

Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg
Fakultät Life Sciences

Bachelorarbeit

**Machbarkeitsstudie für ein magnetisches
Rückstellsystem zur Verhinderung des Kollabierens
der Pumpkammer eines biomechanischen Herzens auf
Grundlage von Kraftabschätzungen**

vorgelegt von

Tobias Kob
Matrikelnummer: 2031086

Hamburg-Bergedorf
August 2014

1. Gutachter: Prof. Dr. Dipl.-Ing. Petra Margaritoff
2. Gutachter: Dr. Dipl.-Ing. Peter Klapproth

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung und Problemstellung.....	3
1.1 Einleitung	3
1.1.1 Allgemeines zur Herzinsuffizienz	3
1.1.2 Therapiemöglichkeiten bei terminaler Herzinsuffizienz.....	3
1.1.3 Muskuläre Herzunterstützungssysteme	4
1.1.4 Biomechanisches Herz	4
1.2 Problemstellung.....	6
2. Material und Methoden.....	7
2.1 Aufbau der Pumpkammer	7
2.2 Rückstellprozess	8
2.3 Theoretische Konstruktion des Rückstellsystems	8
2.4 Unbedenkliche Felder für den Patienten	11
2.5 Kraftabschätzungen aus vorherigen Berechnungen	11
2.6 Experimentelle Abschätzung der auftretenden Kammerkräfte im LVAD- und RVAD-Betrieb	12
2.6.1 Bestimmung des Kammerwandabstandes nach der Kontraktionsphase ..	12
2.6.2 Systemdrücke im LVAD- und RVAD-Betrieb	12
2.6.3 Aufbau des Teststandes	13
2.7 Mathematische Grundlagen zur Berechnung von magnetischen Feldern.....	14
2.8 <i>Finite Element Method Magnetics (FEMM)</i> Simulation	18
2.9 Nd ₂ Fe ₁₄ B – „Neodym“ Permanentmagnete.....	19
2.10 Experimentelle Bestimmung der magnetischen Rückstellkräfte und des dynamischen Verhaltens der Pumpkammer mit Rückstellsystem - Aufbau des Teststandes	20
3. Ergebnisse	22
3.1 Experimentelle Abschätzung der auftretenden Kammerkräfte im LVAD- und RVAD-Betrieb	22
3.2 Berechnung der erforderlichen Remanenzflussdichten.....	24
3.3 Verteilung der magnetischen Flussdichte eines NdFeB-Magneten im Luftraum (Simulation)	25
3.4 Effektive magnetische Rückstellkräfte unterschiedlicher Magnetanordnungen in der Simulation und im Experiment.....	26
3.4.1 Vorwort	26
3.4.2 Variante 1	28
3.4.3 Variante 2	30
3.4.4 Variante 3	31
3.4.5 Variante 4	33
3.4.6 Variante 5	35
4. Diskussion	37
4.1 Bewertung der Ergebnisse	37
4.2 Fehlerdiskussion	39
4.3 Optimierungsmöglichkeiten basierend auf den Ergebnissen.....	41
5. Zusammenfassung.....	43

6. Literaturverzeichnis	44
7. Anhang.....	46
7.1 Abbildungsverzeichnis.....	46
7.2 Tabellenverzeichnis	48
7.3 Mathematische Bestimmung des benötigten (Mindest-) Kammerwandabstandes zur Annahme einer parallelen Ausrichtung zweier Magnetreihen.....	50
7.4 Simulationsergebnisse.....	51
7.5 Messergebnisse.....	53
7.6 Fehlerrechnung.....	54
7.6.1 Experimentelle Bestimmung der Kammerkräfte (Pumpkammer 1)	54
7.6.2 Experimentelle Bestimmung der magnetischen Rückstellkräfte (Pumpkammer 1)	55
7.7 Danksagung.....	57

1. Einleitung und Problemstellung

1.1 Einleitung

1.1.1 Allgemeines zur Herzinsuffizienz

Herz-Kreislauf-Erkrankungen sind die häufigste Todesursache in der westlichen Welt. Dabei sind 50-60 % der Herztoten auf Herzinsuffizienz zurückzuführen.¹ Die Herzinsuffizienz ist ein komplexes klinisches Syndrom, bei dem die Pumpleistung einer oder beider Herzkammern pathologisch vermindert ist. Der Herzventrikel kann dabei nicht mehr ausreichend Blut auswerfen (systolische Dysfunktion) oder mit Blut befüllt werden (diastolische Dysfunktion).

Zur Einteilung der verschiedenen Stadien von Herzerkrankungen wird üblicherweise die Klassifikation der New York Heart Association (NYHA) verwendet. Die 1-Jahres-Überlebensrate für herzinsuffiziente Patienten der verschiedenen Klassen wird in Tabelle 1 beschrieben.

NYHA-Klasse	Definition	1-Jahres-Überleben
NYHA I	Keine körperlichen Einschränkungen bei normaler Belastung	95 %
NYHA II	Beschwerden bei stärkerer körperlicher Belastung, keine Beschwerden in Ruhe	80-90 %
NYHA III	Beschwerden bei leichter körperlicher Belastung, keine Beschwerden in Ruhe	55 %
NYHA IV	Beschwerden bei allen körperlichen Aktivitäten	5-15 %

Tabelle 1: NYHA-Klassifikation. Klassifikation der Herzerkrankungen mit Angabe des entsprechenden 1-Jahres-Überlebens bei Herzinsuffizienz.²

1.1.2 Therapiemöglichkeiten bei terminaler Herzinsuffizienz

Nach einer Schätzung leiden weltweit rund 30 Millionen Menschen an einer fortgeschrittenen, terminalen Herzinsuffizienz (Stadium NYHA IV).³ In diesem Stadium stellt die Herztransplantation die einzige definitive Therapielösung dar.⁴ Aus dem Missverhältnis zwischen verfügbaren Spenderherzen und benötigten Organen⁵ resultiert der Bedarf nach alternativen chirurgischen Lösungen.

Eine mechanische Kreislaufunterstützung mithilfe eines ventrikulären Unterstützungssystems (*ventricular assist device*, VAD) kann heutzutage bei verschiedenen Indikationen der Herzinsuffizienz temporär eingesetzt werden. Mit dem Einsatz von VADs werden jedoch ausschließlich „*Bridge-to-Recovery*“ (BTR) oder

¹ Vgl. Weber 2008, S. 4.

² Vgl. Weber 2008, S. 4.

³ Vgl. Boeken et al. 2013, S. 2.

⁴ Vgl. Böhm 2000, S. 119.

⁵ Vgl. Eurotransplant Annual Report 2012, S. 105.

„Bridge-to-Transplantation“ (BTT) Strategien verfolgt und folglich der Bedarf an Spenderherzen nur geringfügig minimiert.⁶

1.1.3 Muskuläre Herzunterstützungssysteme

Eine Langzeitlösung, d. h. eine sogenannte „Destination-Therapy“ (DT), bieten möglicherweise muskuläre Herzunterstützungssysteme (*muscle powered ventricular assist device*, MVAD). Ein körpereigener Muskel, zumeist der *Musculus latissimus dorsi* (MLD), wird dafür operativ entnommen und mehrschichtig um eine elastische Pumpkammer gewickelt. Dabei bleiben die Nerven- und Gefäßverbindungen des Muskels bestehen. Der künstliche Ventrikel wird intrathorakal platziert (Abbildung 1) und durch einen Muskelstimulator gesteuert. Dieser sogenannte Skelettmuskelventrikel (SMV) wird einem dynamischen Training unterzogen, um einen leistungsfähigen und ermüdungsresistenten Muskel für ein biomechanisches Herz aufzubauen.⁷

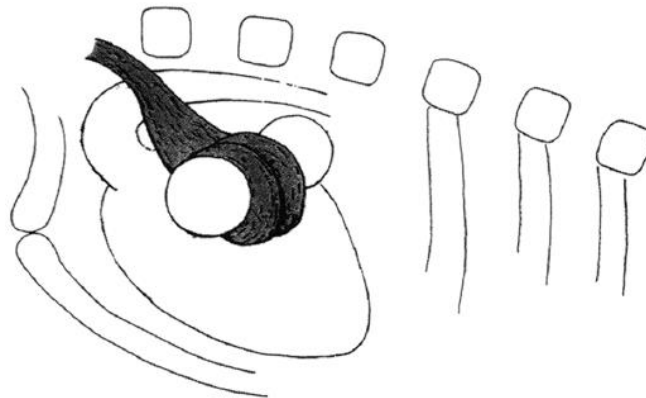


Abbildung 1: Skelettmuskelventrikel im Thorax. Der intrathorakal platzierte Skelettmuskelventrikel besteht aus einer dehnbaren Zentralkammer und zwei mit Kochsalzlösung gefüllten Seitenblasen. Der um den künstlichen Ventrikel gewickelte Muskelstrang wird stimuliert und verschiebt das inkompressible Fluid in die Seitenblasen. Aufgrund der starren Materialeigenschaften der Seitenblasen wird der Systemdruck erhöht und der Muskel durch den Widerstand trainiert.⁸

1.1.4 Biomechanisches Herz

Das biomechanische Herz (BMH) besteht aus einem dynamisch trainierten SMV und einer Pumpkammer, die mittels Gefäßprothesen in den Blutkreislauf integriert wird. Musste beim SMV der Thorax erneut geöffnet werden, um den konditionierten Ventrikel zu verwenden, kann das BMH hingegen in einer einzigen Operation eingepflanzt und sofort in den Herz-Kreislauf integriert werden (Abbildung 2).

⁶ Vgl. Boeken et al. 2013, S. 10.

⁷ Vgl. Guldner et al. 1994, S. 1032.

⁸ Vgl. Guldner et al. 1994, S. 1033-1034.

Die Konditionierung des MLD findet innerhalb einiger Wochen mittels des arteriellen Systemdrucks statt. Das Training wird durch Verabreichen des Medikaments Clenbuterol (Beta-2-Sympathomimetika) unterstützt.⁹ Das biomechanische Herz kann auf diese Weise ein zusätzliches, lebensnotwendiges Schlagvolumen erzeugen.

Für *In vivo*-Versuche mit biomechanischen Herzen werden üblicherweise Burenziegen verwendet, da sie neben einer ähnlichen Körpergröße und einem vergleichbaren Gewicht auch physiologische und anatomische Gemeinsamkeiten des MLD aufweisen.¹⁰

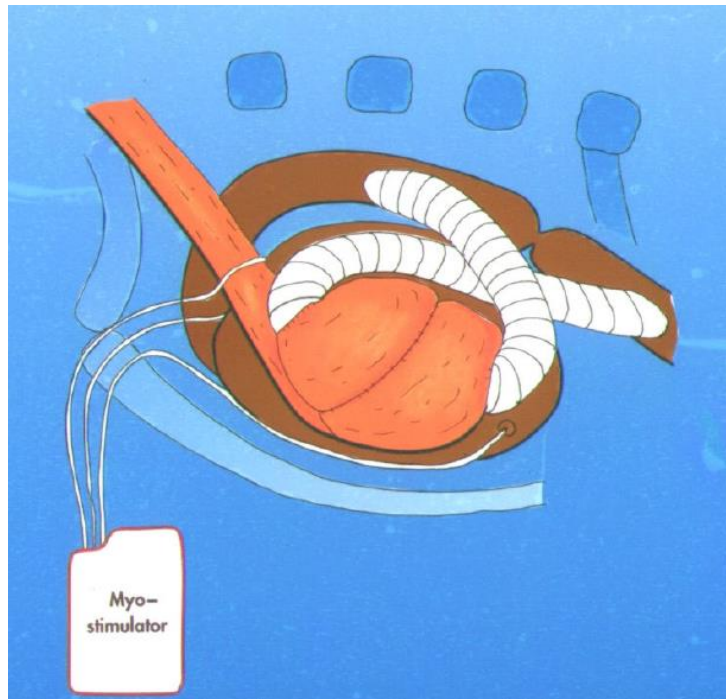


Abbildung 2: Kreislaufintegration des BMH. Das BMH kann abhängig von der Betriebsart in unterschiedlichen Lagen in den Kreislauf integriert werden. In dieser Darstellung verläuft der Betrieb parallel zur Aorta, welche zwischen den Verbindungsstellen zur Flussmaximierung eingeschnürt wurde.¹¹

⁹ Vgl. Guldner et al. 2001, S. 717.

¹⁰ Vgl. Guldner et al. 2001, S. 717.

¹¹ Vgl. Guldner et al. 2001, S. 719.

1.2 Problemstellung

Nach der Muskelkontraktion des MLD muss die Pumpkammer des BMH durch den systolischen Systemdruck selbstständig wieder in die Ausgangsform zurückgebracht werden. Besonders bei Rechtsherzunterstützungssystemen kann hierbei folgendes Problem auftreten:

Bei einem sehr geringen Schlagvolumen reicht der Füllungsdruck nicht aus, um die ausgepresste Kammer wieder aufzublähen. Die Kammer kollabiert und die Kontraktion des um die Kammer gewickelten Muskels zeigt keine oder nur noch geringe Wirkung. Die muskuläre Steifigkeit führt ebenso zu einer Konstriktion des Muskels, welche das für den Blutfluss verfügbare Kammervolumen nach und nach stärker begrenzt.

In dieser Arbeit soll untersucht werden, ob ein Rückstellsystem aus sich abstoßenden Magneten das beschriebene Risiko minimieren kann. Dieses Rückstellsystem soll die Rückstellbewegung des künstlichen Ventrikels unterstützen und vor allem ein mögliches Kollabieren verhindern.

