

# Diplomarbeit

## Mechanische Beurteilung von Flüssigkeitsverschiebungen im menschlichen Körper auf einer Kurzarmzentrifuge

Vorgelegt von

cand.-ing. Dennis Weiser

Matr.-Nr.: 269620

Durchgeführt am Deutschen Zentrum für Luft- und Raumfahrt (DLR)

Fakultätsinterner Betreuer: Univ.-Prof. Dr.-Ing. K. Radermacher, RWTH Aachen

Betreuende(r) wissenschaftliche(r) Mitarbeiter:

Dipl. Ing. Peter Gauger

Dipl. Ing. Alexander Korff

Dipl. Inf. Meiko Müller

Aachen, Januar 2014

## **Eidesstattliche Erklärung**

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorgelegte Arbeit einschließlich aller beigefügter Materialien selbständig verfasst und keine anderen als im Literaturverzeichnis angegebenen Quellen benutzt habe. Dies gilt für alle Quelltypen.

Ich habe alle Passagen und Sätze der Arbeit, die wortwörtlich oder sinngemäß anderen veröffentlichten und nicht veröffentlichten Werken entnommen sind, in jedem einzelnen Fall unter genauer Angabe der Herkunft der Quelle deutlich als Entlehnung gekennzeichnet.

Die Arbeit ist in gleicher oder ähnlicher Form noch nicht eingereicht worden.

Mir ist bekannt, dass Zuwiderhandlungen gegen diese Erklärung und bewusste Täuschungen die Bewertung der Arbeit mit der Note 5.0 zur Folge haben können.

---

Ort/Datum

---

Unterschrift

## Aufgabenstellung

Das Ziel dieser Arbeit ist, eine Methode zu entwickeln, die auf Basis des Gewichts Segmente des menschlichen Körpers voneinander separat messen kann. Mit deren Hilfe soll bei Lageänderung des Menschen ein Rückschluss auf die daraus resultierenden Flüssigkeitsverschiebungen geschlossen werden können. Auch die zeitgleiche Darstellung der Ergebnisse soll Ziel dieser Arbeit sein.

Die Diplomarbeit gliedert sich in zwei Bereiche:

Im konstruktiven Teil der Arbeit soll die zu entwickelnde Messapparatur in die DLR-Kurzarmzentrifuge integriert werden. Hierbei handelt es sich um eine Humanzentrifuge, bei der der Proband im Gegensatz zu üblichen Zentrifugen auf dem Auslegearm positioniert ist. Dies führt zu einem Beschleunigungs-Gradienten-Effekt, der bei dem Messverfahren zusätzlich mitberücksichtigt werden muss. Da die maximale Belastung sich auf Höhe der Füße bei 6-facher Erdbeschleunigung belief, ist eine entsprechend stabile Ausführung notwendig.

In dem messtechnischen Anteil werden die Messsignale erfasst und ausgewertet. Dabei sollen typische Messfehler (Rauschen, Störsignale, falsche Abtaststraten, usw.) minimiert oder vermieden werden. Das Feld der Messtechnik ist dabei ausreichend abzudecken. Unter Umständen könnte für den späteren Betrieb eine Benutzermaske programmiert werden.

In der Dokumentation der Arbeit sollen Vorgehensweise und Ergebnisse der Arbeit klar und umfassend dargestellt und diskutiert werden.

## Zusammenfassung

Im Rahmen der vorliegenden Diplomarbeit wurde eine gravimetrische Messapparatur für den Einsatz auf einer Kurzarmhumanzentrifuge entworfen. Mit der Hilfe dieses Messsystems werden, in an diese Arbeit anschließenden Studien, Untersuchungen hinsichtlich der absoluten Blutvolumenverschiebung im menschlichen Körper durchgeführt.

Gewünscht war vom Deutschen Zentrum für Luft- und Raumfahrt eine auf gravimetrischer Basis arbeitende Methode, die es ermöglicht, Blutvolumenverschiebungen im menschlichen Körper auf einer Kurzarmzentrifuge zu visualisieren. Hierbei stellte sich die Zentrifugalkraft als die wesentliche Herausforderung an die Konstruktion heraus.

Die Ausarbeitung des erforderlichen Konzepts fand nach VDI 2221 statt. In diesem Rahmen wurden verschiedene Konzepte aufgestellt, wobei eine Abwägung zwischen finanziellem und zeitlichem Aufwand, sowie der Sicherstellung der Verifizierbarkeit der gestellten Aufgabe stattgefunden hat. Dabei wurde das Konzept realisiert, welches den Körper des Probanden mittels drei Auflagepunkten in die zwei wesentlichen Segmente, Oberkörper und Beine, unterteilt. Die Auflagepunkte unter Schulter und Hüfte wurden als eigenständige Messmodule ausgearbeitet. Diese bestehen aus jeweils vier parallel geschalteten DMS-Kraftaufnehmern, deren Gebrauchssicherheit gegen Überlast und Einflüssen der Zentrifugalkraft durch mechanische Sicherungen gewährleistet wird.

Durch eine Justierung und Kalibrierung der Kraftaufnehmer und Messverstärker konnten nach VDI 2624 Messungen zur Klassifizierung des Systems durchgeführt werden, indem das am DLR etablierte Datenerfassungssystem, BIOPAC MP150, verwendet wurde. Dabei zeigte sich, dass die erreichbare Messgenauigkeit nach einer Tarierung in dem vom DLR geforderten Toleranzbereich von 50 Gramm liegt.

# Inhaltsverzeichnis

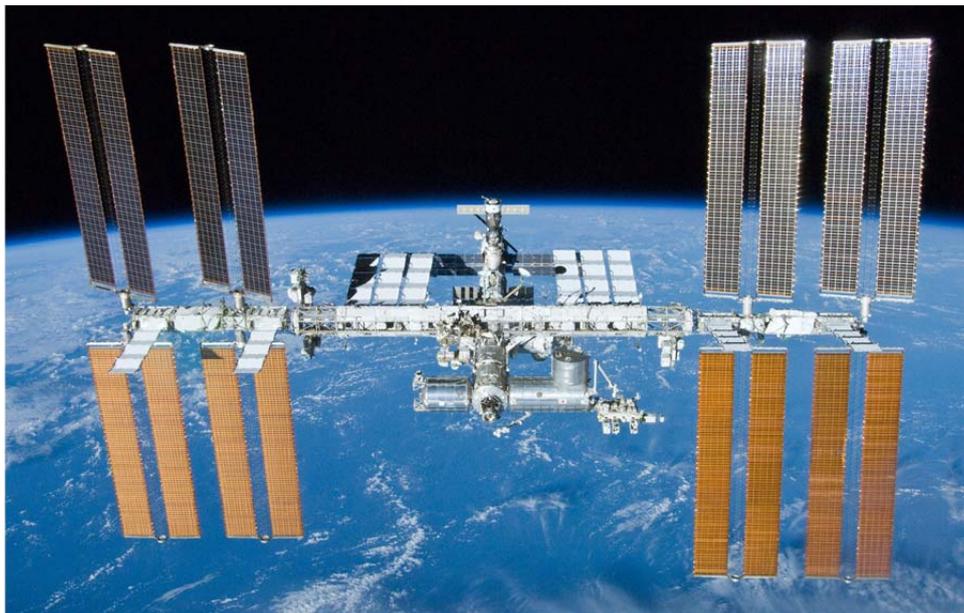
<b>Eidesstattliche Erklärung .....</b>	<b>i</b>
<b>Aufgabenstellung.....</b>	<b>ii</b>
<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>iii</b>
<b>Inhaltsverzeichnis.....</b>	<b>iv</b>
<b>1. Einleitung.....</b>	<b>I</b>
<b>2. Stand der Technik.....</b>	<b>IV</b>
2.1 Forschung	IV
2.2 Methoden der Volumenmessung	VIII
2.2.1 Optische Messverfahren	VIII
2.2.2 Elektrische Messverfahren	X
2.2.3 Physikalische Messverfahren	XII
<b>3. Konzeptentwicklung .....</b>	<b>XVI</b>
3.1 Ermittlung der Aufgaben an das System	XVI
3.2 Benennung der Funktionen des Systems	XVIII
3.3 Messmethode	XIX
3.3.1 Anforderungen	XXIII
3.3.2 Auswahl	XXIII
3.4 Entwicklung des Systems über den morphologischen Kasten	XXIV
3.4.1 Lösungsprinzipien	XXVIII
3.4.2 Gewichtungsmatrix	XXIX
3.5 Realisierte Lösung	XXX
3.5.1 Überlastsicherung des Kraftaufnehmers	XXXII
3.5.2 Kombination vom Messeinheit und Gerüst	XXXIII
<b>4. Bauteilauslegung .....</b>	<b>XXXVI</b>
4.1 Messeinheit	XXXVI
4.2 Messmodul	XLVII
4.2.1 Sicherheit	XLVII
<b>5. Montage .....</b>	<b>L</b>
5.1 Welle-Nabe Verbindung für das Säulenlager	L
5.2 Elektroinstallation	L
5.3 Zusammenbau des Systems	LII
<b>6. Funktionsüberprüfung des Messsystems.....</b>	<b>LVIII</b>
6.1 Kraftverlust durch Reibung innerhalb eines Säulenlagers	LVIII
6.2 Paarung und Kalibrierung von Kraftaufnehmer und Messverstärker	LX
6.3 Software Einstellung	LXI
6.4 Test nach VDI 2624	LXIII

6.5	Differenzenwägungs-Test	LXXVII
6.6	Hardwareintegration in :envifuge	LXIX
<b>7.</b>	<b>Diskussion</b> .....	<b>LXX</b>
	<b>Literaturverzeichnis</b> .....	<b>LXXII</b>
	<b>Abbildungsverzeichnis</b> .....	<b>LXXV</b>
	<b>Tabellenverzeichnis</b> .....	<b>LXXVIII</b>
	<b>Anhang</b> .....	<b>LXXIX</b>
	Anhang I Formel- und Abkürzungsverzeichnis	LXXIX
	Anhang II Anforderungsliste	LXXXI
	Anhang III Bewertungskriterien für die Gewichtungsmatrix	LXXXIII
	Anhang IV Berechnung Säulendurchmesser	LXXXIV
	Anhang V Datenblatt ST 1.1221	LXXXVI
	Anhang VI Berechnung der Aufwärmtemperatur	LXXXVII
	Anhang VII Elektro-Verschaltung	LXXXVIII
	Anhang VIII Kalibrierung nach VDI 2624	LXXXIX
	Anhang IX Stückliste	XC
	Anhang X Technische Zeichnungen	XCI

## 1. Einleitung

Der Weltraum stellt für den Menschen einen extrem lebensfeindlichen Ort dar. Neben dem Vakuum und der vorherrschenden Kälte zählt die kosmische Strahlung zu den Hauptproblemen, weshalb der Mensch im All selbst kurzfristig nicht ohne Hilfsmittel existieren kann. Langfristig gesehen stellt aber auch die Schwerelosigkeit ein großes Problem dar. Mit der Zeit bauen sich hierbei sowohl Knochendichte, als auch Muskelmasse aufgrund mangelnder Belastungsreize ab. Diese und andere Effekte der Schwerelosigkeit, wie zum Beispiel die Körperflüssigkeitsverschiebung, führen unter anderem zu Veränderungen und Komplikationen der Herz-Kreislauf-Regulation.

Seit der zweiten Hälfte des 20. Jahrhunderts werden immer weitere Entwicklungen getätigt, um auf technische Weise die Teilnahme des Menschen an Raumflügen dennoch zu ermöglichen. Die genannten Herausforderungen des Alls konnten Ingenieure unter anderem durch mit Atemluft gefüllte Druckkapseln und schirmenden Aluminiumwänden bewältigen. Seit 1998 kreist nun schon mit der Internationalen Raumstation (ISS) ein ständiger Außenposten der Menschheit um unsere Erde (Abbildung 1-1).



**Abbildung 1-1:** Internationale Raumstation (ISS) im Weltall Oktober 2010 [Wikipedia 2013]

Während bislang ein durchschnittlicher Aufenthalt von Astronauten auf der ISS sechs Monate beträgt, planen die beteiligten Nationen ab 2015 einzelne Missionen mit 12 Monaten Dauer durchzuführen. Die langfristig fehlende Schwerkraft, ist für den menschlichen Körper eine überaus komplizierte Herausforderung und kann nicht über herkömmliche Ansätze gelöst

werden. Die negativen Auswirkungen der Schwerelosigkeit auf den Astronauten machen sich bei ihm sehr stark nach der Rückkehr zur Erde bemerkbar, wie sie auch bei einer Landung auf dem Mars verstärkt auftreten würden. Große körperliche Beeinträchtigungen, bis hin zu kurzfristigem Kreislaufversagen, sind die Folgen nach einem längerfristigen Allaufenthalt. Das Versagen begründet sich in einem zu geringen effektiven intravasalem Volumen, bedeutet das unter anderem zu viel Blutvolumen in die unteren Extremitäten versackt. Aus diesem Grund werden Gegenmaßnahmen gegen die negativen Begleiterscheinungen der Raumfahrt, sogenannte Countermeasures, entwickelt. Eines der vom Deutschen Zentrum für Luft- und Raumfahrt (DLR) angedachten Countermeasures ist die künstliche Schwerkraft. Mit Hilfe einer Zentrifuge könnte Erdgravitation auf einer Weltraummission erzeugt werden. Während Wernher von Braun 1958 noch die gesamte Raumstation als Zentrifuge angedacht hatte, werden heutzutage kleinere Kurzarmzentrifugen (SAHC) dafür in Betracht gezogen (Abbildung 1-2). Diese können vom Bauraumbedarf so weit reduziert werden, dass sie einen Astronauten aufnehmen und trotzdem in die heutigen Module der ISS passen würden.



**Abbildung 1-2:** Kurzarmhumanzentrifuge mit einem Probanden in liegender Position

Im Gegensatz zu großarmigen Humanzentrifugen (LAHC) deren Auswirkungen auf den menschlichen Körper seit über 70 Jahren erforscht werden, sind die Kurzarmzentrifugen humanwissenschaftliches Neuland.

Bei einer LAHC befindet der Proband in einer auslenkbaren Gondel am Ende des Rotationsarms, wodurch er über der gesamten Körperlänge einer fast identischen Beschleunigung ausgesetzt wird. Bei einer SAHC hingegen liegt der Proband mit dem Kopf in

Richtung Drehachse auf dem Rotationsarm. Entlang seiner Körperachse ergibt sich, durch den unterschiedlichen Abstand zum Rotationsmittelpunkt, ein Beschleunigungsgradient.

Neben den zu erwartenden positiven Effekten eines Countermeasures auf Muskel und Knochen wird auch eine Stabilisierung des Herz-Kreislauf Systems erhofft. Da der menschliche Körper hinsichtlich der Körperflüssigkeitsverschiebung während der Zentrifugation nicht linear auf unterschiedliche Gravitationsreize reagiert, müssen im Vorfeld zusätzlich bezogen auf die Folgen des Gradienten bei einer SAHC terrestrische Studien durchgeführt werden. Bei solchen raumfahrtbezogenen Fragestellungen werden hierfür speziell trainierte Probanden ausgewählt, die ähnlich der Astronauten Experimente operationell und physisch durchführen können. Bei den hier angedachten Studien ist einer der relevanten, zu erfassenden physiologischen Parameter die Blutvolumenverschiebung.

Bisherige Verfahren können lediglich eine relative Verschiebung des Volumens entlang der Körperachse darstellen. Dagegen verspricht eine kontinuierliche Gewichtsbeurteilung, des in einzelne Segmente aufgeteilten Körpers, eine Quantifizierung des verlagerten Blutvolumens.

Aus dem Grund wurde im Rahmen dieser konzeptionellen Diplomarbeit für das DLR ein Messsystem entwickelt, welches über zeitliche Differenzwägungen das verschobene Blutvolumen ermitteln soll. In Verbindung mit einer Humanzentrifuge birgt die Messung von Gewichten, orthogonal zur auftretenden Zentrifugalkraft, zusätzliche Herausforderungen. Diese Rotationskraft wirkt sich störend auf die Messung aus. So musste eine mechanische Trennung der zu messenden Gewichts- und der dafür unerwünschten Zentrifugalkraft vorgesehen werden.

Der Stand der Technik gibt einen Überblick über die aktuelle Lage der Forschung, hinsichtlich der Simulationsmöglichkeiten von den beschriebenen Auswirkungen der Raumfahrt, sowie werden gängige Verfahren für die Volumenmessung vorgestellt. Für eine methodische Entwicklung wird daran anschließend ein Konzept erarbeitet, welches den gestellten Anforderungen gerecht werden soll. Nach einer Bauteilauslegung erfolgt die Beschreibung der Montagearbeiten. Im Abschluss finden eine Kalibrierung des Systems, sowie eine Klassifizierung bezüglich der erreichbaren Messgenauigkeiten statt.

## 2. Stand der Technik

Dieses Kapitel dient dazu, den Stand der Forschung hinsichtlich der Umgebungssimulation bezogen auf Flüssigkeitsverschiebungen unter Schwerelosigkeit und bei einer Rückkehr von Astronauten in das Gravitationsfeld von Erde, Mars und Mond. Durch geeignete Simulationstechniken lassen sich die Änderungen, die ein Körper unter Schwerelosigkeit erfährt, auf der Erde nachbilden. Im Hinblick auf den Stand der Technik werden gängige Verfahren für die Erfassung von Blutvolumen und dessen Verschiebung innerhalb des menschlichen Körpers vorgestellt.

### 2.1 Forschung

Für die bemannte Raumfahrt ist das Verständnis des menschlichen Körpers unabdingbar. Gerade im Hinblick auf mögliche Reisen zu weit entlegenen Orten wie zum Beispiel dem Mars, muss dafür Sorge getragen werden, dass der Astronaut sowohl körperlich fit als auch gesund ist und bleibt. Bei dieser Art von Reisen wird der Mensch nicht nur psychisch, als auch physiologisch an Belastungsgrenzen geführt. Umso wichtiger ist eine ideale Vorbereitung für diese Art der Unternehmungen. Bei einem Weltraumaufenthalt finden ohne einen entsprechenden Belastungsreiz, ein Abbau von Muskel-, und Knochenmasse, sowie eine Dekonditionierung des Herz-Kreislauf Systems statt. Dies führt zu einem häufigen Erleiden einer sogenannten post-flight orthostatischen Intoleranz, bis hin zu einer Synkope bei Wiedereintritt in erhöhte Gravitation. Diese negativen Begleiterscheinungen eines Weltraumaufenthalts sind, bei auf die Erde zurückkehrenden Astronauten, bis zu mehrere Tage nach dem Flug bemerkbar [Waters 2002].

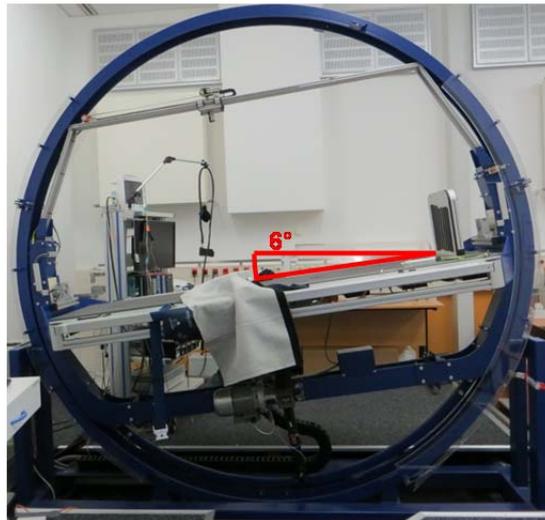
Damit ein Astronaut auf seine Mission ausreichend vorbereitet und während dieser optimal unterstützt werden kann, ist es unter anderem notwendig, die negativen körperlichen Veränderungen zu hemmen, oder sogar zu unterbinden. Dafür müssen diese bezüglich ihres Ausmaßes und Prägnanz untersucht werden. Um das zu ermöglichen ist es erforderlich, dass auf der Erde entweder ähnliche Verhältnisse wie im Weltraum geschaffen, oder aber durch geeignete Maßnahmen die gleichen Veränderungen am Körper wie bei einem Aufenthalt im All erzwungen werden. Die Schwerelosigkeit auf der Erde lässt sich, zumindest für Menschen und für einen längeren Zeitraum, derzeit nicht ermöglichen. Dagegen ist es möglich über eine

geschickte Lagerung eines Menschen, seinem Kreislauf einer ähnlichen Situation, wie im Weltall, auszusetzen.

Wird das menschliche Kreislaufsystem betrachtet, ist es darauf ausgelegt, eine aufrechte Fortbewegung zu ermöglichen. Geeignet platzierte Venenklappen in den blutführenden Gefäßen, die sogenannte Muskelpumpe, sowie Regulation von Blutdruck und Herzfrequenz tragen zu der Fähigkeit bei, dass der Mensch stehen und sich auf den Beinen bewegen kann. Im Weltall verschiebt sich, durch die fehlende Gravitation und den unveränderten Blutdruck, das Blutvolumen in Richtung Kopf. Gelegentlich kommt es dabei zu einem Anschwellen des Gesichtes, was als Puffy-Face bekannt ist. Durch diese Volumenverlagerung wird die Vorlast des Herzens erhöht, weshalb der Körper vermehrte Flüssigkeit ausscheidet. Bei der Rückkehr zur Erde ist dieses Defizit ein weiterer Grund für die auftretenden orthostatischen Probleme.

### Kipptisch

Auf der Erde kann eine ähnliche Verteilung des Blutvolumens wie im All durch die sechs-Grad-Kopftieflage (HDT) auf einem Kipptisch ermöglicht werden (Abbildung 2-1). Dazu wird ein Proband von der horizontalen auf eine, um sechs Grad veränderte Position gebracht, bei der der Kopf tiefer liegt als die Füße. Somit kann vermehrt Blut in die Kopfregion fließen. Für das Herz-Kreislauf System ist diese Veränderung ausreichend, um Bedingungen wie unter Schwerelosigkeit zu erfahren. Weitere Kippwinkel, von der vertikalen Position (1g) ausgehend, können dem Herz-Kreislauf System die Belastung von unterschiedlichen Gravitationen suggerieren. Der erforderliche Kippwinkel  $\alpha$  ergibt sich aus der Umkehrfunktion vom Sinus des zu simulierenden g-Levels. Damit sind Simulationen für das Kreislaufsystem von g-Kräften unterhalb der einfachen Fallbeschleunigung möglich. Bei einem Kippwinkel von  $22^\circ$  verhält sich das Herz-Kreislauf System wie unter Bedingungen bei Marsgravitation. Die Simulation von Mondgravitation hingegen wird bei einem Kippwinkel von neun Grad erreicht.



**Abbildung 2-1:** Kipptisch mit einem Neigungswinkel von 6° Kopftieflage

### Bettruhe-Studien

Wie eingangs bereits beschrieben, betrifft die Auswirkung der Schwerelosigkeit nicht nur das Herz-Kreislauf System, sondern ebenso den Knochen-Muskel-Apparat des Menschen. Der Substanzabbau, die Muskel- und Knochenatrophie, entsteht durch die ausbleibenden alltäglichen Belastungen. In Bettruhe-Studien können diese negativen Begleiterscheinungen einer Raummission künstlich erzeugt werden. Dazu werden Probanden über einen längeren Zeitraum von drei, bis zu zwölf Wochen in ihren Bewegungen eingeschränkt. Diese Einschränkungen werden durch eine erzwungene Bettlägerigkeit in HDT-Lage erreicht. Mit Hilfe von vergleichenden Messungen vor Beginn und über die gesamte Dauer einer solchen Studie, lassen sich Aussagen über die körperliche Anpassungsfähigkeit und somit die damit verbundenen Veränderungen bei einem Aufenthalt in Schwerelosigkeit treffen.

### Simulation der Rückkehreffekte

Eine, zu den bisher beschriebenen Methoden konträre Variante der Simulation, stellt die Zentrifugation dar. Während bislang das Blutvolumen aus dem Unter- in den Oberkörper verlagert wurde, findet bei der Zentrifugation ein dazu gegenläufiger Prozess statt. Die durch Rotation auftretende Zentrifugalkraft, kann als künstliche Schwerkraft genutzt werden. Bei Kurzarmzentrifugen besteht die Möglichkeit, das Sechsfache der normalen Erdbeschleunigung zu generieren. Der entscheidende Unterschied zu der weitläufig bekannten Langarmzentrifuge ist die Probandenlagerung. Bei einer Kurzarmzentrifuge befindet sich die Versuchsperson in einer liegenden Position auf einem der Ausleger der Zentrifuge nahe dem Rotationsmittelpunkt (Abbildung 2-2).



**Abbildung 2-2:** Kurzarmzentrifuge :envifuge des DLR mit einem Test-Dummy auf einem Ausleger

Durch die erhöhte Schwerkraft verlagert sich das frei bewegliche Blut innerhalb des Körpers von dem Ober- in den Unterkörper. Diese Verschiebung kann die Erfahrung des Astronauten nach der Rückkehr zur Erde simulieren. Die Kreislaufprobleme, die durch die Verlagerung entstehen ähneln denen, die ein Astronaut bei seiner Rückkehr erfährt. So ist es sogar möglich, einen Menschen mit erhöhten Gravitationsreizen auf einer Zentrifuge in die Bewusstlosigkeit zu befördern. Im Hinblick auf wissenschaftliche Experimente für das Herz-Kreislauf System ist der Zustand kurz vor der Bewusstlosigkeit, der Präsynkope, von entscheidender Bedeutung. Dieser, für jeden Menschen individuelle Punkt, gibt Aufschluss über die aktuelle Leistungsfähigkeit des Herzens und dem Kreislauf, zu dem das venöse System zählt. Die Präsynkope tritt auf, sobald das individuelle Minimum des effektiven intravasalen Volumens erreicht wird, bzw. eine unzureichende Versorgung des Gehirns mit Sauerstoff stattfindet. Die tolerierbare Grenze hängt dabei bei jedem Individuum von einer Kombination aus Gravitationsbelastung und Dauer der Belastung ab. Durch die bereits erwähnten Maßnahmen, mit denen der Körper in seiner Leistungsfähigkeit beeinträchtigt werden kann, ist es möglich diese Toleranzgrenzen nach unten zu verschieben. Es wurde bereits bewiesen, dass bei gleicher g-Belastung, vor und nach einer Verminderung des körperlichen Potenzials, z.B. durch eine Bettruhestudie, die Vitalparameter als auch die verschobene Blutvolumenmenge verändert sind [Iwase 2005]. Für Messung des Blutvolumens innerhalb des menschlichen Körpers gibt es die nachfolgend in Kapitel 2.2 beschriebenen Methoden.

## 2.2 Methoden der Volumenmessung

Die Plethysmographie (plethore = Fülle, graphein = schreiben) beschreibt ein Verfahren, mit Hilfe dessen die Volumenveränderung innerhalb eines Körpers bestimmt werden kann. Im Zusammenhang mit der Blutvolumenverschiebung gibt es verschiedene Methoden, die nachfolgend beschrieben werden. Die Einteilung der Verfahren erfolgt in die Kategorien optisch, elektrisch und physikalisch.

### 2.2.1 Optische Messverfahren

Optische Messverfahren basieren auf der visuellen Erfassung von definierten Messelementen. Dazu können verschiedene Geräte eingesetzt werden. Im Folgenden werden zwei Systeme beschrieben.

Der *Body Scanner Cyberware 3D* wurde von der „Niederländischen Organisation für angewandte wissenschaftliche Forschung (TNO)“ entwickelt. Der Scanner besteht aus 16 mobilen Kameras, sowie einem Laser. Der Zeilenlaser erzeugt auf dem zu messenden Objekt einen Lichtstreifen. Die Kameras sind auf einem U-Rahmen um das Objekt beweglich angebracht und können diesen Streifen erfassen. Über die verschiedene Positionierung der Kameras ist eine Erstellung eines 3D-Modells möglich. Dabei kann eine horizontale Auflösung von 2 mm erreicht werden. Die vertikale Auflösung hingegen kann variabel zwischen 0,86 mm und 4 mm eingestellt werden. Zusätzlich zu den Kameras, die die Projektion des Laserstrahls erfassen, zeichnen vier weitere Kameras die Farben des Objektes auf. Das Cyberware System ist in der Lage ein Volumen von 2100 mm x 1200 mm x 800 mm zu vermessen.



**Abbildung 2-3:** 3D Body Scanner der Firma Cyberware [Cyberware 2013]

Ebenfalls auf optischer Basis arbeitet die Messung mit *Tracer Markern*. Dabei werden auf das zu messende Objekt Reflektoren, sogenannte Marker, aufgebracht. Kameras zur Bewegungserfassung nehmen die von den Markern ausgesendeten Signale, Lichtreflexionen oder Eigenstrahlungen auf. An markanten Punkten des zu messenden Objekts angeordnet, bilden die Marker die relevante Kontur des Körpers ab (Abbildung 2-4). Mit einer geeigneten Software lassen sich örtliche Veränderungen der Marker verfolgen und zu einer Bewegung zusammensetzen. Werden mehrere Kameras eingesetzt, können im Raum wahrgenommen werden. Im Fall der Volumenveränderung, wird aus den Positionspunkten der Marker ein dreidimensionales Gebilde errechnet. Bei der Verschiebung von Flüssigkeiten verändert sich das Volumen der berechneten Geometrie. Die erreichbare Messgenauigkeit liegt bei bis zu 0,1 mm [NDI 2013]. Die Verfolgung von reflektierenden Markern hat den Nachteil, dass eine hohe Lichtintensität benötigt wird, um das Objekt ausreichend auszuleuchten. Zudem muss sichergestellt werden, dass sich keine anderen reflektierenden Oberflächen als die Marker im Aufnahmevolumen befinden. Das Auswertungsprogramm kann unter Umständen nicht zwischen Marker und Oberfläche unterscheiden, wodurch es zu Messfehlern kommen kann.



**Abbildung 2-4:** positionierte Vicon Marker auf einem Arm [Acaad 2013]

Optische Verfahren haben den Vorteil, dass sie während der Messungen vollkommen berührungslos und nichtinvasiv arbeiten. Das führt zu flexiblen Positionsmöglichkeiten des Probanden, aber auch zu einem permanent nötigen Sichtkontakt von Messelement und Kamera. Für den Oberkörper ist die optische Messmethode weniger gut geeignet. Dieser verändert sein Volumen stetig mit dem Atemzyklus. Zudem sind alle durchgeführten Messungen in Relation zu dem Ausgangszustand anzusehen. Absolute Messungen können nur durch erheblichen Mehraufwand, mit Bestimmung zusätzlicher Parameter, erfolgen. Zudem wird bei einer rein optischen Betrachtung keine mögliche Kompression des

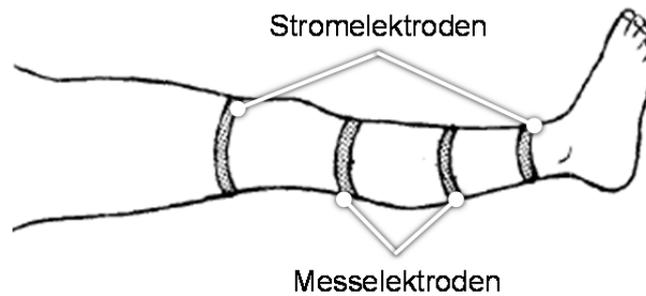
Körperinneren berücksichtigt. Bei einer Blutzunahme, ohne gleichzeitige Volumenzunahme, sind rein oberflächlich arbeitende Systeme nicht in der Lage diese zu erkennen. So kann eine Blutvolumenzunahme erfolgen, welche durch die Kompression von Gasen o.ä. nicht durch eine Vergrößerung des Körpermantels sichtbar wird. Eine Alternative stellen Methoden dar, welche elektrischen Strom in den Körper einleiten und über den Körperwiderstand auf das Blutvolumen schließen lassen.

### **2.2.2 Elektrische Messverfahren**

Die *Impedanzplethysmographie* wurde in den späten 1960er Jahren für die Analyse der mechanischen Funktionen des Herzens entwickelt. Das Ziel war es, das Herzschlagvolumen, sowie die systolischen Zeitintervalle zu ermitteln [Sherwood 1990].

Ursprünglich für die thorakale Untersuchung gedacht, kann dieses Verfahren ebenso auf Extremitäten angewendet werden. Für die Analyse des Blutstroms eines Körperteils, wird dieses von einem definierten, hochfrequenten, elektrischen Wechselstrom durchflossen. Während die Frequenz zwischen 20 und 100 kHz liegt, beläuft sich der Strom auf einige wenige Milliampere. Die Kombination von induktiven, kapazitiven und ohmschen Widerständen innerhalb des Körperteils wird bei Wechselstrom hauptbegrifflich als Impedanz bezeichnet. Die Impedanz gibt dabei an, in welchem Verhältnis die elektrische Spannung eines Verbrauchers zu dem aufgenommenen Strom steht [Samek 1982]. Ändert sich der Durchmesser eines Gefäßes, ändert sich mit ihm der elektrische Widerstand. Verglichen mit Knochen, Muskeln und anderen Gewebetypen hat das Blut den geringsten elektrischen Widerstand [Kramme 2011]. Deswegen lassen sich mit der Impedanzplethysmographie sehr gut Veränderungen des Volumens durch die Zu- oder Abnahme der Impedanz interpretieren.

