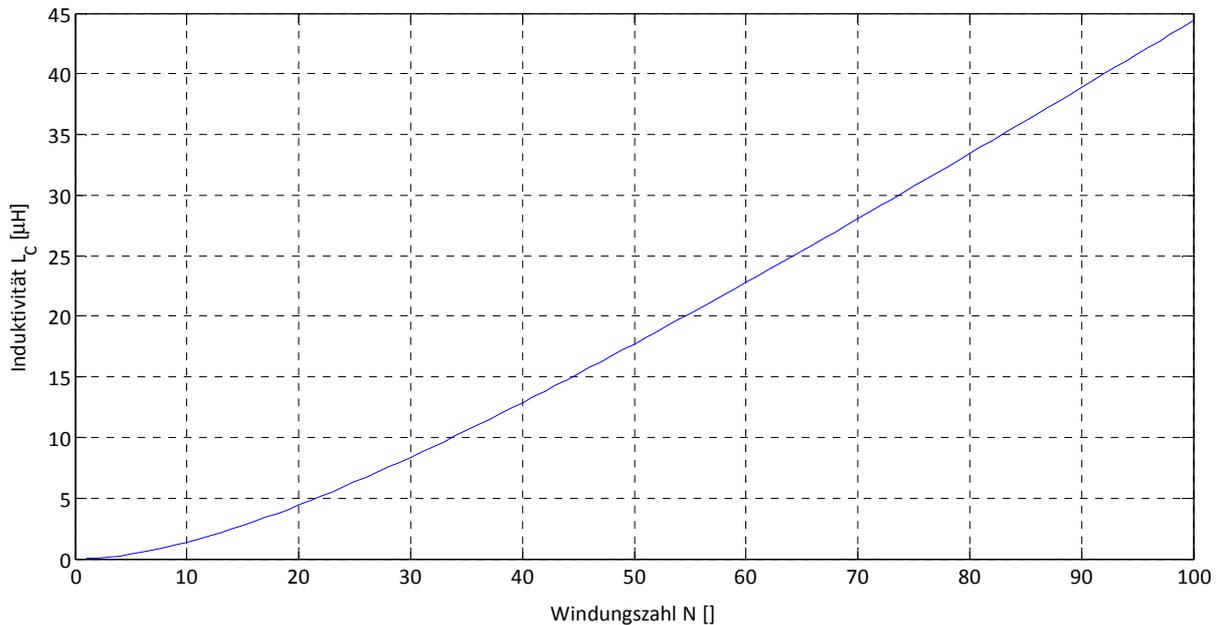


Abbildung 58: Abhängigkeit der Spuleninduktivität von der Windungszahl

In [Abbildung 58](#) ist sehr gut zu erkennen, dass sich die Spuleninduktivität ab einer Windungszahl von $N = 30$ mit $\Delta = 0,5 \mu\text{H}/\text{Windung}$ annähernd linear ändert.

Der ohm'sche Teil des Spulenwiderstandes wird berechnet zu

$$R_C = \rho \frac{l_{\text{Draht}}}{A_{\text{Draht}}} \quad (57)$$

mit $\rho_{\text{Cu}} = 0,0175 \Omega\text{mm}^2/\text{m}$ als spezifischer Leiterwiderstand für Kupfer [38], l_{Draht} der Gesamtlänge des gewickelten Drahtes und A_{Draht} die Querschnittsfläche des Drahtes. Mit $d_{\text{Draht}} = 100 \mu\text{m}$ kann die Formel für den ohm'schen Widerstand auf folgende Form, und damit wieder abhängig von der Windungszahl der Spule, gebracht werden:

$$R_C(N) = \rho_{\text{Cu}} \cdot \frac{N \cdot d_{\text{Spule}} \cdot \pi}{\frac{d_{\text{Draht}}^2 \cdot \pi}{4}} = 0,0175 \cdot \frac{N \cdot 7,5 \cdot 10^{-3} \pi}{\frac{(100 \cdot 10^{-3})^2 \pi}{4}} = 0,0525 \cdot N \quad (58)$$

Der Gesamtwiderstand der Spule setzt sich nun wie folgt zusammen:

$$R_{\text{Spule}} = \sqrt{(\omega_{\text{elektrisch}} L_C)^2 + R_C^2} \quad (59)$$

In obiger Formel stellt $\omega_{\text{elektrisch}}$ die Kreisfrequenz des elektrischen Schwingkreises dar und ist gleichzusetzen der Frequenz des mechanischen Systems, da alle Eingangsparameter von der menschlichen Bewegung abhängig sind.

$$\omega_{\text{elektrisch}} = \omega. \quad (60)$$

3.4.6 Verhältnis von mechanischer zu elektrischer Dämpfung

Da bei Energy-Harvesting Systemen mittels elektromagnetischen Prinzips die Energie über den zusätzlichen Term der elektrischen Dämpfung gewonnen wird, soll dieser Term so ausgelegt werden, dass das System auf einem Maximum der erzielbaren Leistung betrieben werden kann. Im Idealfall kann durch die elektrische Dämpfung die gesamte, im System notwendige, Dämpfung erreicht werden. Da aber stets parasitäre Dämpfung auftritt bzw. in den meisten Fällen aufgrund der geringen Baugröße die elektrische Dämpfung zu gering ausfällt, wird eine mechanische Dämpfung mitmodelliert. Die mechanische Dämpfung wird so ausgelegt, dass die Summe aus beiden Termen exakt die notwendige Gesamtdämpfung ergibt. Die elektrische Dämpfung lässt sich beschreiben durch

$$d_e = \frac{\Phi^2}{R} \quad (61)$$

Der Spulenwiderstand R_{Spule} wurde in vorigem Kapitel berechnet und ist formell als $R(N)$ vorhanden. Da der gesamte elektrische Schaltkreis Einfluss auf die elektrische Dämpfung hat muss zum Spulenwiderstand auch der Lastwiderstand addiert werden. Da der Endverbraucher nicht definiert ist, wird der Lastwiderstand mit einem Fixwert von $R_L = 1\Omega$ angenommen. Der magnetische Fluss Φ ist für eine Spule definiert zu $\Phi = B \cdot A_{\text{Spule}} \cdot N$. Die magnetische Flussdichte B für einen Neodym-Eisen-Bor Magnet liegt bei $B_{\text{NdFeB}} = 1,2\text{T}$ [36]. Mit den aus Kapitel 3.4.5 gewonnenen Beziehungen kann die elektrische Dämpfung in Abhängigkeit der Windungszahl N und der Erregerkreisfrequenz ω angegeben werden zu

$$\begin{aligned} d_e(N, \omega) &= \frac{B_{\text{NdFeB}}^2 \cdot A_{\text{Spule}}^2 \cdot N^2}{R_L + \sqrt{(0,0525 \cdot N)^2 + \left(\omega \frac{N^2 \cdot 5,94 \cdot 10^{-11}}{N \cdot 100 \cdot 10^{-6} + 3,375 \cdot 10^{-3}} \right)^2}} = \\ &= \frac{N^2 \cdot 2,81 \cdot 10^{-9}}{1 + \sqrt{2,76 \cdot 10^{-3} \cdot N^2 + \omega^2 \left(\frac{N^2 \cdot 5,94 \cdot 10^{-11}}{N \cdot 100 \cdot 10^{-6} + 3,375 \cdot 10^{-3}} \right)^2}}. \end{aligned} \quad (62)$$

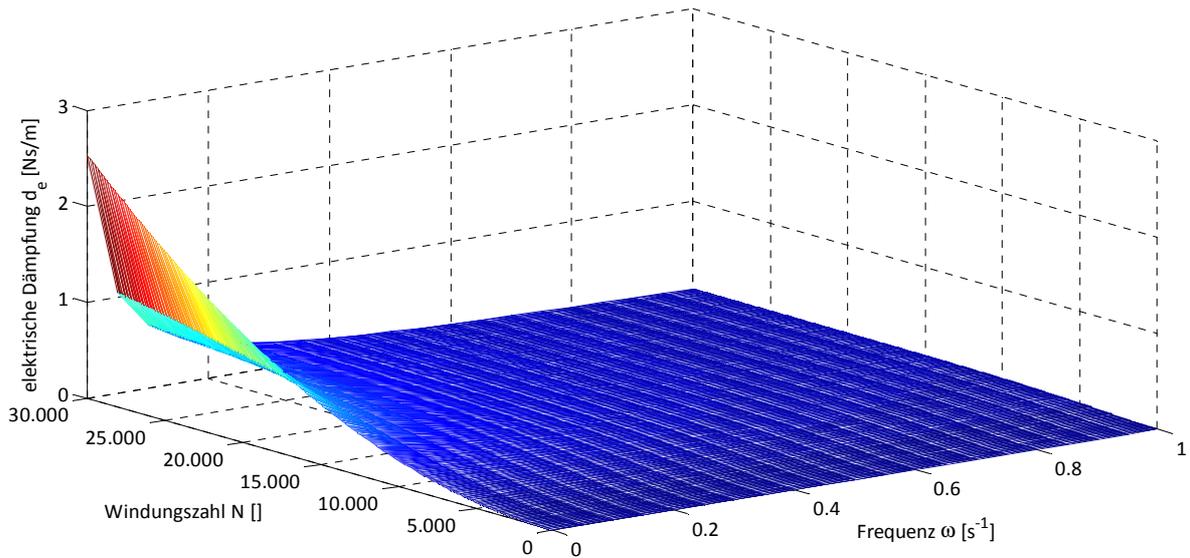


Abbildung 59: Abhängigkeit der elektrischen Dämpfung von Frequenz und Windungszahl

In Abbildung 59 ist deutlich zu erkennen, dass die elektrische Dämpfung mit steigender Windungszahl N ansteigt, und mit steigender Kreisfrequenz ω stark abfällt. Weiter gibt es zu jeder Frequenz eine Windungszahl, ab welcher die elektrische Dämpfung gesättigt ist. Einzige Ausnahme ist $\omega = 0\text{s}^{-1}$, da $\lim_{n \rightarrow \infty} d_e(N, 0) = \infty$.

Aufgrund des gering gewählten Bauraumes ist die Anzahl der einzubringenden Windungen beschränkt. Bei dem zuvor gewählten Drahtdurchmesser von $d_{\text{Draht}} = 100\mu\text{m}$ und einer maximalen Spulenlänge von $l_{\text{Spule}} = 5\text{mm}$ ergibt sich eine maximale einreihige Windungszahl von

$$N_{\text{max}} = \frac{5 \cdot 10^{-3}}{100 \cdot 10^{-6}} = 50 \quad (63)$$

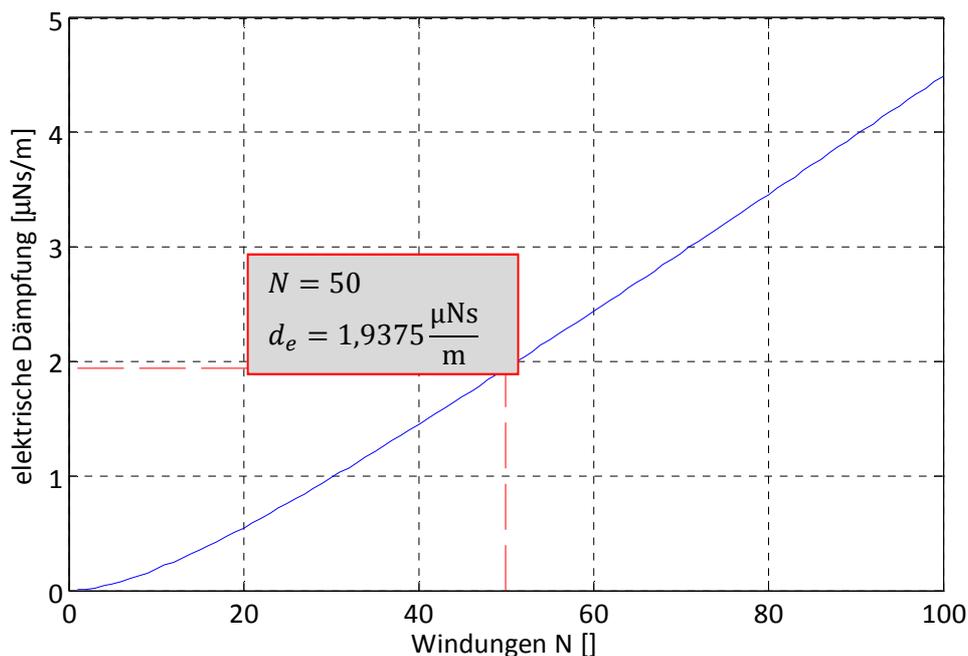


Abbildung 60: Elektrische Dämpfung bei maximal möglicher Windungszahl

Wie in Abbildung 60 zu sehen, ist, aufgrund der maximal in das System einzubringenden Windung, auch die elektrische Dämpfung mit $d_e(\omega = 4,84) = 1,9375 \mu\text{Ns/m}$ sehr gering. Um daher die geforderte Gesamtdämpfung zu erreichen, muss die noch aufzubringende Dämpfung mechanisch eingebracht werden. Ausgehend vom in Kapitel 3.4.4 berechneten Dämpfungsgrad D muss die mechanische Dämpfung folgenden Wert erreichen:

$$D = \frac{d}{2\sqrt{km}} = \frac{d_e + d_m}{2\sqrt{km}} = \frac{d_e + d_m}{0,03\sqrt{k}}$$

$$d_m = 0,03D\sqrt{k} - d_e \quad (64)$$

Beim elektromagnetischen Prinzip findet die Energiegewinnung durch Änderung des Magnetfeldes statt. Dieser Term stellt sich in der Berechnung als zusätzlicher Dämpfungsterm dar. Alleine bei der Betrachtung der in diesem Kapitel angestellten Überlegungen wird klar, dass bei den gewählten Dimensionen des Energy-Harvesting Systems der Term für die Energiegewinnung sehr gering ausfällt. Für die Energiegewinnung sind nach Gleichung (62) zwei Parameter ausschlaggebend. Zum einen ist dies die Kreisfrequenz ω des Eingangssignals. Würde nur der Term der Energiegewinnung betrachtet, so wäre eine geringe Kreisfrequenz optimal. Beim menschlichen Gang ist die Kreisfrequenz mit $\omega = 4,84\text{s}^{-1}$ sehr gering. Allerdings ist dies mit dem mechanischen System und den hier gewählten Randbedingungen nicht kompatibel, wie im nächsten Kapitel erläutert wird. Zum anderen ist die maximale Windungszahl mit $N = 50$ sehr gering, welches wiederum zu einer verringerten elektrischen Dämpfung und damit zu einer reduzierten Energiegewinnung führt.

3.4.7 Parameterabschätzung

Nach der Definition aller notwendigen Parameter folgt nun eine erste Grobabschätzung. Als Beispiel werden die vorherrschenden Schwingungen einer Testperson am Fußpunkt herangezogen, da hier die größten Beschleunigungsamplituden auftreten (siehe Abbildung 51).

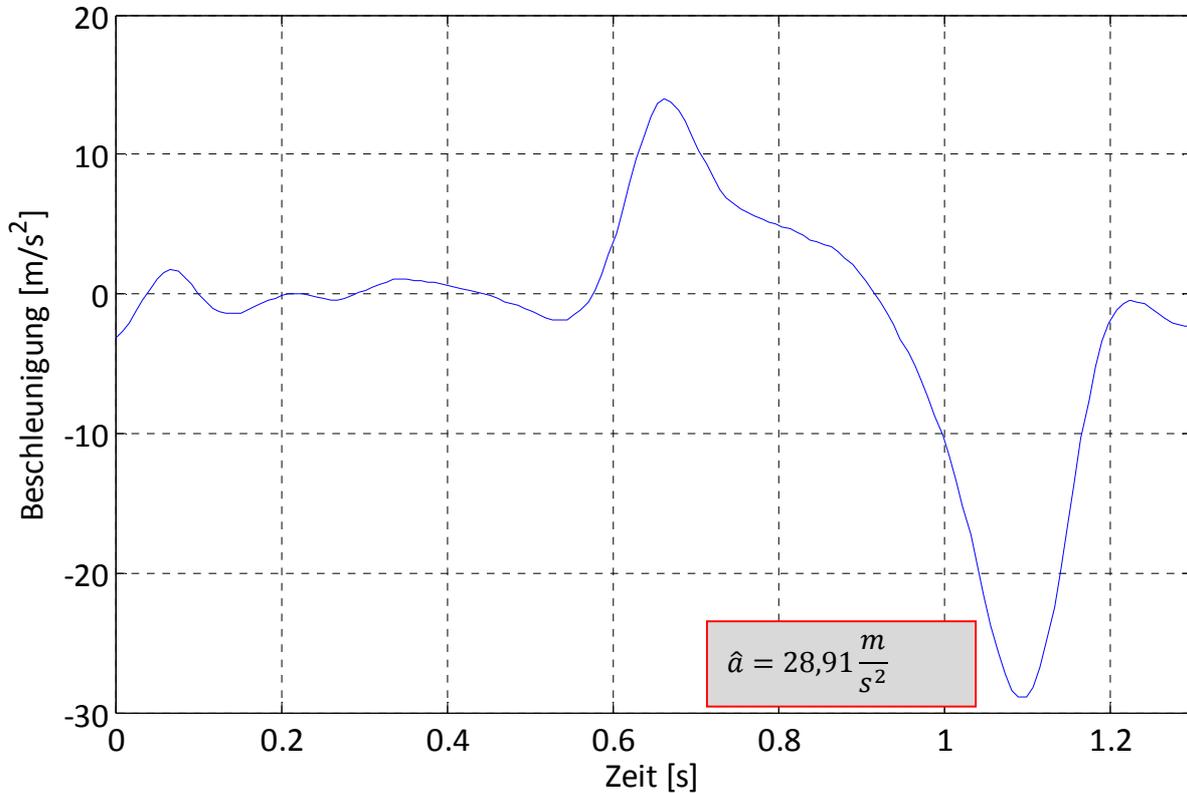


Abbildung 61: Beschleunigung in der lokalen x-Richtung für den rechten Zeh

Wie in [Abbildung 61](#) zu sehen ist, beträgt die maximale Beschleunigung für den rechten Zeh in der x-Achse des lokalen Koordinatensystems $\hat{a} = 28,91 \text{ m/s}^2$. Diese Beschleunigung wird erreicht nach 1,1s, also beim Vorziehen des rechten Fußes kurz vor dem Aufsetzen. Das negative Vorzeichen rührt daher, da die lokale x-Achse vom vorderen Fußpunkt in Richtung Knöchel zeigt (siehe [Abbildung 41](#)).

Durch die Festlegung des Einbauraumes, der verwendeten Materialien für Träger und Permanentmagnet, sowie der maximal möglichen Windungszahl $N = 50$ und der Kreisfrequenz $\omega_0 = 2 \cdot \pi \cdot \frac{1}{1,3} = 4,84 \text{ s}^{-1}$, sind für das Energy-Harvesting System ([Abbildung 57](#)) folgende Parameter definiert und damit der gesamte elektrische Teil fixiert:

$$L_C = 17,732 \mu\text{H} \quad (65)$$

$$R_C = 2,625 \Omega \quad (66)$$

$$d_e = 1,9375 \mu\text{Ns/m} \quad (67)$$

Beim Feder-Masse-System können und müssen an einigen Parametern Anpassungen durchgeführt werden, wie anhand des Lehr'schen Dämpfungsmaßes D bei Auslegung des Systems in der Resonanzfrequenz eindeutig zu sehen ist:

$$D = \sqrt{\frac{\hat{F}}{4k\hat{z}}} = \sqrt{\frac{m\hat{a}}{4m\omega^2\hat{z}}} = \sqrt{\frac{\hat{a}}{4\omega^2\hat{z}}} \sqrt{\frac{28,91}{4 \cdot 4,84^2 \cdot 3,75 \cdot 10^{-3}}} = 9,07 \quad (68)$$

Dieses Maß ist natürlich viel zu hoch, da ab $D > 1$ das System nicht mehr schwingungsfähig ist. Hauptgrund dafür ist die durch den menschlichen Gang vorgegebene sehr geringe Grundkreisfrequenz, wie in [Abbildung 62](#) dargestellt ist. Um die hier gewählte Konfiguration des Energy-Harvesting Systems in einem schwingungsfähigen Bereich und gleichzeitig bei Resonanzfrequenz betreiben zu können müsste die Grundkreisfrequenz des menschlichen Ganges $\omega > 44\text{s}^{-1}$ betragen.

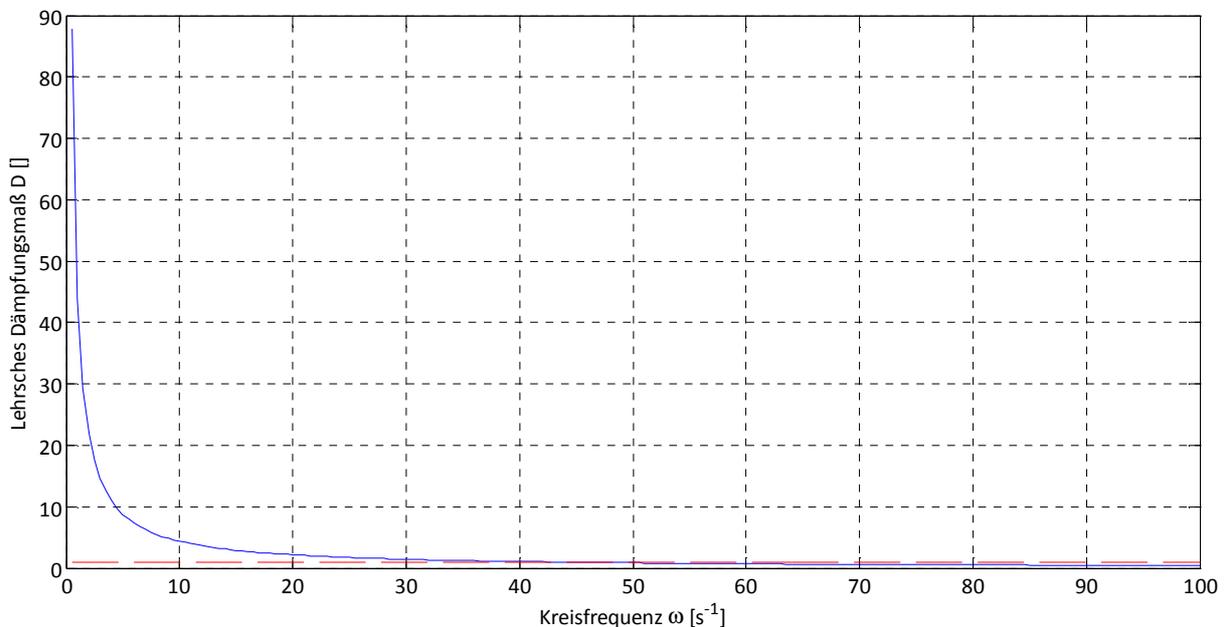


Abbildung 62: Lehr'sches Dämpfungsmaß in Abhängigkeit der Frequenz

Da die Frequenz des menschlichen Ganges, sowie die maximale Eingangsamplitude nicht veränderbar sind, muss der maximal zulässige Ausschlag \hat{z} verändert werden, um das System trotzdem in der Resonanzfrequenz betreiben zu können. Um $D \leq 1$ zu erreichen müsste bei zuvor berechneter Federsteifigkeit der maximal zulässige Ausschlag

$$\hat{z} \geq \frac{\hat{a}}{4D^2\omega^2} = \frac{28,91}{4 \cdot 1^2 \cdot 4,84^2} = 0,31\text{m} \quad (69)$$

betragen. Dieser Wert lässt sich mit den hier definierten Randbedingungen nicht in Einklang bringen. Daher muss von einer Systemkonfiguration ausgelegt auf Resonanzfrequenz abgesehen und als Auslegungskriterium die Federsteifigkeit k auf maximal zulässigen Ausschlag konfiguriert werden. Bei Annahme einer linearen Feder berechnet sich die Steifigkeit in erster Näherung zu

$$k = \frac{\hat{F}}{\hat{z}} = \frac{m\hat{a}}{\hat{z}} = \frac{0,25 \cdot 10^{-3} \cdot 28,91}{3,75 \cdot 10^{-3}} = 1,927 \text{ N/m} \quad (70)$$

Diese Steifigkeit ist im Vergleich zur Federsteifigkeit im ursprünglichen System

$$k = m\omega_0^2 = 0,25 \cdot 10^{-3} \cdot 4,84^2 = 5,86 \cdot 10^{-3} \text{ N/m} \quad (71)$$

doch sehr hoch und unterstreicht nochmals die Problematik der sehr geringen Grundkreisfrequenz des menschlichen Ganges. Als letzter noch nicht definierter Parameter ist die mechanische Dämpfung d_m zu bestimmen. Bei Zugrundelegung der Gleichung (64) und einem maximal zulässigen Dämpfungsgrad von $D = 1$ ergibt sich d_m zu

$$d_m = 0,03D\sqrt{k} - d_e = 0,03 \cdot 1 \cdot \sqrt{1,927} - 1,9375 \cdot 10^{-6} = 0,04 \text{ Ns/m} \quad (72)$$

und ist viel größer als die elektrische Dämpfung d_e .

Um bei den in Abbildung 57 gewählten Systemabmessungen und den vorangegangenen Auslegungskriterien zu vermeiden, dass der Anteil von d_e kleiner ist als jener von d_m , müsste die Zahl der Spulenwindungen auf mindestens $N \sim 390000$ gesteigert werden, wie in Abbildung 63 zu sehen ist.

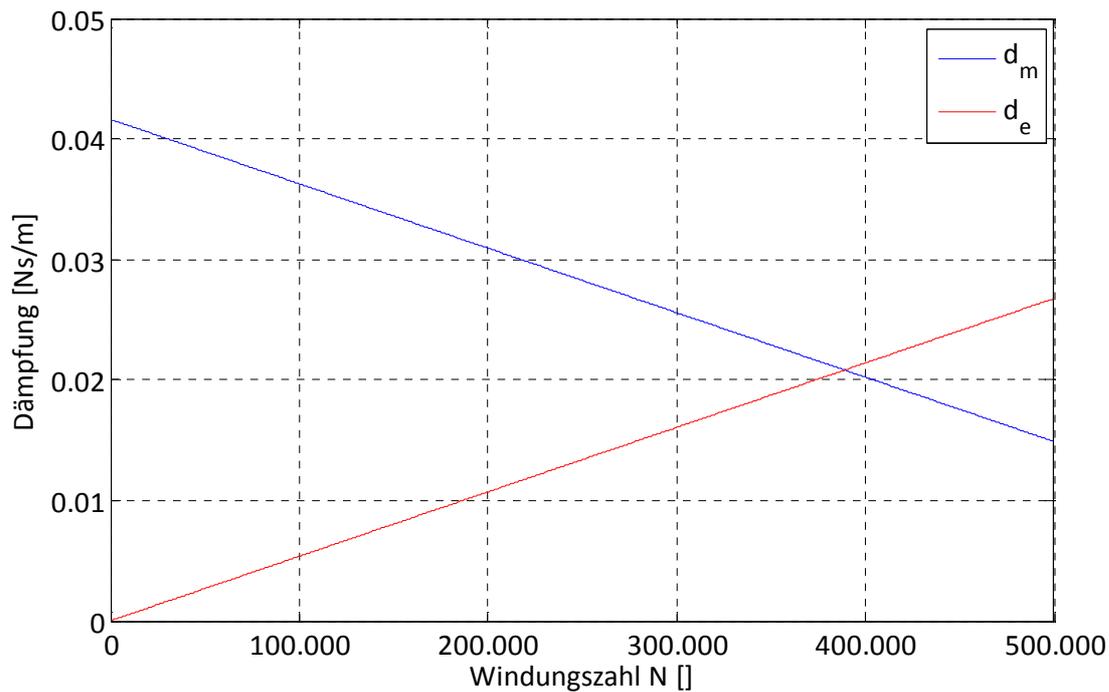


Abbildung 63: Gegenüberstellung elektrische-mechanische Dämpfung

Da sich schon bei der Bestimmung der Federsteifigkeit k herausgestellt hat, dass die Resonanzfrequenz des Energy-Harvesting Systems nicht auf jene der Grundkreisfrequenz des menschlichen Ganges abgestimmt werden kann, wird auch bei der mechanischen Dämpfung d_m von den in Kapitel 3.4.4 hergeleiteten Gleichungen Abstand genommen. Für die ersten Berechnungen wird die mechanische Dämpfung gleich der elektrischen angenommen.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass bei dieser niedrigen Grundfrequenz des menschlichen Ganges $f = 0,77\text{Hz}$ und den dabei auftretenden Beschleunigungen das Energy-Harvesting System enorme Dimensionen erlangen würde, um es auf die Grundfrequenz des menschlichen Ganges auslegen zu können. Das in der Einleitung erwähnte Ziel von autarken Miniaturanwendungen kann mit einem optimal abgestimmten Energy-Harvesting System basierend auf dem elektromagnetischen Prinzip nicht vereint werden.

In folgenden Simulationen werden daher die Abmessungen aus Abbildung 57 beibehalten und die Federsteifigkeit k auf maximal zulässigen Ausschlag ausgelegt. Um dies sicherstellen zu können wurde in das Programm eine Abfrage implementiert und gegebenenfalls die Federsteifigkeit k erhöht, um einen Stoß der bewegten Masse am Gehäuse zu vermeiden. Die mechanische Dämpfung d_m wird gleich groß angenommen, wie die elektrische Dämpfung d_e .

4 Simulationsergebnisse und Optimierung

Aufbauend auf den gewonnenen Daten der Ganganalyse wurden mit den in Kapitel 3 festgelegten Einstellungen die Simulationen zur Ermittlung der erzielbaren Leistungen durchgeführt. Die erzielbaren Leistungen, sowie die Größe der einzelnen für das Energy-Harvesting System wichtigen Parameter, werden in diesem Kapitel erläutert und mit den zuvor berechneten Werten verglichen. Mit diesen Ergebnissen werden sodann Optimierungen hinsichtlich Parameterauslegung getätigt, wobei die in Abbildung 57 angenommenen Randbedingungen nicht verändert werden.

4.1 Federsteifigkeit

Wie in Kapitel 3.4 festgestellt, kann die optimale Federsteifigkeit für das in Abbildung 57 dargestellte System nicht verwendet werden, da diese mit

$$k = m\omega_0^2 = 0,25 \cdot 10^{-3} \cdot 4,84^2 = 5,86 \cdot 10^{-3} \text{ N/m} \quad (71)$$

für alle Körperpunkte zu klein sein, und einen Stoß der schwingenden Masse mit dem Systemgehäuse nach sich ziehen würde. Bei der Simulation wurde daher von dieser optimalen Federsteifigkeit Abstand genommen und das System auf den maximal zulässigen Ausschlag von $z_{\max} = 3,75\text{mm}$ ausgelegt, indem die Federsteifigkeit iterativ erhöht wurde, bis der zulässige Wert nicht mehr überschritten wurde. In [Abbildung 64](#) sind die berechneten Federsteifigkeiten der einzelnen Körperpunkte für alle lokalen Achsen aufgetragen. Hierbei ist deutlich zu erkennen, dass auch bei Punkten mit im Vergleich minimalen Ausschlägen, wie zum Beispiel am Kopf, die errechnete Federsteifigkeit um etwa das 50-fache höher ist als die zuvor berechnete optimale Federsteifigkeit. Bei Punkten mit sehr hohen Ausschlägen, wie zum Beispiel am Fuß, ist dieser Faktor sogar noch um eine Zehnerpotenz höher. Korrespondierend zu den bei der Ganganalyse erhaltenen Daten, treten auch hier die größten Werte an den unteren Extremitäten auf, da diese abhängig von den maximal auftretenden Beschleunigungen sind. Auffallend ist auch, dass die Federsteifigkeiten, welche für das Hüftgelenk berechnet wurden, in allen drei Achsen annähernd gleich groß sind. Das bedeutet jedoch nicht, dass auch die erzielbaren Durchschnittsleistungen von gleichem Wert sind.

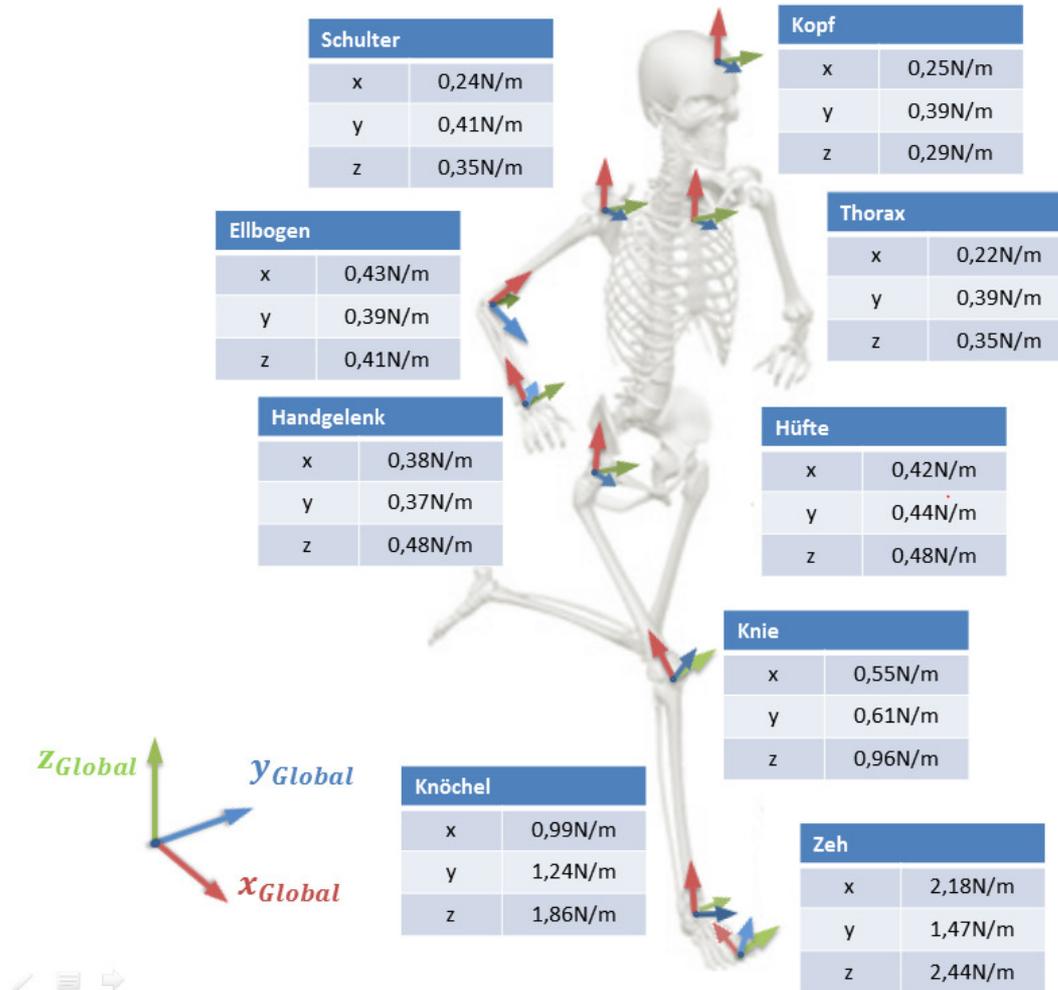


Abbildung 64: Federsteifigkeiten der lokalen Achsen des Energy-Harvesters

Kritische Frequenzen	x_{Lokal}		y_{Lokal}		z_{Lokal}	
	$[\omega]$ in s^{-1}	$[D]$	$[\omega]$ in s^{-1}	$[D]$	$[\omega]$ in s^{-1}	$[D]$
Kopf	31,45	0,32	39,32	0,338	33,84	0,302
Thorax	29,97	0,340	39,53	0,343	37,58	0,291
Schulter	30,78	0,326	40,37	0,327	37,6	0,325
Ellbogen	41,39	0,324	39,26	0,327	40,41	0,331
Handgelenk	39,03	0,363	38,52	0,345	43,71	0,356
Hüftgelenk	40,99	0,301	41,81	0,346	43,8	0,326
Kniegelenk	49,56	0,375	61,99	0,394	62,99	0,430
Knöchel	70,41	0,448	86,2	0,471	93,33	0,465
Fußspitze	93,33	0,465	76,81	0,435	98,83	0,454

Tabelle 3: Kritische Frequenzen für einzelne Körperpunkte

Mit der Kenntnis dieser Federsteifigkeiten kann bestimmt werden, ab welcher Frequenz das Energy-Harvesting System, mit den in Abbildung 57 verwendeten Abmessungen, optimal betrieben werden kann. Diese kritische Frequenz $\omega_{\text{Krit}} = \sqrt{\frac{k}{m}}$ ist für jeden betrachteten Körperpunkt in Tabelle 3 aufgetragen. Würde die Grundkreisfrequenz des menschlichen Ganges zwischen $\omega = 30 - 50\text{s}^{-1}$ liegen, so könnten mit den angenommenen Randbedingungen kopfabwärts bis zum Kniegelenk optimal ausgelegte Energy-Harvesting Systeme angebracht werden und maximale Energie daraus gewonnen werden. Lediglich bei Unterschenkel und Fuß müsste entweder von diesen Randbedingungen Abstand genommen oder das Feder-Masse System nicht in Resonanzfrequenz betrieben werden. Wird das Lehr'sche Dämpfungsmaß über Gleichung (64) berechnet und die mechanische und elektrische Dämpfung ebenfalls diesbezüglich ausgelegt, so ist an allen betrachteten Körperpunkten $D < 0,5$ und das System auf jeden Fall schwingungsfähig.

4.2 Mechanische Dämpfung

Gleichung (64) gibt eine Berechnung der maximal zulässigen mechanischen Dämpfung d_m an, damit das Energy-Harvesting System noch schwingungsfähig bleibt bzw. den aperiodischen Grenzfall erreicht. Wird die in Kapitel 3.4.6 berechnete maximale Windungszahl von $N = 50$ angenommen, so kann über den Spulenwiderstand mit Induktivität $L_C = 17,732\mu\text{H}$ und den ohm'schen Anteil $R_C = 2,625\Omega$ die elektrische Dämpfung berechnet werden zu

$$d_e = 1,9375 \mu\text{Ns/m}. \quad (73)$$

Diese Parameter sind für alle betrachteten Körperpunkte gleich und unabhängig von der Erregung des Systems. Abhängig von der Steifigkeit k des Systems kann die mechanische Dämpfung d_m für den aperiodischen Grenzfall berechnet werden. Aufgrund der, für dieses System schon nicht optimalen Federsteifigkeit, wurde auch die Gesamtdämpfung nicht auf einen konkreten Wert für das Lehr'sche Dämpfungsmaß D getrimmt, sondern die mechanische Dämpfung von gleicher Größe wie die elektrische Dämpfung angenommen.

In Abbildung 65 sind die Auswirkungen auf das Schwingungsverhalten für unterschiedliche Dämpfungsmaße für einen Doppelschritt im eingeschwungenen Zustand des Systems am rechten Zeh in lokaler x -Richtung aufgetragen. Die Annahme $d_e = d_m$ ist für ein System, welches mit so geringer Frequenz erregt wird, legitim, da parasitäre Effekte, wie zum Beispiel der Luftwiderstand, ebenfalls sehr gering sind und über die mechanische Dämpfung dennoch nicht komplett vernachlässigt werden.

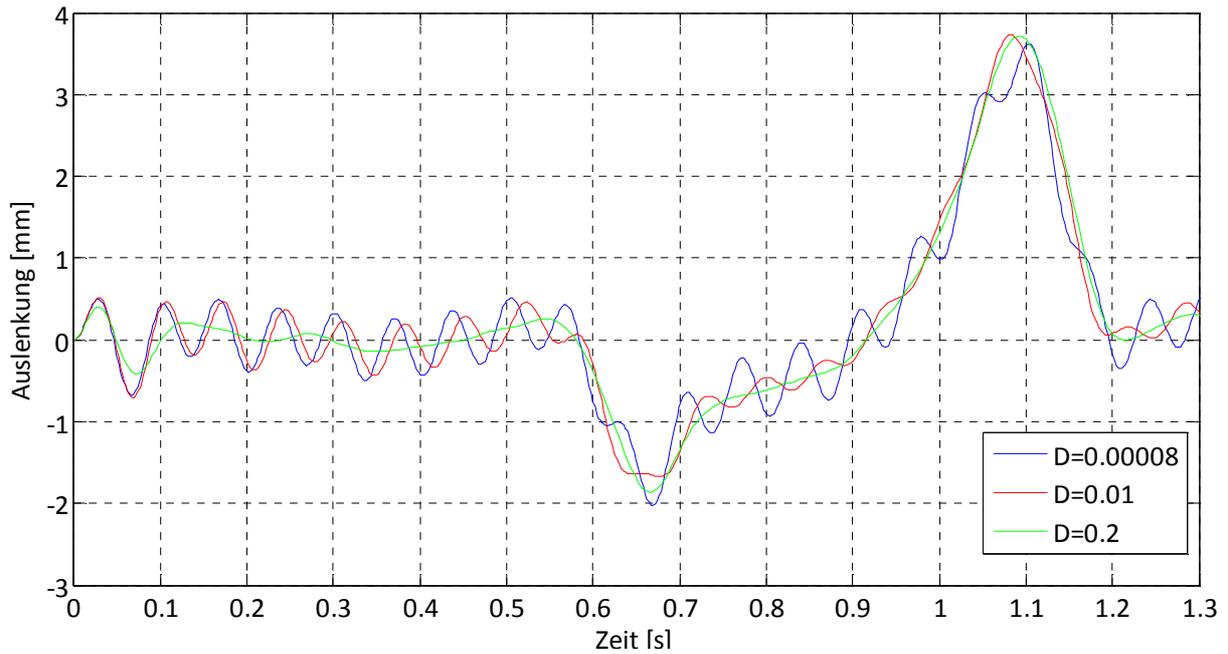


Abbildung 65: Schwingungsvergleich des Energy-Harvesting Systems bei verschiedenen Dämpfungen

Hierin ist deutlich zu erkennen, dass schon ab einem Dämpfungsfaktor von $D = 0,2$ die Schwingung in der Standphase ($0 - 0,6s$) stark gedämpft ist (grüne Kurve) und daher auch die erzielbare Leistung stark gesenkt wird. Bei angenommen identer mechanischer und elektrischer Dämpfung ist der zugehörige Dämpfungsfaktor mit $D = 0,00008$ zwar sehr gering, das Schwingungsverhalten (blaue Kurve) aber für ein Energiegewinnungssystem fast optimal.

4.3 Gemittelte Leistungen

In [Abbildung 66](#) ist der zeitliche Verlauf der erzielbaren Leistung bei einem Energy-Harvesting System nach [Abbildung 57](#) angebracht am rechten Zeh (RTOE) in lokaler x -Richtung aufgetragen. Aufgrund der geringen Dämpfung von $D = 0,00008$ kann hier auch zu Beginn des Doppelschrittes (Standphase $0 - 0,6s$) Energie gewonnen werden, da das Energy-Harvesting System weiterschwingt, obwohl der Zeh nahezu keine Bewegung ausübt, wie aus [Abbildung 19](#) zu sehen ist. Im Mittel kann daher in dieser Phase des Doppelschrittes eine Leistung von

$$P_{\text{Standphase,Mittel}} = 0,37\text{nW} \quad (74)$$

erzielt werden und somit im Vergleich zur gemittelten Leistung über einen gesamten Doppelschritt von

$$P_{\text{Doppelschritt,Mittel}} = 0,45\text{nW} \quad (75)$$

nur um 18% geringer. Aufgrund dieses Ergebnisses wird klar, dass die Dämpfung einen sehr erheblichen Einfluss hat.

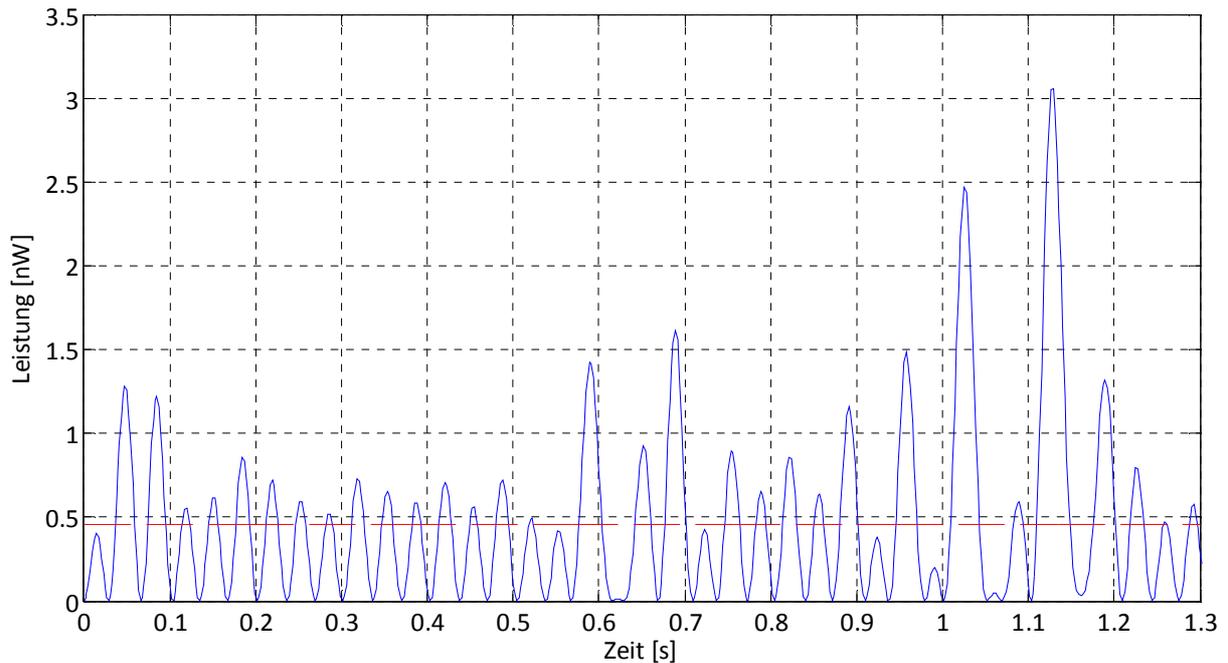


Abbildung 66: Leistung am rechten Zeh (RTOE) in lokaler x-Richtung

Zum Vergleich wurde das gleiche System mit einem Dämpfungsfaktor von $D = 0,2$ simuliert. Die gesamte erzielbare Leistung wird dadurch um $2/3$ vermindert und beträgt nur noch

$$P_{\text{Doppelschritt,Mittel}} = 0,16\text{nW}. \quad (76)$$

Dies kann aufgrund zweier Umstände erklärt werden. Zum einen wird in der Standphase nur eine Leistung von

$$P_{\text{Standphase,Mittel}} = 66\text{pW} \quad (77)$$

erreicht, zum anderen sinkt auch die Spitzenleistung bei $1,1\text{s}$ von $P_{\text{max}} = 3,06\text{nW}$ bei $D = 0,00008$ auf $P_{\text{max}} = 1,38\text{nW}$ bei $D = 0,2$.

In Abbildung 67 ist deutlich zu erkennen, dass die erzielbare Leistung bei einem Doppelschritt stark vom Dämpfungsfaktor D abhängt. Diese Tatsache wurde in obigem Beispiel anhand des rechten Zehs deutlich dargestellt. Daher sollte bei der Auslegung eines Energy-Harvesting Systems darauf geachtet werden die mechanische Dämpfung möglichst gering zu halten, um ein bestmögliches Ergebnis erzielen zu können. Da die Energiegewinnung ebenfalls als Dämpfungsterm auftritt (elektrische Dämpfung), kann bei minimaler mechanischer Dämpfung die elektrische Dämpfung trotzdem auf ein Maximum gehoben werden.

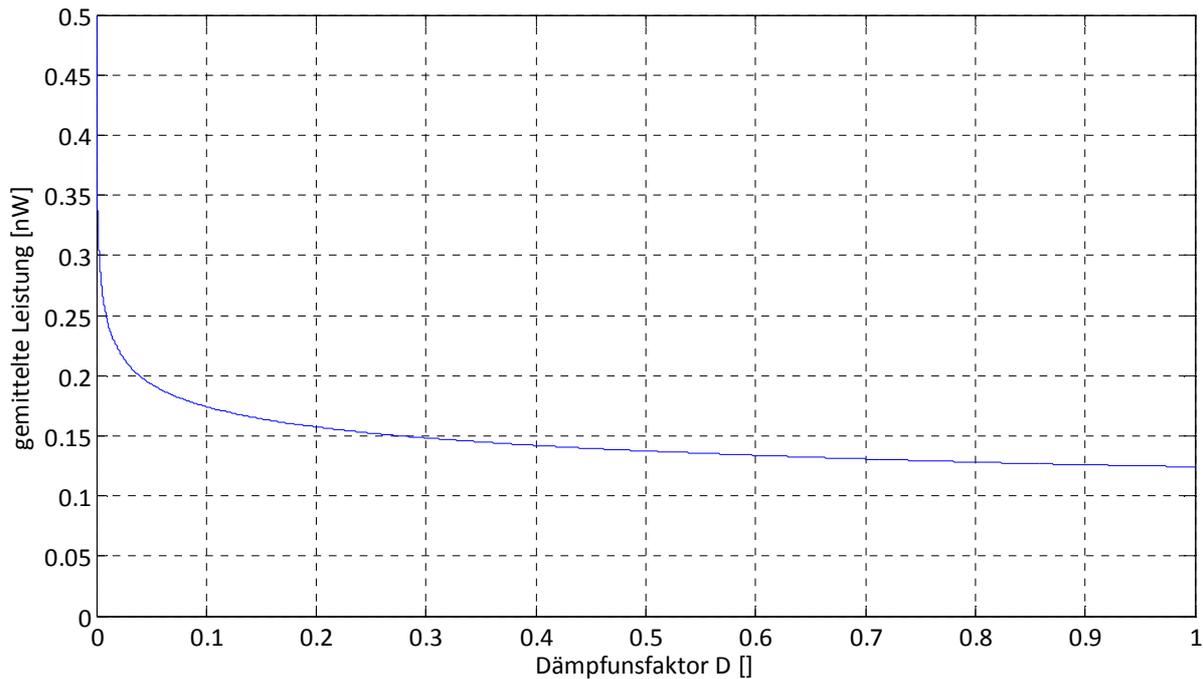


Abbildung 67: Abhängigkeit der gemittelten Leistung vom Lehr'schen Dämpfungsfaktor

Für die in [Abbildung 68](#) angegebenen gemittelten Leistungen wurden, wie in den vorangegangenen Absätzen exemplarisch für den rechten Zeh gezeigt, die gleichen Annahmen für alle anderen markanten Körperpunkte getroffen. Für die Federsteifigkeiten wurden jene aus [Abbildung 64](#) verwendet. Die mechanische und elektrische Dämpfung wurden von gleicher Größe angenommen. Die beiden Dämpfungsterme konnten aufgrund der feststehenden Parameter des elektrischen Modells berechnet werden (siehe Kapitel 4.2).