Zunächst sollen zur Abschätzung der an der Kammerwand auftretenden Kräfte neben vergangenen Studien auch experimentelle Versuche betrachtet werden. Die Ergebnisse bilden die Grundlage zur Abschätzung der notwendigen Feldstärken für das magnetische Rückstellsystem. Das benötigte Magnetmaterial soll daraufhin rechnerisch herausgearbeitet werden, um eine möglichst effektive Rückstellunterstützung zu erzielen.

Schließlich sollen unterschiedliche Magnet-Konstellationen bezüglich ihrer effektiven Rückstellkräfte und Praktikabilität in einer Simulation und im Teststand experimentell untersucht werden, um eine Aussage über eine mögliche Nutzung eines magnetischen Rückstellsystems treffen zu können.

Die Ergebnisse dieser Arbeit sollen Teil einer Machbarkeitsstudie für einen Forschungsantrag werden.

2. Material und Methoden

2.1 Aufbau der Pumpkammer

Die fassförmige Pumpkammer des biomechanischen Herzens besteht aus einer inneren, circa 0,5 mm dünnen Polyurethanblase und einem etwa 1 mm dicken Silikonkautschuk-Mantel. Der Maximaldurchmesser der Kammer beträgt $D_{max} = 60$ mm bei einer Länge von $l = 90$ mm. Die circa 250 mm langen Gefäßprothesen ($\varnothing = 16$ mm, Impra, USA) für den Ein- und Ausfluss werden mit den 2 Öffnungen ($d_{min} = 16$ mm) der Pumpkammer verbunden. Zur verbesserten röntgendiagnostischen Darstellung sind 8 kontrastgebende Streifen (Breite: 5 mm) auf der Manteloberfläche fixiert (Abbildung 3).¹²

Gemäß diesen Abmessungen lässt sich das Kammervolumen nach Gleichung 1 für das Fassvolumen berechnen.¹³

$$V_{Fass} = 0,08738 \times L \times (2D_{max} + d_{min})^2 \approx 145,5 \text{ ml}$$

Gleichung 1

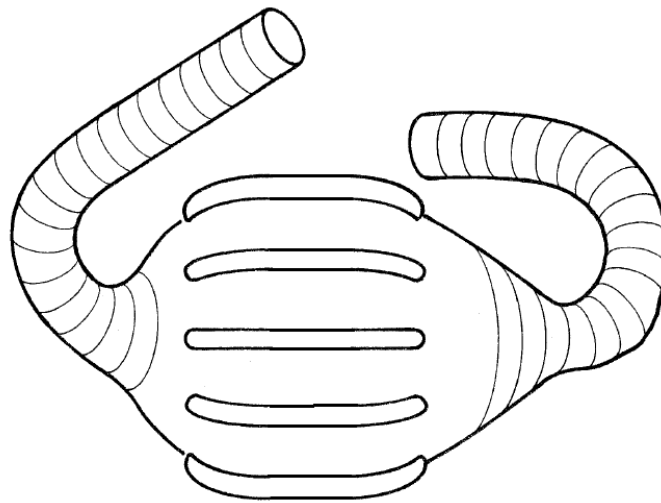


Abbildung 3: Skizze der Pumpkammer eines biomechanischen Herzens¹⁴

Für diese Machbarkeitsstudie stehen zwei Pumpkammern (P1 und P2) nach den genannten Spezifikationen zur Verfügung. Dabei besitzt eine der beiden Pumpkammern (P2) einen verstärkten Silikonkautschuk-Mantel mit einer Dicke von circa 2 mm. Bei dieser Pumpkammer handelt es sich um einen Prototyp mit einer niedrigeren Elastizität. Der Kontraktions- beziehungsweise Rückstellprozess von P2 besitzt demzufolge auch eine andere Dynamik und es treten differente Kräfte auf. Die theoretischen und

¹² Vgl. Klapproth 1999, S. 36.

¹³ Vgl. Schulz 1993, S. 31.

¹⁴ Vgl. Klapproth 1999, S. 37.

experimentellen Überlegungen werden deshalb differenziert für beide Pumpkammern behandelt.

Es ist darauf hinzuweisen, dass beiden Pumpkammern die Polyurethanblasen sowie die zu den Gefäßen führenden Prothesen fehlen. Dies ist bei der Beurteilung der Möglichkeit einer magnetischen Rückstellunterstützung jedoch nur bedingt von Wichtigkeit. Die fehlenden Gefäßprothesen haben keinen Einfluss auf die Durchführung der Machbarkeitsstudie.

2.2 Rückstellprozess

Der Pumpvorgang kann in zwei Phasen eingeteilt werden. Während der Kontraktionsphase zieht sich der MLD aufgrund der Stimulation zusammen und lässt die Pumpkammer des BMH kontrahieren. Diese Bewegung geschieht idealerweise gleichmäßig um die Kammer verteilt; in der Realität verhält sich die Muskelkontraktion jedoch nach anderen, unregelmäßigen Gesetzmäßigkeiten. Bei einer durchschnittlichen Kontraktion reduziert sich das Volumen der Pumpkammer um bis zu 60 ml¹⁵, was bedeutet, dass auch nach der Kontraktionsphase ein beachtliches (Rest-)Blutvolumen in der Kammer verbleibt.

Das BMH arbeitet phasenversetzt zum Herzen, sodass nach der Kontraktion – in der muskulären Entspannungsphase – das systolische Schlagvolumen des Herzens die Pumpkammer wieder füllt und diese in die Ausgangsposition bringen soll. Der sinkende Innendruck fällt dabei in etwa exponentiell ab, wobei die Rückstellkraft sich proportional zu diesem verhält.¹⁶ Es kann angenommen werden, dass der Kraftbetrag der aktiven Kontraktion identisch mit dem Betrag der passiven Rückstellbewegung sein muss, da sich die Pumpkammer nach der Relaxation (im Idealfall) wieder in die Ausgangslage bewegt.

Die Rückstellung der Pumpkammer geschieht zu einem anderen Teil auch durch die Steifigkeit der Pumpkammer, da diese durch die Kontraktion gespannt wird und wieder den Zustand möglichst geringer Energie anstrebt. Durch einen Versuchsaufbau soll später ermittelt werden, wie groß der jeweilige Anteil beider Kräfte am Rückstellprozess ist.

2.3 Theoretische Konstruktion des Rückstellsystems

Zur Erzeugung der Rückstellkraft wird eine zuverlässige und möglichst unermüdliche Energiequelle benötigt. Einen denkbaren Lösungsansatz, der in dieser Arbeit näher untersucht werden soll, stellt die Kombination von mehreren, sich abstoßenden Permanentmagneten dar.

¹⁵ Vgl. Klapproth 1999, S 88.

¹⁶ Vgl. Seyed-Mahdavi 2013, S. 25.

Ferromagnetische Materialien wie Eisen besitzen weit unterhalb ihrer Curie-Temperatur (z. B. $T_{C,Fe} = 1041$ K) ein großes resultierendes Dipolmoment. Permanente Kreisströme im mikroskopischen Bereich sorgen für ein fast konstantes Magnetfeld.¹⁷ Neben der nicht benötigten Energieversorgung zeichnen sich Ferromagnete besonders durch ihre starken Feldstärken und niedrigen Materialkosten aus.

Einen weiteren Vorteil könnte die abfallende magnetische Kraftwirkung bei größeren Entfernungen darstellen, da die Rückstellung des künstlichen Ventrikels erst bei geringen Kammerwandabständen zum Tragen kommen soll. Somit könnte trotz permanenter Magnetfelder die Mehrarbeit für den MLD bei durchschnittlichen Kontraktionen moderat ausfallen. Diese Hypothese wird im Abschnitt 4.1 auf Basis der gewonnen Versuchsergebnisse näher untersucht.

Die notwendigen magnetischen Felder können erst nach der Ermittlung der benötigten Rückstellkräfte berechnet werden. Aufgrund der Kammergeometrie und des Einflusses durch den MLD sind die verfügbaren Abmessungen für die einzelnen Magnete jedoch folgendermaßen limitiert worden:

Zur Vermeidung einer möglichen Beeinträchtigung und Schädigung des MLD beträgt die maximale Höhe der Magnete $h = 5$ mm. Die Breite der Magnete wird durch die kontrastgebenden Streifen limitiert, weshalb der Zwischenraum eine Maximalbreite von $b = 10$ mm erlaubt. Damit die Magnete vollständig auf der gekrümmten Kammeroberfläche befestigt werden können, wird die maximale Länge mit $l = 20$ mm definiert.

Da die größte Kraft des MLD im Bereich des größten Querschnitts wirkt¹⁸, sollte ein Rückstellsystem idealerweise an denselben Angriffspunkten entgegenwirken. Die Pumpkammer weist in diesem Bereich ebenfalls die höchste Elastizität auf, was den Wirkungsgrad eines Rückstellsystems an dieser Position maximieren würde. Zu den Seiten ist das Material aufgrund der konischen Geometrie dicker und weniger bewegungsfähig.

Für diese Machbarkeitsstudie wurden Kombinationen aus 2, 4, 6 und 8 Permanentmagneten auf der Kammeroberfläche befestigt und in einem später beschriebenen Teststand experimentell untersucht. Wie in Abbildung 4 dargestellt, wurden die Magnete äquatorial um den Kammerquerschnitt so befestigt, dass sie sich gleichpolig gegenüberliegen. Die Röntgenkontraststreifen bestimmten dabei die Abstände (blau) zwischen den benachbarten Magneten.

Zweckes eines größeren Ergebnisumfangs wurden die dargestellten Varianten 1-5 nicht nur mit den maximalen Magnetabmessungen getestet. Tabelle 2 beschreibt ergänzend zu Abbildung 4 die in dieser Studie verwendeten Magnetausführungen.

¹⁷ Vgl. Fließbach 2012, S. 140-141.

¹⁸ Vgl. Seyed-Mahdavi 2013, S. 35.

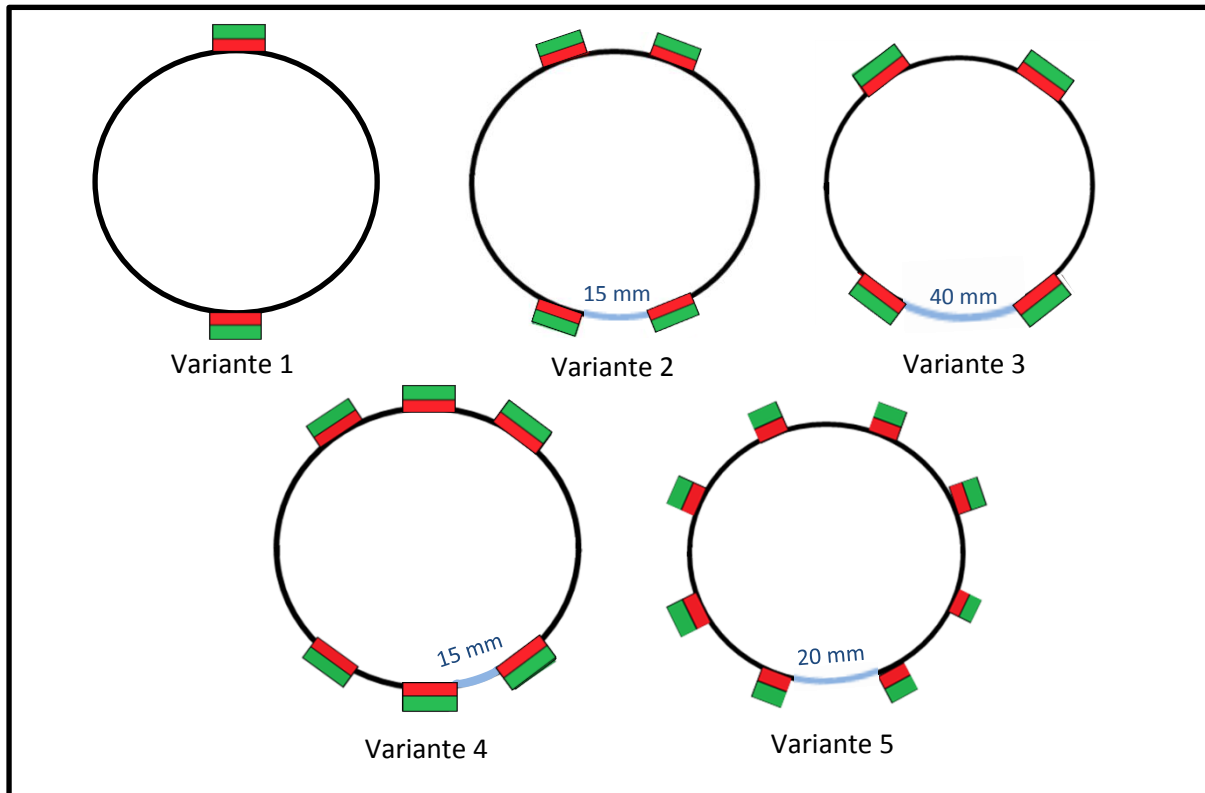


Abbildung 4: Skizzen der Magnetanordnungsvarianten 1-5 im Kammerquerschnitt

	Magnetanzahl	Magnetausführung 1	Magnetausführung 2
Variante 1	2	10 x 10 x 5 mm	20 x 10 x 5 mm
Variante 2	4	10 x 10 x 5 mm	20 x 10 x 5 mm
Variante 3	4	10 x 10 x 5 mm	20 x 10 x 5 mm
Variante 4	6	10 x 10 x 5 mm	20 x 10 x 5 mm
Variante 5	8	5 x 5 x 5 mm	-

Tabelle 2: Übersicht der verwendeten Magnetgrößen zur Untersuchung der Anordnungsvarianten 1-5 aus Abbildung 4

Zur kompletten Eliminierung der Mehrarbeit durch den MLD wäre auch eine Konstruktion aus einer Kombination von Permanentmagneten und Elektromagneten denkbar. Das mithilfe des Stromflusses durch die Spule entstehende magnetische Feld des Elektromagneten könnte nur bei der Rückstellbewegung oder im Bedarfsfall (Kollabieren der Pumpkammer) aktiviert werden und die Kammer wieder aufblähen. Dafür müsste die Steuerung über den Muskelstimulator getriggert werden bzw. eine Sensorik zur Messung des Kammerabstandes installiert werden. Vor allem aber die Versorgung der Elektromagnete führt zu der Notwendigkeit, eine zusätzliche Energiequelle in Form einer Batterie bereitzustellen. Ein ausschließlich aus Permanentmagneten bestehendes Rückstellsystem ist deshalb zu bevorzugen.