Für die Messung wird der Messabschnitt durch das Anbringen zweier Elektroden, den Stromelektroden, definiert (Abbildung 2-5). An den Stromelektroden wird eine bekannte Spannung angelegt. Zwischen den beiden Stromelektroden werden zwei weitere Elektroden, die Messelektroden, platziert. Damit wird die Spannung gemessen, welche durch die Impedanz des Messelements tatsächlich anliegt. Mit Hilfe der Stromstärke kann über das ohmsche Gesetz die Grundimpedanz des gemessenen Körperareals bestimmt werden. Bei Blutvolumenänderungen des Messabschnittes, verändert sich gleichzeitig diese Grundimpedanz. Da Blut den besten spezifischen Widerstand besitzt, lässt sich die Volumenveränderung qualitativ gut auflösen [Schüler 1998].



**Abbildung 2-5:** Aufbau der Impedanzplethysmographie nach [Stick 1981]

Die Impedanzplethysmographie lässt sich in die monofrequente und die multifrequente Anwendung unterteilen. Während es mit Multifrequenzmessungen möglich ist, interzelluläre Flüssigkeiten zu bestimmen, können mit der Monofrequenzmessung speziell Blutverschiebungen in großlumigen Gefäßen erfasst werden. Bei multisegmentalen Messungen auf der Zentrifuge wird, um das kurzfristig verschobene Blutvolumen zu visualisieren, die Monofrequenz-Impedanz eingesetzt [Jarvis 2010].

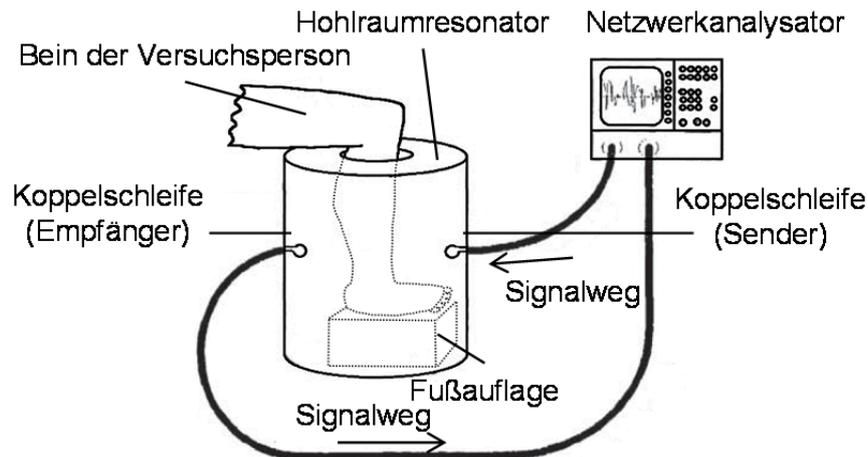
Im Hinblick auf die Impedanzplethysmographie hat Nyboer die grundlegendsten Untersuchungen angestellt [NYBOER 1950]. Unter der Annahme, die zu untersuchende Körperregion sei ein Zylinder wurde von ihm Formel (2.1) aufgestellt:

$$\Delta V = -\frac{\rho * L^2}{Z^2} * \Delta Z \quad 2.1$$

Dabei wird  $\rho$  als spezifischer Widerstand von Blut,  $L$  als die Länge des Messsegments,  $Z$  als Impedanz und  $\Delta V$  als das sich verändernde Volumen bezeichnet. Da jedoch der spezifische Widerstand von Blut stark schwankt [Rajewsky 1944], ist eine qualitative Aussage bei wechselnden Versuchspersonen mit Fehlern behaftet.

Bei einem weiteren elektrischen Verfahren, der *Mikrowellen-Volumetrie*, wird Energie in Form von Mikrowellen verwendet. Bei diesem Prinzip werden absorbierte Mikrowellen in Relation mit der Veränderung eines Körpers gesetzt. Ein zylindrischer Hohlraumresonator wirkt bei dem Verfahren als Messvolumen. Innerhalb dieses Zylinders wird eine Extremität platziert. Über Koppelschleifen werden die von einem Hochfrequenzgenerator erzeugten Mikrowellen in den Resonator ein- und ausgekoppelt. Das menschliche Gewebe wirkt dabei als ein Verlustmedium. Indem durch eine Blutdruckmanschette eine künstliche Venenokklusion erzeugt wird, findet eine Volumenzunahme der Extremität statt. Mit dem Volumen erhöhen sich die messbaren Resonatorverluste. Die Messfrequenzen liegen zwischen 750 MHz und 3,25 GHz. Der Sendeleistungspegel bleibt während der gesamten Messung unter 1 mW. Mit der kontaktlosen Messmethode wird die Ausdehnung der Extremität nicht behindert. Darüber

hinaus ist es eine quasi nichtinvasive Messung. Allerdings ist die Kalibrierung sehr umständlich. Die Messsignale hängen stark von der Lage der Extremität innerhalb des Resonators ab. Das zu messende Volumen, die Extremität, muss aus dem Grund immobilisiert werden. Der finanzielle Aufwand des gesamten Messaufbaus ist zudem sehr hoch, was diese Methode unwirtschaftlich macht [Blazek 1995].



**Abbildung 2-6:** Aufbau der Mikrowellenvolumetrie nach [Blazek 1995]

Die hier aufgelisteten Verfahren wurden nicht für die Ermittlung von absoluten Volumenänderungen entwickelt. Vielmehr wird eine qualitative Betrachtung unternommen, um den medizinisch relevanten Fall einer Venenokklusion festzustellen, oder das Herzschlagvolumen zu ermitteln. Alternativ zu den optischen und elektrischen Analyseverfahren besteht die Möglichkeit das Volumen auf physikalische Weise zu erfassen.

### 2.2.3 Physikalische Messverfahren

Unter die physikalischen Verfahren fallen die Anthropometrie, die Streckenmessung durch Dehnungsmessstreifen, die Luft-Plethysmographie und die gravimetrische Methode, die Gewichtsveränderung eines Objektes zu messen.

Bei der *Anthropometrie* werden im Wesentlichen die charakteristischen Daten des Körpers ermittelt. Es werden Körperhöhe, -masse, und Fettanteile erfasst. Dazu wird der Umfang, oder Durchmesser des jeweiligen Körperteils durch ein Messwerkzeug z.B. dem Maßband oder einer Fettzange gemessen. Anschließend wird über Näherungsannahmen aus den ermittelten Daten ein Volumenkörper erstellt. Diese Art der Messung ist für einen ersten Eindruck ausreichend. Für analytische Zwecke allerdings birgt die Methode zu viele Probleme. Die ermittelten Daten variieren durch die während der Messung aufgebrachte Kraft. Darüber hinaus wird das zu messende Körpersegment aktiv berührt, wodurch für die Messung des

aktuellen Blutvolumenshifts weitere Fehlerquellen auftreten können. Im Vergleich mit anderen Methoden lässt sich durch die Anthropometrie zudem keine kontinuierliche Veränderung eines Körpers betrachten. Vielmehr findet eine zeitdiskrete Analyse mit, von dem Prüfprotokoll festgesetzten Intervallen, statt.

Die *Streckenmessung*, oder Dehnungsmessstreifen-Plethysmographie, lehnt, durch die Ermittlung des Umfangs, an die Anthropometrie an. Bei dieser Messmethode wird ein Band um das zu messende Körperteil, zumeist eine Extremität, gelegt und mittels einer Visualisierungshilfe der jeweils aktuelle Unterschied zum Ausgangsumfang sichtbar gemacht. Durch die Verschaltung mehrerer Dehnungstreifen an unterschiedlichen Stellen der Extremität, kann unter Annahmen ein Körper definiert und damit ein Volumen bestimmt werden (Abbildung 2-7). Es wird angenommen, dass der innere Bereich des zu messenden Volumens inkompressibel ist. Demnach bedeutet eine Volumenzunahme einer Extremität eine Vergrößerung des darin enthaltenen Blutvolumens. Das Verfahren der Streckenmessung hat den wesentlichen Vorteil, dass sowohl der technische Aufwand, als auch die messtechnische Komplexität gering sind. Die Messungen werden nicht durch die unterschiedliche Zusammensetzung des Knochen-Muskel-Verhältnisses der Extremität beeinflusst. Es besteht allerdings das Problem, dass der zu dehnende Anteil des Messstreifens nicht über die gesamte Messlänge geht. Eine Überdehnung ist aufgrund der hohen Umfangsänderung der Extremität schnell erreicht. Durch die stellenweise Platzierung der Messstreifen kann lediglich eine Annäherung an die tatsächliche Dehnung erfolgen [Schüler 1998].



**Abbildung 2-7:** Astronaut Jeffrey Hoffman mit einer DMS-Hose im Weltall 1985 [NASA 2013]

Die *Luft-Plethysmographie* beruht auf dem Verdrängungsprinzip. Dabei wird die zu messende Extremität in einer hermetisch abgeriegelten Kammer oder Manschette platziert, welche mit

einem Medium wie z.B. Wasser oder Luft gefüllt wird (Abbildung 2-8). Bei einer anschließenden Volumenveränderung der Extremität verändert sich der Druck des Mediums. Die Druckveränderung kann über geeignete Sensoren innerhalb der Kammer erfasst und visualisiert werden. Die Methode mit der Manschette, auch Barbey-Prinzip genannt, stellt die Weiterentwicklung zu einer aufwändigen und nicht flexiblen Kammermethode dar. Im Vergleich zu der Dehnungsmessstreifen-Methode kann das Veränderungsvolumen durch eine einzige Messeinheit und ohne Berechnung mit Annahme bezüglich der möglichen Körpergeometrie erfasst werden. Der Vorteil einer berührungslosen Messung gilt nur in erster Linie. Durch den in der Manschette erzeugten Vordruck, welcher notwendig ist um eine Druckveränderung zu messen, wird auf die Extremität eine Kraft ausgeübt. Damit findet keine barrierefreie Volumenverschiebung und damit einhergehende Ausdehnung des Körpervolumens statt. Weiterhin erwärmt sich das Druckmedium in der Manschette mit der Messdauer. Durch den Temperaturdrift kann es zu Verfälschungen der Messergebnisse kommen, sofern die Temperatur des Mediums nicht berücksichtigt wird [Schüler 1998; Whitney 1953].



**Abbildung 2-8:** angelegte Manschette bei der Luft-Plethysmographie [Dörr 2004]

Das *gravimetrische Verfahren* greift auf die physikalische Größe der Fallbeschleunigung ( $g$ ) zurück. Demnach bringt jedes Objekt mit einer Masse, eine Kraft in Richtung der Fallbeschleunigung auf. Die Gewichtskraft kann durch geeignete Methoden gemessen werden. Blazek hat diese Methode für die Messung von Körpersegmenten genutzt [Blazek 1988]. Dabei wurde das zu messende Körpersegment, ein Bein, über einer Feinwaage positioniert. Nachdem eine konstante Gewichtskraft für das Körpersegment ermittelt wurde, wurde der venöse Abfluss des entsprechenden Bereichs mit einer Blutdruckmanschette gehemmt, sodass bei jedem Herzschlag das Volumen des Segmentes und sein Gewicht

zunahmen. Relativ zum Ausgangsgewicht entsprach diese Veränderung dem Unterschied an Blutvolumen für das gestaute Körpersegment. Die Messungen haben gezeigt, dass das Blutvolumen des Beines um 409 ml zugenommen hat. Bei diesem System kann durch die Mittelung der Messwerte über die Zeit einer Verfälschung durch Probandenbewegungen ausgeglichen werden. Lediglich die nicht mögliche Entkopplung des zu messenden Segmentes von dem Rest des Körpers ist hierbei von Nachteil.

Der Vorteil von gravimetrischen Messungen besteht in der Möglichkeit, absolute Werte ohne großen Mehraufwand zu ermitteln. Das bedeutet, dass das verschobene Blutvolumen praktisch direkt abgelesen werden kann. Weiterhin wird das Messvolumen, bei einer geeigneten Lagerung des entsprechenden Körperbereichs, nicht durch einen Auflagedruck oder verwendete Messmittel eingeschränkt. Somit kann sich das Messvolumen ungehindert ausdehnen.

Eine der Anforderungen des DLR war, dass das zu entwickelnde Messsystem auf Basis der Metrologie arbeitet. Aus dem Grund wurden die Ergebnisse von Blazek, hinsichtlich des messbaren Volumens über gravimetrische Art, berücksichtigt. Die Konzeptentwicklung wurde mit dem Bedarf, Volumenunterschiede über das Gewicht zu ermitteln, erarbeitet.

### **3. Konzeptentwicklung**

Im Rahmen der Konstruktionsarbeit wird eine Personenwaage für die Kurzarmzentrifuge des DLR als Prototyp erarbeitet. Die Auslegung des Systems erfolgt als Erstkonstruktion, da nach sorgfältiger Recherche keine derartigen Aufbauten für Zentrifugen existieren (Stand 2013). Bei den Messungen, die mit dem System durchgeführt werden sollen, soll durch zeitlich bedingte Differenzwägungen die Verschiebung von Blutvolumen innerhalb des menschlichen Körpers sichtbar gemacht werden. Die Volumenverschiebung wird durch Zentrifugation auf einer Kurzarmzentrifuge oder über Kippwinkel durch ein passives Stehen, bzw. Liegen auf einem Kipptisch erreicht.

#### **3.1 Ermittlung der Aufgaben an das System**

Die Ausarbeitung des Konstruktionskonzeptes erfolgte in Anlehnung an die Entwicklungsmethode von Zwicky, sowie an die Vorgehensweise für Konstruktionsprozesse nach VDI 2221 [Zwicky 1966; VDI 1993]. Die darin vorgestellten Gliederungen sehen zu Beginn der Konzeptentwicklung eine Ermittlung von Aufgaben und Funktionen vor. Darin werden alle Anforderungen, welche an das zu konzipierende System gestellt werden, aufgelistet und in vorgegebene Rubriken eingeordnet. Unter Berücksichtigung der Forderungen der Abteilung Weltraumphysiologie des DLR, Arbeitsgruppe Kreislauf- und Volumenregulation, sind die wesentlichen Aufgaben in Tabelle 3-1 zusammengefasst und nachfolgend beschrieben. Das Messsystem soll über Differenzwägungen die Gewichtsveränderung einzelner Körpersegmente eines Probanden sichtbar machen. Diese Veränderung ist bei einer Zentrifugation durch den Blutvolumenshift im Inneren des Körpers bedingt. Im Vergleich mit der bisher am DLR genutzten Methode, der Multisegment-Impedanzplethysmographie, sind sowohl die Verringerung der Vorbereitungszeit der Messungen, als auch die Fehleranfälligkeit des Messverfahrens ein zentraler Punkt der Anforderungen. Für die abschließende Evaluierung des Systems müssen verschiedene Messverfahren gleichzeitig betrieben werden können. Darunter fallen sowohl die am Institut etablierte Methode der Impedanzmessung, als auch optische 3D-Messungen über z.B. Laserscanner oder Tracer-Marker. Weiterhin ist geplant, dass das System sowohl auf der Kurzarmzentrifuge des DLR, als auch auf einem Kipptisch Verwendung finden kann. Für Erstere ist eine Gebrauchssicherheit des Systems bei Beschleunigungen von bis zu sechsfacher Erdbeschleunigung erforderlich (6g). Um die Verwendungen auf Parabelflügen

nicht kategorisch auszuschließen, wird darüber hinaus eine Beschleunigungsresistenz von 9g gewünscht. Dieser Wert wird von der Firma Novespace, Bordeaux, Frankreich, welche die Parabelflüge in Europa betreibt, als Sicherheitsfaktor bei Experimentaufbauten an Bord für den Fall einer harten Notlandung festgelegt.

**Tabelle 3-1:** Kernanforderungen an das Messsystem

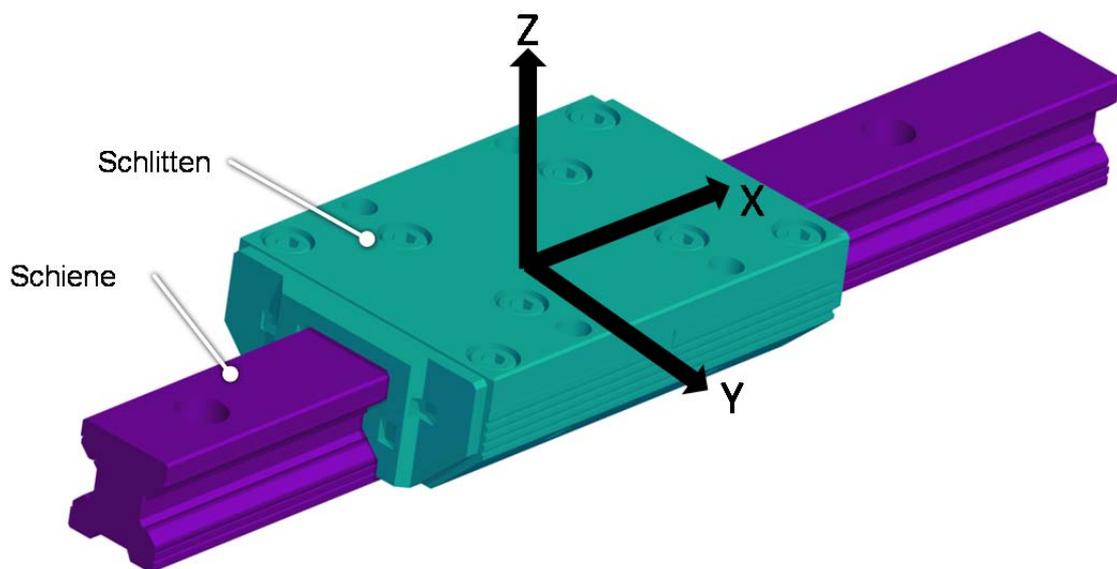
<b>Beschreibung</b>	<b>Anforderung</b>
Funktionsweise	Gravimetrische Messung Zentrifugentauglichkeit Neben andern Messmethoden betreibbar
Bauart	Verwendung sowohl auf der Zentrifuge, als auch auf dem Kipptisch
Gebrauchssicherheit	Beschleunigung bis 6g
Messgenauigkeit	± 50 Gramm

Eine detaillierte Auflistung aller Anforderungen befindet sich im Anhang II. Dieser Anforderungskatalog beinhaltet sowohl die Festanforderungen (F), als auch die Wünsche (W), die an das zu konzipierende System gestellt werden. Die Anforderungen werden, sofern das jeweils sinnvoll ist, durch das Hinzufügen von Kennwerten weiter spezifiziert. Während die Forderungen in das Konzept einfließen müssen, kann bei den Wünschen abgewogen werden, ob das Konzept um diese erweitert wird oder nicht. Die in (Anhang II) ersichtliche Anforderungsliste ist nach ordnenden Gesichtspunkten, wie z.B. Geometrie, Kinematik, Kräfte oder Gebrauch strukturiert.

Der Anforderungsrahmen wird, zusätzlich zu denen der Abteilung, noch um die umgebungsbedingten Anforderungen ergänzt. Das Messsystem ist für die Kurzarmzentrifuge :envifuge des DLR Köln vorgesehen. Die Maximalbeladung eines Zentrifugenarms ist auf 150 kg begrenzt. Durchschnittlich haben die beim DLR ausgesuchten Probanden für die Zentrifugentests ein Gewicht von 85 kg. Das lässt sich auf den Auswahlstandard für Astronauten zurückführen, der bei einem Maximalgewicht von 90 kg und einer maximalen Größe von 1,90 m liegt. Das bedeutet für den Messaufbau, dass er ein Gewicht von 60 kg nicht überschreiten darf. Zudem sind die vier Zentrifugenarme mit einem Schienensystem der Firma Franke GmbH, Aalen ausgestattet. Damit muss jeder Aufbau für diese Schienen kompatibel ausgelegt werden. Die mechanischen Kenngrößen, der verwendeten Schlitten des Typs FDE, sind in Tabelle 3-2 aufgelistet. Eine schematische Referenzierung der zugehörigen Achsen des Schlittens ist in Abbildung 3-1 dargestellt.

**Tabelle 3-2:** Kenngrößen des Schlittentyps FDE der Firma Franke GmbH

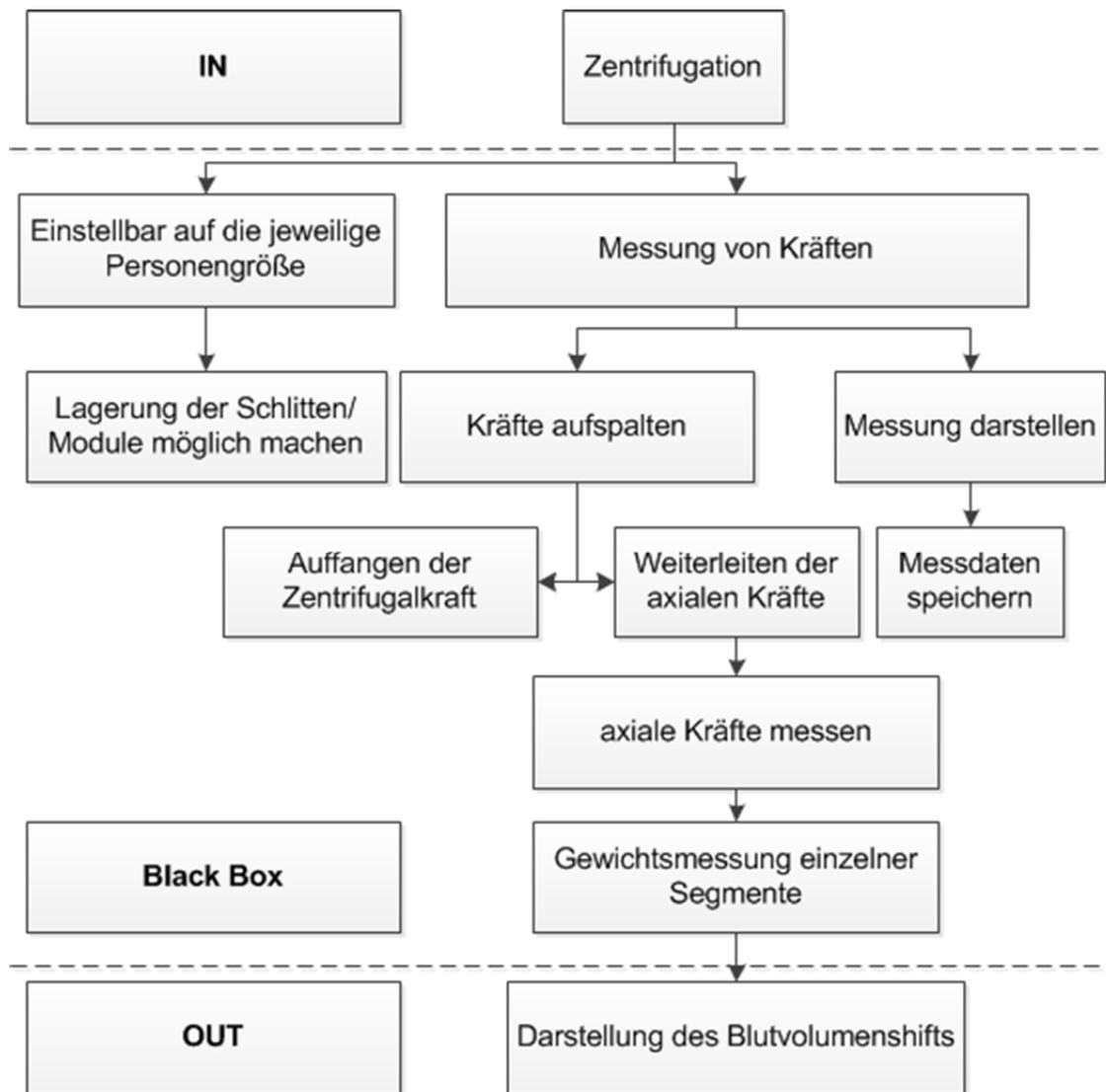
Bezeichnung	Kenngröße	Einheit
Größe	20	
Länge	92	mm
Breite	63	mm
Höhe	30	mm
Statische Tragzahl	900	N
Momententragzahl X	9	Nm
Momententragzahl Y,Z	14	Nm



**Abbildung 3-1:** Achszuweisung des Schlittentyps FDE der Firma Franke GmbH als CAD Zeichnung

### 3.2 Benennung der Funktionen des Systems

Aus der Aufgabenbeschreibung lassen sich die Funktionen beschreiben, welche das zu konstruierende System definieren. Als Ausgangszustand der Konzeptionierung kann das System als eine Black-Box bezeichnet werden [Pahl 2007]. Während die Zentrifugation oder die Veränderung der Körperlage als Auslöser für die Verschiebung von Blutvolumen klar definiert werden können, müssen die Abläufe der Funktionen innerhalb der Black-Box noch bestimmt werden. Für die weitere Spezifizierung der Black-Box dient Abbildung 3-2.



**Abbildung 3-2:** Definition der Black Box für das Messsystem [Pahl 2007]

Durch die Benennung von einzelnen Funktionen des Gesamtsystems, lassen sich erste Lösungen hinsichtlich des Konzepts entwickeln. Für eine bessere Übersichtlichkeit wird der Entwicklungsprozess in zwei Schritte aufgeteilt. Zuerst wird eine geeignete Messmethodik ausgewählt (Kapitel 3.3). Im Anschluss daran wird ein geeignetes mechanisches Gerüst erarbeitet, welches mit der gewählten Art der Kraftermittlung kompatibel ist (Kapitel 3.4).

### 3.3 Messmethode

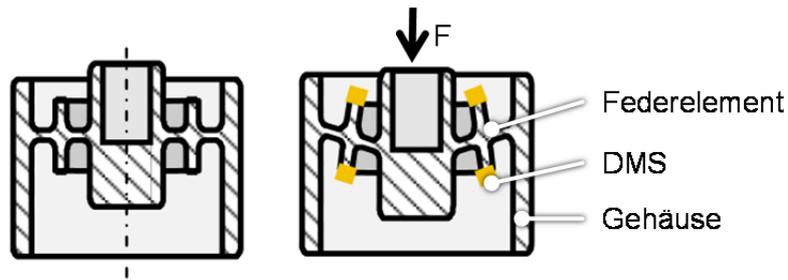
Für die Messung einer Kraft stehen verschiedene Methoden zur Auswahl. Im nachfolgenden werden die gängigsten Verfahren aufgelistet und kurz beschrieben (Pahl 2006). Anschließend

werden die Anforderungen an das Messsystem benannt und dadurch die für den beschriebenen Einsatz sinnvollste Methode ausgewählt.

Der *Biegebalken* ist die ursprüngliche Form eines Kraftaufnehmers. Dabei wird ein elastischer Balken mit bekannten Elastizitäts-Modul  $E$ , auf einer Seite eingespannt und auf der freien Seite längs oder quer zu seiner Achse mit einer zu messenden Kraft beaufschlagt. Je nach Geometrie des Balkens ergibt sich ein axiales Widerstandsmoment  $I$ . Mit der Durchbiegung  $w$  des freien Endes und der Länge  $L$  des Balkens kann mit Hilfe der Formel 3.1, die auf ihn einwirkende Kraft  $F$  berechnet werden.

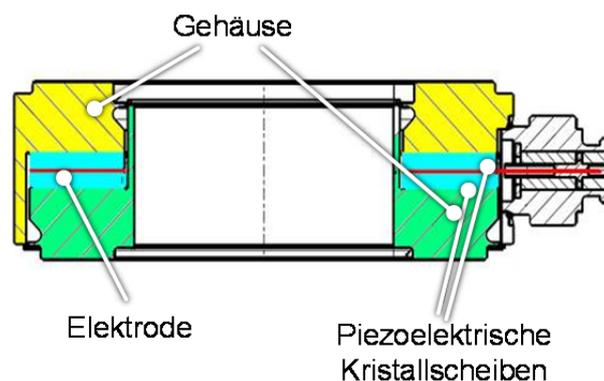
$$F = \frac{8 * E * I * w}{L^4} \quad 3.1$$

Die Weiterentwicklung des Biegebalkens sind Kraftaufnehmer mit einem Federkörper und aufgeklebten *Dehnungsmessstreifen* (DMS) (Abbildung 3-3). Die Beaufschlagung des Federkörpers mit einer zu messenden Kraft führt, wie bei dem Biegebalken, zu einer Verformung. Die DMS werden zusammen mit dem Federkörper gedehnt, bzw. gestaucht. Dabei verändert sich der elektrische Widerstand des DMS. Bei einer Verschaltung von mindestens vier DMS zu einer Wheatstone'schen Brücke kann eine zu der aufgewendeten Kraft proportionale Spannungsänderung gemessen werden. Die gute Linearität zwischen Widerstandsänderung des DMS und Kraftbeaufschlagung des Kraftaufnehmers führen bei diesem Verfahren zu geringen relativen Messunsicherheiten von  $1 \cdot 10^{-4}$ . Sowohl statische, als auch dynamische Messungen können mit diesem Prinzip durchgeführt werden. Temperaturänderungen des Kraftaufnehmers können von dem Folien-DMS aufgenommen und durch eine sechs-Leiter-Technik direkt kompensiert werden. Weiterhin besitzen DMS basierte Kraftaufnehmer eine hohe relative Auflösung, sowie zeitliche Stabilität. Deshalb sind DMS-Kraftaufnehmer in der Industrie weit verbreitet. Der voraussichtliche Einsatz für den jeweiligen DMS-Kraftaufnehmer muss gut definiert werden. Wird ein solcher mit 150 – 200 % seiner maximalen Last, der Nennlast, belastet, führt das zum Bruch des Kraftaufnehmers. Aus dem Grund können die Federkörpersysteme lediglich im Längenänderungsbereich von 0,5 % nach dem Hooke'schen Gesetz verwendet werden. Weiterhin sind sie Störkräften, wie zum Beispiel Querkräften, gegenüber besonders anfällig, weshalb ein hoher Aufwand zur Reduzierung von Fehlereinflüssen betrieben werden muss. Dennoch „haben heutzutage die DMS-Kraftaufnehmer nach dem Federkörperprinzip die bei Weitem größte Bedeutung“ [Gevatter 2006].



**Abbildung 3-3:** Federkörper-Messeinheit im unbelasteten (links) und belasteten Zustand (rechts) [Kleckers 2012]

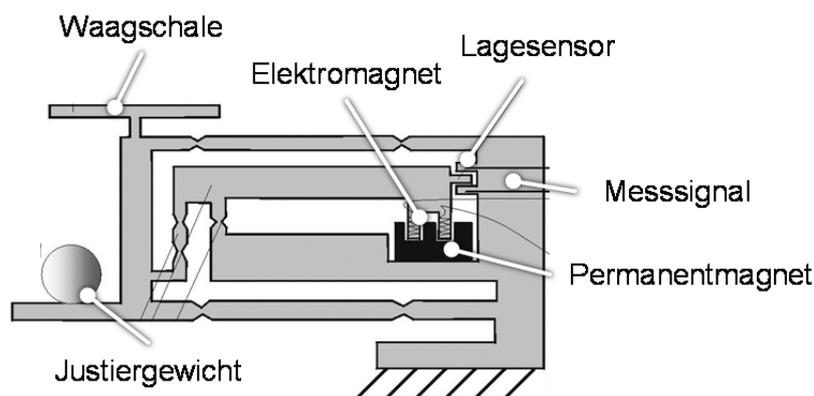
*Piezoelektrische Kraftaufnehmer* (Abbildung 3-4) haben hingegen eine wesentlich höhere Bruchkraft. Sie kann bei bis zu 600 % liegen [Metz 2008]. Das liegt an der Bauweise solcher Kraftaufnehmer, die durch das Funktionsprinzip bedingt wird. Anders als bei DMS-Kraftaufnehmern wird bei dielektrischen Werkstoffen mit dem piezoelektrischen Prinzip, eine Oberflächenspannung durch die Verformung von Kristallen hervorgerufen. Die auftretenden Oberflächenladungen der Kristalle sind proportional zu der einwirkenden Kraft. Durch das Funktionsprinzip bedingt können piezoelektrische Kraftaufnehmer in geringen Bauformen gefertigt und mit hohen Nennlasten ausgelegt werden. Nachteilig ist jedoch die Tatsache, dass die Oberflächenspannungen lediglich bei Veränderungen der Kristalle hervorgerufen werden. Für quasistatische Messungen bedeutet das eine Abnahme der Messsignale über die Zeit. Nach Grünhaupt liegen die maximalen Versuchszeiten mit konstanten Messwerten bei ca. einer Stunde. Weiterhin ist es bei piezoelektrischen Kraftaufnehmern notwendig diese vorzuspannen. Die erreichbaren Messunsicherheiten liegen bei bis zu  $8 \cdot 10^{-3}$  [Gevatter 2006].