Werden die gemittelten erzielbaren Leistungen der einzelnen markanten Körperpunkte miteinander verglichen, so kann als erstes festgestellt werden, dass nicht, wie erwartet, an den Orten mit den größten Bewegungen (Hand und Fuß) die meiste Energie gewonnen werden kann. So ist zum Beispiel in der lokalen x -Richtung des vordersten rechten Fußpunktes lediglich eine Leistung von $P_{Zeh,Mitte,x} = 0,51\text{nW}$ zu erzielen. Auch die Varianz dieses Wertes bei den 10 Testpersonen war sehr gering. Grund dafür ist die mit $k_{Zeh,x} = 2,18\text{N/m}$ sehr hohe, notwendige Federsteifigkeit, um die schwingende Masse innerhalb der Systemgrenzen zu halten. Allerdings ist die Erregung für ein Energy-Harvesting System mittels elektromagnetischen Prinzips nicht optimal, da während des gesamten Doppelschrittes nur ein stark ausgeprägtes Beschleunigungs- bzw. Auslenkungsmaximum auftritt, auf welches die Federsteifigkeit ausgelegt werden muss. Für die restliche Dauer des Doppelschrittes ist die Beschleunigung im Vergleich zum Maximum sehr gering. Daher ist auch die Auslenkung der schwingenden Masse, und damit verbunden die induzierte Spannung, sehr gering. Diese Tatsache führt zu dem oben angeführten geringen Wert für die erzielbare Leistung. Dieses Problem ist vorwiegend bei den unteren Extremitäten abwärts des Knies in den lokalen x - und y -

Achsen angesiedelt. Das Knie- bzw. das Hüftgelenk hingegen weisen eine kontinuierliche Bewegung auf. Dies macht sich in den teilweise doppelt so hohen Leistungen im Vergleich zum Knöchel oder Zeh bemerkbar, obwohl die ausgeführten Bewegungen dieser Punkte geringere Strecken zurücklegen. Durch den besser ausgeprägten, harmonischeren Verlauf der Eingangssignale liegen auch die Federsteifigkeiten dieser Punkte in allen drei lokalen Achsen mit $k = 0,42 - 0,96 \text{ N/m}$ weit unter jenen des Knöchel- oder des Fußpunktes.

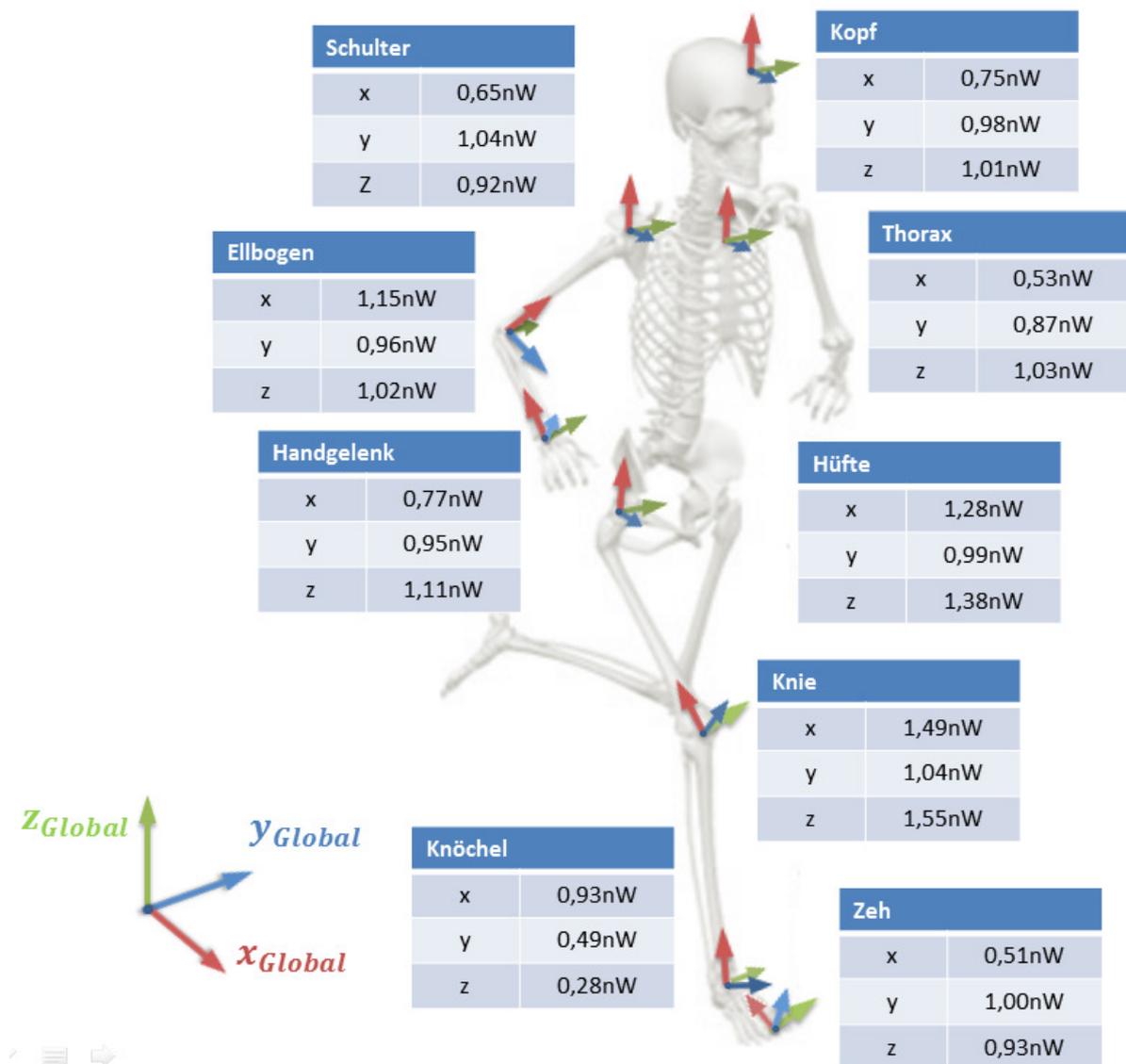


Abbildung 68: gemittelte Leistung an den markanten Körperpunkten

An Oberkörper und oberen Extremitäten ist schon anhand der durchwegs geringen Federsteifigkeiten zu erkennen, dass hier die Schwingungsausschläge im Vergleich zu den unteren Extremitäten kleinere Werte annehmen. Allerdings sind die Schwingungen an jedem Körperpunkt oberhalb des Hüftgelenks in jeder Richtung sehr harmonisch. Für ein Energy-Harvesting System mittels elektromagnetischen Prinzips sind das sehr gute Voraussetzungen. So ist zum Beispiel die gemittelte Leistung in der lokalen y -Richtung des betrachteten Kopfpunktes mit $P_{\text{Kopf,Mittel},y} = 0,98\mu\text{W}$ gleich groß, wie jene am vordersten Zehpunkt in dessen lokaler y -Richtung.

4.4 Optimierung

Alle angegebenen Werte in Abbildung 68 wurden, wie in vorhergegangenem Kapitel erläutert, mit denselben Voraussetzungen und Annahmen berechnet, um einen ersten Überblick zu erhalten. In diesem Kapitel werden nun die einzelnen Körperpunkte explizit betrachtet, um für jeden Punkt ein optimales Parameterset und dadurch eine optimale Energiegewinnung erreichen zu können. Diesbezüglich wird versucht, vor allem die Parameter des elektrischen Modells zu variieren, da die meisten des mechanischen Systems, vorwiegend die Federsteifigkeit, bereits fixiert und auch notwendig sind, um das System in einem schwingungsfähigen Zustand zu halten.

Als Haupteinflussparameter gilt die Windungszahl N der Spule, da von der Windungszahl der Spulenwiderstand R_{Spule} , sowie die elektrische Dämpfung d_e abhängt. Bis jetzt wurde von einer einlagigen Spulenwicklung ausgegangen. Zur Optimierung soll von dieser Annahme nun Abstand genommen werden und eine optimale, aber dennoch realisierbare, Windungszahl eruiert werden. Diesbezüglich wird auch versucht den Drahtdurchmesser zu variieren, um den Einfluss dieses Parameters ebenfalls berücksichtigen zu können.

Die mechanische Dämpfung d_m wurde für die Simulationen in Kapitel 4.3 gleichgesetzt mit der elektrischen Dämpfung. Um einen plausiblen Vergleich zu erhalten wird dieser Wert mit

$$d_m = 1,9375 \frac{\mu\text{Ns}}{\text{m}} \quad (78)$$

fixiert.

Optimale Wickeltechnik und Füllfaktor

In der Spulenwicklungstechnik ist die so genannte orthozyklische Wicklungstechnik jene mit dem höchsten Füllfaktor [38]. Bei dieser Technik werden die einzelnen Wicklungen in die jeweils unterhalb liegende Grube zwischen zwei Wicklungen eingebettet, wie in Abbildung 69 abgebildet zu sehen ist. Der Füllfaktor beschreibt das Verhältnis von theoretisch verfügbarer zu verwendeter Fläche. Bei dieser Wickeltechnik ist dieses Verhältnis die in Abbildung 69 eingezeichnete Dreiecksfläche zur tatsächlich mit Drähten bebauten Fläche

$$F = \frac{\frac{d^2 \pi \cdot 60}{4 \cdot 360} \cdot 3}{\frac{d^2}{4} \cdot \sqrt{3}} = \frac{\sqrt{3} \cdot \pi}{6} = 0,907. \quad (79)$$

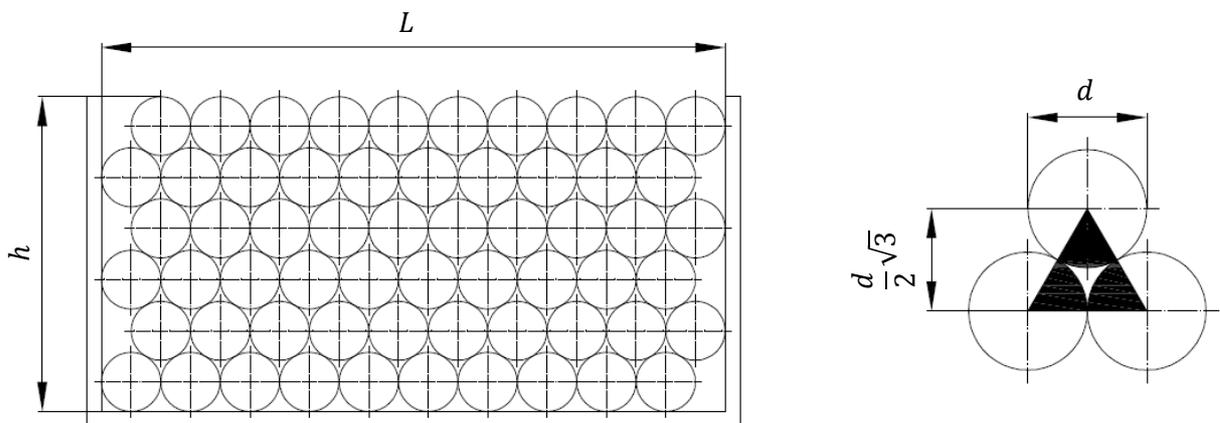


Abbildung 69: Orthozyklische Spulenwicklung

Die Gesamthöhe der Wicklungen ergibt sich weiter zu

$$h = d + (n - 1) \cdot \frac{d}{2} \sqrt{3} \quad (80)$$

mit der Anzahl an Lagen n . Die Spulenlänge ergibt sich sodann zu

$$L = x \cdot d + \frac{d}{2} \quad (81)$$

mit x als Windungsanzahl je Lage.

Für die in Abbildung 57 angegebenen Abmessungen sind diese Parameter mit der Spulenlänge $L = 5\text{mm}$ und der maximal zulässigen Höhe $h = 0,25\text{mm}$ festgelegt. Anhand dieser Werte können nun die maximalen Windungsanzahlen abhängig vom Drahtdurchmesser berechnet werden. In Abbildung 70 sind die maximal einzubringenden Windungen, abhängig vom Drahtdurchmesser, aufgetragen. Die Unstetigkeitsstellen rühren daher, dass die Division der Spulenlänge nicht bei allen Durchmessern eine ganze Zahl ergibt und daher abgerundet werden muss, da die letzte Windung in dem vorgesehenen Raum keinen Platz mehr finden würde. Bei einem Drahtdurchmesser von $d = 100\mu\text{m}$ beträgt die maximale Anzahl an Windungen trotz mehrreihiger Wicklung nur $N_{\text{max}} = 98$.

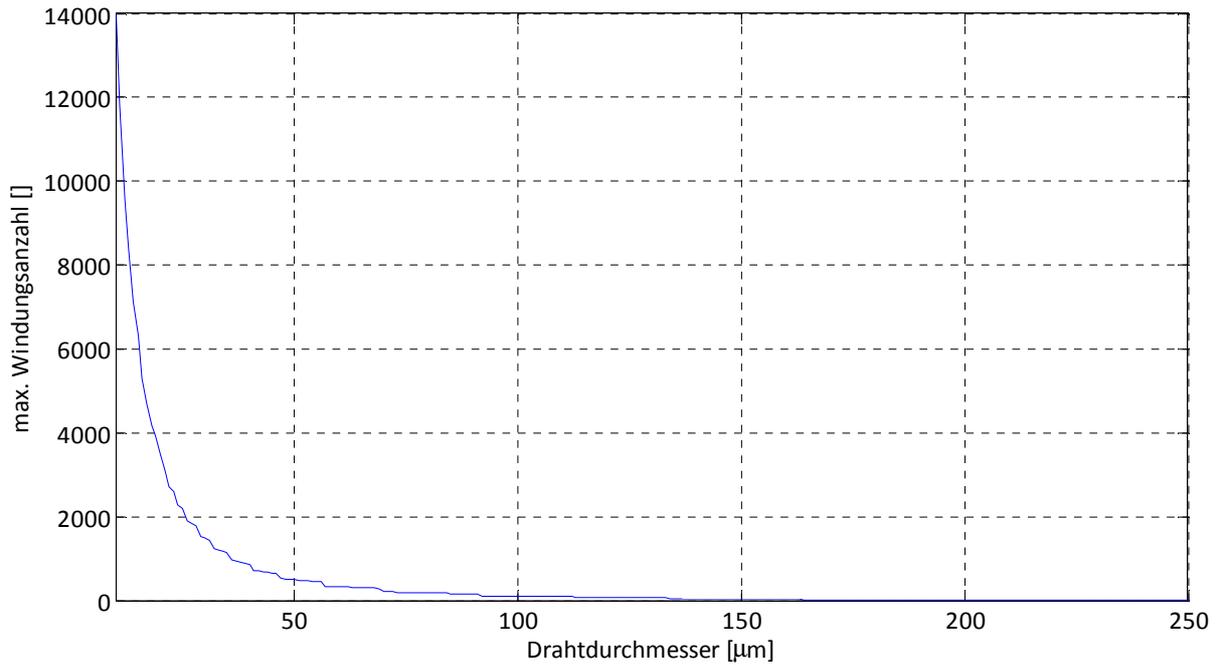


Abbildung 70: Maximale Anzahl Spulenwindungen

Da mit steigender Windungszahl der serielle Widerstand ansteigt, jedoch bei damit verbundenen kleineren Drahtdurchmessern die Spuleninduktivität sinkt wird bei folgenden Optimierungsversuchen der Drahtdurchmesser vom kleinstmöglich zu fertigen ($d_{\text{Draht}} = 10\mu\text{m}$) bis zum größtmöglichen, welcher von den Bauraumvorgaben eingebaut werden kann ($d_{\text{Draht}} = 250\mu\text{m}$), variiert.

Tabelle 4 gibt eine numerische Übersicht der maximalen Windungszahlen für die in den Optimierungssimulationen verwendeten Drahtdurchmesser $d_{\text{Draht}} = 10 - 250\mu\text{m}$.

d_{Draht}	N	d_{Draht}	N
10 μm	13972	150 μm	32
30 μm	1495	170 μm	28
50 μm	495	190 μm	25
70 μm	210	210 μm	23
90 μm	165	230 μm	21
110 μm	88	250 μm	19
130 μm	74		

Tabelle 4: Übersicht der maximalen Windungszahlen in Abhängigkeit des Drahtdurchmessers

4.4.1 Kopf

Zu Beginn der Optimierung wurde ermittelt bei welchem Drahtdurchmesser und bei welcher Windungszahl für die in Abbildung 57 gültigen Abmessungen eine maximale Leistung erzielt werden kann. Abbildung 71 zeigt das Ergebnis dieser Analyse für die lokale x-Richtung. Die blau gestrichelte Kurve verbindet jeweils die Punkte der maximalen Leistungen bei den verschiedenen geprüften Drahtdurchmessern. Die Durchmesser von $d_{\text{Draht}} = 10 - 50\mu\text{m}$ werden in diesem Diagramm nicht dargestellt, da Leistungen auch bei hohen Windungszahlen von $N > 500$ weit unter jenen Werten der dargestellten Kurven liegen. Bei den Durchmessern $d_{\text{Draht}} = 70\mu\text{m}$ und $d_{\text{Draht}} = 90\mu\text{m}$ erreichen die Kurven schon bei $N = 150$ einen nahezu horizontalen Verlauf, allerdings bei sehr geringen mittleren Leistungen von $P_{70} = 0,228\text{nW}$ und $P_{90} = 0,568\text{nW}$.

Die gemittelte Leistung, im Folgenden auch Durchschnittsleistung genannt, wird über zehn Perioden (Doppelschritten) im eingeschwungenen Zustand berechnet. Bei $d_{\text{Draht}} = 110\mu\text{m}$ beginnt die Kurve bereits etwas flacher zu verlaufen. Das Maximum für die gemittelte Leistung kann allerdings bei den maximal einzubringenden Windungen noch nicht erreicht werden. Bei den größeren Drahtdurchmessern $d_{\text{Draht}} = 150 - 250\mu\text{m}$ steigen die Verläufe steil an, jedoch sind die maximal einzubringenden Windungszahlen so gering, dass die erzielbaren Leistungen ebenfalls sehr gering ausfallen. Die optimale Kombination von Drahtdurchmesser und Windungszahl, welche die maximal zu erzielbare Leistung hervorruft, ergibt sich mit $d_{\text{Draht}} = 130\mu\text{m}$ und $N = 74$. Diese Kombination gilt für alle betrachteten Körperpunkte in jeder lokalen Achse als optimal (siehe Anhang A).

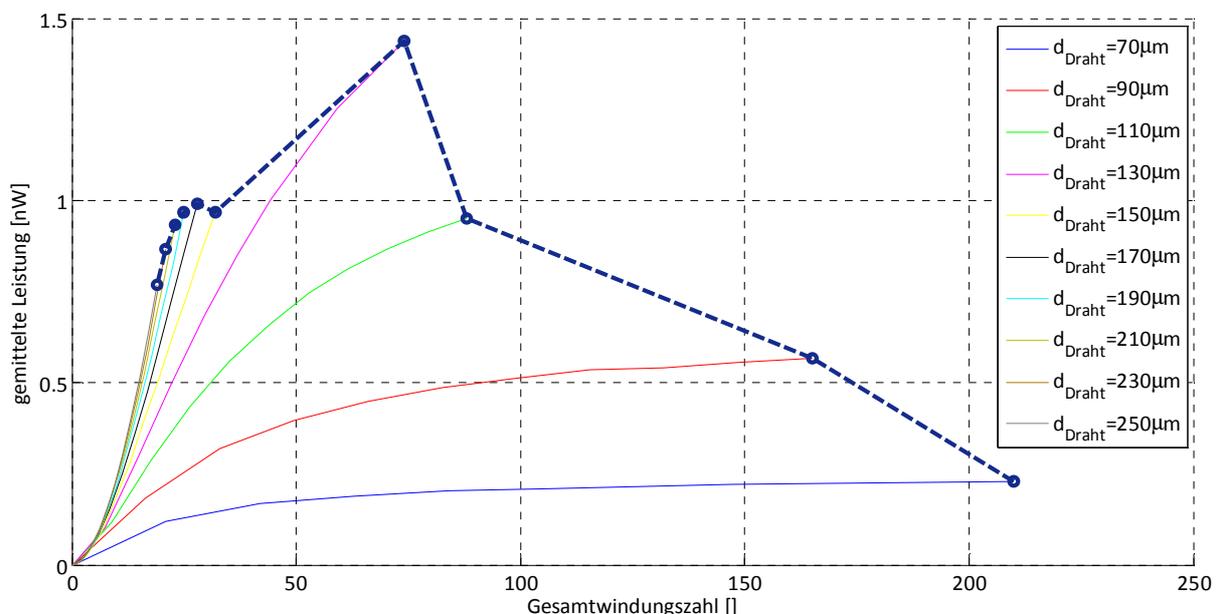


Abbildung 71: Übersicht der erzielbaren Leistungen bei unterschiedlichen Drahtdurchmessern (x-Richtung)
Die Grenzkurve ergibt sich aus der maximalen Windungszahl, siehe Tabelle 4

In Abbildung 72 sind zur besseren Deutung der Ergebnisse die Achsen des lokalen Koordinatensystems des Kopfsegmentes dargestellt. In der darauf folgenden Tabelle 5 sind die Ergebnisse und die wichtigsten Parameter des betrachteten Segmentes aufgetragen. Die höchste erzielbare Durchschnittsleistung kann in lokaler y -Richtung, ident mit der Bewegungsrichtung, erzielt werden. Dies ist durchaus plausibel, da in dieser Richtung die Schwingung sehr harmonisch verläuft und auch die Beschleunigung, und somit die auf das Energy-Harvesting System wirkende Kraft, am größten ist (Abbildung 73, Mitte). Dies ist auch daran zu erkennen, dass die Systemkräfte sowohl in positiver als auch in negativer Richtung gleich groß sind. Das sehr schwach gedämpfte System kann daher in dieser Richtung annähernd ohne Störeinfluss schwingen. Dieselben Voraussetzungen gelten ebenfalls in die z -Richtung, allerdings sind hier die am System wirkenden Kräfte nur zirka ein Drittel jener in y -Richtung (Abbildung 73, Unten). In x -Richtung ist eine symmetrische, kontinuierliche Schwingung aufgrund des Aufsetzens des Fußes nicht möglich. Dieses Aufsetzen, und der damit verbundene Stoß, wirken als Störgrößen auf die Schwingung in dieser Richtung. Dieser Effekt ist auch in Abbildung 73, Oben sehr deutlich bei ungefähr $0,3s$ zu sehen. Die Schwingung wird schlagartig abgebremst und in die Gegenrichtung fortgesetzt. Diese Tatsache wirkt sich auf den harmonischen Verlauf der Schwingung negativ aus, welches sich in der für das Kopfsegment geringsten Durchschnitts- und Maximalleistung widerspiegelt. Die gesammelten Leistungsverläufe über einen Doppelschritt sind dem Anhang A zu entnehmen.

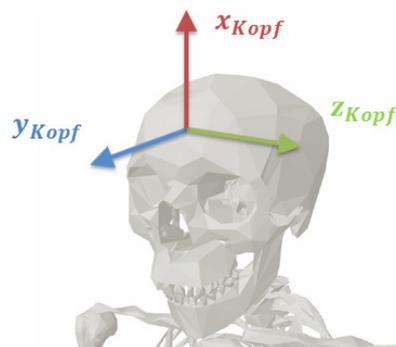


Abbildung 72: Lokale Koordinatensysteme des Kopfsegmentes

		x-Achse	y-Achse	z-Achse
Durchschnittsleistung	nW	0,9442	2,3913	1,1930
Maximalleistung	nW	5,7470	12,9882	6,2124
Federsteifigkeit k	N/m	0,1921	0,4208	0,1782
Lehr'sche Dämpfung		0,00048	0,00032	0,00050

Tabelle 5: Ergebnisse für die erzielbaren Leistungen und die mechanischen Parameter (Kopfsegment)

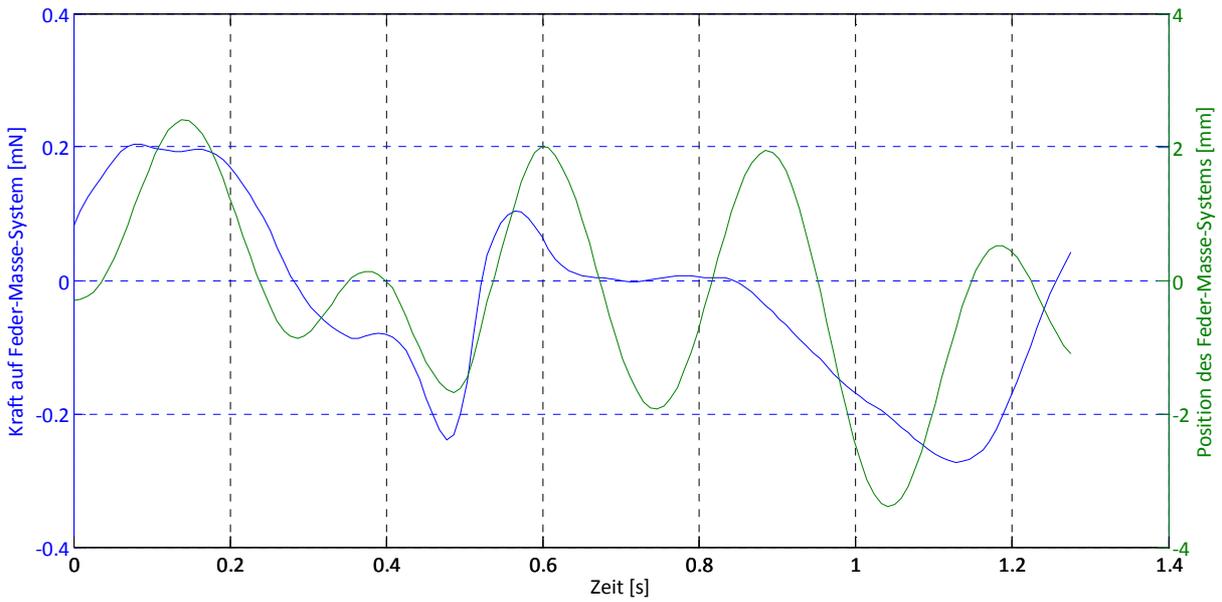
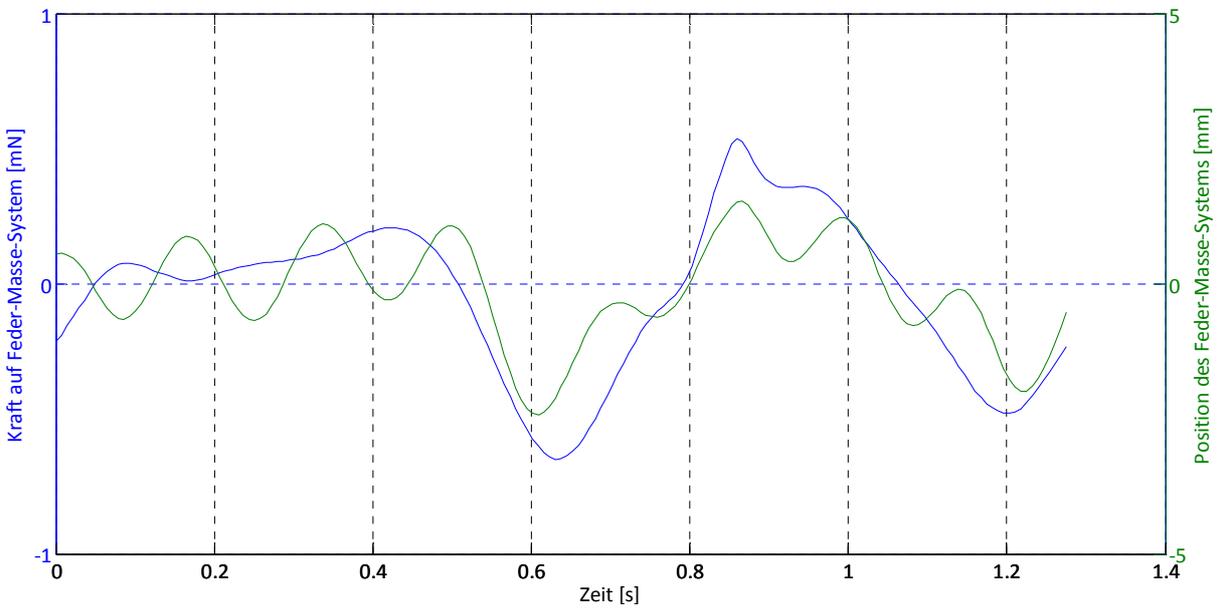
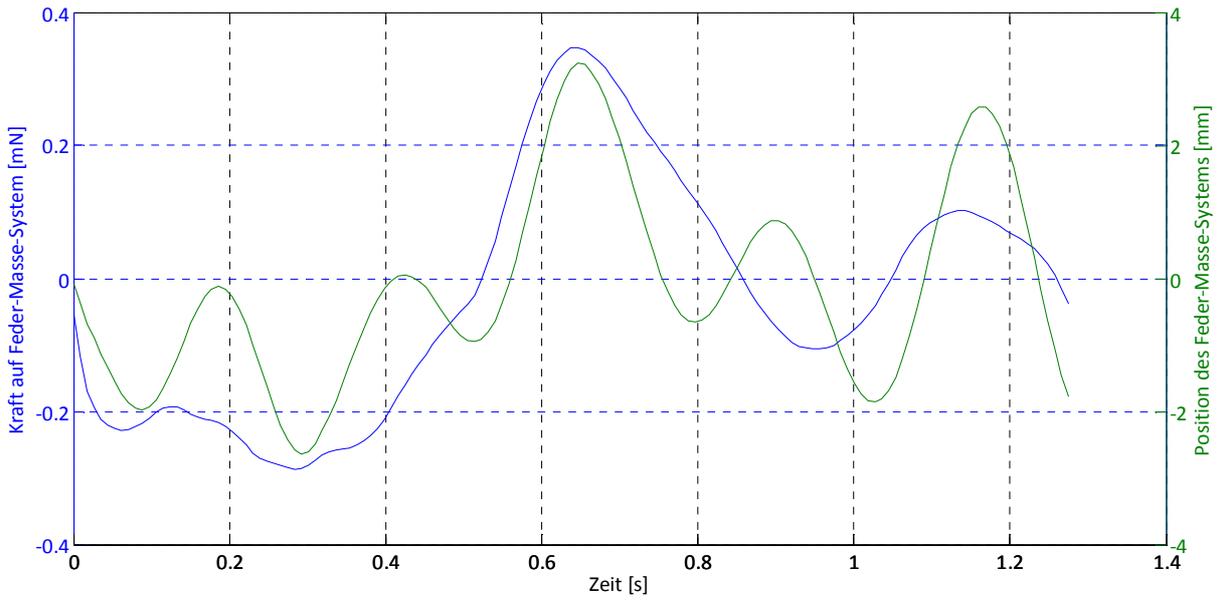


Abbildung 73: Kraftwirkung und Position des Energy-Harvesting Systems (Kopfsegment)
x-Richtung (Oben) / y-Richtung (Mitte) / z-Richtung (Unten)

4.4.2 Thorax

Das lokale Koordinatensystem des Thorax Segmentes (Abbildung 74) ist im Vergleich zum lokalen Koordinatensystem des Kopfsegmentes aufgrund der Bombierung des Brustkorbes leicht um \vec{y}_{Global} gedreht. \vec{y}_{Thorax} steht im Ursprung des in Kapitel 2.3.3 festgelegten Thorax Punktes normal auf den Brustkorb. Die lokale x-Achse \vec{x}_{Thorax} zeigt daher nicht senkrecht nach oben sondern Richtung Rückenbereich. Durch diese Drehung wird der Stoß beim Aufsetzen des Fußes kompensiert und die Schwingung in der x-Achse kann harmonisch mit gleichen angreifenden Kräften in positiver und negativer Richtung erfolgen. Die Durchschnittsleistung ist daher auch um 56% höher als jene im Kopfbereich. In y-Richtung ist die gemittelte und die maximale Leistung für den Thorax Bereich, wiederum verglichen mit dem betrachteten Körperpunkt am Kopf, geringer, da beim menschlichen Gang der Kopf während eines Doppelschrittes eine leichte Nickbewegung nach vorne durchführt. Dieses Nicken ruft Geschwindigkeitsveränderungen hervor, welche sich auf das Schwingungsverhalten des Energy-Harvesting Systems positiv auswirken. Die Durchschnitts-, sowie die Maximalleistung, in der lokalen z-Achse ist aufgrund der Drehung des Thorax beim Vorsetzen eines Fußes um 146% höher als jene am betrachteten Kopfpunkt in gleicher lokaler Richtung. Dies ist auch an den unterschiedlichen Größen der Eingangskräfte in Abbildung 75, Unten (verglichen mit Abbildung 73, Unten) sehr deutlich zu sehen.

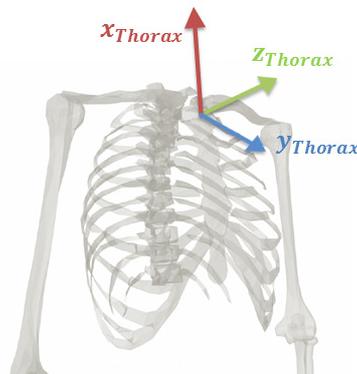


Abbildung 74: Lokale Koordinatensysteme des Thoraxsegmentes

		x-Achse	y-Achse	z-Achse
Durchschnittsleistung	nW	1,4798	1,6312	2,9394
Maximalleistung	nW	8,9030	9,7863	13,7959
Federsteifigkeit k	N/m	0,2372	0,3422	0,3119
Lehr'sche Dämpfung		0,00043	0,00036	0,00037

Tabelle 6: Ergebnisse für die erzielbaren Leistungen und die mechanischen Parameter (Thoraxsegment)

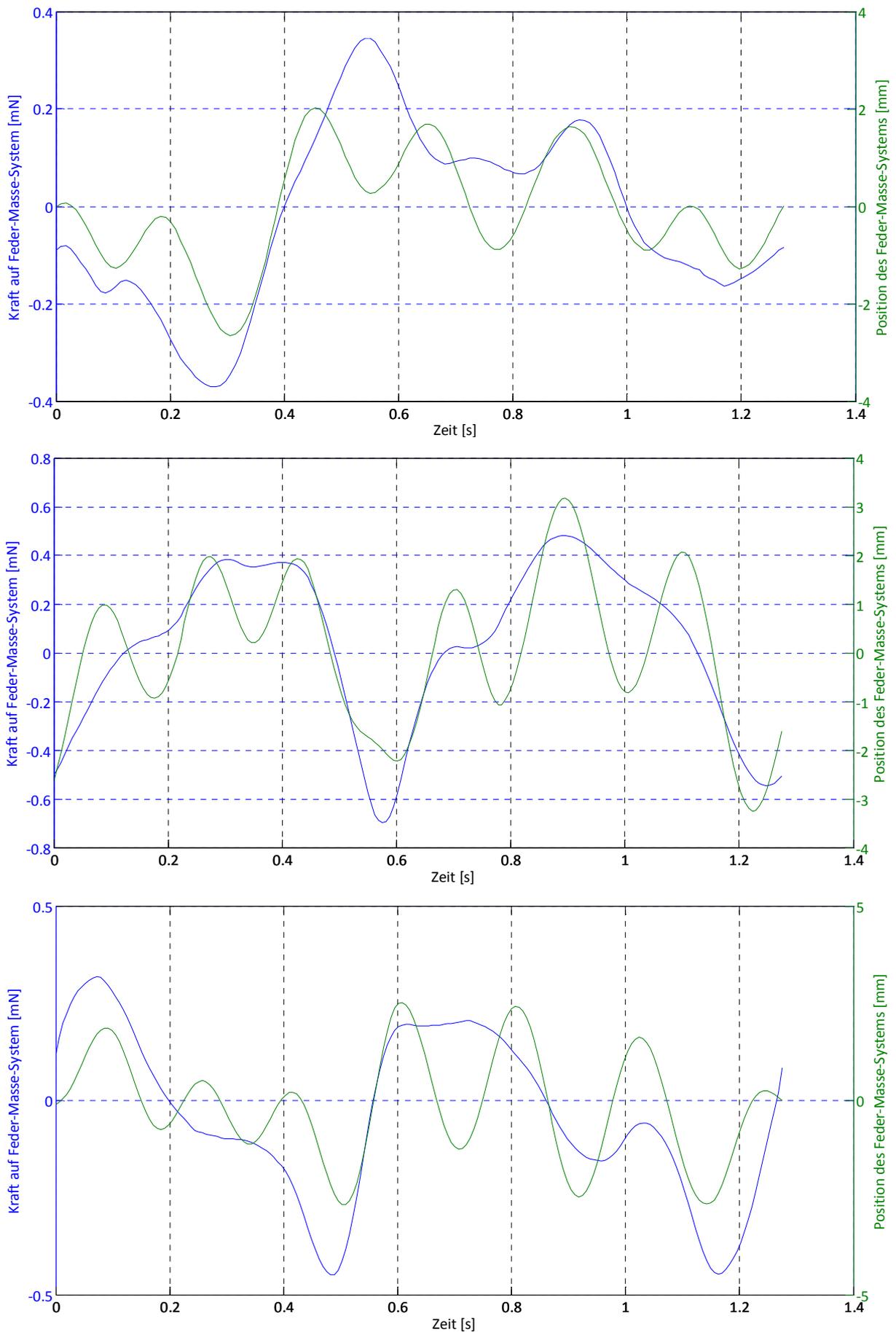


Abbildung 75: Kraftwirkung und Position des Energy-Harvesting Systems (Thorax Segment)
x-Richtung (Oben) / y-Richtung (Mitte) / z-Richtung (Unten)

4.4.3 Schultergelenk

Wie in Kapitel 2.3.3 erläutert wurde für das Schultergelenk kein eigenes Koordinatensystem festgelegt, da der Schulterbereich nicht als eigenes Körpersegment geführt wird. Die Berechnung der Leistungen im Schultergelenk wurde daher im lokalen Koordinatensystem des Thorax Segmentes durchgeführt. Aus diesem Grund sind auch sowohl die Durchschnittsleistungen, als auch die Maximalleistungen in der x - und y -Achse annähernd ident. Der Schwingungsverlauf in y -Richtung ist beim Thorax Körperpunkt der gleiche wie beim berechneten Körperpunkt für das Schultergelenk. In x -Richtung trifft dies ebenso zu, allerdings aufgrund der Verlagerung des Körperschwerpunktes beim Fußwechsel der Gangbewegung zeitlich versetzt. Lediglich in z -Richtung unterscheiden sich die Werte stark. Dies tritt aufgrund der Drehung des Oberkörpers beim Vorziehen eines Fußes auf. Diese Drehung verursacht im Thorax Körperpunkt eine seitliche Bewegung des Oberkörpers, während im Schultergelenk die Drehung überwiegt und die Bewegung in z -Richtung vermindert. Obwohl die Maximalleistung, sowie die Federsteifigkeit und das Lehr'sche Dämpfungsmaß annähernd ident sind kommt es bei der Durchschnittsleistung zu einer Abweichung von über 70%.

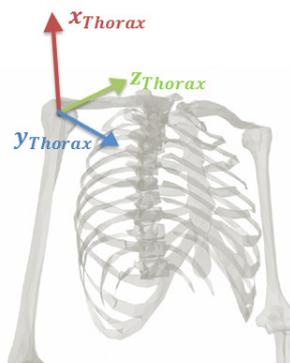


Abbildung 76: Lokale Koordinatensysteme des Schultergelenks

		x-Achse	y-Achse	z-Achse
Durchschnittsleistung	nW	1,3106	1,3693	1,7009
Maximalleistung	nW	7,3552	8,2052	13,3048
Federsteifigkeit k	N/m	0,2191	0,3304	0,3362
Lehr'sche Dämpfung		0,00045	0,00036	0,00036

Tabelle 7: Ergebnisse für die erzielbaren Leistungen und die mechanischen Parameter (Schultergelenk)

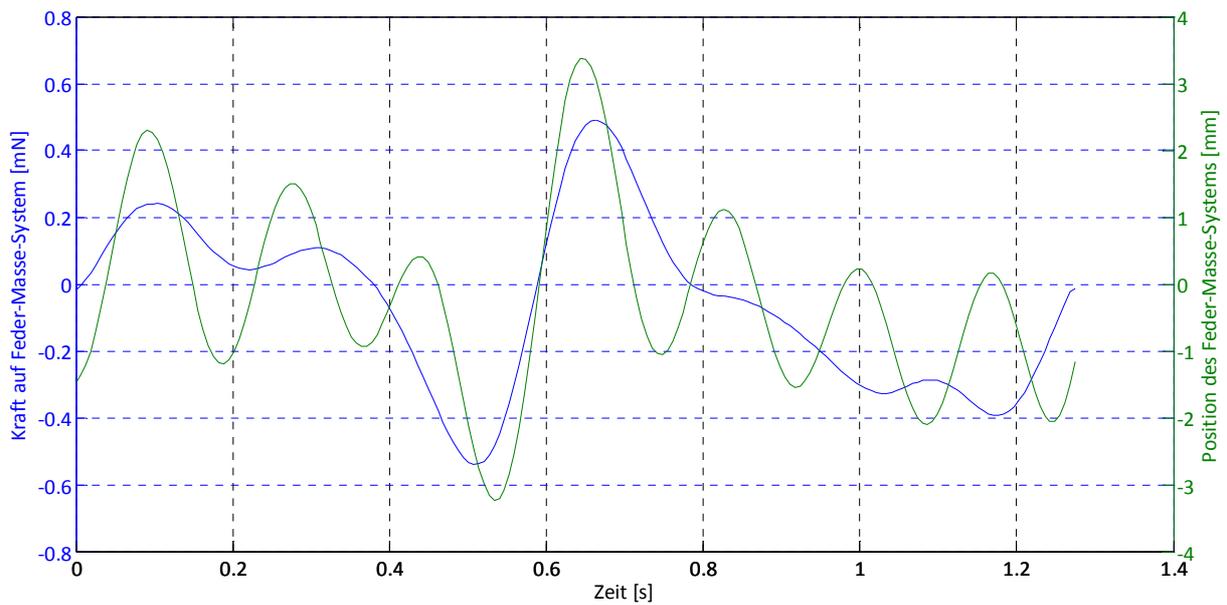
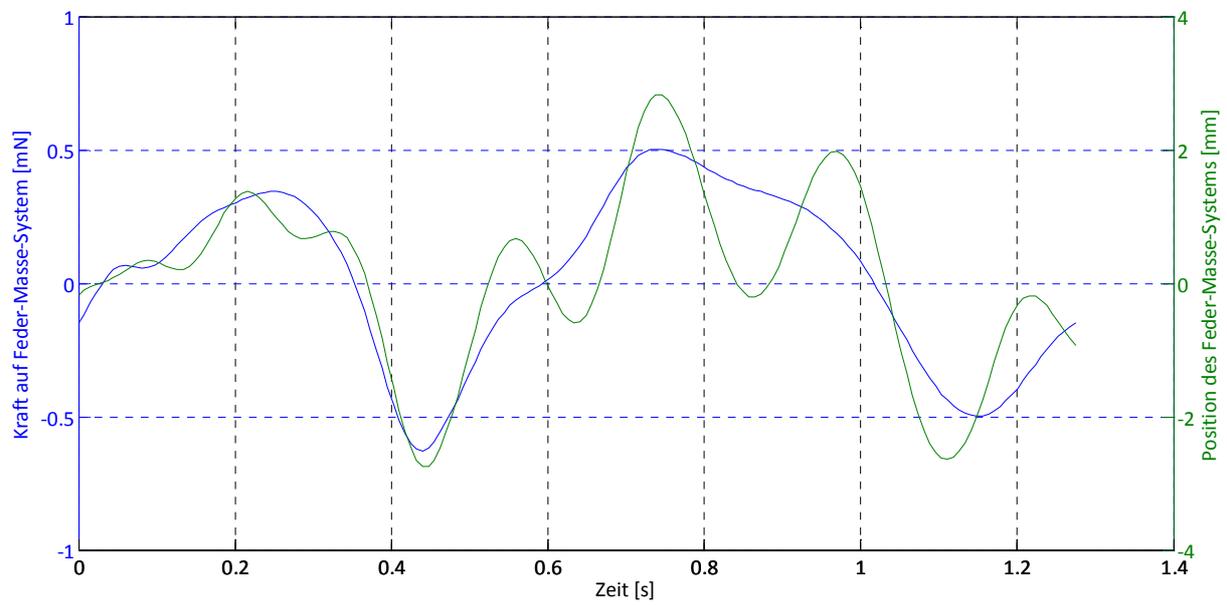
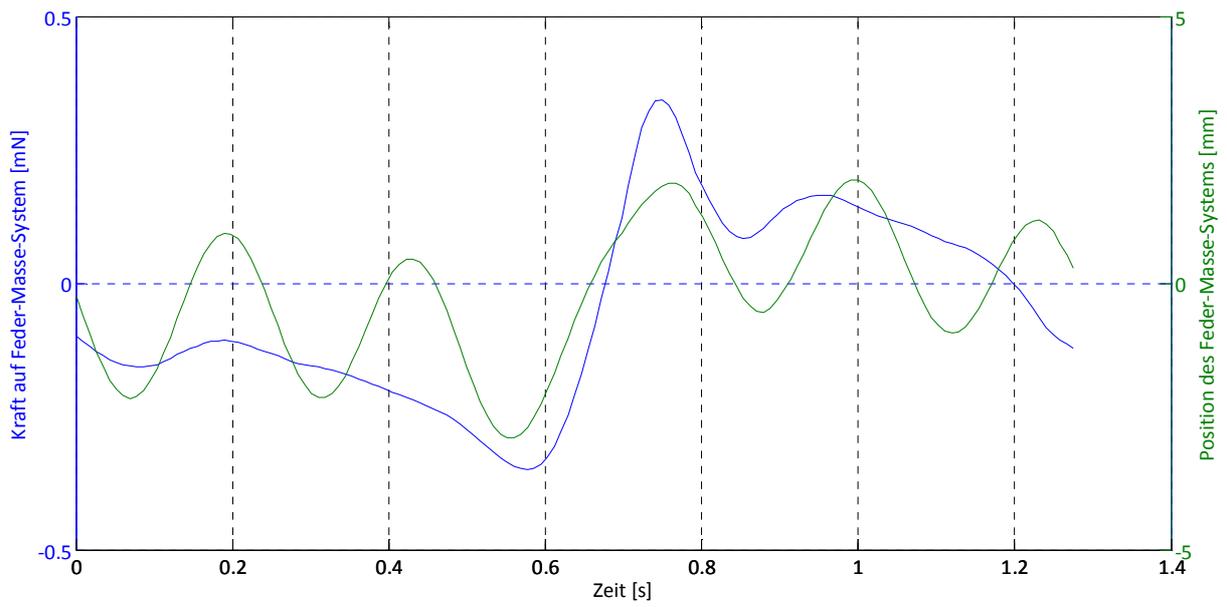


Abbildung 77: Kraftwirkung und Position des Energy-Harvesting Systems (Schultergelenk)
x-Richtung (Oben) / y-Richtung (Mitte) / z-Richtung (Unten)

4.4.4 Ellbogen

Beim Vorschwingen des Oberarmes während eines Schrittes zeigt die Handfläche in Richtung Körpermitte. Das bedeutet für das Ellbogengelenk, dass die Achse \vec{y}_{Oberarm} in Gangrichtung gerichtet ist. Zur Schwingungsbewegung des Armes wird die Drehbewegung des Oberkörpers, wie in Kapitel 4.4.3 erläutert, überlagert. Bei dieser Drehbewegung wird der gesamte Oberarm in Richtung Körpermitte geführt (lokale Achse \vec{z}_{Oberarm}). In Abbildung 79 ist sehr deutlich zu erkennen, dass die Amplituden der y- (Mitte) und der z-Richtung (Unten) der am System wirkenden Kräfte doppelt so hoch sind wie in der lokalen x-Achse. Die Durchschnittsleistung aller drei Achsen unterscheiden sich jedoch lediglich um 31%. Dies rührt daher, dass in \vec{x}_{Oberarm} die Federsteifigkeit mit 0,2374 N/m im Vergleich zu den anderen beiden Achsen sehr gering gewählt werden kann und das Feder-Masse System daher mit weniger Kraftaufwand zum Schwingen angeregt werden kann. Interessant ist auch, dass bei näherer Betrachtung der Schwingung in y-Richtung diese einen ähnlichen Verlauf wie jene in y-Richtung des Kopfsegmentes aufweist. Auch die Durchschnitts- und Maximalleistungen, sowie die Größenordnung der am System angreifenden Kräfte sind beinahe ident. Erklären lässt sich dieser Effekt dadurch, dass die y-Achse des Kopfsegmentes über die gesamte Dauer in Gehrichtung zeigt, während die y-Achse des Ellbogengelenks die Drehbewegung des Oberkörpers mitmacht und dadurch eine gewisse Zeitdauer normal zur Gehrichtung ausgerichtet ist und kaum Relativbewegungen durchführt.