2.4 Unbedenkliche Felder für den Patienten

Die *International Commission on Nonionizing Radiation Protection* hält für die allgemeine Bevölkerung eine kontinuierliche magnetische Exposition des Körpers von maximal $B = 40$ mT für unbedenklich.¹⁹ Die für das Rückstellsystem verwendeten industriell hergestellten Magnete können zwar deutlich höhere Flussdichten erzeugen, jedoch sind die Feldwirkungen stark lokal begrenzt. Der Patient müsste somit mit keinen Langzeitschäden rechnen. Lediglich ein Mindestabstand zu Herzschrittmachern und Implantierbaren Cardioverter Defibrillatoren (ICD) sollte bei Verwendung von starken Permanentmagneten beachtet werden.²⁰

Auch die Beeinflussung durch Magnetfelder in der Umwelt ist als gering einzuschätzen, mit Ausnahme von starken künstlichen Magnetfeldquellen, wie z. B. denen eines Magnetresonanztomographen.

2.5 Kraftabschätzungen aus vorherigen Berechnungen

Neben der experimentellen Abschätzung der auftretenden Kammerkräfte sollen zusätzlich die Ergebnisse der Abschlussarbeit „Analyse der Drücke und Kräfte, die durch ein typisches Herzschlagvolumen in der Pumpkammer eines biomechanischen Herzunterstützungssystems auf die Kammerwand auftreten“ von Seyed-Mahdavi als Grundlage für die weiteren Berechnungen dienen. Die Daten wurden realen Tierversuchen entnommen, wobei die Kräfte auf Grundlage der Druck-Volumen-Arbeit berechnet wurden, unter der Annahme einer symmetrischen Kontraktionsverteilung. Für die Tierversuche wurden acht gesunde Burenziegen mit einem linksventrikulären BMH ausgestattet, wobei das System nur bei zwei Tieren befriedigende fluiddynamische Ergebnisse erzielen konnte. Für diese beiden Versuchstiere wurden durchschnittliche Kammerkräfte von $\bar{F}_{C5} = 112 \pm 18,2$ N und $\bar{F}_{C6} = 87,7 \pm 10,1$ N errechnet.²¹ Bei den anderen Versuchstieren wurden zum Teil sehr viel geringere Werte festgestellt, da es postoperativ zu Erkrankungen gekommen war.²²

Die Ergebnisse \bar{F}_{C5} und \bar{F}_{C6} sollen mit den experimentellen Abschätzungen im Folgenden validiert und bei der Berechnung der benötigten magnetischen Felder berücksichtigt werden.

¹⁹ Vgl. ICNIRP 1994, S. 100-106.

²⁰ Vgl. Ryf et al. 2008, 13-8.

²¹ Vgl. Seyed-Mahdavi 2013, S. 46.

²² Vgl. Seyed-Mahdavi 2013, S. 30.

2.6 Experimentelle Abschätzung der auftretenden Kammerkräfte im LVAD- und RVAD-Betrieb

2.6.1 Bestimmung des Kammerwandabstandes nach der Kontraktionsphase

Die Kontraktion der elastischen Pumpkammer geschieht idealisiert an allen Seiten des Äquators mit gleicher Intensität. Aufgrund der anatomischen Struktur des MLD und seiner relativ ungleichmäßigen Verteilung um die Pumpkammer verläuft die Kontraktion jedoch unregelmäßig. Für die Untersuchung einer magnetischen Rückstellunterstützung wird jedoch eine idealisierte, konzentrische Kontraktion angenommen.

Da die Kräfte um den Äquator nur sehr aufwändig in einem Teststand gemessen werden können, wurde für die Kontraktion ein Zusammenpressen von zwei Seiten betrachtet. Die daraus resultierende Form der Kammer kann im Bereich des Äquators als Rechteck angenommen werden. Wie bereits unter 2.2 beschrieben, minimiert sich das Kammervolumen bei einer durchschnittlichen Kontraktion auf $V = 85,5$ ml. Unter Beachtung eines zusätzlichen Sicherheitsfaktors von 5 % ($V = 81,2$ ml) ergibt sich gemäß Gleichung 1 ein Durchmesser von $D_{max} = 43$ mm bei einem Kammerquerschnitt von $A = 14,5$ cm². Unter der Annahme, dass Kammerbreite und Querschnittsfläche konstant bleiben, beträgt die Höhe des Rechtecks $h \approx 24,5$ mm.

2.6.2 Systemdrücke im LVAD- und RVAD-Betrieb

Das biomechanische Herz kann unterschiedlich in den Körperkreislauf integriert werden, um somit die kreislaufwirksame Unterstützung an die Patientenbedürfnisse anzupassen.²³ In den Betrachtungen dieser Arbeit wird jedoch ausschließlich zwischen der Linksherz- (*left ventricular assist device*, LVAD) und der Rechtsherz-Unterstützung (*right ventricular assist device*, RVAD) unterschieden. Der systolische Druck während der Ausströmungsphase (Systole) des Herzens verschiebt das Blut in die Aorta beziehungsweise Arteria pulmonalis und soll beim Einsatz eines biomechanischen Herzens zur Rückstellung der Pumpkammer führen. Die systolischen Systemdrücke liegen im Körperkreislauf durchschnittlich bei $p = 120$ mmHg und im Lungenkreislauf bei $p = 20$ mmHg.²⁴ Der Vergleich verdeutlicht, dass vor allem bei einem Einsatz im Lungenkreislauf (RVAD) eine zusätzliche Unterstützung von Bedarf sein könnte.

²³ Vgl. Klapproth 1999, S. 19.

²⁴ Vgl. Klinke et al. 2010, S. 216.

2.6.3 Aufbau des Teststandes

Die Pumpkammer wurde mittels eines Weinkorkens einseitig verschlossen. Der Verschluss wurde zusätzlich mit einem Weichplastikleber (bocoll, Art.-Nr. 11162800) luftdicht abgeschlossen. Der andere Einlass wurde mithilfe einer Schlauchklemme (\varnothing 13-26 mm) an einen PVC-Schlauch (10 x 2,0 mm, Länge 2,5 m) montiert und ebenfalls mit dem Spezialkleber fixiert.

Die präparierte Pumpkammer (Abbildung 5) wurde auf einer ebenen Holzplatte platziert. Eine 20 mm dicke Styroporplatte (Abmessungen circa 290 x 300 mm) mit drei Bohrungen ($\varnothing \approx 13$ mm) konnte mittels dreier Tischstative (Rundstangen, $\varnothing = 10$ mm) frei in der Höhe bewegt werden, um eine Kontraktion von oben durchzuführen. Die Bohrungen wurden so gewählt, dass die Styroporplatte keine Berührung mit den Stativen hatte, jedoch ab einem Kippwinkel von circa 5 Grad durch die Stative gehalten wurde. Das Material Styropor wurde ausgewählt, da es aufgrund geringer Dichte ein niedriges Eigengewicht besitzt und somit eine große Bandbreite an Kammerabständen ermöglicht.

Der PVC-Schlauch wurde senkrecht zur Holzplatte aufgehängt und erzeugte durch Einfüllen von Wasser eine variable Wassersäule, welche entsprechende Innendrucke in der Pumpkammer verursachte. Die exakte Höhe der Säule zum Kammereinlass wurde mithilfe eines Maßbandes (Genauigkeit 1 mm) festgestellt.

Um mit einer definierten Gewichtskraft von außen auf die Pumpkammer einzuwirken, wurde ein Kunststoffzylinder ($\varnothing = 64$ mm, $V = 1000$ ml) mit Wasser befüllt und auf der höhenvariablen Styroporplatte platziert. Zusätzlich konnten zur Steigerung der Gewichtskraft Eisenscheiben (\hat{a} 1250 und 2500 g) auf dem Wasserzylinder platziert werden. Die verursachte Gewichtskraft wurde mit einer Messwaage (Conrad Digital-Waage GM 5000, Auflösung 1 g) registriert. Durch Austarieren der Gewichtskraft wurde die Pumpkammer so weit zusammengedrückt (Abbildung 6), dass der in Abschnitt 2.6.1 angegebene Kammerabstand erreicht wurde.

Die von oben wirkende Gewichtskraft (inklusive Styroporplatte) entspricht dem notwendigen Kraftbetrag, um gegen einen Systemdruck der entsprechenden Wassersäule eine reguläre Kontraktion durchzuführen. Diese Kraft ist betragsmäßig identisch mit der benötigten Rückstellkraft.

Der gesamte Versuchsaufbau ist in Abbildung 7 schematisch dargestellt.



Abbildung 5: Modifizierte Pumpkammer P1. Die präparierte Pumpkammer wurde luft- und flüssigkeitsdicht verschlossen.



Abbildung 6: Künstliche Kontraktion von P1. Die Pumpkammer wird von oben zusammengedrückt und das vorher eingefüllte Wasservolumen in den Schlauch verschoben.

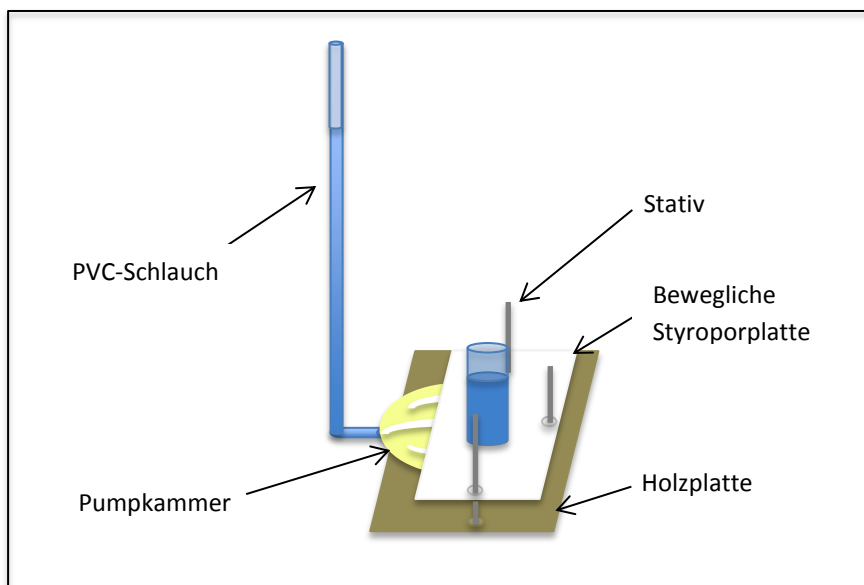


Abbildung 7: Versuchsaufbau zur experimentellen Abschätzung der Rückstellkräfte

2.7 Mathematische Grundlagen zur Berechnung von magnetischen Feldern

Aus den experimentellen Ergebnissen der Kraftabschätzung kann das erforderliche magnetische Feld berechnet werden. Zu dessen Bestimmung sollen einige mathematische Grundlagen erläutert werden:

Das Energieprodukt eines Permanentmagneten ist proportional zur Energie, die pro Volumeneinheit gespeichert ist. Die Einheit des Energieproduktes setzt sich aus dem Produkt aus Tesla (N/Am) und Oersted (1 Oe = 79,577 A/m) zusammen.

$$E = B * H \left[\frac{\text{N}}{\text{m}^2} \right]$$

Gleichung 2 ²⁵

²⁵ Vgl. Bolte 2012, S. 146.

Die pro Volumen gespeicherte Energiemenge des Magneten wird mit der Energiedichte ρ_m bezeichnet. Bei einem linearen Zusammenhang zwischen H und B ergibt sich folgende Gleichung:²⁶

$$\rho_m = \frac{1}{2} * E = \frac{1}{2} * B * H \left[\frac{\text{N}}{\text{m}^2} \right] \quad \text{Gleichung 3}^{27}$$

Um die gesamte, im Magneten gespeicherte Energie W_m zu erhalten, muss die Energiedichte ρ_m mit dem Magnetvolumen V multipliziert werden.

$$W_m = \rho_m * V = \frac{1}{2} * E * V \text{ [N * m]} \quad \text{Gleichung 4}^{28}$$

Die magnetische Feldstärke H ist im Vakuum proportional zur magnetischen Flussdichte B . Bei der Beschreibung von H spielen jedoch die Eigenschaften des Raumes eine wichtige Rolle. Die sogenannte Permeabilität μ setzt sich aus der relativen Permeabilität μ_r (materialabhängig) und der magnetischen Feldkonstante μ_0 zusammen.²⁹ Die Gleichung 5 zeigt die Abhängigkeit von B und H .

$$H = \frac{1}{\mu_r * \mu_0} * B \left[\frac{\text{A}}{\text{m}} \right] \quad \text{Gleichung 5}^{30}$$

Für das Energieprodukt ergibt sich somit die folgende Formel:

$$E = \frac{1}{\mu_r * \mu_0} * B^2 \left[\frac{\text{N}}{\text{m}^2} \right] \quad \text{Gleichung 6}$$

Gleichung 6 und Gleichung 4 ergeben für die gespeicherte Energie W_m :

$$W_m = \frac{1}{2 * \mu_r * \mu_0} * B^2 * V \text{ [N * m]} \quad \text{Gleichung 7}$$

Aus der allgemein gültigen Definition von $W = \vec{F} * \vec{s}$ ergibt sich für die Berechnung der Kraft:

$$F = \frac{1}{2 * \mu_r * \mu_0} * B^2 * A \text{ [N]} \quad \text{Gleichung 8}$$

²⁶ Vgl. Paul, Paul 2012, S. 438.