**Abbildung 3-4:** Piezoelektrischer Kraftaufnehmer [Kleckers 2012]

Die *elektromagnetische Kraftkompensation* (Abbildung 3-5) setzt sich aus einer Wippe mit einem Lastarm und einem Kompensationsarm zusammen. Der kürzere Lastarm wird mit der zu messenden Kraft beaufschlagt. Der längere Kompensationsarm taucht mit dem Ende, an dem ein Elektromagnet angebracht ist, in einen Permanentmagneten. Mit Hilfe eines optischen

Positionsdetektors und einer Regelung für den Stromkreis des Elektromagneten wird der Hebel in der gleichen Position gehalten. Das lastabhängige Signal des Regelkreises wird abgegriffen und ist proportional zur aufgebracht Kraft. Diese Art der Messtechnik kommt in allen Klasse I Waagen zum Einsatz. Es können Messungen mit einer Genauigkeit von bis zu  $1\ \mu\text{m}$  erreicht werden. Aufgrund der Bauweise und dem Energiebedarf für den Elektromagneten endet der Nennkraftbereich solcher Messmittel bei 100 N. Zudem sind sie sehr störanfällig für magnetische und elektrostatische Einflüsse, wie auch für Temperaturänderungen [Gevatter 2006].



**Abbildung 3-5:** Funktionsprinzip einer elektromagnetischen Kraftkompensation nach [Kleckers 2012]

Die Federwaage stellt eine einfache Art der Kraftmessung dar. Ausgehend von bekannter Federsteifigkeit ist die Kraft direkt über den linearen Federweg an einer Skala ablesbar. Für die digitale Messwerterfassung kann die Federwaage in Kombination mit einem Inkrementalgeber verwendet werden. Auf Basis von, z.B. einem Magnetstreifen wird über den Geber der Federweg ermittelt und digital ausgegeben. Kraftaufnehmer sind gegen die in oben beschriebene Querkräfte besonders anfällig [Gevatter 2006]. Bei Verwendung von Kraftaufnehmern ist es notwendig die Last axial einzuleiten. Die Messung axialer Kräfte mit einer Federwaage ist für Querkräfte hingegen weniger störanfällig [Scharff 2005].

Es besteht darüber hinaus die Möglichkeit eine Kraft über einen Druck zu messen. Dazu wird eine Tasche mit einem Medium gefüllt. Wird auf diese Tasche eine Kraft ausgeübt kann sie über die zur Kraft proportionale Druckänderung innerhalb der Tasche berechnet werden. Diese Art der Krafterfassung hat den Vorteil, dass der Proband direkt auf dem Messelement gelagert werden kann. Bei einer Verschaltung mehrerer Taschen kann über den Auflagedruck sowohl die Gewichtskraft des Probanden, als auch die Gewichts Differenz in Folge von Volumenverschiebungen ermittelt werden. Infolge von Scherkräften, die durch die

Zentrifugation verursacht werden können, ist es bei einer Zentrifugation von Nachteil, dass der Proband direkten körperlichen Kontakt zu dem Messelement hat.

### **3.3.1 Anforderungen**

Nach Truijen werden, während einer Körperlagenveränderung von der Horizontalen in die Vertikale, bis zu 800 ml von dem Ober- in den Unterkörper verschoben [Truijen 2012]. Vom DLR ist für erste Messungen eine Volumenbestimmung mit einer Toleranz von 50 Millilitern gewünscht. Ein geeigneter Kraftaufnehmer muss das Körpergewicht eines Probanden aufnehmen können und gleichzeitig eine dementsprechende Auflösung bereitstellen. Das DLR hat, anlehnend an die Bestimmungen für die Astronautenrekrutierung, Richtlinien für Probanden, nach denen ein Maximalgewicht von 85 kg nicht überschritten werden soll. Demnach entsprechen 50 Gramm 0,05 % des gesamten Körpergewichts. Die durchschnittliche Experimentdauer auf einer Kurzarmzentrifuge, mit verschiedenen Fahrten unterschiedlicher Gravitationsreize, dauert ca. drei Stunden. Während dieser Zeit muss die Ermittlung der Kraft frei von Drifts erfolgen. Der Schlitten der Zentrifuge, welcher als Auflager für den Aufbau dient, hat nur geringe Momententragzahlen. Es ist notwendig eine Messmethode auszuwählen, die eine geringe oder gar keine exzentrische Lasteinleitung des Schlittens mit sich bringt.

### **3.3.2 Auswahl**

Ein Kraftaufnehmer auf Basis von Dehnungsmessstreifen wurde als die geeignetste Methode ausgewählt, die auftretenden Kräfte zu messen. Im Gegensatz zu den piezoelektrischen Kraftaufnehmern besitzen sie eine Langzeitstabilität der Messsignale. Der piezoelektrische Effekt ist für quasistatische Messungen weniger geeignet als für dynamische. Die am Kristall erzeugte Oberflächenspannung reduziert sich bei gleichbleibender Last mit der Zeit. Aus dem Grund ist der Piezo-Effekt für die beschriebene Einsatzdauer unzureichend. Die Methode Kraft, durch den Druck in einem Medium zu messen, kann bei einer Zentrifugation Nachteile mit sich bringen. Nach Rücksprache mit der Firma HBW GmbH, Hillerse, wirken sich auftretende Scherkräfte zwischen dem Messmittel und dem Körper auf die Messsignale aus. Die gemessene Kraft liegt damit höher als die tatsächliche.

Kraftaufnehmer auf Basis von Dehnungsmessstreifen besitzen eine gute Langzeitstabilität bei Messungen. Durch die erforderliche axiale Lasteinleitung ist eine exzentrische Belastung des Linearschlittens nicht gegeben. Weiterhin sind DMS-Kraftaufnehmer in der Industrie und Forschung weit vertreten, weshalb ein breites Angebot an Produkten und Serviceleistungen besteht. Kraftmessdosen werden durch ihre maximale Messkraft, der Nennlast, klassifiziert.

Die mit dem Federkörperprinzip arbeitenden Aufnehmer lassen sich im Schnitt mit bis zu 200 % der Nennlast belasten, bis ihre Bruchkraft erreicht ist. Bei dieser Kraft wird die obere Streckgrenze des Federkörpers erreicht und der Kraftaufnehmer für genaue Messungen unbrauchbar. Ein DMS-Messelement wird so ausgelegt, dass beim späteren Gebrauch die Kraft im oberen Drittel der Nennlast liegt. Während der Proband auf dem Messsystem positioniert wird, kann es durch die Dynamik der Körpermasse, wie zum Beispiel beim „sich mit Schwung auf etwas setzen“, zu größeren Kräften als der Nennkraft kommen. Aus dem Grund muss eine Überlastsicherung konzipiert werden (siehe Kapitel 3.5.1).

### **3.4 Entwicklung des Systems über den morphologischen Kasten**

Für die Herangehensweisen stehen grundlegend zwei Methoden zur Verfügung, nämlich die diskursive und die intuitive Bearbeitung von Lösungsfindungen. Die intuitive Herangehensweise erfolgt eher unbewusst, während die Diskursive als strukturiert bezeichnet werden kann. Sowohl die VDI Richtlinie 2221 als auch die Konstruktionslehre von Pahl bieten für diese Art der Bearbeitung den Morphologischen Kasten als Ordnungsprinzip zur Ermittlung der möglichen Konzeptvarianten an [Gevatter 2006; [VDI 1993].

Der Morphologische Kasten ist ein optimales Werkzeug zur Lösungsfindung und wird nach seinem Erfinder Fritz Zwicky auch als Zwicky-Box bezeichnet. Diese Art der Konzeptentwicklung stellt dabei eine diskursive Methode für die Schlussfolgerung von Lösungsmöglichkeiten dar. Bei der Verwendung wird ein Problem in seine Einzelkomponenten zerlegt, welche die Anforderungen darstellen. Dadurch können Detaillösungen erreicht und zu einem späteren Zeitpunkt zu einer Gesamtlösung zusammengesetzt werden. Dieses Werkzeug hilft in der Anfangsphase einer Entwicklung bei der optischen Ideengenerierung. Der Aufbau des Morphologischen Kastens sieht vor, dass am Anfang jeder Zeile eine Anforderung des Systems aufgelistet wird. Die nachfolgenden Spalten beinhalten Lösungsmöglichkeiten für die jeweilige Anforderung als Einzelemente. Diese werden auch als Wirkprinzipien bezeichnet. Die für das Messsystem-Gerüst erstellte Zwicky-Box ist in Abbildung 3-6 ersichtlich. Darin werden die in Anhang II aufgelisteten Anforderungen mit Teillösungen versehen. Die ausgewählten Wirkprinzipien lassen sich durch Wirklinien zu sogenannten Wirkstrukturen kombinieren, welche auch Prinziplösungen genannt werden. Dazu wird, wie in rot exemplarisch dargestellt, aus jeder Zeile ein Wirkprinzip mit dem einer anderen Zeile verkettet. Die daraus entstehenden Lösungen werden hinsichtlich ihrer

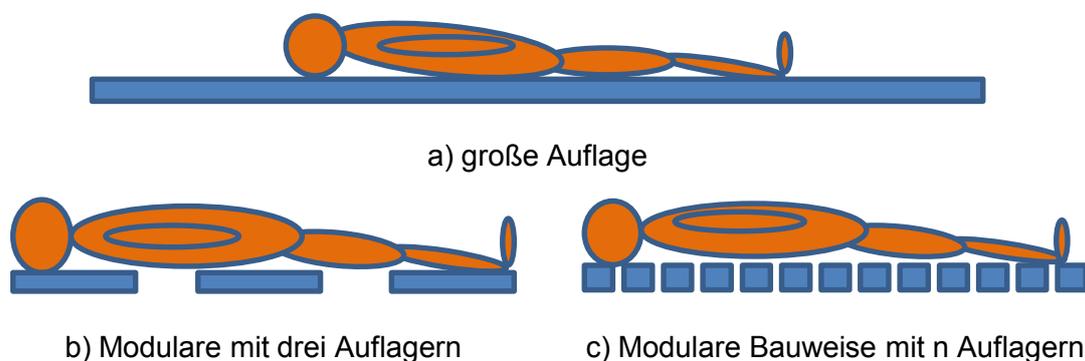
Realisierbarkeit analysiert und zu einem späteren Zeitpunkt des Entwicklungsprozesses als Prinzipskizzen dargestellt.

<b>Lösung</b> <b>Anforderung</b>	<b>Beschreibung</b>	<b>#1</b>	<b>#2</b>	<b>#3</b>
An die Probandengröße anpassbar	Länge 	1.1	1.2	
Entkoppeln von Zentrifugal- und Gewichtskraft	 $F_g$ , $F_z$ , $g$	2.1	2.2	2.3
Auffangen von Querkräften		3.1	3.2	3.3

**Abbildung 3-6:** Morphologischer Kasten für das Messsystem

*Probandenauflage*

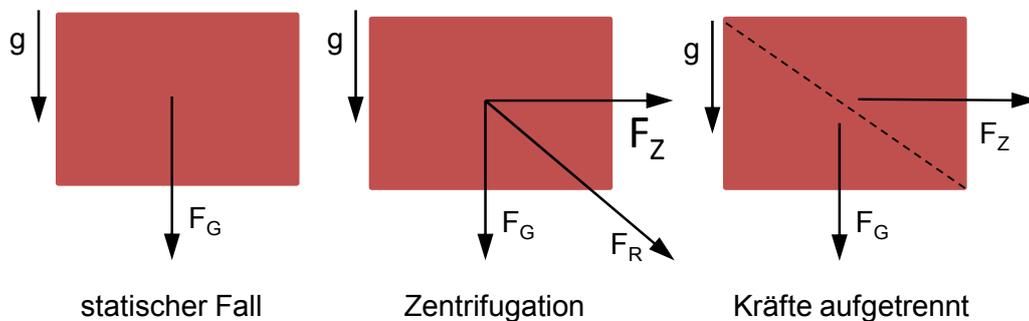
Die Anpassung an die jeweilige Probandenkörpergröße (Abbildung 3-6; Anforderung #1) lässt sich auf zwei Wege erreichen. Entweder wird die Liegefläche des Probanden so groß gewählt, dass jeder in Frage kommende Proband darauf Platz findet, oder die Auflage wird hinsichtlich ihrer Länge variabel gestaltet (Abbildung 3-7). Die Variabilität sieht eine modulare Bauweise vor, bei der die jeweiligen Segmente an den Körper des Probanden individuell angepasst werden können. Der Proband liegt mit seinem gesamten Körper auf beliebig vielen Punkten auf. Die Anzahl der Punkte entspricht der Anzahl der Segmente. Die Mindestanzahl der Segmente liegt bei zwei. Damit kann mindestens eine Schwerpunktverschiebung ermittelt werden. Die Maximalanzahl ist von der Segmentgröße abhängig und lässt sich pauschal nicht definieren.



**Abbildung 3-7:** Möglichkeiten der Auslegung der Liegefläche

*Kraftentkopplung*

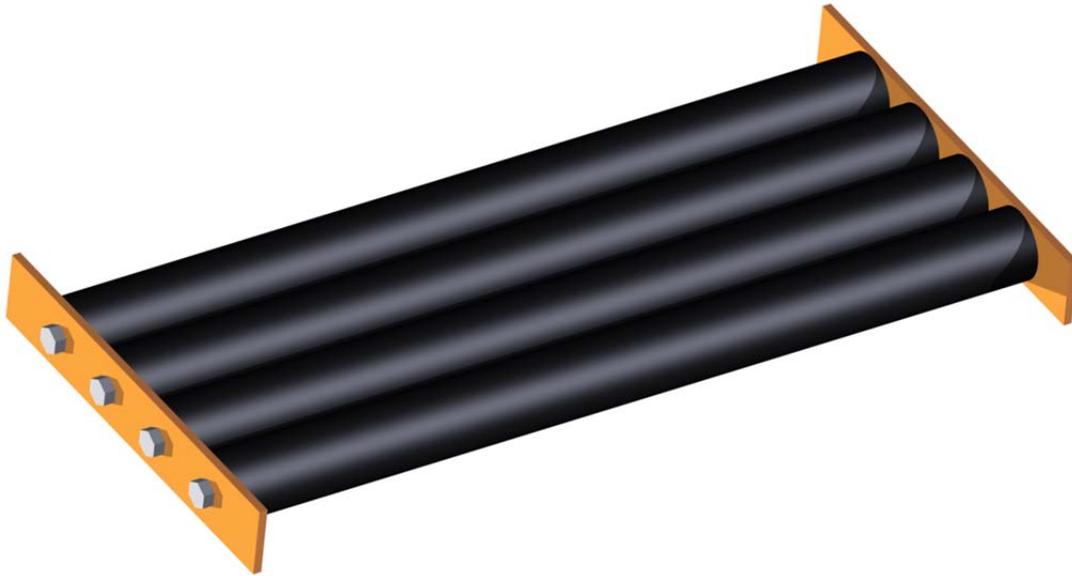
Im statischen Fall sind die einzigen auf das System wirkenden Kräfte die Gewichtskraft des Systems selbst und die des Probanden. Bei idealer Lagerung und Immobilisierung des Probanden treten keine zusätzlichen Kräfte auf. Während der Zentrifugation kommt noch die Zentrifugalkraft hinzu. Sie ist der Grund, weshalb das Blut aus dem Ober- in den Unterkörper verschoben wird. Zusätzlich zu der Blutverschiebung findet eine Kompression der Knorpelmassen der Wirbelsäule statt, weshalb sich die Körpergröße im Laufe einer Zentrifugenfahrt verändert [Sayson 2008]. Durch die Verschiebung des Körpers relativ zu einer fixierten Auflage und der vorherrschenden Reibung entstehen Scherkräfte zwischen den beiden Objekten. Für eine Messung der Gewichtskraft sind dies Störkräfte. Deshalb ist es notwendig, die beiden ursprünglichen Kräfte, die Gewichtskraft und Zentrifugalkraft, voneinander zu trennen. Damit kann das Messsystem allein die Gewichtskraft bestimmen (Abbildung 3-8).



**Abbildung 3-8:** Auftretende Kräfte bei statischem und dynamischem Fall

Das Entkoppeln der beiden Kräfte (Abbildung 3-6; Anforderung #2) kann auf verschiedene Weisen realisiert werden. Wichtig dabei ist, dass bei jeder Variante ein Auflager für die Aufnahme der Zentrifugalkraft vorgesehen wird. Dies geschieht am Fuß des Probanden durch eine solide Plattform. Während der Zentrifugation steht der Proband auf dieser Platte, wobei sie als Endanschlag für jegliche Bewegungen gilt. Die erste Möglichkeit, den Probanden zu lagern, ist mittels einer Kugellagerung. Dabei werden die Liegefläche des Probanden und das Gestell des Messsystems durch kugelgelagerte Auflager voneinander getrennt. Messeinheiten im Gestell können damit nur die übertragene Gewichtskraft erfassen. Die Zentrifugalkraft wird vollständig an die Fußplatte weitergeleitet. Der zweite Lösungsweg ist eine Aufhängung der Liegefläche. Dabei wird jedes Element an Festlagern aufgehängt. Somit hängt jedes Element frei beweglich auf dem Zentrifugenarm. Während der Zentrifugation ist damit eine Bewegung in radialer Richtung möglich, wodurch Querkräfte durch die auftretende Zentrifugalkraft minimiert werden können. Ein weiterer Vorteil dieser Variante ist eine axiale Einleitung der Kraft, wenn der Kraftaufnehmer an Seilen zwischen dem Element selbst und dem Auflager

angebracht wird. Seile besitzen die Eigenschaft Kräfte nur in eine Richtung zu übertragen [Assmann 2010]. Die dritte mögliche Variante ist den Probanden auf gelagerte Zylinder zu legen. Das Funktionsprinzip gleicht dem einer Supermarktkasse. Der Proband stellt die Ware dar und kann sich in radialer Richtung bewegen, ohne große Querkräfte an der Aufhängung der Zylinder zu erzeugen (Abbildung 3-9).



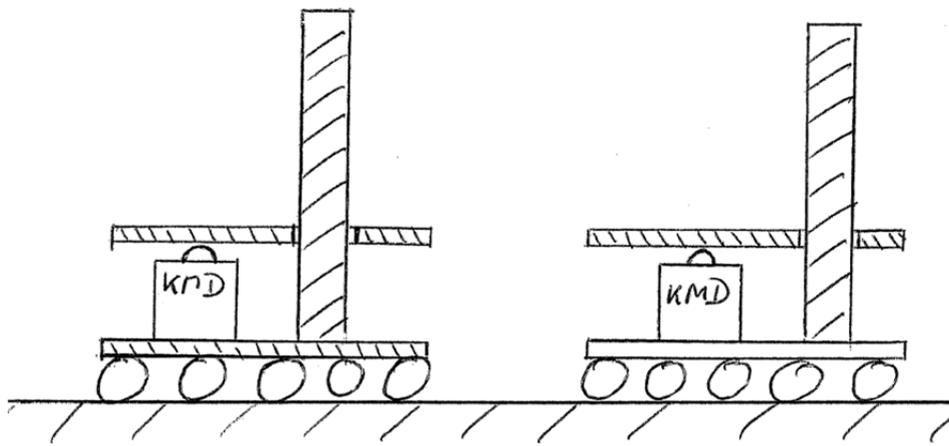
**Abbildung 3-9:** gelagerte Transportrollen als CAD Zeichnung

### *Querkräfte auffangen*

Als dritte Hauptfunktion wird das Auffangen von auftretenden Querkräften behandelt (Abbildung 3-6; Anforderung #3). Trotz umsichtiger Lagerung kann es dennoch zu Querkräften durch z.B. Probandenbewegungen kommen. Je nach Wahl des Kraftaufnehmers kommt es bei Einfluss von Querkräften zu Verfälschungen der Messergebnisse [MTS 2013]. Damit sichergestellt wird, dass rein axiale Kräfte an die Kraftaufnehmer gelangen, müssen Querkräfte vermieden werden. Bei der Aufhängung der Elemente ist diese Funktion aufgrund der Seileigenschaften nicht erforderlich, bei den anderen Varianten hingegen schon. Querkräfte lassen sich mit Linearführungen auffangen, während axiale Kräfte weitergeleitet werden. Dafür stehen Profilschienen oder Säulenführungen zur Auswahl. Im Weiteren besteht die Möglichkeit die Auflage mit einem feststehenden Rahmen zu versehen, der eine minimale Bewegungsfreiheit der Auflage zulässt. Die Liege ist dabei schwimmend in den Rahmen eingebettet. Querkräfte können sich durch die mangelnde Verschiebemöglichkeit nur zu einem geringen Anteil aufbauen.

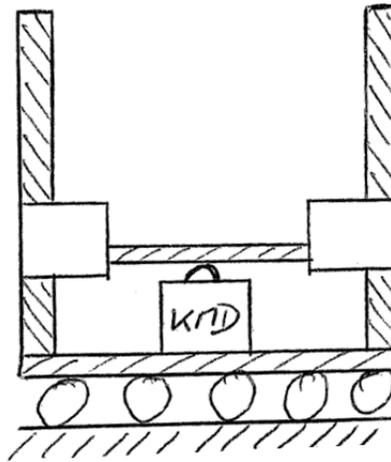
### 3.4.1 Lösungsprinzipien

Die erste Prinziplösung (Abbildung 3-10) basiert auf der modularen Bauweise (Abbildung 3-6; Zelle 1.1). Dabei wird der Körper des Probanden auf mehreren Elementen gelagert. Um die Zentrifugal- und Gewichtskraft voneinander zu trennen wird eine Kugellagerung verwendet (Zelle 2.1). Diese bietet zum einen die Möglichkeit, die Elemente an den Probandenkörper anzupassen, zum anderen hat sie den Vorteil, dass, wenn der Körper während der Zentrifugation aufgrund der erhöhten g-Belastung komprimiert wird, die Elemente verschiebbar sind. Die auftretenden Querkräfte werden somit minimiert. Die verbleibenden Querkräfte werden von einer Säulenführung (Zelle 3.1) aufgenommen. Damit werden nur Axialkräfte zu der Messzelle weitergeleitet. Die Messzelle selbst besteht aus einem Kraftaufnehmer (Zelle 4.1).



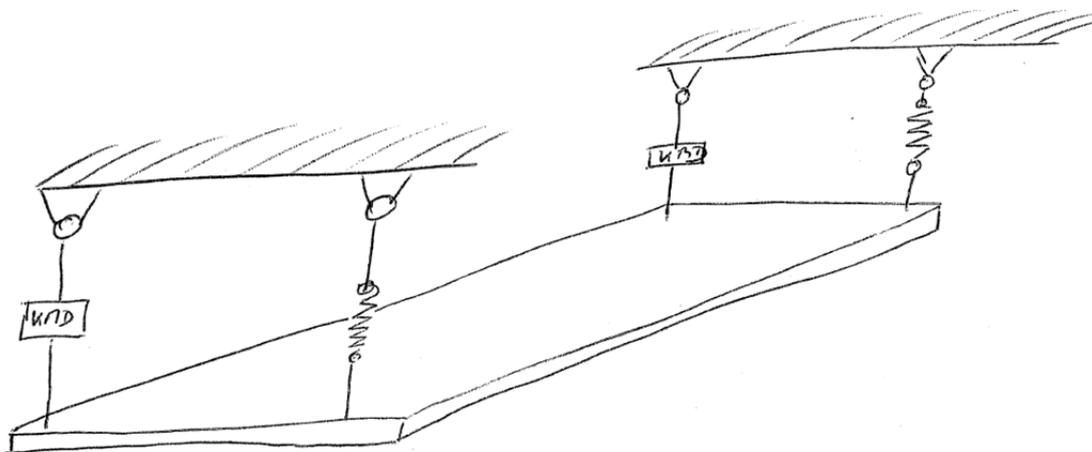
**Abbildung 3-10:** Prinziplösung #1 für das Messsystem

Die zweite Wirkstruktur (Abbildung 3-11) setzt sich für die Längenänderung aus einer modularen Bauweise zusammen (Zelle 1.1). Dazu kommt eine Kugellagerung für die Entkopplung von Zentrifugal- und Gewichtskraft des Probanden (Zelle 2.1). Um Querkräfte aufzufangen wird eine Linearführung vorgesehen, an der jedes modulare Element aufgehängt wird (Zelle 3.1). Für die Ermittlung des segmentalen Gewichts wird ein Kraftaufnehmer eingesetzt (Zelle 4.1)



**Abbildung 3-11:** Prinziplösung #2 für das Messsystem

Die dritte Prinziplösung (Abbildung 3-12) besteht aus einer modularen Bauweise für die Adaption an die jeweilige Probandenkörpergröße (Zelle 1.1). Darüber hinaus wird, um die Zentrifugal- von der zu messenden Gewichtskraft zu trennen, jedes Element ähnlich einem Pendel aufgehängt (Zelle 2.2). Die Pendelstreben sind dabei als starre Stäbe ausgelegt. Damit wird eine Bewegung in radialer Richtung während der Zentrifugation ermöglicht. Um auftretende Querkräfte aufzufangen wird jedes Element in einen Rahmen eingefügt (Zelle 3.3). Der Rahmen hindert die Elemente an großen Auslenkungen und somit auch an dem Auftreten von Querkräften (Zelle 4.1).



**Abbildung 3-12:** Prinziplösung #3 für das Messsystem

### 3.4.2 Gewichtungsmatrix

Die methodische Vorgehensweise liefert über den morphologischen Kasten eine Auswahl von mehreren Optionen, um eine Funktion in der Konstruktion zu realisieren. Es entsteht die Notwendigkeit, zwischen verschiedenen Variationen wählen zu müssen. Die Lösungsvarianten

müssen bewertet werden, um die geeignetste Lösungsstrategie auswählen zu können. Durch die Gewichtung der jeweiligen Lösungen wird eine analytische Entscheidung unterstützt. Zudem finden sich weitere Bewertungskriterien wie Lebensdauer, Kosten und Wartungsaufwand. In der Gewichtungsmatrix erhält jede Teillösung hinsichtlich der genannten Bewertungskriterien eine Gewichtung (Tabelle 3-3). Die Summe der Teillösungen für eine Anforderung ergibt eins. Die höchste Gewichtung der jeweiligen Lösungsmöglichkeit wurde für die Übersichtlichkeit fett markiert. Eine detaillierte Berechnung, die als Grundlage für die Erstellung der jeweiligen Gewichtung dient, ist in Anhang III ersichtlich.

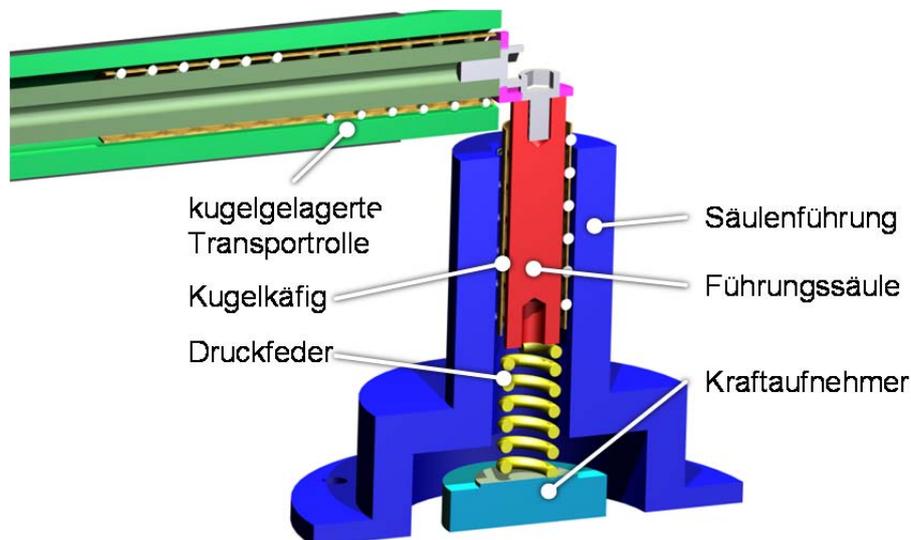
**Tabelle 3-3:** Matrix der Prinziplösungen mit jeweiliger Gewichtung

Funktion	Lösung #1	Lösung #2	Lösung #3
Längenvariabilität	Modulare Bauweise <b>0,52</b>	Überdimensionierung 0,48	
Kräfte entkoppeln	Kugellagerung <b>0,37</b>	Pendellagerung 0,35	Rollensystem 0,27
Querkräfte aufnehmen	Linearführung 0,32	Säulenführung <b>0,34</b>	Rahmen 0,33

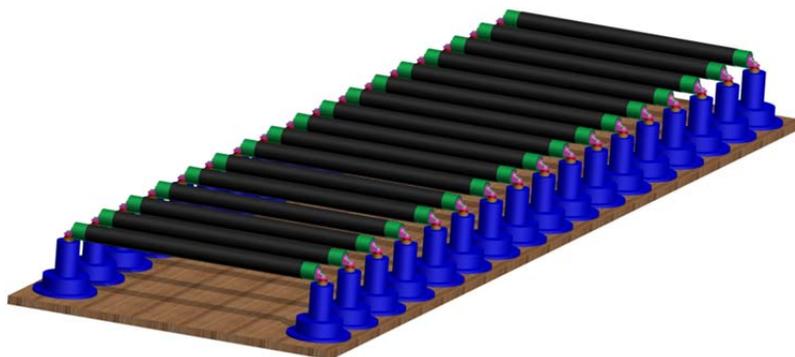
### 3.5 Realisierte Lösung

Die Wirkstruktur, welche für das mechanische Gerüst ausgearbeitet wurde, war eine Kombination aus modularer Bauweise, Rollensystem, Säulenführung und Kraftaufnehmer. Das System wird dabei fest auf einem Arm der Zentrifuge montiert. Der weitere Aufbau wird im Folgenden beschrieben und ist in Abbildung 3-13 und Abbildung 3-14 ersichtlich. Für die Entkopplung der Zentrifugal- und Gewichtskraft wurde eine kugelgelagerte Transportrolle gewählt. Damit können auftretende Zentrifugalkräfte in radiale Richtung der Zentrifuge weitergeleitet werden, ohne die Messung an dem jeweiligen Element zu beeinflussen. Die Transportrolle wird an jedem Ende mit einer Säulenführung verschraubt (Abbildung 3-13). Die Säulenführung hat die Aufgabe Kräfte neben der Zentrifugalkraft aufzufangen. Während die Hülse der Säulenführung fest mit dem Unterboden verbunden ist, ist die Säule frei beweglich. Die Verbindung zwischen den beiden Bauteilen wurde über einen Kugelkäfig realisiert. Die Säule wird an dem oberen Ende mit der Transportrolle verbunden und an dem unteren Ende liegt sie auf einer Druckfeder auf. Diese beiden Bauteile werden somit in Reihe geschaltet. Über die Feder ist ein Höhenausgleich der Transportrolle möglich. Damit kann das System an

die individuelle Körperform eines Probanden angepasst werden. Die Druckfeder wiederum liegt auf einem Kraftaufnehmer auf. Dieser misst durch die Säulenführung nur noch die auf die Transportrolle wirkende Gewichtskraft in Richtung der Erdbeschleunigung.



**Abbildung 3-13:** Detailansicht der ursprünglichen Prinziplösung als CAD Zeichnung

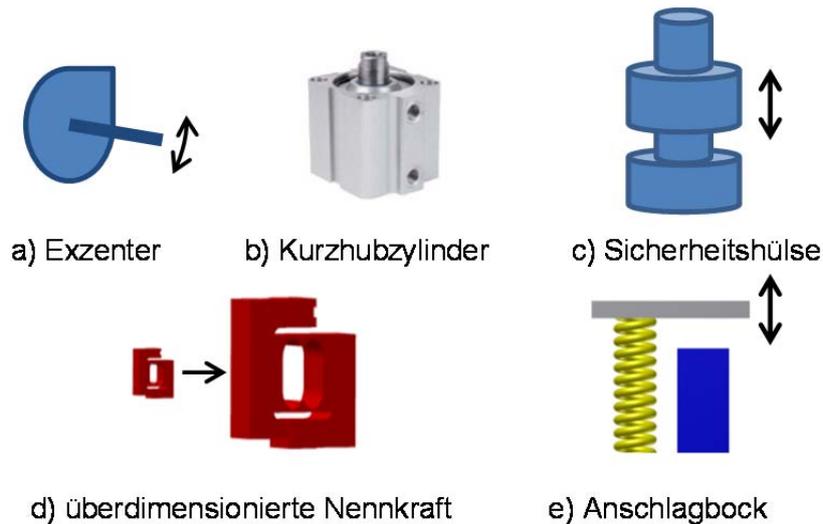


**Abbildung 3-14:** Gesamtansicht der ursprünglichen Prinziplösung als CAD Zeichnung

Durch die hohe Anzahl an kostenintensiven Bauteilen, wie der Säulenführung und dem Kraftaufnehmer, wurde auf die Realisierung dieser Lösung verzichtet. Stattdessen wurde die Wirkstruktur #2, welche in Abbildung 3-6 exemplarisch für die Wirklinien in rot dargestellt ist, ausgewählt. Diese Prinziplösung besteht, aus der Kombination einer modularen Bauweise, einer Kugellagerung für die Entkopplung der Kräfte, einer Säulenführung und einem Kraftaufnehmer. Das veränderte Konzept ermöglicht eine Überlastung des Kraftaufnehmers. Aus dem Grund muss eine Überlastsicherung vorgenommen werden.