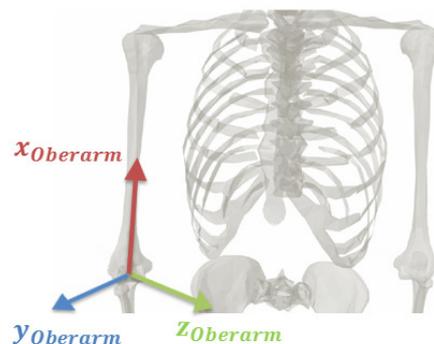


Abbildung 78: Lokale Koordinatensysteme des Ellbogens

		x-Achse	y-Achse	z-Achse
Durchschnittsleistung	nW	2,0294	2,2105	2,6772
Maximalleistung	nW	8,7482	10,6528	12,7374
Federsteifigkeit k	N/m	0,2374	0,3581	0,4411
Lehr'sche Dämpfung		0,00043	0,00035	0,00031

Tabelle 8: Ergebnisse für die erzielbaren Leistungen und die mechanischen Parameter (Ellbogen)

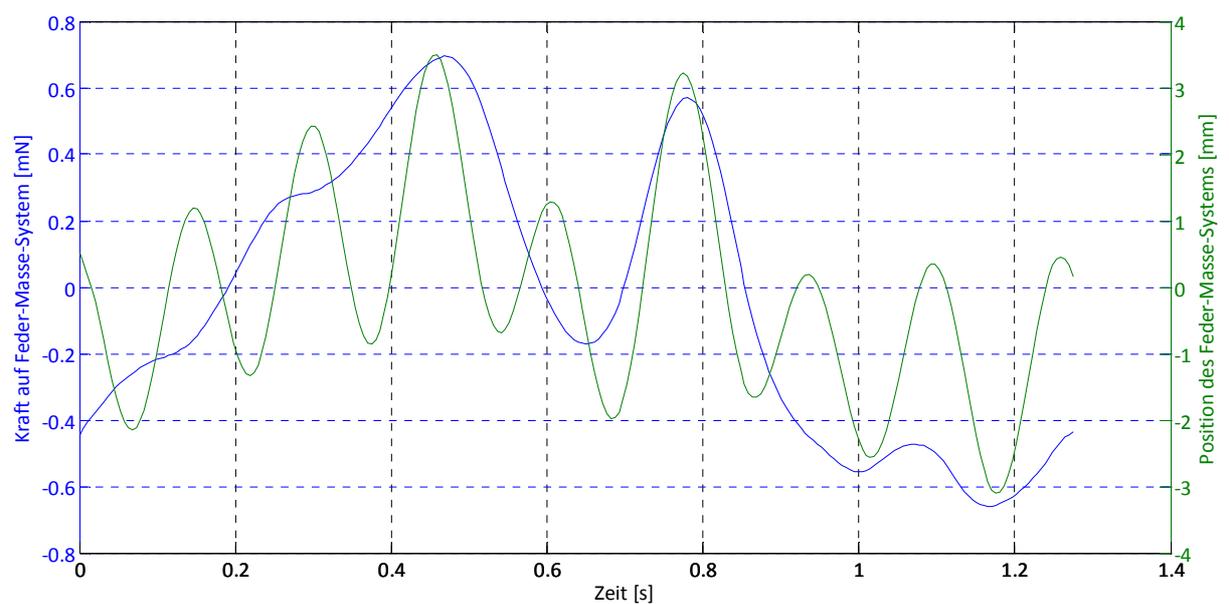
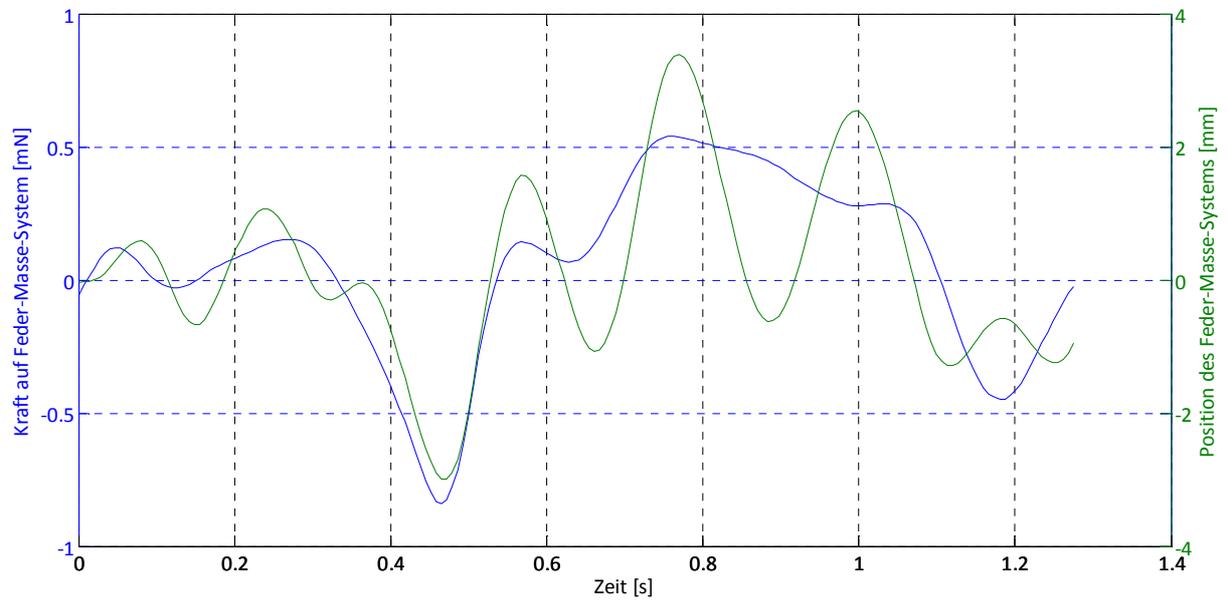
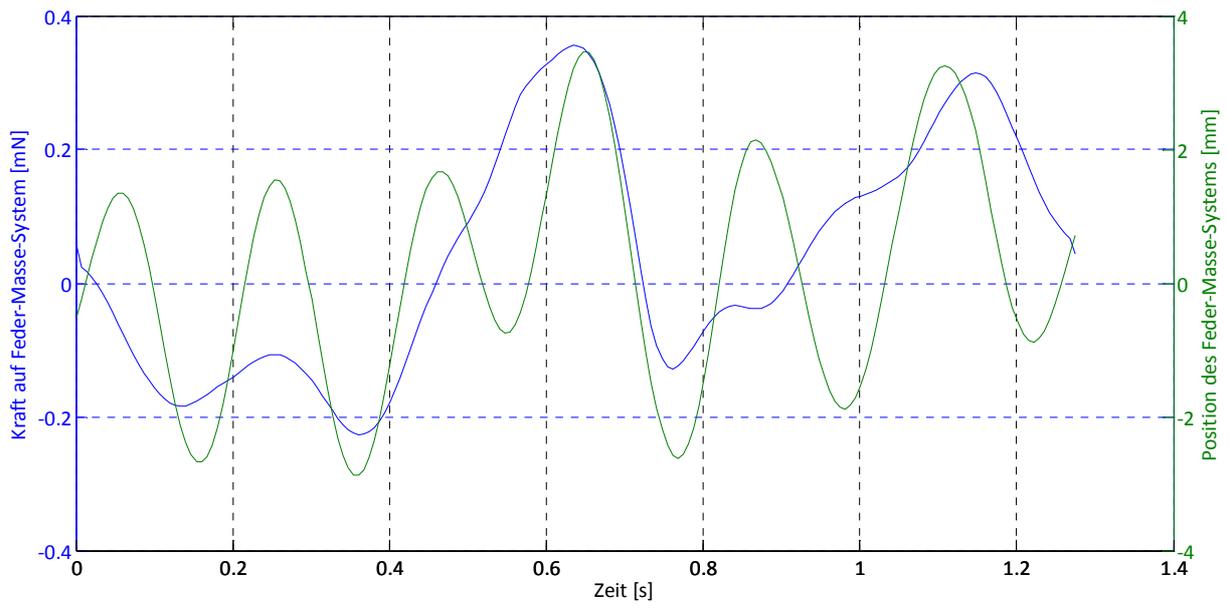


Abbildung 79: Kraftwirkung und Position des Energy-Harvesting Systems (Ellbogengelenk)
 x-Richtung (Oben) / y-Richtung (Mitte) / z-Richtung (Unten)

4.4.5 Handgelenk

Der Unterarm führt, vergleichbar mit dem Oberarm, eine Schwingbewegung in Gangrichtung, sowie eine seitliche Bewegung durch die Drehbewegung des Oberkörpers aus. Zusätzlich führt beim Aufsetzen des linken Fußes der rechte Unterarm eine weitere Relativbewegung in Körpermitte ($\vec{z}_{\text{Unterarm}}$) durch. Diese ist anhand der im Vergleich zur z-Achse des Ellbogens höheren Kraftwirkung auf das Energy-Harvesting System zu erkennen (in Abbildung 81, Unten bei 0,4s). Ebenso ist die Kraftamplitude beim Zurückschwingen des Unterarms höher als jene beim Oberarm. Diese positiven Voraussetzungen schlagen sich jedoch nicht in der Durchschnitts- und Maximalleistung nieder. Aufgrund der hohen notwendigen Federsteifigkeit sind beide Werte geringfügig unter jenen der z-Achse des Ellbogens. Auch in y-Richtung sind diese Werte bei annähernd gleicher Systemsteifigkeit verringert, da die oben erwähnte zusätzliche Bewegung Richtung Körpermitte auf jene in $\vec{y}_{\text{Unterarm}}$ negative Auswirkungen hat. In der lokalen x-Richtung sind die Maximalleistung, die Federsteifigkeit und das Lehr'sche Dämpfungsmaß, verglichen mit den Werten des Ellbogens, nur geringfügig abweichend, die Durchschnittsleistung allerdings um 25% geringer. Dies tritt aufgrund der geringen Kraftwirkung auf das System in der Phase des Rückschwingen des Armes auf (0,6 – 1,2s). Während dieser Zeit kann das System zwar störungsfrei schwingen, allerdings bei sehr geringen Amplituden. Als Ergebnis folgt daher eine Durchschnittsleistung von $P_{\text{Mittel, Ellbogen, x}} = 1,6244 \text{ nW}$.

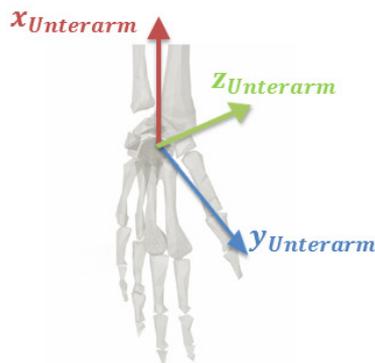


Abbildung 80: Lokale Koordinatensysteme des Handgelenks

		x-Achse	y-Achse	z-Achse
Durchschnittsleistung	nW	1,6244	1,6525	2,4576
Maximalleistung	nW	8,5324	9,7652	11,8987
Federsteifigkeit k	N/m	0,2872	0,3221	0,5363
Lehr'sche Dämpfung		0,00039	0,00037	0,00029

Tabelle 9: Ergebnisse für die erzielbaren Leistungen und die mechanischen Parameter (Handgelenk)

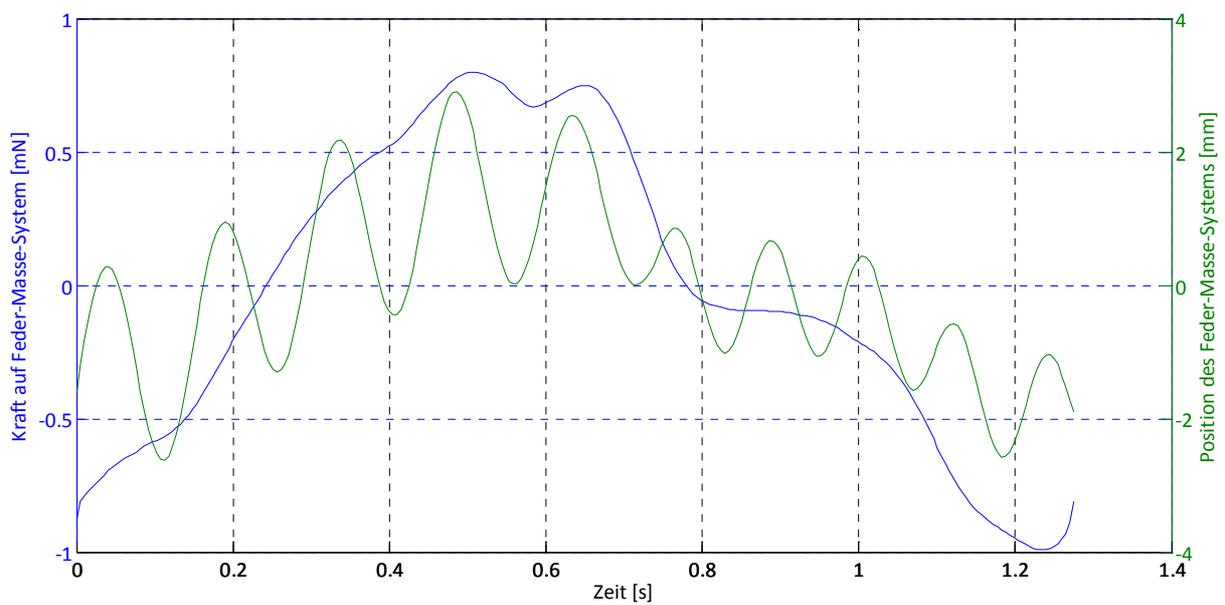
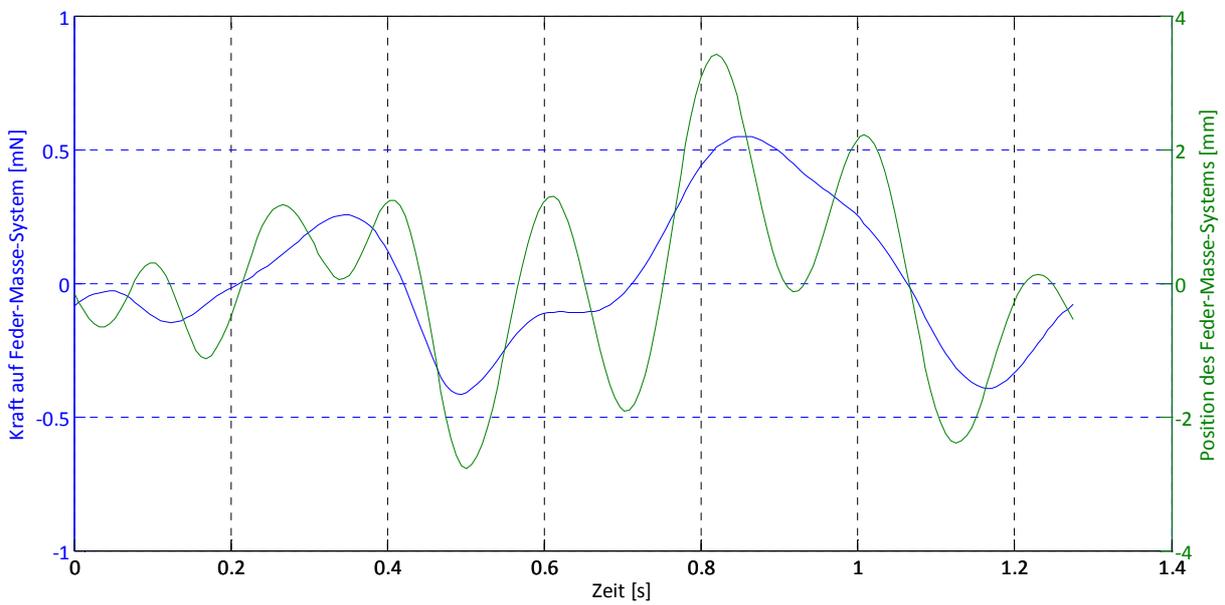
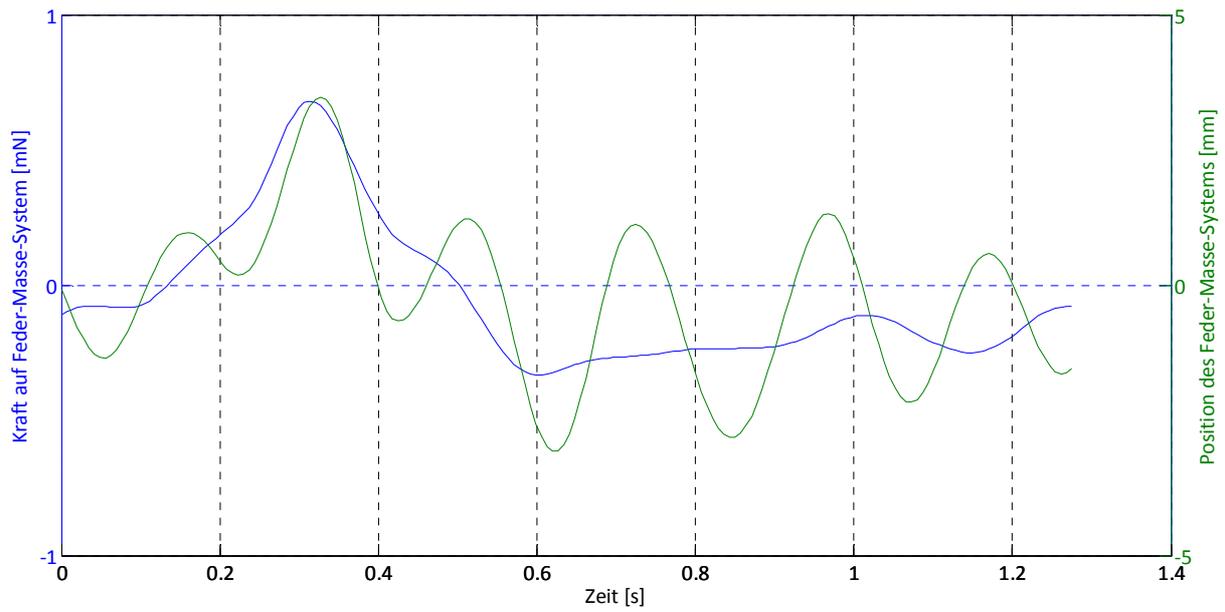


Abbildung 81: Kraftwirkung und Position des Energy-Harvesting Systems (Handgelenk)
x-Richtung (Oben) / y-Richtung (Mitte) / z-Richtung (Unten)

4.4.6 Hüftgelenk

Die Bewegung des Hüftgelenks findet vorwiegend in \vec{x}_{Becken} und \vec{z}_{Becken} statt. In der y -Richtung bewegt sich das gesamte Becken mit Ganggeschwindigkeit vorwärts. Dies bedeutet für das Energy-Harvesting System, welches in dieser Richtung angebracht ist, nur sehr geringe Relativgeschwindigkeiten bei einer sehr harmonischen Schwingung mit gleichmäßigen Beschleunigungsänderungen (siehe Abbildung 83, Mitte). Als Ergebnis rührt daher, obwohl die Federsteifigkeit mit $0,3379 \text{ N/m}$ im unteren Bereich gewählt werden kann, eine geringe Durchschnittsleistung, sowie eine geringe Maximalleistung. Vergleichbar sind diese Werte mit jenen der y -Richtung vom Thorax Segment. Die Energiegewinnung in x -Richtung erfolgt hauptsächlich vom Heben und Senken des gesamten Fußes. Diese Bewegung (Abbildung 83, Oben, von $0,35 - 0,6\text{s}$) führt zu sehr hohen Kraftänderungen im System in kurzer Zeit. Diese Kraftänderung ruft eine vergleichsweise sehr hohe Maximalleistung hervor. Der gleiche Effekt führt auch in der lokalen z -Richtung zu einem fast identischen Wert. Obwohl sowohl in der x - als auch in der z -Achse sehr hohe Federsteifigkeiten erforderlich sind, um an der schwingenden Masse Stöße zu vermeiden, können in beiden Richtungen vergleichsweise hohe Maximalleistungen erzielt werden.

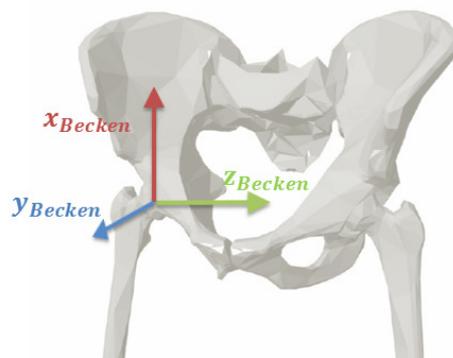


Abbildung 82: Lokale Koordinatensysteme des Hüftgelenks

		x-Achse	y-Achse	z-Achse
Durchschnittsleistung	nW	2,3256	1,6199	2,7668
Maximalleistung	nW	20,6209	8,9279	20,4554
Federsteifigkeit k	N/m	0,5262	0,3379	0,5750
Lehr'sche Dämpfung		0,00029	0,00036	0,00027

Tabelle 10: Ergebnisse für die erzielbaren Leistungen und die mechanischen Parameter (Hüftgelenk)

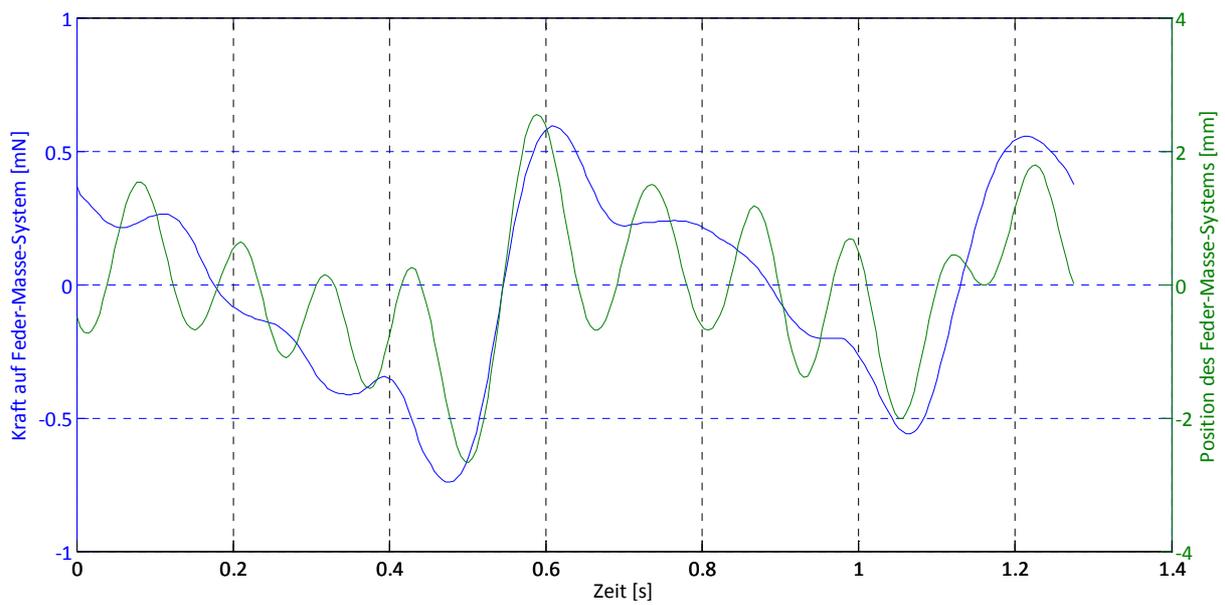
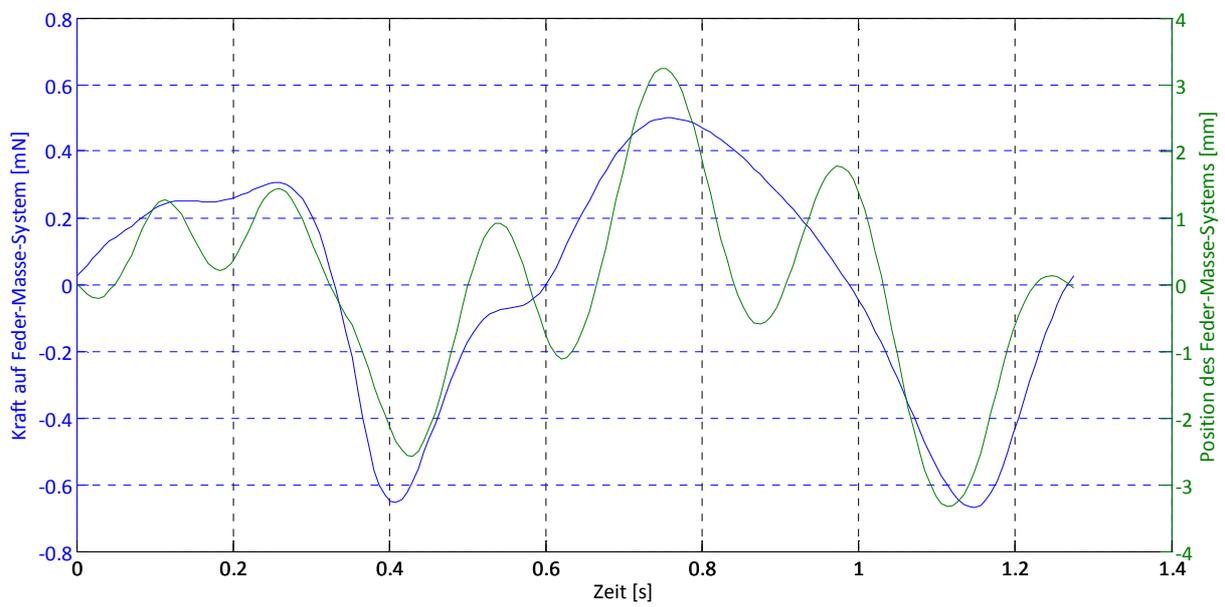
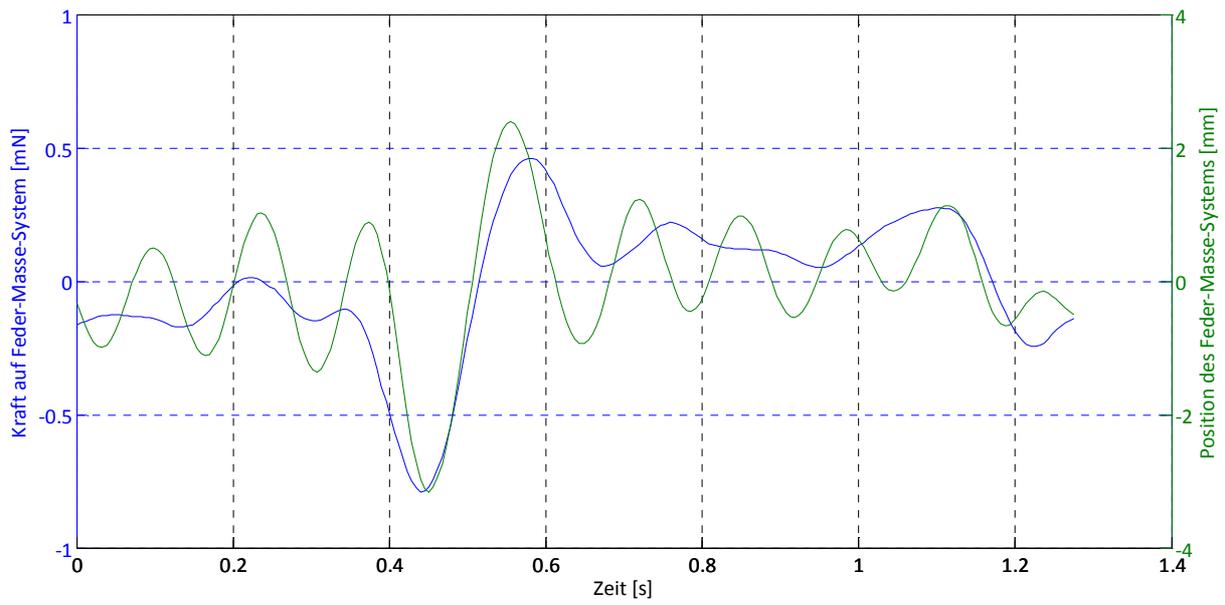


Abbildung 83: Kraftwirkung und Position des Energy-Harvesting Systems (Hüftgelenk)
 x-Richtung (Oben) / y-Richtung (Mitte) / z-Richtung (Unten)

4.4.7 Kniegelenk

Beim Kniegelenk ist sowohl die Durchschnitts- als auch die Maximalleistung in lokaler x -Richtung am größten. Wird die Bewegung des Kniegelenkpunktes betrachtet, so ist dies durchaus plausibel. Zu Beginn des Doppelschrittes (Aufsetzen des rechten Fußballens) finden geringfügige Bewegungen in allen drei Richtungen statt. Beim Vorbeugen des Oberkörpers wird das Knie abgewinkelt. Die Bewegung verläuft hauptsächlich in x -Richtung. Wird der Fuß wieder abgehoben findet sowohl eine Bewegung in y -Richtung, als auch, durch den Vorwärtsgang, in x -Richtung statt. Dieser Bewegungsablauf spiegelt sich in den Ergebnissen der Simulationen wieder. So ist die Durchschnittsleistung in x -Richtung um 67% höher als jene in y -Richtung. In z -Richtung finden über den gesamten Zyklus kleine Bewegungen mit großen Beschleunigungen statt. Aus diesem Grund ist es notwendig die Systemsteifigkeit mit $0,84 \text{ N/m}$ sehr hoch anzusetzen. Sowohl die Durchschnitts- als auch die Maximalleistung erreichen daher in dieser Richtung sehr geringe Werte.

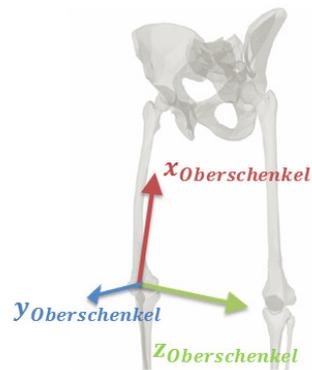


Abbildung 84: Lokale Koordinatensysteme des Kniegelenks

		x-Achse	y-Achse	z-Achse
Durchschnittsleistung	nW	2,9520	1,7574	0,8531
Maximalleistung	nW	17,1678	12,6849	7,9549
Federsteifigkeit k	N/m	0,5275	0,4516	0,8400
Lehr'sche Dämpfung		0,00029	0,00031	0,00023

Tabelle 11: Ergebnisse für die erzielbaren Leistungen und die mechanischen Parameter (Kniegelenk)

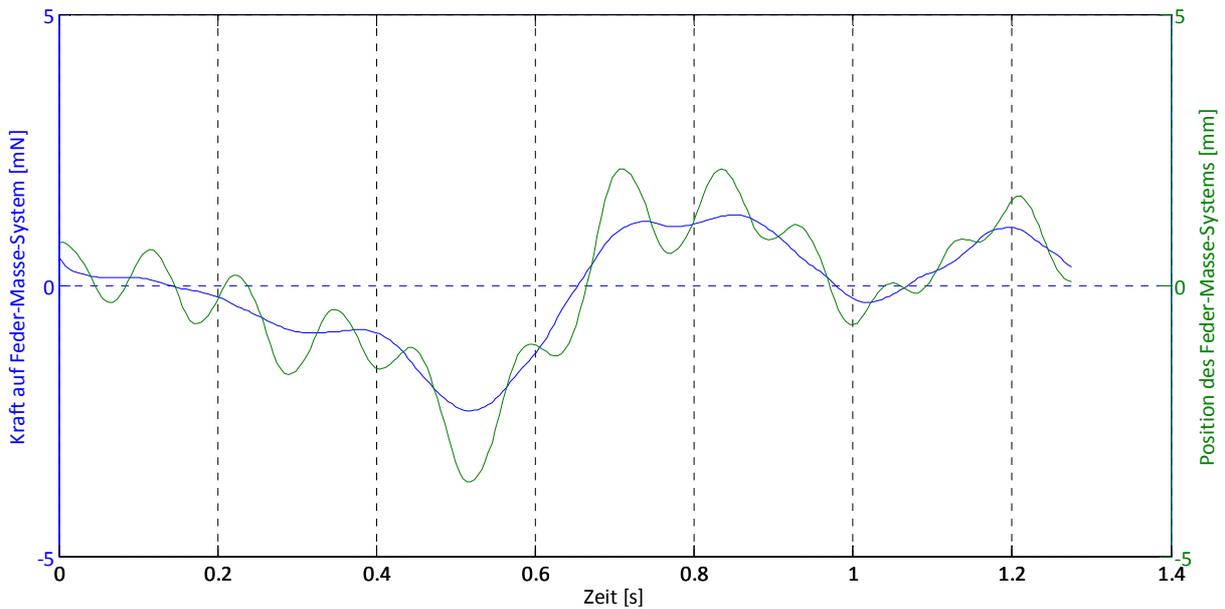
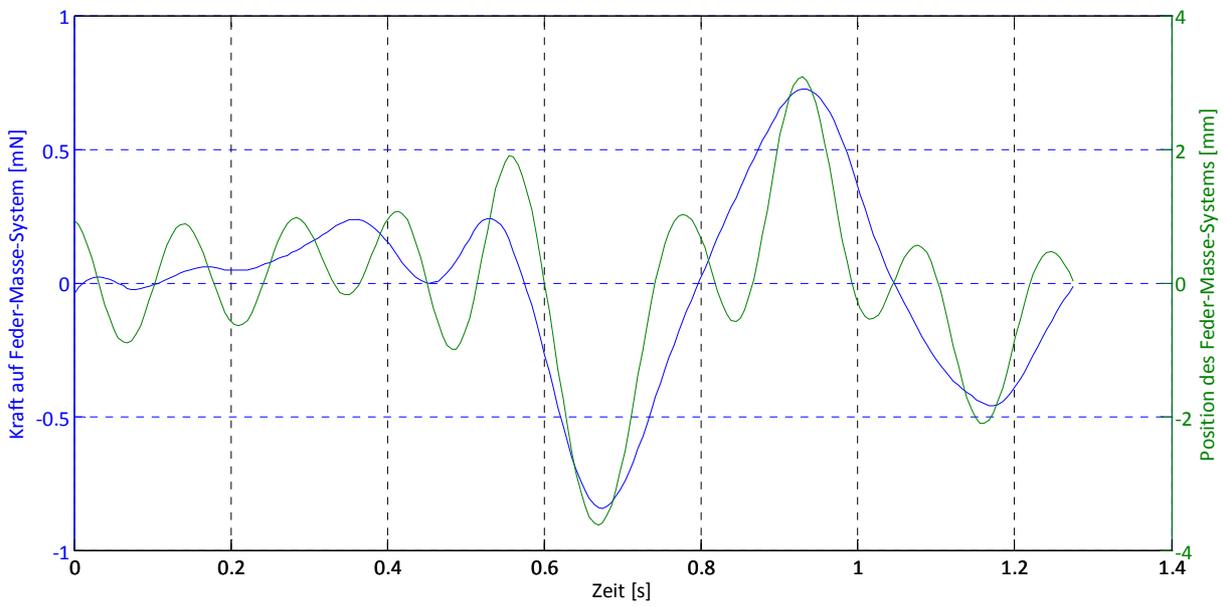
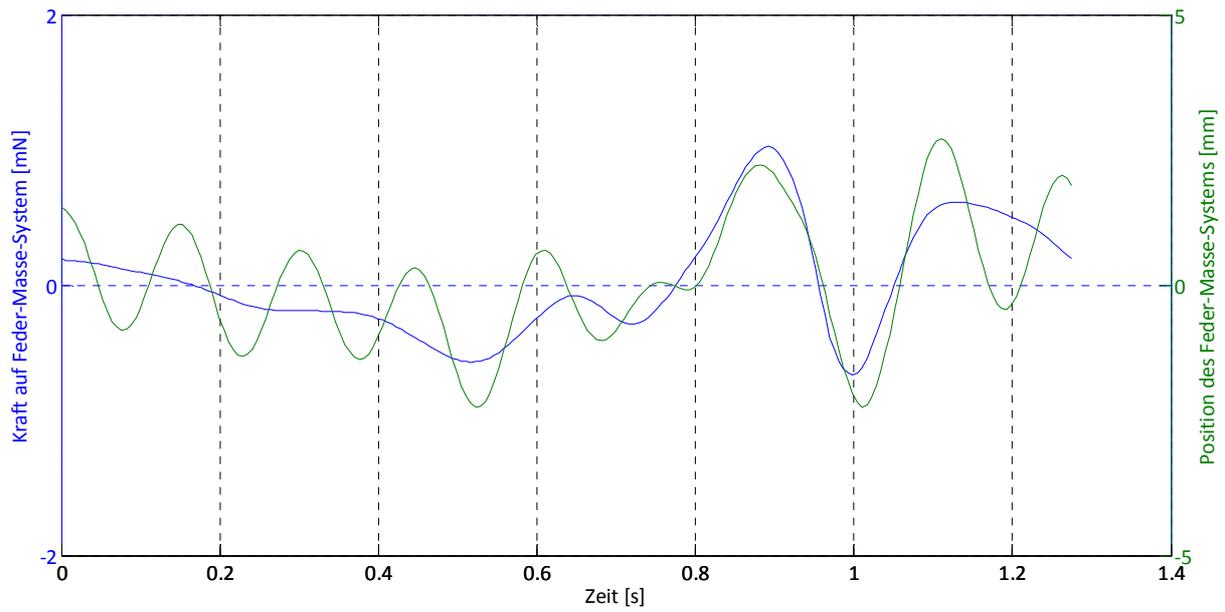


Abbildung 85: Kraftwirkung und Position des Energy-Harvesting Systems (Kniegelenk)
x-Richtung (Oben) / y-Richtung (Mitte) / z-Richtung (Unten)

4.4.8 Knöchelgelenk

Bei Betrachtung der Kraft-Positions-Diagramm (Abbildung 87) ist schon auf den ersten Blick zu erkennen, dass die Schwingungsamplituden der Feder-Masse Systeme von der x- zur z-Achse abnehmen. Grund dafür sind die genau inversen Verhältnisse der Beschleunigungsmaxima. So führt zum Beispiel der Knöchelpunkt in Richtung $\vec{x}_{\text{Unterschenkel}}$ die größte Bewegung aus, allerdings bei der geringsten Beschleunigung der lokalen Achsen dieses Körperpunktes (siehe Abbildung 50). Die Federsteifigkeit kann daher in dieser Achse geringer ausgeführt werden als in den beiden anderen. Diese Bedingungen haben die höchste erzielbare Maximalleistung von $P_{\text{Max,Knöchel,x}} = 24,14\text{nW}$ zur Folge. In y-Richtung treten beim Vorziehen des Fußes kurzfristig Beschleunigungen von bis zu 15 m/s^2 auf. Durch diese sehr raschen Änderungen (siehe Abbildung 87, Mitte, 0,5 – 0,9s) kann die schwingende Masse während dieser Zeit nicht frei schwingen und daher nur minimale Energie erzeugen. Das gleiche gilt für die lokale z-Achse, wo beim Aufsetzen des Fußes zu Ende des Doppelschrittes (Abbildung 87, Unten, 0,9 – 1,2s) durch das seitliche Kippen des Knöchelgelenks ebenfalls sehr hohe Beschleunigungen auftreten. Aufgrund der dadurch sehr hohen Federsteifigkeit, sowohl in y-, als auch in z-Richtung, ist die Amplitude der schwingenden Masse gegenüber der x-Achse auch während des restlichen Zyklus kleiner und die Leistungsdaten um 42% (y-Richtung) bzw. um 72% geringer.

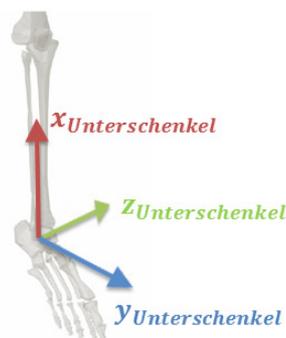


Abbildung 86: Lokale Koordinatensysteme des Knöchelgelenks

		x-Achse	y-Achse	z-Achse
Durchschnittsleistung	nW	2,6050	1,5100	0,7205
Maximalleistung	nW	24,1376	9,7406	9,4506
Federsteifigkeit k	N/m	0,9255	0,9788	1,9672
Lehr'sche Dämpfung		0,00022	0,00021	0,00015

Tabelle 12: Ergebnisse für die erzielbaren Leistungen und die mechanischen Parameter (Knöchelgelenk)

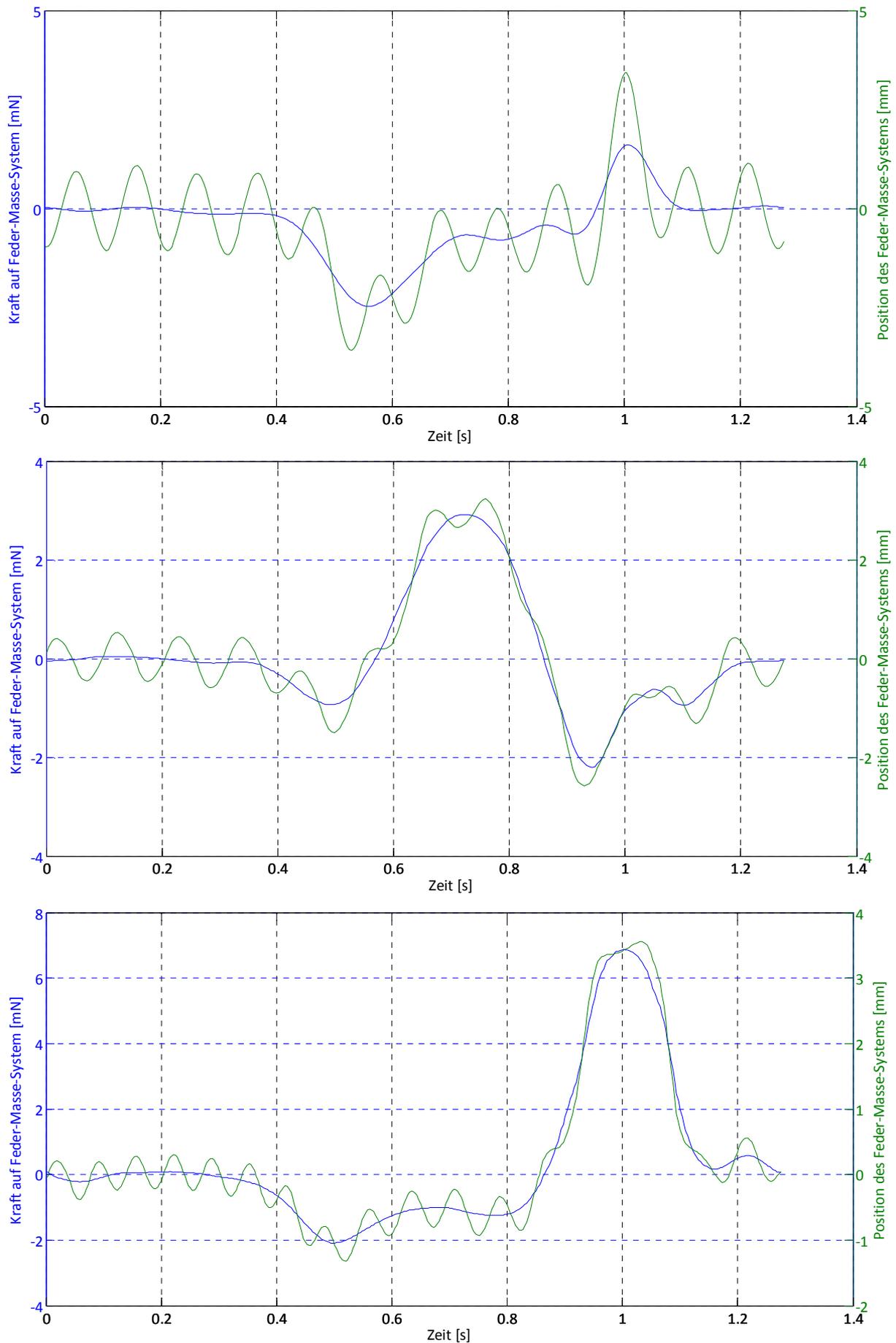


Abbildung 87: Kraftwirkung und Position des Energy-Harvesting Systems (Knöchelgelenk)
 x-Richtung (Oben) / y-Richtung (Mitte) / z-Richtung (Unten)

4.4.9 vorderster Fußpunkt

Rein kinematisch gesehen herrschen in diesem Körperpunkt die optimalen Verhältnisse, um Energie zu gewinnen. Im vordersten Fußpunkt treten die größten Bewegungen, die höchsten Geschwindigkeiten, sowie die höchsten Beschleunigungen aller betrachteten Punkte auf. Jedoch ist in Tabelle 13 sehr klar zu erkennen, dass für die in dieser Arbeit untersuchte Energy-Harvesting Methode und den angenommenen Randbedingungen und Abmessungen des Feder-Masse Systems (Abbildung 57) diese Voraussetzungen keineswegs optimal sind. In x-Richtung muss aufgrund der hohen Systemkräfte die Federsteifigkeit schon so hoch gewählt werden, dass das Gesamtsystem quasi nicht mehr schwingungsfähig ist (siehe Abbildung 89, Oben). Die schwingende Masse wird zwar von den angreifenden Kräften positionsmäßig verschoben, eine effektive Schwingung kann jedoch nicht mehr erzielt werden. Die Bewegung in y-Richtung ist gleichbedeutend mit dem Kippen des Fußes über $\vec{z}_{\text{Unterschenkel}}$. Dies erfolgt allerdings bei geringen Beschleunigungen, welche sich in einer geringen Kräfteinleitung auf das Feder-Masse System auswirkt (siehe Abbildung 89, Mitte). Trotz einer geringen Federsteifigkeit ist die Durchschnittsleistung nur um 0,34nW höher. In der lokalen z-Richtung kommt es aufgrund des Stoßes beim Aufsetzen des Fußes und des seitlichen Wegkippen des Knöchels zu Bewegungen in z-Richtung, welche die Schwingung der Masse im Energy-Harvesting System stark anregen und zu einer Durchschnittsleistung von $P_{\text{Mittel,Fuss,z}} = 1,52\text{nW}$ führt.

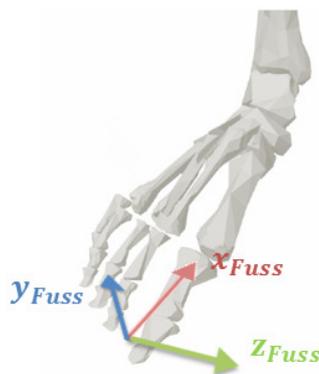


Abbildung 88: Lokale Koordinatensysteme des vordersten Fußpunktes

		x-Achse	y-Achse	z-Achse
Durchschnittsleistung	nW	0,5439	0,8881	1,5160
Maximalleistung	nW	6,8377	7,3891	15,7437
Federsteifigkeit k	N/m	2,0061	1,0843	2,1203
Lehr'sche Dämpfung		0,00015	0,00020	0,00014

Tabelle 13: Ergebnisse für die erzielbaren Leistungen und die mechanischen Parameter (vorderster Fußpunkt)

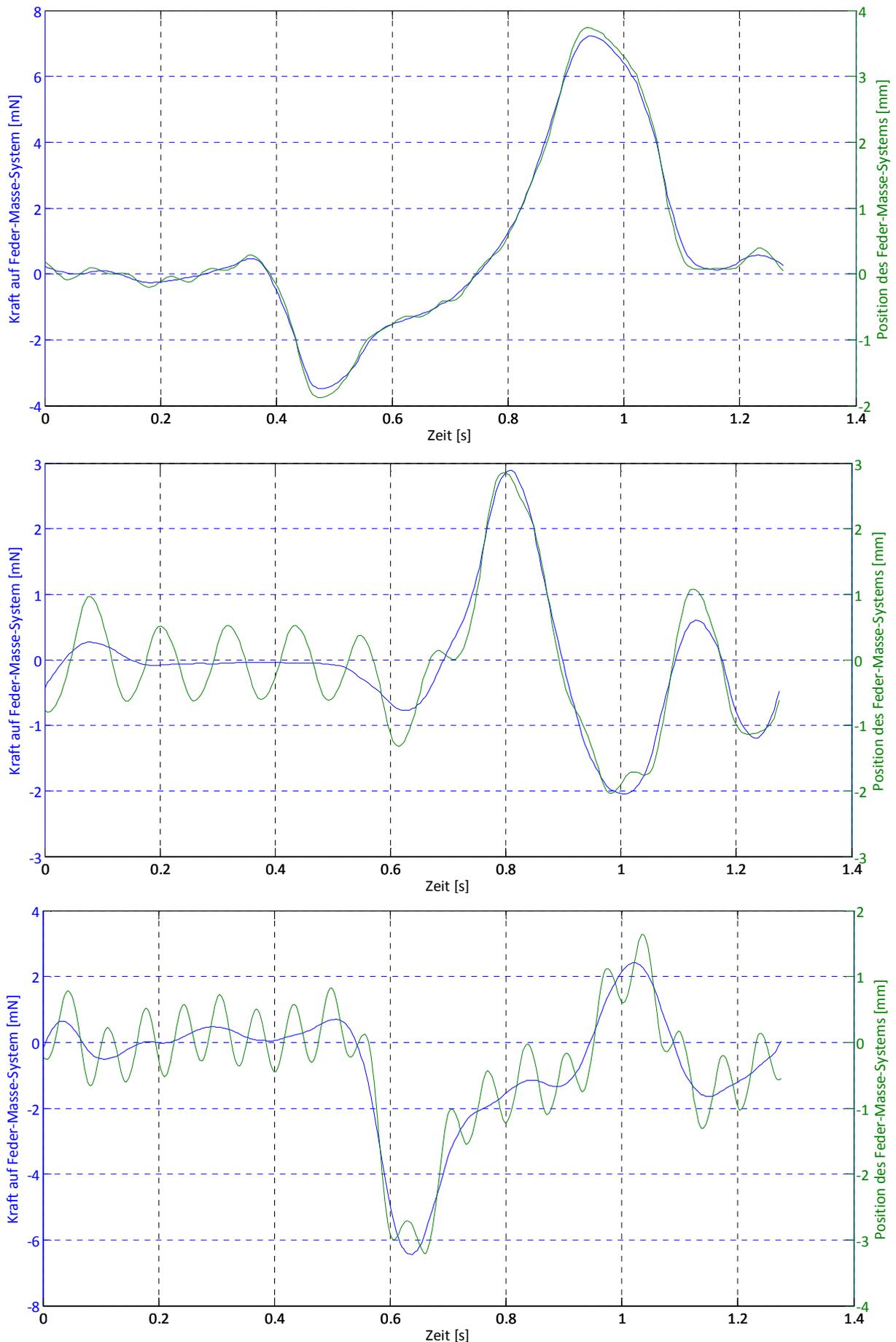


Abbildung 89: Kraftwirkung und Position des Energy-Harvesting Systems (vorderster Fußpunkt)
 x-Richtung (Oben) / y-Richtung (Mitte) / z-Richtung (Unten)

4.5 Ergebnisse nach Optimierung

In Abbildung 90 sind die erzielbaren gemittelten Leistungen für jeden Körperpunkt in jeder Achse nach der Optimierung des elektrischen Zweiges des Energy-Harvesting Systems aufgetragen. Durch die Verbesserungen konnte im Schnitt über alle Körperpunkte eine Leistungserhöhung um 89% erzielt werden. Am effizientesten waren die Optimierungsmaßnahmen am Knöchelgelenk. Hier konnte im Vergleich zur Erstausslegung die Durchschnittsleistungen um 181% erhöht werden. Dieser Wert entsteht primär durch die Verhältnisse in x - und y -Richtung, da hier das Verhältnis von notwendiger Federsteifigkeit zur Eingangserregung optimal ist und die verbesserten elektrischen Bedingungen stark zum Tragen kommen. Die geringste Verbesserung von lediglich 19% konnte im vordersten Fußpunkt erzielt werden, da hier, wie in Kapitel 4.4.9 erläutert, das System so stark versteift werden muss, dass Schwingungen nur mehr bedingt möglich sind.