²⁷ Vgl. Paul, Paul 2012, S. 438.

²⁸ Vgl. Paul, Paul 2012, S. 438.

²⁹ Vgl. Paul, Paul 2012, S. 201.

³⁰ Vgl. Paul, Paul 2012, S. 202.

Gleichung 8 ist als Maxwellsche Zugkraft-Formel bekannt und basiert auf den Maxwell-Gleichungen, die die in der Physik bekannten Gesetze der Elektrodynamik beschreiben. Sie gilt nur, wenn das Magnetfeld über die Grenzfläche A homogen ist und senkrecht zu dieser verläuft.³¹ Treten die Magnetfeldlinien von einem ferromagnetischen Material ($\mu_r \gg 1$) in Luft ($\mu_r \approx 1$) über, so ist der Unterschied der Permeabilität so groß, dass die Feldlinien fast alle senkrecht aus dem ferromagnetischen Material austreten.³²

Zur Berechnung der gesamten Anziehungskraft des Magneten muss die Formel bei zwei identischen Magneten mit dem Faktor 2 multipliziert werden, da sich die Flussdichten beider Magnete in allen Punkten zwischen den Polflächen addieren.³³

$$F = \frac{1}{\mu_r * \mu_0} * B^2 * A \quad [\text{N}]$$

Gleichung 9

Da die magnetische Flussdichte eine veränderliche Variable darstellt, muss diese näher betrachtet werden. Die magnetische Flussdichte B beschreibt die Dichte der magnetischen Feldlinien und kann indirekt als Stärke des Magnetfeldes angesehen werden.³⁴ Die magnetischen Feldlinien verlaufen im Außenraum des Magneten vom Nord- zum Südpol (Abbildung 8).

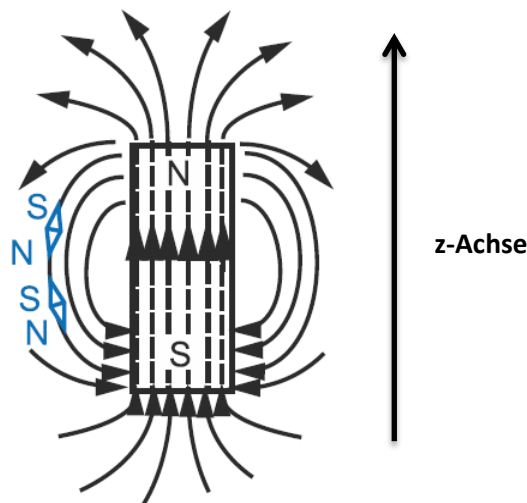


Abbildung 8: Ausgewählte Feldlinien eines stabförmigen Magneten³⁵

Die Kraftwirkung ist an den Enden, den sogenannten Magnetpolen, am stärksten.³⁶ Die Gesamtzahl aller Feldlinien, die senkrecht durch eine Fläche gehen, wird als magnetischer Fluss ϕ bezeichnet.

³¹ Vgl. Kallenbach et al. 2012, S. 66.

³² Vgl. Kallenbach et al. 2012, S. 14.

³³ Vgl. Schroeter 2012, S. 6.

³⁴ Vgl. Paul, Paul 2012, S. 191.

³⁵ Vgl. Paul, Paul 2012, S. 189.

³⁶ Vgl. Paul, Paul 2012, S. 189.

Da sich magnetische Feldlinien niemals überkreuzen³⁷, alle Feldlinien geschlossen sind und die Feldlinien vom Nord- zum Südpol verlaufen³⁸, nimmt die magnetische Flussdichte mit steigendem Abstand entlang der z-Achse (siehe Abbildung 8) ab. Für die magnetische Flussdichte B entlang der z-Achse gibt es für unterschiedliche Magnet-Geometrien Formeln, die Angaben zur Remanenzflussdichte B_r und den Abmessungen benötigen.

Für das magnetische Rückstellsystem wurden quaderförmige Magnete verwendet, wobei sich $B(z)$ näherungsweise gemäß folgender Formel³⁹ verhält:

$$B = \frac{B_r}{\pi} * \left(\arctan \left(\frac{L*W}{2*z*\sqrt{4*z^2+L^2+W^2}} \right) - \arctan \left(\frac{L*W}{2*(D+z)*\sqrt{4*(D+z)^2+L^2+W^2}} \right) \right) \text{ [T]} \quad \text{Gleichung 10}$$

Die in Gleichung 10 benötigten Parameter entsprechen den Größen aus Abbildung 9:

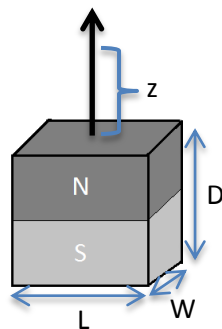


Abbildung 9: Geometrische Parameter des Quadermagneten aus Gleichung 10

Die Gleichung 10 gilt dabei nur für Magnetwerkstoffe mit einer geraden Kennlinie auf der Entmagnetisierungskurve, zum Beispiel NdFeB-Magnete. Für dieses Beispiel soll Abbildung 10 den Abfall der magnetischen Flussdichte B mit zunehmendem Abstand z von der Polfläche verbildlichen.

³⁷ Vgl. Paul, Paul 2012, S. 6.

³⁸ Vgl. Paul, Paul 2012, S. 235.

³⁹ Vgl. Schroeter 2012, S. 6.

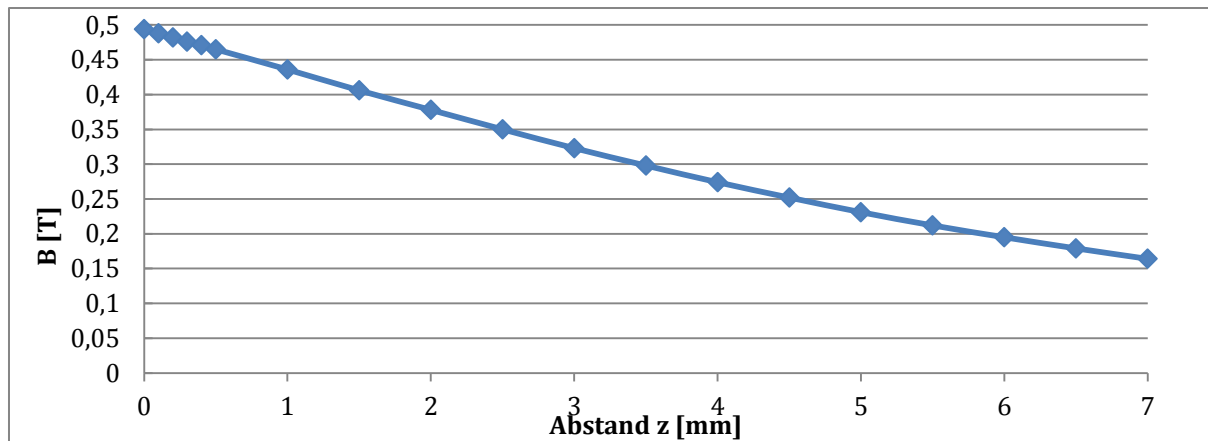


Abbildung 10: $B(z)$ nach Gleichung 10. Dargestellt ist $B(z)$ eines quaderförmigen Permanentmagneten (15 x 15 x 10 mm, $B_r = 1,3$ T). Bereits bei einem Abstand von 5 mm zur Polfläche ist die magnetische Flussdichte auf unter 50 Prozent abgefallen.

Das Rückstellsystem basiert jedoch nicht auf der Anziehung, sondern auf der Abstoßung der Permanentmagnete. In der Berechnung der resultierenden Kräfte bedeutet dies lediglich eine Änderung des Vorzeichens, der Betrag bleibt konstant. Die im nächsten Kapitel vorgestellte Simulation zeigte gleichwohl in einigen Vorversuchen, dass eine Abweichung von maximal -10 % gegenüber den Anziehungskräften entsteht.

2.8 Finite Element Method Magnetics (FEMM) Simulation

Die Finite-Elemente-Methode wird zur numerischen Lösung von Randwertaufgaben genutzt. Das heißt, dass Differenzialgleichungen unter gegebenen Randbedingungen gelöst werden können.⁴⁰ Die Freeware Simulation „*Finite Element Method Magnetics*“ von Dr. David Meeker kann planare und rotationssymmetrische Probleme numerisch lösen.

Im Vergleich zu der fehlerbehafteten Gleichung 10 können mittels FEMM die magnetischen Flussdichten im zweidimensionalen Raum exakt berechnet und als Flussdiagramm dargestellt werden. Die Kraftwirkungen zwischen zwei Magnetmodellen können mit einer im Postprozessor implementierten Methode aufintegriert werden. Dabei können die Magnetpole der Permanentmagnete frei ausgerichtet werden und die räumliche Tiefe des zweidimensionalen Problems bestimmt werden. Somit ist auch die dreidimensionale Kraftberechnung einfach möglich und die Berechnung der gesuchten Abstoßungskräfte äußerst trivial.

Die Datenbank der FEMM-Simulation enthält bereits einige Permanent-Werkstoffe und kann zusätzlich durch eigene Parameter ergänzt werden. Hierzu genügen Angaben zur relativen Permeabilität μ_r und der Koerzitivfeldstärke H_c (bei einem linearen Zusammenhang zwischen H und B) des gewünschten Werkstoffs.

⁴⁰ Vgl. Kallenbach et al. 2012, S. 103.

Wichtig für die Berechnung der Felder ist die Auswahl der passenden Randbedingungen. Dabei kann in FEMM auf Dirichlet-, Neumann- oder Robin-Randbedingungen zurückgegriffen werden. Die einzelnen Eigenschaften der Randbedingungstypen sollen hier nicht weiter erläutert werden. Dennoch soll kurz erwähnt werden, dass für die verwendeten Simulationen eine Robin-Randbedingung gewählt wurde, da diese in einem begrenzten Modellbereich das Verhalten der Felder in einer unendlich großen Region nachbilden kann. Um dies zu erreichen, sollten die Ränder des Modells möglichst rund sein. Eine Auflistung der für die durchgeführten Berechnungen verwendeten Parameter befindet sich im Anhang.

2.9 Nd₂Fe₁₄B – „Neodym“-Permanentmagnete

Abhängig von den Ergebnissen der Berechnung der benötigten magnetischen Flussdichten werden Magnete mit einer ausreichend großen Remanenzflussdichte benötigt. Die Legierung aus Neodym, Eisen und Bor in der Zusammensetzung Nd₂Fe₁₄B ist momentan der stärkste verfügbare Dauermagnet.⁴¹

Der sogenannte Neodym-Magnet basiert auf „seltenen Erden“ und besitzt eine hohe uniaxiale magnetische Anisotropie, was bedeutet, dass die magnetische Vorzugsrichtung nur mit sehr viel Energieaufwand zu ändern ist. Diese Eigenschaft erhält der Magnet dadurch, dass seine „magnetische“ 4f-Schale durch die äußeren 5s²5p⁶-Schalen vom Ligandenfeld des Kristalls isoliert wird und somit das Bahnmoment der Schale voll wirksam bleibt. Da die Spin-Bahn-Kopplung die Spins an das anisotrope Kristallfeld koppelt, ist ein Verdrehen der Spins (= magnetisches Moment) aus der Vorzugsrichtung nur mit viel Energieaufwand möglich.⁴²

Je nach Hersteller werden Remanenzflussdichten von circa 1,2 T bis zu 1,42 T angeboten. Die üblichen Neodym-Magnete werden mit einem N und einer Zahl angegeben, welche dessen magnetische Stärke ausdrückt. Verfügbar sind typischerweise N35 bis N52.⁴³

Abbildung 11 zeigt, dass die maximale magnetische Energiedichte $(BH)_{max}$ von NdFeB circa 46 MG Oe bei 0°C beträgt, was deutlich über anderen verfügbaren Werkstoffen liegt. Ebenfalls wird sichtbar, dass dieser Magnettyp bereits ab circa 80°C stark entmagnetisiert, was jedoch für unsere Anwendung, die bei Körpertemperatur genutzt werden soll, keine Einschränkung darstellt.

⁴¹ Vgl. Fraden 2010, S. 73.

⁴² Vgl. Fraden 2010, S. 73.

⁴³ Vgl. Schroeter 2012, S. 15.