### 3.5.1 Überlastsicherung des Kraftaufnehmers

Kraftaufnehmer auf Basis von Dehnungsmessstreifen arbeiten mit dem Federkörperprinzip. Aufgrund ihrer Funktionsweise ist es möglich den Federkörper durch eine Überlast zu zerstören. Die Bruchkraft liegt bei ca. 200 % der Nennkraft. Um eine hohe Lebensdauer der zu verwendenden Messdosen zu gewährleisten wird eine Überlastsicherung vorgesehen. Dazu stehen verschiedene Methoden zur Auswahl. Ein kurzer Überblick über die Möglichkeiten ist in Abbildung 3-15 gegeben.



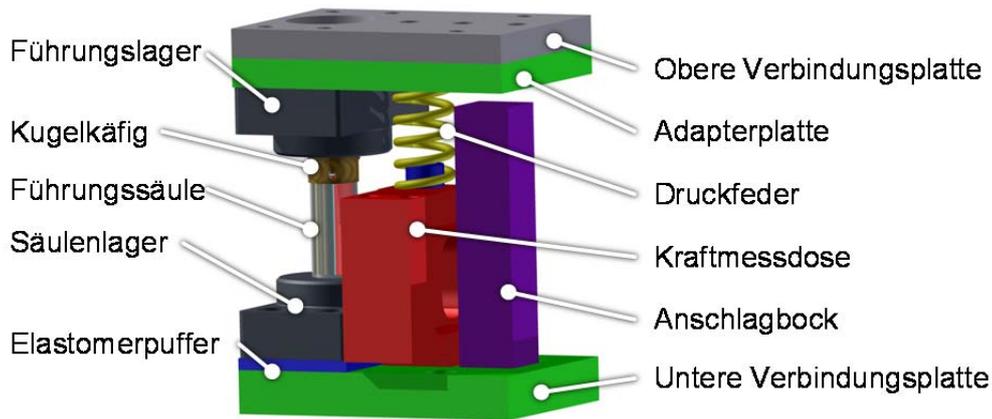
**Abbildung 3-15:** mögliche Überlastsicherungen für DMS-Kraftaufnehmer [Timmer 2014]

Möglichkeit a) stellt eine Sicherung über einen Exzenter dar. Dabei wird vor der Probandenpositionierung die Auflage mechanisch von dem Kraftaufnehmer getrennt, so dass hohe Stoßkräfte durch den Schwung des Probanden beim Hinsetzen abgefangen werden. Bei der Sicherung von b) wird ebenfalls die Auflage von dem Messsystem getrennt. Diesmal wird sie von einem Kurzhubzylinder auf pneumatische Art bedient. Die Variante c) sieht eine Sicherungshülse in der Säulenführung vor. Dabei stößt die Auflage, bzw. der mitgeführte Kugelkäfig nach der maximalen Messstrecke auf die Hülse. Die Nennkraft des Kraftaufnehmers wird in d) so weit erhöht, dass selbst bei stoßartigen Belastungen die Bruchkraft der Kraftmessdose nicht erreicht wird. Die letzte Option e) bietet eine Kombination aus einer Druckfeder und einem Anschlagbock. Die Feder liegt dabei in Reihenschaltung mit der Kraftmessdose. Über die Federkonstante kann der Kompressionsweg der Feder berechnet werden, bei dem die Nennkraft erreicht wird. Bei darüber hinaus gehenden Kräften wirkt der parallel gestellte Bock als Anschlag und leitet sie an dem Kraftaufnehmer vorbei.

Mit steigender Nennkraft einer Kraftmessdose verringert sich die Auflösung. Die Lösung über die Sicherheitshülse lässt sich nur in Kombination mit geeigneten Säulenlagern realisieren. Die Lager müssen parallel zueinander liegende Flächen bieten, auf die sich die Säule stützen kann. Darüber hinaus muss genügend Material für den Kontakt zur Verfügung stehen, damit die Flächenpressung im Einsatz nicht zu hoch wird und das Material schädigt. Für den Kurzhubzylinder besteht keine Möglichkeit für einen pneumatischen Anschluss. Auf der Kurzarmzentrifuge ist nur eine elektrische Versorgung gewährleistet. Die Lösung mit dem Exzenter, um das System kurzzeitig von der Messeinheit zu trennen, ist ebenfalls aufwändig in das System einzubinden. Nachdem der Proband gelagert wurde, müssen die beiden Systeme zudem wieder gekoppelt werden. Dabei können immer noch Schädigungen der Kraftaufnehmer auftreten. Der Schutzmechanismus kann vergessen und somit die Kraftmessdose dennoch geschädigt werden. Die Überlastsicherung aus einer Parallelschaltung von Druckfeder und Anschlagbock ist eine passive Funktion. Sie muss nicht aktiv betätigt werden und kann somit auch nicht vergessen werden. Alle Bauteile lassen sich mit geringem Aufwand ersetzen. Aus diesen Gründen wurde die Variante e) für die Überlastsicherung ausgewählt. Sie lässt sich am besten in das System einpflegen und bereitet den geringsten finanziellen Mehraufwand. Somit stellt diese Überlastsicherung die optimalste Lösung dar.

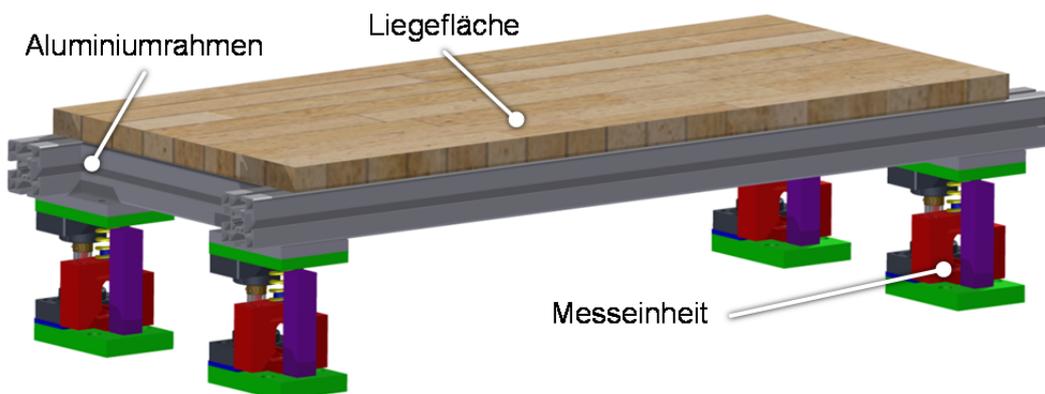
### **3.5.2 Kombination vom Messeinheit und Gerüst**

Das Gesamtkonzept sieht eine modulare Bauweise vor. Dabei wird der Proband an drei Stellen des Körpers, den Schultern, der Hüfte und den Füßen hinsichtlich seines Gewichts gemessen. Der hierfür ausgewählte DMS-Kraftaufnehmer wird in der Messeinheit neben einer Säulenführung und einem Anschlagbock als Überlastsicherung, in einer Parallelschaltung verbaut (Abbildung 3-16). Für die Lasteinleitung in die Kraftmessdose dient eine metallische Druckfeder. Eine Feder überträgt nur in geringem Maße die durch Querkräfte erzeugten Biegemomente [Scharff 2005]. Die maximal übertragbare Kraft lässt sich über den Spalt zwischen Adapterplatte und Anschlagbock einstellen. Damit gilt die Feder in Kombination mit dem Anschlag als Mittel zur Kraftbegrenzung.



**Abbildung 3-16:** Detailansicht der Messeinheit als CAD Zeichnung

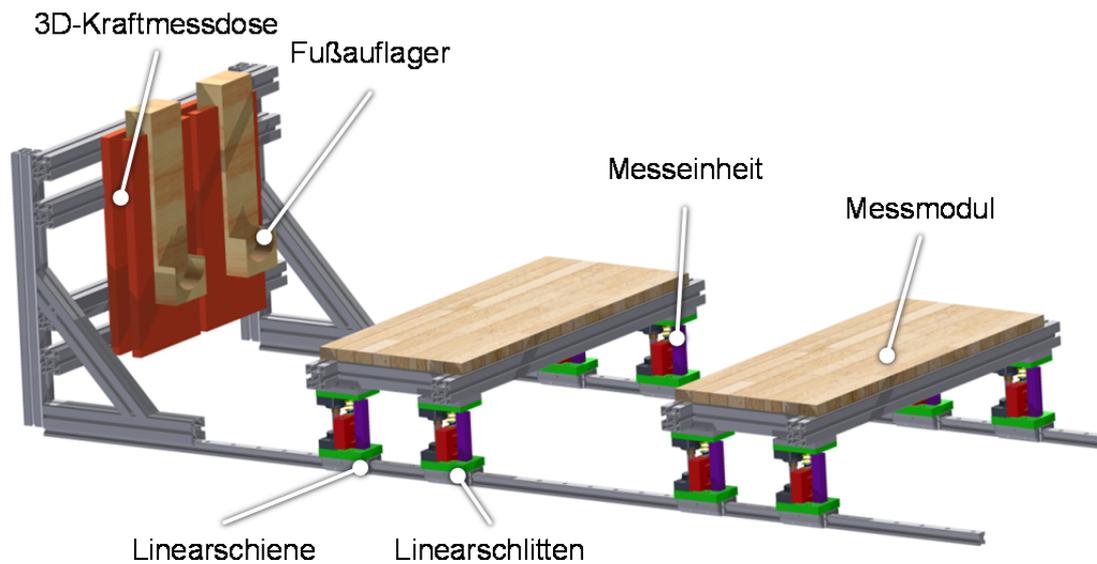
Jeweils vier Messeinheiten werden mitsamt dem Gerüst zu einem Messmodul verbaut. Ein Messmodul stellt damit eines der geplanten drei Auflager für den Probanden dar. Die Messeinheiten werden über einen Aluminiumrahmen miteinander verbunden (Abbildung 3-17). Die Überbestimmtheit der Liegefläche mit vier Auflagern wurde aufgrund der geringen Momententragzahlen der Linearschlitten (Tabelle 3-2) ausgewählt. Mit der Platzierung einer Messeinheit an jeder Ecke des Messmoduls wird gewährleistet, dass selbst bei exzentrischen Lasten keine hohen Momente auf die Schlitten wirken. Mögliche Störkräfte, die aufgrund von windschiefen Säulen entstehen können wurden durch Elastomerpuffer unter den Säulenlagern ausgeglichen. Als Auflagefläche für den Probanden, wurde auf dem Aluminiumrahmen eine Holzplatte befestigt.



**Abbildung 3-17:** Ansicht eines Messmoduls als CAD Zeichnung

Damit die Zentrifugalkräfte aufgefangen werden können, wird eine 3D-Kraftmessdose, welche bereits in die Zentrifuge integriert ist, verwendet. Diese befindet sich am äußeren Punkt des Zentrifugenarms und ist orthogonal zur Zentrifugalkraft montiert (Abbildung 3-18). Der resultierende Kraftvektor, der sich aus der Zentrifugal- und der Gewichtskraft des Körpers zusammensetzt wird von der Kraftmessdose erfasst. Über eine Aufspaltung der Kräfte in ihre

Normalenvektoren, kann die Gewichtskraft der Beine ermittelt werden. Die Haftung der FüÙe an der Kraftmessdose ist während einer Zentrifugation ausreichend groÙ, damit der Proband problemlos gefühlt stehen kann. Während geringen g-Belastungen und auch beim Stillstand der Zentrifuge ist diese Haftung nicht gegeben. Aus dem Grund wurde eine Vorrichtung für die FuÙe entwickelt. Diese wird von oben an die Kraftmessdose gehängt und hat im unteren Bereich eine Aufnahme für die FuÙe (Abbildung 3-18). Dadurch kann der Proband seine FuÙe, bei unzureichender Haftung auf diesem Auflager ablegen.



**Abbildung 3-18:** Gesamtansicht des Messsystems als CAD Zeichnung

## 4. Bauteilauslegung

Nach der Ausarbeitung des Konzeptes mussten die Bauteile dementsprechend ausgewählt und ausgelegt werden. Mit dem Messsystem werden Versuche sowohl im dynamischen, als auch im statischen Fall durchgeführt. Um die Zentrifuge nicht für statische Versuche zu blockieren, wurde entschieden eine Nachbildung des Zentrifugenarms zu bauen. Der Nachbau setzt sich aus einer Holzplatte als Grundlage, sowie einem Linearsystem, bestehend aus zwei Schienen und acht Schlitten zusammen. Es wurde aus Kostengründen darauf verzichtet, die gleichen Schlitten, wie sie auf der Zentrifuge verwendet werden, zu benutzen. Die dort verwendeten Schlitten des Typs FDE der Firma Franke GmbH, sind mit einer schmierstofffreien Lagerung ausgelegt. Stattdessen wurden die günstigsten Schlitten, Typ FDB, eingesetzt. Die Haft- und Rollreibung ist bei den günstigeren Modellen höher, was für den statischen Einsatzfall jedoch nicht von Bedeutung ist.

Durch die geringen Momententragkräfte des Schlittens (Tabelle 3-2) wurde versucht, dessen Projektionsfläche, als Baufläche für das Messsystem, nicht zu überschreiten. Somit wurden exzentrische Lasteinleitungen und daraus resultierende Momente vermieden.

Das Auflager der Zentrifuge, auf dem die Probanden während einer Zentrifugenfahrt stehen, lässt sich entlang des Zentrifugenarms verfahren. Damit kann die maximale Beschleunigung an den Füßen des Probanden variabel eingestellt werden. Die Positionsveränderung erfolgt über eine von einem Elektromotor angetriebene Trapezgewindespindel. Diese liegt in der Mitte des Zentrifugenarms und bautechnisch höher als die beiden Schienen des Linearsystems. Zudem befindet sich noch eine Schleppkette für Kabel auf dem Zentrifugenarm. Diese liegt ca. zehn cm höher als das Schienensystem. Bei der Auslegung des Messmoduls (Kapitel 4.2) musste darauf geachtet werden, dass die Beweglichkeit der Module durch diese Hindernisse nicht eingeschränkt wurde.

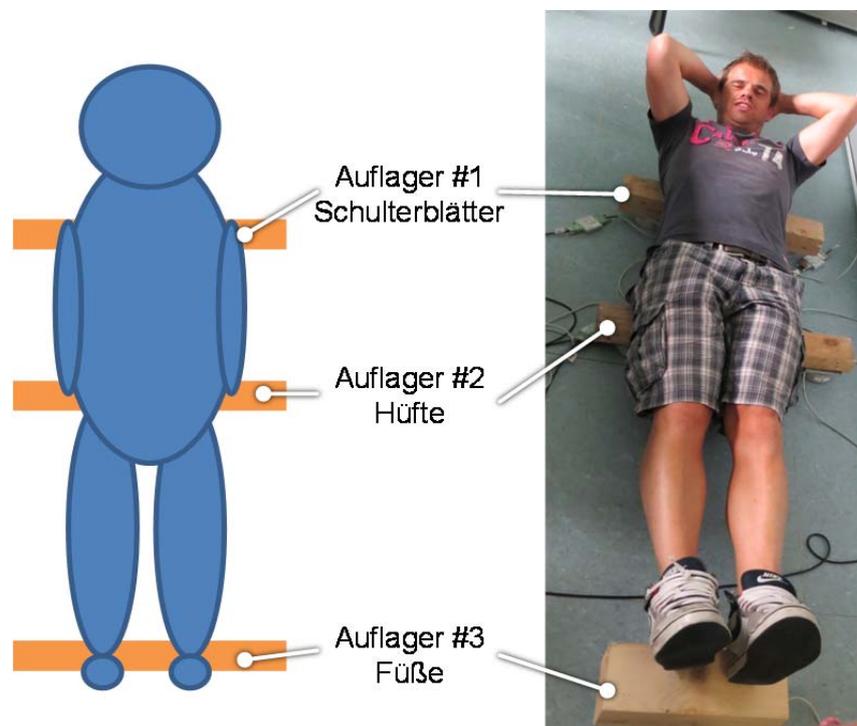
### 4.1 Messeinheit

#### Kraftaufnehmer

Im Kapitel Stand der Technik wurden die Möglichkeiten zur Ermittlung von Kräften vorgestellt. Als Funktionsart der Kraftmessung wurden Folien-Dehnungsmessstreifen ausgewählt. Aufgrund der Länge der Versuche, die bis zu vier Stunden dauern können, sowie ihrer

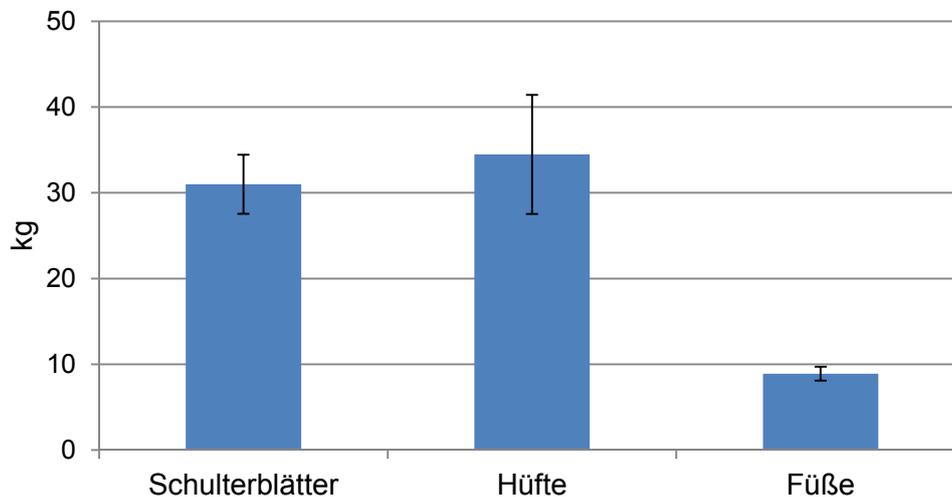
Robustheit waren sie für das Vorhaben am geeignetsten. Weiterhin besitzen sie für die geplante Gebrauchskraft die geringste Messunsicherheit im Verhältnis zu den Anschaffungskosten. Die wesentlichen Merkmale für die Auswahl eines geeigneten DMS-Kraftaufnehmers waren für diesen Fall die Bauart und die Nennlast. Die Bauart musste eine axiale Kraffteinleitung ermöglichen, ohne Biegemomente zu erzeugen. Zudem musste der von dem Kraftaufnehmer benötigte Bauraum auf die Projektionsfläche des Schlittens passen.

Die Nennlast eines Kraftaufnehmers gibt die Kraft an, mit der der Aufnehmer maximal im Rahmen einer Messung belastet werden kann. Für die Auslegung eines geeigneten Kraftaufnehmers muss demnach die Nennlast bestimmt werden. Die spätere Gebrauchslast soll laut Angaben verschiedener Hersteller im oberen Drittel der Nennlast liegen. Für die Ermittlung der benötigten Nennlast wurde eine Versuchsreihe durchgeführt. Dabei wurde geprüft, wie die Gewichtsverteilung eines Probanden bei einer Drei-Punkt-Lagerung ist. Dazu wurden männliche Probanden in einer liegenden Position an drei Punkten gelagert. Die Messmittel befanden sich auf Höhe der Schulterblätter, der Hüfte und der Füße. Der Körper wurde dadurch in zwei Segmente, den Ober- und den Unterkörper unterteilt. Die Auflager bestanden je aus einem Holzbrett und zwei parallel geschalteten 2000 N Kraftaufnehmern der Firma Burster Präzisionsmesstechnik GmbH & CO KG, Gernsbach (Abbildung 4-1).



**Abbildung 4-1:** Messung der Gewichtsverteilung eines Probanden als Schema (links) und als tatsächlicher Aufbau (rechts)

Insgesamt wurden sieben Probanden auf diese Art und Weise vermessen. Die durchschnittliche Gewichtsverteilung ist in Abbildung 4-2 ersichtlich. Daraus geht hervor, dass sowohl für die Kraftaufnehmer der Schultern, als auch für die der Hüfte eine gesamte Mindestnennlast von 40 kg benötigt wird.



**Abbildung 4-2:** Gewichtsverteilung der gemessenen Probanden

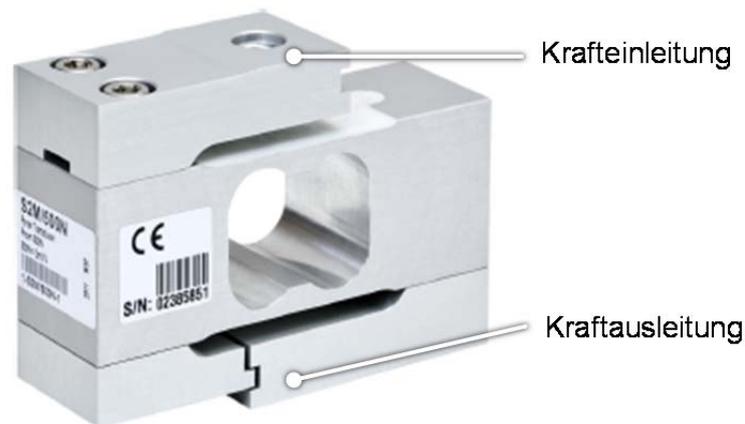
Ein Messmodul besteht aus vier Kraftaufnehmern. Jeder Kraftaufnehmer muss eine Mindestlast von 10 kg aufnehmen können, was ca. 100 N entspricht. Die übliche Abstufung bei Kraftaufnehmern auf DMS-Basis in diesem Kraftbereich liegt bei 50 N, 100 N und 200 N [HBM 2014]. Für eine reine Messung eines Auflagepunktes des Körpers, ohne zusätzliche Messapparatur, reichte eine Parallelschaltung von vier Kraftaufnehmern zu je 100 N aus. Jedoch musste der zusätzliche Modulaufbau, sowie eine Lastreserve berücksichtigt werden. Aus dem Grund wurde die Nennlast der Kraftaufnehmer auf 200 N festgelegt.

Nach eingehender Recherche verschiedener Kraftaufnehmer wurde der Typ S2M von der Firma Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH (HBM), Darmstadt ausgewählt (Abbildung 4-3). Der S-förmige Kraftaufnehmer bietet eine axiale Krafteinleitung und hat gleichzeitig einen geringen Bauraumbedarf. Die maximale Gebrauchskraft liegt bei 150 % der Nennkraft von 200 N. Die Genauigkeitsklasse, welche relevant für die Abweichung der Messung von der gemessenen Kraft ist, liegt bei 0,02%, was der OIML Klassifikation C3 entspricht. Die Messunsicherheit  $u$  kann überschlägig mit Hilfe der Genauigkeitsklasse GK, dem Messbereich B und der Anzahl der verwendeten Kraftaufnehmer  $n$  nach Formel 4.1 ermittelt werden [HBM 2002].

$$u = B * n * GK$$

4.1

Für den Kraftaufnehmer S2M ergibt sich nach der Berechnung eine Messunsicherheit von vier Gramm pro eingesetzte Messeinheit, bei einer Belastung mit der Nennlast.



**Abbildung 4-3:** S-förmiger Kraftaufnehmer S2M der Firma HBM [HBM 2014]

### Überlastsicherung

Nach der Auswahl des Kraftaufnehmers konnte die Überlastsicherung ausgelegt werden. Sie besteht aus einer Druckfeder und einem Anschlagbock (Abbildung 4-4). Durch den möglichen Kompressionsweg der Druckfeder kann eingestellt werden, mit welcher Maximalkraft der Kraftaufnehmer belastet werden darf. Sobald der entsprechende Weg erreicht ist, müssen sich der Anschlagbock und die obere Adapterplatte berühren. Kräfte, die über die eingestellte Maximalkraft hinausgehen, werden über die Überlastsicherung an dem Kraftaufnehmer vorbeigeleitet. Für die Montage des S2M ist auf der Krafteinleitungs-, sowie auf der Kraftausleitungsseite ein M8 Gewinde vorgesehen.

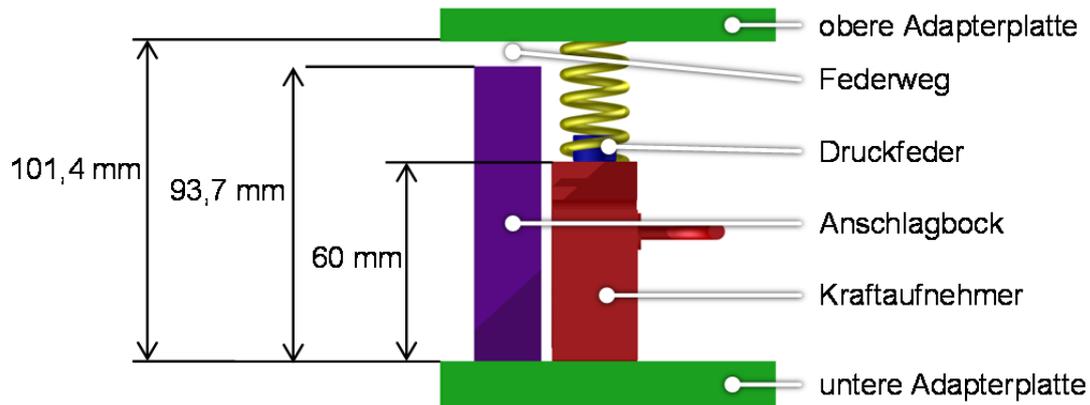
### Druckfeder

Als Druckfeder wurde eine Maschinenfeder der Firma Schweizer GmbH & Co.KG Federntechnik Umformtechnik, Reutlingen, ausgewählt. Damit das System während der Messungen auf der Zentrifuge nicht zu sehr federt, wurde eine harte Feder ausgewählt. Bedingung war, dass die Feder bei 200 N noch nicht maximal belastet wurde. Die Feder DF-2464 entspricht den genannten Voraussetzungen. Die Federrate  $c$  liegt bei 25,73 N/mm. Damit kann über die Federgleichung (4.2) der Federweg  $s$  bei einer Belastung  $F$  von 200 N mit 7,7 mm berechnet werden.

$$F = c * s$$

4.2

Nachdem der Federweg für eine Belastung mit 200 N ermittelt wurde, konnte der Anschlagbock ausgelegt werden. Da durch die Säulenführung eine rein axiale Belastung auf den Anschlagbock ausgeübt wird, wurden an die Geometrie keine besonderen Anforderungen hinsichtlich der Knicksicherheit gestellt. Aus dem Grund wurde ein Aluminium-Vierkant mit handelsüblichen Eckdaten von 20 x 20 mm ausgewählt. Durch den Kraftaufnehmer und die Feder als Reihenschaltung ergibt sich eine Höhe dieser beiden Bauteile von 101,4 mm. Abzüglich des Federweges von 7,7 mm muss der Bock 93,7 mm hoch sein (Abbildung 4-4).

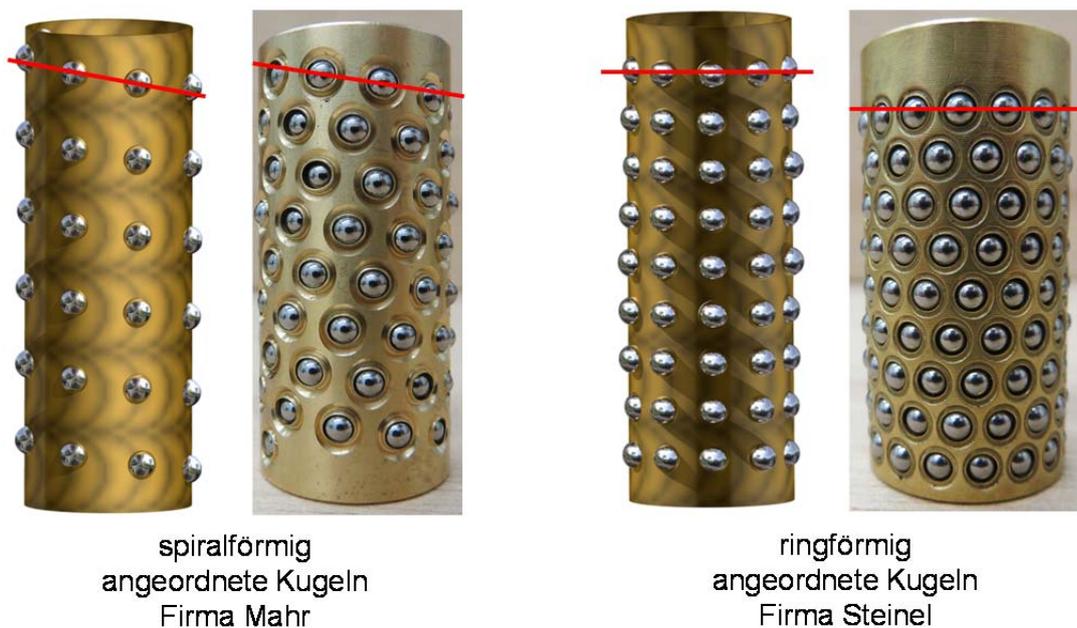


**Abbildung 4-4:** Seitenansicht der Messeinheit mit Darstellung des Federwegs als CAD Zeichnung

### Säulenführung

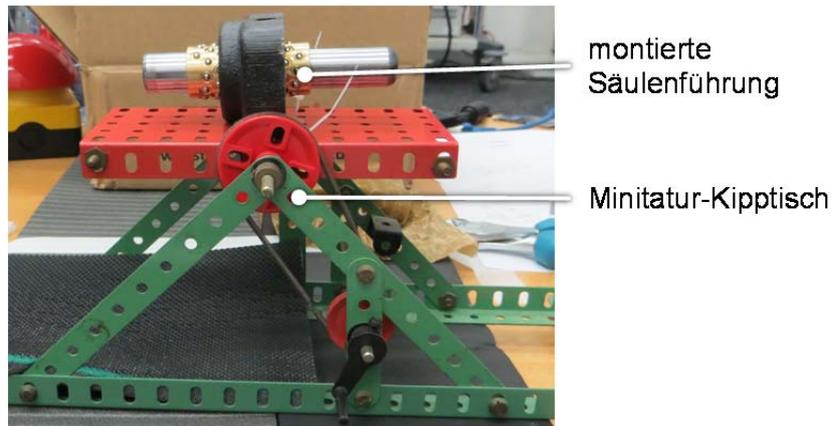
Neben dem Kraftaufnehmer und der Überlastsicherung musste die Säulenführung bestimmt werden. Die Führung sollte möglichst auf die Schlittenfläche montierbar und leichtgängig sein. Der Kraftaufnehmer und die Säulenführung wurden hinsichtlich des Kraftflusses parallel geschaltet. Damit teilt sich die zu messende Gewichtskraft auf die Säulenführung und den Kraftaufnehmer auf. Je leichtgängiger die Säulenführung ist, desto weniger Kraftverluste herrschen bei der eigentlichen Messung. Die Leichtgängigkeit einer Säulenführung wird durch die Vorspannung des Kugelkäfigs und die Bauart des gesamten Bauteils bestimmt. Die Kugeln des Kugelkäfigs sitzen zwischen der Säule und der Führungshülse. Abhängig von den Materialpaarungen ergibt sich aus der Vorspannung eine Normalkraft, welche in der Praxis über die Reibkraft bemerkbar ist. Wird das Führungslager aus der Ruhe bewegt, muss die sogenannte Losbrechkraft überwunden werden, um das Lager von dem statischen in den dynamischen Zustand zu überführen. Dieser Verschiebewiderstand kann bei präzisen Messungen des veränderlichen Blutvolumens zu Messungenauigkeiten führen. Aus dem Grund kamen keine Säulenführungen in Frage, bei denen ein Staubschutz die Säule und den Kugelkäfig vor Verunreinigungen schützt. Dieser Schutz wird in der Regel durch eine Gummilippe realisiert, welche den Verschiebewiderstand weiter erhöht.