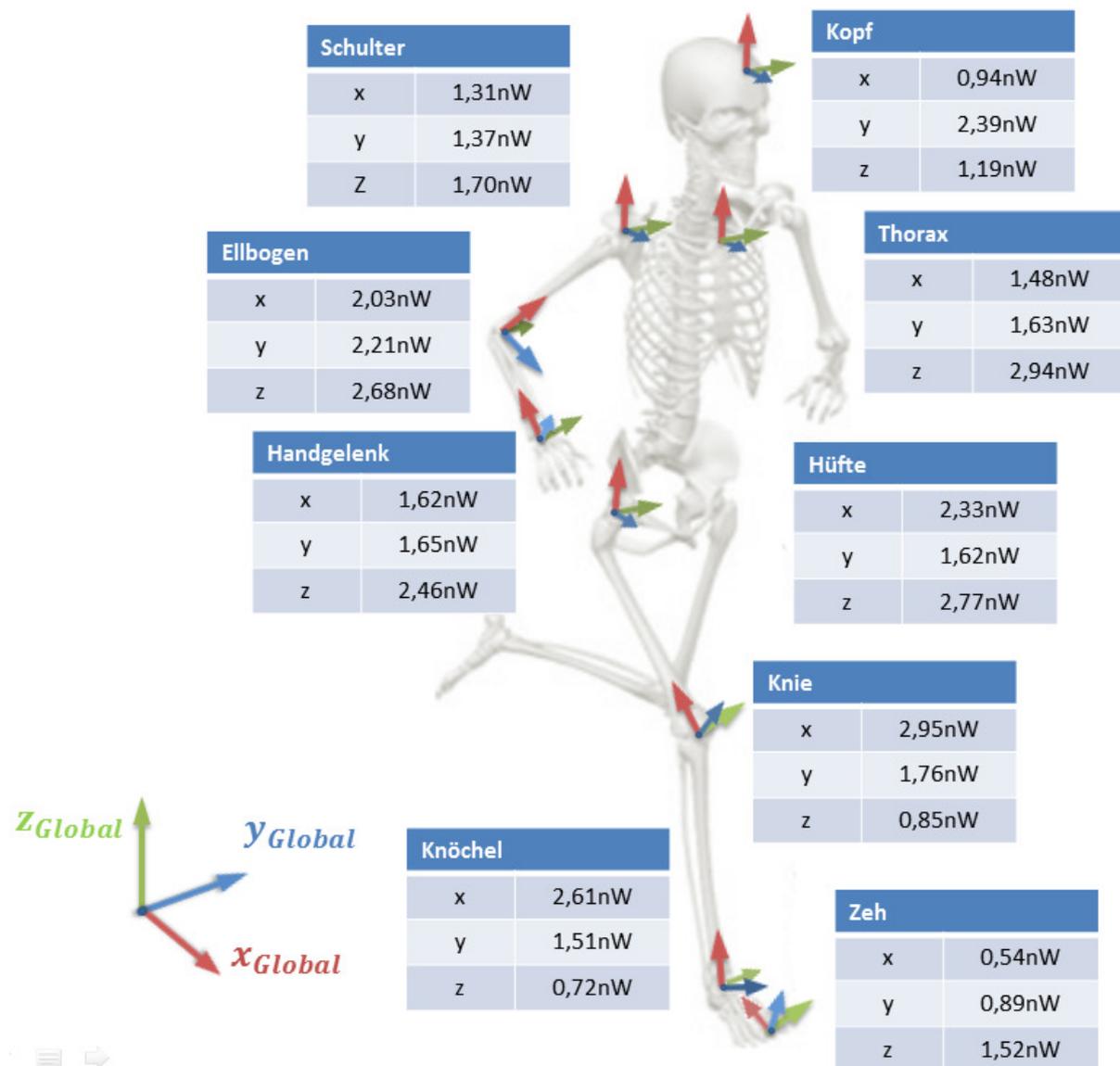


Abbildung 90: Übersicht der Durchschnittsleistungen nach Optimierung des Energy-Harvesting Systems

5 Diskussion der Ergebnisse

In Tabelle 14 sind die erzielbaren Durchschnittsleistungen nach Größe sortiert aufgetragen. Demnach kann mit der hier untersuchten Methode des elektromagnetischen Prinzips am meisten Energie im Kniegelenk gewonnen werden und nicht, wie erwartet, am vordersten Fußpunkt und am Handgelenk, wo kinematisch gesehen die größten Bewegungen stattfinden. Grund dafür ist, dass in diesem Gelenk optimale Bedingungen hinsichtlich am System angreifende Kräfte und notwendiger Federsteifigkeit vorherrschen. Als Schlusslicht fungiert der vorderste Fußpunkt mit der geringsten Durchschnittsleistung von $P_{\text{Mittel,Fuß,z}} = 1,52\text{nW}$ und somit nur 51% jener des Kniegelenks. Aufgrund der in Abbildung 57 gewählten Abmessungen sind in die Federsteifigkeiten des Fußsegmentes so hoch zu wählen, um einen Stoß der schwingenden Masse am Gehäuse zu vermeiden, dass das Gesamtsystem beinahe nicht mehr in der Lage ist zu schwingen, die gewonnen Energie daher nur ein Minimum beträgt.

		P_{Mittel}	Achse
Kniegelenk	nW	2,95	x
Thorax	nW	2,94	z
Hüftgelenk	nW	2,77	z
Ellbogengelenk	nW	2,68	z
Knöchelgelenk	nW	2,61	x
Handgelenk	nW	2,46	z
Kopf	nW	2,39	y
Schultergelenk	nW	1,70	z
Vorderster Fußpunkt	nW	1,52	z

Tabelle 14: Größenmäßige Sortierung der Durchschnittsleistungen der betrachteten Körperpunkte

Die erhaltenen Ergebnisse geben eine Tendenz, bei welchen Punkten in welchen Achsen Energy-Harvesting Systeme am günstigsten angebracht werden können. Die erzielbaren Leistungen liegen jedoch auf einem so niedrigen Level, dass Mikro-Elektro-Mechanische Sensoren (MEMS) nicht autark betrieben werden können. Aus [39] geht hervor, dass moderne MEMS eine Leistungsaufnahme von $P_{MEMS} = 10\mu W$ erzielen. Das beste Ergebnis für eine einzelne Achse wurde im Kniegelenk in $x_{Oberschenkel}$ mit $P_{Mittel,Knie,x} = 2,95nW$ erzielt. Selbst hier ist ein Faktor 3000 notwendig, um solche Sensoren energieautark betreiben zu können. Das bedeutet mit den in dieser Arbeit getroffenen Voraussetzungen und dem Design des Energy-Harvesting Systems (Abbildung 57) ist es derzeit bei Weitem nicht möglich einen Mikrosensor zu betreiben, welcher zum Beispiel zum Screening in ein Hüftgelenk eingebaut, und durch den Motor Mensch betrieben werden könnte. Der suboptimale Ausgang der vorangegangenen Simulationen ist primär auf zwei Faktoren zurückzuführen.

Abmessungen des Feder-Masse Systems

Die gewählten Abmessungen für das Energy-Harvesting System und die festgelegten Randbedingungen ziehen sehr starke Einschränkungen mit sich. So ist zum einen der maximal zulässige Ausschlag der schwingenden Masse begrenzt, zum anderen ist der Bauraum für die Spulenwicklung auf ein Minimum reduziert und der Spulenradius ebenfalls durch die Außenabmessungen festgelegt. Durch den sehr geringen zulässigen Ausschlag von $z_{max} = 3,75mm$ und der Forderung, dass die Masse stoßfrei schwingen muss, ergeben sich in sehr vielen Punkten hohe Federsteifigkeiten aufgrund eines markanten Maximums im Zyklus. Die im restlichen Zyklus wirkenden Kräfte reichen daher nur bedingt aus, um die Masse auf maximale Amplituden anregen zu können.

Ein weiteres leistungsbegrenzendes Kriterium ist die Anzahl, sowie der Durchmesser der Spulenwicklungen. Wie in Abbildung 71 dargestellt ist bei den maximal in diese Abmessungen unterzubringenden Wicklungen die Leistungskurve lediglich bei Drahtdurchmessern bis $d_{Draht} = 90\mu m$ gesättigt und keine weitere Leistungserhöhung durch Vergrößerung der Wicklungsanzahl mehr möglich. Bei größeren Drahtdurchmessern hingegen wirkt sich diese Maßnahme jedoch positiv auf die erzielbare Durchschnittsleistung aus.

Eine weitaus größere Auswirkung auf die Leistungsgewinnung hat die Änderungen des Spulenradius. Da die induzierte Spannung vom magnetischen Fluss $\Phi = B A N$ abhängt hat eine Änderung des Spulenradius einen quadratischen Einfluss.

In Abbildung 91 ist die Entwicklung der erzielbaren Leistung bei Änderung der Außenabmessungen des Energy-Harvesting Systems aufgetragen ($\vec{x}_{\text{Oberschenkel}}$). Der Drahtdurchmesser der Spule ($d_{\text{Draht}} = 130\mu\text{m}$), sowie die Wicklungsanzahl ($N = 74$) wurden nicht verändert. Das Ergebnis zeigt, dass durch den möglichen größeren Spulenradius die Durchschnittsleistung auf $P_{\text{Mittel,Knie,x}} = 2,7\mu\text{W}$ erhöht und in einen Bereich zur Betreibung eines Mikrosensors gebracht werden kann. Aufgrund der größeren Außenabmessungen sind auch größere maximale Ausschläge der schwingenden Masse zulässig, was eine Senkung der Federsteifigkeit erlaubt.

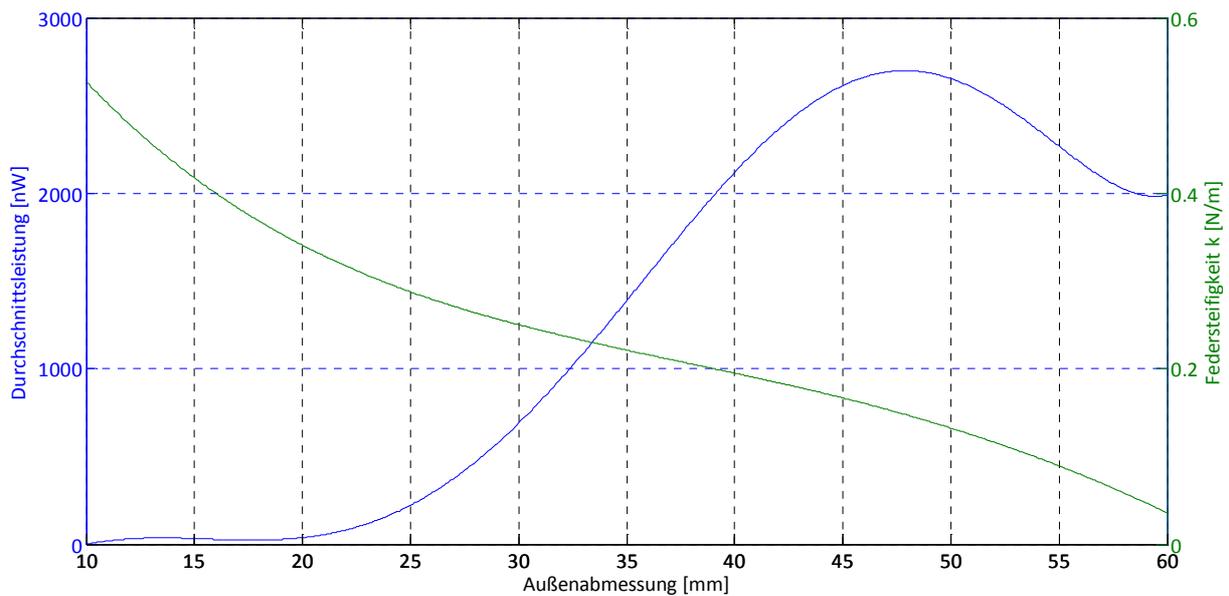


Abbildung 91: Leistungsänderung bei geänderten Außenabmessungen des Energy-Harvesting Systems

Bei diesem Drahtdurchmesser können zwar durch Änderungen an der Windungszahl oder an der Spulenlänge noch geringfügige Verbesserungen erzielt werden, die maximal erreichbare Durchschnittsleistung kann jedoch nicht mehr erheblich gesteigert werden. Allerdings eröffnen sich bei Erhöhung der Außenabmessungen weitere Möglichkeiten. Als Beispiel sei hier erwähnt, dass mit einem Drahtdurchmesser von $d_{\text{Draht}} = 250\mu\text{m}$ und einer dadurch maximalen Windungszahl von $N = 19$ (siehe Tabelle 4) eine notwendige Durchschnittsleistung von $10\mu\text{W}$, zur Betreibung des in [39] vorgestellten Mikrosensors, bereits bei einer Außenabmessung von $30 \times 30 \times 10 \text{mm}$ erreicht werden kann. Es ist also durchaus möglich, ein energieautarkes System, welches am bzw. im Körper aufgebaut werden kann, zu betreiben. Die in den vorangegangenen Simulationen angenommenen Außenabmessungen des Energy-Harvesting Systems von $10 \times 10 \times 10 \text{mm}$ müssten jedoch geändert werden, damit der Spulendurchmesser und der maximal zulässige Ausschlag der Masse erhöht werden können.

Frequenzbereich des menschlichen Ganges

Um ein Energy-Harvesting System mittels des elektromagnetischen Prinzips effizient betreiben zu können, ist es notwendig, dass die Eigenfrequenz des Feder-Masse Systems mit der Kreisfrequenz des Eingangssignals überein stimmt. Denn schon bei geringer Abweichung der Eigenfrequenz von der Kreisfrequenz des Eingangssignals nimmt die theoretisch erzielbare Leistung stark ab (siehe Abbildung 9).

Mit der Festlegung des Gewichts der schwingenden Masse und dem maximal zulässigen Ausschlag ergibt sich mit den Bewegungsdaten für den menschlichen Gang für jeden Körperpunkt eine notwendige minimale Federsteifigkeit. Diese ist im Körperpunkt des Kopfes in lokaler z-Richtung mit $k_{\text{Kopf},z} = 0,1782 \text{ N/m}$ am geringsten. Doch selbst bei diesem Körperpunkt ergibt sich als Resonanzfrequenz für das Feder-Masse System $\omega = 26,7 \text{ s}^{-1}$. Bei der in Abbildung 25 aufgetragenen Frequenzanalyse ist allerdings deutlich zu erkennen, dass beim menschlichen Gang vorwiegend Frequenzen von $f = 0 - 4 \text{ Hz}$, also Kreisfrequenzen von $\omega = 0 - 25 \text{ s}^{-1}$ auftreten. Einzig in dieser Achse dieses Körperpunktes kann das System annähernd optimal ausgelegt werden, wobei die Amplituden bei diesen Kreisfrequenzen sehr gering sind. Bei allen anderen Körperpunkten verhindert die Diskrepanz der unterschiedlichen Kreisfrequenzen, dass ein Energy-Harvesting System mit den hier gewählten Voraussetzungen in einem optimalen Betriebspunkt ausgelegt werden kann. Das hat somit eine deutliche Verringerung der Durchschnittsleistung zur Folge.

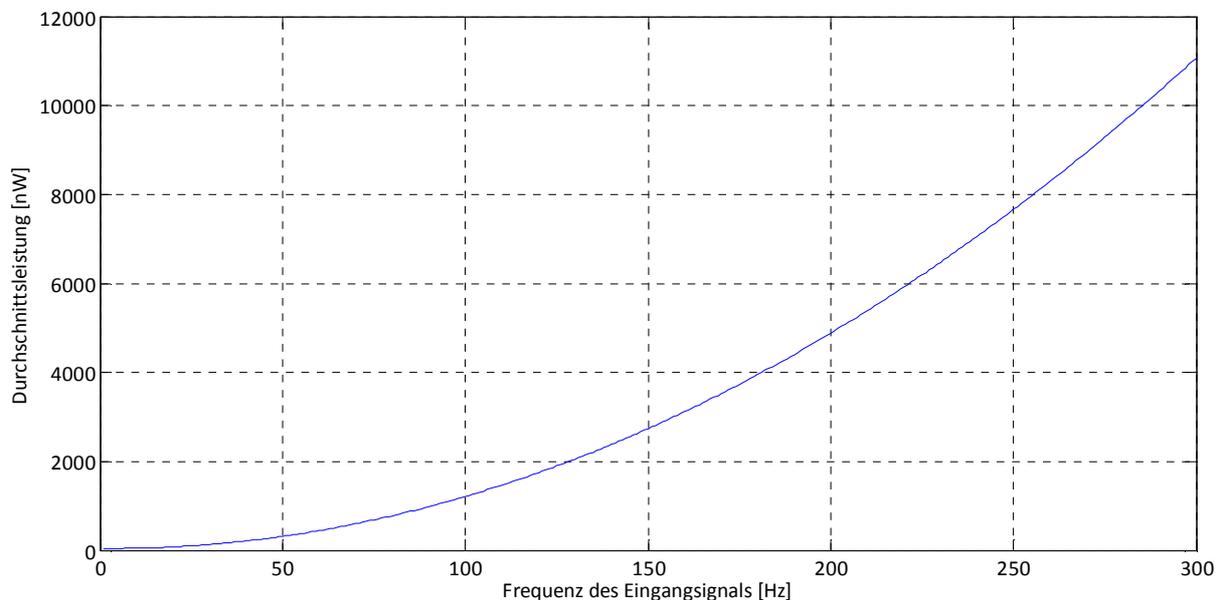


Abbildung 92: Leistungssteigerung bei Erhöhung der Eingangsfrequenz

In Abbildung 92 wurde als Eingangssignal jenes des rechten Kniegelenks in lokaler z-Richtung gewählt, da hier wie zuvor beschrieben die maximale Durchschnittsleistung erreicht wurde. Die Frequenz dieses Signals wurde variiert und die sich ergebenden Durchschnittsleistungen aufgetragen. Die Durchschnittsleistung, welche in Kapitel 4.4.7 diskutiert wurde, ergibt sich bei einer Originalfrequenz des Signals von $f = 0,77\text{Hz}$ am linken Ende der Kurve. Bei Steigerung der Frequenz steigt die erzielbare Durchschnittsleistung quadratisch an. Für den oben erwähnten Mikrosensor könnte die notwendige Leistung von $P = 10\mu\text{W}$ auch bei den gewählten Abmessungen von $10\times 10\times 10\text{mm}$ erreicht werden, falls die Kreisfrequenz des Eingangssignals auf $f = 280\text{Hz}$ gesteigert werden könnte. Bei Beibehaltung der Abmessungen könnte die Leistung auf ein Vielfaches gesteigert werden, da sich natürlich auch bei höheren Frequenzen eine Federsteifigkeit einstellt, welche stets zu einer höheren Resonanzfrequenz des Gesamtsystems als jene des Eingangssignals führt. Praktisch ist dies jedoch nicht möglich, da diese notwendigen Federsteifigkeiten im System platzmäßig untergebracht werden müssen und dies daher eine Einschränkung darstellt. Ein optimal ausgelegtes Feder-Masse System ist bei den Formen der Eingangssignale, welche der menschliche Gang mit sich bringt, auch bei theoretisch höheren Frequenzen nicht möglich, da die notwendige Federsteifigkeit, um Stöße am Gehäuse zu vermeiden, die Resonanzfrequenz des Feder-Masse Systems stark erhöht und die Eigenfrequenz sich daher stets über jener Kreisfrequenz des Eingangssignals befindet.

Ein weiterer Ansatz die erzielbare Leistung zu erhöhen ist das Energy-Harvesting System auf den größten Ausschlag auszulegen, um nur bei diesem Ausschlag das System optimal erregen zu können. Als Beispiel sei hier der Fuß erwähnt. Das System würde beim Aufsetzen der Ferse in seiner Eigenfrequenz erregt werden und bis zum nächsten Aufsetzen weiterschwingen.

Die Betrachtungen in dieser Arbeit beziehen sich bewusst allesamt auf die Grundfrequenz des Eingangssignals. Aus Abbildung 25 ist ersichtlich, dass die erste Oberschwingung eine höhere Amplitude aufweist, als die Grundschiwingung. Diese Tatsache trifft auf nahezu alle Körperpunkte zu. Daher wurde das in dieser Arbeit aufgebaute Energy-Harvesting System beispielhaft für den Körperpunkt des rechten medialen Zehs, sowie für den berechneten Körperpunkt am Kopf, auf die erste Oberschwingung ausgelegt. Der Vorteil der höheren Frequenz, sowie der höheren Amplitude ist auch im Ergebnis merkbar. So kann die gemittelte Leistung über die Dauer eines Doppelschrittes am rechten medialen Zeh um 6% und am berechneten Körperpunkt des Kopfes um 10% gesteigert werden.

Die beiden soeben beschriebenen Faktoren (Abmessungen des Feder-Masse Systems und Frequenzbereich des menschlichen Ganges) senken die erzielten Leistungswerte bei der in dieser Arbeit durchgeführten Simulation doch beträchtlich. Die Frequenz der auf das Energy-Harvesting System wirkenden Eingangssignale lässt sich ohne zusätzliche Hardware (zum Beispiel ein zweites Feder-Masse System) nicht verändern. Die Außenabmessungen, sowie die Parameter des

mechanischen und elektrischen Systems (mechanisch: Gewicht der schwingenden Masse, maximal zulässiger Ausschlag und mechanische Dämpfung / elektrisch: Drahtdurchmesser der Spule, Spulenradius, Spulenlänge und Wicklungsanzahl) können relativ einfach geändert werden und haben lediglich auf die Gesamtgröße des Energy-Harvesting Systems einen Einfluss. Mit den hier gewählten Außenabmessungen und Parametern wird es nahezu unmöglich sein, ein autarkes System aufbauen zu können, da die erzielten Leistungen nicht ausreichen um heutige Mikro-Elektro-Mechanische Sensoren betreiben zu können. Dies bedeutet jedoch nicht, dass es mit dem elektromagnetischen Prinzip nicht möglich ist im menschlichen Körper ein autarkes System realisieren zu können. Es müssen allerdings die Parameter an den jeweils eingesetzten Sensor angepasst und die sich dadurch ergebenden Abmessungen des Gesamtsystems an vorgesehener Stelle untergebracht werden.

6 Ausblick

Energy-Harvesting in Verbindung mit Medizintechnik steht zwar erst am Beginn der Forschung und beschränkt sich vorwiegend auf Systeme, welche am Körper angebracht werden (zum Beispiel Rucksack). In [40] werden Beispiele aufgezeigt, in welchen Energy-Harvesting Systeme zwar nicht am oder im Körper untergebracht werden, sondern an Ersthelfergeräten wie zum Beispiel einem Druckmessgerät zur Überwachung des richtigen Drucks bei einer Herzmassage. Diese Beispiele sollen stellvertretend für viele Forschungen in diese Richtung stehen und aufzeigen, dass auf diesem Gebiet sehr viel in neue Entwicklungen investiert wird. Der Hintergrund dieser Arbeit war jedoch ein autarkes System innerhalb des Körpers an zum Beispiel Prothesen anbringen zu können, um eine stetige Überwachung durch kabellose Datenübertragung erzielen zu können. Der eingesetzte Sensor sendet an einen Computer oder im Idealfall gleich an einen Arzt oder ein Krankenhaus aktuelle Daten über den zu überwachenden Körperteil. So können Abweichungen von Sollwerten wie zum Beispiel Blutzucker oder Infektionswerte frühzeitig erkannt und behandelt werden.

Autarke Systeme, ob über elektromagnetisches, elektrostatisches oder piezoelektrisches Prinzip, werden in Zukunft sicher vermehrt im medizinischen Bereich eingesetzt werden. Als Indiz dafür sind hier mehrere Arbeiten aufgezählt worden. Aufgrund der kurzen Zeitspanne der Forschung auf diesem Gebiet und den bis dato schon erreichten Ergebnissen hat Energy-Harvesting im Bereich Medizintechnik und Humanmedizin ein sehr großes Potenzial und wird sicher in Zukunft an Bedeutung gewinnen.

Literaturverzeichnis

- [1] H.D. Baehr, S. Kabelac. „*Thermodynamik 14. Auflage*“, Springer, 2009.
- [2] G. Naumann, V. Christoph, H. Haspeklo, J. Mrowka: „*Energiewandlersystem für autarke Fahrzeugsensoren*“.
- [3] M. Glück: „*MEMS in der Mikrosystemtechnik 1. Auflage*“, Vieweg+Teubner, 2005.
- [4] T. Hemsel: „*Technischer Einsatz piezoelektrischer Werkstoffe*“, TransMechatronic, 2008.
- [5] A. Chapius, E. Jaquet: „*The History of the Self Winding Watch 1770–1931*“, Roto-Sadag, 1956.
- [6] L.C. Rome, L. Flynn, E.M. Goldman, T.D. Yoo: „*Generating Electricity While Walking with Loads*“, Science 309, 2005.
- [7] J. Kymissis, C. Kendall, J. Paradiso, N. Gershenfeld: *Parasitic Power Harvesting in Shoes*, MIT Media Laboratory E15-410, 1998.
- [8] P. Dobrinski, G. Krakau, A. Vogel: „*Physik für Ingenieure 12. Auflage*“, Vieweg+Teubner, 2010.
- [9] J.M. Donelan, Q. Li, V. Naing, J.A. Hoffer, D.J. Weber, A.D. Kuo: *Biomechanical Energy Harvesting: Generating Electricity During Walking with Minimal User Effort*, Science 319, 2008.
- [10] R. Yang, Y. Qin, C. Li, G. Zhu, Z.L. Wang: *Converting Biomechanical Energy into Electricity by a Muscle-Movement-Driven Nanogenerator*, Nano Letters Vol.9 No.3, 2009.
- [11] C.L. Vaughan, B.L. Davis, J.C. O’Connor: „*Dynamics of Human Gait 2nd Edition*“, South African State Library, 1992.
- [12] M. Schünke, E. Schulte, U. Schumacher: „*Prometheus – Lernatlas der Anatomie*“, Thieme, 2006.
- [13] J. Perry: „*Ganganalyse: Norm und Pathologie des Gehens 1. Auflage*“, Urban & Fischer Verlag, 2003.
- [14] P.D. Mitcheson, T. Sterken, C. He, M. Kiziroglou, E.M. Yeatman, R. Puers: *Electrostatic Microgenerators*, Measurement & Control Vol. 41, 2008.
- [15] F. Krikava, H. Ruhswrum, J. Seiser: „*Grundlagen der Elektrotechnik Band 2*“, R. Oldenbourg Verlag Wien, 1981.
- [16] J. Wassermann, A. Schulz: „*Skriptum zur Vorlesung Messtechnik & Aktorik*“, Institut für Mechanik und Mechatronik der TU Wien, 2008.
- [17] P.D. Mitcheson, E.M. Yeatman, G.K. Rao, A.S. Holmes, T.C. Green: „*Energy Harvesting From Human and Machine Motion for Wireless Electronic Devices*“, University of Southampton, 2003.
- [18] J.C. Park, D.H. Bang, J.Y. Park: *Micro-Fabricated Electromagnetic Power Generator to Scavenge Low Ambient Vibration*, IEEE Transactions on Magnetics Vol. 46, 2010.
- [19] K. Küpfmüller, W. Mathis, A. Reibiger: „*Theoretische Elektrotechnik 17. Auflage*“, Springer Verlag, 2005.
- [20] E. Rummich, E. Schmidt: „*Grundlagen der Elektrotechnik für Maschinenbau und Verfahrenstechnik*“, Institut für Elektrische Antriebe und Maschinen der TU Wien, 2007.
- [21] C.B. Williams, R.B. Yates: *Analysis of a micro-electric generator for microsystems*, Sensors and Actuators A52, 1996.
- [22] CMU Graphics Lab Motion Capture Database: <http://mocap.cs.cmu.edu/>, besucht am 10.06.2012.
- [23] R.F. Chandler, C.E. Clauser, J.T. McConville, H.M. Reynolds, J.W. Young: *Investigation of inertial properties of the human body*, Aerospace Medical Research Laboratory, 1975.
- [24] http://www.irc-web.co.jp/vicon_web/news_bn/PIGManualver1.pdf, Beschreibung des Softwarepakets Plug-In-Gait von Vicon, besucht am 15.06.2012.
- [25] R.B. Davis III, S. Ounpuu, D. Tyburski, J.R. Gage: *A gait analysis data collection and reduction technique*, Human Movement Science 10, 1991.
- [26] M.P. Kadaba, H.K. Ramakrishnan, M.E. Wootten: *Measurement of Lower Extremity Kinematics During Level Walking*, Journal of Orthopaedic Research 8, 1990.
- [27] J. Gao, A. Kosaka, A.C. Kak: *A multi-Kalman filtering approach for video tracking of human-delineated objects in cluttered environments*, Computer Vision and Image Understanding, Vol. 99.
- [28] H. Stöcker: „*Mathematik – Der Grundkurs: Analysis für Ingenieurstudenten*“, Deutsch (Harri), 1996.
- [29] R. W. Hamming: „*Digital Filters (Dover Civil and Mechanical Engineering)*“, Dover Publ Inc, 1997.
- [30] J. Van der Spiegel: „*Design of a 3rd order Butterworth Filter using the Universal Filter Chip UAF42*“, Department of Electrical and Systems Engineering, University of Pennsylvania, 2007.
- [31] J.M. Smoliga: „*Kinematic and electromyographic analysis of the legs, torso, and arms during an exhaustive run*“, University of Pittsburgh, 2007.
- [32] P. Lugner: „*Mechanik 2 und Mechanik 2 für Verfahrenstechniker*“, Institut für Mechanik und Mechatronik der TU Wien, 2007.

- [33] A. Savitzky, M.J. E. Golay: *Smoothing and Differentiation of Data by Simplified Least Squares Procedures*, ACS Publication, 1964.
- [34] P. Glynn-Jones, M. J. Tudor, S. P. Beeby, N. M. White: *“An electromagnetic, vibration-powered generator for intelligent sensor systems”*, University of Southampton, 2003.
- [35] Katalog Dauermagnete: Werkstoffe und Systeme, IBSMagnet (http://www.ibsmagnet.de/pdf/de/ibs_d.pdf), besucht, am 25.07.2012.
- [36] Kallenbach, Eick, Quendt, Ströhla, Feindt, Kallenbach, Radler: *„Elektromagnete: Grundlagen, Berechnung, Entwurf und Anwendung 4. Auflage“*, Vieweg+Teubner, 2012.
- [37] R. Kaltofen, J. Ziemann: *„Tabellenbuch Chemie, Auflage 13“*, Deutsch (Harri), 1998.
- [38] R. Süße: *„Theoretische Grundlagen der Elektrotechnik 2“*, Vieweg+Teubner, 2006.
- [39] T. Zimmermann, A. Frey, M. Schreiter, J. Seidel, I. Kühne: *MEMS-basierter energieautonomer kabelloser Sensorknoten*, Fachtagung Sensoren und Messsysteme 2012.
- [40] M. Földner: *MEMS Inertialsensoren für innovative Applikationen in der Medizintechnik*, Fachtagung Sensoren und Messsysteme 2012.
- [41] <http://www.clinicalgaitanalysis.com/faq/sets/>, Gait Analysis Models in Common Use, besucht am 17.03.2012

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Befehlskette im menschlichen Körper [11].....	5
Abbildung 2: Doppelschritt des menschlichen Ganges [12].....	6
Abbildung 3: Prozentverteilung Stand- und Schwungphase [11].....	6
Abbildung 4: Elektrostatisches Prinzip: Konstante Ladung [14].....	7
Abbildung 5: Elektrostatisches Prinzip: Konstante Spannung [14]	8
Abbildung 6: Piezoelektrischer Effekt [17]	9
Abbildung 7: Feder-Masse System des elektromagnetischen Prinzips, nach [18].....	10
Abbildung 8: Ersatzschaltkreis für die eingebaute Spule, nach [18]	11
Abbildung 9: Theoretisch erzielbare Leistung für ein Energy-Harvesting System mittels des elektromagnetischen Prinzips	12
Abbildung 10: Marker-Anbringung an der Testperson [22].....	13
Abbildung 11: Positionswerte des Markers auf dem rechten Zeh [22]	14
Abbildung 12: Anthropometrische Messungen beim Vaughan Modell.....	15
Abbildung 13: Segmentanpassung an geometrisch einfache Formen.....	16
Abbildung 14: Berechnung der Gelenkspunkte am Beispiel des rechten Fußes.....	16
Abbildung 15: Schwerpunkts-Berechnung des Oberschenkelsegments.....	17
Abbildung 16: Berechnung der Gelenkszentrum mit dem Plug-In-Gait Modell	18
Abbildung 17: Vergleich des Helen-Hayes und des Cleveland Clinic Markersets [41]	20
Abbildung 18: Definition der lokalen Koordinatensysteme	21
Abbildung 19: Eingangssignal in z-Richtung des rechten medialen Zehs (RTOE).....	23
Abbildung 20: Beschleunigung in z-Richtung des rechten medialen Zehs (RTOE).....	24
Abbildung 21: Fourier-Reihenentwicklung eines Rechtecksignals.....	25
Abbildung 22: Bode-Diagramm eines Butterworth-Filters [30]	25
Abbildung 23: Glättung eines verrauschten Sinussignals mit dem Savitzky-Golay Filter	26
Abbildung 24: Trendfunktion beim rechten medialen Zeh in x-Richtung.....	27
Abbildung 25: Frequenzspektrum des rechten medialen Zehs (RTOE) in z-Richtung.....	27
Abbildung 26: Differenzflächen zu Originalkurve bei unterschiedlichen Eckfrequenzen des Butterworth-Filters.....	28
Abbildung 27: Differenzfläche zur Originalkurve für $Wn = 0,2$	29
Abbildung 28: Beschleunigungen in der Standphase geglättet mit dem Savitzky-Golay Filter für den rechten medialen Zeh (RTOE) in z-Richtung.....	29
Abbildung 29: Optimaler Messbereich für Savitzky-Golay Filter	30
Abbildung 30: Abweichung von der Originalkurve mittels Savitzky-Golay Filter.....	30

Abbildung 31: Filtervergleich in Standphase für RTOE in z-Richtung.....	31
Abbildung 32: Lokales Koordinatensystem am Kopf.....	32
Abbildung 33: Lokales Koordinatensystem des Thorax.....	33
Abbildung 34: Berechnung des Ellbogenzentrums	34
Abbildung 35: Lokales Koordinatensystem des Oberarms.....	35
Abbildung 36: Lokales Koordinatensystem des Unterarms	35
Abbildung 37: Geometrische Beziehungen zur Hüftgelenksberechnung [32]	36
Abbildung 38: Lokales Koordinatensystem des Beckens	37
Abbildung 39: Geometrische Beziehungen (rechts) und lokales Koordinatensystem (links) am Oberschenkel.....	38
Abbildung 40: Geometrische Beziehungen (rechts) und lokales Koordinatensystem (links) am Unterschenkel	40
Abbildung 41: Lokales Koordinatensystem des Fußes	41
Abbildung 42: Übersicht der lokalen Koordinatensysteme	42
Abbildung 43: Eulerwinkel, „x-Konvention“ [11]	43
Abbildung 44: Eulerwinkel des Fußsegmentes.....	44
Abbildung 45: Geschwindigkeiten des Unterschenkelsegments	45
Abbildung 46: Geschwindigkeiten am Unterschenkel	46
Abbildung 47: Beschleunigungen des Unterschenkelsegments.....	47
Abbildung 48: Übersicht der mittleren Geschwindigkeiten der markanten Körperpunkte beim Gehen (Auswertung von 10 Testpersonen)	48
Abbildung 49: Übersicht der Maximalgeschwindigkeiten der markanten Körperpunkte beim Gehen (Auswertung von 10 Testpersonen)	49
Abbildung 50: Übersicht der mittleren Beschleunigung der markanten Körperpunkte beim Gehen (Auswertung von 10 Testpersonen)	50
Abbildung 51: Übersicht der Maximalbeschleunigung der markanten Körperpunkte beim Gehen (Auswertung von 10 Testpersonen)	51
Abbildung 52: Übersicht des Simulink-Modells	52
Abbildung 53: Signalimport.....	53
Abbildung 54: Mechanischer Zweig	54
Abbildung 55: Elektrischer Zweig	55
Abbildung 56: Prinzipskizze: Energy Harvesting mittels elektromagnetischem Prinzips [17]	56
Abbildung 57: Skizze des Energy-Harvesting Modells.....	57
Abbildung 58: Abhängigkeit der Spuleninduktivität von der Windungszahl.....	60
Abbildung 59: Abhängigkeit der elektrischen Dämpfung von Frequenz und Windungszahl.....	62

Abbildung 60: Elektrische Dämpfung bei maximal möglicher Windungszahl.....	62
Abbildung 61: Beschleunigung in der lokalen x-Richtung für den rechten Zeh	64
Abbildung 62: Lehr'sches Dämpfungsmaß in Abhängigkeit der Frequenz.....	65
Abbildung 63: Gegenüberstellung elektrische-mechanische Dämpfung.....	66
Abbildung 64: Federsteifigkeiten der lokalen Achsen des Energy-Harvesters.....	69
Abbildung 65: Schwingungsvergleich des Energy-Harvesting Systems bei verschiedenen Dämpfungen	71
Abbildung 66: Leistung am rechten Zeh (RTOE) in lokaler x-Richtung.....	72
Abbildung 67: Abhängigkeit der gemittelten Leistung vom Lehr'schen Dämpfungsfaktor	73
Abbildung 68: gemittelte Leistung an den markanten Körperpunkten	74
Abbildung 69: Orthozyklische Spulenwicklung	76
Abbildung 70: Maximale Anzahl Spulenwindungen.....	77
Abbildung 71: Übersicht der erzielbaren Leistungen bei unterschiedlichen Drahtdurchmessern (x- Richtung) Die Grenzkurve ergibt sich aus der maximalen Windungszahl, siehe Tabelle 4.....	78
Abbildung 72: Lokale Koordinatensysteme des Kopfsegmentes	79
Abbildung 73: Kraftwirkung und Position des Energy-Harvesting Systems (Kopfsegment)	80
Abbildung 74: Lokale Koordinatensysteme des Thoraxsegmentes.....	81
Abbildung 75: Kraftwirkung und Position des Energy-Harvesting Systems (Thorax Segment)	82
Abbildung 76: Lokale Koordinatensysteme des Schultergelenks.....	83
Abbildung 77: Kraftwirkung und Position des Energy-Harvesting Systems (Schultergelenk).....	84
Abbildung 78: Lokale Koordinatensysteme des Ellbogens.....	85
Abbildung 79: Kraftwirkung und Position des Energy-Harvesting Systems (Ellbogengelenk)	86
Abbildung 80: Lokale Koordinatensysteme des Handgelenks	87
Abbildung 81: Kraftwirkung und Position des Energy-Harvesting Systems (Handgelenk).....	88
Abbildung 82: Lokale Koordinatensysteme des Hüftgelenks	89
Abbildung 83: Kraftwirkung und Position des Energy-Harvesting Systems (Hüftgelenk)	90
Abbildung 84: Lokale Koordinatensysteme des Kniegelenks	91
Abbildung 85: Kraftwirkung und Position des Energy-Harvesting Systems (Kniegelenk)	92
Abbildung 86: Lokale Koordinatensysteme des Knöchelgelenks	93
Abbildung 87: Kraftwirkung und Position des Energy-Harvesting Systems (Knöchelgelenk)	94
Abbildung 88: Lokale Koordinatensysteme des vordersten Fußpunktes.....	95
Abbildung 89: Kraftwirkung und Position des Energy-Harvesting Systems (vorderster Fußpunkt)	96
Abbildung 90: Übersicht der Durchschnittsleistungen nach Optimierung des Energy-Harvesting Systems.....	97

Abbildung 91: Leistungsänderung bei geänderten Außenabmessungen des Energy-Harvesting Systems.....	100
Abbildung 92: Leistungssteigerung bei Erhöhung der Eingangsfrequenz.....	101
Abbildung 93: Erzielbare Leistung bei unterschiedlichen Drahtdurchmessern (Kopf)	112
Abbildung 94: Erzielbare Leistung bei unterschiedlichen Drahtdurchmessern (Thorax).....	113
Abbildung 95: Erzielbare Leistung bei unterschiedlichen Drahtdurchmessern (Schulter)	114
Abbildung 96: Erzielbare Leistung bei unterschiedlichen Drahtdurchmessern (Ellbogen).....	115
Abbildung 97: Erzielbare Leistung bei unterschiedlichen Drahtdurchmessern (Handgelenk).....	116
Abbildung 98: Erzielbare Leistung bei unterschiedlichen Drahtdurchmessern (Hüftgelenk).....	117
Abbildung 99: Erzielbare Leistung bei unterschiedlichen Drahtdurchmessern (Kniegelenk)	118
Abbildung 100: Erzielbare Leistung bei unterschiedlichen Drahtdurchmessern (Knöchelgelenk)	119
Abbildung 101: Erzielbare Leistung bei unterschiedlichen Drahtdurchmessern (vorderster Fußpunkt)	120
Abbildung 102: Leistungserzeugung während eines Zyklus (Kopf).....	121
Abbildung 103: Leistungserzeugung während eines Zyklus (Thorax)	122
Abbildung 104: Leistungserzeugung während eines Zyklus (Schulter)	123
Abbildung 105: Leistungserzeugung während eines Zyklus (Ellbogengelenk).....	124
Abbildung 106: Leistungserzeugung während eines Zyklus (Handgelenk)	125
Abbildung 107: Leistungserzeugung während eines Zyklus (Hüftgelenk).....	126
Abbildung 108: Leistungserzeugung während eines Zyklus (Kniegelenk).....	127
Abbildung 109: Leistungserzeugung während eines Zyklus (Knöchelgelenk).....	128
Abbildung 110: Leistungserzeugung während eines Zyklus (vorderster Fußpunkt)	129

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Übersicht über die relevanten Marker	23
Tabelle 2: Anthropometrische Daten zu den zugehörigen Perzentilen	32
Tabelle 3: Kritische Frequenzen für einzelne Körperpunkte.....	69
Tabelle 4: Übersicht der maximalen Windungszahlen in Abhängigkeit des Drahtdurchmessers.....	77
Tabelle 5: Ergebnisse für die erzielbaren Leistungen und die mechanischen Parameter (Kopfsegment)	79
Tabelle 6: Ergebnisse für die erzielbaren Leistungen und die mechanischen Parameter (Thoraxsegment)	81
Tabelle 7: Ergebnisse für die erzielbaren Leistungen und die mechanischen Parameter (Schultergelenk)	83
Tabelle 8: Ergebnisse für die erzielbaren Leistungen und die mechanischen Parameter (Ellbogen) ...	85
Tabelle 9: Ergebnisse für die erzielbaren Leistungen und die mechanischen Parameter (Handgelenk)	87
Tabelle 10: Ergebnisse für die erzielbaren Leistungen und die mechanischen Parameter (Hüftgelenk)	89
Tabelle 11: Ergebnisse für die erzielbaren Leistungen und die mechanischen Parameter (Kniegelenk)	91
Tabelle 12: Ergebnisse für die erzielbaren Leistungen und die mechanischen Parameter (Knöchelgelenk).....	93
Tabelle 13: Ergebnisse für die erzielbaren Leistungen und die mechanischen Parameter (vorderster Fußpunkt)	95
Tabelle 14: Größenmäßige Sortierung der Durchschnittsleistungen der betrachteten Körperpunkte	98

Anhang A

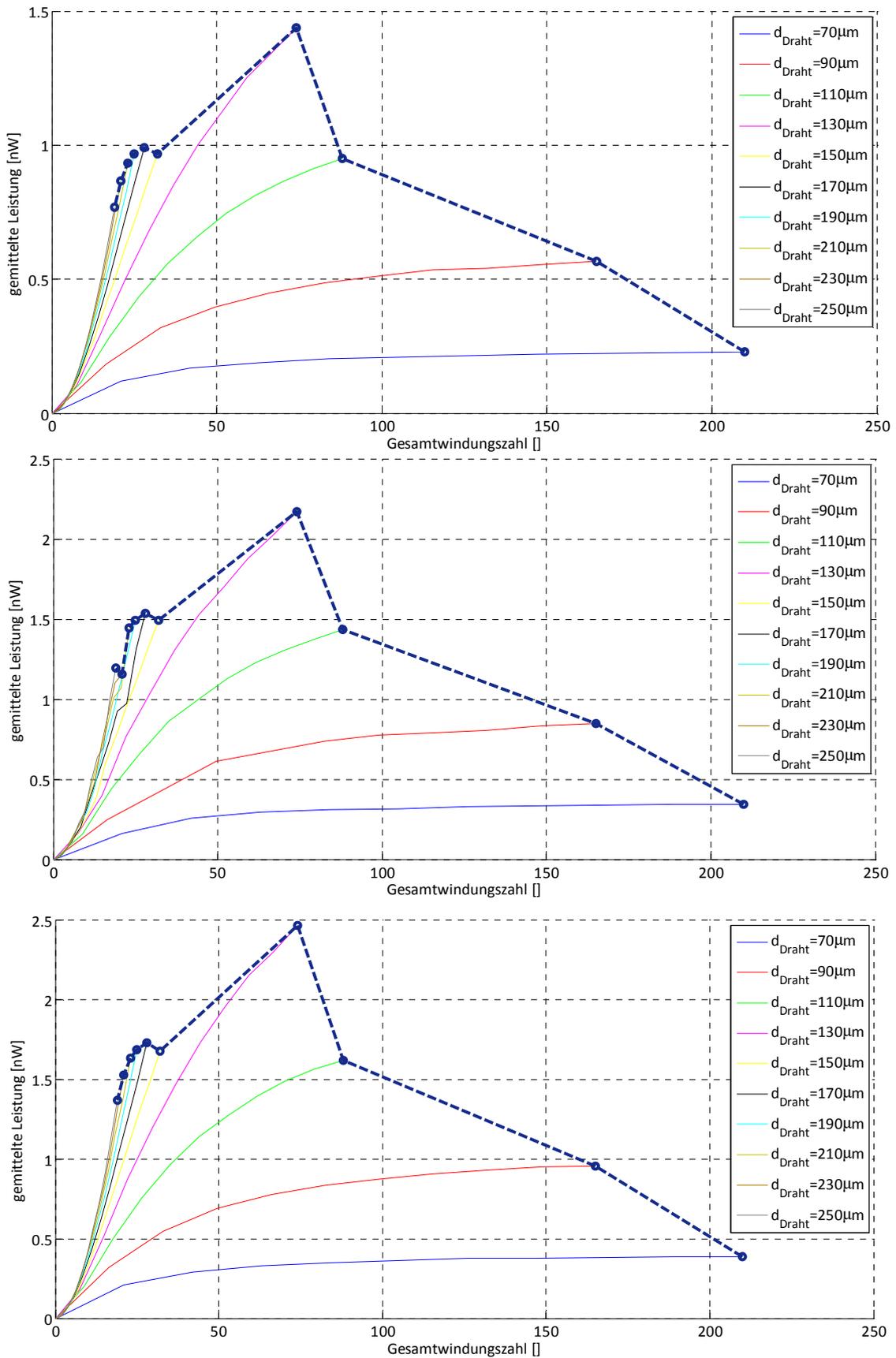


Abbildung 93: Erzielbare Leistung bei unterschiedlichen Drahtdurchmessern (Kopf) x-Richtung (Oben) / y-Richtung (Mitte) / z-Richtung (Unten)