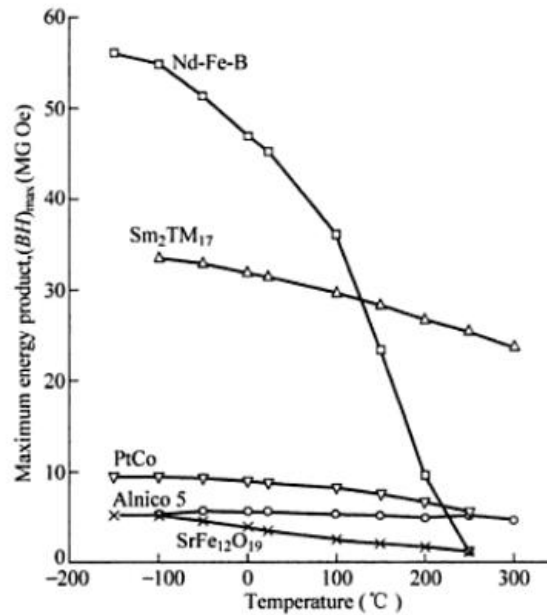


Abbildung 11: Die Temperatur-Abhängigkeit der maximalen Energiedichte $(B^*H)_{max}$ fünf verschiedener Magnetmaterialien im Vergleich⁴⁴

Gegen die Korrosionsgefahr und die Porosität werden für die meisten Anwendungsgebiete dünne Schutzschichten auf die Magnete aufgetragen. Nickel (Ni-Cu-Ni) und Epoxidharz gehören zu den am häufigsten verwendeten Beschichtungen.

2.10 Experimentelle Bestimmung der magnetischen Rückstellkräfte und des dynamischen Verhaltens der Pumpkammer mit Rückstellsystem – Aufbau des Teststandes

Der Versuchsaufbau zur experimentellen Bestimmung der magnetischen Rückstellkräfte der Varianten 1-5 basierte auf einer modifizierten Version des Aufbaus aus Abschnitt 2.6.3. Die Pumpkammer muss zur Messung der in z-Richtung maximal auftretenden magnetischen Kräfte komplett zusammengedrückt werden, weshalb die obere, bewegliche Styroporplatte nur den elastischen Teil der Pumpkammer angreifen darf. Die Platte wurde deshalb in der Breite von 300 mm auf 50 mm minimiert und das dritte Stativ entfernt. Der Versuchsaufbau ist in Abbildung 12 dargestellt. Des Weiteren wurde keine Wassersäule benötigt, da hier die alleinige Kraft durch die Magnete ermittelt werden sollte. Ein (Teil-)Volumen der Pumpkammer wurde dennoch mit Wasser befüllt, damit eine verbesserte Formung der Kammer realisiert werden konnte.

Die zu untersuchende Pumpkammer wurde nacheinander mit den unterschiedlichen Magnetanordnungen ausgestattet. Hierfür wurden die Magnete mit einer dünnen Schicht Sekundenkleber (*Ultra Gel*, Pattex) auf einer Seite bestrichen und an der Pumpkammer fixiert. Nach erfolgreicher Aufnahme der Kraftkurve wurden die Magnete

⁴⁴ Vgl. Liu et al. 2006, S. 2.

vorsichtig mittels Seifenlauge von der Oberfläche entfernt, damit es zu keiner irreparablen Leckage an der Wandoberfläche kommen konnte.

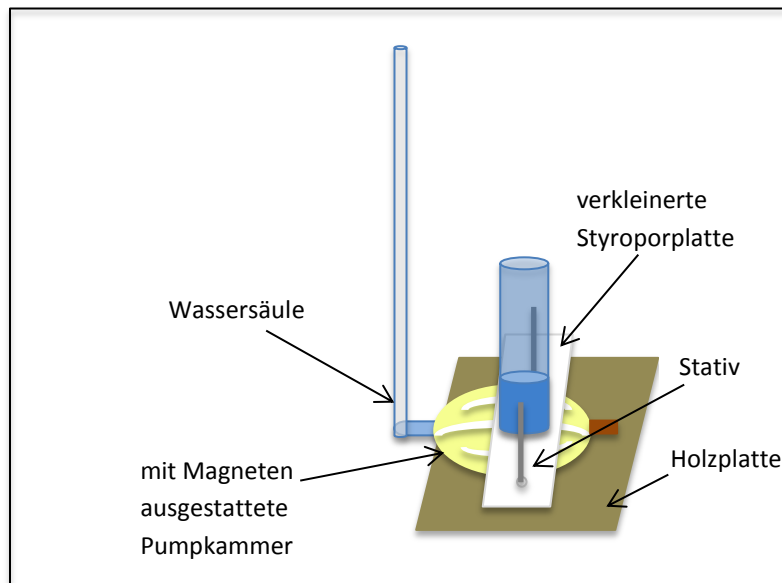


Abbildung 12: Versuchsaufbau zur experimentellen Bestimmung der magnetischen Rückstellkräfte

Neben diesem vereinfachten „Pumpvorgang“ wurde die magnetische Rückstellwirkung auch für konzentrische Kammerbewegungen (dynamisch) untersucht. Zur Analyse des dynamischen Verhaltens wurde die Styroporplatte entfernt und die Pumpkammer vollständig mit Wasser befüllt. Die Kontraktionen bei unterschiedlichen Wassersäulen erfolgten anschließend händisch. Besonderheiten und Effektivität des Rückstellsystems wurden notiert und zusätzlich zu den statischen Kraftmessungen für ein abschließendes Fazit herangezogen.

3. Ergebnisse

3.1 Experimentelle Abschätzung der auftretenden Kammerkräfte im LVAD- und RVAD-Betrieb

Die Messungen der benötigten Gewichtskräfte zur Kontraktion der Pumpkammern auf $h = 24,5$ mm konnten jeweils nur bis maximal $F = 31$ N (P1) beziehungsweise $F = 61$ N (P2) durchgeführt werden. Aufgrund der starken Gebrauchsspuren von P1 konnten die Verbindungen zum Ein- und Auslass der Kammer dem Druck nicht standhalten, sodass ab einer Gewichtskraft von $F > 31$ N punktuelle Leckagen entstanden. Dieselbe Problematik zeigte die Korken-Abdichtung bei den Versuchen mit P2, jedoch erst ab den angegebenen $F = 61$ N.

Des Weiteren war die erwünschte Rechteckform der kontrahierten Pumpkammer nur teilweise zu realisieren und variierte bei jedem Versuch minimal. Diese Ungenauigkeit muss bei der Fehlerbetrachtung diskutiert werden.

Die ermittelten Kräfte wurden gemäß $1 \text{ kg} = 9,81 \text{ N}$ in Abhängigkeit des Drucks in mmHg (gemäß $1 \text{ m H}_2\text{O} \approx 73,63 \text{ mmHg}$ mit $\rho_{293\text{K}} = 0,998293 \text{ g/cm}^3$) in einem Graphen aufgetragen (Abbildung 13). Um eine möglichst genaue Angabe der Kennlinie machen zu können, wurden die Messungen für unterschiedliche Wassersäulen mehrfach ($n = 3$) durchgeführt und der Mittelwert gebildet (Mittelwerte mit Standardabweichung σ befinden sich im Anhang).

Der Verlauf des Druck-Kraft-Graphen zeigt für beide Pumpkammern einen linearen Anstieg mit einem positiven y -Achsen-Offset. Dies war zu erwarten, da die Kraft F bei gleichbleibender Kammerfläche A vom Druck p abhängt ($F = p * A$) und der Druck $p(h)$ ebenfalls linear von der Höhe der Wassersäule abhängig ist ($p(h) = \rho * g * h$, $\rho * g = \textit{konstant}$). Die konstante y -Achsenverschiebung entsteht durch die Steifigkeit der Kammer, die auch ohne Wassersäule für eine wirksame Kontraktion überwunden werden muss.

Die positive y -Achsenverschiebung der Trendlinie von P2 gegenüber P1 lässt sich durch die eingangs erwähnten Konstruktionsunterschiede der Pumpkammer erklären. Die erhöhte Steifigkeit des Prototypen P2 muss zur Kontraktion bereits ohne Wasser mit $F = 19,59 \pm 0,32 \text{ N}$ überwunden werden. Zieht man diesen Grundbetrag von allen Messergebnissen für P2 ab, so sind beide linearen Trendlinien relativ identisch. Die bleibenden Unterschiede in der Steigung lassen sich jedoch plausibel durch die Leckagen von P1 erklären.

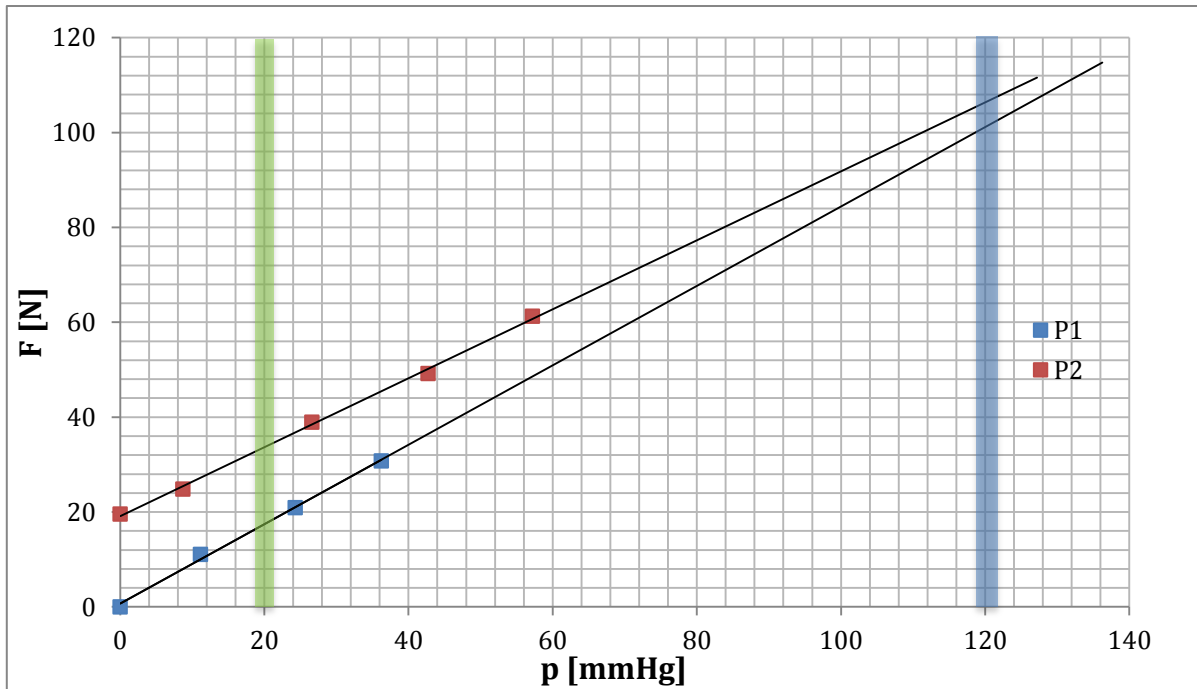


Abbildung 13: Lineare Abhängigkeit von Kammerinnendruck p und Kraft F . Die unterschiedlichen Mantelstärken von P1 und P2 spiegeln sich in der y-Achsenverschiebung zwischen beiden Kennlinien wider. Die grünen und blauen Bereiche markieren die durchschnittlichen systolischen Drücke im RVAD- und LVAD-Betrieb.

Obwohl die für den LVAD-Einsatz äquivalenten Wassersäulen nicht getestet wurden, lassen die wenigen Werte der Trendlinie bereits eine Aussage über die Höhe der benötigten Rückstellkräfte für höhere Systemdrücke zu.

Die experimentellen Ergebnisse für beide Pumpkammern werden in der Tabelle 3 zusammengefasst. Zusätzlich wurden die theoretischen Ergebnisse aus Abschnitt 2.5 mit aufgenommen. Die gesamten experimentellen Ergebnisse befinden sich im Anhang.

	Pumpkammer P1	Pumpkammer P2	Berechnung
Benötigte Kraft F beim RVAD-Einsatz	17,43 N	33,64 N	-
Benötigte Kraft F beim LVAD-Einsatz	101,14 N	106,34 N	112 N 87,7 N

Tabelle 3: Pumpenspezifische Gegenüberstellung der theoretischen und experimentellen Abschätzungen für die benötigten Kräfte im RVAD- und LVAD-Betrieb (experimentelle Ergebnisse gemäß Kennlinien)

Die Versuchstiere, die die Grundlage für die theoretischen Berechnungen von Seyed-Mahdavi darstellten, waren in unterschiedlichen physischen Verfassungen und auch die Pumpkammern waren eventuell nicht identisch mit den hier verwendeten Exemplaren. Deshalb ist ein direkter Vergleich der durchschnittlichen Kammerkräfte nur bedingt zulässig. Die experimentellen Ergebnisse für P1 und P2 im linksventrikulären Einsatz zeigen jedoch, dass die theoretischen Kraftberechnungen in diesem Experiment weitestgehend validiert werden konnten.

Unter der eingangs formulierten Annahme, dass der Kraftbetrag für die Kontraktion dem der Rückstellung gleich, kann zusammengefasst werden, dass zur Rückstellung der Pumpkammern P1 und P2 jeweils mindestens 100 N für den LVAD-Einsatz benötigt werden. Für den rechtsventrikulären Einsatz ergab der Teststand $F = 17,43$ N für P1 und $F = 33,64$ N für P2.

3.2 Berechnung der erforderlichen Remanenzflussdichten

Aus den Kraftabschätzungen der Tabelle 3 können mithilfe der Gleichung 9 die benötigten Flussdichten berechnet werden. Die Polflächen der Magnete wurden im Kapitel der Konstruktion auf 20 x 10 mm begrenzt. Für zwei sich anziehende Magnete mit gegebener Polfläche ergeben sich folgende Flussdichten:

	Pumpkammer P1	Pumpkammer P2	Berechnungen
Benötigte Flussdichte B beim RVAD-Einsatz	0,33 T	0,46 T	-
Benötigte Flussdichte B beim LVAD-Einsatz	0,80 T	0,82 T	0,79 T 0,90 T

Tabelle 4: Zu Tabelle 2 äquivalente magnetische Flussdichten gemäß Gleichung 9

Durch die gegebene Flussdichte, den Abstand z und die maximalen Magnet-Geometrien lässt sich die Remanenzflussdichte des benötigten magnetischen Materials berechnen (Gleichung 10). Diese Ergebnisse sind in Tabelle 5 zusammengefasst.