Zwei Firmen bieten die Säulenführungen ohne Dichtung und mit stirnseitig montierbaren Flanschlagern auf beiden Seiten an. Die Säulenführungen der Firma Mahr GmbH, Göttingen, und die der Firma Steinel Normalien AG, Villingen-Schwenningen, weisen nur bei dem Kugelkäfig einen Unterschied auf. Die Anordnungen der Kugeln auf dem Kugelkäfig sind verschieden. Während der Käfig der Firma Steinel die Kugeln in Ringen entlang der Achse aufweist, sind die Kugeln bei der Firma Mahr spiralförmig angeordnet (Abbildung 4-5).



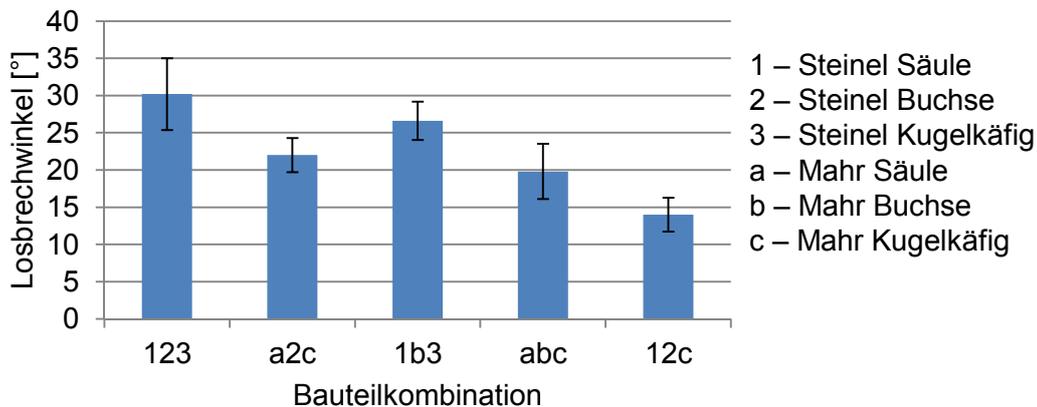
**Abbildung 4-5:** Anordnung der Kugeln auf dem Kugelkäfig als CAD Zeichnung und Fotografie

Bei einer Musteransicht wurde festgestellt, dass die Anordnung der Kugeln einen relevanten Einfluss auf den Verschiebewiderstand der Säule hat. Damit hinsichtlich der Losbrechkraft die günstigere Variante gewählt werden konnte, wurden die bestellten Muster auf einem Miniatur-Kipptisch befestigt (Abbildung 4-6). Von der horizontalen Lage ausgehend, wurde der Tisch gekippt, bis die Säule aus der Buchse herausgerutscht ist. Zu dem Zeitpunkt des Herausrutschens wurde der Kippwinkel des Tisches gemessen. Abhängig von dem Gewicht der Säule, wurde die Losbrechkraft der jeweiligen Säulenführung berechnet. Auch wenn der spätere Anwendungsfall der Säule einen vertikalen Einbau vorsieht, lässt sich durch den Vorversuch eine Tendenz zu einem der beiden Produkte, hinsichtlich ihrer Leichtgängigkeit entwickeln. Der Winkel wurde digital mit der App Bubble für Android-Geräte erfasst. Zudem wurde die Richtigkeit der, von der App ausgegebenen Werte, über einen analogen Winkelgeber sichergestellt.



**Abbildung 4-6:** Minitatur-Kipptisch zur Ermittlung der Losbrechkraft der Säulenlager

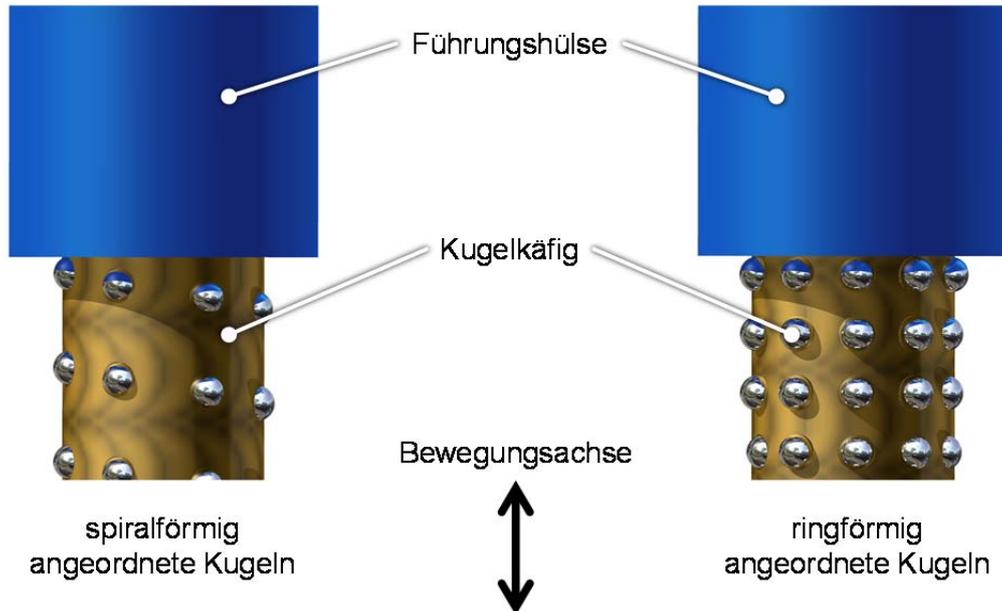
Die Versuche haben gezeigt, dass der spiralförmig angeordnete Kugelkäfig in Verbindung mit dem Flanschlager der Firma Steinel und der Führungssäule der Firma Steinel die geringsten Haftkräfte aufweist. Es wurden jeweils Säulen mit einem Durchmesser von 16 mm und dazu passende Kugelkäfige, sowie Buchsen getestet. Die zueinander gehörenden Elemente, Buchse, Kugelkäfig und Säule der jeweiligen Firma haben größere Losbrechwinkel aufgewiesen, als eine Kombination der Bauteile beider Firmen (Abbildung 4-7).



**Abbildung 4-7:** Losbrechwinkel verschiedener Säulenlager-Kombinationen

Über das Gewicht der Säulen (Mahr 156,63 Gramm; Steinel 155,17 Gramm) konnten die Losbrechkräfte berechnet werden. Die geringste Losbrechkraft wurde bei der Kombination von dem Mahr Kugelkäfig und der Säule sowie der Buchse der Firma Steinel mit 0,368 N ermittelt. Zudem lies sich ein Unterschied des Verschiebewiderstandes zwischen beiden Kugelkäfigen schon mit der Hand bemerken. Diese Veränderung trat bei dem ringförmig angeordneten Kugelkäfig verstärkt auf. Sobald ein neuer Kugelring in die führende Hülse einfährt, erfährt jede einzelne Kugel auf diesem Ring eine Vorspannung. Die Vorspannung dient dazu, dass der Käfig bei einer vertikalen Lage nicht zwischen Hülse und Säule hindurchrutscht. Werden

alle Kugeln eines Ringes gleichzeitig mit der Vorspannung beaufschlagt, stellen sie für die Hülse ein spürbares Hindernis dar. Es muss eine höhere Verschiebekraft aufgebracht werden, um diese Stelle zu überwinden. Bei dem spiralförmig angeordneten Kugelkäfig lässt sich dieser Effekt nicht bemerken, da immer nur eine Kugel in die Hülse einfährt (Abbildung 4-8).



**Abbildung 4-8:** Darstellung der spiral- und ringförmig angeordneten Kugelkäfige beim Einfahren in die Führungsbuchse als CAD Zeichnung

Anschließend an die Auswahl der geeigneten Kombination von Kugelkäfig und Führungssäule, sowie –lager, musste der Durchmesser der Führungssäule bestimmt werden. Der Mindestdurchmesser der Säulen ist abhängig von den zu erwartenden Lasten. Die Aufgabe der Säulenführung ist es, Querkräfte bezüglich der zu messenden Gewichtskraft aufzufangen. Diese Querkräfte werden überwiegend von dem Probanden verursacht. Bei den durchzuführenden Experimenten kommen ausschließlich speziell trainierte Probanden zum Einsatz. Einflüsse durch körperliches Fehlverhalten der Probanden können damit weitestgehend ausgeschlossen werden. Deshalb sind die, durch kleine Bewegungen des Probanden verursachten Kräfte als gering anzusehen. Erst bei der Synkope eines Probanden, also einem Ausnahmezustand, treten hohe Kräfte auf, die aufgefangen werden müssen. Durch die Zentrifugalkraft wird der Proband auf dem Schlitten von dem Rotationsmittelpunkt weg beschleunigt. Abhängig von dem gefahrenen Zentrifugenprofil und der Position der Schlitten auf dem Zentrifugenarm können Beschleunigungen von bis zu sechsfacher Erdbeschleunigung auftreten.

Demzufolge wurden die Säulendurchmesser für das maximale Probandengewicht von 85 kg bei einer sechsfachen Fallbeschleunigung und einer Beschleunigungsstrecke von 10 cm

ausgelegt. Auch wenn die sechsfache Erdbeschleunigung nur in Ausnahmeständen und dann auch nur an den Füßen herrscht, wurde dennoch mit diesem Wert gerechnet. Als Grundlage für die Berechnungen der maximalen Biegespannung diente Das Ingenieurwissen [Czichos 2008]. Da die Lasteinleitungsrichtung nur im Synkopen-Fall bekannt ist, bei den anderen auftretenden Fällen aber nicht, wurde die Berechnung für einen Rundstab ausgeführt. Dieser weist in alle Richtungen das gleiche axiale Widerstandsmoment auf und hat demzufolge keine Schwachstelle durch die Geometrie der Führung.

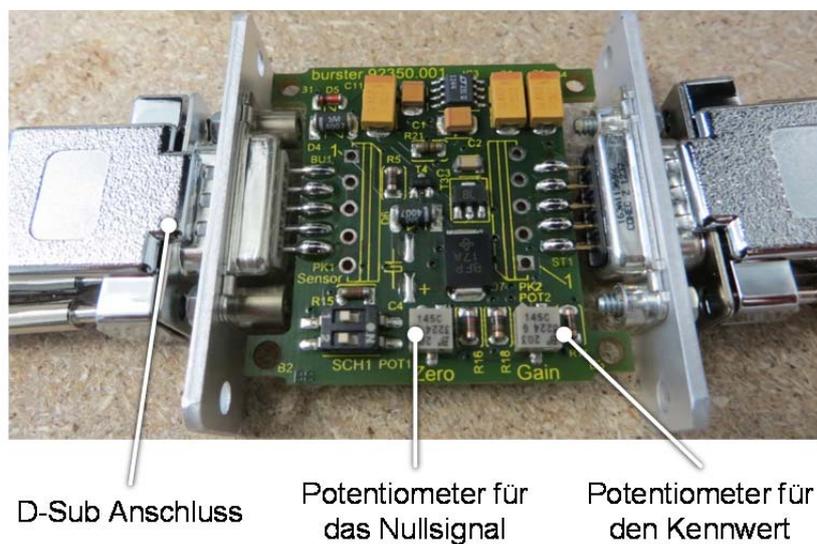
Bevor die Berechnung des erforderlichen Säulendurchmessers erfolgen konnte, musste ermittelt werden, welche Gewichtskraft ein Proband bei einer sechsfachen Erdbeschleunigung und einer horizontalen Beschleunigungsstrecke von 10 cm entwickeln kann. Für diese Fragestellung wurde der Impuls des Probanden in dem beschriebenen Notfall berechnet. Dazu wurden vereinfachende Annahmen getroffen. Das betrachtete System hat eine ideale, gleichförmige Beschleunigung, sowie keine verlangsamende Reibung zwischen Schienen und Schlitten. Die detaillierte Berechnung ist in Anhang IV ersichtlich. Damit errechnete sich der Mindestdurchmesser der Führungssäulen  $d_{\min}$  mit 11,69 mm, um den Körper des Probanden im Falle einer Synkope abzufangen. Da das Material bei einem solchen Einsatz bei dem berechneten Mindestdurchmesser an seine mechanischen Grenzen geführt wird, wurde ein Sicherheitsfaktor  $S$  von zwei eingerechnet. Der Säulendurchmesser wurde somit auf 16 mm festgelegt. Die dazu passenden flanschbaren Säulenlager ST 720 haben die Basismaße von 71 mm x 40 mm und passen exakt auf die Adapterplatten (Abbildung 4-9).



**Abbildung 4-9:** verwendete Säulenführung ST 720 [Steinel 2012]

Messdaten Akquirierung

Die Verstärkung der Messsignale wurde durch Messverstärker des Typs 9235 der Firma Burster erreicht. Bei der Auswahl der Verstärker wurde auf schon beim DLR vorhandene Messverstärker zurückgegriffen. Der Bestand wurde von vier auf acht Verstärker erweitert. Die vorrätigen Verstärker sind auf andere Kraftaufnehmer kalibriert. Die Neujustierung auf die neuen Kraftaufnehmer durfte nicht mechanisch durchgeführt werden, damit sie noch mit den ursprünglichen Kraftaufnehmern eingesetzt werden können. Stattdessen mussten sie über eine Faktorisierung in der benutzten Software eingestellt werden. Die vier neu eingekauften Verstärker konnten regulär kalibriert werden. Dazu sind auf der Platine der Verstärker jeweils ein Potentiometer für das Nullsignal, als auch für den Verstärkungskennwert des angeschlossenen Kraftaufnehmers vorgesehen (Abbildung 4-10).



**Abbildung 4-10:** Messverstärker 9235 der Firma Burster ohne Gehäuse

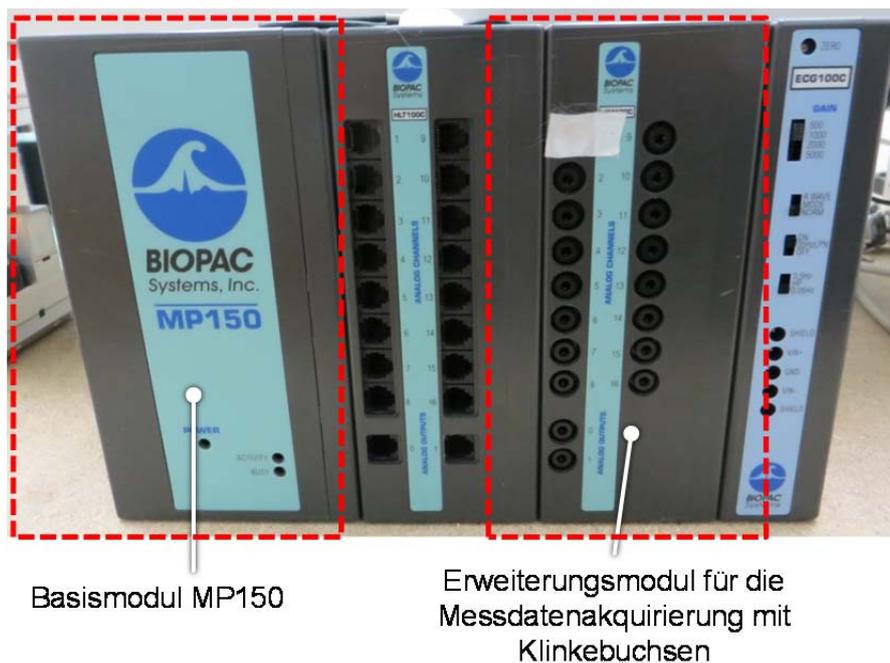
### Spannungsversorgung

Für die Spannungsversorgung musste ein geeignetes Netzteil ausgewählt werden. Die Messverstärker liefern voreingestellt 2,5 V. Dazu muss jeder Messverstärker bei einer Speisespannung zwischen 15 V und 30 V mit 0,45 VA betrieben werden. Die Messverstärker wurden für die Stromversorgung parallel geschaltet. Nach der Kirchhoff'schen Regel teilt sich der Strom auf alle Messverstärker gleich auf, während die Spannung überall gleich groß ist. Die erforderliche Leistung ist demnach die Summe der Leistungen aller einzelnen Verstärker. Das bedeutet, dass das Netzteil eine Gesamtleistung von 3,6 W bei einer Stromstärke von 0,25 A liefern musste. Damit der Betrieb des gesamten Messsystems hinsichtlich des elektrischen Probandenschutzes gefahrlos ablaufen konnte, wurde ein medizinisches Netzteil von der Firma Bicker Elektronik GmbH, Donauwörth ausgewählt. Das TRG21A180 stellt eine

Spannung von 18 V Gleichspannung und einen Nennlaststrom von 1,2 A zur Verfügung. Weiterhin findet die gesamte Stromversorgung auf der Zentrifuge ausschließlich über einen medizinischen Trenntrafo statt. Damit werden alle elektrischen Geräte galvanisch von dem Versorgungsnetz getrennt, um den an das Messsystem angeschlossenen Probanden vor körperlichen Schäden zu schützen.

### Messsignaldigitalisierung

Die Quantisierung der verstärkten Messsignale erfolgte durch den A/D-Wandler MP150 der Firma BIOPAC Systems Inc., Goleta, Kalifornien. Das BIOPAC MP150 ist ein Gerät für die Akquirierung von Körpermesssignalen. Durch seine modulare Bauweise können benötigte Zusatzgeräte dem Basisgerät hinzugefügt werden (Abbildung 4-11). Mit einem 16 Bit A/D-Wandler ausgestattet, schafft das Gerät von BIOPAC eine höhere Genauigkeit, als von den Kraftaufnehmern geliefert werden kann. Der Vorteil bei dem MP150 bestand darin, dass ein solches Gerät bereits auf der Zentrifuge vorhanden war und das DLR eine Lizenz für die benötigte Software zur Auswertung der Messsignale besaß.



**Abbildung 4-11:** BIOPAC MP150 mit Erweiterungsmodul

## 4.2 Messmodul

Die Messeinheit bildet den Kern des Messsystems. Damit jeweils vier Kraftaufnehmer eine gemeinsame Gewichtskraft erfahren und ein Proband auf dem System platziert werden kann, musste um die Kraftaufnehmer ein verbindender Rahmen konstruiert werden.

Als Verbindungsbauteil für die Kraftaufnehmer dient ein Rahmen aus Aluminiumprofilen. Das DLR gibt vor, für die Profile Produkte der Firma MayTec Aluminiumsystemtechnik GmbH, Dachau, zu verwenden. Die Breite eines Moduls wurde durch den Abstand der Schienen auf der Zentrifuge mit 740 mm vorgegeben. Die Tiefe wurde auf 300 mm festgelegt. Die Profilstärke wurde, nach der zu erwartenden Belastung, mit 45 mm ausgelegt (Abbildung 4-12).

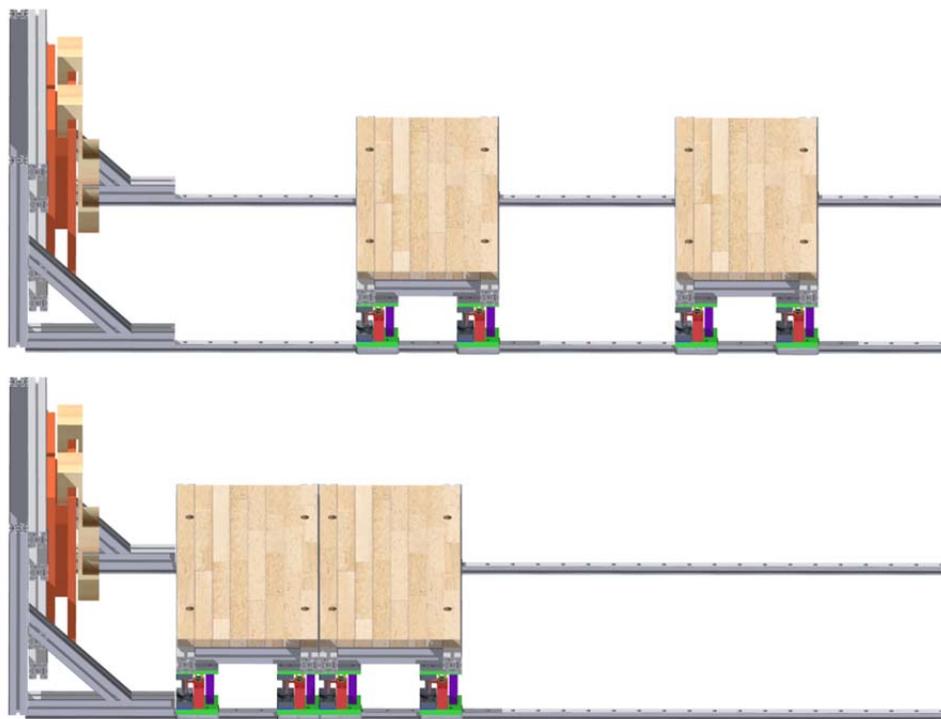


**Abbildung 4-12:** CAD Zeichnung eines Messmoduls

### 4.2.1 Sicherheit

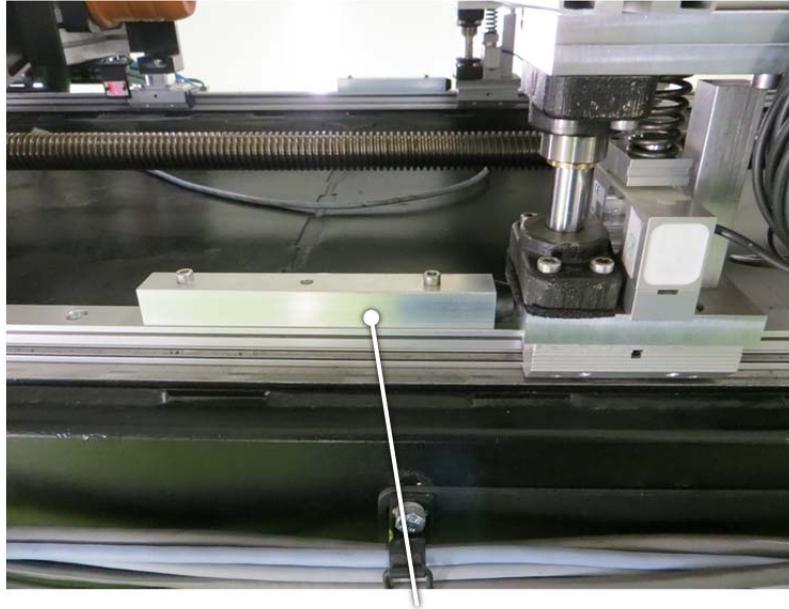
Damit der Proband bei Experimenten auf der Zentrifuge keine körperlichen Schäden davonträgt, muss er zu jeder Zeit ausreichend gesichert sein. Gerade für die bereits erwähnte Synkope des Probanden ist ein Sicherungssystem unabdingbar. Im Falle der Bewusstlosigkeit und ohne eine Art Sicherung gibt es zwei große Gefahrenquellen. Die erste ist das seitliche Herunterstürzen des Probanden von dem Messsystem bei voller Fahrt der Zentrifuge. Die zweite Gefahr ist das buchstäbliche Zusammenklappen des Probanden. Die beiden Module sind auf den Linearschienen frei verschiebbar. Ohne körperliche Arbeit des Probanden, die Bemühung auf der Zentrifuge zu stehen und einem Sicherungssystem, bewegen sich beide Module vom Rotationsmittelpunkt weg in Richtung der Fußplatte (Abbildung 4-13). Ohne eine körperliche Grundanstrengung fährt der Proband auf den Modulen mit und wird dabei zu

großer Wahrscheinlichkeit verletzt. Damit so etwas unterbunden wird, wurden verschiedene Maßnahmen ergriffen. Zum einen wird der Proband mit dem Messsystem verbunden. Dazu wird der Proband mit einem Klettergurt fixiert. Dieser wird, nach der Platzierung des Probanden auf dem Messsystem, mit dem Messmodul für die obere Körperpartie verbunden. Für diese Verbindung wurden entsprechende Verbindungsbauteile an den Aluminiumprofilen angebracht. Somit wird der Proband im Falle der Synkope zentrifugal über den Klettergurt aufgehängt. Damit sich die obere Hälfte des Messmoduls nicht von der unteren lösen kann, wurden die beiden Hälften über ein Drahtseil miteinander verbunden. Diese Art der Verbindung behindert das System während der Messung nicht, verhindert aber ein Auseinanderfahren der beiden Modulhälften.



**Abbildung 4-13:** CAD Zeichnung mit möglichem Verfahrensweg der Module im Falle einer Synkope, Ausgangszustand (oben) und Synkope (unten)

Um diese große Beschleunigungsstrecke aus Abbildung 4-13 zu minimieren, wurden entsprechende Stopper auf die Schienen gebaut (Abbildung 4-14). Die Schienen haben im Abstand von 30 mm, Bohrungen für Schrauben der Größe M4, wodurch die Stopper auf die Schienen geschraubt werden konnten. Durch die Stopper und ihre individuelle Platzierung auf den Schienen ist es möglich, die maximale Beschleunigungsstrecke der einzelnen Module einzuschränken (Abbildung 4-15).



aufgeschraubter Stopper

Abbildung 4-14: montierter Stopper mit Schlitten in Anschlagposition

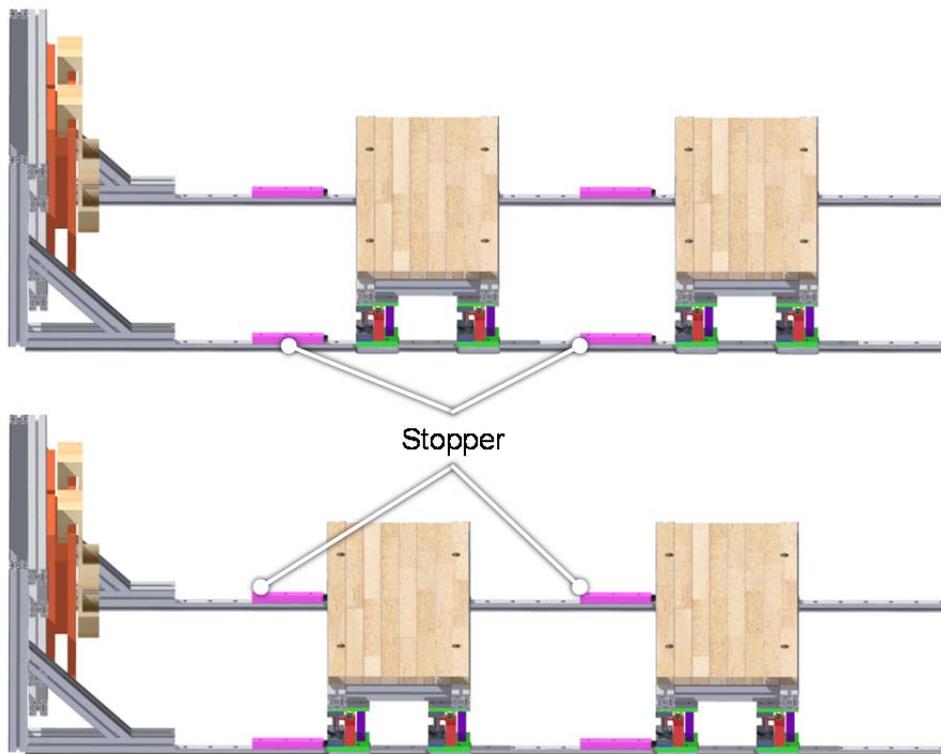


Abbildung 4-15: CAD Zeichnung mit möglichem Verfahrenweg der Module im Falle einer Synkope mit Stopper; Ausgangszustand (oben) und Synkope (unten)

## 5. Montage

Nachdem die Bauteilauslegung abgeschlossen ist, dient dieses Kapitel als eine Bauanleitung. Dazu werden die Schritte der Elektroinstallation, sowie der schematische Zusammenbau eines einzelnen Moduls beschrieben.

### 5.1 Welle-Nabe Verbindung für das Säulenlager

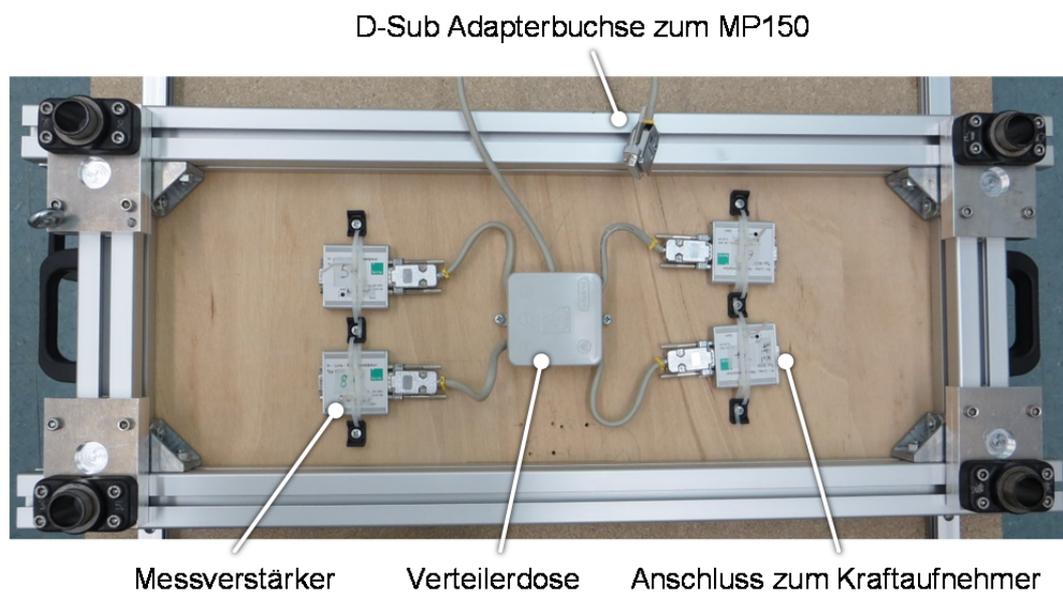
Bevor die eigentliche Montage des Messsystems erfolgen konnte, mussten die Führungssäulen in die entsprechenden Führungslager eingepresst werden. Die Verbindung wird vom Hersteller als Pressverbindung ausgelegt. Vom Prinzip her stellt diese Kombination eine Welle-Nabe-Verbindung dar. Das Ineinanderfügen solcher Bauteile, ohne einen hohen mechanischen Aufwand, kann über das Aufwärmen der Nabe oder das Abkühlen der Welle erfolgen. Standardmäßig wird die Nabe erwärmt. Nach Gold erfolgt die Berechnung der notwendigen Temperaturdifferenz  $\Delta\vartheta$ , mit dem größten Übermaß  $U$  von Welle und Nabe, sowie dem Grundabmaß  $K$  [Gold 2006]. Über eine Mikrometerschraube für Innen- und Außendurchmesser konnte das Übermaß der beiden Bauteile mit  $20\ \mu\text{m}$  ermittelt werden. Das Grundabmaß  $K$  ist ein Toleranzgrad für die Produktion und hängt von dem gewählten Durchmesser der Welle ab. Für diesen Fall betrug das Grundabmaß  $1\ \mu\text{m}$ . Die ausführliche Berechnung ist in Anhang V einsehbar. Bezugnehmend auf das Ergebnis der Berechnung, wurden die Führungslager auf  $160^\circ\text{C}$  erhitzt, um anschließend mit den Säulen gefügt zu werden.

### 5.2 Elektroinstallation

Die Beschreibung für die Verschaltung findet von den Kraftaufnehmern ausgehend, über die Messverstärker zu dem Versorgungsnetz, bzw. der Messdatenerfassung statt.

Die Kraftaufnehmer sind auf dem sechs-Kanal Prinzip aufgebaut. Das bedeutet, dass von dem Kraftaufnehmer ein sechs-adriges Kabel ausgeht. Zwei Kabel sind für die Temperaturkompensation. Damit ist es möglich, dass über die Widerstandsmessung von zwei Kabeln die Temperaturveränderung der Umgebung erfasst und diese Veränderung in den Messungen berücksichtigt werden kann. Die verwendete Hardware, das BIOPAC MP150, unterstützte diese Kompensation nicht, weshalb die Funktion nicht eingesetzt wurde. Dennoch

wurden die Kabel so verdrahtet, dass eine nachträgliche Änderung durch neue, diese Funktion unterstützende Hardware ermöglicht wird. Die anderen vier Kabel teilen sich mit je zwei Adern in die Speisespannung des Kraftaufnehmers und die Messsignalausgabe auf. Über neunpolige D-Sub Stecker wurden die Kraftaufnehmer mit den Messverstärker verbunden. Wiederum über neunpolige D-Sub Stecker wurden die Signale zu einer Sammelstelle in der Mitte der Holzplatte geleitet (Abbildung 5-1). Die Speisespannung für die Kraftaufnehmer wurde von acht Adern auf zwei reduziert, indem die Kraftaufnehmer parallel geschaltet wurden. Von der Sammelstelle zu der Seite des Messmoduls führt ein 21-adriges Ölflex Kabel zu einer 25-poligen D-Sub Buchse. Durch diesen Aufbau wird die Verbindung sehr übersichtlich. Von dem Messmodul weg führt ein weiteres 21-adriges Ölflex Kabel zum MP150. Darüber wurden für die vier Messeinheiten die Speisespannung, die Messsignale und die Temperaturkompensation geführt. Die Speisespannungskabel enden in einem Niedervoltstecker für das Netzteil. Die Kompensationskabel enden blind. Die Messsignalkabel wurden paarweise mit 3,5 mm Klinkenstecker verlötet, damit sie in die Aufnahme des BIOPAC MP150 passen. Die gesamte Verschaltung einschließlich farblicher Aderzuweisung befindet sich Anhang VII.