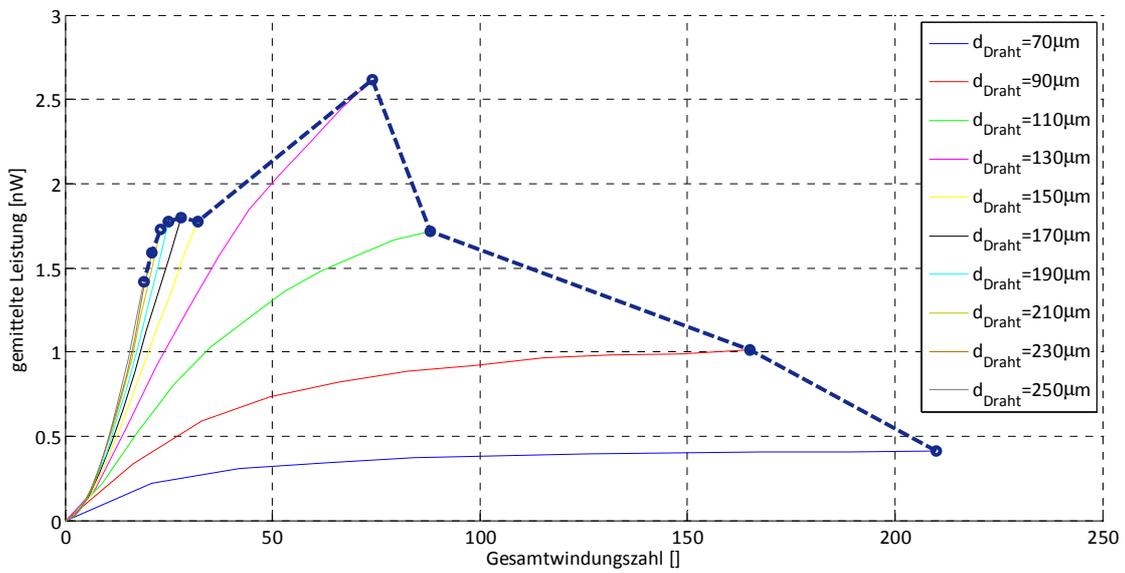
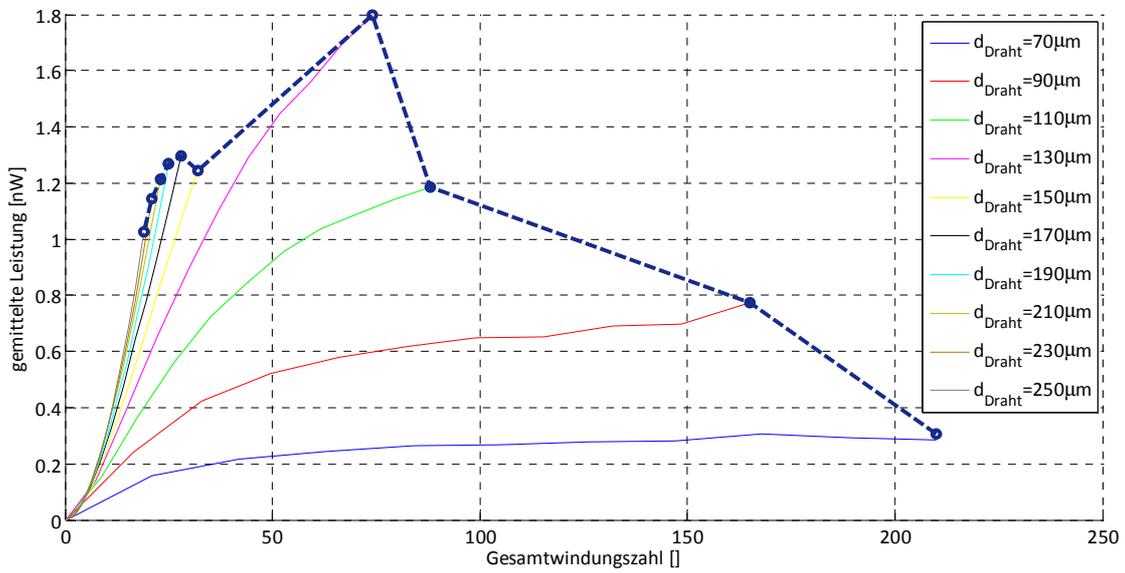
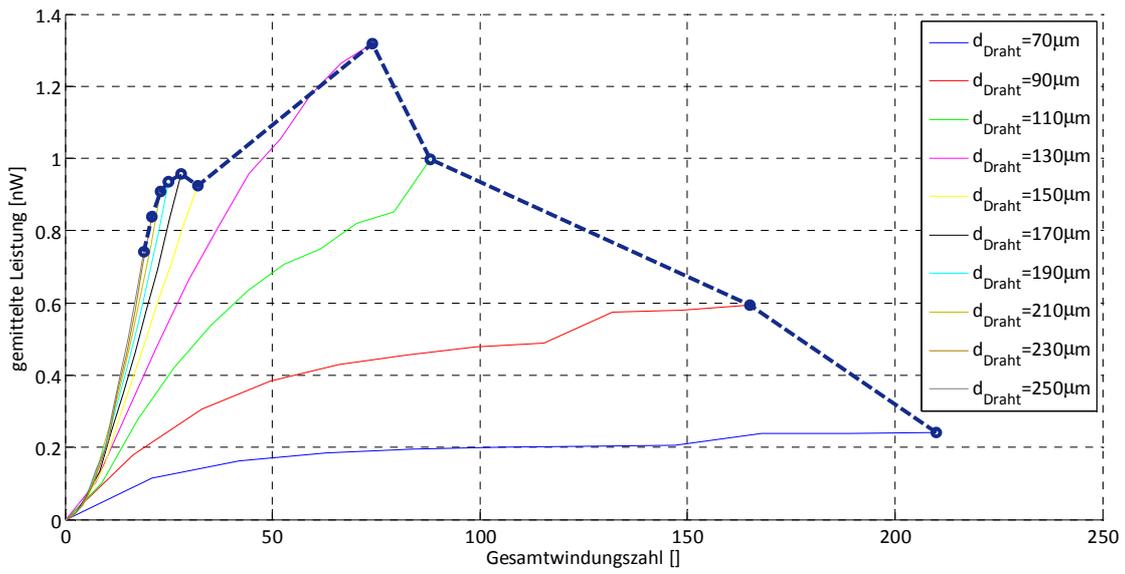


Abbildung 94: Erzielbare Leistung bei unterschiedlichen Drahtdurchmessern (Thorax)
 x-Richtung (Oben) / y-Richtung (Mitte) / z-Richtung (Unten)

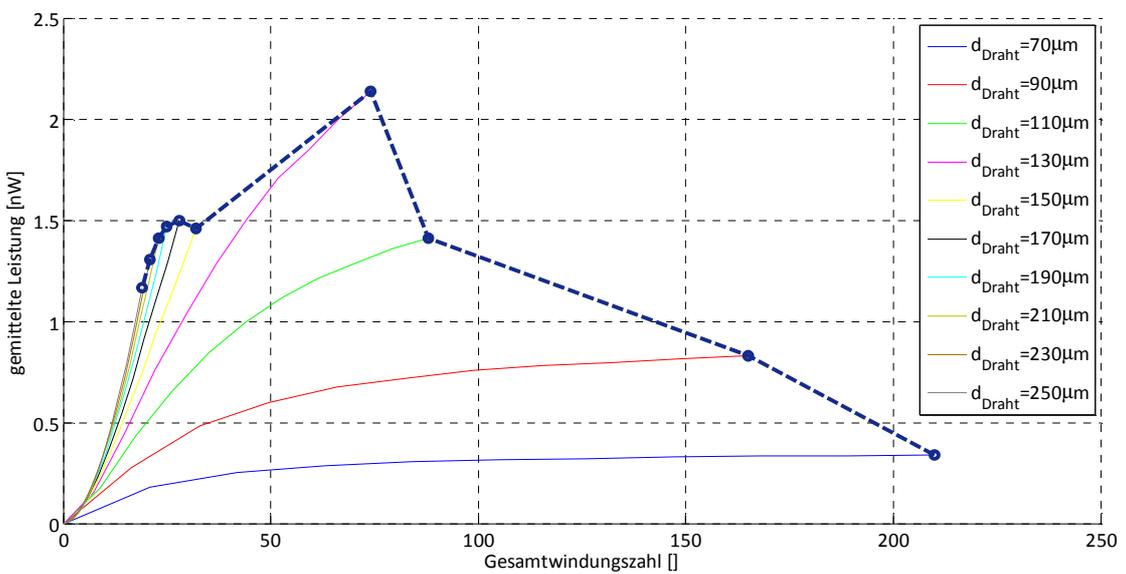
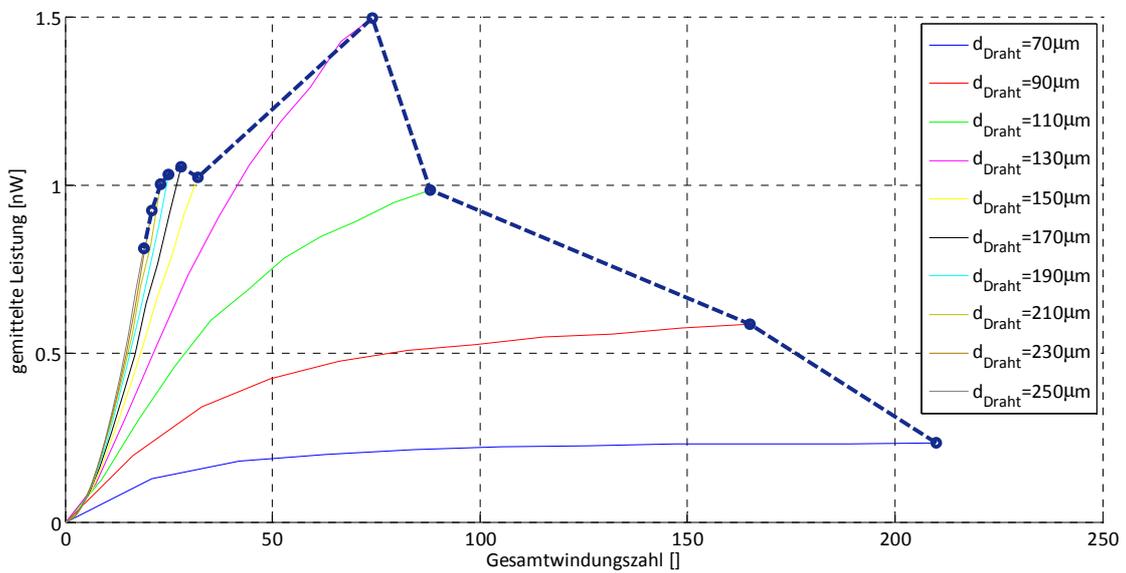
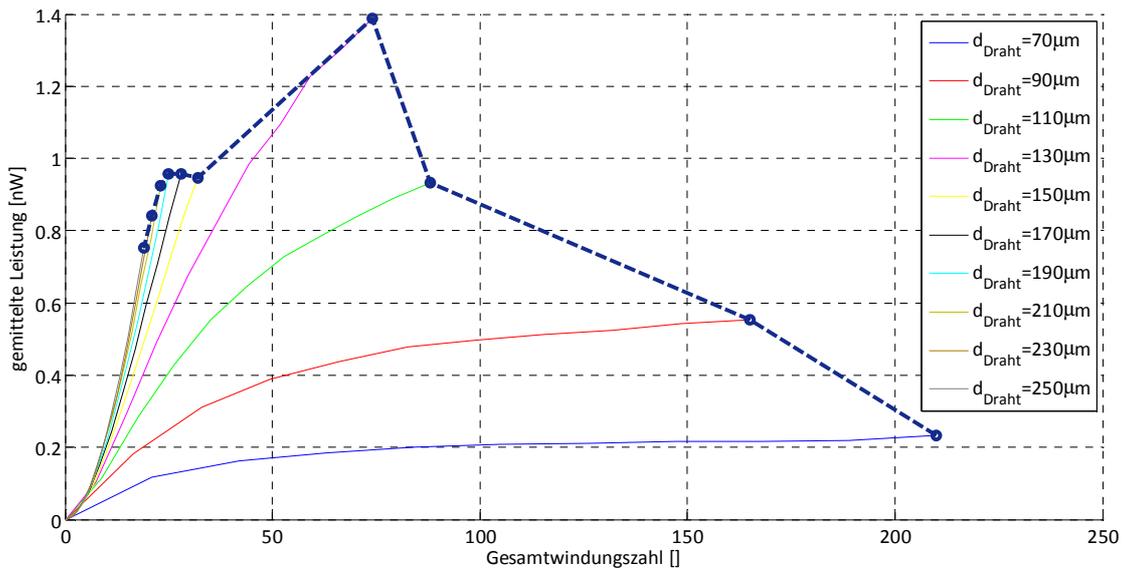


Abbildung 95: Erzielbare Leistung bei unterschiedlichen Drahtdurchmessern (Schulter)
 x-Richtung (Oben) / y-Richtung (Mitte) / z-Richtung (Unten)

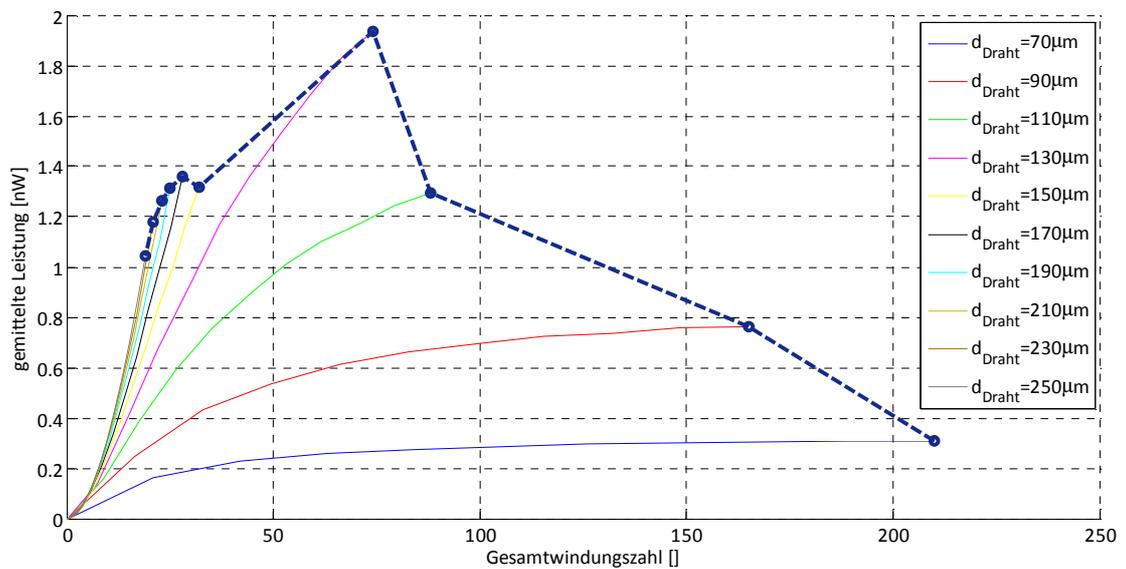
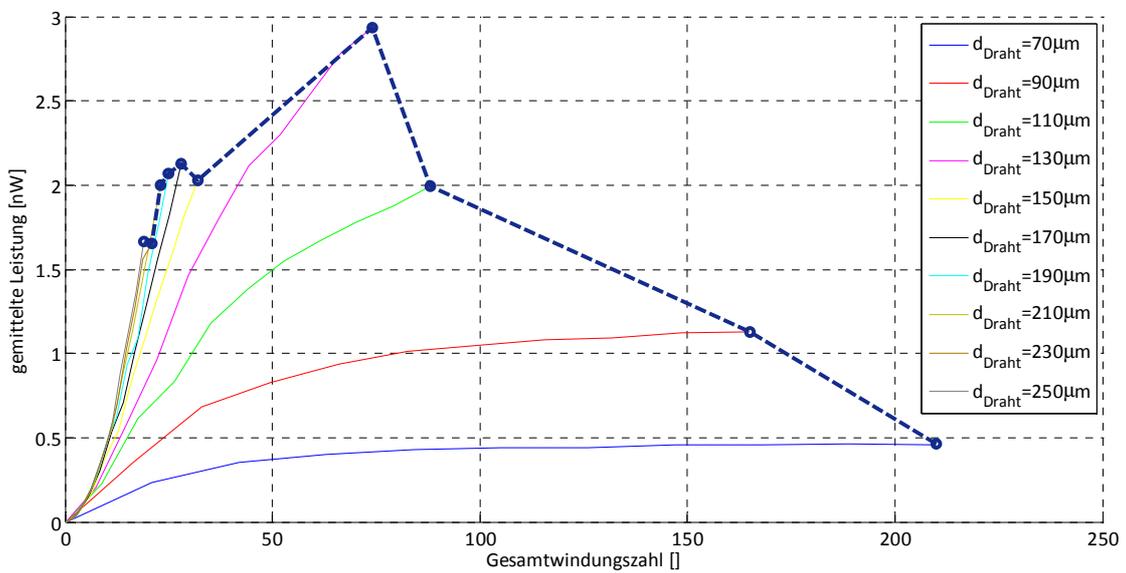
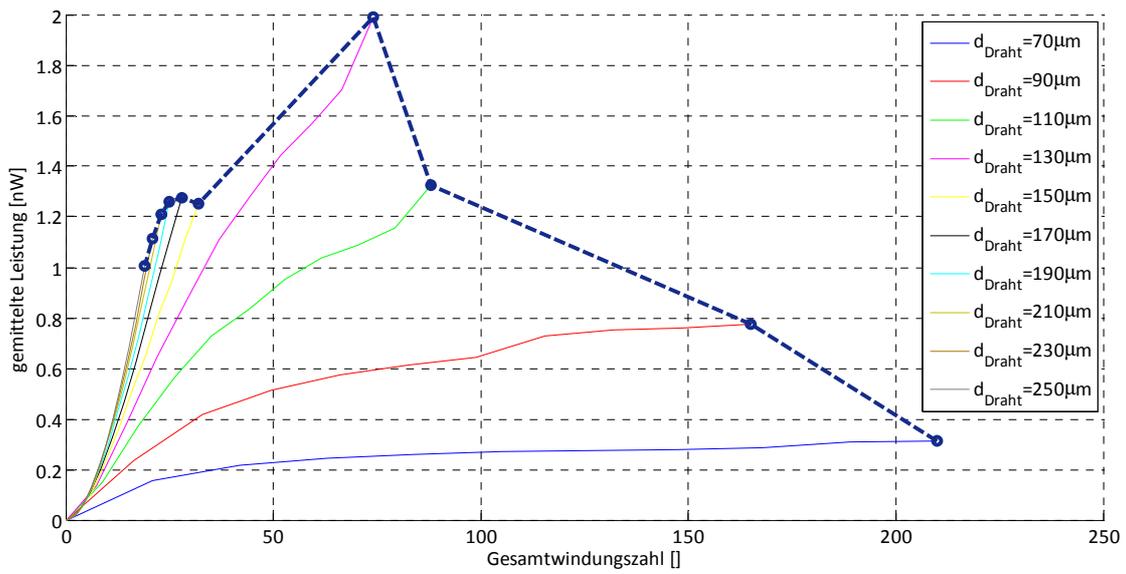


Abbildung 96: Erzielbare Leistung bei unterschiedlichen Drahtdurchmessern (Ellbogen)
 x-Richtung (Oben) / y-Richtung (Mitte) / z-Richtung (Unten)

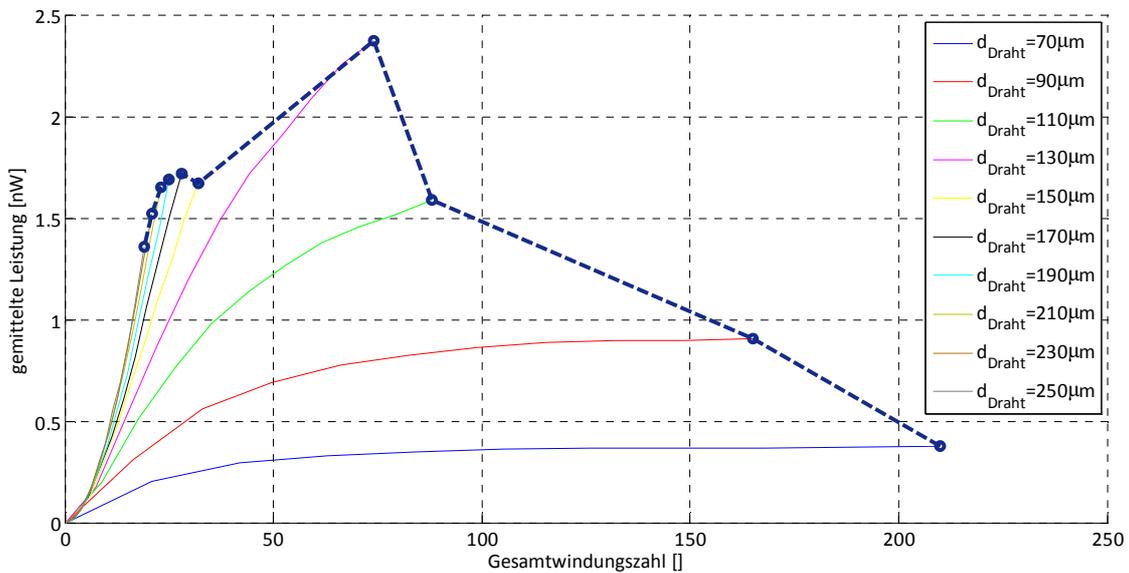
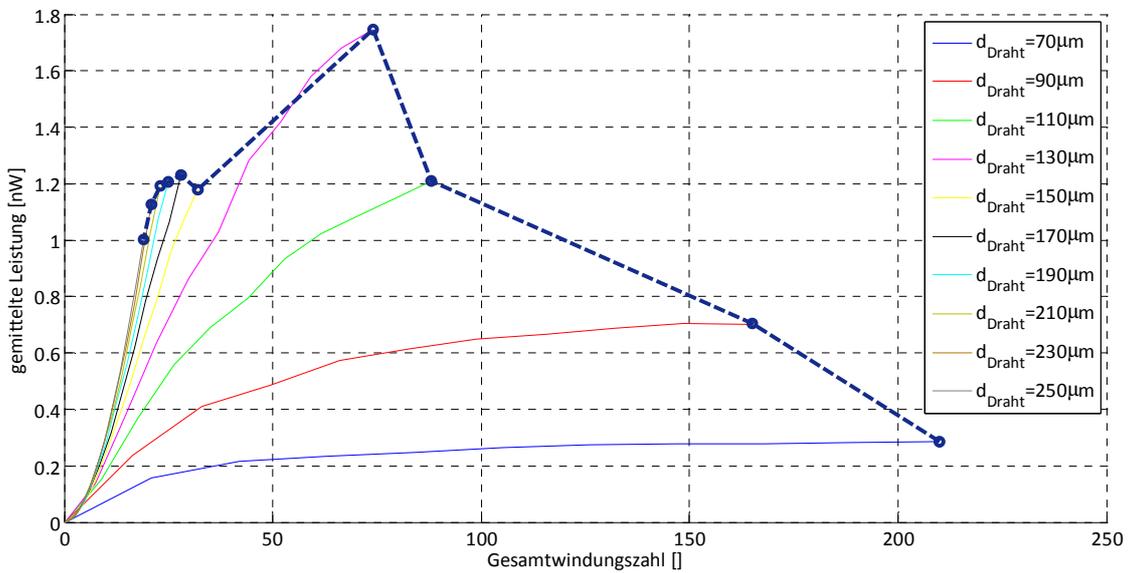
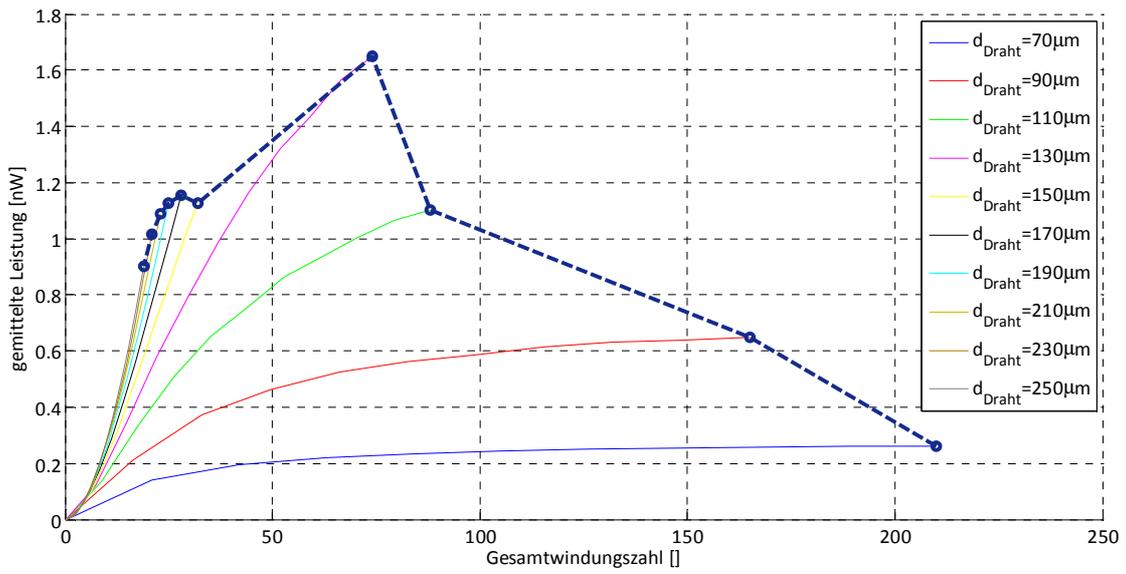


Abbildung 97: Erzielbare Leistung bei unterschiedlichen Drahtdurchmessern (Handgelenk)
 x-Richtung (Oben) / y-Richtung (Mitte) / z-Richtung (Unten)

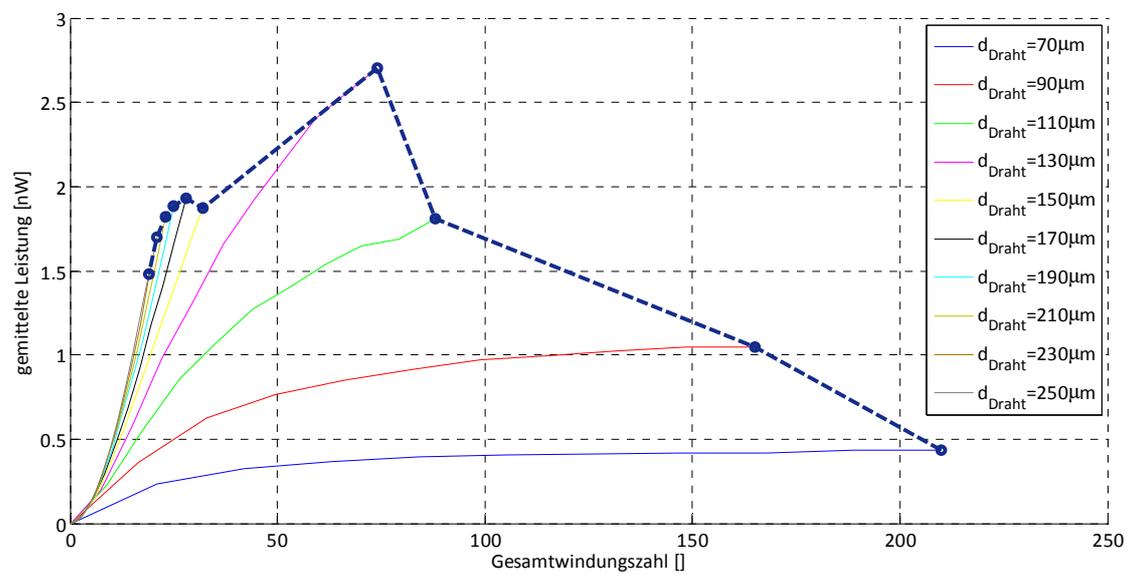
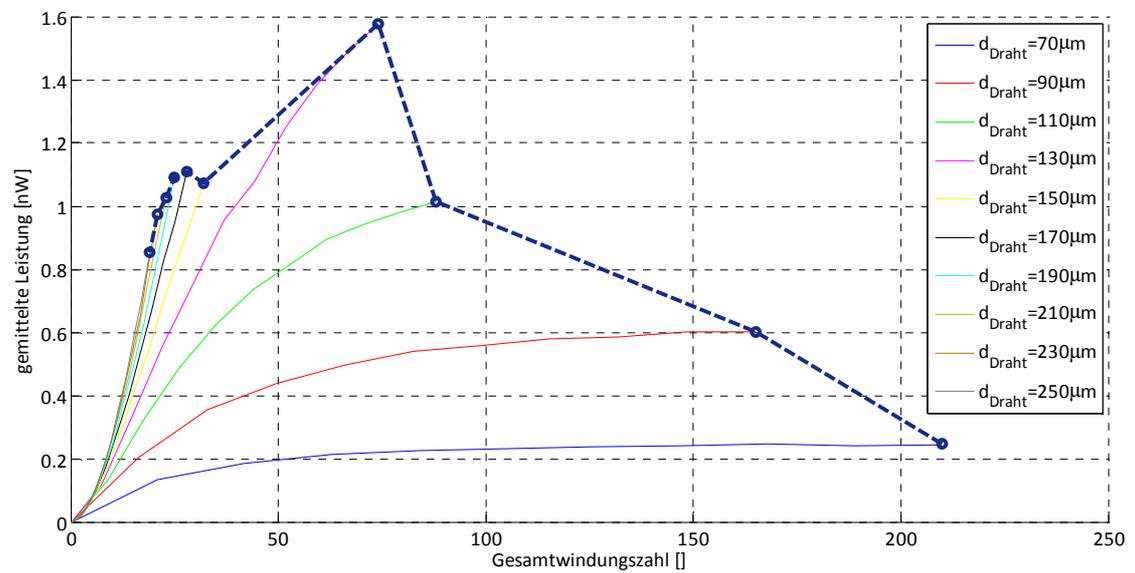
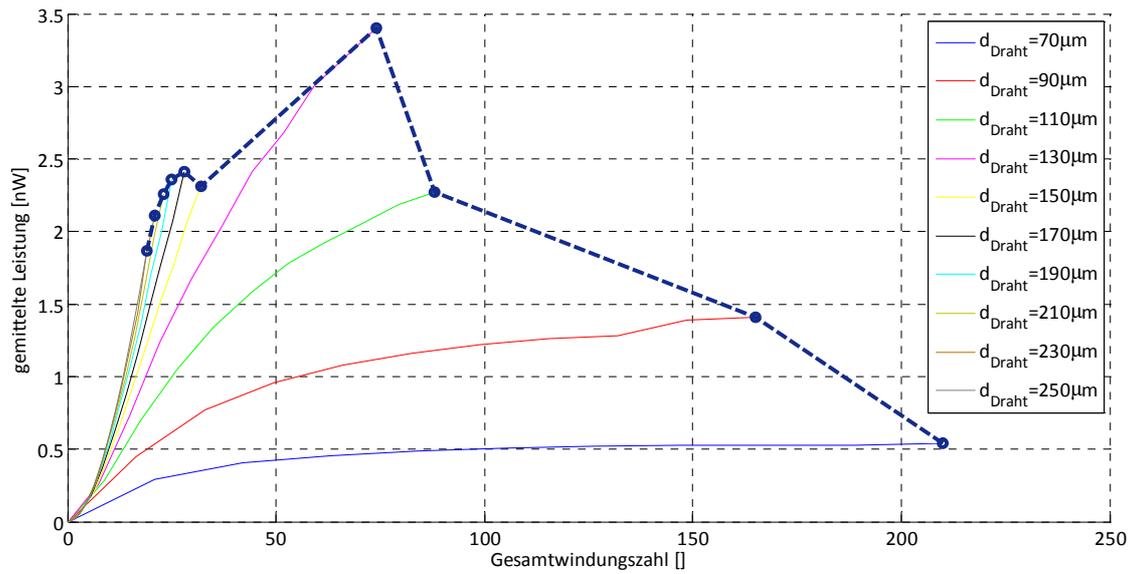


Abbildung 98: Erzielbare Leistung bei unterschiedlichen Drahtdurchmessern (Hüftgelenk)
 x-Richtung (Oben) / y-Richtung (Mitte) / z-Richtung (Unten)

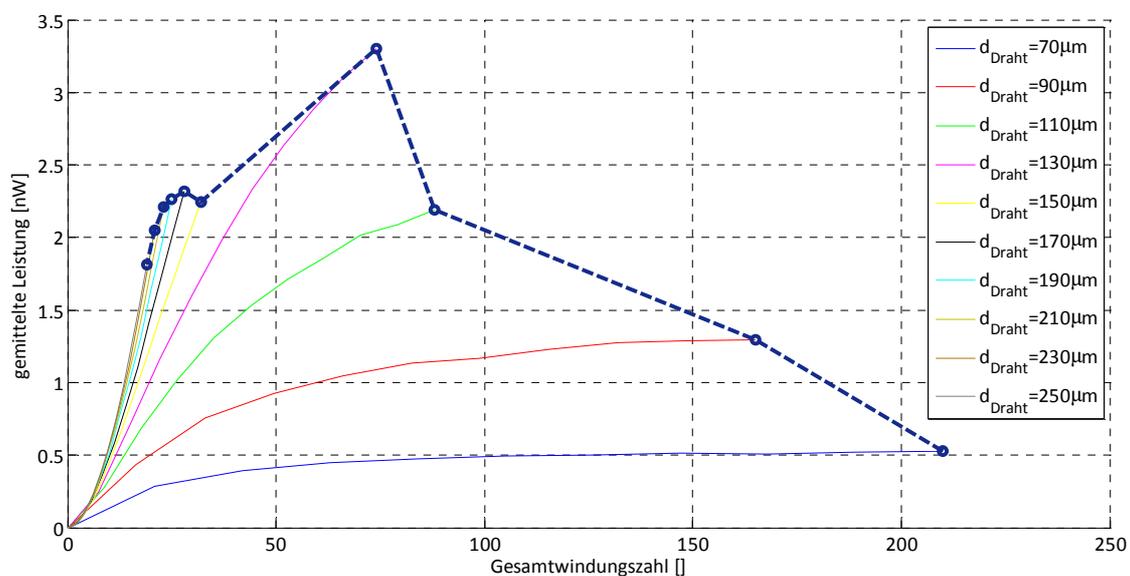
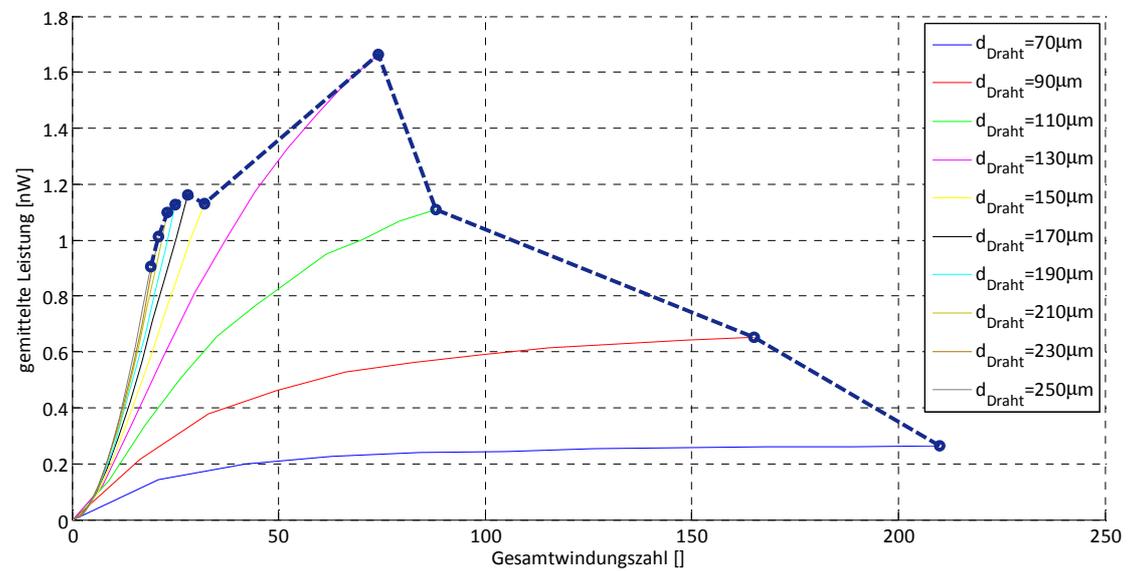
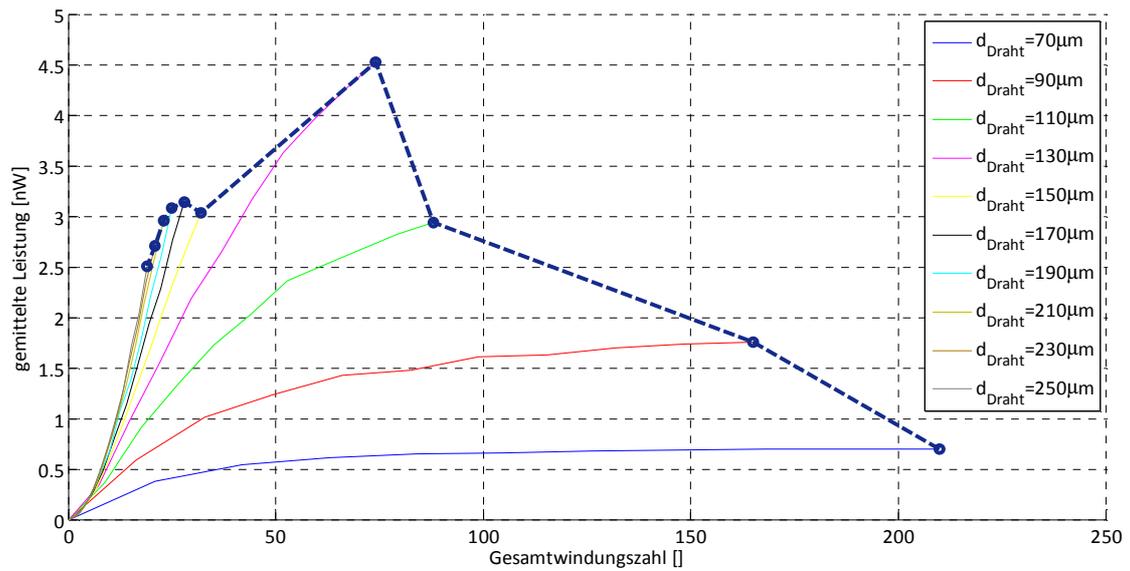


Abbildung 99: Erzielbare Leistung bei unterschiedlichen Drahtdurchmessern (Kniegelenk)
 x-Richtung (Oben) / y-Richtung (Mitte) / z-Richtung (Unten)

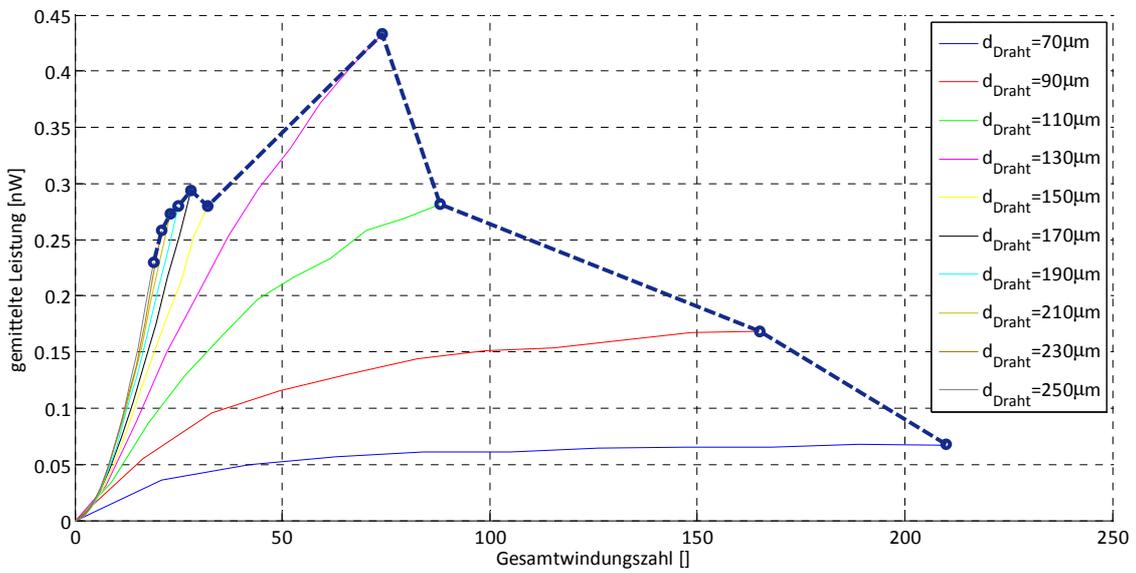
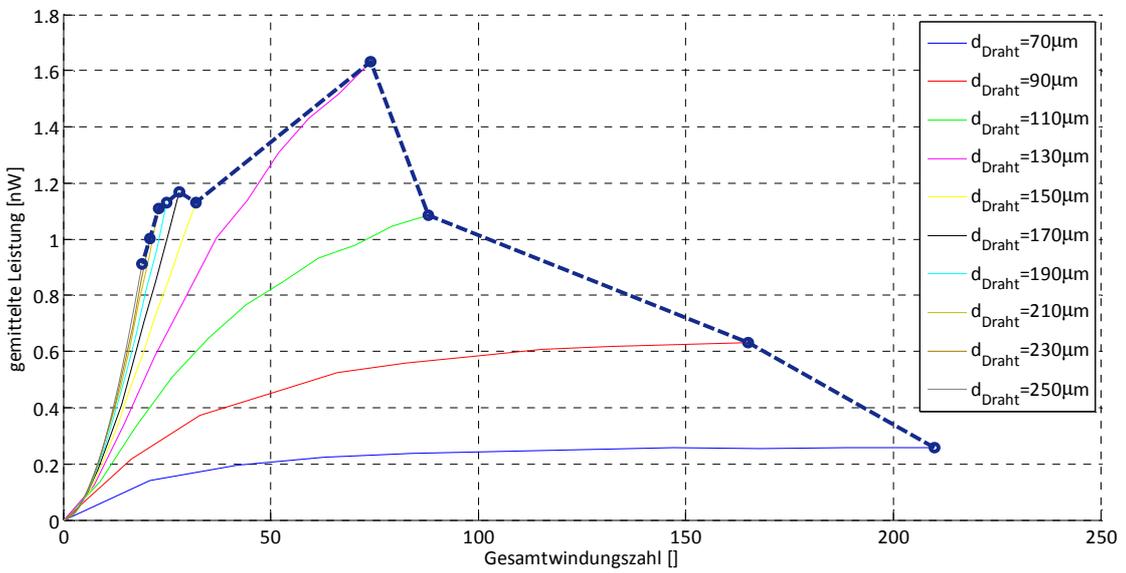
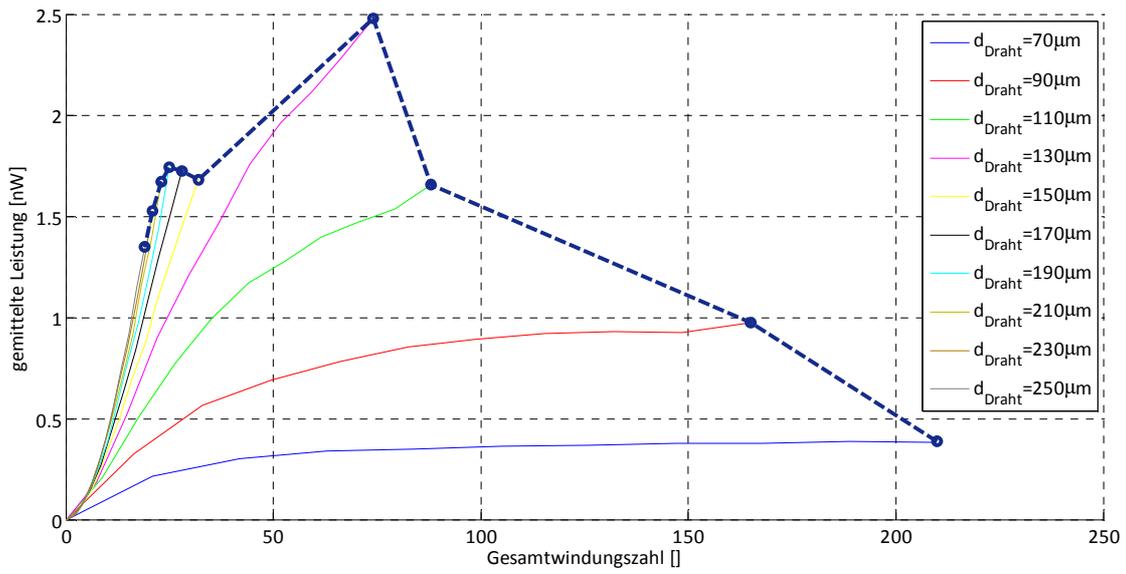


Abbildung 100: Erzielbare Leistung bei unterschiedlichen Drahtdurchmessern (Knöchelgelenk)
 x-Richtung (Oben) / y-Richtung (Mitte) / z-Richtung (Unten)