	Pumpkammer P1	Pumpkammer P2	Berechnungen
Benötigte Remanenzflussdichte B_r beim RVAD-Einsatz	61,22 T	102,04 T	-
Benötigte Remanenzflussdichten B_r beim LVAD-Einsatz	147,48 T	181,90 T	145,77 T 167,33 T

Tabelle 5: Zu Tabelle 3 äquivalente Remanenzflussdichten gemäß Gleichung 10. Für den Polflächenabstand z muss neben $h = 24,5$ mm auch der Silikonkautschuk-Mantel beachtet werden. Zur Berechnung von B_r wurde deshalb für $z = 26,5$ mm (P1/Berechnungen) bzw. $z = 28,5$ mm (P2) eingesetzt.

Die Größenordnung der notwendigen Remanenzflussdichten zeigt, dass die Anforderungen an die Magnete eines Rückstellsystems, das die gesamte Rückstellkraft aufbringen soll, nicht zu erfüllen sind. Wie in Abschnitt 2.9 beschrieben, liegen die größten erhältlichen NdFeB-Remanenzflussdichten (N52) bei circa 1,42 T. Selbst bei einer Anordnung mit einer großen Stückzahl an NdFeB-Magneten lägen die benötigten Rückstellkräfte weit entfernt von der Realisierbarkeit.

Dennoch kann primär für den RVAD-Einsatz die unterstützende Wirkung von NdFeB-Magneten untersucht werden, da es vor allem um die Verhinderung des Kollabierens der Pumpkammer geht und die Permanentmagnete besonders auf kurze Entfernungen sehr starke Magnetfelder ausbilden.

3.3 Verteilung der magnetischen Flussdichte eines NdFeB-Magneten im Luftraum (Simulation)

Gemäß der geometrischen Restriktionen aus Abschnitt 2.1 bietet ein quaderförmiger NdFeB-Magnet mit den Abmessungen 20 x 10 x 5 mm in der stärksten Ausführung N52 ($B_r = 1,42$ T) die maximal möglichen Felder für die vorgestellten Rückstellsysteme.

Zur Veranschaulichung des Verlaufs der magnetischen Flussdichte im Kammerraum wurde mit einer FEMM-Simulation die räumliche Verteilung von $|B|$ für den spezifizierten Magneten berechnet. Die für die Abstoßungskraft relevante magnetische Flussdichte in z-Richtung wurde in Abbildung 14 in Abhängigkeit zum Abstand zur Polfläche dargestellt. Zum Vergleich unterschiedlicher Magnetstärken wurde der gleiche Magnet in der Ausführung Typ N42 ($B_r = 1,29$ T) mit aufgetragen.

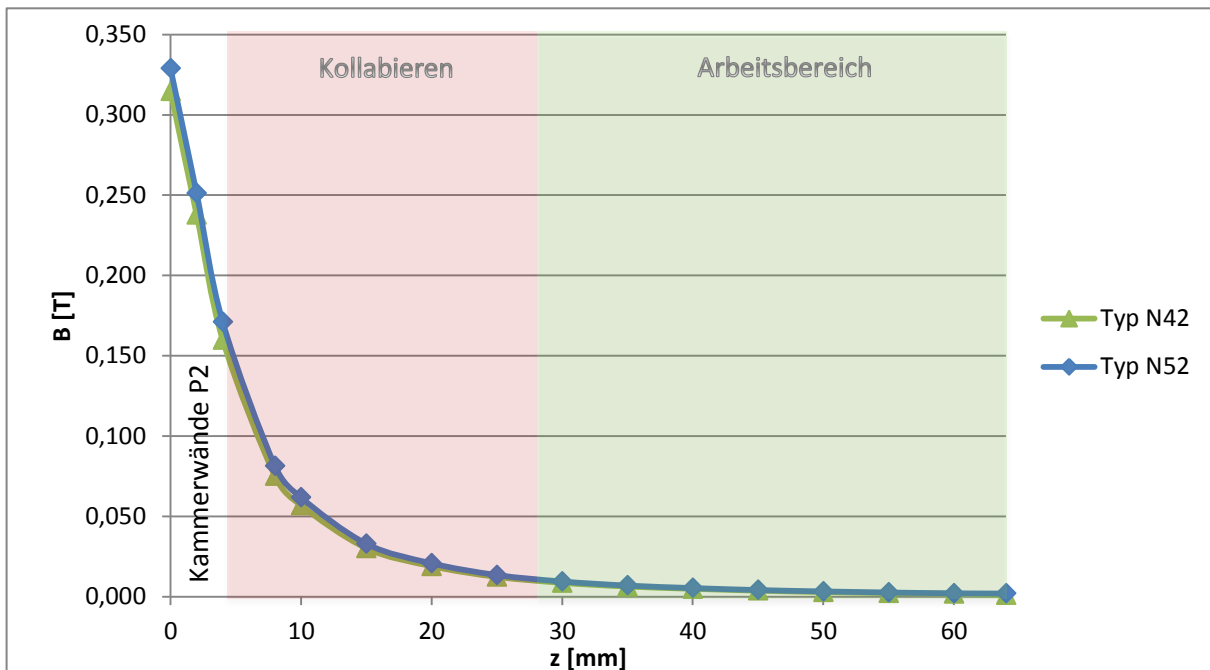


Abbildung 14: Gegenüberstellung der magnetischen Flussdichten (Simulation) zweier NdFeB-Magnete in Abhängigkeit des Polflächenabstands z (Übergang von NdFeB ($\mu_r = 1,07$) in Luft ($\mu_r = 1$)). Der grün eingefärbte Bereich zeigt die Kammerwandabstände des durchschnittlichen (zweiseitigen) Pumpvorganges, der rote Bereich mögliche Durchmesser bei einem Kollabieren von P2. Die Flussdichten sind bis zur Grenze von $z = 28,5$ mm so gering, dass für die Rückstellunterstützung mittels der Magnete kaum eine nutzbare Flussdichte zur Verfügung steht. Erst nach dem vollständigen Kollabieren der Pumpkammer ($z = 4$ mm) stünde eine relevante Flussdichte von circa 160 mT zur Verfügung.

Aus dem dargestellten Verlauf von $B(z)$ lässt sich schließen, dass eine Minimierung der Kammer-Mantelstärke mit einer besseren Ausnutzung der magnetischen Felder einhergehen könnte. Für das simulierte Magnet-Beispiel würde sich bei Verwendung von 2 Magneten (Variante 1) für das vollständige Kollabieren eine Kraftsteigerung von fast 100 % von P1 gegenüber P2 ergeben. Dies resultiert aus einer Differenz von circa 65 mT bei minimalem Kammerabstand (P1: 225 mT ($z = 2$ mm); P2: 160 mT ($z = 4$ mm)) und einem quadratischen Einfluss der magnetischen Flussdichte B (Gleichung 9).

Der Magnettypen-Vergleich zeigt, dass sich der Unterschied der magnetischen Remanenzflussdichte von $\Delta B_r = 0,13$ T nur bei sehr geringen Entfernungen zum Magneten ($z \leq 1$ mm) bemerkbar macht, die aufgrund der Wandstärken jedoch nie erreicht werden. Aus Gründen der Verfügbarkeit fiel die Wahl für die experimentellen Versuche deshalb auf NdFeB-Magnete vom Typ N42. Zur Vergleichbarkeit wurden ebenfalls die Simulationen aller Rückstellsysteme für dieses Magnetmaterial durchgeführt.

3.4 Effektive magnetische Rückstellkräfte unterschiedlicher Magnetanordnungen in der Simulation und im Experiment

3.4.1 Vorwort

Bei einer zweiseitigen Kontraktion der Pumpkammer inklusive der vorgestellten Rückstellsysteme entstehen bei Verkürzung des Kammerwandabstandes zunehmend zwei Reihen mit sich parallel gegenüberstehenden Magneten. Da die parallele Ausrichtung zweier gegenüberstehender Polflächen bei einer (idealisierten) konzentrischen Kontraktion zu jedem Zeitpunkt gegeben wäre, wurde rechnerisch ermittelt, bis zu welcher Distanz diese Bedingung auch bei der zweiseitigen Kontraktion erfüllt wird. Die Ergebnisse (siehe Anhang) stellen den maximalen Polflächenabstand für die Messungen (Simulation/Experiment) der magnetischen Rückstellkräfte von Variante 1-5 dar.

Mittels FEMM wurde eine zweiseitige Kontraktion der Unterstützungsvarianten 1-5 simuliert (Magnetgrößen gemäß Tabelle 2, Material: N42). Zur Analyse der Verteilung der magnetischen Flussdichten innerhalb und außerhalb des BMH wurden die magnetischen Felder berechnet und graphisch dargestellt.

Unter stufenweiser Veränderung des Polflächenabstandes z wurden die wirkenden Abstoßkräfte $|\vec{F}_z|$ und $|\vec{F}_x|$ aufgenommen. Kraftkurven für die auf die Kammerwand wirkenden Abstoßkräfte $|\vec{F}_z|$ wurden in Abhängigkeit von z erstellt und als Validierungsgrundlage für das Experiment verwendet. Zusätzlich wurden die maximalen Querkräfte $|\vec{F}_x|$ betrachtet, um mögliche Probleme bei der Realisierung zu ermitteln.

Nach der Simulation wurden die vorgestellten Magnetkonstellationen im Experiment untersucht. Hierzu wurden mittels des beschriebenen Teststands dieselben Kraftkurven zur äquivalenten Simulation aufgenommen. Zur besseren Vergleichbarkeit wurden die Kraftgraphen ebenfalls als $|\vec{F}_z(z)|$ dargestellt, obwohl diese Kraft nur indirekt über die Gewichtskraft des Wasserzylinders bestimmt wurde.

Die in Kapitel 3.1 bestimmte notwendige „Grundkraft“ zur Kontraktion der Pumpkammern wirkt sich positiv auf den Rückstellungsprozess aus, da die Kammer nach der Kontraktion danach strebt, in den Zustand geringerer Energie (Grundzustand) zurückzugelangen. Obwohl auf dieser Grundlage die Verwendung von P2 zu präferieren

wäre, wurde im Teststand ausschließlich mit P1 gearbeitet, da ein Interferieren der magnetischen Kräfte mit den $F = 19,59 \pm 0,32$ N von P2 zu ungenauen Ergebnissen führen würde. Da auch P1 ein autarkes Rückstellpotenzial besitzt, wurden die beschriebenen $F = 1,66 \pm 0,09$ N von allen Versuchsergebnissen zur isolierten Bestimmung der magnetischen Rückstellkraft subtrahiert.

Bei der Ergebnisbetrachtung von $|\vec{F}_z|$ werden primär die Werte für $z = 26,5$ mm und $z = 2$ mm untersucht, da diese dem „Grenzwert“ der durchschnittlichen (zweiseitigen) Kontraktion ($h = 24,5$ mm) und dem maximalen Kollabieren der Kammer ($h = 0$ mm) entsprechen und somit eine besonders hohe Aussagekraft besitzen. Die Betrachtung der Ergebnisse für $z \geq 26,5$ mm entfällt aufgrund fehlender Messbarkeit so geringer Kräfte und dem teilweise sowieso unzulässigen Vergleich zur konzentrischen Kontraktion.

Zusätzlich werden (subjektive) Auffälligkeiten beim dynamischen Verhalten der Rückstellsysteme dargelegt. Alle Simulations- und Versuchsergebnisse (Mittelwerte und Standardabweichungen) befinden sich detailliert im Anhang.

3.4.2 Variante 1

Simulations- und Versuchsergebnisse: Die trivialste Konstruktion zeigte über den gesamten Simulationsumfang von $z = 2$ bis $z = 62$ mm nur sehr geringe horizontale Kraftwirkungen von $|\vec{F}_x| < 0,10$ N. Die sich abstoßenden Kräfte $|\vec{F}_z|$ lagen bei einer Distanz von $z \geq 26,5$ mm laut Simulation unterhalb von 0,10 N, was durch die geringen Feldüberlagerungen im Ausgangszustand (Abbildung 15) verdeutlicht wird. Bei vollständiger Annäherung auf $z = 2$ mm lag $|\vec{F}_z|$ bei 11,61 N für den kleinen Magneten und 23,22 N für die große Variante (siehe Abbildung 16).