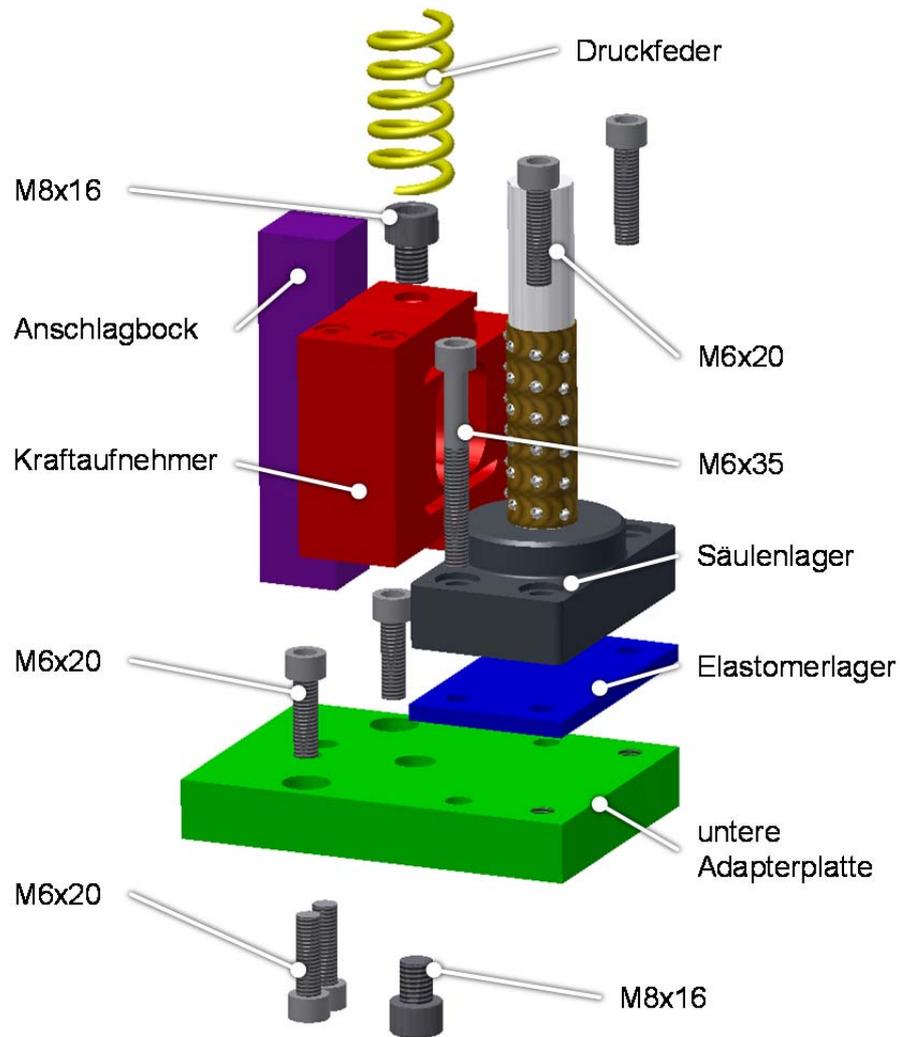
**Abbildung 5-1:** Elektroverteilung am Unterboden von einem Messmodul

### **5.3 Zusammenbau des Systems**

Die beiden Schienen der Firma Franke GmbH wurden in dem Abstand auf eine Holzplatte montiert, wie er auf der Zentrifuge vorgegeben ist. Ein identischer Schienenabstand ermöglicht das leichte Umbauen von dem Modell auf die Zentrifuge, ohne Einstellarbeiten der Schienenspur. Die Befestigung der Schienen auf die Holzplatte erfolgte dabei bei jeder dritten Bohrung der Schienen, durch Spaxx Schrauben.

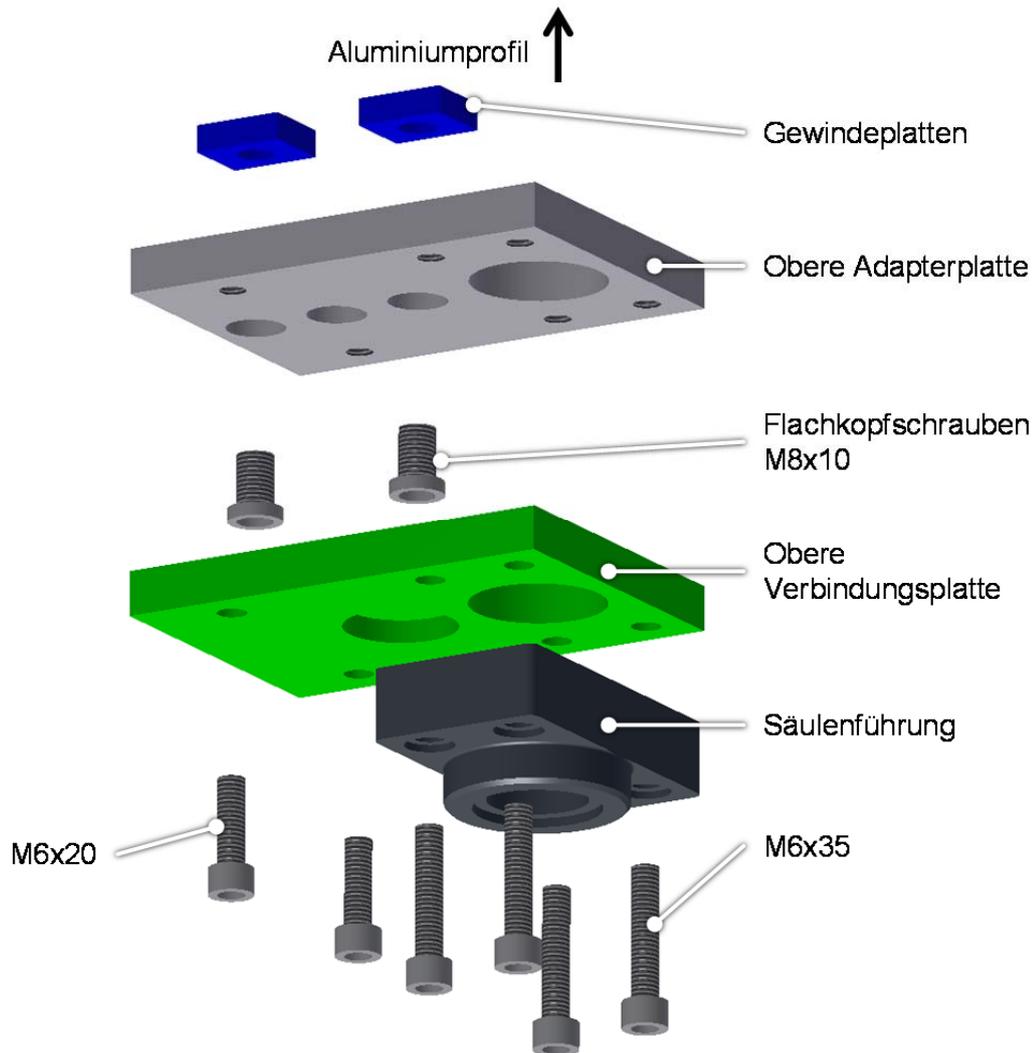
#### *Messeinheit*

Der Aufbau der Messeinheit gliedert sich in zwei Abschnitte, die obere und die untere Hälfte. Die untere Hälfte besteht aus der Adapterplatte für die Montage auf den Linearschlitten der Firma Franke GmbH, dem Säulenlager mit eingepresster Führungssäule, dem Kraftaufnehmer, und dem Anschlagbock. Der Kraftaufnehmer und der Anschlagbock werden von unten an die Adapterplatte geschraubt. Im Anschluss daran kann die Säulenführung mit dem Elastomer von oben montiert werden (Abbildung 5-2). Es muss dabei beachtet werden, dass zwischen dem Kraftaufnehmer und dem Säulenlager ein Spalt bestehen bleibt. Andernfalls wird der Kraftaufnehmer in seiner Federfunktion eingeschränkt und liefert falsche Messwerte. Anschließend kann die Schraube auf der Lasteinleitungsseite des Kraftaufnehmers aufgeschraubt werden, welche später als Fixierung für die Druckfeder dient.



**Abbildung 5-2:** Explosionszeichnung der unteren Hälfte der Messeinheit

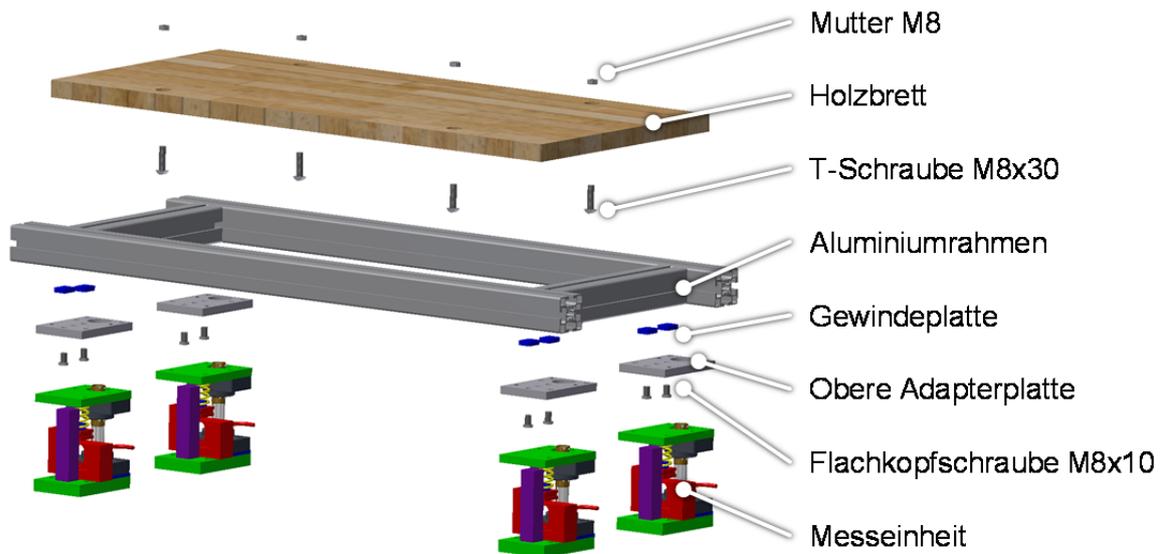
Nach der unteren Messeinheit, kann die obere zusammengebaut werden. Diese setzt sich aus der oberen Adapterplatte, dem Führungslager und einer zusätzlichen Montageplatte zusammen (Abbildung 5-3).



**Abbildung 5-3:** Explosionszeichnung der oberen Hälfte der Messeinheit

*Messmodul*

Als nächster Schritt wird der Aluminiumrahmen zusammengesetzt. Er besteht aus je zwei identischen Aluminiumprofilen der Firma MayTec mit den Längen 850 mm und 250 mm. Die Verbindung der Profile miteinander erfolgt über Winkel. Abschließend können die oberen Hälften der Säulenlager an dem Aluminiumrahmen befestigt werden. Dazu werden spezielle Gewindeplatten in die Profile eingelegt und die obere Adapterplatte Hilfe von Flachkopfschrauben an den Aluminiumrahmen verschraubt (Abbildung 5-4). Danach kann die Verbindung der oberen Messeinheit mit dem Aluminiumrahmen erfolgen. Dazu wird die obere Verbindungsplatte an die Adapterplatte des Rahmens befestigt.



**Abbildung 5-4:** Explosionszeichnung eines Messmoduls

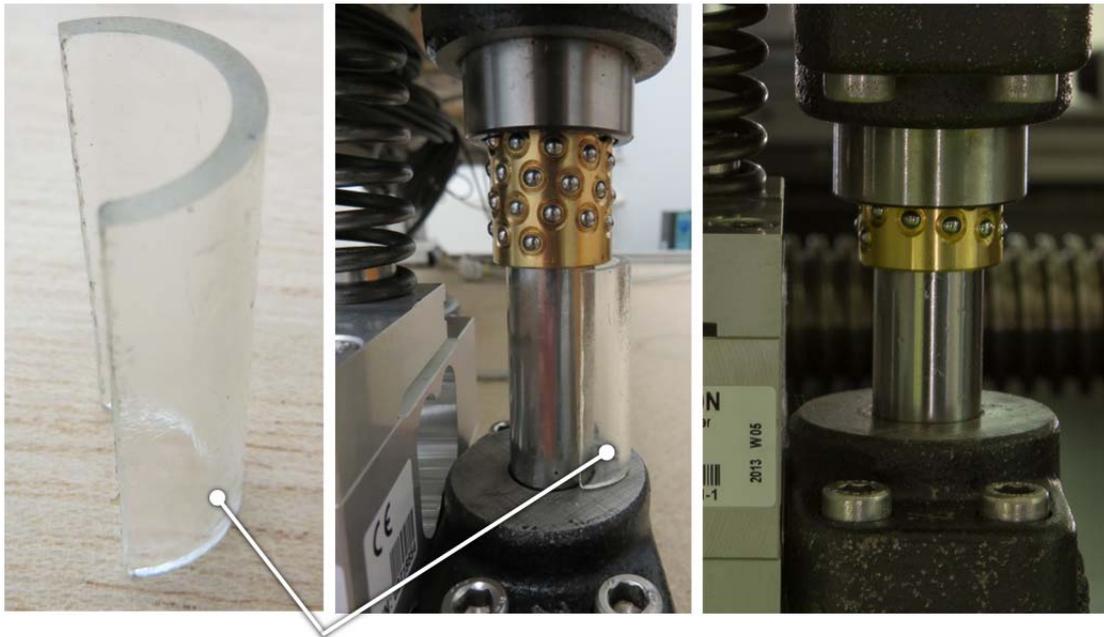
Die Verbindung der Profile wurde mit üblichen Winkeln realisiert. Um das Modul als Auflage verwenden zu können, musste auf den Aluminiumrahmen eine abschließende Holzplatte montiert werden. Dafür wurde eine 30 mm starke Tischlerplatte verwendet. Mittels Flachkopfschrauben wird die obere Verbindungsplatte an den Aluminiumrahmen geschraubt. Dafür können in die Profile Gewindeplatten eingelegt werden. Anschließend können die obere Verbindungsplatte und die Adapterplatte der Messeinheit miteinander verschraubt werden.

Die Führungs- und Säulenlager wurden von eins bis acht durchnummeriert. Ebenso wurden die Stirnseiten der Kugelhäufige mit einer, der Nummer entsprechenden Anzahl an Punkten, markiert. Damit wurde je ein Kugelhäufige einem Säulenlager zugeordnet (Abbildung 5-5). Das hat den Vorteil, dass keine Durchmischung der Bauteilpaare bei einem Umbau der Bauteile erfolgen kann.



**Abbildung 5-5:** Gravur-Markierung der Kugelkäfige und Säulenlager

Bevor der Zusammenbau der unteren Hälfte des Messmoduls mit der oberen durch das Aufstecken des Rahmens erfolgen kann, muss sichergestellt werden, dass die Kugelkäfige an den richtigen Positionen auf der Säule sitzen. Damit wird gewährleistet, dass die Buchse im Betrieb in voller Länge auf dem Kugelkäfig sitzt (Abbildung 5-6). Dafür wurden Schalen aus einem Plexiglasrohr hergestellt, welche eine Länge von 45 mm haben. Diese Schalen werden auf die Säulen aufgesteckt und dienen als Abstandshalter. Damit kann der Kugelkäfig auf die Säule gesteckt werden, ohne bis zum Säulenlager zu rutschen. Zusätzlich muss die Druckfeder auf der Lasteinleitungsseite des Kraftaufnehmers aufgesetzt werden. Nachdem das obere Element des Moduls auf die Säulen aufgesteckt wurde, können die Schalen entfernt und das Modul bis auf die Druckfedern heruntergefahren werden. Im Anschluss können die Module durch die in Kapitel 5.2 beschriebenen Kabel, mit dem MP150 verbunden und mit Strom versorgt werden.



Abstandshalter

**Abbildung 5-6:** Abstandshalter einzeln (links), eingebaut (Mitte), Säule ohne (rechts)

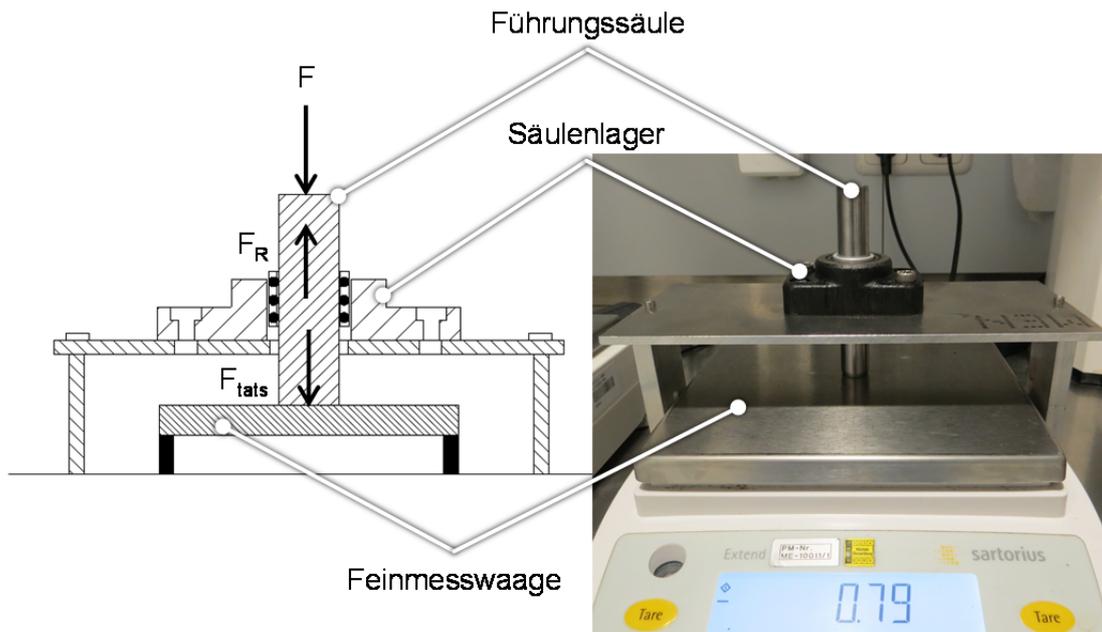
In Kombination der ausgewählten Bauteile hat ein Messmodul ein Gesamtgewicht von 13,5 kg. Davon macht die obere Hälfte eines Moduls 11,6 kg aus. Die aus Holz gefertigten Fußauflager wiegen zusammen 3,5 kg.

## 6. Funktionsüberprüfung des Messsystems

Damit das konstruierte Messsystem verwendet werden konnte, musste dem Einsatz eine Funktionsüberprüfung vorangehen. Für die Validierung des Systems wurden die Normen VDI 2622, VDI 2624, sowie DIN 1319 herangezogen. Bevor jedoch die Kalibrierung der Messverstärker erfolgte, wurde die Verlustkraft der Säulenführung aufgrund der Verschiebewiderstände durch die Lagerung bestimmt.

### 6.1 Kraftverlust durch Reibung innerhalb eines Säulenlagers

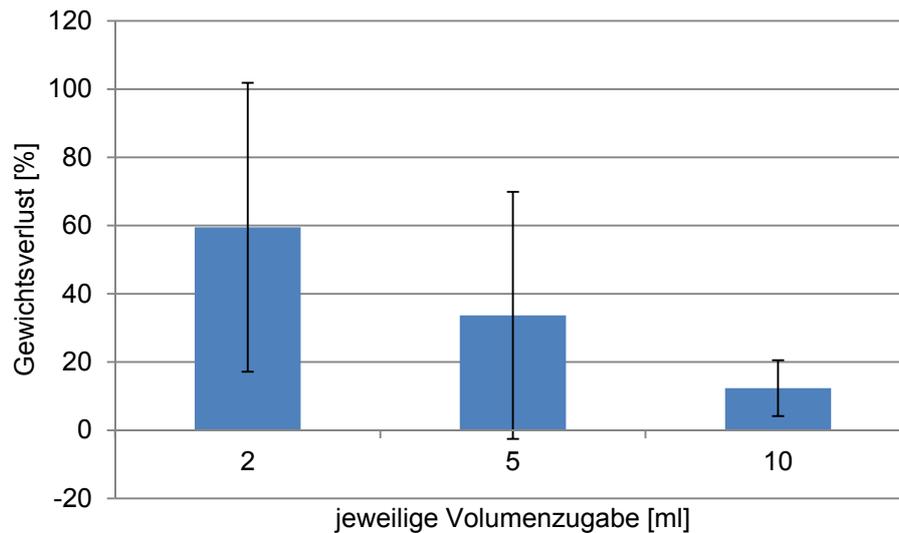
Eine Messeinheit setzt sich, wie in Kapitel 4.1 beschrieben, aus der Parallelschaltung einer Säulenführung und eines Kraftaufnehmers zusammen. Die Kugeln in der Säulenführung werden vorgespannt um eine Linearverschiebung der Säule zu ermöglichen. Bedingt durch den Reibkoeffizienten bei einer Materialpaarung, muss eine entsprechende Kraft aufgebracht werden, um einen Übergang von der Haft- in die Rollreibung zu ermöglichen. Alle Kräfte, die unterhalb dieser Losbrechkraft liegen, können von dem Kraftaufnehmer nur vermindert oder gar nicht wahrgenommen werden. Abhängig von der Vorspannung der Kugeln, sowie der gewählten Schmierung des Säulenlagers, besteht die Möglichkeit, dass die Losbrechkraft feine Messungen unmöglich macht. Um das auszuschließen, wurde der durch die Reibung bedingte Kraftverlust eines Säulenlagers exemplarisch ermittelt. Hierbei wurde untersucht, inwiefern die Reibung der Kugeln in der Säulenführung, einen Verlust der zu messenden Kraft  $F$  verursacht und wie hoch die tatsächlich gemessene Kraft  $F_{\text{tats}}$  ist. Dazu wurde eine Vorrichtung in U-Form gebaut, an die ein Säulenlager mit Führungssäule montiert werden kann. Unter der Vorrichtung wurde eine Feinwaage positioniert (Abbildung 6-1). Bei Belastung der Führungssäule wurde mit Hilfe der Feinwaage ermittelt, inwieweit ein Verlust der Gewichtskraft, durch die Reibkraft  $F_R$ , über das Säulenlager stattfand.



**Abbildung 6-1:** Versuchsaufbau zur Ermittlung des Kraftverlusts als Skizze (links) sowie Fotografie (rechts)

Bei den Messungen wurde ein Gefäß auf die in die Führung eingebaute Säule gestellt und im Laufe der Messungen mit Wasser gefüllt. Wasser wurde deswegen als Messmedium ausgewählt, weil es bei der sorgfältigen Hinzugabe von Wasser nur zu geringen Kraftimpulsen kommt. Werden hingegen Messobjekte aus festen Materialien gewählt, kann es zu nicht reproduzierbaren Zusatzkräften, bzw. Kraftstößen kommen, diese Objekte weniger exakt und gleichmäßig eingebracht werden können. Diese Kräfte können einen wesentlichen Unterschied auf Losbrechkräfte und somit auch auf die Messungen haben.

Sobald das Wassergefäß gefüllt wurde, wurde das Gewicht des Wassers über die Führungssäule auf die Waage übertragen. Die Differenz, zwischen der Gewichtszugabe durch das Wasser und des gemessenen Gewichtsunterschiedes auf der Waage, wurde als Verlustgewicht bezeichnet. Die hinzugegebenen Volumina betragen 2 ml, 5 ml und 10 ml. Die Ergebnisse dieser Messung sind in Abbildung 6-2 aufgelistet.



**Abbildung 6-2:** durchschnittlicher Gewichtsverlust, bezogen auf das hinzugefügte Volumen

Mit dem Versuch konnte gezeigt werden, dass Flüssigkeiten bis zu fünf Milliliter nicht mit ausreichender Genauigkeit erfasst werden können. Es wurden Verluste von bis zu 100 % gemessen. Diese Messgenauigkeiten wurden auf den Verschiebewiderstand der Säulenführung zurückgeführt. Erst ab einer Volumenzugabe von zehn Millilitern konnte eine wiederholbare Messgenauigkeit von über 85 % erreicht werden. Damit ist das gesamte Messsystem im Hinblick auf den Verschiebewiderstand, nicht verlässlich in der Lage eine Gewichtsveränderung unterhalb von zehn Gramm genau erfassen zu können.

## 6.2 Paarung und Kalibrierung von Kraftaufnehmer und Messverstärker

Damit die Kraftaufnehmer und Messverstärker, eindeutig zueinander gehörend, gekennzeichnet werden konnten, wurden sie nummerisch gepaart. Die vergebenen Nummern lagen für die alten Messverstärker bei eins bis vier. Die neuen Messverstärker erhielten die Nummern fünf bis acht, sowie ein zusätzliches „+“ als ergänzende Markierung. Die neuen Verstärker konnten über zwei Potentiometer, welche auf der Platine der Verstärker angebracht sind, justiert werden. Das eine Potentiometer ist für das Nullsignal zuständig, das andere für den individuellen Kennwert des Kraftaufnehmers. Die vier Messverstärker, welche nicht neu angeschafft wurden, konnten nicht mechanisch über die Potentiometer kalibriert werden. Bei den Messsignalen dieser Messverstärker musste über einen Koeffizienten in der Software die entsprechende Linearitätskurve eingestellt werden. Die Raumtemperatur, bei der die

Kalibrierung durchgeführt wurde, lag bei 20°C. Darüber hinaus wurde die vom Hersteller der Messverstärker vorgegebene Einschaltzeit von zehn Minuten vor der Kalibrierung in dreifacher Länge abgewartet. Damit wurden eventuelle Aufheizevorgänge der Kraftaufnehmer und Messverstärker durch die Speisespannung berücksichtigt.

Die Kalibrierung der Messverstärker wurde nach der Einpunkt-Methode der Norm VDI 2622-20 durchgeführt. Dazu wurde jeder Kraftaufnehmer mit seinem gepaarten Messverstärker einzeln an das BIOPAC MP150 angeschlossen und die Messsignale über das Programm ACQKnowledge 4.0 der Firma BIOPAC erfasst. Zuerst wurde der Nullpunkt des Kraftaufnehmers eingestellt. Nachfolgend wurde der Kraftaufnehmer durch eine Belastung mit 20 kg in den Messbereichsendwert überführt. Das Messsignal wurde über das Potentiometer soweit verändert, dass der Messwert die 20 kg widerspiegelte. Bei den vorkonfigurierten Messverstärkern zeigte sich, dass die Kraftaufnehmer, auf die die Verstärker ursprünglich kalibriert wurden, einen höheren Kennwert als die neuen Kraftaufnehmer haben. Die vorhandenen Messverstärker wurden auf die S2M-Kraftaufnehmer über eine Faktorisierung innerhalb der verwendeten Software eingestellt. Dazu wurde über eine weitere Einpunkt-Messung die maximale Belastung der Kraftaufnehmer ermittelt. Die Spannung des Messsignals bei Nennlast beträgt 2,5 V. Da der Kraftaufnehmer bei dieser Spannung mit 20 kg belastet wird, lässt sich daraus das Verhältnis von Volt pro Kilogramm berechnen. Bei den bereits kalibrierten Verstärkern zeigte sich ein, zu diesem Verhältnis widersprüchlicher, Messwert. Der Verstärkungskoeffizient konnte über den Quotienten von erwarteter zu tatsächlicher Spannung ermittelt werden. Die Verstärkungskoeffizienten für jeden einzelnen Verstärker sind in Tabelle 6-1 dargestellt.

**Tabelle 6-1:** Software-Verstärkungsfaktoren der bereits kalibrierten Messverstärker

Messverstärker #1	0,76793
Messverstärker #2	0,76838
Messverstärker #3	0,76863
Messverstärker #4	0,76962

### 6.3 Software Einstellung

Die Software ACQ4.0 wurde für die Messdatenauswertung verwendet. Diese Software wird zusammen mit dem BIOPAC MP150 vertrieben. Die Zuordnung der Eingangskanäle des MP150 erfolgt in dem Programm über die Auswahl aus einer Liste. Die vier Messsignale des Moduls #1 wurden, über die in Kapitel 6.2 erarbeiteten Verstärkungsfaktoren auf die

entsprechenden Kraftaufnehmer, justiert. Dabei wurden dem Modul #1 die Signale der Kraftaufnehmer eins bis vier zugeordnet. Demzufolge wurden dem Modul #2 die Kraftaufnehmer und Messverstärker 4+ bis 8+ zugeordnet. In einer im Programm befindlichen Maske kann eine Einheitenumrechnung vorgenommen werden. Dabei wurden die maximal anliegenden 2,5 V der Nennkraft eines Kraftaufnehmers von 20 000 Gramm zugeordnet. Während der durchzuführenden Experimente werden keine sprunghaften Veränderungen des Gewichts erwartet. Aus diesem Grund wurde die Abtastrate der einzelnen Messsignale auf 25 Hz festgelegt. Mit einer solch geringen Abtastrate können hochfrequente Störsignale im Vorfeld ausgeschlossen werden. Anschließend wurde bei den akquirierten Signalen eine Glättung durchgeführt. Dazu wurde der Mittelwert aus 25 Messpunkten gebildet. Abschließend wurden die vier Messsignale von Modul #1 und die vier Signale von Modul #2 jeweils zu einem Gesamtwert für das entsprechende Modul addiert. In den folgenden Messungen konnten die Messsignale einzeln und zusammen als Gesamtsignal angezeigt werden (Abbildung 6-3).

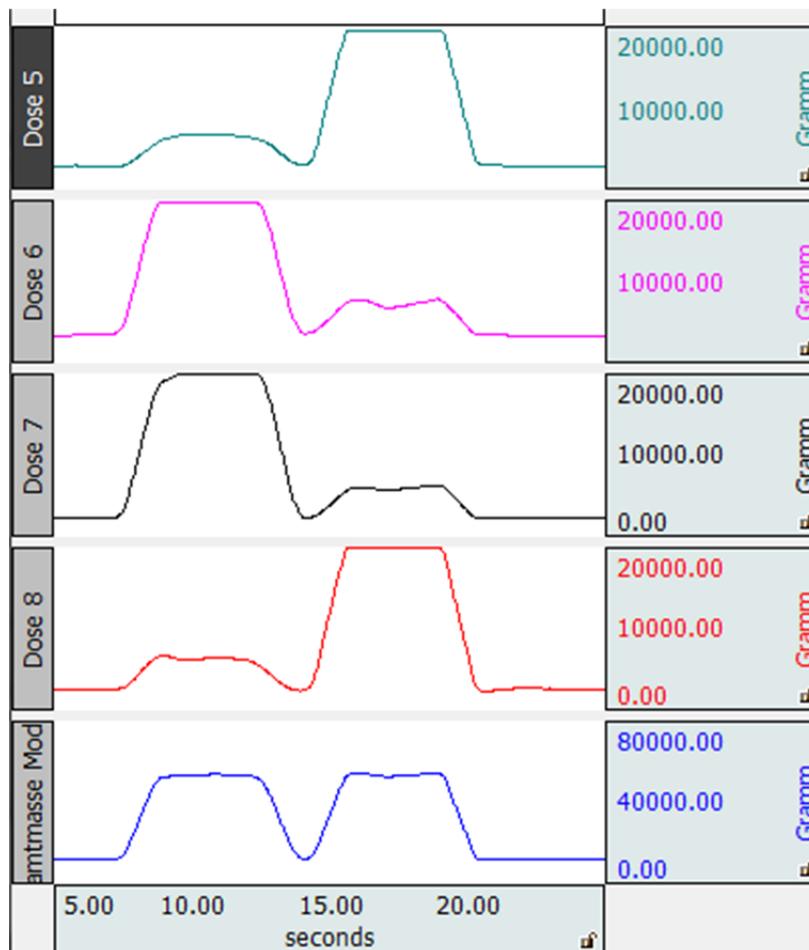


Abbildung 6-3: Messsignale bei wechselseitiger Belastung eines Moduls, dargestellt in ACQ4.0

## 6.4 Test nach VDI 2624

Für die Ermittlung der Gebrauchstauglichkeit des gesamten Messsystems wurde ein Test nach VDI 2624 durchgeführt. Dabei wird der zu überprüfende Kalibriergegenstand, nach einer Belastung mit der Nennlast, mit einer aufsteigenden und einer absteigenden Messreihe beaufschlagt (Abbildung 6-4). Die einzelnen Treppen der Stützstellen bilden sogenannte Kraftstufen. Auf jeder Kraftstufe werden der erwartete und der gemessene Wert verglichen. Neben der Wiederholgenauigkeit  $b$  wird zudem die relative Umkehrspanne  $v$  berechnet. Die Umkehrspanne gibt den Unterschied zweier Messwerte von identischen Kraftstufen an, die jeweils durch eine Auf- und eine Abwärtsreihe erreicht wurden. Daran anschließend wird das Messsystem dreimal mit 50 % der Nennlast belastet. Auch hierbei wird die Differenz zwischen den zueinander gehörenden Soll- und Ist-Werten gebildet. Dieser Test gibt Aufschluss über die relative Wiederholpräzision  $b_{0,5}$  des Systems.