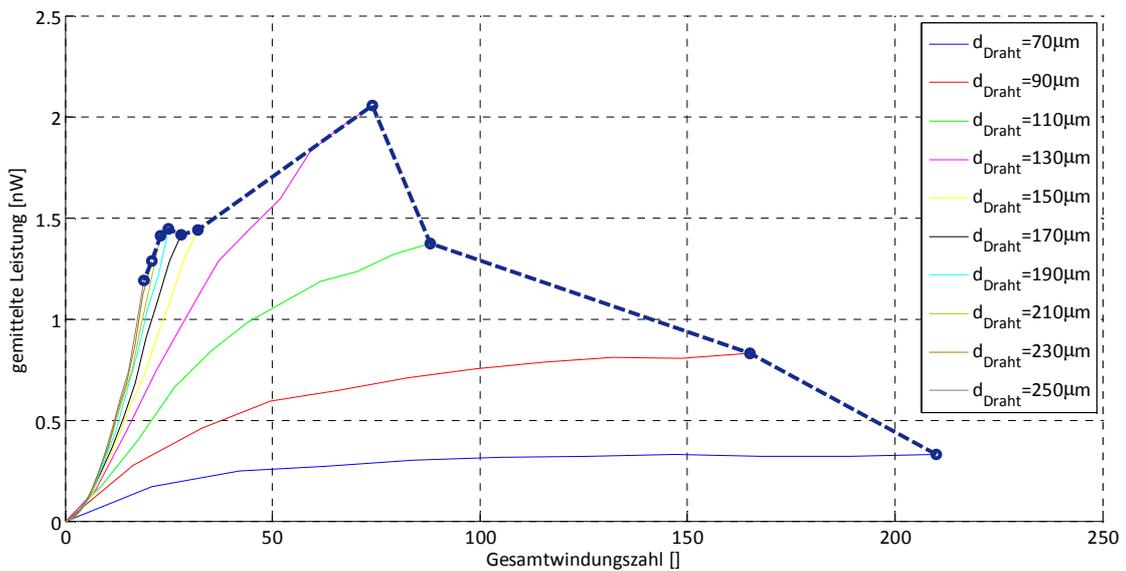
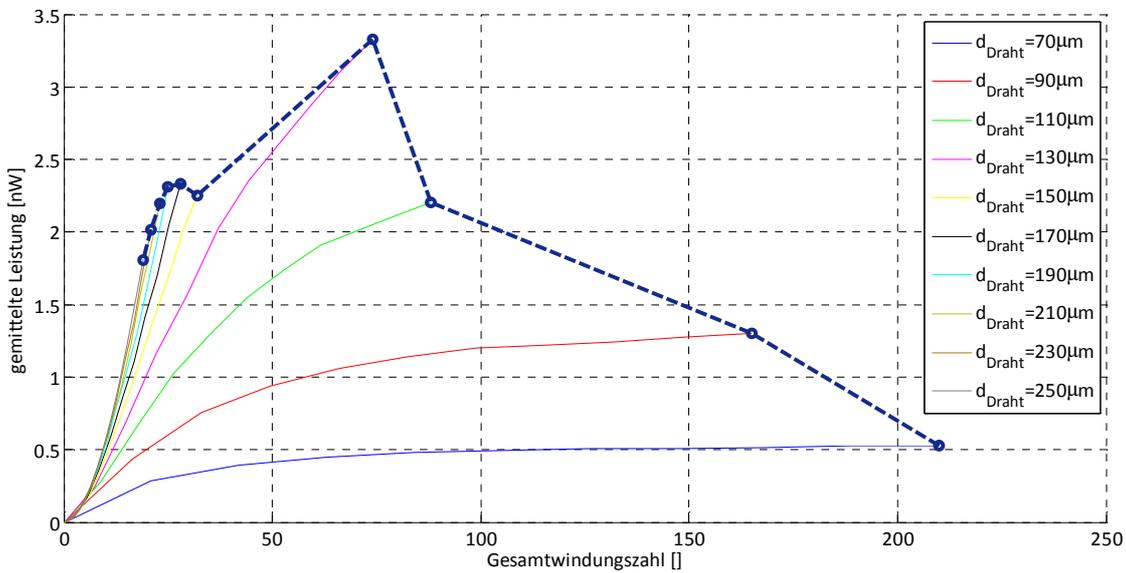
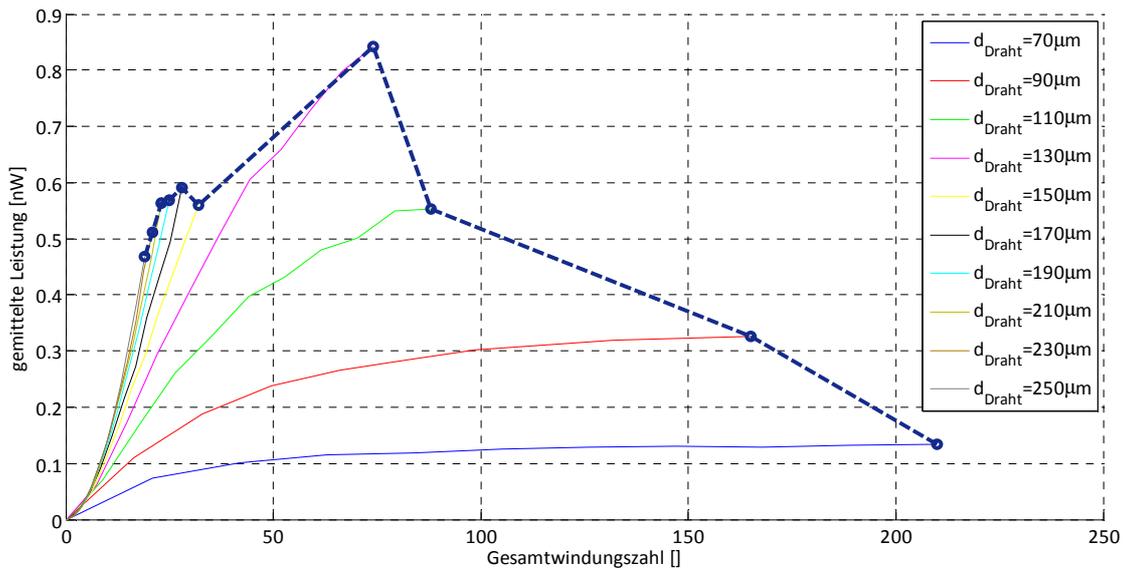
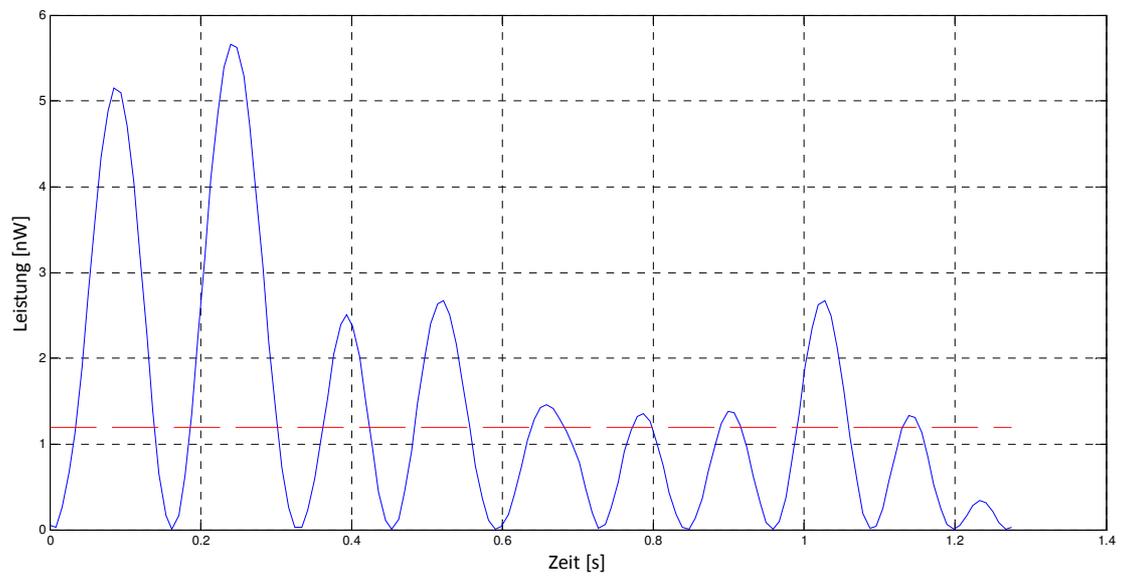
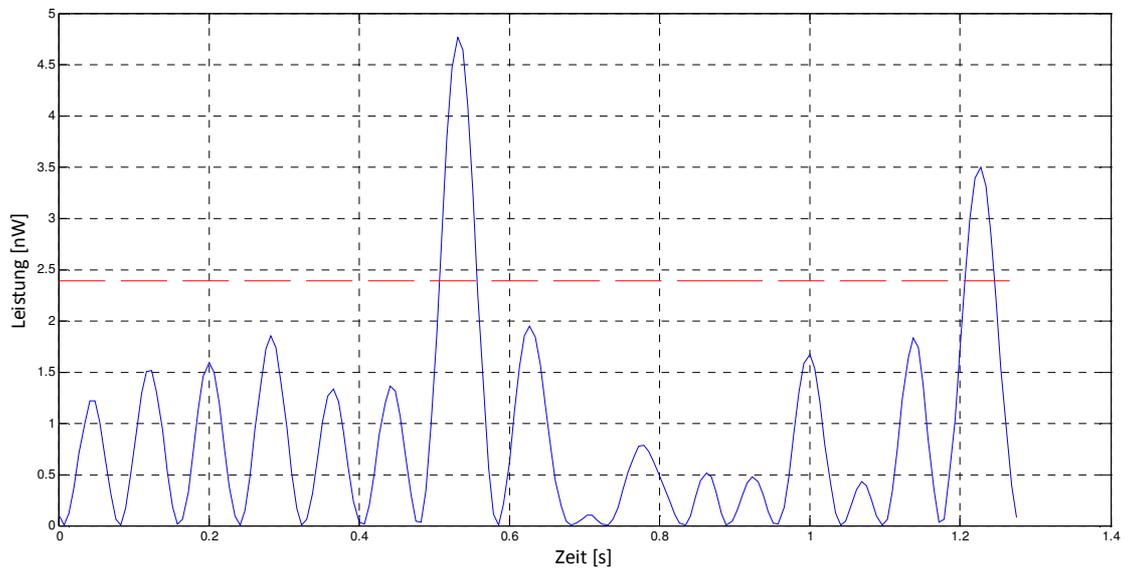
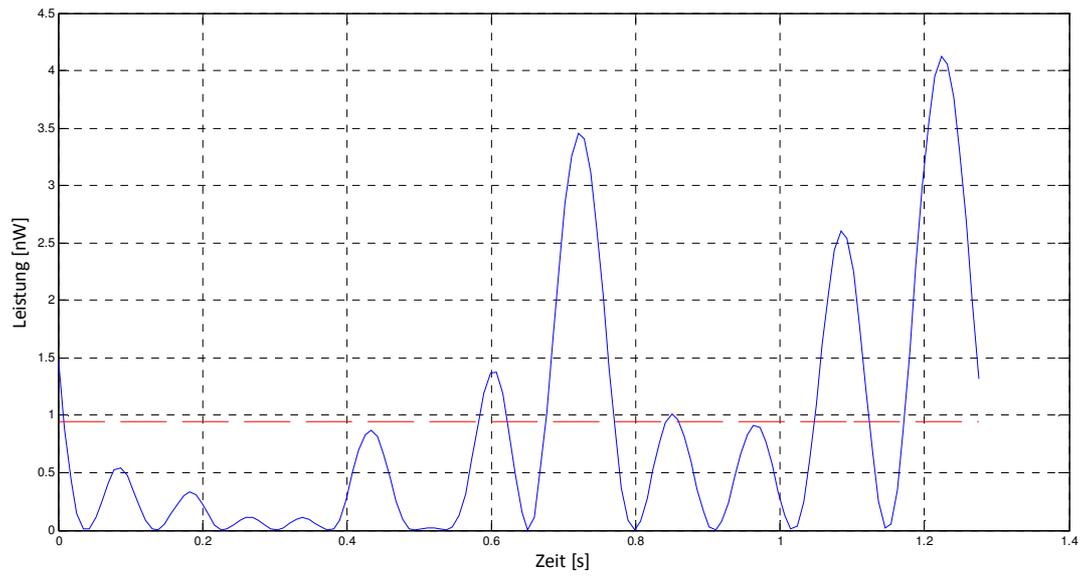


Abbildung 101: Erzielbare Leistung bei unterschiedlichen Drahtdurchmessern (vorderster Fußpunkt)
 x-Richtung (Oben) / y-Richtung (Mitte) / z-Richtung (Unten)



**Abbildung 102: Leistungserzeugung während eines Zyklus (Kopf)
x-Richtung (Oben) / y-Richtung (Mitte) / z-Richtung (Unten)**

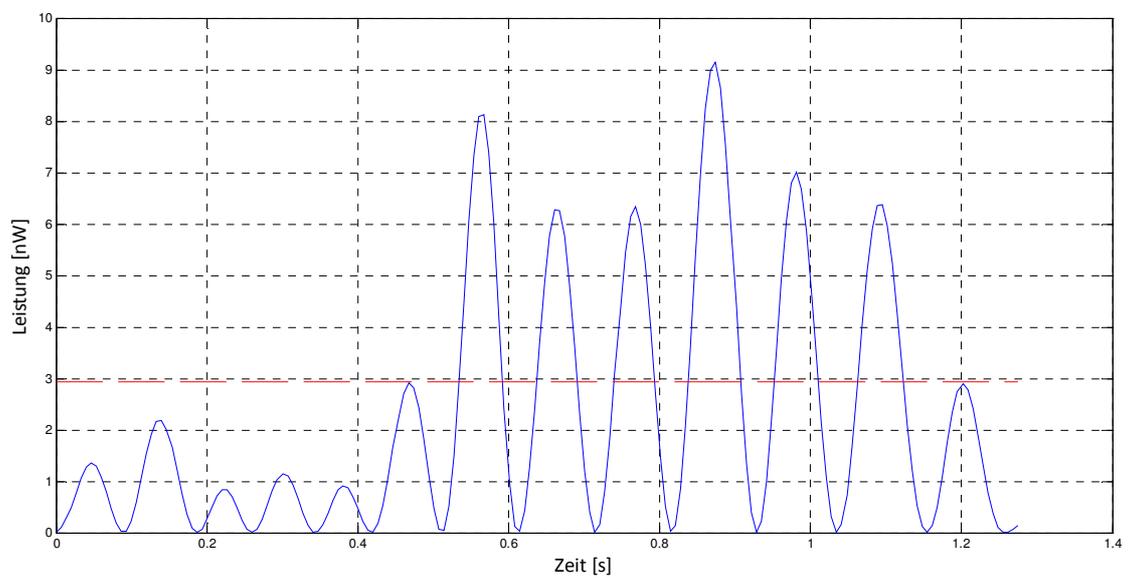
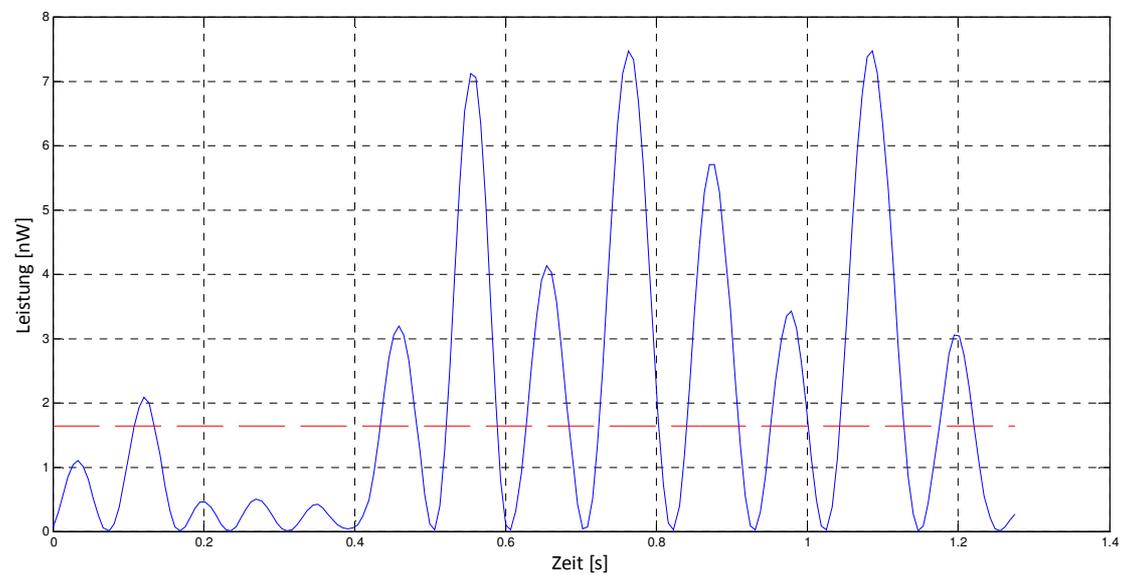
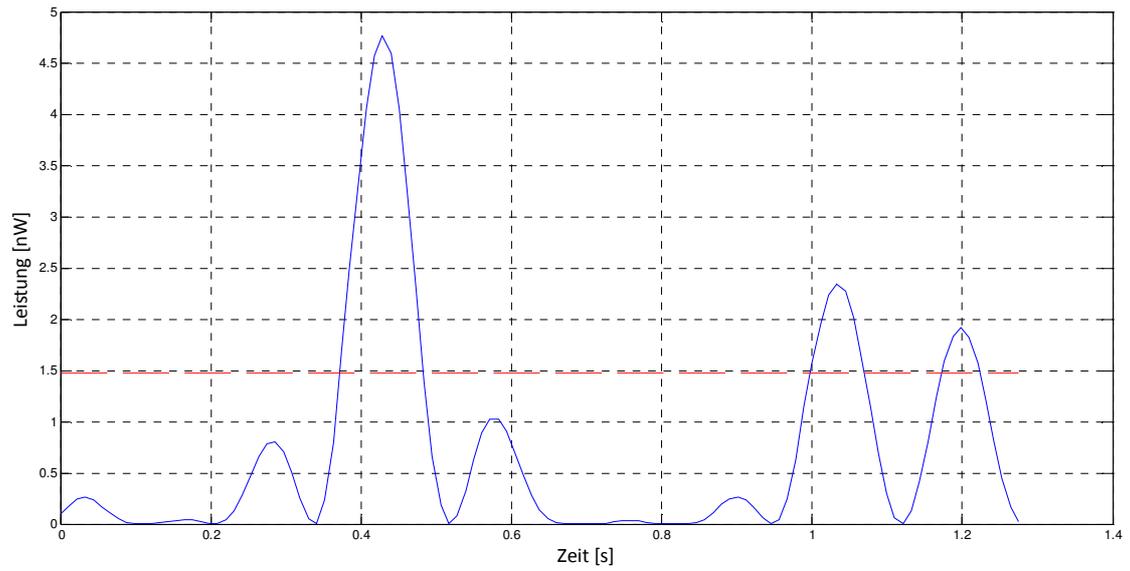
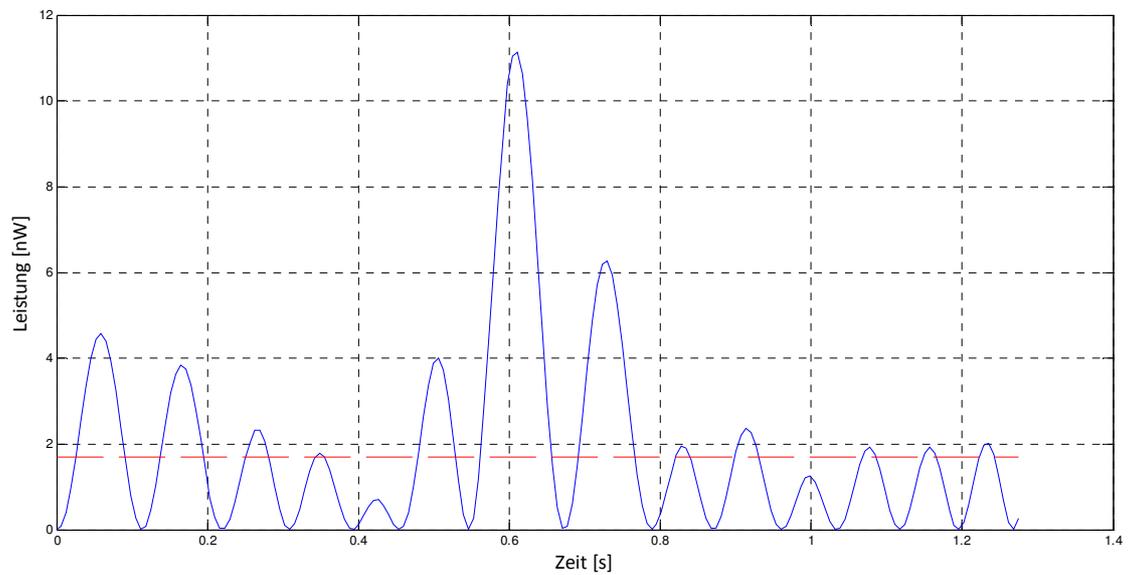
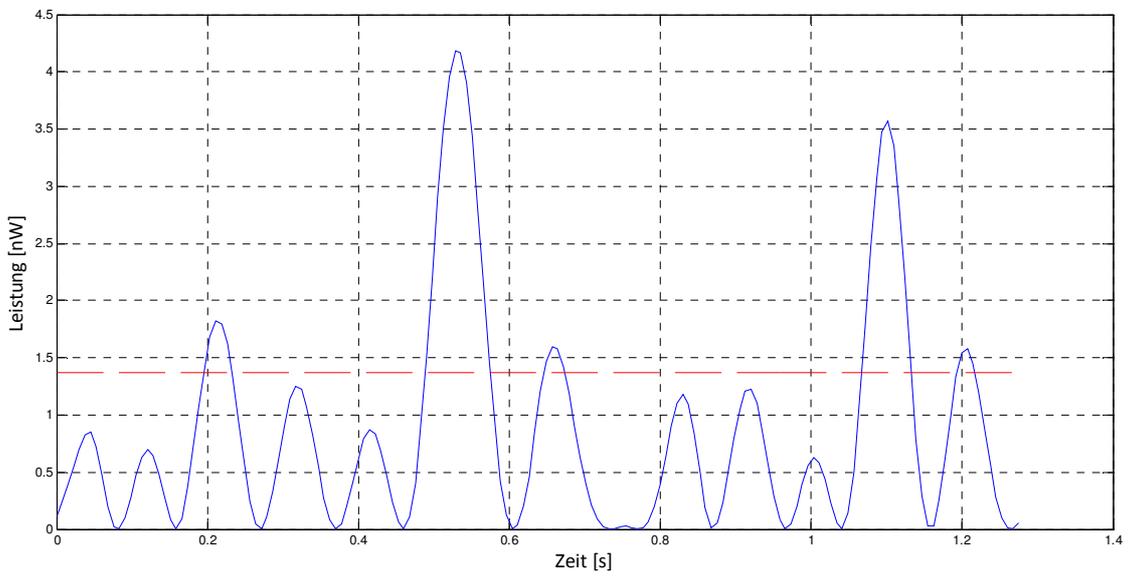
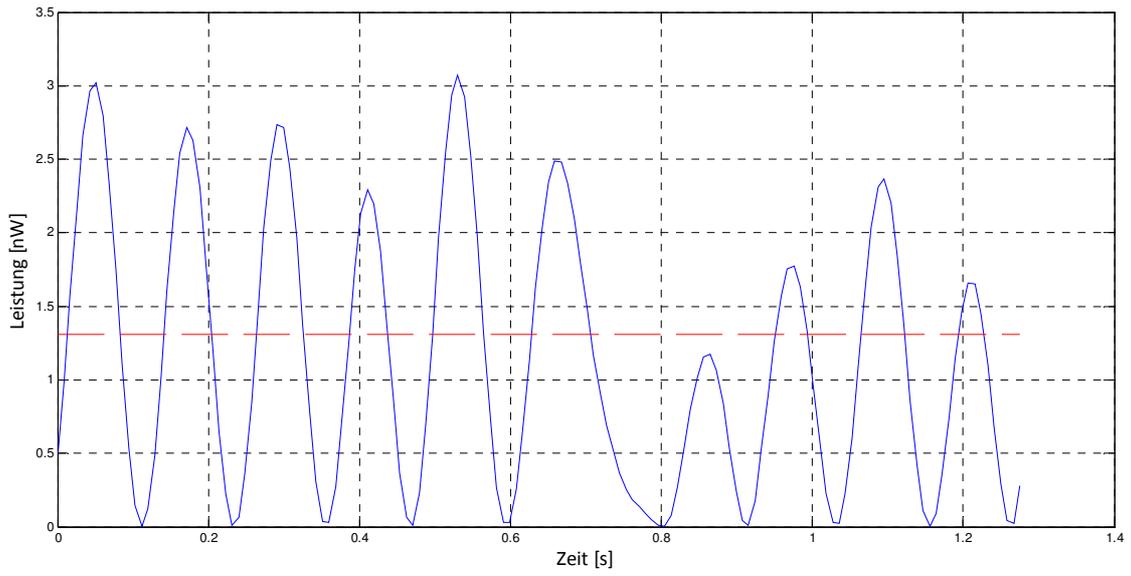
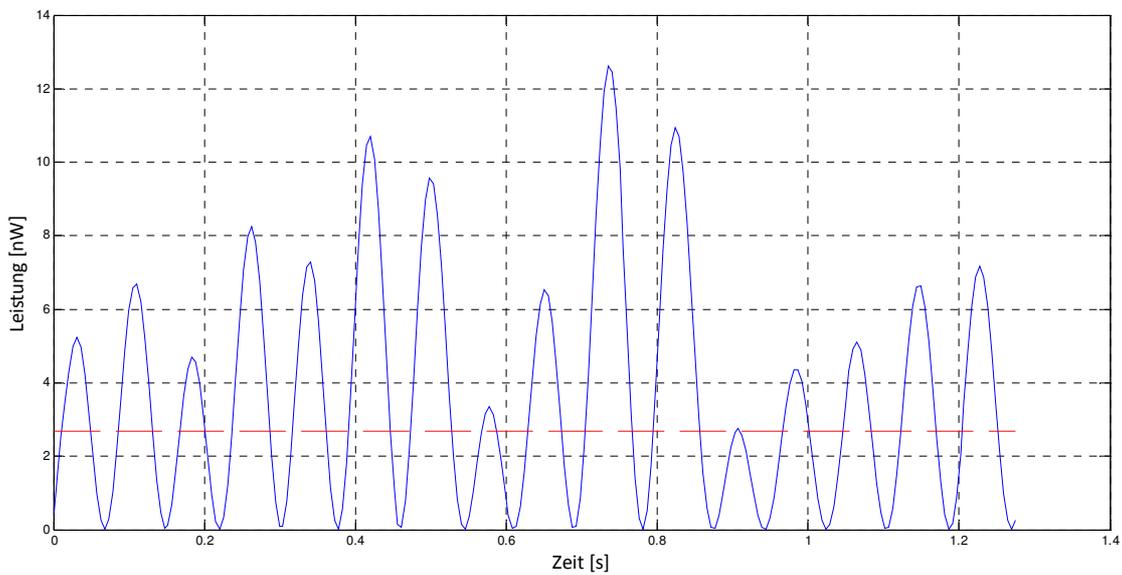
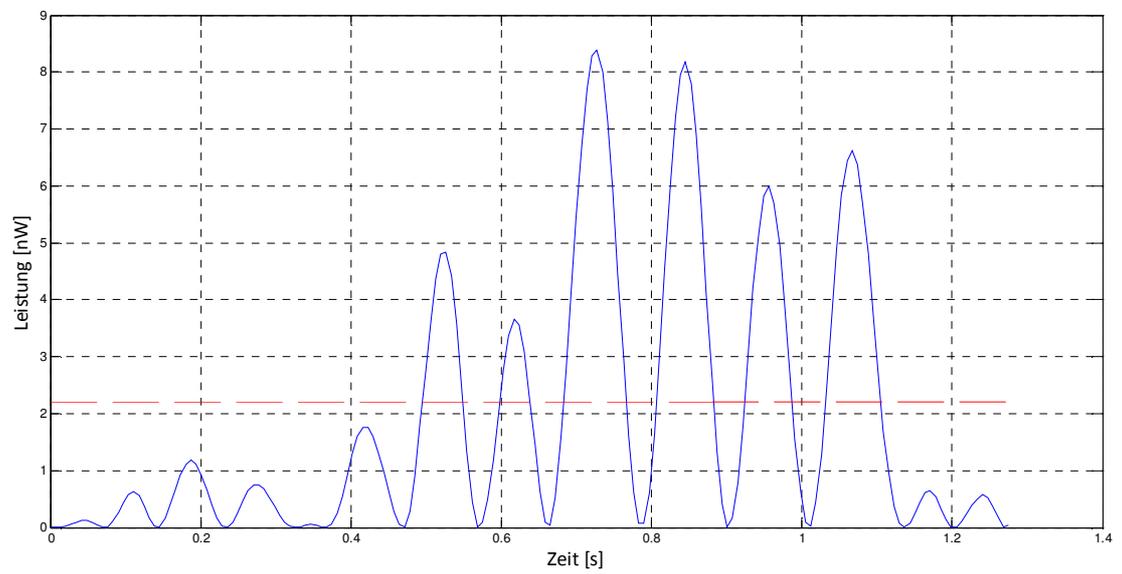
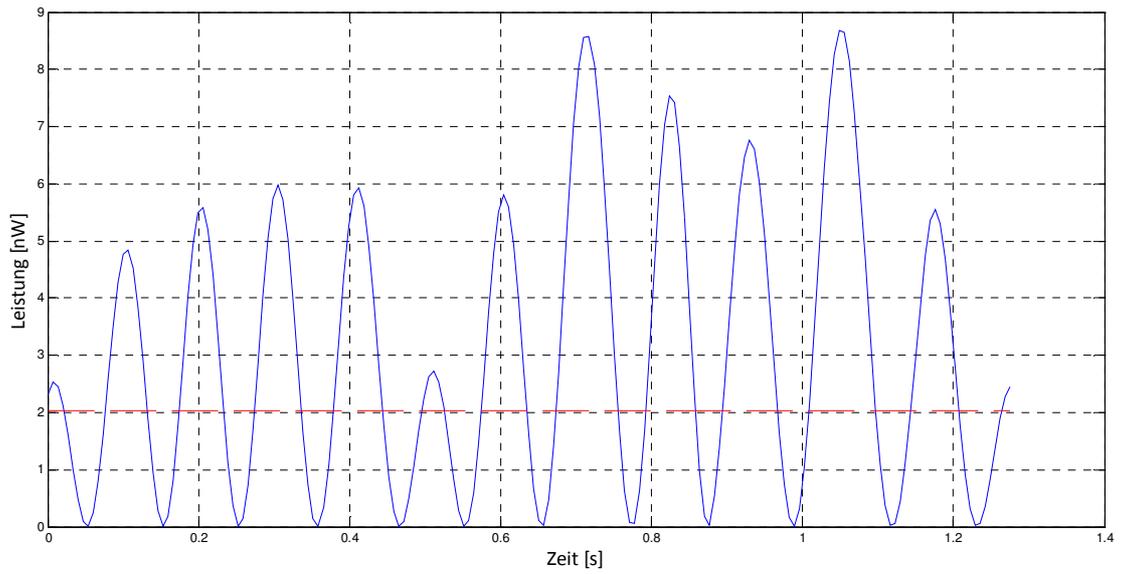


Abbildung 103: Leistungserzeugung während eines Zyklus (Thorax)
x-Richtung (Oben) / y-Richtung (Mitte) / z-Richtung (Unten)



**Abbildung 104: Leistungserzeugung während eines Zyklus (Schulter)
x-Richtung (Oben) / y-Richtung (Mitte) / z-Richtung (Unten)**



**Abbildung 105: Leistungserzeugung während eines Zyklus (Ellbogengelenk)
x-Richtung (Oben) / y-Richtung (Mitte) / z-Richtung (Unten)**

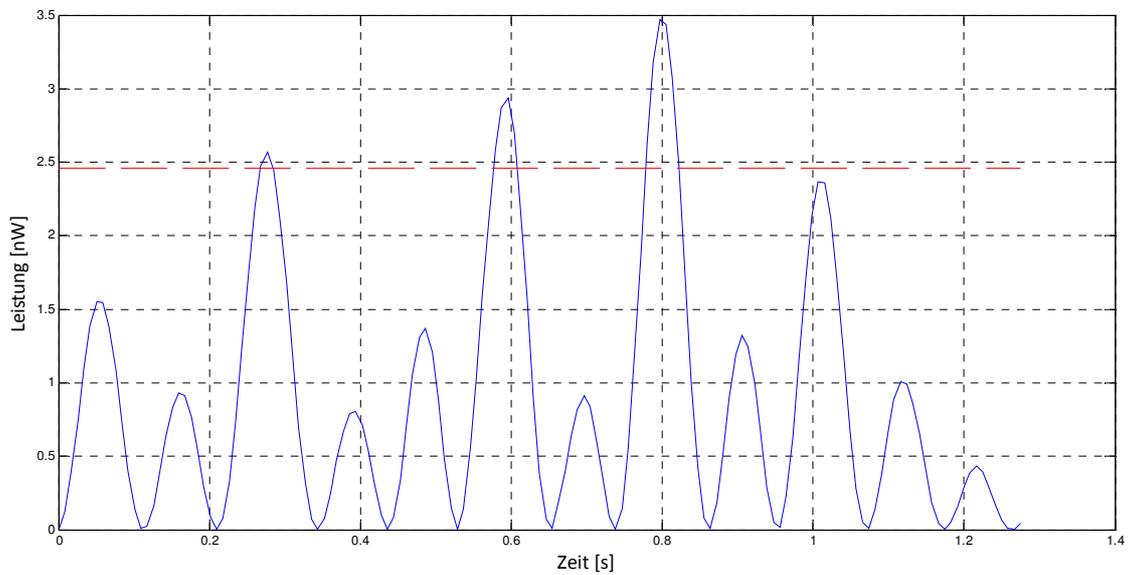
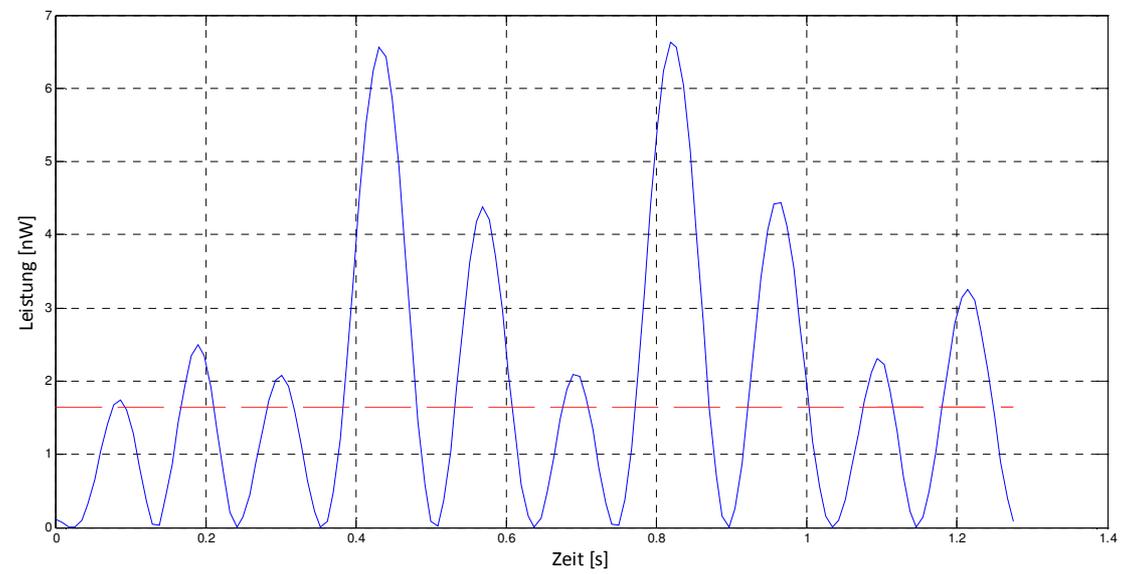
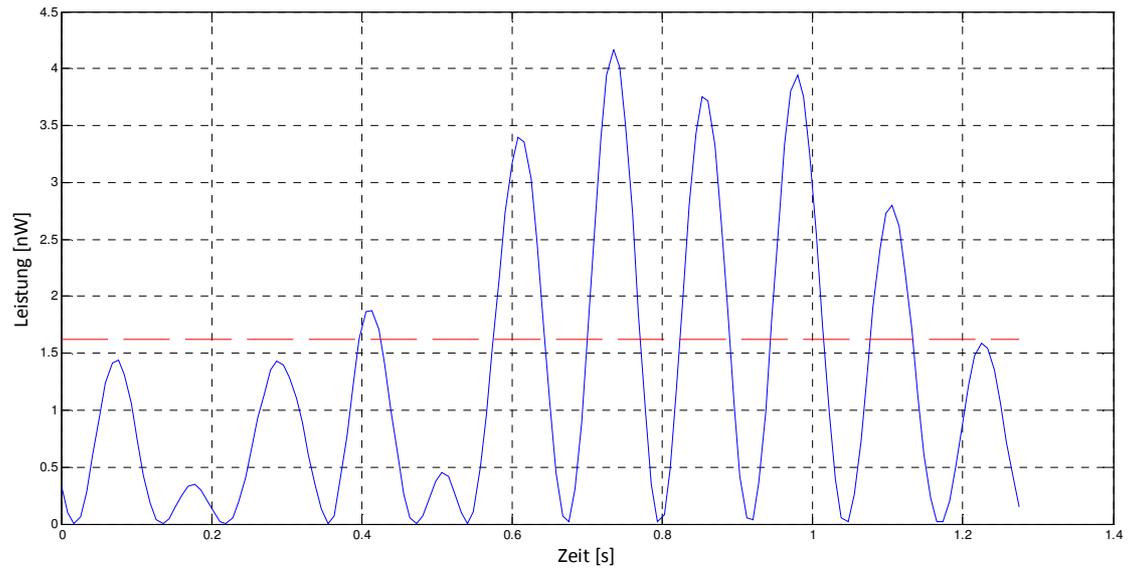
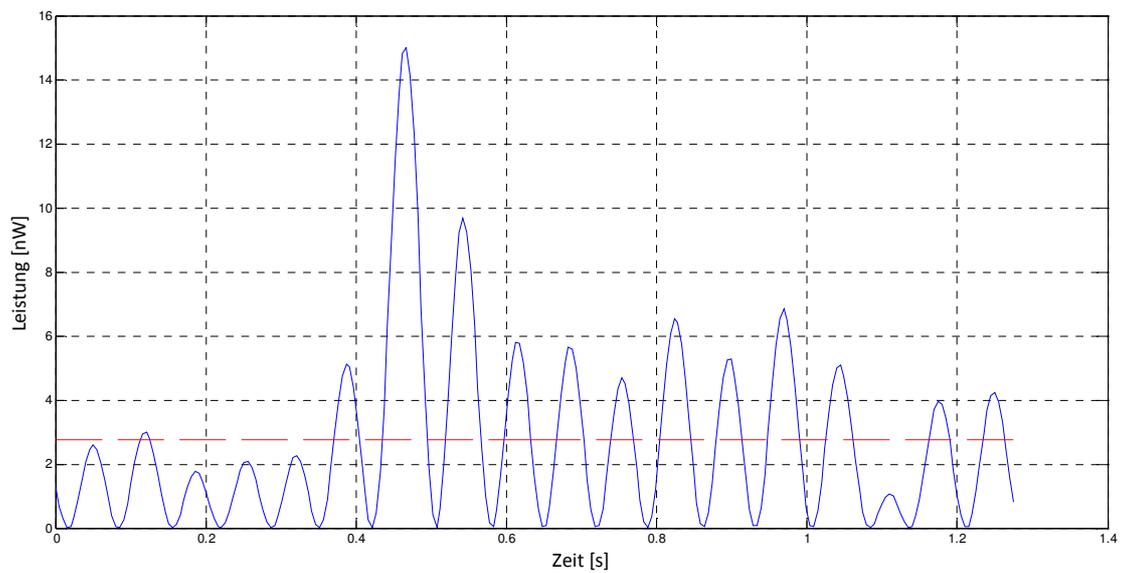
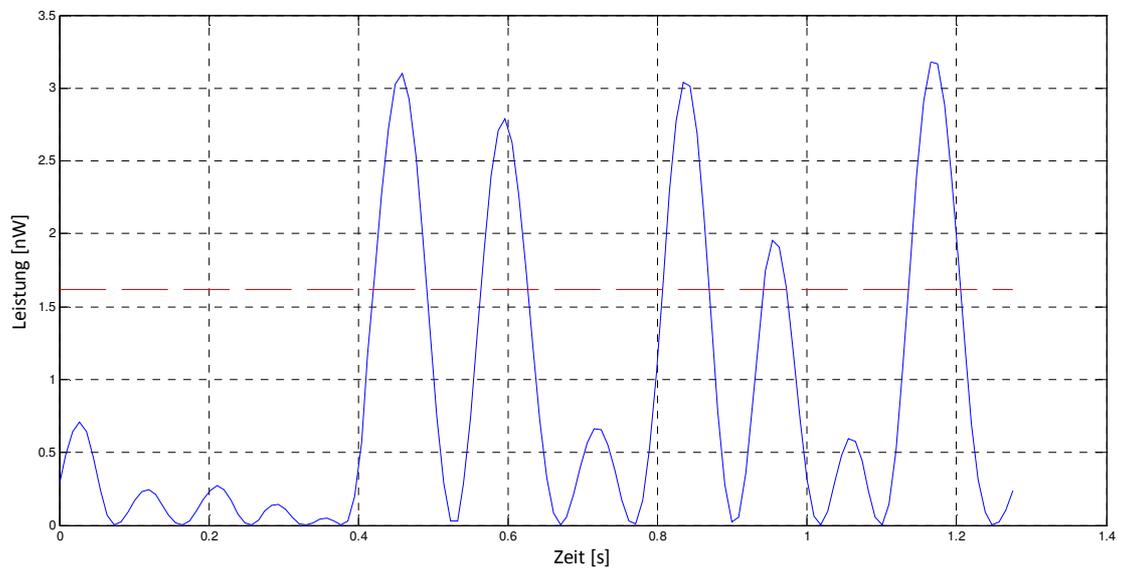
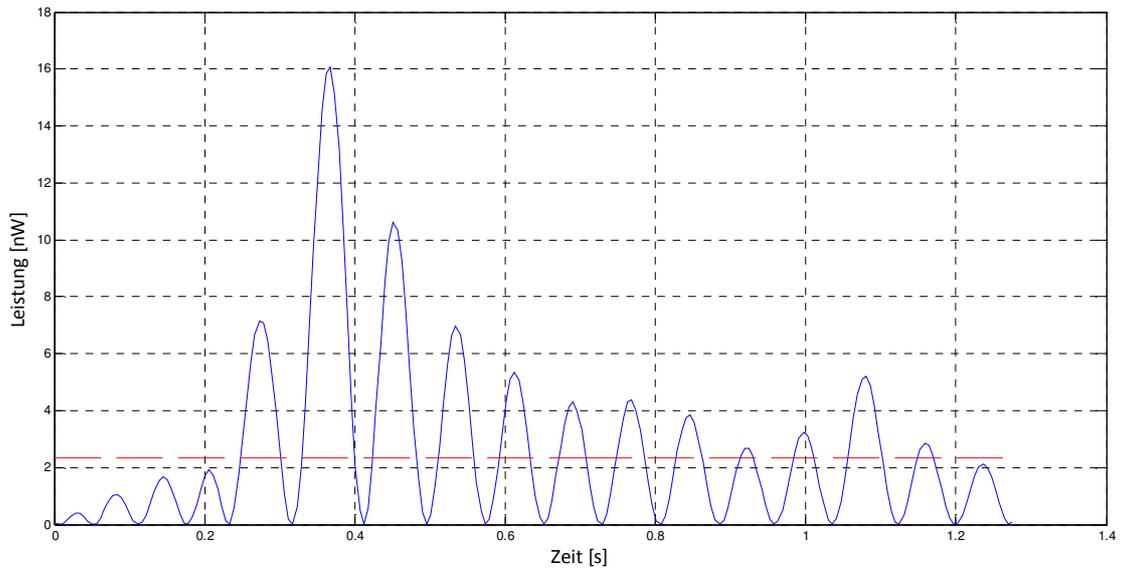
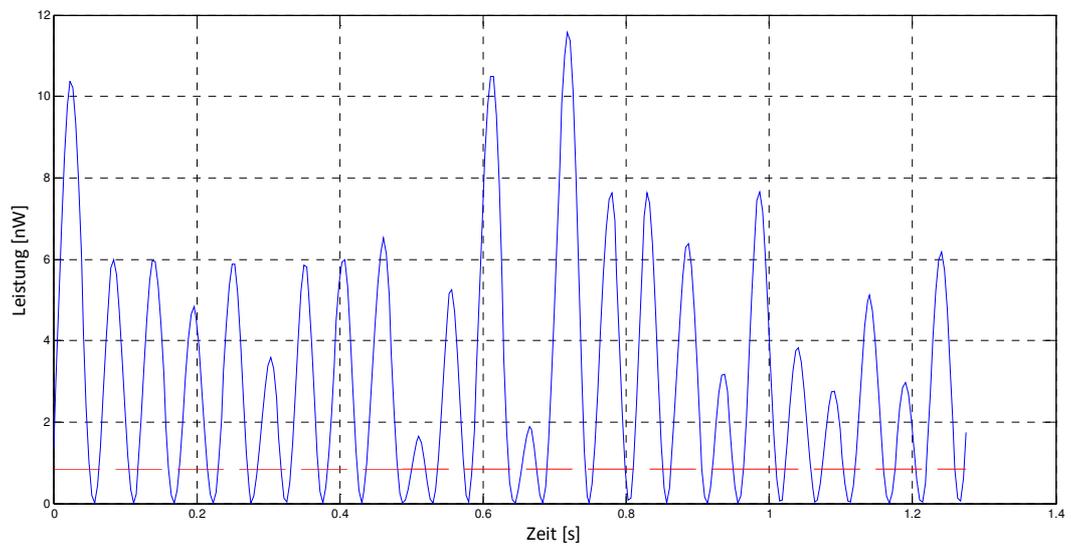
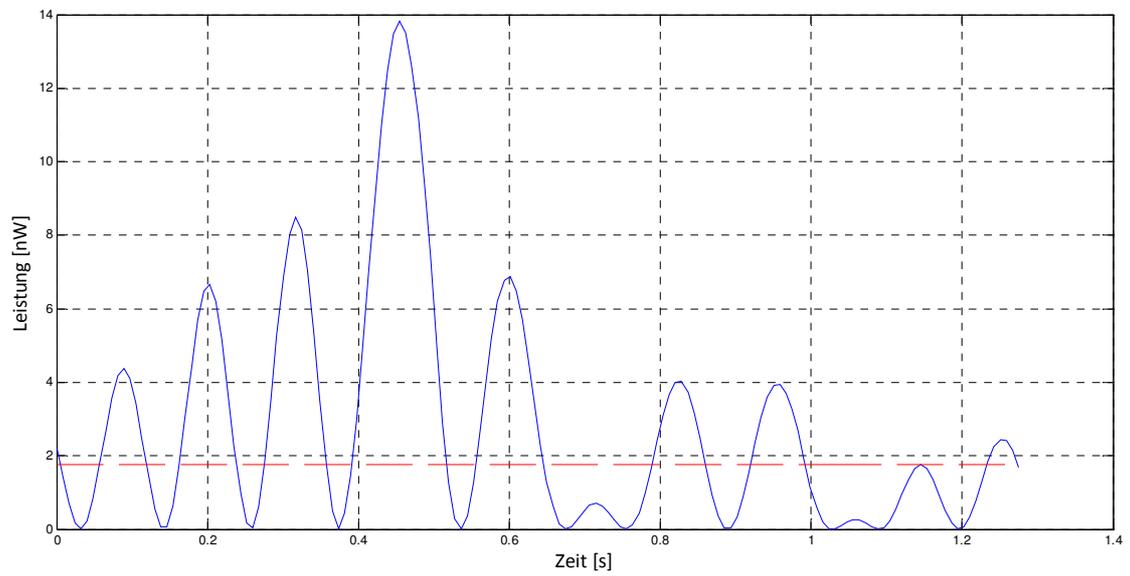
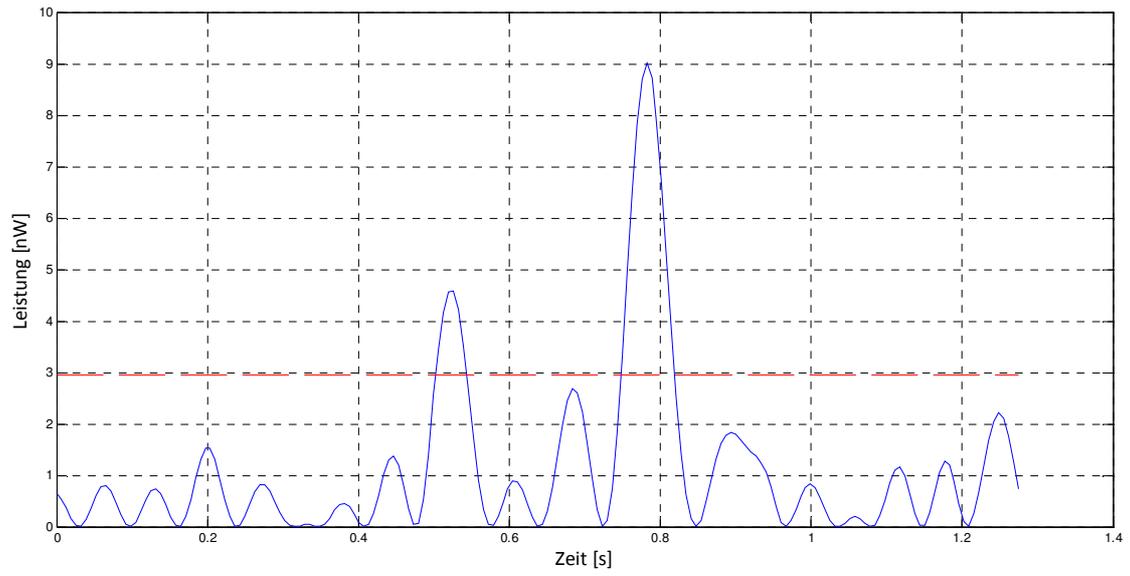


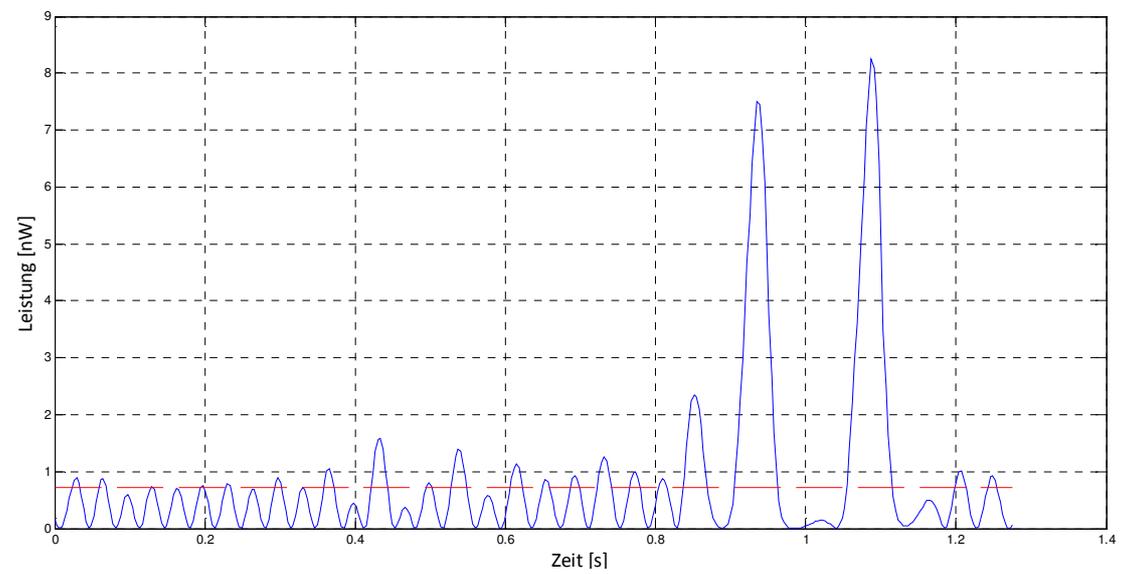
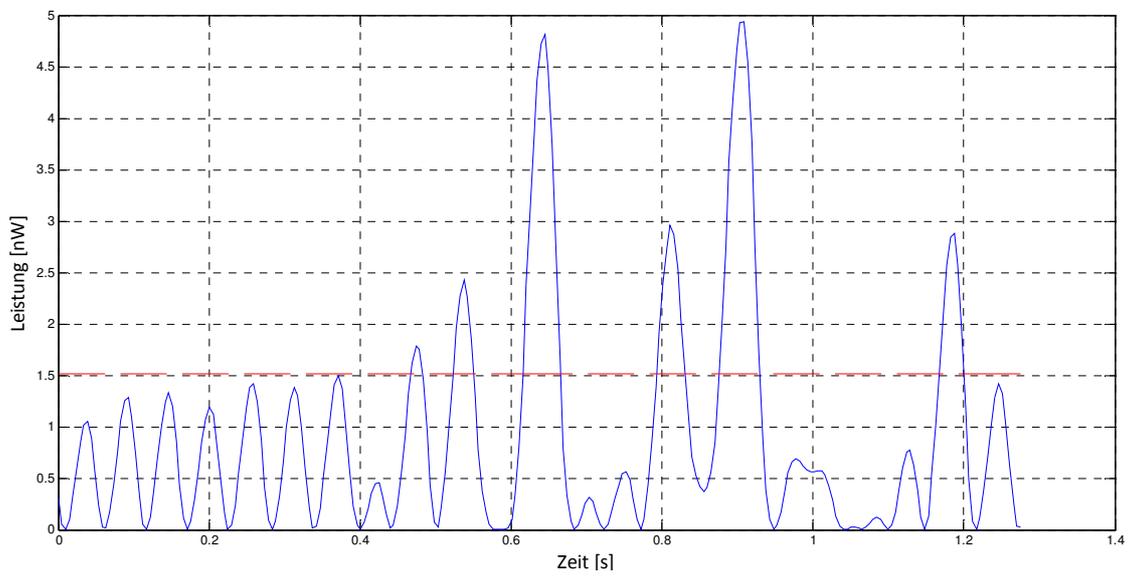
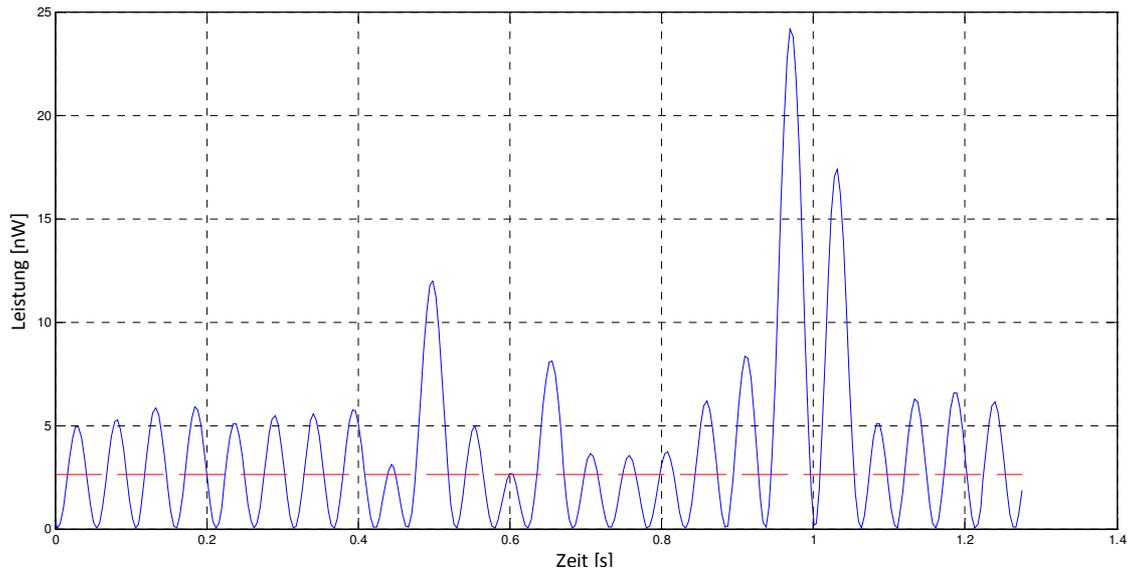
Abbildung 106: Leistungserzeugung während eines Zyklus (Handgelenk)
 x-Richtung (Oben) / y-Richtung (Mitte) / z-Richtung (Unten)