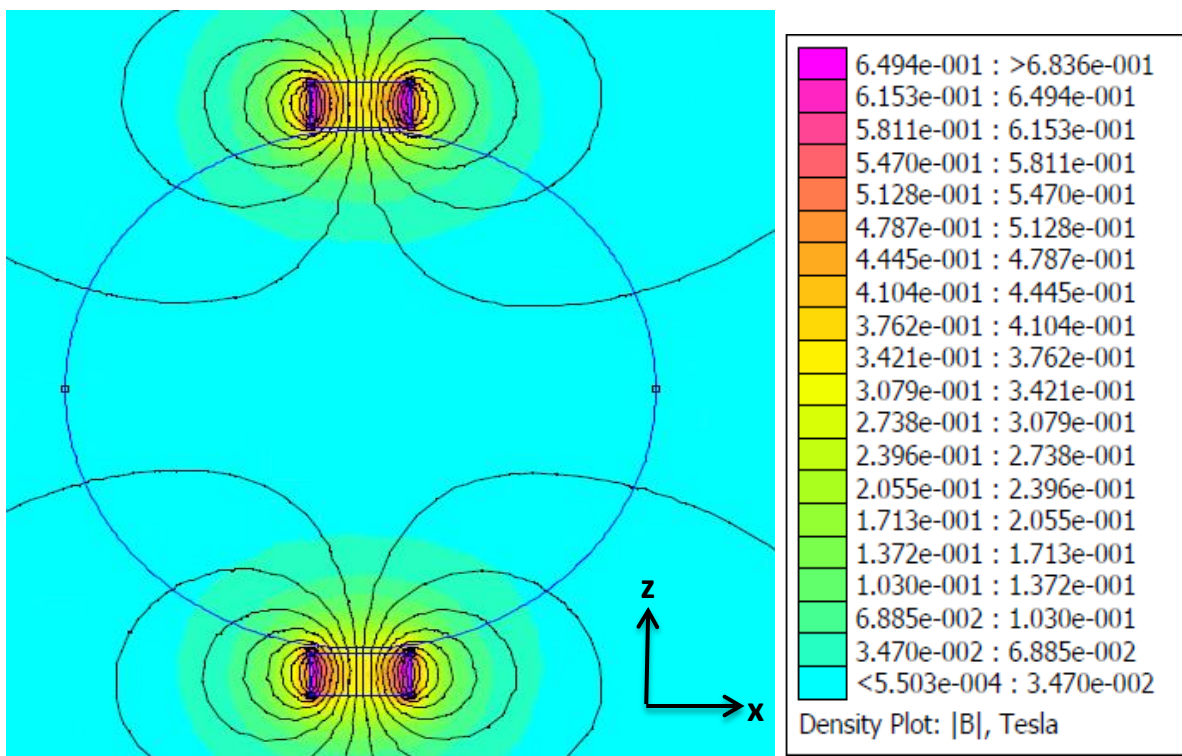


Abbildung 15: Flussdichtediagramm (Simulation) im Kammerquerschnitt von Variante 1 (Ausgangszustand, $z = 62$ mm)

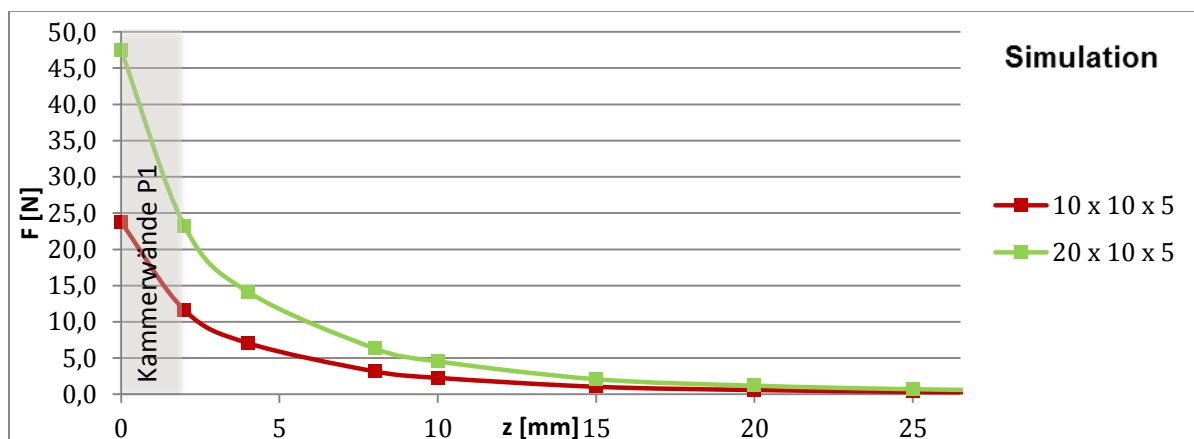


Abbildung 16: Simulationsergebnisse von $|F_z(z)|$ [N] für Variante 1

Die Magnetfixierung auf der Pumpkammer (Abbildung 17) war aufgrund der geringen Kräfte in x -Richtung und y -Richtung bei $z = 62$ mm unproblematisch. Der Anstieg der Kraftkurve war im Versuch deutlich steiler als vorher simuliert, sodass bei $z = 2$ mm für $|\vec{F}_z| = 18,97 \pm 0,60$ N bzw. $29,95 \pm 0,80$ N erreicht wurden (siehe Abbildung 19). Die Rückstellkräfte bei $z = 26,5$ mm unterschieden sich auch im Versuch kaum von den Ergebnissen ohne Magnetsystem.

Bei einigen Versuchen der Aufnahme einer Kraftkurve konnte beobachtet werden, dass sich die Magnete bei kleinen Abständen mitsamt der elastischen Kammerwand umdrehen und anschließend aneinanderhefteten. Dieser Problemfall trat jedoch nur ein, wenn die Magnete nicht direkt parallel ausgerichtet waren. Dieser kollabierter Zustand (Abbildung 18) ließ sich nur durch einen Innendruck revidieren, der größer als die Anziehungskraft beider Magnete war. Eine nach Abbildung 13 (Seite 23) bemessene Wassersäule wurde hierfür genutzt.



Abbildung 17: Magnetanordnung Variante 1



Abbildung 18: Kollabierter Zustand von P1, verursacht durch Anziehung der komplementären Magnetpolflächen

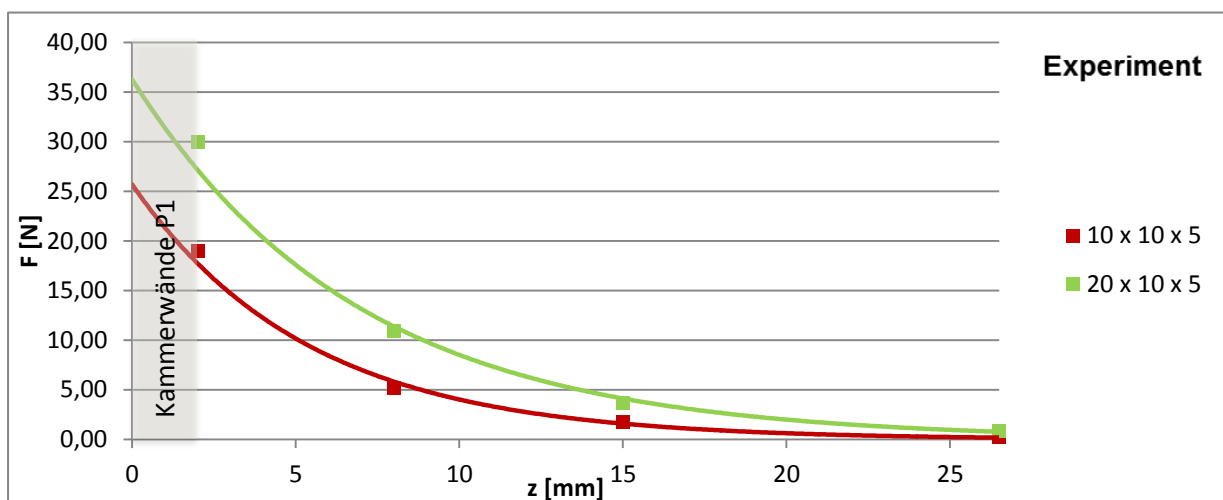


Abbildung 19: Experimentell ermitteltes $|F_z(z)|$ [N] von Variante 1. Die dargestellten exponentiellen Trendkurven stellen eine Annäherung des tatsächlichen Kurvenverlaufs dar.

Dynamisches Verhalten: Sobald die Pumpkammer vollständig mit Wasser befüllt wurde, kam es bei keiner händischen Kontraktion zum beschriebenen Umdrehen und Aneinanderheften der Magnete. Die Elastizität der Pumpkammer war durch das Rückstellsystem nicht eingeschränkt.

Die parallele Ausrichtung beider Magnete war bei einer gewöhnlichen Kontraktion (bis $D = 43 \text{ mm}$) in den meisten Fällen gegeben. Die zwei gleichpoligen Polflächen standen sich jedoch selten komplett deckend gegenüber, wodurch die bereits sehr geringe magnetische Rückstellwirkung zusätzlich schwankte.

3.4.3 Variante 2

Simulations- und Versuchsergebnisse: Die erste Variante mit 4 Permanentmagneten ergab in der Simulation eine deutliche Kraftsteigerung gegenüber Variante 1. Mit einer vergleichbaren Form des Kurvenanstiegs zu Variante 1 erreichte diese Variante Abstoßkräfte von $|\vec{F}_z| = 44,52 \text{ N}$ ($z = 2 \text{ mm}$) bei Verwendung der größeren N42-Magnete (siehe Abbildung 21). Wie im Graphen dargestellt, lag $|\vec{F}_z|$ bei $z = 26,5 \text{ mm}$ unter 1 N , was auch diese Variante nicht als Rückstellunterstützsystem nutzbar macht.

Die Darstellung der magnetischen Flussdichten in Abbildung 20 zeigt eine deutliche gegenseitige Beeinflussung der Feldausbreitung „benachbarter“ Magnete. Das Kraftintegral in x -Richtung ergab in der Ausgangsposition ($z = 62 \text{ mm}$) einen Wert von $|\vec{F}_x| = 1,69 \text{ N}$ ($20 \times 10 \times 5 \text{ mm}$). Diese Querkraft machte die Fixierung der Magnete auf der elastischen Pumpkammer unmöglich, da die Magnete zur Seite abdrifteten oder sich während der Trocknungsphase des Klebers lösten, umdrehten und anschließend aneinanderhefteten. Deshalb konnte für die Konstruktion keine experimentelle Ermittlung der Abstoßkräfte durchgeführt werden.

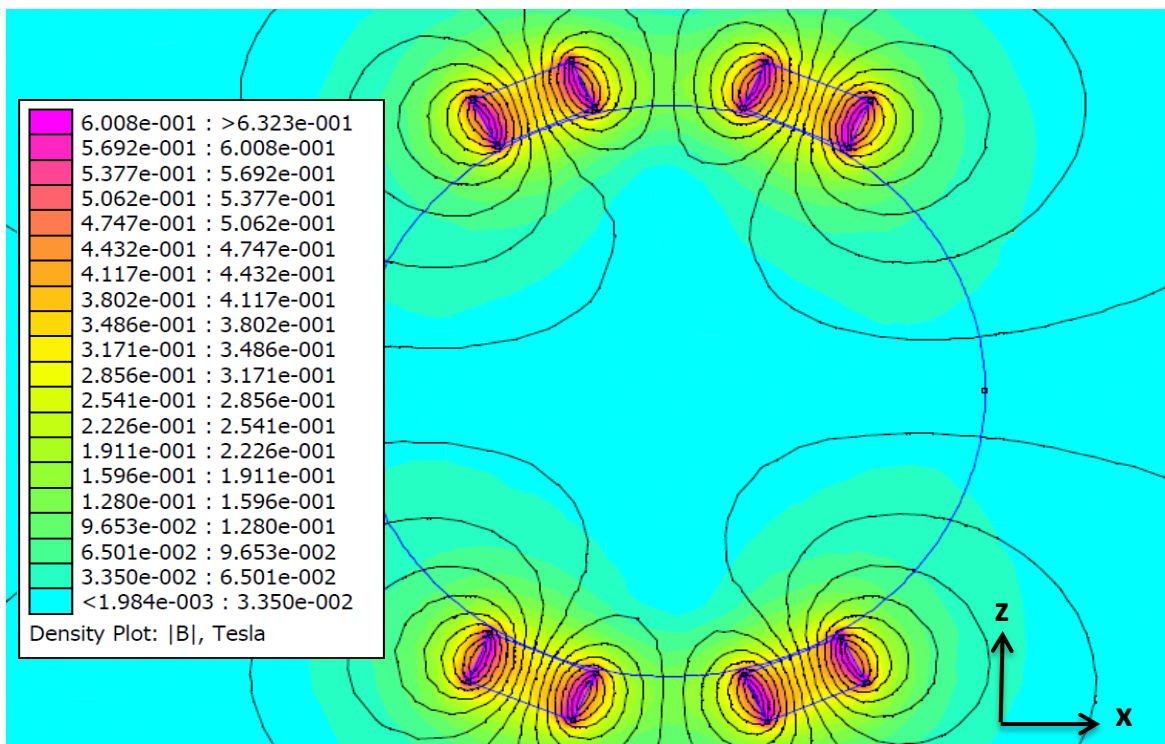


Abbildung 20: Flussdichtediagramm (Simulation) im Kammerquerschnitt von Variante 2 (Ausgangszustand, $z = 62 \text{ mm}$)

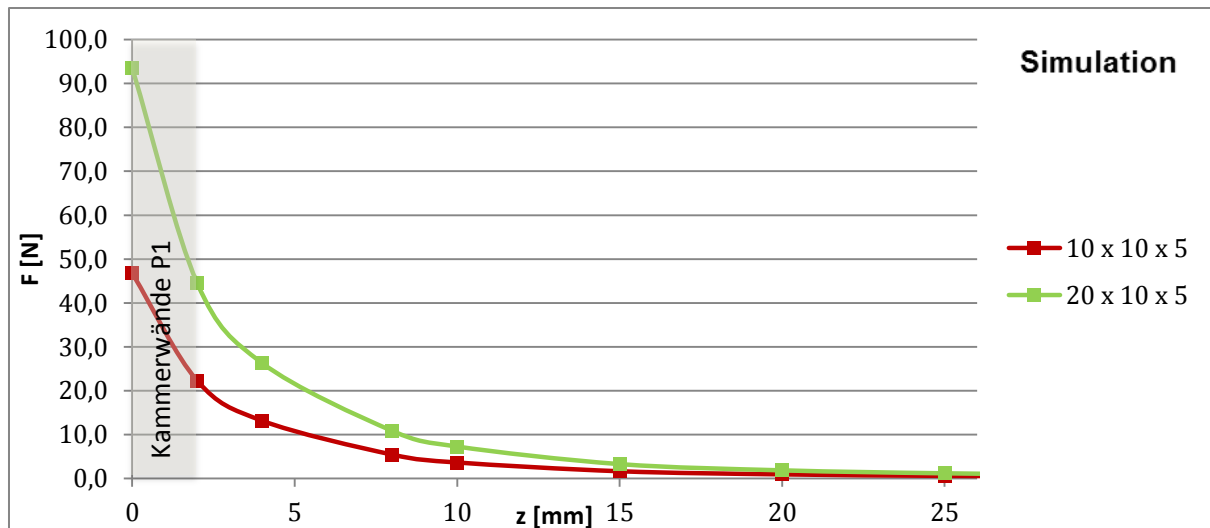


Abbildung 21: Simulationsergebnisse von $|F_z(z)|$ [N] für Variante 2

3.4.4 Variante 3

Simulations- und Versuchsergebnisse: Die Darstellung der Feldausbreitung (Abbildung 22) von Variante 3 zeigt, dass durch die Vergrößerung des Abstandes der benachbarten Magnete von 15 mm auf 40 mm die entgegengesetzten Felder in x-Richtung zwischen den Magneten deutlich weniger interferieren. $|\vec{F}_x|$ ergab in der Simulation maximal 0,49 N ($z = 62$ mm), was sich auch bei dem relativ statischen Verhalten der Magnete während der Befestigung auf der Kammeroberfläche zeigte. Die Magnetanordnung auf der Pumpkammer ist in Abbildung 25 dargestellt.