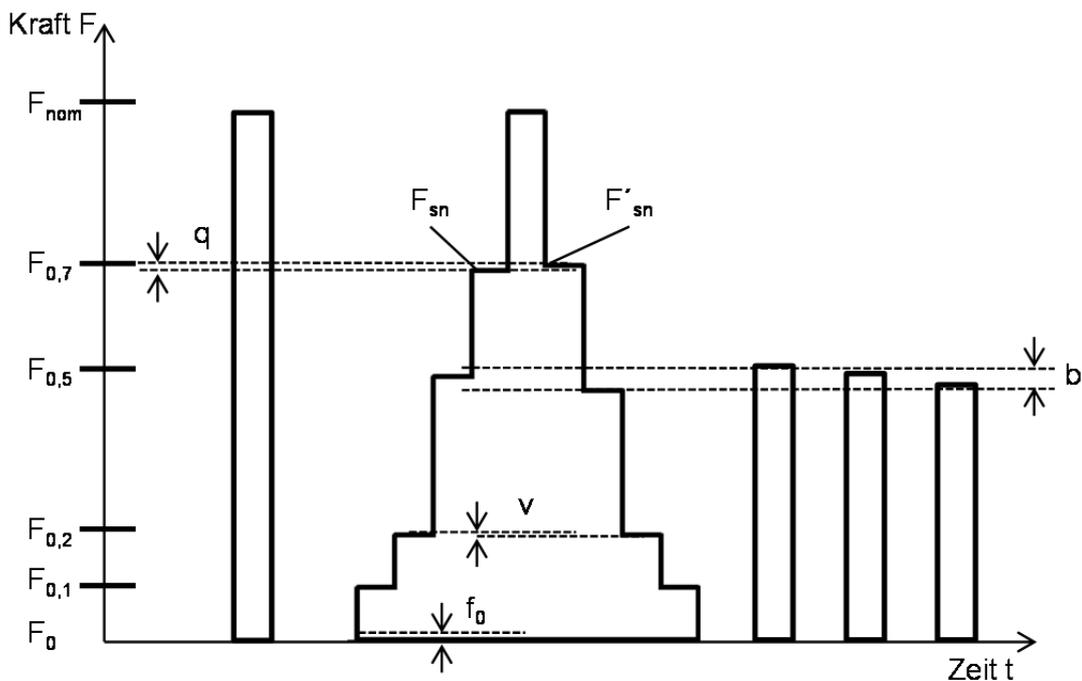


Abbildung 6-4: Ablaufdiagramm einer Validierung nach VDI 2624 [VDI 2008]

Nach VDI 2624 muss das zu überprüfende System im eingebauten Zustand getestet werden. Das obere Messmodul wiegt im zusammengebauten Zustand 11,66 kg. Das Nullniveau  $F_0$  wurde als der Zustand definiert, in dem das Modul zusammengebaut, aber unbelastet ist. Neben dem Nullniveau setzten sich die anderen Kraftstufen aus dem verbleibenden Gewichtsbereich von 68,34 kg zusammen. Die für die jeweiligen Kraftstufen gewählten Gewichte sind in Tabelle 6-2 aufgelistet.

**Tabelle 6-2:** Gewichte der jeweiligen Kraftstufen

Kraftstufe $F_0$	0 kg
Kraftstufe $F_{0,1}$	5 kg
Kraftstufe $F_{0,2}$	12,5 kg
Kraftstufe $F_{0,5}$	32,5 kg
Kraftstufe $F_{0,7}$	45 kg
Kraftstufe $F_{nom}$	65 kg

Mit den in VDI 2624 aufgeführten Gleichungen konnten die charakteristischen Werte einer Waage berechnet werden. Die jeweilige Berechnung der einzelnen Werte ist in Anhang VII ersichtlich. Die Ergebnisse, der aus den Messwerten berechneten Kennzahlen, werden in Tabelle 6-3 aufgeführt.

**Tabelle 6-3:** Zusammenfassung der Prüfergebnisse nach VDI 2624, mit  $F_{nom} = 65$  kg

Bezeichnung	Formelzeichen	Modul #1	Modul #2
Entlastung der Messeinheit	$F_0$	2,69 N	4,71 N
Belastung mit 10 % der Nennkraft	$F_{0,1}$	45,37 N	53,29 N
Belastung mit 20 % der Nennkraft	$F_{0,2}$	119,87 N	132,40 N
Belastung mit 50 % der Nennkraft	$F_{0,5}$	315,89 N	330,53 N
Belastung mit 70 % der Nennkraft	$F_{0,7}$	453,10 N	455,47 N
Belastung mit Nennkraft	$F_{nom}$	642,56 N	651,13 N
Restanzeige des Kalibriergegenstands nach Rücknahme der Nennkraft	$F_{so}$	2,09 N	3,5 N
Mittelwerte aller Messwerte der Kraftstufe $F_{0,5}$ bei zunehmender Prüfkraft	$F_{s0,5}$	372,64 N	371,62 N
Minimale Kraft bei $F_{0,5}$	$\min F_{0,5}$	372,49 N	371,49 N
Maximale Kraft bei $F_{0,5}$	$\max F_{0,5}$	372,80 N	372,12 N
Relative Umkehrspanne für $F_{0,5}$	$v_{0,5}$	0,14%	0,14 %
Relative Umkehrspanne für $F_{0,7}$	$v_{0,7}$	0,01%	0,09 %
relative Wiederholpräzision bei Kraftstufe $F_{0,5}$	$b_{0,5}$	0,08%	0,17 %
relative Nullpunktabweichung	$f_0$	0,08%	0,04 %

Die Kennwerte aus Tabelle 6-3 zeigen, dass das System bei der getesteten Konfiguration große Kräfte nicht zuverlässig erfassen kann. Aus dem Grund wurden, bei einer weiteren Messung nach dem gleichen Standard, Gewichte ausgewählt, welche wahrscheinlicher für zukünftige Messungen sind. Von Truijen beschreibt, dass während einer Lageveränderung, von der liegenden in die stehende Position, bis zu 800 ml an Flüssigkeit aus dem Thorax verschoben werden können [Truijen 2012]. In Anlehnung an diese Aussage wurde für die erneute Messung die Nominalkraft  $F_{\text{nom}}$  reduziert. Sie wurde von der Nennkraft der Kraftaufnehmer (65 kg) auf das Gewicht der maximal verschobenen Blutmenge (0,8 kg) vermindert. Damit ergeben sich die in Tabelle 6-4 aufgeführten Kraftstufen.

**Tabelle 6-4:** Kraftstufen für die verringerte Nominalkraft

Kraftstufe $F_0$	0 Gramm
Kraftstufe $F_{0,1}$	80 Gramm
Kraftstufe $F_{0,2}$	160 Gramm
Kraftstufe $F_{0,5}$	400 Gramm
Kraftstufe $F_{0,7}$	560 Gramm
Kraftstufe $F_{\text{nom}}$	800 Gramm

Mit den reduzierten Kraftstufen konnte eine erneute Messung auf Basis des in Abbildung 6-4 dargestellten Ablaufs durchgeführt werden. Für diese Messung wurden Wasserflaschen als Gewichtsstufen verwendet. Der jeweilige Wasserinhalt wurde an die gewünschte Gewichts Differenz angepasst. Die Ergebnisse sind in Tabelle 6-5 aufgeführt.

**Tabelle 6-5:** Zusammenfassung der Prüfergebnisse nach VDI 2624, mit  $F_{nom} = 800$  Gramm

Bezeichnung	Formelzeichen	Modul #1	Modul #2
Entlastung der Messeinheit	$F_0$	0,10 N	-0,03 N
Belastung mit 10 % der Nennkraft	$F_{0,1}$	0,67 N	0,61 N
Belastung mit 20 % der Nennkraft	$F_{0,2}$	1,34 N	1,29 N
Belastung mit 50 % der Nennkraft	$F_{0,5}$	3,26 N	3,20 N
Belastung mit 70 % der Nennkraft	$F_{0,7}$	4,60 N	4,54 N
Belastung mit Nennkraft	$F_{nom}$	6,80 N	6,62 N
Restanzeige des Kalibriergegenstands nach Rücknahme der Nennkraft	$F_{so}$	2,09 N	0,86 N
Mittelwerte aller Messwerte der Kraftstufe $F_{0,5}$ bei zunehmender Prüfkraft	$F_{s0,5}$	3,75 N	3,27 N
Minimale Kraft bei $F_{0,5}$	$\min F_{0,5}$	3,70 N	3,26 N
Maximale Kraft bei $F_{0,5}$	$\max F_{0,5}$	3,79 N	3,30 N
Relative Umkehrspanne	$v_{0,5}$	5,01%	3,12 %
Relative Umkehrspanne	$v_{0,7}$	3,69 %	1,98 %
relative Wiederholpräzision bei Kraftstufe $F_{0,5}$	$b_{0,5}$	2,40 %	0,61 %
relative Nullpunktabweichung	$f_0$	1,47 %	0,45 %

Die relative Umkehrspanne zeigt dabei den Unterschied zwischen den beiden Ausgangssignalen der aufsteigenden und der absteigenden Messreihe an. Sie ist ein Maß für die Abweichung von der ideal-linearen Kennlinie der Kraftaufnehmer. Zusätzlich dazu ist die Wiederholpräzision bei halber Nennlast von Bedeutung. Bei beiden Kennwerten ist ersichtlich, dass sie nicht in, für die Experimente verträglichen Grenzen liegen.

Das Problem bei Absolutmessungen ist das Miteinbeziehen von Nullpunktdriften [HBM 2002]. Dabei werden Messfehler, die durch z.B. einen Temperaturunterschied zwischen Justierung und Einsatz erzeugt werden, automatisch mit in die Messung mit einbezogen.

Jedoch ist die primäre, an das Messsystem gestellte Aufgabe nicht, das Gesamtgewicht eines Körpers zu ermitteln, sondern noch kleinere Gewichtsunterschiede zu erfassen, als die zwischen den einzelnen Kraftstufen.

Für diese Relativmessungen, mit einer vorherigen Tarierung, besteht ebenfalls die Möglichkeit die Messunsicherheit  $u$  im Vorhinein abzuschätzen wie in Kapitel 4.1. Dazu werden der Referenztemperaturunterschied  $\Delta T$ , der Messbereich  $B$ , die Anzahl der Wägezellen  $n$ , die dosierte Menge  $M$ , sowie die im Datenblatt des Kraftaufnehmers enthaltene Linearitätsabweichung  $d_{Lin}$  und der Temperaturkoeffizient in Formel 6.1 eingesetzt.

$$u = d_{Lin} * n * \sqrt{M * B} + TK_c * \Delta T * \frac{M}{\sqrt{n}} \quad 6.1$$

Daraus ergibt sich, dass im Idealfall, mit vier Kraftaufnehmern und einem Differenzgewicht von zehn Gramm eine Messunsicherheit von 0,35 Gramm erreicht werden kann. Die weiteren, für diese Berechnung benutzten Kennwerte sind in Tabelle

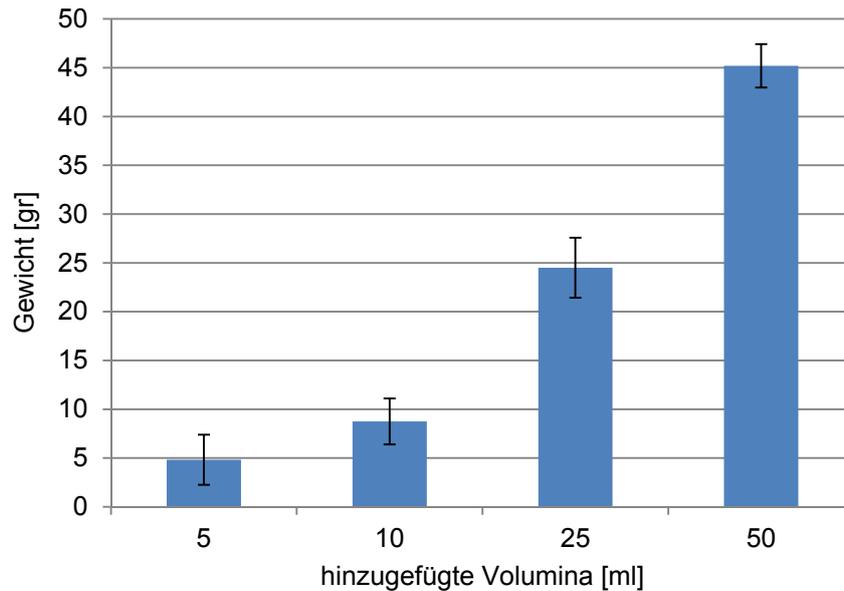
**Tabelle 6-6:** Kennwerte zur Berechnung der Messunsicherheit

Anzahl der Wägezellen	n	4	
Linearitätsabweichung	d <sub>Lin</sub>	0,02	%
Temperaturkoeffizient	TK <sub>c</sub>	0,02	%
dosierte Menge	M	10	Gramm
Messbereich	B	20.000	Gramm
Referenztemperaturunterschied	ΔT	0	°C

Es wurde eine weitere Messreihe durchgeführt, um die tatsächliche Messunsicherheit bei kleinen Relativmessungen zu ermitteln. Während sich die Überprüfung durch VDI 2624 auf die Genauigkeit einer Waage innerhalb ihres gesamten Nennlast-Spektrums bezieht, ist der Differenzenwägungs-Test, für die Erfassung geringer Gewichtsveränderungen gedacht und deshalb für den späteren Einsatz des Messsystems geeigneter.

## 6.5 Differenzenwägungs-Test

Mit dem Differenzenwägungs-Test wurde eine Versuchsreihe mit geringen Gewichtsänderungen durchgeführt. Der Schwerpunkt bei diesen Messungen lag darauf, zu testen, ob das Messsystem geringe Gewichtsveränderungen zuverlässig erfassen kann. Dazu wurde ein Gefäß auf einem der beiden Messmodule platziert und im Laufe der Messungen mit definierten Wassermengen befüllt. Die hinzugefügten Wassermengen betragen 5 ml, 10 ml, 25 ml und 50 ml. In Abbildung 6-5 ist das durchschnittliche Differenzgewicht einer Messreihe aufgeführt.



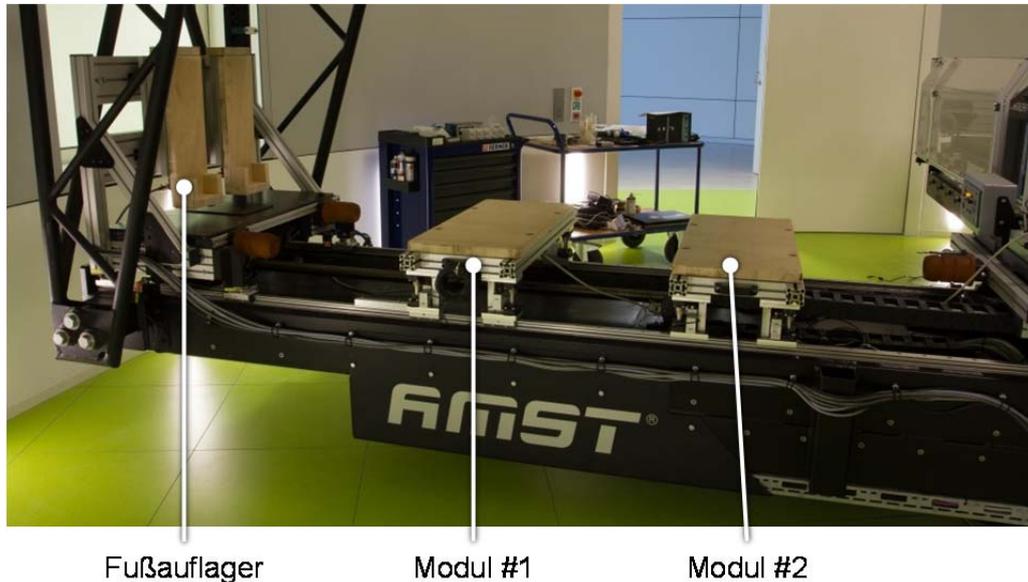
**Abbildung 6-5:** Sensibilitätstest eines Moduls

Aufgrund mangelnder Hilfsmittel konnte die Beigabe der Flüssigkeitsmenge bei der Abstufung von 50 ml nur noch über einen Messbecher anstatt einer Spritze erfolgen. Somit kann es zu Schwankungen und Ungenauigkeiten bei diesem Teil der Messung gekommen sein. Die Messreihe mit dem gesamten Messmodul lieferte, im Vergleich zu den in Abbildung 6-2 dargestellten Ergebnissen bei der Messung einer einzelnen Führungssäule, bessere Werte für Flüssigkeitsveränderungen von fünf Millilitern. Die geringste Messpräzision wurde mit 87,5 % bei der Messreihe mit zehn Millilitern erreicht.

Der prozentuale Fehler der Messpräzision, der bei dem Differenzentest ermittelt wurde, ist nicht geringer, als der Messfehler bei den Messungen nach VDI 2624, Kapitel 6.4. Jedoch ist der absolute Fehler mit bis zu fünf Gramm wesentlich geringer, als bei den vorherigen Messungen. Somit ist das System im statischen Fall in der Lage die Blutverschiebung eines Menschen hinreichend den Anforderungen des DLR zu visualisieren. Die Voraussetzung dafür ist, dass eine entsprechende Tarierung nach der Positionierung des Probanden durchgeführt und nur die Gewichtsveränderung in die Berechnungen einbezogen wird.

## 6.6 Hardwareintegration in :envifuge

Zum Ende der Diplomarbeit war es möglich, das konstruierte Messsystem von dem Modell im Labor auf die dafür vorgesehene Zentrifuge zu überführen.



**Abbildung 6-6:** Auf der Zentrifuge aufgebautes Messsystem

Eine Messung auf der fahrenden Zentrifuge mit Probanden konnte nicht durchgeführt werden. Die Zentrifuge wurde im Rahmen einer noch im Bau befindlichen Forschungseinrichtung :envihab angeschafft. :envihab wurde 2012 als eine der modernsten humanphysiologischen Forschungsanlagen weltweit für das DLR gebaut. Die Inbetriebnahme der Anlage ist für Februar 2014 vorgesehen, weshalb bislang noch keine Experimente mit Personen in den Laboren stattfinden dürfen. Eine Leerfahrt des Systems, mit aufgelegten Hantelscheiben von insgesamt 25 kg hat gezeigt, dass eine konstante Messung möglich ist. Bei einer Zentrifugalbelastung des Moduls von 2,4g ergab sich eine Gewichtsschwankung von 100 Gramm.

## 7. Diskussion

Während einem langfristigen Aufenthalt in der Schwerelosigkeit bedingen verminderte körperliche Anforderungen eine Atrophie der Knochen und Muskeln, sowie eine Dekonditionierung des Herz-Kreislauf Systems der Astronauten. Für diese negativen Begleiterscheinungen einer sonst so prestigeträchtigen Thematik wie der Raumfahrt, werden Methoden gesucht, um die negativen Auswirkungen des Allaufenthaltes auf den menschlichen Körper zu verringern. Eine Möglichkeit stellt das Training auf einer Kurzarmhumanzentrifuge dar. Während eines solchen Trainings wird, durch eine erhöhte künstliche Gravitation, vermehrt Blutvolumen in die untere Körperregion gezwungen.

Im Rahmen der Diplomarbeit wurde am Zentrum für Luft- Raumfahrt ein Messsystem auf gravimetrischer Basis entwickelt, mit dessen Hilfe es auf der Erde möglich ist, diese induzierte Blutvolumenverschiebung zu quantifizieren. Bislang wurde die Erfassung der Blutvolumenverschiebung auf einer Kurzarmzentrifuge weder auf gravimetrische Art und Weise gelöst, noch mit Systemen untersucht, die absolute Ergebnisse liefern. Aus dem Grund brachte die angestellte Literaturrecherche auch keine vergleichbaren Systeme hervor. Der Schwerpunkt der Arbeit lag daher auf der konzeptionellen Entwicklung eines Prototyps.

Für das Messsystem wurden DMS-Kraftaufnehmer verwendet. In Kombination einer Säulenführung zur Minderung der Störkräfte, messen die DMS das jeweils aktuelle Gewicht an definierten Stellen des Körpers. Damit erfolgt eine Einteilung des Probanden in zwei Segmente. Über die Gewichtsveränderung kann eine Aussage bezüglich dem verschobenen Blutvolumen gemacht werden.

Die Vorgaben des DLR wurden überwiegend eingehalten. Hinsichtlich der Messpräzision arbeitet das System bei großen Gewichtsunterschieden bislang nicht verlässlich genug, um Messungen mit einer Toleranz von unter 50 Gramm durchführen zu können. Bei kleineren Gewichtsunterschieden hingegen liegt die Messgenauigkeit weit unter diesem geforderten Wert. Im statischen Fall lassen sich Veränderungen des Gewichts von zehn Gramm mit einer Präzision von über 80 % ermitteln. Für den dynamischen Fall hingegen konnten keine Messungen durchgeführt werden. Die Kurzarmzentrifuge war zum Abschluss der Arbeiten noch nicht für Versuche freigegeben.

Damit diese Methode als Standard für zukünftige Messungen verwendet werden kann, muss zuvor noch eine Verifizierung durchgeführt werden. Durch vergleichende Messungen mit

bereits etablierten Messverfahren, wie der Impedanzplethysmographie, müssen im Rahmen von Studien die Gebrauchstauglichkeit, sowie Verlässlichkeit des Systems getestet werden.

Während der Messungen hat sich gezeigt, dass ein leichtes Schwingen der oberen Messmodulhälften eine Verbesserung der Messgenauigkeit mit sich brachte. Eine mechanische Lösung für diese vibrierende Unterstützung kann in Form eines Elektromotors mit einem Exzenter sein. Für die Reduktion an Fehlern durch die Säulenführung besteht die Möglichkeit, die verwendeten Kugelsäulenlager durch berührungsfreie elektromagnetische Lager zu ersetzen. Mit solch einer Lagerung lassen sich Verluste durch Reibkräfte stark einschränken. Alternativ stehen winkelausgleichende Lager zur Verfügung. Ein höheres Auflösungsvermögen bezüglich der Volumenverteilung, kann mit dem Ausbau des Systems durch weitere Module realisiert werden. Im Bereich der Elektronik können Messverstärker mit einer höheren Speisespannung als 2,5 V, für eine bessere Auffächerung des Messsignals und dadurch zu einer genaueren Messung eingesetzt werden.

Mit Hilfe des in dieser Arbeit entwickelten Labormodells, plant das DLR mit der Inbetriebnahme der :envifuge erste absolute Messungen im Bereich der durch künstliche Gravitation induzierten Volumenverschiebung durchzuführen.

## Literaturverzeichnis

**VDI 2221** : Methodik zum Entwickeln und Konstruieren technischer Systeme und Produkte, 1993.

**VDI 2624** : Messen mechanischer Größen: Anweisung zum Kalibrieren von Handkraftmessgeräten, 2008.

**Acaad** :Vicon Marker. URL: <http://accad.osu.edu/~bwindsor/deform/DSC00307.JPG> [19.01.2014].

**Assmann, B.; Selke, P.** (Hg.) (2010): Technische Mechanik. Band 1: Statik. München: Oldenbourg.

**Blazek, V.; Schmitt, H. J.; Schultz-Ehrenburg, U.; Rathmann, M.** (1995): Mikrowellen-Volumetrie der Extremitäten: eine messtechnische Alternative für den rückwirkungs-freien Venenverschlusstest. In: *Biomed Tech (Berl)* 40 (7-8), S. 200–204.

**Blazek, V.; Schmitt, H. J.; Schulz-Ehrenburg, U.; Schmid-Schönbein, H.** (1988): Computerunterstützte gravimetrische Plethysmographie (CGP): Ein neues nichtinvasives Meßverfahren zur Diagnostik der Beinvenenthrombose. In: *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering* 33 (S2), S. 303–304.

**Cyberware** :Cyberware 3D Body Scanner. URL: [http://vr.isdale.com/3DScanners/images/cyberware\\_WholeBody.jpg](http://vr.isdale.com/3DScanners/images/cyberware_WholeBody.jpg) [20.01.2014].

**Czichos, H.; Hennecke, M.** (2008): Hütte. Das Ingenieurwesen. Berlin, New York: Springer-Verlag.

**Dörr, D.** (2004): Untersuchungen zur Venenfunktion an Unterschenkeln von Gewichthebern mittels Luftplethysmographie. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 55 (1), S. 12–16.

**Gevatter, Hans-Jürgen; Grünhaupt, Ulrich** (Hg.) (2006): Handbuch der Mess- und Automatisierungstechnik im Automobil. Fahrzeugelektronik, Fahrzeugmechatronik. Berlin: Springer.

**Gold, P. W.** (2006): Maschinenelemente Band 1. Vorlesungsskript. RWTH Aachen University, Aachen. Institut für Maschinenelemente (IME).

**HBM** :Anwendung und Einbau von Wägezellen. URL: [http://www.hbm.com.pl/pdf/hbm-wt-book\\_de.pdf](http://www.hbm.com.pl/pdf/hbm-wt-book_de.pdf) [20.01.2014].

**HBM** :Technische Dokumentation des Kraftaufnehmers S2M. URL: <http://www.hbm.com/fileadmin/mediapool/hbmdoc/technical/b3593.pdf> [19.01.2014].

**Iwase, S.** (2005): Effectiveness of centrifuge-induced artificial gravity with ergometric exercise as a countermeasure during simulated microgravity exposure in humans. In: *Acta Astronaut* 57 (2-8), S. 75–80.

**Jarvis, S. S.; Pawelczyk, J. A.** (2010): The location of the human volume indifferent point predicts orthostatic tolerance. In: *Eur. J. Appl. Physiol.* 109 (2), S. 331–341.

**Kleckers, T.** (2012): Sensoren und Messsysteme 2012. Vorträge der 16. GMA-ITG-Fachtagung vom 22. bis 23. Mai 2012 in Nürnberg ; [Tagungsband]. Wunstorf: Ama Service.

**Kramme, R.** (2011): Medizintechnik. Verfahren, Systeme, Informationsverarbeitung. Berlin, New York: Springer.

**Metz, B.** (2008): Einsatz piezoelektrischer Kraftaufnehmer bei Alterungs- und Belastungsuntersuchungen. In: *Sensor Magazin* 2 (3), S. 15–16.

**MTS** :Grundsätzliches zur Messung von Kräften. URL: <http://www.mts.ch/documents/Kraftmessbroschuere.pdf> [19.01.2014].

**NASA** :Jeffrey Hoffman mit DMS-Hose. URL: <http://history.nasa.gov/NP-119/ch2.htm> [20.01.2014].

**NDI** :Optotrak Certus Motion Capture System. URL: <http://www.ndigital.com/lifesciences/certus-motioncapturesystem.php> [19.01.2014].

**NYBOER, J.** (1950): Electrical impedance plethysmography; a physical and physiologic approach to peripheral vascular study. In: *Circulation* 2 (6), S. 811–821.

**Pahl, G.; Beitz, W.; Feldhusen, J.; Grote, K.-H.** (2007): Konstruktionslehre. Grundlagen erfolgreicher Produktentwicklung. Methoden und Anwendung. Berlin: Springer.

**Rajewsky, B.; Schwan, H.** (1944): Über die individuellen Schwankungen des spezifischen Widerstandes von Blut und Serum. In: *Z. Ges. Exp. Med.* 113 (5-6), S. 553–565.

**Samek, L. (1982):** Herzkrankheiten. Pathophysiologie Diagnostik Therapie. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.

**Sayson, J. V.; Hargens, A. R. (2008):** Pathophysiology of low back pain during exposure to microgravity. In: *Aviat Space Environ Med* 79 (4), S. 365–373.

**Scharff, P. (2005):** Mechanical engineering from macro to nano. 50. Internationales Wissenschaftliches Kolloquium, 19. - 23.9.2005 ; [proceedings ; ... the jubilee Colloquium and the title is "Mechanical Engineering - from Macro to Nano" ; Jubiläumskolloquium ... unter dem Thema "Maschinenbau von Makro bis Nano"]. Ilmenau: Verl. ISLE.

**Schüler, R. (1998):** Apparative Gefäßdiagnostik. Untersuchungsmethoden und deren Anwendung. Ilmenau: ISLE Verlag.

**Steinel :**Produktkatalog Führungselemente Stand 10/2012. URL: <http://www.steinell.com/uploads/media/steinell-normalien-catalog-03-de.pdf> [19.01.2014].

**Stick, C. (1981):** Zur Problematik der Messung filtrationsbedingter Volumenänderungen der Extremitäten mit der Impedanzplethysmographie. In: *Europ. J. Appl. Physiol.* 47 (4), S. 405–418.

**Timmer :**Kurzhubzylinder. URL: <http://www.timmer-pneumatik.de/artikel/Kurzhubzylinder/kurzhubzylinder-6.html> [19.01.2014].

**Truijen, J.; Kim, Y. S.; Krediet, C T P; Stok, W. J.; Kölgen, R. S.; Colier, W. N. et al. (2012):** Orthostatic leg blood volume changes assessed by near-infrared spectroscopy. In: *Exp. Physiol.* 97 (3), S. 353–361.

**Waters, W. W.; Ziegler, M. G.; Meck, J. V. (2002):** Postspaceflight orthostatic hypotension occurs mostly in women and is predicted by low vascular resistance. In: *J. Appl. Physiol.* 92 (2), S. 586–594.

**Whitney, R. J. (1953):** The measurement of volume changes in human limbs. In: *J. Physiol. (Lond.)* 121 (1), S. 1–27.

**Wikipedia :**ISS picture. URL: [http://en.wikipedia.org/wiki/International\\_Space\\_Station](http://en.wikipedia.org/wiki/International_Space_Station) [19.01.2014].