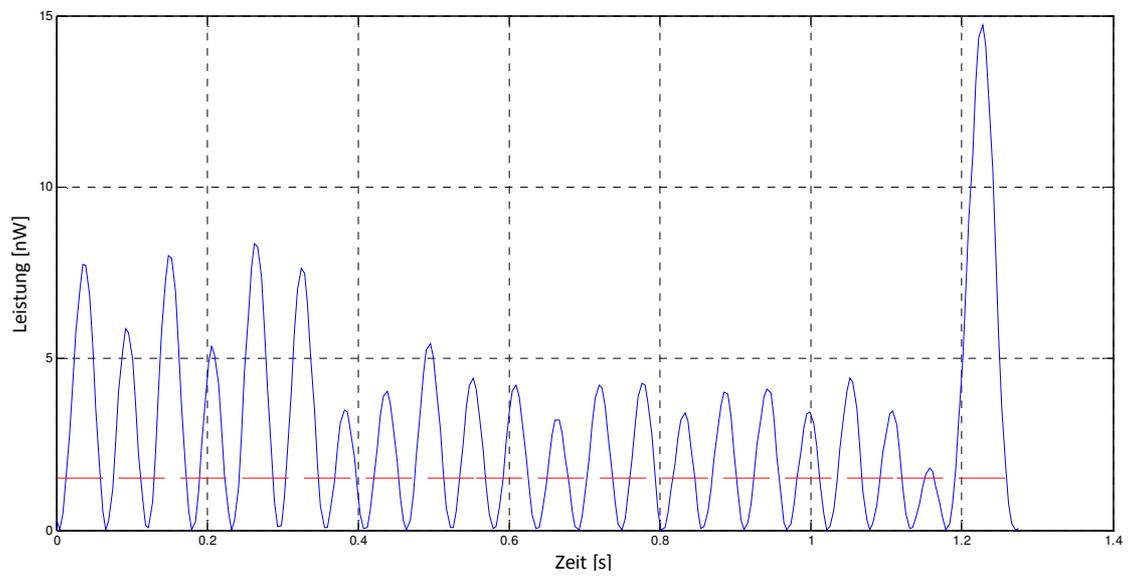
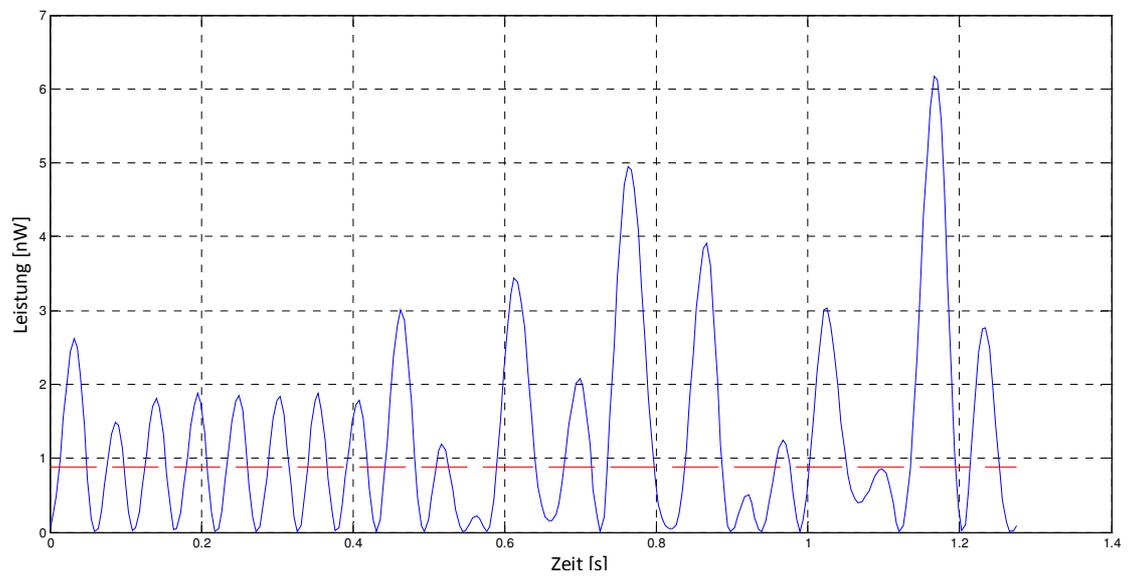
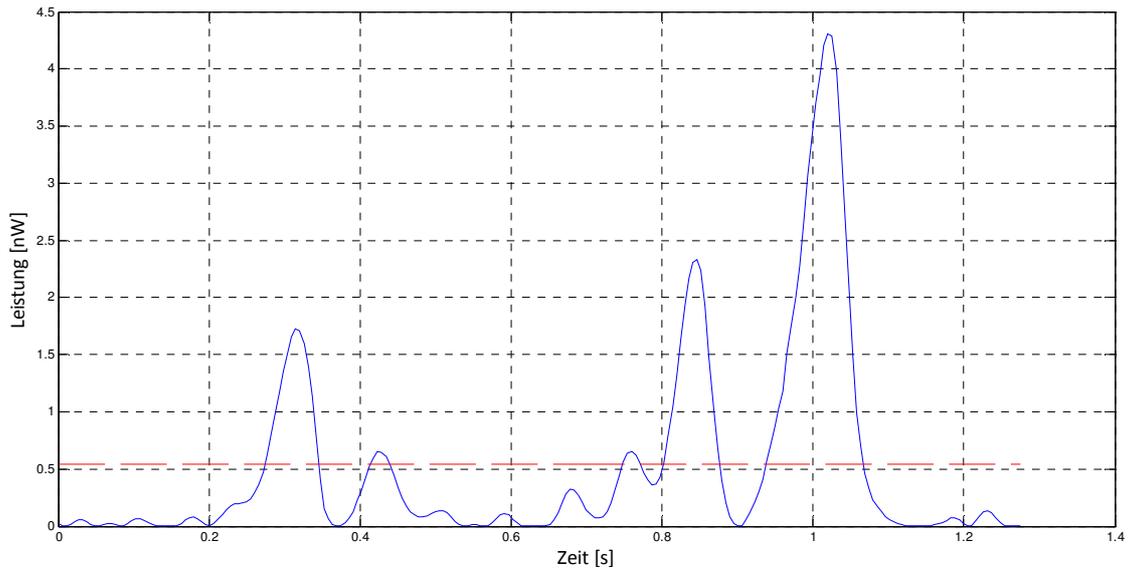
**Abbildung 107: Leistungserzeugung während eines Zyklus (Hüftgelenk)
x-Richtung (Oben) / y-Richtung (Mitte) / z-Richtung (Unten)**



**Abbildung 108: Leistungserzeugung während eines Zyklus (Kniegelenk)
x-Richtung (Oben) / y-Richtung (Mitte) / z-Richtung (Unten)**



**Abbildung 109: Leistungserzeugung während eines Zyklus (Knöchelgelenk)
x-Richtung (Oben) / y-Richtung (Mitte) / z-Richtung (Unten)**



**Abbildung 110: Leistungserzeugung während eines Zyklus (vorderster Fußpunkt)
x-Richtung (Oben) / y-Richtung (Mitte) / z-Richtung (Unten)**

Anhang B

Programmteil Master

```
clear
close all

load('Hanavan.mat');

%Einstellungen
name='Animal2'; %Name der Testperson

Frequenz=120; %Aufnahmefrequenz Ganganalyse
begin=58;
startfr=235; %Startframe
endfr=400; %Endframe
MarkerRadius=0.007; %Radius der Marker

F=21; %Einlesebereich des Savitzky-Golay Filters
NSz=2; %Ordnung Savitzky-Golay Filter

schw=30; %Anzahl auszuwertender Schwingungen
m=0.25*10^-3; %Masse des Permanentmagneten [kg]
N=74; %Windungszahl der Spule
z_Dach=3.75*10^-3; %Maximal zulässiger Ausschlag [m]
R_L=1; %Lastwiderstand des Verbrauchers [OHM]
B=1.2; %magn. Flussdichte des Permanentmagneten [T]
r=3.75*10^-3; %Spulenradius [m]
l=5*10^-3; %Spulenlänge [m]
d_Draht=130*10^-3; %Wicklungsdrahtdurchmesser [mm]
rho=0.0175; %spezifischer Leiterwiderstand [OHM*mm^2/m]
mu_r=1.07; %Permeabilität des Permanentmagneten []
D_max=1; %maximal zulässige Lehr'sche Dämpfung
x=1000; %Multiplikator für Verhältnis dm:de

%Markerimport
marker.orig=A0_Markerimport(name);
marker.MarkerRadius=MarkerRadius;

%Szogolay-Filter
marker.LBWT=A1_Szogolay(marker.orig.LBWT/1000,NSz,F,Frequenz,startfr-begin,endfr-begin);
marker.LFWT=A1_Szogolay(marker.orig.LFWT/1000,NSz,F,Frequenz,startfr-begin,endfr-begin);
marker.RANK=A1_Szogolay(marker.orig.RANK/1000,NSz,F,Frequenz,startfr-begin,endfr-begin);
marker.RBWT=A1_Szogolay(marker.orig.RBWT/1000,NSz,F,Frequenz,startfr-begin,endfr-begin);
marker.RFWT=A1_Szogolay(marker.orig.RFWT/1000,NSz,F,Frequenz,startfr-begin,endfr-begin);
marker.RHEE=A1_Szogolay(marker.orig.RHEE/1000,NSz,F,Frequenz,startfr-begin,endfr-begin);
marker.RKNE=A1_Szogolay(marker.orig.RKNE/1000,NSz,F,Frequenz,startfr-begin,endfr-begin);
marker.RMT5=A1_Szogolay(marker.orig.RMT5/1000,NSz,F,Frequenz,startfr-begin,endfr-begin);
marker.RSHN=A1_Szogolay(marker.orig.RSHN/1000,NSz,F,Frequenz,startfr-begin,endfr-begin);
marker.RTHI=A1_Szogolay(marker.orig.RTHI/1000,NSz,F,Frequenz,startfr-begin,endfr-begin);
marker.RTOE=A1_Szogolay(marker.orig.RTOE/1000,NSz,F,Frequenz,startfr-begin,endfr-begin);
marker.RFHD=A1_Szogolay(marker.orig.RFHD/1000,NSz,F,Frequenz,startfr-begin,endfr-begin);
marker.LFHD=A1_Szogolay(marker.orig.LFHD/1000,NSz,F,Frequenz,startfr-begin,endfr-begin);
marker.RBHD=A1_Szogolay(marker.orig.RBHD/1000,NSz,F,Frequenz,startfr-begin,endfr-begin);
marker.LBHD=A1_Szogolay(marker.orig.LBHD/1000,NSz,F,Frequenz,startfr-begin,endfr-begin);
marker.CLAV=A1_Szogolay(marker.orig.CLAV/1000,NSz,F,Frequenz,startfr-begin,endfr-begin);
marker.C7=A1_Szogolay(marker.orig.C7/1000,NSz,F,Frequenz,startfr-begin,endfr-begin);
```

```

marker.RSHO=A1_Szogolay(marker.orig.RSHO/1000,NSz,F,Frequenz,startfr-begin,endfr-begin);
marker.STRN=A1_Szogolay(marker.orig.STRN/1000,NSz,F,Frequenz,startfr-begin,endfr-begin);
marker.T10=A1_Szogolay(marker.orig.T10/1000,NSz,F,Frequenz,startfr-begin,endfr-begin);
marker.RELB=A1_Szogolay(marker.orig.RELB/1000,NSz,F,Frequenz,startfr-begin,endfr-begin);
marker.RWRB=A1_Szogolay(marker.orig.RWRB/1000,NSz,F,Frequenz,startfr-begin,endfr-begin);
marker.RFIN=A1_Szogolay(marker.orig.RFIN/1000,NSz,F,Frequenz,startfr-begin,endfr-begin);
marker.RWRA=A1_Szogolay(marker.orig.RWRA/1000,NSz,F,Frequenz,startfr-begin,endfr-begin);
marker.LSHO=A1_Szogolay(marker.orig.LSHO/1000,NSz,F,Frequenz,startfr-begin,endfr-begin);

```

%Zentrumsberechnung

```
A2_Zentrum;
```

%Eulerwinkel

```
A3_Eulerwinkel;
```

%Kinematik

```
A4_Kinematik;
```

%Energie-Berechnung (Simulink-Modell)

```

[EHModel.Head.Position EHModel.Head.Leistung EHModel.Head.Time...
  PMittelwerte.Head EHModel.Head.Eingang EHModel.Head.U_Last...
  EHModel.Head.Parameter.D EHModel.Head.Parameter.k...
  EHModel.Head.Parameter.Lc EHModel.Head.Parameter.Rc...
  EHModel.Head.Parameter.de EHModel.Head.Parameter.dm...
  EHModel.Head.Parameter.Durchlaeufer EHModel.Head.Parameter.Daempfung_Faktor]=...
  A5_Energymodel(Kinematik.Head.a0,schw,m,N,z_Dach,R_L,B,r,l,d_Draht,rho,mu_r,D_max,x);
[EHModel.Thorax.Position EHModel.Thorax.Leistung EHModel.Thorax.Time...
  PMittelwerte.Thorax EHModel.Thorax.Eingang EHModel.Thorax.U_Last...
  EHModel.Thorax.Parameter.D EHModel.Thorax.Parameter.k...
  EHModel.Thorax.Parameter.Lc EHModel.Thorax.Parameter.Rc...
  EHModel.Thorax.Parameter.de EHModel.Thorax.Parameter.dm...
  EHModel.Thorax.Parameter.Durchlaeufer EHModel.Thorax.Parameter.Daempfung_Faktor]=...
  A5_Energymodel(Kinematik.Thorax.a0,schw,m,N,z_Dach,R_L,B,r,l,d_Draht,rho,mu_r,D_max,x);
[EHModel.Shoulder_R.Position EHModel.Shoulder_R.Leistung EHModel.Shoulder_R.Time...
  PMittelwerte.Shoulder_R EHModel.Shoulder_R.Eingang EHModel.Shoulder_R.U_Last...
  EHModel.Shoulder_R.Parameter.D EHModel.Shoulder_R.Parameter.k...
  EHModel.Shoulder_R.Parameter.Lc EHModel.Shoulder_R.Parameter.Rc...
  EHModel.Shoulder_R.Parameter.de EHModel.Shoulder_R.Parameter.dm...
  EHModel.Shoulder_R.Parameter.Durchlaeufer EHModel.Shoulder_R.Parameter.Daempfung_Faktor]=...
  A5_Energymodel(Kinematik.Shoulder_R.a0,schw,m,N,z_Dach,R_L,B,r,l,d_Draht,rho,mu_r,D_max,x);
[EHModel.Elbow_R.Position EHModel.Elbow_R.Leistung EHModel.Elbow_R.Time...
  PMittelwerte.Elbow_R EHModel.Elbow_R.Eingang EHModel.Elbow_R.U_Last...
  EHModel.Elbow_R.Parameter.D EHModel.Elbow_R.Parameter.k...
  EHModel.Elbow_R.Parameter.Lc EHModel.Elbow_R.Parameter.Rc...
  EHModel.Elbow_R.Parameter.de EHModel.Elbow_R.Parameter.dm...
  EHModel.Elbow_R.Parameter.Durchlaeufer EHModel.Elbow_R.Parameter.Daempfung_Faktor]=...
  A5_Energymodel(Kinematik.Elbow_R.a0,schw,m,N,z_Dach,R_L,B,r,l,d_Draht,rho,mu_r,D_max,x);
[EHModel.Wrist_R.Position EHModel.Wrist_R.Leistung EHModel.Wrist_R.Time...
  PMittelwerte.Wrist_R EHModel.Wrist_R.Eingang EHModel.Wrist_R.U_Last...
  EHModel.Wrist_R.Parameter.D EHModel.Wrist_R.Parameter.k...
  EHModel.Wrist_R.Parameter.Lc EHModel.Wrist_R.Parameter.Rc...
  EHModel.Wrist_R.Parameter.de EHModel.Wrist_R.Parameter.dm...
  EHModel.Wrist_R.Parameter.Durchlaeufer EHModel.Wrist_R.Parameter.Daempfung_Faktor]=...
  A5_Energymodel(Kinematik.Wrist_R.a0,schw,m,N,z_Dach,R_L,B,r,l,d_Draht,rho,mu_r,D_max,x);
[EHModel.Hip_R.Position EHModel.Hip_R.Leistung EHModel.Hip_R.Time...
  PMittelwerte.Hip_R EHModel.Hip_R.Eingang EHModel.Hip_R.U_Last...
  EHModel.Hip_R.Parameter.D EHModel.Hip_R.Parameter.k...
  EHModel.Hip_R.Parameter.Lc EHModel.Hip_R.Parameter.Rc...

```

```

EHModel.Hip_R.Parameter.de EHModel.Hip_R.Parameter.dm...
EHModel.Hip_R.Parameter.Durchlaeufer EHModel.Hip_R.Parameter.Daempfung_Faktor]=...
A5_Energymodel(Kinematik.Hip_R.a0,schw,m,N,z_Dach,R_L,B,r,l,d_Draht,rho,mu_r,D_max,x);
[EHModel.Knee_R.Position EHModel.Knee_R.Leistung EHModel.Knee_R.Time...
PMittelwerte.Knee_R EHModel.Knee_R.Eingang EHModel.Knee_R.U_Last...
EHModel.Knee_R.Parameter.D EHModel.Knee_R.Parameter.k...
EHModel.Knee_R.Parameter.Lc EHModel.Knee_R.Parameter.Rc...
EHModel.Knee_R.Parameter.de EHModel.Knee_R.Parameter.dm...
EHModel.Knee_R.Parameter.Durchlaeufer EHModel.Knee_R.Parameter.Daempfung_Faktor]=...
A5_Energymodel(Kinematik.Knee_R.a0,schw,m,N,z_Dach,R_L,B,r,l,d_Draht,rho,mu_r,D_max,x);
[EHModel.Ankle_R.Position EHModel.Ankle_R.Leistung EHModel.Ankle_R.Time...
PMittelwerte.Ankle_R EHModel.Ankle_R.Eingang EHModel.Ankle_R.U_Last...
EHModel.Ankle_R.Parameter.D EHModel.Ankle_R.Parameter.k...
EHModel.Ankle_R.Parameter.Lc EHModel.Ankle_R.Parameter.Rc...
EHModel.Ankle_R.Parameter.de EHModel.Ankle_R.Parameter.dm...
EHModel.Ankle_R.Parameter.Durchlaeufer EHModel.Ankle_R.Parameter.Daempfung_Faktor]=...
A5_Energymodel(Kinematik.Ankle_R.a0,schw,m,N,z_Dach,R_L,B,r,l,d_Draht,rho,mu_r,D_max,x);
[EHModel.Toe_R.Position EHModel.Toe_R.Leistung EHModel.Toe_R.Time...
PMittelwerte.Toe_R EHModel.Toe_R.Eingang EHModel.Toe_R.U_Last...
EHModel.Toe_R.Parameter.D EHModel.Toe_R.Parameter.k...
EHModel.Toe_R.Parameter.Lc EHModel.Toe_R.Parameter.Rc...
EHModel.Toe_R.Parameter.de EHModel.Toe_R.Parameter.dm...
EHModel.Toe_R.Parameter.Durchlaeufer EHModel.Toe_R.Parameter.Daempfung_Faktor]=...
A5_Energymodel(Kinematik.Toe_R.a0,schw,m,N,z_Dach,R_L,B,r,l,d_Draht,rho,mu_r,D_max,x);

```

clc

```
clear startfr endfr begin name i x y z n o Wn MarkerRadius m k D N schw n1 NSz F SGO SG1 SG2
```

```
clear Frequenz han B R_L d_Draht l mu_r r rho z_Dach D_max Lc Rc de dm
```

Programmteil A0_Markerimport

```
%-----  
%Programm zum Importieren der Marker Daten  
%-----  
  
function imp = A0_Markerimport(name)  
  
clear imp;  
  
start=c3dserver;  
openc3d(start);  
  
s=[name ':LFWT']; imp.LFWT=get3dtarget(start, s);  
s=[name ':LBWT']; imp.LBWT=get3dtarget(start, s);  
s=[name ':RANK']; imp.RANK=get3dtarget(start, s);  
s=[name ':RBWT']; imp.RBWT=get3dtarget(start, s);  
s=[name ':RFWT']; imp.RFWT=get3dtarget(start, s);  
s=[name ':RHEE']; imp.RHEE=get3dtarget(start, s);  
s=[name ':RKNE']; imp.RKNE=get3dtarget(start, s);  
s=[name ':RMT5']; imp.RMT5=get3dtarget(start, s);  
s=[name ':RSHN']; imp.RSHN=get3dtarget(start, s);  
s=[name ':RTHI']; imp.RTHI=get3dtarget(start, s);  
s=[name ':RTOE']; imp.RTOE=get3dtarget(start, s);  
s=[name ':RFHD']; imp.RFHD=get3dtarget(start, s);  
s=[name ':LFHD']; imp.LFHD=get3dtarget(start, s);  
s=[name ':RBHD']; imp.RBHD=get3dtarget(start, s);  
s=[name ':LBHD']; imp.LBHD=get3dtarget(start, s);  
s=[name ':CLAV']; imp.CLAV=get3dtarget(start, s);  
s=[name ':C7']; imp.C7=get3dtarget(start, s);  
s=[name ':RSHO']; imp.RSHO=get3dtarget(start, s);  
s=[name ':STRN']; imp.STRN=get3dtarget(start, s);  
s=[name ':T10']; imp.T10=get3dtarget(start, s);  
s=[name ':RELB']; imp.RELB=get3dtarget(start, s);  
s=[name ':RWRB']; imp.RWRB=get3dtarget(start, s);  
s=[name ':RFIN']; imp.RFIN=get3dtarget(start, s);  
s=[name ':RWRA']; imp.RWRA=get3dtarget(start, s);  
s=[name ':LSHO']; imp.LSHO=get3dtarget(start, s);  
  
return
```

Programmteil A1_Markerimport

```
function SG0 = A1_Szogolay(Mark,N,F,Frequenz,begin,ende)
```

```
[b,g]=sgolay(N,F);  
dx=1/Frequenz;
```

```
le=length(Mark);  
t=linspace(0,le/120,le);
```

```
a_0=1/t(le)*trapz(t,Mark);
```

```
Mark(:,1)=detrend(Mark(:,1)); %Trend in x-Richtung beseitigt  
Mark(:,2)=detrend(Mark(:,2)); %Trend in y-Richtung beseitigt  
Mark(:,3)=detrend(Mark(:,3)); %Trend in z-Richtung beseitigt
```

```
HalfWin = ((F+1)/2) -1;
```

```
for i = 1:1:3
```

```
    Mark(:,i)=Mark(:,i)+a_0(i);
```

```
    y=Mark(:,i)';
```

```
    for n = (F+1)/2:length(Mark)-(F+1)/2,
```

```
        %0. Ableitung
```

```
        SG0zw(n,i) = dot(g(:,1), y(n - HalfWin: n + HalfWin));
```

```
        %1. Ableitung
```

```
        SG1(n,i) = dot(g(:,2), y(n - HalfWin: n + HalfWin));
```

```
        %2. Ableitung
```

```
        SG2(n,i) = 2*dot(g(:,3)', y(n - HalfWin: n + HalfWin))';
```

```
    end
```

```
end
```

```
SG1 = SG1/dx;    %1.Ableitung
```

```
SG2 = SG2/(dx*dx); %2. Ableitung
```

```
SG0=SG0zw(begin-(2*((F+1)/2-1)):ende,:);
```

```
return
```

Programmteil A2_Zentrum

```
%-----  
%Berechnung der Gelenkszentren  
%-----
```

```
%globale Variablen
```

```
le=length(marker.RKNE);
```

```
if norm(marker.RFHD(le,:))<1.65  
    han=1;  
elseif norm(marker.RFHD(le,:))<1.71  
    han=2;  
elseif norm(marker.RFHD(le,:))<1.75  
    han=3;  
elseif norm(marker.RFHD(le,:))<1.79  
    han=4;  
else  
    han=5;  
end
```

```
Hanavan.Fussbreite = norm(marker.RTOE(le,:)-marker.RMT5(le,:));
```

```
%-----  
%Berechnung des Kopfes  
%-----
```

```
for i = 1:1:le
```

```
    %Lokale Achsen im Kopf
```

```
    BKS.Head.z(i,:)=((marker.LFHD(i,:)-marker.RFHD(i,:))/norm(marker.LFHD(i,:)-marker.RFHD(i,:)));
```

```
    M1(i,:)=(marker.RFHD(i,:)+(marker.LFHD(i,:)-marker.RFHD(i,:))/2);
```

```
    M2(i,:)=(marker.RBHD(i,:)+(marker.LBHD(i,:)-marker.RBHD(i,:))/2);
```

```
    BKS.Head.y(i,:)=((M1(i,:)-M2(i,:))/norm(M1(i,:)-M2(i,:)));
```

```
    BKS.Head.x(i,:)=(cross(BKS.Head.y(i,:)',BKS.Head.z(i,:))');
```

```
    %Vorderster Kopfpunkt
```

```
    center.Head(i,:)=(marker.RFHD(i,:)+norm(marker.LFHD(i,:)-marker.RFHD(i,:))/2*BKS.Head.y(i,:))';
```

```
end
```

```
%-----  
%Berechnung des Thorax  
%-----
```

```
for i = 1:1:le
```

```
    %Lokale Achsen im Thorax
```

```
    M1(i,:)=(marker.C7(i,:)+(marker.CLAV(i,:)-marker.C7(i,:))/2);
```

```
    M2(i,:)=(marker.T10(i,:)+(marker.STRN(i,:)-marker.T10(i,:))/2);
```

```
    M3(i,:)=(marker.T10(i,:)+(marker.C7(i,:)-marker.T10(i,:))/2);
```

```
    M4(i,:)=(marker.STRN(i,:)+(marker.CLAV(i,:)-marker.STRN(i,:))/2);
```

```
    BKS.Thorax.x(i,:)=((M1(i,:)-M2(i,:))/norm(M1(i,:)-M2(i,:)));
```

```
    BKS.Thorax.y(i,:)=((M4(i,:)-M3(i,:))/norm(M4(i,:)-M3(i,:)));
```

```
    BKS.Thorax.z(i,:)=(cross(BKS.Thorax.x(i,:)',BKS.Thorax.y(i,:))');
```

```

%Ursprung des Thorax
center.Thorax(i,:)=(marker.CLAV(i,:)-marker.MarkerRadius*BKS.Thorax.y(i,:));
end

%-----
%Berechnung der rechten Schulter
%-----

for i = 1:1:le
    %Berechnung des Schultergelenkspunktes (Oberarmlänge aus Hanavan Modell)
    WShoulder(i,:)=(cross((marker.RSHO(i,:)-marker.C7(i,:)),(marker.C7(i,:)-marker.LSHO(i,:))));
    center.R_Shoulder(i,:)=((marker.RSHO(i,:)-0.0125*WShoulder(i,:))-...
        (0.104-Hanavan.Oberarmlaenge(han)*WShoulder(i,:)));
end

%-----
%Berechnung des rechten Ellbogen- und des rechten Handgelenkszentrums
%-----

%Vordefinierte Abstände (Ellbogenumfang aus Hanavan Modell)
EO=marker.MarkerRadius+Hanavan.Ellbogenumfang(han)/(2*pi); %Ellbogenoffset vom Ellbogenmarker zum
Ellbogenzentrum

for i = 1:1:le
    %Definition eines Hilfsvektors
    HVektor(i,:)=(cross((center.R_Shoulder(i,:)-marker.RELB(i,:)),((marker.RWRA(i,:)-marker.RWRB(i,:))/2-...
        marker.RELB(i,:))/norm(cross((center.R_Shoulder(i,:)-marker.RELB(i,:)),...
            ((marker.RWRA(i,:)-marker.RWRB(i,:))/2-marker.RELB(i,:))))));

    %Berechnung des Ellbogenzentrums
    alpha(i)=acos(EO/norm(center.R_Shoulder(i,:)-marker.RELB(i,:)));
    center.R_Elbow(i,:)=(marker.RELB(i,:)+EO*cos(alpha(i))*(center.R_Shoulder(i,:)-marker.RELB(i,:))/...
        norm(center.R_Shoulder(i,:)-marker.RELB(i,:))+EO*sin(alpha(i))*HVektor(i,:));

    %Berechnung des Handgelenks
    center.R_Wrist(i,:)=(marker.RWRB(i,:)+norm(marker.RWRA(i,:)-marker.RWRB(i,:))/2*(marker.RWRA(i,:)-...
        marker.RWRB(i,:))/norm(marker.RWRA(i,:)-marker.RWRB(i,:)));
end

%-----
%Berechnung der lokalen Koordinatensysteme des rechten Armes
%-----

for i = 1:1:le
    %rechter Oberarm
    BKS.RHumerus.x(i,:)=((center.R_Shoulder(i,:)-center.R_Elbow(i,:))/...
        norm(center.R_Shoulder(i,:)-center.R_Elbow(i,:)));
    BKS.RHumerus.y(i,:)=(cross((center.R_Wrist(i,:)-center.R_Elbow(i,:)),(center.R_Shoulder(i,:)-...
        center.R_Elbow(i,:)))/norm(cross((center.R_Wrist(i,:)-center.R_Elbow(i,:)),...
            (center.R_Shoulder(i,:)-center.R_Elbow(i,:)))));
    BKS.RHumerus.z(i,:)=(cross(BKS.RHumerus.x(i,:),BKS.RHumerus.y(i,:)));

    %rechter Unterarm
    BKS.RForearm.x(i,:)=((center.R_Elbow(i,:)-center.R_Wrist(i,:))/...
        norm(center.R_Elbow(i,:)-center.R_Wrist(i,:)));
    BKS.RForearm.z(i,:)=BKS.RHumerus.z(i,:);
    BKS.RForearm.y(i,:)=(cross(BKS.RForearm.z(i,:),BKS.RForearm.x(i,:)));
end

```

```

%-----
%Berechnung der Hüftgelenke R_Hip und L_Hip
%-----

%Vordefinierte Abstände (Beinlänge aus Hanavan Modell)
AsisTrochDist = 0.1288*Hanavan.Beinlaenge(han)-48.56*10^-3; %ASIS Trochanter Abstand
C = Hanavan.Beinlaenge(han)*0.115-15.3*10^-3; %Beiwert für Abweichungsberechnung (et. Davis)
InterAsis = norm(marker.LFWT(1,:)-marker.RFWT(1,:)); %Abstand ASIS

delta_x=-C*cos(0.5)*cos(0.314)-(AsisTrochDist+marker.MarkerRadius)*sin(0.314);
delta_y=C*cos(0.5)*sin(0.314)-(AsisTrochDist+marker.MarkerRadius)*cos(0.314);
delta_z=-(C*sin(0.5)-InterAsis/2);

for i=1:1:le
    %Lokale Achsen im Becken
    BKS.Pelvis.z(i,:)=((marker.LFWT(i,:)-marker.RFWT(i,:))/norm(marker.LFWT(i,:)-marker.RFWT(i,:)));
    BKS.Pelvis.x(i,:)=(cross(BKS.Pelvis.z(i,:), (marker.RBWT(i,:)-marker.RFWT(i,:))/norm(cross(BKS.Pelvis.z(i,:), ...
        ,(marker.RBWT(i,:)-marker.RFWT(i,:))))));
    BKS.Pelvis.y(i,:)=(cross(BKS.Pelvis.z(i,:), BKS.Pelvis.x(i,:)));

    %Ursprung des lokalen BKS im Becken
    BKS.Pelvis.Ursprung(i,:)=(marker.RFWT(i,:)+(marker.LFWT(i,:)-marker.RFWT(i,:))/2);

    %Zentrumspunkte der Hüfte
    center.R_Hip(i,:)=(BKS.Pelvis.Ursprung(i,:)+delta_x*BKS.Pelvis.x(i,:)+delta_y*BKS.Pelvis.y(i,:)-...
        delta_z*BKS.Pelvis.z(i,:));
    center.L_Hip(i,:)=(BKS.Pelvis.Ursprung(i,:)+delta_x*BKS.Pelvis.x(i,:)+delta_y*BKS.Pelvis.y(i,:)+...
        delta_z*BKS.Pelvis.z(i,:));
end

%-----
%Berechnung des rechten Kniegelenks
%-----

%Vordefinierte Abstände (Knieumfang aus Hanavan Modell)
KO=marker.MarkerRadius+Hanavan.Knieumfang(han)/(2*pi); %Knieoffset vom Kniemarker zum Kniezentrum

for i = 1:1:le
    alpha(i)=real(acos(KO/norm(center.R_Hip(i,:)-marker.RKNE(i,:))));
    beta(i)=real(acos(dot((marker.RTHI(i,:)-marker.RKNE(i,:)),(center.R_Hip(i,:)-marker.RKNE(i,:))/...
        (norm(marker.RTHI(i,:)-marker.RKNE(i,:))*norm(center.R_Hip(i,:)-marker.RKNE(i,:))))));
    L1(i,:)=(center.R_Hip(i,:)-marker.RKNE(i,:));
    L2(i,:)=(marker.RTHI(i,:)-marker.RKNE(i,:));
    b(i,:)= [0, norm(L1(i,:))*cos(pi/2-alpha(i)), norm(L2(i,:))*cos(alpha(i)+beta(i)-pi/2)];

    %Lokale Achsen im rechten Knie
    BKS.RKnee.y(i,:)=(cross((center.R_Hip(i,:)-marker.RKNE(i,:)),(marker.RTHI(i,:)-marker.RKNE(i,:)))/...
        /norm(cross((center.R_Hip(i,:)-marker.RKNE(i,:)),(marker.RTHI(i,:)-marker.RKNE(i,:)))));
    A=[BKS.RKnee.y(i,:); L1(i,:); L2(i,:)];
    BKS.RKnee.x(i,:)=(A\b(i,:));
    BKS.RKnee.z(i,:)=(cross(BKS.RKnee.x(i,:), BKS.RKnee.y(i,:)));

    %Zentrumspunkt des rechten Knies
    center.R_Knee(i,:)=(marker.RKNE(i,:)+KO*BKS.RKnee.z(i,:));
end

```

```

%-----
%Berechnung des rechten Knöchels
%-----

%Vordefinierte Abstände (Knöchelumfang aus Hanavan Modell)
AO=marker.MarkerRadius+Hanavan.Knoechelumfang(han)/(2*pi); %Knöcheloffset vom Knöchelmarker zum
Knöchelzentrum

for i = 1:1:le
    alpha(i)=real(acos(AO/norm(center.R_Knee(i,:)'-marker.RANK(i,:))));
    beta(i)=acos(dot((marker.RSHN(i,:)'-marker.RANK(i,:)),(center.R_Knee(i,:)'-marker.RANK(i,:)))/...
        (norm(marker.RSHN(i,:)'-marker.RANK(i,:))*norm(center.R_Knee(i,:)'-marker.RANK(i,:))));
    L1(i,:)=(center.R_Knee(i,:)'-marker.RANK(i,:));
    L2(i,:)=(marker.RSHN(i,:)'-marker.RANK(i,:));
    b(i,:)= [0, norm(L1(i,:))*cos(pi/2-alpha(i)), norm(L2(i,:))*cos(alpha(i)+beta(i)-pi/2)];

    %Lokale Achsen im rechten Knöchel
    BKS.RAnkle.y(i,:)=(cross((center.R_Knee(i,:)'-marker.RANK(i,:)),(marker.RSHN(i,:)'-marker.RANK(i,:)))/...
        norm(cross((center.R_Knee(i,:)'-marker.RANK(i,:)),(marker.RSHN(i,:)'-marker.RANK(i,:)))));
    A=[BKS.RAnkle.y(i,:); L1(i,:); L2(i,:)];
    BKS.RAnkle.x(i,:)=(A\b(i,:));
    BKS.RAnkle.z(i,:)=(cross(BKS.RAnkle.x(i,:)',BKS.RAnkle.y(i,:))');

    %Zentrumspunkt des rechten Knöchels
    center.R_Ankle(i,:)=(marker.RANK(i,:)+AO*BKS.RAnkle.z(i,:));
end

%-----
%Berechnung des rechten Fußes
%-----

for i = 1:1:le
    L1(i,:)=(marker.RHEE(i,:)'-center.R_Ankle(i,:));
    L2(i,:)=(marker.RANK(i,:)'-center.R_Ankle(i,:));

    %Lokale Achsen im Fuß
    BKS.RFoot.y(i,:)=(cross((marker.RMT5(i,:)'-center.R_Ankle(i,:)),(marker.RTOE(i,:)'-center.R_Ankle(i,:)))/...
        norm(cross((marker.RMT5(i,:)'-center.R_Ankle(i,:)),(marker.RTOE(i,:)'-center.R_Ankle(i,:)))));
    alpha(i)=acos(dot((marker.RHEE(i,:)'-center.R_Ankle(i,:)),BKS.RFoot.y(i,:))/norm((marker.RHEE(i,:)'-...
        center.R_Ankle(i,:))-pi/2);
    b(i,:)= [0, norm(L1(i,:))*cos(alpha(i)), 0];
    A=[BKS.RFoot.y(i,:); L1(i,:); L2(i,:)];
    BKS.RFoot.x(i,:)=(A\b(i,:));
    BKS.RFoot.x(i,:)=(BKS.RFoot.x(i,:)/norm(BKS.RFoot.x(i,:)));
    BKS.RFoot.z(i,:)=(cross(BKS.RFoot.x(i,:)',BKS.RFoot.y(i,:))');

    %Vorderster Fußpunkt des 2. Zehes
    center.R_Toe(i,:)=(marker.RANK(i,:)'-0.742*Hanavan.Fusslaenge(han)*BKS.RFoot.x(i,:)'-1.074*...
        Hanavan.Knoechelhoeh(ehan)*BKS.RFoot.y(i,:)'-0.187*Hanavan.Fussbreite*BKS.RFoot.z(i,:));
end

clear i le AsisTrochDist C InterAsis delta_x delta_y delta_z
clear alpha beta L1 L2 b A KO
clear AO
clear M1 M2 M3 M4
clear WShoulder
clear EO alpha HVektor

```

Programmteil A3_Eulerwinkel

```
%-----  
%Berechnung der Eulerwinkel der einzelnen Segmente  
%-----  
  
%globale Variablen  
le=length(marker.RKNE);  
  
%globales Koordinatensystem  
BKS.Global.X=[1 0 0]';  
BKS.Global.Y=[0 1 0]';  
BKS.Global.Z=[0 0 1]';  
  
%-----  
%Berechnung Kopf  
%-----  
  
for i = 1:1:le  
    %Eulerwinkel  
    Euler.Head.L(i,:)=((cross(BKS.Head.z(i,:)',BKS.Global.Z))/norm(cross(BKS.Head.z(i,:)',BKS.Global.Z)))';  
    Euler.Head.phi(i,1)=real(asin(dot(cross(BKS.Global.X,Euler.Head.L(i,:)',BKS.Global.Z))));  
    Euler.Head.theta(i,1)=real(asin(dot(cross(BKS.Global.Z,BKS.Head.z(i,:)',Euler.Head.L(i,:)''))));  
    Euler.Head.psi(i,1)=real(asin(dot(cross(Euler.Head.L(i,:)',BKS.Head.x(i,:)',BKS.Head.z(i,:)''))));  
end  
  
[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Head.L,NSz,F,Frequenz,3);  
Euler.Head.L=SG0;  
  
[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Head.phi,NSz,F,Frequenz,1);  
Euler.Head.phi=SG0;  
Euler.Head.phi_p=SG1;  
Euler.Head.phi_pp=SG2;  
  
[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Head.theta,NSz,F,Frequenz,1);  
Euler.Head.theta=SG0;  
Euler.Head.theta_p=SG1;  
Euler.Head.theta_pp=SG2;  
  
[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Head.psi,NSz,F,Frequenz,1);  
Euler.Head.psi=SG0;  
Euler.Head.psi_p=SG1;  
Euler.Head.psi_pp=SG2;  
  
for i = 1:1:le-F  
    %Berechnung von omega des Kopfes  
    Euler.Head.omega(i,:)=...  
        [Euler.Head.phi_p(i,1)*sin(Euler.Head.theta(i,1))*sin(Euler.Head.psi(i,1))+...  
        Euler.Head.theta_p(i,1)*cos(Euler.Head.psi(i,1))...  
        Euler.Head.phi_p(i,1)*sin(Euler.Head.theta(i,1))*cos(Euler.Head.psi(i,1))-...  
        Euler.Head.theta_p(i,1)*sin(Euler.Head.psi(i,1))...  
        Euler.Head.phi_p(i,1)*cos(Euler.Head.theta(i,1))+Euler.Head.psi_p(i,1)];  
end
```

```

for i = 1:1:le-F
    %Berechnung von omega_punkt des Kopfes
    Euler.Head.omega_p(i,1)=...
    [Euler.Head.phi_pp(i,1)*sin(Euler.Head.theta(i,1))*sin(Euler.Head.psi(i,1))+...
    Euler.Head.phi_p(i,1)*Euler.Head.theta_p(i,1)*cos(Euler.Head.theta(i,1))*sin(Euler.Head.psi(i,1))+...
    Euler.Head.phi_p(i,1)*Euler.Head.psi_p(i,1)*sin(Euler.Head.theta(i,1))*cos(Euler.Head.psi(i,1))+...
    Euler.Head.theta_pp(i,1)*cos(Euler.Head.psi(i,1))-...
    Euler.Head.theta_p(i,1)*Euler.Head.psi_p(i,1)*sin(Euler.Head.psi(i,1))];

    Euler.Head.omega_p(i,2)=...
    [Euler.Head.phi_pp(i,1)*sin(Euler.Head.theta(i,1))*cos(Euler.Head.psi(i,1))+...
    Euler.Head.phi_p(i,1)*Euler.Head.theta_p(i,1)*cos(Euler.Head.theta(i,1))*cos(Euler.Head.psi(i,1))-...
    Euler.Head.phi_p(i,1)*Euler.Head.psi_p(i,1)*sin(Euler.Head.theta(i,1))*sin(Euler.Head.psi(i,1))-...
    Euler.Head.theta_pp(i,1)*sin(Euler.Head.psi(i,1))-...
    Euler.Head.theta_p(i,1)*Euler.Head.psi_p(i,1)*cos(Euler.Head.psi(i,1))];

    Euler.Head.omega_p(i,3)=...
    [Euler.Head.phi_pp(i,1)*cos(Euler.Head.theta(i,1))-...
    Euler.Head.phi_p(i,1)*Euler.Head.theta_p(i,1)*sin(Euler.Head.theta(i,1))+...
    Euler.Head.psi_pp(i,1)];
end

%-----
%Berechnung Thorax
%-----

for i = 1:1:le
    %Eulerwinkel
    Euler.Thorax.L(i,:)=((cross(BKS.Thorax.z(i,:)','),BKS.Global.Z))/norm(cross(BKS.Thorax.z(i,:)','),BKS.Global.Z))';
    Euler.Thorax.phi(i,1)=real(asin(dot(cross(BKS.Global.X,Euler.Thorax.L(i,:)'),''),BKS.Global.Z)));
    Euler.Thorax.theta(i,1)=real(asin(dot(cross(BKS.Global.Z,BKS.Thorax.z(i,:)'),''),Euler.Thorax.L(i,:)')));
    Euler.Thorax.psi(i,1)=real(asin(dot(cross(Euler.Thorax.L(i,:)','),BKS.Thorax.x(i,:)'),''),BKS.Thorax.z(i,:)')));
end

[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Thorax.L,NSz,F,Frequenz,3);
Euler.Thorax.L=SG0;

[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Thorax.phi,NSz,F,Frequenz,1);
Euler.Thorax.phi=SG0;
Euler.Thorax.phi_p=SG1;
Euler.Thorax.phi_pp=SG2;

[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Thorax.theta,NSz,F,Frequenz,1);
Euler.Thorax.theta=SG0;
Euler.Thorax.theta_p=SG1;
Euler.Thorax.theta_pp=SG2;

[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Thorax.psi,NSz,F,Frequenz,1);
Euler.Thorax.psi=SG0;
Euler.Thorax.psi_p=SG1;
Euler.Thorax.psi_pp=SG2;

```

```

for i = 1:1:le-F
    %Berechnung von omega des Thorax
    Euler.Thorax.omega(i,:)=...
        [Euler.Thorax.phi_p(i,1)*sin(Euler.Thorax.theta(i,1))*sin(Euler.Thorax.psi(i,1))+...
        Euler.Thorax.theta_p(i,1)*cos(Euler.Thorax.psi(i,1))...
        Euler.Thorax.phi_p(i,1)*sin(Euler.Thorax.theta(i,1))*cos(Euler.Thorax.psi(i,1))-...
        Euler.Thorax.theta_p(i,1)*sin(Euler.Thorax.psi(i,1))...
        Euler.Thorax.phi_p(i,1)*cos(Euler.Thorax.theta(i,1))+Euler.Thorax.psi_p(i,1)];
end

for i = 1:1:le-F
    %Berechnung von omega_punkt des Thorax
    Euler.Thorax.omega_p(i,1)=...
        [Euler.Thorax.phi_pp(i,1)*sin(Euler.Thorax.theta(i,1))*sin(Euler.Thorax.psi(i,1))+...
        Euler.Thorax.phi_p(i,1)*Euler.Thorax.theta_p(i,1)*cos(Euler.Thorax.theta(i,1))*sin(Euler.Thorax.psi(i,1))+...
        Euler.Thorax.phi_p(i,1)*Euler.Thorax.psi_p(i,1)*sin(Euler.Thorax.theta(i,1))*cos(Euler.Thorax.psi(i,1))+...
        Euler.Thorax.theta_pp(i,1)*cos(Euler.Thorax.psi(i,1))-...
        Euler.Thorax.theta_p(i,1)*Euler.Thorax.psi_p(i,1)*sin(Euler.Thorax.psi(i,1))];

    Euler.Thorax.omega_p(i,2)=...
        [Euler.Thorax.phi_pp(i,1)*sin(Euler.Thorax.theta(i,1))*cos(Euler.Thorax.psi(i,1))+...
        Euler.Thorax.phi_p(i,1)*Euler.Thorax.theta_p(i,1)*cos(Euler.Thorax.theta(i,1))*cos(Euler.Thorax.psi(i,1))-...
        Euler.Thorax.phi_p(i,1)*Euler.Thorax.psi_p(i,1)*sin(Euler.Thorax.theta(i,1))*sin(Euler.Thorax.psi(i,1))-...
        Euler.Thorax.theta_pp(i,1)*sin(Euler.Thorax.psi(i,1))-...
        Euler.Thorax.theta_p(i,1)*Euler.Thorax.psi_p(i,1)*cos(Euler.Thorax.psi(i,1))];

    Euler.Thorax.omega_p(i,3)=...
        [Euler.Thorax.phi_pp(i,1)*cos(Euler.Thorax.theta(i,1))-...
        Euler.Thorax.phi_p(i,1)*Euler.Thorax.theta_p(i,1)*sin(Euler.Thorax.theta(i,1))+...
        Euler.Thorax.psi_pp(i,1)];
end

%-----
%Berechnung Oberarm
%-----

for i = 1:1:le
    %Eulerwinkel
    Euler.Humerus_R.L(i,:)=...
        ((cross(BKS.RHumerus.z(i,:) ,BKS.Global.Z))/norm(cross(BKS.RHumerus.z(i,:) ,BKS.Global.Z)))';
    Euler.Humerus_R.phi(i,1)=real(asin(dot(cross(BKS.Global.X,Euler.Humerus_R.L(i,:)'),BKS.Global.Z)));
    Euler.Humerus_R.theta(i,1)=real(asin(dot(cross(BKS.Global.Z,BKS.RHumerus.z(i,:)'),Euler.Humerus_R.L(i,:)')));
    Euler.Humerus_R.psi(i,1)=...
        real(asin(dot(cross(Euler.Humerus_R.L(i,:) ,BKS.RHumerus.x(i,:)'),BKS.RHumerus.z(i,:)')));
end

[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Humerus_R.L,NSz,F,Frequenz,3);
Euler.Humerus_R.L=SG0;

[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Humerus_R.phi,NSz,F,Frequenz,1);
Euler.Humerus_R.phi=SG0;
Euler.Humerus_R.phi_p=SG1;
Euler.Humerus_R.phi_pp=SG2;