**Zwicky, F. (1966):** Entdecken, Erfinden, Forschen im morphologischen Weltbild. München: Droemer Knauer.

## Abbildungsverzeichnis

<b>Abbildung 1-1:</b> Internationale Raumstation (ISS) im Weltall Oktober 2010 [Wikipedia 2013]	I
<b>Abbildung 1-2:</b> Kurzarmhumanzentrifuge mit einem Probanden in liegender Position	II
<b>Abbildung 2-1:</b> Kipptisch mit einem Neigungswinkel von 6° Kopftieflage	VI
<b>Abbildung 2-2:</b> Kurzarmzentrifuge :envifuge des DLR mit einem Test-Dummy auf einem Ausleger	VII
<b>Abbildung 2-3:</b> 3D Body Scanner der Firma Cyberware [Cyberware 2013]	VIII
<b>Abbildung 2-4:</b> positionierte Vicon Marker auf einem Arm [Acaad 2013]	IX
<b>Abbildung 2-5:</b> Aufbau der Impedanzplethysmographie nach [Stick 1981]	XI
<b>Abbildung 2-6:</b> Aufbau der Mikrowellenvolumetrie nach [Blazek 1995]	XII
<b>Abbildung 2-7:</b> Astronaut Jeffrey Hoffman mit einer DMS-Hose im Weltall 1985 [NASA 2013]	XIII
<b>Abbildung 2-8:</b> angelegte Manschette bei der Luft-Plethysmographie [Dörr 2004]	XIV
<b>Abbildung 3-1:</b> Achszuweisung des Schlittentyps FDE der Firma Franke GmbH als CAD Zeichnung	XVIII
<b>Abbildung 3-2:</b> Definition der Black Box für das Messsystem [Pahl 2007]	XIX
<b>Abbildung 3-3:</b> Federkörper-Messeinheit im unbelasteten (links) und belasteten Zustand (rechts) [Kleckers 2012]	XXI
<b>Abbildung 3-4:</b> Piezoelektrischer Kraftaufnehmer [Kleckers 2012]	XXI
<b>Abbildung 3-5:</b> Funktionsprinzip einer elektromagnetischen Kraftkompensation nach [Kleckers 2012]	XXII
<b>Abbildung 3-6:</b> Morphologischer Kasten für das Messsystem	XXV
<b>Abbildung 3-7:</b> Möglichkeiten der Auslegung der Liegefläche	XXV
<b>Abbildung 3-8:</b> Auftretende Kräfte bei statischem und dynamischem Fall	XXVI
<b>Abbildung 3-9:</b> gelagerte Transportrollen als CAD Zeichnung	XXVII
<b>Abbildung 3-10:</b> Prinziplösung #1 für das Messsystem	XXVIII

<b>Abbildung 3-11:</b> Prinziplösung #2 für das Messsystem	XXIX
<b>Abbildung 3-12:</b> Prinziplösung #3 für das Messsystem	XXIX
<b>Abbildung 3-13:</b> Detailansicht der ursprünglichen Prinziplösung als CAD Zeichnung	XXXI
<b>Abbildung 3-14:</b> Gesamtansicht der ursprünglichen Prinziplösung als CAD Zeichnung	XXXI
<b>Abbildung 3-15:</b> mögliche Überlastsicherungen für DMS-Kraftaufnehmer [Timmer 2014]	XXXII
<b>Abbildung 3-16:</b> Detailansicht der Messeinheit als CAD Zeichnung	XXXIV
<b>Abbildung 3-17:</b> Ansicht eines Messmoduls als CAD Zeichnung	XXXIV
<b>Abbildung 3-18:</b> Gesamtansicht des Messsystems als CAD Zeichnung	XXXV
<b>Abbildung 4-1:</b> Messung der Gewichtsverteilung eines Probanden als Schema (links) und als tatsächlicher Aufbau (rechts)	XXXVII
<b>Abbildung 4-2:</b> Gewichtsverteilung der gemessenen Probanden	XXXVIII
<b>Abbildung 4-3:</b> S-förmiger Kraftaufnehmer S2M der Firma HBM [HBM 2014]	XXXIX
<b>Abbildung 4-4:</b> Seitenansicht der Messeinheit mit Darstellung des Federwegs als CAD Zeichnung	XL
<b>Abbildung 4-5:</b> Anordnung der Kugeln auf dem Kugelkäfig als CAD Zeichnung und Fotografie	XLI
<b>Abbildung 4-6:</b> Miniatur-Kipptisch zur Ermittlung der Losbrechkraft der Säulenlager	XLII
<b>Abbildung 4-7:</b> Losbrechwinkel verschiedener Säulenlager-Kombinationen	XLII
<b>Abbildung 4-8:</b> Darstellung der spiral- und ringförmig angeordneten Kugelkäfige beim Einfahren in die Führungsbuchse als CAD Zeichnung	XLIII
<b>Abbildung 4-9:</b> verwendete Säulenführung ST 720 [Steinel 2012]	XLIV
<b>Abbildung 4-10:</b> Messverstärker 9235 der Firma Burster ohne Gehäuse	XLV
<b>Abbildung 4-11:</b> BIOPAC MP150 mit Erweiterungsmodul	XLVI
<b>Abbildung 4-12:</b> CAD Zeichnung eines Messmoduls	XLVII
<b>Abbildung 4-13:</b> CAD Zeichnung mit möglichem Verfahrensweg der Module im Falle einer Synkope, Ausgangszustand (oben) und Synkope (unten)	XLVIII

<b>Abbildung 4-14:</b> montierter Stopper mit Schlitten in Anschlagposition	XLIX
<b>Abbildung 4-15:</b> CAD Zeichnung mit möglichem Verfahrensweg der Module im Falle einer Synkope mit Stopper; Ausgangszustand (oben) und Synkope (unten)	XLIX
<b>Abbildung 5-1:</b> Elektroverteilung am Unterboden von einem Messmodul	LI
<b>Abbildung 5-2:</b> Explosionszeichnung der unteren Hälfte der Messeinheit	LIII
<b>Abbildung 5-3:</b> Explosionszeichnung der oberen Hälfte der Messeinheit	LIV
<b>Abbildung 5-4:</b> Explosionszeichnung eines Messmoduls	LV
<b>Abbildung 5-5:</b> Gravur-Markierung der Kugelkäfige und Säulenlager	LVI
<b>Abbildung 5-6:</b> Abstandshalter einzeln (links), eingebaut (Mitte), Säule ohne (rechts)	LVII
<b>Abbildung 6-1:</b> Versuchsaufbau zur Ermittlung des Kraftverlusts als Skizze (links) sowie Fotografie (rechts)	LIX
<b>Abbildung 6-2:</b> durchschnittlicher Gewichtsverlust, bezogen auf das hinzugefügte Volumen	LX
<b>Abbildung 6-3:</b> Messsignale bei wechselseitiger Belastung eines Moduls, dargestellt in ACQ4.0	LXII
<b>Abbildung 6-4:</b> Ablaufdiagramm einer Validierung nach VDI 2624 [VDI 2008]	LXIII
<b>Abbildung 6-5:</b> Sensibilitätstest eines Moduls	LXVIII
<b>Abbildung 6-6:</b> Auf der Zentrifuge aufgebautes Messsystem	LXIX

## Tabellenverzeichnis

<b>Tabelle 3-1:</b> Kernanforderungen an das Messsystem	XVII
<b>Tabelle 3-2:</b> Kenngrößen des Schlittentyps FDE der Firma Franke GmbH	XVIII
<b>Tabelle 3-3:</b> Matrix der Prinziplösungen mit jeweiliger Gewichtung	XXX
<b>Tabelle 6-1:</b> Software-Verstärkungsfaktoren der bereits kalibrierten Messverstärker	LXI
<b>Tabelle 6-2:</b> Gewichte der jeweiligen Kraftstufen	LXIV
<b>Tabelle 6-3:</b> Zusammenfassung der Prüfergebnisse nach VDI 2624, mit $F_{\text{nom}} = 65 \text{ kg}$	LXIV
<b>Tabelle 6-4:</b> Kraftstufen für die verringerte Nominalkraft	LXV
<b>Tabelle 6-5:</b> Zusammenfassung der Prüfergebnisse nach VDI 2624, mit $F_{\text{nom}} = 800 \text{ Gramm}$	LXVI
<b>Tabelle 6-6:</b> Kennwerte zur Berechnung der Messunsicherheit	LXXVII

# Anhang

## Anhang I Formel- und Abkürzungsverzeichnis

Abkürzungen	Bezeichnung	Einheit
µm	Mikrometer	10 <sup>-6</sup> [m]
3D	Dreidimensional	
A/D Wandler	Analog/Digital-Wandler	
CAD	Computer Aided Design	
cm	Zentimeter	10 <sup>-3</sup> [m]
DIN	Deutsches Institut für Normung	
DLR	Deutsches Zentrum für Luft- und Raumfahrt	
DMS	Dehnungs-Messstreifen	
F	Forderung	
g	Fallbeschleunigung	[m/s <sup>2</sup> ]
GHz	Gigahertz	10 <sup>9</sup> [1/s]
GK	Genauigkeitsklasse	
gr	Gramm	10 <sup>-3</sup> [kg]
HDT	Kopftieflage (Head-Down-Tilt)	
ISS	Internationale Raumstation	
kg	Kilogramm	[kg]
kHz	Kilohertz	10 <sup>3</sup> [1/s]
LAHC	Langarmzentrifuge	
M	Mindestanforderung	
m	Meter	[m]
MHz	Megahertz	
ml	Milliliter	10 <sup>-3</sup> [l]
mm	Millimeter	10 <sup>-3</sup> [m]
mW	Milliwatt	10 <sup>-3</sup> [W]
N	Newton	[N]
Nm	Newtonmeter	[Nm]
SAHC	Kurzarmzentrifuge	
VDE	Verband der Elektrotechnik	
VDI	Verband Deutscher Ingenieure	
W	Wunsch	
z.B.	zum Beispiel	

### Formelzeichen

°C	Grad Celsius	[°C]
a	Beschleunigung	[m/s <sup>2</sup> ]
A	Ampere	[A]
b	Wiederholpräzision	[%]
B	Messbereich einer Wägezelle	[kg]
B	Messbereich	[kg]
c	Federkonstante	[N/m]
d	Durchmesser	[m]
E	Elastizitäts-Modul	[N/mm <sup>2</sup> ]
F	Kraft	[N]
f <sub>0</sub>	Nullpunktabweichung	

<b>Abkürzungen</b>	<b>Bezeichnung</b>	<b>Einheit</b>
GK	Genauigkeitsklasse nach OIML R60	[%]
I	Widerstandsmoment	[m <sup>3</sup> ]
K	Grundabmaß	
L	Länge	[m]
M	Differenzgewicht	[kg]
n	Anzahl an Kraftaufnehmern	
q	relative Anzeigeabweichung	
s	Federweg	[m]
t	Zeit	[s]
T	Temperatur	[°C]
TK	Temperaturkoeffizient	[1/°C]
u	Messunsicherheit	[kg]
U	Übermaß	[m]
v	Geschwindigkeit	[m/s]
v	Umkehrspanne	
V	Volumen	[m <sup>3</sup> ]
V	Volt	[V]
VA	Voltampere	[W]
w	Durchbiegung	[m]
W	Watt	[W]
Z	Impedanz	[Ω]
α	Wärmeausdehnungskoeffizient	[1/°C]
ϑ	Temperatur	[°C]
ρ	Dichte	[kg/m <sup>3</sup> ]

### Indizes

0	unbelasteter Zustand
0,1	Belastung mit 10% der Nennlast
0,2	Belastung mit 20% der Nennlast
0,5	Belastung mit 50% der Nennlast
0,7	Belastung mit 70% der Nennlast
1,0	Nennlast
c	bezogen auf den Kennwert
in	aufsteigende Messreihe
lin	Linearität
min	mindestens
nom	nominal
R	Reibung
sn	Mittelwert einer aufsteigenden Messreihe
tats	tatsächlich

## Anhang II Anforderungsliste

Bearbeiter: Dennis Weiser		Anforderungsliste für <b>Mechanical assessment of fluid shift (MAFS)</b>	
Zuordnung: <b>F, M, W</b>	Anforderung	Daten	
<b>Gesamtsystem</b>			
F	Nichtinvasive Messung		
F	Messung von Gewicht		
F	Segmentale Messung		
F	Messung von Fluidshift (durch Gewichtsmessung)		
M	Genauigkeit der Messung	± 50gr	
F	Messungsdauer	≤4h	
W	MRT Kompatibilität		
<b>Geometrie</b>			
F	Abmaße passend für die SAHC im Envihab, als auch den Kipptisch	740x2000 x 1000mm	
F	Mindesthöhe zu Schiene, damit Schleppkette kein Hindernis darstellt	H= 120 mm	
F	Größenanpassung (an den Probanden)		
<b>Kinematik</b>			
F	Beschleunigungsresistent	6g	
W	Beschleunigungsresistent	9g	
<b>Kräfte</b>			
F	Max. Systemgewicht + Proband (SAHC Lastgrenze)	150 kg	
W	Beschleunigungsresistent	6 g	
<b>Energie</b>			
F	Elektrische Begrenzung durch SAHC (Versorgung auf Zentrifuge???)	230 V ?!	
F	Nicht pneumatisch (Keine Druckluft auf der Zentrifuge)		
<b>Signal</b>			
F	Digitales Signal zur Weiterverarbeitung am PC	10 V	
F	Darstellung der Messdaten am PC		
W	Filterung der Messdaten		
W	Umrechnung des veränderten Gewichts auf ein Flüssigkeitsvolumen		
<b>F = Festforderung, M = Mindestforderung, W = Wunsch</b>			
Ausgabe Blatt 1 von 2			

Bearbeiter: Dennis Weiser		Anforderungsliste für <b>Mechanical assessment of fluid shift (MAFS)</b>	
Zuordnung : <b>F, M, W</b>	Hauptmerkmal / Anforderung		Daten
	<b>Sicherheit</b>		
F	Beschleunigungsresistent		6 g
W	Beschleunigungsresistent		9 g
F	Probandensicherung bei Synkope		
F	Sicherung nach MPG		
	<b>Ergonomie</b>		
F	Handhabbares System		15 kg
F	Bedienung über PC		
	<b>Fertigung</b>		
W	MRT Kompatibilität gewährleisten		
W	Leichtbau		
	<b>Kontrolle</b>		
<b>F</b>	Kalibrierungsmöglichkeiten		
W	Filterung der Messdaten		
	<b>Montage</b>		
W	Montagefreundlich		
	<b>Transport</b>		
W	Max Systemgewicht		30 kg
	<b>Gebrauch</b>		
F	Einsatz in der SAHC des Envihab		
F	Prototypfertigung		
F	Keine aggressiven Medien		
W	Geringe Wartung		
	<b>Instandhaltung</b>		
W	wartungsfreundlich		
W	schmutzunempfindlich		
W	Keine Sonderanfertigung der verwendeten Bauteile		
	<b>Recycling</b>		
W	Bauteile bei Weiterentwicklung wiederverwertbar		
<b>F</b> = Festforderung, <b>M</b> = Mindestforderung, <b>W</b> = Wunsch			
Ausgabe Blatt 2 von 2			

### Anhang III Bewertungskriterien für die Gewichtungsmatrix

	Variante 1	Variante 2	Variante 3	Variante 4	Summe
<b>Probandengröße</b>	Modular	sehr groß			
Preis	60,00	40,00			100,00
Anforderungstreue	50,00	50,00			100,00
Realisierungsmöglichkeit	50,00	50,00			100,00
Aufwand	30,00	70,00			100,00
Funktionalität	50,00	50,00			100,00
Wirtschaftlichkeit	60,00	40,00			100,00
Lebensdauer	50,00	50,00			100,00
Kosten	70,00	30,00			100,00
Wartungsaufwand	50,00	50,00			100,00
<b>Summe</b>	52,22	47,78			100,00
<b>Entkoppeln</b>	Kugellagerung	Pendellagerung	Kassensystem		
Preis	25,00	50,00	25,00		100,00
Anforderungstreue	33,30	33,30	33,30		99,90
Realisierungsmöglichkeit	60,00	20,00	20,00		100,00
Aufwand	40,00	40,00	20,00		100,00
Funktionalität	40,00	20,00	40,00		100,00
Wirtschaftlichkeit	33,30	33,30	33,30		99,90
Lebensdauer	33,30	33,30	33,30		99,90
Kosten	40,00	50,00	10,00		100,00
Wartungsaufwand	33,30	33,30	33,30		99,90
<b>Summe</b>	37,58	34,80	27,58		99,96
<b>Querkräfte</b>	Linearführung	Säulenführung	Anstellung		
Preis	25,00	25,00	50,00		100,00
Anforderungstreue	33,30	33,30	33,30		99,90
Realisierungsmöglichkeit	40,00	40,00	20,00		100,00
Aufwand	40,00	40,00	20,00		100,00
Funktionalität	30,00	50,00	20,00		100,00
Wirtschaftlichkeit	33,30	33,30	33,30		99,90
Lebensdauer	30,00	30,00	40,00		100,00
Kosten	30,00	30,00	40,00		100,00
Wartungsaufwand	30,00	30,00	40,00		100,00
<b>Summe</b>	32,40	34,62	32,96		99,98
<b>Gewichtsmessung</b>	Kraftaufnehmer	Federwaage	Druckmessung	FSA	
Preis	20,00	50,00	20,00	10,00	100,00
Anforderungstreue	25,00	25,00	25,00	25,00	100,00
Realisierungsmöglichkeit	25,00	25,00	25,00	25,00	100,00
Aufwand	30,00	30,00	20,00	20,00	100,00
Funktionalität	25,00	25,00	25,00	25,00	100,00
Wirtschaftlichkeit	30,00	30,00	30,00	10,00	100,00
Lebensdauer	25,00	25,00	25,00	25,00	100,00
Kosten	20,00	50,00	20,00	10,00	100,00
Wartungsaufwand	25,00	25,00	25,00	25,00	100,00
<b>Summe</b>	25,00	31,67	23,89	19,44	100,00

## Anhang IV Berechnung Säulendurchmesser

Zuerst wurden die grundlegenden Gleichungen für potentielle und kinetische Energie aufgestellt (Formeln 0.1, 0.2)

$$E_{pot} = m * g * h \quad 0.1$$

$$E_{kin} = \frac{1}{2} * m * v^2 \quad 0.2$$

Zudem wurde die Grundgleichung für die Geschwindigkeit herangezogen:

$$v = a * t \quad 0.3$$

Werden die beiden Formeln 0.1 und 0.2 gleichgesetzt und Formel 0.3 für die Geschwindigkeit eingesetzt, kann die Gleichung nach der Zeit t aufgelöst werden. Die Zeit gibt in diesem Fall an, wie lang ein Körper benötigt, bei der gegebenen Beschleunigung a die gewünschte Strecke s zurückzulegen Formel 0.4.

$$t = \sqrt{\frac{2 * s}{a}} \quad 0.4$$

Der Impuls wird durch Formel 0.5 definiert:

$$\vec{p} = m * \vec{v} = m * \vec{a} * \sqrt{\frac{2 * s}{a}} = m * \sqrt{2 * s * a} \quad 0.5$$

Die Änderung des Impulses über eine Zeit t ist mit einer Kraft F gleichzusetzen (0.6).

$$\frac{d\vec{p}}{dt} = \vec{F} \quad 0.6$$

Die Impulsänderung kann bei Formel 0.5 eingesetzt werden, woraus sich Formel 0.7 ergibt:

$$F = \frac{|\Delta p|}{\Delta t} = \frac{1}{t_2 - t_1} * m * \sqrt{2 * s * a} \quad 0.7$$

Die zeitliche Differenz kann als Abbremszeit beschrieben werden. Die Impulsänderung war in dem vorliegenden Fall die Änderung auf null. Um die Abbremszeit zu erhöhen und Energie durch eine elastische Verformung abzubauen, wurde ein Gummipuffer verwendet. Mit einer Abbremszeit von 0,1s ergab sich eine Gesamtkraft von 2 916 N (Formel 0.8).

$$F = \frac{1}{0,1 \text{ s}} * 85 \text{ kg} * \sqrt{2 * 0,1 \text{ m} * 6 * 9,81 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}} = 2 \text{ 916 N} \quad 0.8$$

Die hier berechnete Impulskraft verteilt sich auf vier Säulenlager. Aus dem Grund wurden die Säulenführungen für je 25 % der Impulskraft ausgelegt. Nach der Bestimmung der Einzelkraft von 729 N, konnte das Moment, welches auf die Säule der Säulenführung ausgeübt wird, ermittelt werden. Ein Biegemoment wird über die Höhe der ausübenden Kraft  $F$  und der Länge  $l$  des Hebelarms bestimmt. Der Hebelarm war in diesem Fall die Länge der Säule von 100 mm. Das Biegemoment errechnet sich damit zu 72 909 Nmm.

$$M_B = F * l \quad 0.9$$

Die Führungssäulen der Firma Steinel bestehen aus dem Material ST 1.1221. Die dazugehörigen Materialkennwerte wurden aus dem Werkstoffdatenblatt der Firma Emil Vögelin AG, Kaiseraugst entnommen, welches im Anhang V beigefügt ist. Daraus ergab sich, dass die Streckgrenze  $R_e$  bei mindestens 580 N/mm<sup>2</sup> lag. Demnach waren die für das Material berechneten Werte die, die mindestens erreicht werden konnten. Die Berechnungen wurden auf Grundlage des Vorlesungsskriptes Maschinenelemente durchgeführt [Gold 2006]. Die Biegefließgrenze  $\sigma$  des Materials ließ sich über die Streckgrenze nach Formel (0.10) ermitteln und betrug 696 N/mm<sup>2</sup>.

$$\sigma = R_e * 1,2 \quad 0.10$$

Die zulässige Biegespannung für das Material ergibt sich aus Formel (0.11) mit 464 N/mm<sup>2</sup>.

$$\sigma_{zul} = \frac{\sigma}{1,5} \quad 0.11$$

Mit Hilfe der zulässigen Biegespannung und dem Biegemoment lässt sich über Formel (0.12) das erforderliche Widerstandsmoment errechnen.

$$W_{erf.} = \frac{M_B}{\sigma_{zul.}} \quad 0.12$$

Das tatsächliche Widerstandsmoment wird über den Durchmesser  $d$  der Führungssäule bestimmt (Formel 0.13).

$$W = \pi * \frac{d^3}{32} \quad 0.13$$

Formel 0.14 ergibt sich, wenn die beiden Formeln 0.12 und 0.13 gleichgesetzt und nach dem Mindestdurchmesser  $d_{min}$  aufgelöst werden.

$$d_{min} = \sqrt[3]{\frac{32 * M_B}{\sigma * \pi}} = \sqrt[3]{\frac{32 * 16}{5 * \pi}} = 11,69 \text{ mm} \quad 0.14$$

## Anhang V Datenblatt ST 1.1221



Emil Vögelin AG Stahl und Industrieprodukte  
 Rinaustrasse 476 | CH-4303 Kaiseraugst  
 T +41 (0)61 816 90 16 | F +41 (0)61 816 90 00  
 info@voegelinag.ch | www.voegelinag.ch

Mechanische Eigenschaften (Im vergüteten Zustand; +QT)			
Durchmesser d (mm)	≤ 16	> 16 – 40	> 40 – 100
Dicke t (mm)	≤ 8	> 8 – 20	> 20 – 60
Streckgrenze $R_e$ (N/mm <sup>2</sup> )	min. 580	min. 520	min. 450
Zugfestigkeit $R_m$ (N/mm <sup>2</sup> )	850 – 1000	800 – 950	750 – 900
Bruchdehnung A (%)	min. 11	min. 13	min. 14
Brucheinschnürung Z (%)	min. 25	min. 30	min. 35
Kerbschlagbarkeit KV (J)	-	-	-
Mechanische Eigenschaften (Im normalgeglühten Zustand; +N)			
Durchmesser d (mm)	≤ 16	> 16 – 100	> 100 – 250
Dicke t (mm)	≤ 16	> 16 – 100	> 100 – 250
Streckgrenze $R_e$ (N/mm <sup>2</sup> )	min. 380	min. 340	min. 310
Zugfestigkeit $R_m$ (N/mm <sup>2</sup> )	min. 710	min. 670	min. 650
Bruchdehnung A (%)	min. 10	min. 11	min. 11
Lieferzustand			
Unbehandelt			

Werkstoffdatenblatt C60E / 1.1221

## Anhang VI Berechnung der Aufwärmtemperatur

Die folgende Berechnung gilt für die Ermittlung der Aufheiztemperatur des Säulenlagers, um die Führungssäule ohne mechanische Schäden und hohen Kraftaufwand in das Lager zu fügen. Das größte Übermaß  $U_{max}$  und das Grundabmaß  $K$  können als Übermaß  $U^*$  zusammengefasst werden:

$$U^* = U_{max} + K \quad 0.15$$

Über den linearen Dehnungssatz kann die benötigte Fügtemperatur  $\Delta\vartheta_N$  des Säulenlagers festgelegt werden:

$$\pi(d + U^*) = \pi * d + \pi * d * \Delta\vartheta * \alpha_N$$

$$\Delta\vartheta_N = \frac{U^*}{d * \alpha_N} \quad 0.16$$

Als Temperaturdifferenz wird der Unterschied zwischen der Umgebungstemperatur und der benötigten Aufheiztemperatur verstanden.

$$\Delta\vartheta = \vartheta_{max} - \vartheta_U \quad 0.17$$

In die ursprüngliche Formel 0.15 eingesetzt ergibt das:

$$U_{max} + K = (\vartheta_{max} - \vartheta_U) * d * \alpha_N \quad 0.18$$

Anschließend kann Formel 0.18 nach der Temperatur  $\vartheta_{max}$  aufgelöst werden:

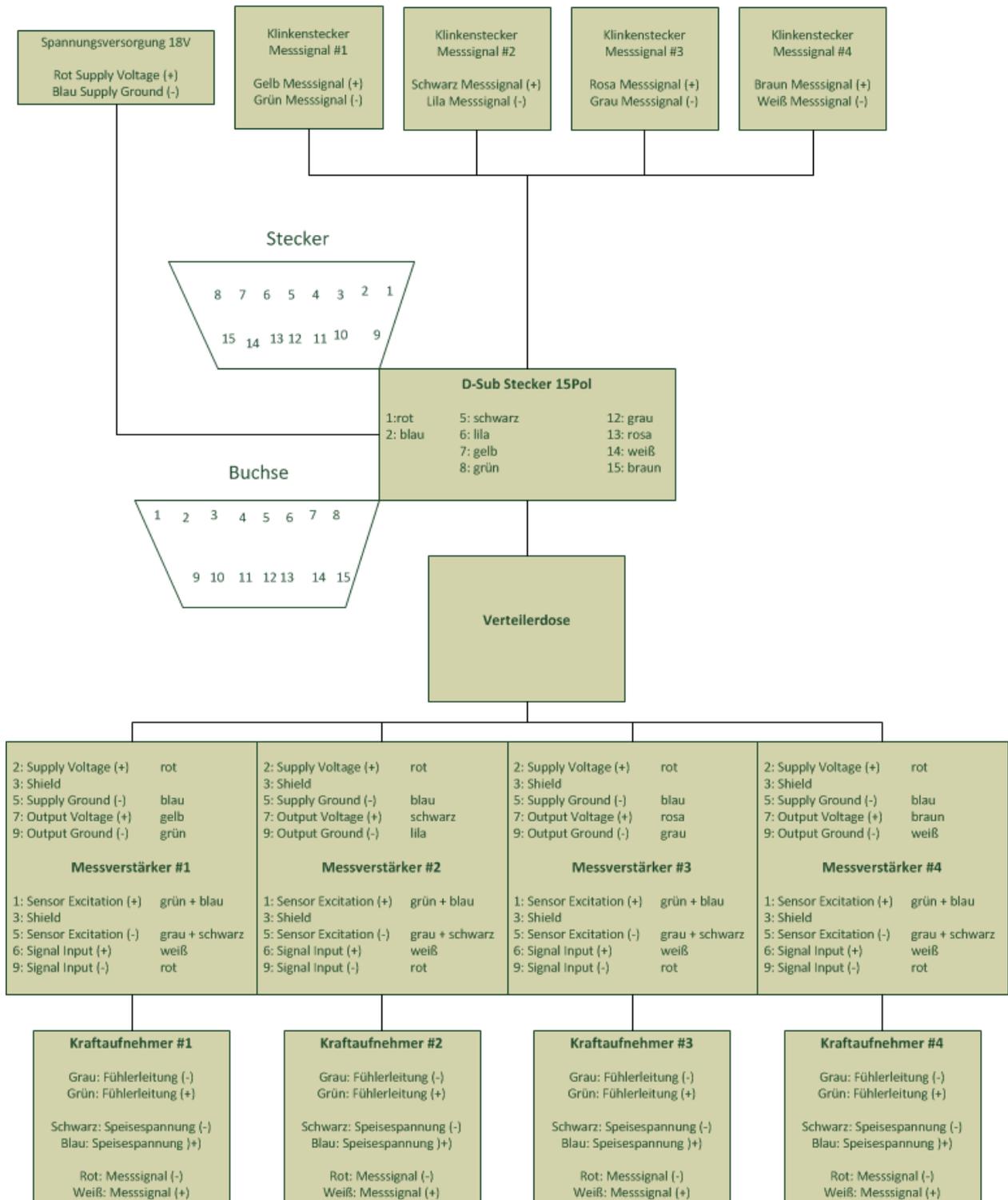
$$\vartheta_{max} = \frac{U_{max} + K}{d * \alpha_N} + \vartheta_U \quad 0.19$$

Nachfolgend können alle bekannten Werte eingesetzt werden, um die benötigte Aufheiztemperatur des Lagers zu ermitteln:

$$\vartheta_{max} = \frac{0,00002m + 0,000001m}{0,016m * 10 * 10^{-6} * \frac{1}{^{\circ}C}} + 20^{\circ}C = 151,21^{\circ}C \quad 0.20$$

## Anhang VII Elektro-Verschaltung

### Schaltplan Messmodul



## Anhang VIII Kalibrierung nach VDI 2624

Die relative Wiederholpräzision  $b$  setzt sich aus dem gemessenen Unterschied der Reihe mit einer Belastung von  $F_{0,5}$  zusammen. Die Differenz der maximalen und der minimalen Messung wird durch den Mittelwert aller Messungen bei einer Kraftbeaufschlagung mit 32,5 kg geteilt (Formel 0.21).

$$b_{0,5} = \frac{\max |F_{s0,5}| - \min |F_{in}|}{F_{s0,5}} * 100 \quad 0.21$$

Die relative Umkehrspanne beschreibt den relativen Unterschied der Messergebnisse der Aufwärts- und der Abwärtsreihe:

$$v_n = \frac{F'_{sn} - F_{sn}}{F_{sn}} * 100 \quad 0.22$$

Bei den durchgeführten Messungen kann eine relative Nullpunktabweichung ohne Nullpunktfilterung ermittelt werden:

$$f_0 = \frac{F_{s0}}{F_{nom}} * 100 \quad 0.23$$

## Anhang IX Stückliste

Pos.	Beschreibung	Abmaße	Firma	Stückzahl pro Messeinheit	Stückzahl pro Modul	Stückzahl gesamt
	<b>Werkstattproduktion</b>					
1	Verbindungsplatte	100x71x10mm		1	4	8
2	Adapterplatte oben	100x71x10mm		1	4	8
3	Adapterplatte unten	100x71x15mm		1	4	8
4	Anschlagbock	20x20x88,7mm		1	4	8
	<b>speziell eingekaufte Bauteile</b>	<b>Spezifikation</b>				
5	Messverstärker	9235	Burster	1	4	8
6	Kraftaufnehmer	S2M-200	HBM	1	4	8
7	Druckfeder	DF-2426	Schweizer Federtechnik	1	4	8
8	Säulenlager	ST7200	Steinel Normalien GmbH	1	4	8
9	Führungslager	ST720	Steinel Normalien GmbH	1	4	8
10	Führungssäule	ST7100	Steinel Normalien GmbH	1	4	8
11	Kugelhäufig	N501	Mahr	1	4	8
12	Aluminiumprofil	45x45 4E,SP L=850mm	MayTec	0	2	4
13	Aluminiumprofil	45x45 4E,SP L=250mm	MayTec	0	2	4
14	Winkel	GD-Al 42x42mm	MayTec	0	4	8
15	Gewindeplatten	schwer EM6 20x20x6mm	MayTec	8	16	16
16	Netzteil	TRG21A180	Bicker	0	1	1
17	Klinkenstecker	2 Kanal 735981-62	Conrad	0	4	8
18	D-Sub	9-Pol 742082-62	Conrad	2	8	16
19	D-Sub	25-Pol 741908-62	Conrad	0	1	2
20	Niedervolt Stecker	718240-62 5,5;2,5mm	Conrad	0	1	2
	<b>Standardbauteile</b>	<b>Abmaße</b>				
21	Elastomerpuffer	100x71x5mm		1	4	8
22	Montagehülsen (Plexiglasrohr)	16x45mm		1	4	4
23	Verbindungskabel Modul zu Biopac			0	1	2
24	Holzbock	850x310x30mm		0	1	2
25	Schraube	M6x20		8	32	64
26	Schraube	M6x25		2	8	16
27	Schraube	M6x35		2	8	16
28	Flachkopfschraube	M8x12		2	8	16
29	Schraube	M8x16		2	8	16

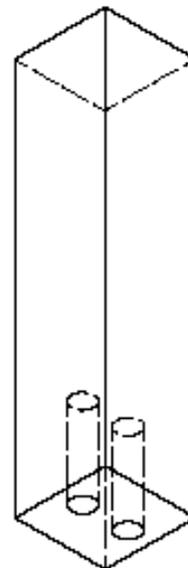
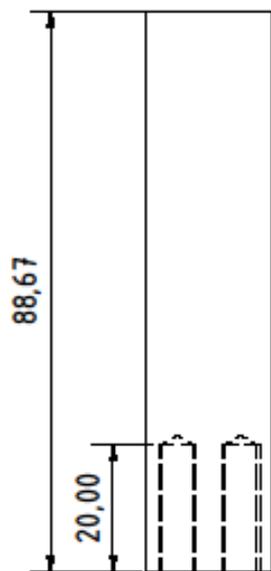
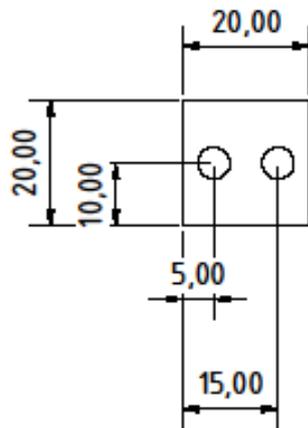






Anschlagblock  
 AlCuMgPb  
 20x20x88,67

Alle Bohrungen sind als M6  
 mit Tiefe 20mm auszuführen



				Gezeichnet	09.09.2013	Dude	
				Kontrolliert			
				Norm			
				Anschlagbock			1
							A4
Status	Änderungen	DATUM	Name				