```

```
[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Humerus_R.theta,NSz,F,Frequenz,1);
Euler.Humerus_R.theta=SG0;
Euler.Humerus_R.theta_p=SG1;
Euler.Humerus_R.theta_pp=SG2;
```

```
[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Humerus_R.psi,NSz,F,Frequenz,1);
Euler.Humerus_R.psi=SG0;
Euler.Humerus_R.psi_p=SG1;
Euler.Humerus_R.psi_pp=SG2;
```

```
for i = 1:1:le-F
```

```
    %Berechnung von omega des rechten Oberarms
```

```
    Euler.Humerus_R.omega(i,:)=...
        [Euler.Humerus_R.phi_p(i,1)*sin(Euler.Humerus_R.theta(i,1))*sin(Euler.Humerus_R.psi(i,1))+...
        Euler.Humerus_R.theta_p(i,1)*cos(Euler.Humerus_R.psi(i,1))...
        Euler.Humerus_R.phi_p(i,1)*sin(Euler.Humerus_R.theta(i,1))*cos(Euler.Humerus_R.psi(i,1))-...
        Euler.Humerus_R.theta_p(i,1)*sin(Euler.Humerus_R.psi(i,1))...
        Euler.Humerus_R.phi_p(i,1)*cos(Euler.Humerus_R.theta(i,1))+Euler.Humerus_R.psi_p(i,1)];
```

```
end
```

```
for i = 1:1:le-F
```

```
    %Berechnung von omega_punkt des rechten Oberarms
```

```
    Euler.Humerus_R.omega_p(i,1)=...
        [Euler.Humerus_R.theta_pp(i,1)*sin(Euler.Humerus_R.theta(i,1))*sin(Euler.Humerus_R.psi(i,1))+...
        Euler.Humerus_R.phi_p(i,1)*Euler.Humerus_R.theta_p(i,1)*cos(Euler.Humerus_R.theta(i,1))*...
        sin(Euler.Humerus_R.psi(i,1))+...
        Euler.Humerus_R.phi_p(i,1)*Euler.Humerus_R.psi_p(i,1)*sin(Euler.Humerus_R.theta(i,1))*...
        cos(Euler.Humerus_R.psi(i,1))+...
        Euler.Humerus_R.theta_pp(i,1)*cos(Euler.Humerus_R.psi(i,1))-...
        Euler.Humerus_R.theta_p(i,1)*Euler.Humerus_R.psi_p(i,1)*sin(Euler.Humerus_R.psi(i,1))];
```

```
    Euler.Humerus_R.omega_p(i,2)=...
        Euler.Humerus_R.phi_pp(i,1)*sin(Euler.Humerus_R.theta(i,1))*cos(Euler.Humerus_R.psi(i,1))+...
        Euler.Humerus_R.phi_p(i,1)*Euler.Humerus_R.theta_p(i,1)*cos(Euler.Humerus_R.theta(i,1))*...
        cos(Euler.Humerus_R.psi(i,1))-...
        Euler.Humerus_R.phi_p(i,1)*Euler.Humerus_R.psi_p(i,1)*sin(Euler.Humerus_R.theta(i,1))*...
        sin(Euler.Humerus_R.psi(i,1))-...
        Euler.Humerus_R.theta_pp(i,1)*sin(Euler.Humerus_R.psi(i,1))-...
        Euler.Humerus_R.theta_p(i,1)*Euler.Humerus_R.psi_p(i,1)*cos(Euler.Humerus_R.psi(i,1))];
```

```
    Euler.Humerus_R.omega_p(i,3)=...
        [Euler.Humerus_R.phi_pp(i,1)*cos(Euler.Humerus_R.theta(i,1))-...
        Euler.Humerus_R.phi_p(i,1)*Euler.Humerus_R.theta_p(i,1)*sin(Euler.Humerus_R.theta(i,1))+...
        Euler.Humerus_R.psi_pp(i,1)];
```

```
end
```

```

%-----
%Berechnung Unterarm
%-----

for i = 1:1:le
    %Eulerwinkel
    Euler.Forearm_R.L(i,:)=...
    ((cross(BKS.RForearm.z(i,:)','BKS.Global.Z))/norm(cross(BKS.RForearm.z(i,:)','BKS.Global.Z)))';
    Euler.Forearm_R.phi(i,1)=real(asin(dot(cross(BKS.Global.X,Euler.Forearm_R.L(i,:)'),'BKS.Global.Z)));
    Euler.Forearm_R.theta(i,1)=real(asin(dot(cross(BKS.Global.Z,BKS.RForearm.z(i,:)'),'Euler.Forearm_R.L(i,:)')));
    Euler.Forearm_R.psi(i,1)=...
    real(asin(dot(cross(Euler.Forearm_R.L(i,:)','BKS.RForearm.x(i,:)'),'BKS.RForearm.z(i,:)')));
end

[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Forearm_R.L,NSz,F,Frequenz,3);
Euler.Forearm_R.L=SG0;

[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Forearm_R.phi,NSz,F,Frequenz,1);
Euler.Forearm_R.phi=SG0;
Euler.Forearm_R.phi_p=SG1;
Euler.Forearm_R.phi_pp=SG2;

[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Forearm_R.theta,NSz,F,Frequenz,1);
Euler.Forearm_R.theta=SG0;
Euler.Forearm_R.theta_p=SG1;
Euler.Forearm_R.theta_pp=SG2;

[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Forearm_R.psi,NSz,F,Frequenz,1);
Euler.Forearm_R.psi=SG0;
Euler.Forearm_R.psi_p=SG1;
Euler.Forearm_R.psi_pp=SG2;

for i = 1:1:le-F
    %Berechnung von omega des Forearm_R
    Euler.Forearm_R.omega(i,:)=...
    [Euler.Forearm_R.phi_p(i,1)*sin(Euler.Forearm_R.theta(i,1))*sin(Euler.Forearm_R.psi(i,1))+...
    Euler.Forearm_R.theta_p(i,1)*cos(Euler.Forearm_R.psi(i,1))...
    Euler.Forearm_R.phi_p(i,1)*sin(Euler.Forearm_R.theta(i,1))*cos(Euler.Forearm_R.psi(i,1))-...
    Euler.Forearm_R.theta_p(i,1)*sin(Euler.Forearm_R.psi(i,1))...
    Euler.Forearm_R.phi_p(i,1)*cos(Euler.Forearm_R.theta(i,1))+Euler.Forearm_R.psi_p(i,1)];
end

for i = 1:1:le-F
    %Berechnung von omega_punkt des Forearm_R
    Euler.Forearm_R.omega_p(i,1)=...
    [Euler.Forearm_R.phi_pp(i,1)*sin(Euler.Forearm_R.theta(i,1))*sin(Euler.Forearm_R.psi(i,1))+...
    Euler.Forearm_R.phi_p(i,1)*Euler.Forearm_R.theta_p(i,1)*cos(Euler.Forearm_R.theta(i,1))*...
    sin(Euler.Forearm_R.psi(i,1))+...
    Euler.Forearm_R.phi_p(i,1)*Euler.Forearm_R.psi_p(i,1)*sin(Euler.Forearm_R.theta(i,1))*...
    cos(Euler.Forearm_R.psi(i,1))+...
    Euler.Forearm_R.theta_pp(i,1)*cos(Euler.Forearm_R.psi(i,1))-...
    Euler.Forearm_R.theta_p(i,1)*Euler.Forearm_R.psi_p(i,1)*sin(Euler.Forearm_R.psi(i,1))];

    Euler.Forearm_R.omega_p(i,2)=...
    [Euler.Forearm_R.phi_pp(i,1)*sin(Euler.Forearm_R.theta(i,1))*cos(Euler.Forearm_R.psi(i,1))+...
    Euler.Forearm_R.phi_p(i,1)*Euler.Forearm_R.theta_p(i,1)*cos(Euler.Forearm_R.theta(i,1))*...
    cos(Euler.Forearm_R.psi(i,1))-...
    Euler.Forearm_R.phi_p(i,1)*Euler.Forearm_R.psi_p(i,1)*sin(Euler.Forearm_R.theta(i,1))*...

```

```

sin(Euler.Forearm_R.psi(i,1))-...
Euler.Forearm_R.theta_pp(i,1)*sin(Euler.Forearm_R.psi(i,1))-...
Euler.Forearm_R.theta_p(i,1)*Euler.Forearm_R.psi_p(i,1)*cos(Euler.Forearm_R.psi(i,1));

Euler.Forearm_R.omega_p(i,3)=...
[Euler.Forearm_R.phi_pp(i,1)*cos(Euler.Forearm_R.theta(i,1))-...
Euler.Forearm_R.phi_p(i,1)*Euler.Forearm_R.theta_p(i,1)*sin(Euler.Forearm_R.theta(i,1))+...
Euler.Forearm_R.psi_pp(i,1)];
end

%-----
%Berechnung Hüftgelenk
%-----

for i = 1:1:le
    %Eulerwinkel
    Euler.Hip_R.L(i,:)=(cross(BKS.Pelvis.z(i,:)',BKS.Global.Z))/norm(cross(BKS.Pelvis.z(i,:)',BKS.Global.Z))' ;
    Euler.Hip_R.phi(i,1)=real(asin(dot(cross(BKS.Global.X,Euler.Hip_R.L(i,:)'),BKS.Global.Z)));
    Euler.Hip_R.theta(i,1)=real(asin(dot(cross(BKS.Global.Z,BKS.Pelvis.z(i,:)'),Euler.Hip_R.L(i,:)')));
    Euler.Hip_R.psi(i,1)=real(asin(dot(cross(Euler.Hip_R.L(i,:)'),BKS.Pelvis.x(i,:)'),BKS.Pelvis.z(i,:)')));
end

[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Hip_R.L,NSz,F,Frequenz,3);
Euler.Hip_R.L=SG0;

[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Hip_R.phi,NSz,F,Frequenz,1);
Euler.Hip_R.phi=SG0;
Euler.Hip_R.phi_p=SG1;
Euler.Hip_R.phi_pp=SG2;

[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Hip_R.theta,NSz,F,Frequenz,1);
Euler.Hip_R.theta=SG0;
Euler.Hip_R.theta_p=SG1;
Euler.Hip_R.theta_pp=SG2;

[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Hip_R.psi,NSz,F,Frequenz,1);
Euler.Hip_R.psi=SG0;
Euler.Hip_R.psi_p=SG1;
Euler.Hip_R.psi_pp=SG2;

for i = 1:1:le-F
    %Berechnung von omega des Hüftgelenks
    Euler.Hip_R.omega(i,:)=...
    [Euler.Hip_R.phi_p(i,1)*sin(Euler.Hip_R.theta(i,1))*sin(Euler.Hip_R.psi(i,1))+...
    Euler.Hip_R.theta_p(i,1)*cos(Euler.Hip_R.psi(i,1))...
    Euler.Hip_R.phi_p(i,1)*sin(Euler.Hip_R.theta(i,1))*cos(Euler.Hip_R.psi(i,1))-...
    Euler.Hip_R.theta_p(i,1)*sin(Euler.Hip_R.psi(i,1))...
    Euler.Hip_R.phi_p(i,1)*cos(Euler.Hip_R.theta(i,1))+Euler.Hip_R.psi_p(i,1)];
end

for i = 1:1:le-F
    %Berechnung von omega_punkt des Hüftgelenks
    Euler.Hip_R.omega_p(i,1)=...
    [Euler.Hip_R.phi_pp(i,1)*sin(Euler.Hip_R.theta(i,1))*sin(Euler.Hip_R.psi(i,1))+...
    Euler.Hip_R.phi_p(i,1)*Euler.Hip_R.theta_p(i,1)*cos(Euler.Hip_R.theta(i,1))*sin(Euler.Hip_R.psi(i,1))+...
    Euler.Hip_R.phi_p(i,1)*Euler.Hip_R.psi_p(i,1)*sin(Euler.Hip_R.theta(i,1))*cos(Euler.Hip_R.psi(i,1))+...
    Euler.Hip_R.theta_pp(i,1)*cos(Euler.Hip_R.psi(i,1))-...

```

```

Euler.Hip_R.theta_p(i,1)*Euler.Hip_R.psi_p(i,1)*sin(Euler.Hip_R.psi(i,1));

Euler.Hip_R.omega_p(i,2)=...
[Euler.Hip_R.phi_pp(i,1)*sin(Euler.Hip_R.theta(i,1))*cos(Euler.Hip_R.psi(i,1))+...
Euler.Hip_R.phi_p(i,1)*Euler.Hip_R.theta_p(i,1)*cos(Euler.Hip_R.theta(i,1))*cos(Euler.Hip_R.psi(i,1))-...
Euler.Hip_R.phi_p(i,1)*Euler.Hip_R.psi_p(i,1)*sin(Euler.Hip_R.theta(i,1))*sin(Euler.Hip_R.psi(i,1))-...
Euler.Hip_R.theta_pp(i,1)*sin(Euler.Hip_R.psi(i,1))-...
Euler.Hip_R.theta_p(i,1)*Euler.Hip_R.psi_p(i,1)*cos(Euler.Hip_R.psi(i,1))];

Euler.Hip_R.omega_p(i,3)=...
[Euler.Hip_R.phi_pp(i,1)*cos(Euler.Hip_R.theta(i,1))-...
Euler.Hip_R.phi_p(i,1)*Euler.Hip_R.theta_p(i,1)*sin(Euler.Hip_R.theta(i,1))+...
Euler.Hip_R.psi_pp(i,1)];
end

%-----
%Berechnung rechter Oberschenkel
%-----

for i = 1:1:le
    %Eulerwinkel
    Euler.Thigh_R.L(i,:)=(cross(BKS.RKnee.z(i,:),BKS.Global.Z))/norm(cross(BKS.RKnee.z(i,:),BKS.Global.Z));
    Euler.Thigh_R.phi(i,1)=real(asin(dot(cross(BKS.Global.X,Euler.Thigh_R.L(i,:)),BKS.Global.Z)));
    Euler.Thigh_R.theta(i,1)=real(asin(dot(cross(BKS.Global.Z,BKS.RKnee.z(i,:)),Euler.Thigh_R.L(i,:))));
    Euler.Thigh_R.psi(i,1)=real(asin(dot(cross(Euler.Thigh_R.L(i,:),BKS.RKnee.x(i,:)),BKS.RKnee.z(i,:))));
end

[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Thigh_R.L,NSz,F,Frequenz,3);
Euler.Thigh_R.L=SG0;

[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Thigh_R.phi,NSz,F,Frequenz,1);
Euler.Thigh_R.phi=SG0;
Euler.Thigh_R.phi_p=SG1;
Euler.Thigh_R.phi_pp=SG2;

[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Thigh_R.theta,NSz,F,Frequenz,1);
Euler.Thigh_R.theta=SG0;
Euler.Thigh_R.theta_p=SG1;
Euler.Thigh_R.theta_pp=SG2;

[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Thigh_R.psi,NSz,F,Frequenz,1);
Euler.Thigh_R.psi=SG0;
Euler.Thigh_R.psi_p=SG1;
Euler.Thigh_R.psi_pp=SG2;

for i = 1:1:le-F
    %Berechnung von omega des rechten Oberschenkels
    Euler.Thigh_R.omega(i,:)=...
    [Euler.Thigh_R.phi_p(i,1)*sin(Euler.Thigh_R.theta(i,1))*sin(Euler.Thigh_R.psi(i,1))+...
    Euler.Thigh_R.theta_p(i,1)*cos(Euler.Thigh_R.psi(i,1))...
    Euler.Thigh_R.phi_p(i,1)*sin(Euler.Thigh_R.theta(i,1))*cos(Euler.Thigh_R.psi(i,1))-...
    Euler.Thigh_R.theta_p(i,1)*sin(Euler.Thigh_R.psi(i,1))...
    Euler.Thigh_R.phi_p(i,1)*cos(Euler.Thigh_R.theta(i,1))+Euler.Thigh_R.psi_p(i,1)];
end

```

```

for i = 1:1:le-F
    %Berechnung von omega_punkt des rechten Oberschenkels
    Euler.Thigh_R.omega_p(i,1)=...
    [Euler.Thigh_R.phi_pp(i,1)*sin(Euler.Thigh_R.theta(i,1))*sin(Euler.Thigh_R.psi(i,1))+...
    Euler.Thigh_R.phi_p(i,1)*Euler.Thigh_R.theta_p(i,1)*cos(Euler.Thigh_R.theta(i,1))*...
    sin(Euler.Thigh_R.psi(i,1))+...
    Euler.Thigh_R.phi_p(i,1)*Euler.Thigh_R.psi_p(i,1)*sin(Euler.Thigh_R.theta(i,1))*...
    cos(Euler.Thigh_R.psi(i,1))+...
    Euler.Thigh_R.theta_pp(i,1)*cos(Euler.Thigh_R.psi(i,1))-...
    Euler.Thigh_R.theta_p(i,1)*Euler.Thigh_R.psi_p(i,1)*sin(Euler.Thigh_R.psi(i,1))];

    Euler.Thigh_R.omega_p(i,2)=...
    [Euler.Thigh_R.phi_pp(i,1)*sin(Euler.Thigh_R.theta(i,1))*cos(Euler.Thigh_R.psi(i,1))+...
    Euler.Thigh_R.phi_p(i,1)*Euler.Thigh_R.theta_p(i,1)*cos(Euler.Thigh_R.theta(i,1))*...
    cos(Euler.Thigh_R.psi(i,1))-...
    Euler.Thigh_R.phi_p(i,1)*Euler.Thigh_R.psi_p(i,1)*sin(Euler.Thigh_R.theta(i,1))*...
    sin(Euler.Thigh_R.psi(i,1))-...
    Euler.Thigh_R.theta_pp(i,1)*sin(Euler.Thigh_R.psi(i,1))-...
    Euler.Thigh_R.theta_p(i,1)*Euler.Thigh_R.psi_p(i,1)*cos(Euler.Thigh_R.psi(i,1))];

    Euler.Thigh_R.omega_p(i,3)=...
    [Euler.Thigh_R.phi_pp(i,1)*cos(Euler.Thigh_R.theta(i,1))-...
    Euler.Thigh_R.phi_p(i,1)*Euler.Thigh_R.theta_p(i,1)*sin(Euler.Thigh_R.theta(i,1))+...
    Euler.Thigh_R.psi_pp(i,1)];
end

```

```

%-----
%Berechnung rechter Unterschenkel
%-----

```

```

for i = 1:1:le
    %Eulerwinkel
    Euler.Shank_R.L(i,:)=((cross(BKS.RAnkle.z(i,:),BKS.Global.Z))/norm(cross(BKS.RAnkle.z(i,:),BKS.Global.Z)));
    Euler.Shank_R.phi(i,1)=real(asin(dot(cross(BKS.Global.X,Euler.Shank_R.L(i,:)),BKS.Global.Z)));
    Euler.Shank_R.theta(i,1)=real(asin(dot(cross(BKS.Global.Z,BKS.RAnkle.z(i,:)),Euler.Shank_R.L(i,:))));
    Euler.Shank_R.psi(i,1)=real(asin(dot(cross(Euler.Shank_R.L(i,:),BKS.RAnkle.x(i,:)),BKS.RAnkle.z(i,:))));
end

```

```

[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Shank_R.L,NSz,F,Frequenz,3);
Euler.Shank_R.L=SG0;

```

```

[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Shank_R.phi,NSz,F,Frequenz,1);
Euler.Shank_R.phi=SG0;
Euler.Shank_R.phi_p=SG1;
Euler.Shank_R.phi_pp=SG2;

```

```

[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Shank_R.theta,NSz,F,Frequenz,1);
Euler.Shank_R.theta=SG0;
Euler.Shank_R.theta_p=SG1;
Euler.Shank_R.theta_pp=SG2;

```

```

[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Shank_R.psi,NSz,F,Frequenz,1);
Euler.Shank_R.psi=SG0;
Euler.Shank_R.psi_p=SG1;
Euler.Shank_R.psi_pp=SG2;

```

```

for i = 1:1:le-F
    %Berechnung von omega des rechten Unterschenkels
    Euler.Shank_R.omega(i,:)=...
        [Euler.Shank_R.phi_p(i,1)*sin(Euler.Shank_R.theta(i,1))*sin(Euler.Shank_R.psi(i,1))+...
        Euler.Shank_R.theta_p(i,1)*cos(Euler.Shank_R.psi(i,1))...
        Euler.Shank_R.phi_p(i,1)*sin(Euler.Shank_R.theta(i,1))*cos(Euler.Shank_R.psi(i,1))-...
        Euler.Shank_R.theta_p(i,1)*sin(Euler.Shank_R.psi(i,1))...
        Euler.Shank_R.phi_p(i,1)*cos(Euler.Shank_R.theta(i,1))+Euler.Shank_R.psi_p(i,1)];
end

```

```

for i = 1:1:le-F
    %Berechnung von omega_punkt des rechten Unterschenkels
    Euler.Shank_R.omega_p(i,1)=...
        [Euler.Shank_R.phi_pp(i,1)*sin(Euler.Shank_R.theta(i,1))*sin(Euler.Shank_R.psi(i,1))+...
        Euler.Shank_R.phi_p(i,1)*Euler.Shank_R.theta_p(i,1)*cos(Euler.Shank_R.theta(i,1))*...
        sin(Euler.Shank_R.psi(i,1))+...
        Euler.Shank_R.phi_p(i,1)*Euler.Shank_R.psi_p(i,1)*sin(Euler.Shank_R.theta(i,1))*...
        cos(Euler.Shank_R.psi(i,1))+...
        Euler.Shank_R.theta_pp(i,1)*cos(Euler.Shank_R.psi(i,1))-...
        Euler.Shank_R.theta_p(i,1)*Euler.Shank_R.psi_p(i,1)*sin(Euler.Shank_R.psi(i,1))];

```

```

Euler.Shank_R.omega_p(i,2)=...
    [Euler.Shank_R.phi_pp(i,1)*sin(Euler.Shank_R.theta(i,1))*cos(Euler.Shank_R.psi(i,1))+...
    Euler.Shank_R.phi_p(i,1)*Euler.Shank_R.theta_p(i,1)*cos(Euler.Shank_R.theta(i,1))*...
    cos(Euler.Shank_R.psi(i,1))-...
    Euler.Shank_R.phi_p(i,1)*Euler.Shank_R.psi_p(i,1)*sin(Euler.Shank_R.theta(i,1))*...
    sin(Euler.Shank_R.psi(i,1))-...
    Euler.Shank_R.theta_pp(i,1)*sin(Euler.Shank_R.psi(i,1))-...
    Euler.Shank_R.theta_p(i,1)*Euler.Shank_R.psi_p(i,1)*cos(Euler.Shank_R.psi(i,1))];

```

```

Euler.Shank_R.omega_p(i,3)=...
    [Euler.Shank_R.phi_pp(i,1)*cos(Euler.Shank_R.theta(i,1))-...
    Euler.Shank_R.phi_p(i,1)*Euler.Shank_R.theta_p(i,1)*sin(Euler.Shank_R.theta(i,1))+...
    Euler.Shank_R.psi_pp(i,1)];
end

```

```

%-----
%Berechnung rechter Fuß
%-----

```

```

for i = 1:1:le
    %Eulerwinkel
    Euler.Foot_R.L(i,:)=((cross(BKS.RFoot.z(i,:),BKS.Global.Z))/norm(cross(BKS.RFoot.z(i,:),BKS.Global.Z)))';
    Euler.Foot_R.phi(i,1)=real(asin(dot(cross(BKS.Global.X,Euler.Foot_R.L(i,:),BKS.Global.Z))));
    Euler.Foot_R.theta(i,1)=real(asin(dot(cross(BKS.Global.Z,BKS.RFoot.z(i,:),Euler.Foot_R.L(i,:))));
    Euler.Foot_R.psi(i,1)=real(asin(dot(cross(Euler.Foot_R.L(i,:),BKS.RFoot.x(i,:),BKS.RFoot.z(i,:))));
end

```

```

[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Foot_R.L,NSz,F,Frequenz,3);
Euler.Foot_R.L=SG0;

```

```

[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Foot_R.phi,NSz,F,Frequenz,1);
Euler.Foot_R.phi=SG0;
Euler.Foot_R.phi_p=SG1;
Euler.Foot_R.phi_pp=SG2;

```

```
[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Foot_R.theta,NSz,F,Frequenz,1);
Euler.Foot_R.theta=SG0;
Euler.Foot_R.theta_p=SG1;
Euler.Foot_R.theta_pp=SG2;
```

```
[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(Euler.Foot_R.psi,NSz,F,Frequenz,1);
Euler.Foot_R.psi=SG0;
Euler.Foot_R.psi_p=SG1;
Euler.Foot_R.psi_pp=SG2;
```

```
for i = 1:1:le-F
```

```
    %Berechnung von omega des rechten Fußes
```

```
    Euler.Foot_R.omega(i,:)=...
```

```
        [Euler.Foot_R.phi_p(i,1)*sin(Euler.Foot_R.theta(i,1))*sin(Euler.Foot_R.psi(i,1))+...
```

```
        Euler.Foot_R.theta_p(i,1)*cos(Euler.Foot_R.psi(i,1))...
```

```
        Euler.Foot_R.phi_p(i,1)*sin(Euler.Foot_R.theta(i,1))*cos(Euler.Foot_R.psi(i,1))-...
```

```
        Euler.Foot_R.theta_p(i,1)*sin(Euler.Foot_R.psi(i,1))...
```

```
        Euler.Foot_R.phi_p(i,1)*cos(Euler.Foot_R.theta(i,1))+Euler.Foot_R.psi_p(i,1)];
```

```
end
```

```
for i = 1:1:le-F
```

```
    %Berechnung von omega_punkt des rechten Fußes
```

```
    Euler.Foot_R.omega_p(i,1)=...
```

```
        [Euler.Foot_R.phi_pp(i,1)*sin(Euler.Foot_R.theta(i,1))*sin(Euler.Foot_R.psi(i,1))+...
```

```
        Euler.Foot_R.phi_p(i,1)*Euler.Foot_R.theta_p(i,1)*cos(Euler.Foot_R.theta(i,1))*...
```

```
        sin(Euler.Foot_R.psi(i,1))+...
```

```
        Euler.Foot_R.phi_p(i,1)*Euler.Foot_R.psi_p(i,1)*sin(Euler.Foot_R.theta(i,1))*cos(Euler.Foot_R.psi(i,1))+...
```

```
        Euler.Foot_R.theta_pp(i,1)*cos(Euler.Foot_R.psi(i,1))-...
```

```
        Euler.Foot_R.theta_p(i,1)*Euler.Foot_R.psi_p(i,1)*sin(Euler.Foot_R.psi(i,1))];
```

```
    Euler.Foot_R.omega_p(i,2)=...
```

```
        [Euler.Foot_R.phi_pp(i,1)*sin(Euler.Foot_R.theta(i,1))*cos(Euler.Foot_R.psi(i,1))+...
```

```
        Euler.Foot_R.phi_p(i,1)*Euler.Foot_R.theta_p(i,1)*cos(Euler.Foot_R.theta(i,1))*...
```

```
        cos(Euler.Foot_R.psi(i,1))-...
```

```
        Euler.Foot_R.phi_p(i,1)*Euler.Foot_R.psi_p(i,1)*sin(Euler.Foot_R.theta(i,1))*...
```

```
        sin(Euler.Foot_R.psi(i,1))-...
```

```
        Euler.Foot_R.theta_pp(i,1)*sin(Euler.Foot_R.psi(i,1))-...
```

```
        Euler.Foot_R.theta_p(i,1)*Euler.Foot_R.psi_p(i,1)*cos(Euler.Foot_R.psi(i,1))];
```

```
    Euler.Foot_R.omega_p(i,3)=...
```

```
        [Euler.Foot_R.phi_pp(i,1)*cos(Euler.Foot_R.theta(i,1))-...
```

```
        Euler.Foot_R.phi_p(i,1)*Euler.Foot_R.theta_p(i,1)*sin(Euler.Foot_R.theta(i,1))+...
```

```
        Euler.Foot_R.psi_pp(i,1)];
```

```
end
```

```
clear i le
```

Programmteil A31_Szogolay

```
function [SG0 SG1 SG2] = A31_Szogolay(Mark,N,F,Frequenz,anz)
```

```
[b,g]=sgolay(N,F);  
dx=1/Frequenz;
```

```
le=length(Mark);  
t=linspace(0,le/120,le);
```

```
HalfWin = ((F+1)/2) -1;
```

```
for i = 1:1:anz  
    y=Mark(:,i)';
```

```
    for n = (F+1)/2:length(Mark)-(F+1)/2,  
        %0. Ableitung  
        SG0zw(n,i) = dot(g(:,1), y(n - HalfWin: n + HalfWin));  
  
        %1. Ableitung  
        SG1zw(n,i) = dot(g(:,2), y(n - HalfWin: n + HalfWin));  
  
        %2. Ableitung  
        SG2zw(n,i) = 2*dot(g(:,3)', y(n - HalfWin: n + HalfWin))';  
    end  
end
```

```
end
```

```
SG1zw = SG1zw/dx;    %1. Ableitung  
SG2zw = SG2zw/(dx*dx); %2. Ableitung
```

```
SG0=SG0zw((F+1)/2:length(SG0zw),:);  
SG1=SG1zw((F+1)/2:length(SG1zw),:);  
SG2=SG2zw((F+1)/2:length(SG2zw),:);
```

```
return
```

Programmteil A4_Zentrum

```
%-----  
%Berechnung der Geschwindigkeiten und Beschleunigungen  
%-----  
  
%globale Variablen  
le=length(marker.RKNE);  
  
%-----  
%Berechnung der Drehmatrizen  
%-----  
  
for i = 1:1:le-F  
    %Transformationsmatrix für den rechten Oberschenkel  
    Drehmatrix.Hip_R{i}=[cos(Euler.Hip_R.phi(i,1)) -sin(Euler.Hip_R.phi(i,1)) 0;...  
        sin(Euler.Hip_R.phi(i,1)) cos(Euler.Hip_R.phi(i,1)) 0; 0 0 1]*...  
        [1 0 0; 0 cos(Euler.Hip_R.theta(i,1)) -sin(Euler.Hip_R.theta(i,1));  
        0 sin(Euler.Hip_R.theta(i,1)) cos(Euler.Hip_R.theta(i,1))]*...  
        [cos(Euler.Hip_R.psi(i,1)) -sin(Euler.Hip_R.psi(i,1)) 0;  
        sin(Euler.Hip_R.psi(i,1)) cos(Euler.Hip_R.psi(i,1)) 0; 0 0 1];  
  
    Drehmatrix.Thigh_R{i}=[cos(Euler.Thigh_R.phi(i,1)) -sin(Euler.Thigh_R.phi(i,1)) 0;  
        sin(Euler.Thigh_R.phi(i,1)) cos(Euler.Thigh_R.phi(i,1)) 0; 0 0 1]*...  
        [1 0 0; 0 cos(Euler.Thigh_R.theta(i,1)) -sin(Euler.Thigh_R.theta(i,1));  
        0 sin(Euler.Thigh_R.theta(i,1)) cos(Euler.Thigh_R.theta(i,1))]*...  
        [cos(Euler.Thigh_R.psi(i,1)) -sin(Euler.Thigh_R.psi(i,1)) 0;  
        sin(Euler.Thigh_R.psi(i,1)) cos(Euler.Thigh_R.psi(i,1)) 0; 0 0 1];  
  
    Drehmatrix.Shank_R{i}=[cos(Euler.Shank_R.phi(i,1)) -sin(Euler.Shank_R.phi(i,1)) 0;  
        sin(Euler.Shank_R.phi(i,1)) cos(Euler.Shank_R.phi(i,1)) 0; 0 0 1]*...  
        [1 0 0; 0 cos(Euler.Shank_R.theta(i,1)) -sin(Euler.Shank_R.theta(i,1));  
        0 sin(Euler.Shank_R.theta(i,1)) cos(Euler.Shank_R.theta(i,1))]*...  
        [cos(Euler.Shank_R.psi(i,1)) -sin(Euler.Shank_R.psi(i,1)) 0;  
        sin(Euler.Shank_R.psi(i,1)) cos(Euler.Shank_R.psi(i,1)) 0; 0 0 1];  
  
    Drehmatrix.Foot_R{i}=[cos(Euler.Foot_R.phi(i,1)) -sin(Euler.Foot_R.phi(i,1)) 0;  
        sin(Euler.Foot_R.phi(i,1)) cos(Euler.Foot_R.phi(i,1)) 0; 0 0 1]*...  
        [1 0 0; 0 cos(Euler.Foot_R.theta(i,1)) -sin(Euler.Foot_R.theta(i,1));  
        0 sin(Euler.Foot_R.theta(i,1)) cos(Euler.Foot_R.theta(i,1))]*...  
        [cos(Euler.Foot_R.psi(i,1)) -sin(Euler.Foot_R.psi(i,1)) 0;  
        sin(Euler.Foot_R.psi(i,1)) cos(Euler.Foot_R.psi(i,1)) 0; 0 0 1];  
  
    Drehmatrix.Head{i}=[cos(Euler.Head.phi(i,1)) -sin(Euler.Head.phi(i,1)) 0;  
        sin(Euler.Head.phi(i,1)) cos(Euler.Head.phi(i,1)) 0; 0 0 1]*...  
        [1 0 0; 0 cos(Euler.Head.theta(i,1)) -sin(Euler.Head.theta(i,1));  
        0 sin(Euler.Head.theta(i,1)) cos(Euler.Head.theta(i,1))]*...  
        [cos(Euler.Head.psi(i,1)) -sin(Euler.Head.psi(i,1)) 0; sin(Euler.Head.psi(i,1)) cos(Euler.Head.psi(i,1)) 0; 0 0 1];  
  
    Drehmatrix.Thorax{i}=[cos(Euler.Thorax.phi(i,1)) -sin(Euler.Thorax.phi(i,1)) 0;  
        sin(Euler.Thorax.phi(i,1)) cos(Euler.Thorax.phi(i,1)) 0; 0 0 1]*...  
        [1 0 0; 0 cos(Euler.Thorax.theta(i,1)) -sin(Euler.Thorax.theta(i,1));  
        0 sin(Euler.Thorax.theta(i,1)) cos(Euler.Thorax.theta(i,1))]*...  
        [cos(Euler.Thorax.psi(i,1)) -sin(Euler.Thorax.psi(i,1)) 0;  
        sin(Euler.Thorax.psi(i,1)) cos(Euler.Thorax.psi(i,1)) 0; 0 0 1];
```

```

Drehmatrix.Humerus_R{i}=[cos(Euler.Humerus_R.phi(i,1)) -sin(Euler.Humerus_R.phi(i,1)) 0;
sin(Euler.Humerus_R.phi(i,1)) cos(Euler.Humerus_R.phi(i,1)) 0; 0 0 1]*...
[1 0 0; 0 cos(Euler.Humerus_R.theta(i,1)) -sin(Euler.Humerus_R.theta(i,1));
0 sin(Euler.Humerus_R.theta(i,1)) cos(Euler.Humerus_R.theta(i,1))]*...
[cos(Euler.Humerus_R.psi(i,1)) -sin(Euler.Humerus_R.psi(i,1)) 0;
sin(Euler.Humerus_R.psi(i,1)) cos(Euler.Humerus_R.psi(i,1)) 0; 0 0 1];

Drehmatrix.Forearm_R{i}=[cos(Euler.Forearm_R.phi(i,1)) -sin(Euler.Forearm_R.phi(i,1)) 0;
sin(Euler.Forearm_R.phi(i,1)) cos(Euler.Forearm_R.phi(i,1)) 0; 0 0 1]*...
[1 0 0; 0 cos(Euler.Forearm_R.theta(i,1)) -sin(Euler.Forearm_R.theta(i,1));
0 sin(Euler.Forearm_R.theta(i,1)) cos(Euler.Forearm_R.theta(i,1))]*...
[cos(Euler.Forearm_R.psi(i,1)) -sin(Euler.Forearm_R.psi(i,1)) 0;
sin(Euler.Forearm_R.psi(i,1)) cos(Euler.Forearm_R.psi(i,1)) 0; 0 0 1];
end

%-----
%Berechnung der Relativabstände
%-----

delta1=norm(center.R_Knee(le,:)-center.R_Hip(le,:))/9; %delta R_Knee-R_Hip
delta2=norm(center.R_Ankle(le,:)-center.R_Knee(le,:))/9; %delta R_Ankle-R_Knee
delta3=norm(center.R_Toe(le,:)-center.R_Ankle(le,:))/9; %delta R_Toe-R_Ankle
delta4=norm(center.R_Elbow(le,:)-center.R_Shoulder(le,:))/9; %delta R_Elbow-R_Shoulder
delta5=norm(center.R_Wrist(le,:)-center.R_Elbow(le,:))/9; %delta R_Wrist-R_Elbow

%-----
%Berechnung der globalen Geschwindigkeiten und Beschleunigungen
%-----

[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(center.R_Hip,NSz,F,Frequenz,3);
v1=SG1; %globale Geschwindigkeit R_Hip
a1=SG2; %globale Beschleunigung R_Hip

[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(center.R_Knee,NSz,F,Frequenz,3);
v2=SG1; %globale Geschwindigkeit R_Knee
a2=SG2; %globale Beschleunigung R_Knee

[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(center.R_Ankle,NSz,F,Frequenz,3);
v3=SG1; %globale Geschwindigkeit R_Ankle
a3=SG2; %globale Beschleunigung R_Ankle

[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(center.R_Toe,NSz,F,Frequenz,3);
v4=SG1; %globale Geschwindigkeit R_Toe
a4=SG2; %globale Beschleunigung R_Toe

[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(center.Head,NSz,F,Frequenz,3);
v5=SG1; %globale Geschwindigkeit Head
a5=SG2; %globale Beschleunigung Head

[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(center.Thorax,NSz,F,Frequenz,3);
v6=SG1; %globale Geschwindigkeit Thorax
a6=SG2; %globale Beschleunigung Thorax

[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(center.R_Shoulder,NSz,F,Frequenz,3);
v7=SG1; %globale Geschwindigkeit R_Shoulder
a7=SG2; %globale Beschleunigung R_Shoulder

```

```
[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(center.R_Elbow,NSz,F,Frequenz,3);  
v8=SG1; %globale Geschwindigkeit R_Elbow  
a8=SG2; %globale Beschleunigung R_Elbow
```

```
[SG0 SG1 SG2]=A31_Szogolay(center.R_Wrist,NSz,F,Frequenz,3);  
v9=SG1; %globale Geschwindigkeit R_Wrist  
a9=SG2; %globale Beschleunigung R_Wrist
```

```
%-----  
%Berechnung der lokalen Geschwindigkeiten und Beschleunigungen  
%-----
```

```
for i = 1:1:le-F
```

```
Kinematik.Hip_R.v0(i,:)=(Drehmatrix.Hip_R{i}*v1(i,:)); %Geschwindigkeit im rechten Hüftgelenk  
Kinematik.Hip_R.a0(i,:)=(Drehmatrix.Hip_R{i}*a1(i,:)); %Beschleunigung im rechten Hüftgelenk
```

```
Kinematik.Knee_R.v0(i,:)=(Drehmatrix.Thigh_R{i}*v2(i,:)); %Geschwindigkeit im rechten Kniegelenk  
Kinematik.Knee_R.a0(i,:)=(Drehmatrix.Thigh_R{i}*a2(i,:)); %Beschleunigung im rechten Kniegelenk
```

```
Kinematik.Ankle_R.v0(i,:)=(Drehmatrix.Shank_R{i}*v3(i,:)); %Geschwindigkeit im rechten Knöchel  
Kinematik.Ankle_R.a0(i,:)=(Drehmatrix.Shank_R{i}*a3(i,:)); %Beschleunigung im rechten Knöchel
```

```
Kinematik.Toe_R.v0(i,:)=(Drehmatrix.Foot_R{i}*v4(i,:)); %Geschwindigkeit im rechten Zeh  
Kinematik.Toe_R.a0(i,:)=(Drehmatrix.Foot_R{i}*a4(i,:)); %Beschleunigung im rechten Zeh
```

```
Kinematik.Head.v0(i,:)=(Drehmatrix.Head{i}*v5(i,:)); %Geschwindigkeit im Kopf  
Kinematik.Head.a0(i,:)=(Drehmatrix.Head{i}*a5(i,:)); %Beschleunigung im Kopf
```

```
Kinematik.Thorax.v0(i,:)=(Drehmatrix.Thorax{i}*v6(i,:)); %Geschwindigkeit im Thorax  
Kinematik.Thorax.a0(i,:)=(Drehmatrix.Thorax{i}*a6(i,:)); %Beschleunigung im Thorax
```

```
Kinematik.Shoulder_R.v0(i,:)=(Drehmatrix.Thorax{i}*v7(i,:)); %Geschwindigkeit im rechten Schultergelenk  
Kinematik.Shoulder_R.a0(i,:)=(Drehmatrix.Thorax{i}*a7(i,:)); %Beschleunigung im rechten Schultergelenk
```

```
Kinematik.Elbow_R.v0(i,:)=(Drehmatrix.Humerus_R{i}*v8(i,:)); %Geschwindigkeit im rechten Ellbogen  
Kinematik.Elbow_R.a0(i,:)=(Drehmatrix.Humerus_R{i}*a8(i,:)); %Beschleunigung im rechten Ellbogen
```

```
Kinematik.Wrist_R.v0(i,:)=(Drehmatrix.Forearm_R{i}*v9(i,:)); %Geschwindigkeit im rechten Handgelenk  
Kinematik.Wrist_R.a0(i,:)=(Drehmatrix.Forearm_R{i}*a9(i,:)); %Beschleunigung im rechten Handgelenk
```

```
end
```

```
Kinematik.Hip_R.v_mean=mean(abs(Kinematik.Hip_R.v0));  
Kinematik.Hip_R.a_mean=mean(abs(Kinematik.Hip_R.a0));  
Kinematik.Hip_R.v_max=max(abs(Kinematik.Hip_R.v0));  
Kinematik.Hip_R.a_max=max(abs(Kinematik.Hip_R.a0));
```

```
Kinematik.Knee_R.v_mean=mean(abs(Kinematik.Knee_R.v0));  
Kinematik.Knee_R.a_mean=mean(abs(Kinematik.Knee_R.a0));  
Kinematik.Knee_R.v_max=max(abs(Kinematik.Knee_R.v0));  
Kinematik.Knee_R.a_max=max(abs(Kinematik.Knee_R.a0));
```

```
Kinematik.Ankle_R.v_mean=mean(abs(Kinematik.Ankle_R.v0));  
Kinematik.Ankle_R.a_mean=mean(abs(Kinematik.Ankle_R.a0));  
Kinematik.Ankle_R.v_max=max(abs(Kinematik.Ankle_R.v0));  
Kinematik.Ankle_R.a_max=max(abs(Kinematik.Ankle_R.a0));
```

```
Kinematik.Toe_R.v_mean=mean(abs(Kinematik.Toe_R.v0));  
Kinematik.Toe_R.a_mean=mean(abs(Kinematik.Toe_R.a0));  
Kinematik.Toe_R.v_max=max(abs(Kinematik.Toe_R.v0));  
Kinematik.Toe_R.a_max=max(abs(Kinematik.Toe_R.a0));
```

```
Kinematik.Head.v_mean=mean(abs(Kinematik.Head.v0));  
Kinematik.Head.a_mean=mean(abs(Kinematik.Head.a0));  
Kinematik.Head.v_max=max(abs(Kinematik.Head.v0));  
Kinematik.Head.a_max=max(abs(Kinematik.Head.a0));
```

```
Kinematik.Thorax.v_mean=mean(abs(Kinematik.Thorax.v0));  
Kinematik.Thorax.a_mean=mean(abs(Kinematik.Thorax.a0));  
Kinematik.Thorax.v_max=max(abs(Kinematik.Thorax.v0));  
Kinematik.Thorax.a_max=max(abs(Kinematik.Thorax.a0));
```

```
Kinematik.Shoulder_R.v_mean=mean(abs(Kinematik.Shoulder_R.v0));  
Kinematik.Shoulder_R.a_mean=mean(abs(Kinematik.Shoulder_R.a0));  
Kinematik.Shoulder_R.v_max=max(abs(Kinematik.Shoulder_R.v0));  
Kinematik.Shoulder_R.a_max=max(abs(Kinematik.Shoulder_R.a0));
```

```
Kinematik.Elbow_R.v_mean=mean(abs(Kinematik.Elbow_R.v0));  
Kinematik.Elbow_R.a_mean=mean(abs(Kinematik.Elbow_R.a0));  
Kinematik.Elbow_R.v_max=max(abs(Kinematik.Elbow_R.v0));  
Kinematik.Elbow_R.a_max=max(abs(Kinematik.Elbow_R.a0));
```

```
Kinematik.Wrist_R.v_mean=mean(abs(Kinematik.Wrist_R.v0));  
Kinematik.Wrist_R.a_mean=mean(abs(Kinematik.Wrist_R.a0));  
Kinematik.Wrist_R.v_max=max(abs(Kinematik.Wrist_R.v0));  
Kinematik.Wrist_R.a_max=max(abs(Kinematik.Wrist_R.a0));
```

```
clear i j le delta rel v a M
```

```
clear delta1 delta2 delta3 delta4 delta5 a1 a2 a3 a4 a5 a6 a7 a8 a9 v1 v2 v3 v4 v5 v6 v7 v8 v9
```

Programmteil A5_Energymodel

```
function [Pos Leist Time Mittelwert Eingang U_L D1 k1 L_c R_c de1 dm1 durchlauf Faktor simin] =...  
    A5_Energymodel(Kin, anz, m, N, z, R_l, B, r, l, d_Draht, rho, mu_r, D_max, x)
```

```
%Kin...Eingangsdaten aus Kinematik-Array  
%anz...Anzahl Schwingungen (z.B.: Anzahl Doppelschritte)
```

```
j=length(Kin(:,1));  
om_0=1/(j/120);  
A=r^2*pi();  
R_c=rho*N^2*r*pi()/(d_Draht^2*pi()/4);  
L_c=N^2*4*pi()*10^-7*mu_r*A/(l+0.9*r);  
phi=B*A*N;
```

```
for u=1:1:3
```

```
    maximum = 1.1*z;  
    durchlaeufer = 0;  
    F_Dach=m*max(abs(Kin(:,u)));  
    k=m*om_0^2;  
    D=sqrt(F_Dach/(4*k*z));  
    R=sqrt((om_0*L_c)^2+R_c^2)+R_l;  
    de=double(phi^2/R);
```

```
    if D > D_max  
        k=double(F_Dach/z);  
        dm=x*de;  
    else  
        dm=double(2*sqrt(k*m)*D_max-de);  
    end
```

```
    while maximum > z  
        simin(:,1)=linspace(0,anz*j/120,anz*j);  
        for i = 1:1:anz  
            simin(i*j-(j-1):i*j,2)=Kin(:,u);  
        end  
        timespan=[0 anz*j/120];  
        options = simset('SrcWorkspace','current');  
        sim('Energy_Harvesting',timespan,options);  
        maximum=max(abs(Position.signals.values(:,1)));  
        k = 1.01*k;  
        durchlaeufer = durchlaeufer + 1;  
    end
```

```
    k=k/1.01;  
    D=(dm+de)/(2*sqrt(k*m));  
    durchlaeufer = durchlaeufer - 1;
```

```
    if u==1;  
        Leist.x=Leistung.signals.values;  
        Pos.x=Position.signals.values;  
        Time.x=Leistung.time;  
        Mittelwert.x(:,round(1/(x/10)+1))=mean(Lleist.x(:,round(1/(x/10)+1)));  
        Eingang.x=Eing.signals.values;  
        U_L.x=U_Last.signals.values;  
        D1.x(:,round(1/(x/10)+1))=D;  
        k1.x(:,round(1/(x/10)+1))=k;
```

```

de1.x(:,round(1/(x/10)+1))=de;
dm1.x(:,round(1/(x/10)+1))=dm;
durchlauf.x(:,round(1/(x/10)+1))=durchlaeufe;
end;

if u==2;
Leist.y=Leistung.signals.values;
Pos.y=Position.signals.values;
Time.y=Leistung.time;
Mittelwert.y(:,round(1/(x/10)+1))=mean(Leist.y(:,round(1/(x/10)+1)));
Eingang.y=Eing.signals.values;
U_L.y=U_Last.signals.values;
D1.y(:,round(1/(x/10)+1))=D;
k1.y(:,round(1/(x/10)+1))=k;
de1.y(:,round(1/(x/10)+1))=de;
dm1.y(:,round(1/(x/10)+1))=dm;
durchlauf.y(:,round(1/(x/10)+1))=durchlaeufe;
end;

if u==3;
Leist.z=Leistung.signals.values;
Pos.z=Position.signals.values;
Time.z=Leistung.time;
Mittelwert.z(:,round(1/(x/10)+1))=mean(Leist.z(:,round(1/(x/10)+1)));
Eingang.z=Eing.signals.values;
U_L.z=U_Last.signals.values;
D1.z(:,round(1/(x/10)+1))=D;
k1.z(:,round(1/(x/10)+1))=k;
de1.z(:,round(1/(x/10)+1))=de;
dm1.z(:,round(1/(x/10)+1))=dm;
durchlauf.z(:,round(1/(x/10)+1))=durchlaeufe;
end;
end

Faktor(:,round(1/(x/10)+1)) = 1;

return

```