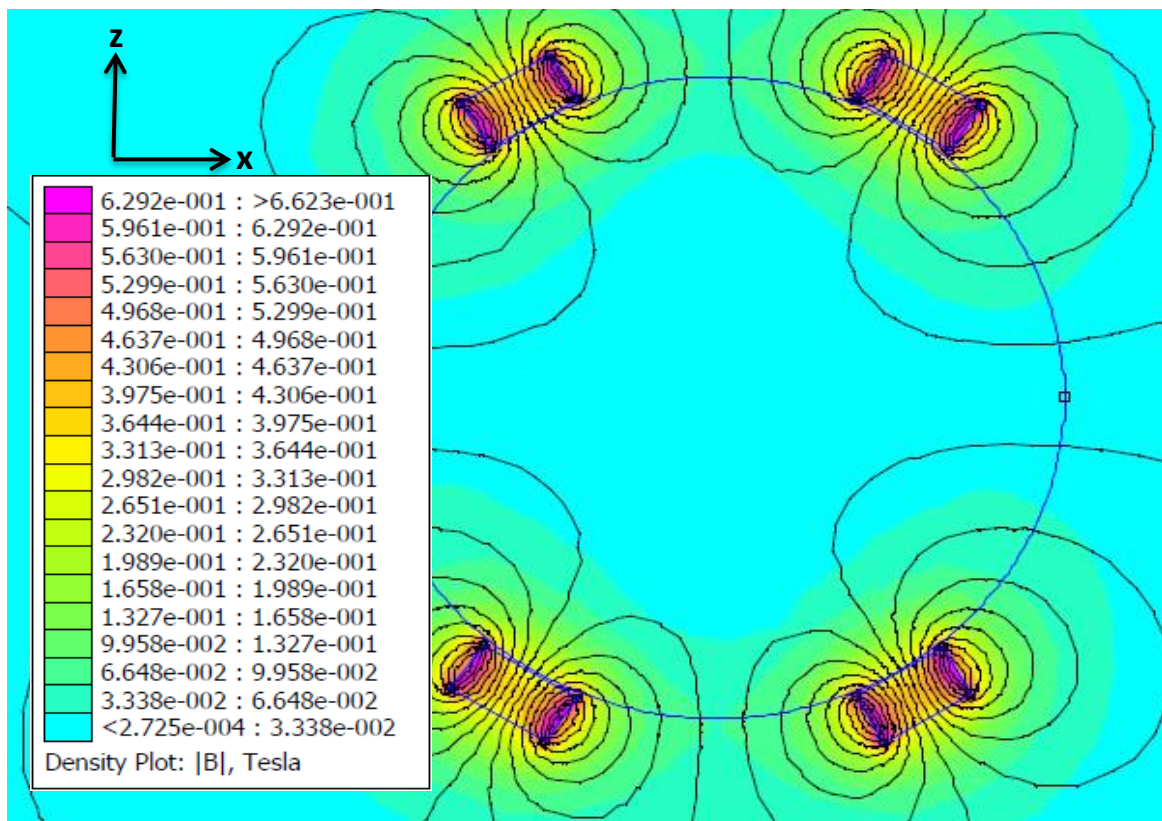


Abbildung 22: Flussdichtediagramm (Simulation) im Kammerquerschnitt von Variante 3 (Ausgangszustand, $z = 62$ mm)

Die Abstoßkräfte $|\vec{F}_z|$ verhielten sich in der Simulation mit Veränderung von z durchgängig vergleichbar mit Variante 2. Dabei erreichte Variante 3 bei $z = 26,5$ mm und $20 \times 10 \times 5$ mm Magneten nur circa 94 % des Kraftbetrages von Variante 2, bei den maximalen Werten ($z = 2$ mm) war diese Anordnung mit $|\vec{F}_z| = 47,36$ N jedoch um 1,3 % effektiver.

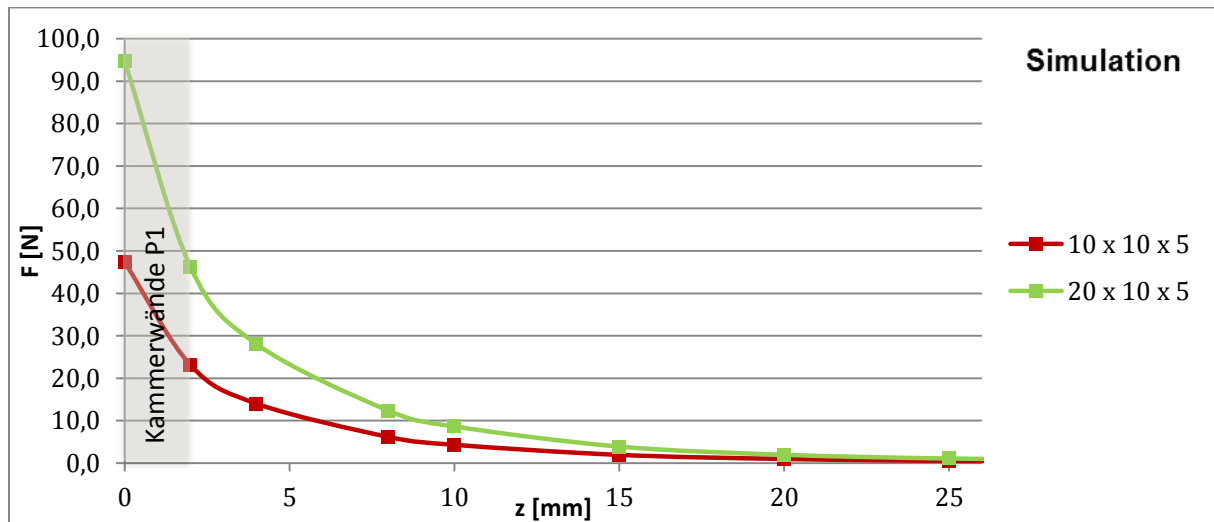


Abbildung 23: Simulationsergebnisse von $|\vec{F}_z(z)$ [N] für Variante 3

Die experimentell ermittelte Kraftkurve (Abbildung 24) startet bei $|\vec{F}_z| = 3,54 \pm 0,17$ N ($z = 26,5$ mm, $20 \times 10 \times 5$ mm) und hat einen deutlich steileren Anstieg als die Kurve der Simulation (vgl. Abbildung 23). Mit $|\vec{F}_z| = 64,49 \pm 0,48$ N ($z = 2$ mm) fällt der Maximalwert für $|\vec{F}_z|$ um 17,13 N höher aus als der äquivalente Simulationswert, was in der Diskussion näher betrachtet werden muss. Dieselbe Tendenz wurde für die kleinere Magnetvariante ermittelt, bei der für $z = 2$ mm eine Kraft von $|\vec{F}_z| = 38,53 \pm 0,65$ N gemessen werden konnte (gegenüber $|\vec{F}_z| = 23,09$ N in der Simulation).

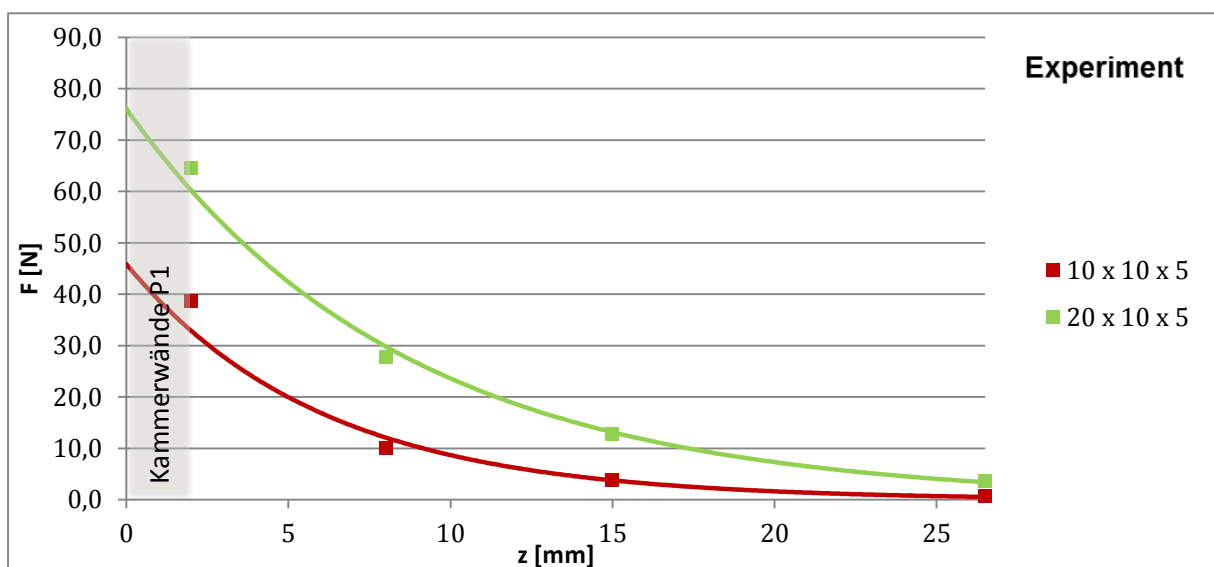


Abbildung 24: Experimentell ermitteltes $|\vec{F}_z(z)$ [N] von Variante 3. Die dargestellten exponentiellen Trendkurven stellen eine Annäherung des tatsächlichen Kurvenverlaufs dar.

Dynamisches Verhalten: Bei der händischen Kontraktion zeigte die mit dieser Anordnung bestückte Pumpkammer (Abbildung 25) bei sehr geringen Kammerdrücken eine ähnliche Problematik wie Variante 1: Sobald die elastische Kammerwand einem Kammerdruck äquivalent einer Wassersäule $p < 3,5$ mmHg ($p < 4$ mmHg bei $20 \times 10 \times 5$ mm) ausgesetzt wurde, kam es bei einer nicht gleichförmigen Kammerkontraktion zum Aneinanderheften von benachbarten Magneten (Abbildung 26). Eine völlige Verformung und somit desolante Pumpkammer resultierte hieraus. Mit einem Systemdruck über dem diastolischen Wert für einen möglichen RVAD-Einsatz ($p = 7$ mmHg⁴⁵) kam es jedoch bei keiner Durchführung zum Aneinanderheften der Magnete.

Die Elastizität der Pumpkammer wurde durch die Fixierung der Magnete spürbar beeinflusst. Bei unregelmäßigen Kontraktionen waren die Überlagerungen der Magnetfelder weitestgehend effektiv, selten völlig wirkungslos.



Abbildung 25: Magnetanordnung Variante 3



Abbildung 26: Durch einen niedrigen Innendruck verursachtes Aneinanderheften benachbarter Magnete

3.4.5 Variante 4

Simulations- und Versuchsergebnisse: Die Magnetanordnung der Variante 4 ergab in der Simulation die größten Werte für $|\vec{F}_z|$. Die sechs sich abstoßenden Magnete erreichten für $z = 2$ mm $|\vec{F}_z| = 65,48$ N beziehungsweise $|\vec{F}_z| = 32,74$ N für die kleinere Variante (siehe Abbildung 28). Bei $z = 4$ mm ist die Kraftkurve bereits um 40 % abgefallen. Für die Rückstellunterstützung bei $z > 26,5$ mm hat auch diese Variante laut Simulation keine nutzbare Wirkung.

Wie bereits bei Variante 2, sind die Abstände zwischen den benachbarten Magneten mit 15 mm so gering, dass die Querkräfte in x-Richtung einen zu großen Einfluss auf die Magnetfixierung haben. In der Simulation wurde für die äußeren Magnete (in Abbildung 27: links/rechts) in der Ausgangsposition für $|\vec{F}_x| = 4,15$ N für die große Magnetvariante errechnet. Die experimentelle Untersuchung dieser Variante war aufgrund dieser Querkräfte ebenfalls nicht möglich.

⁴⁵ Vgl. Klinke et al. 2010, S. 216.

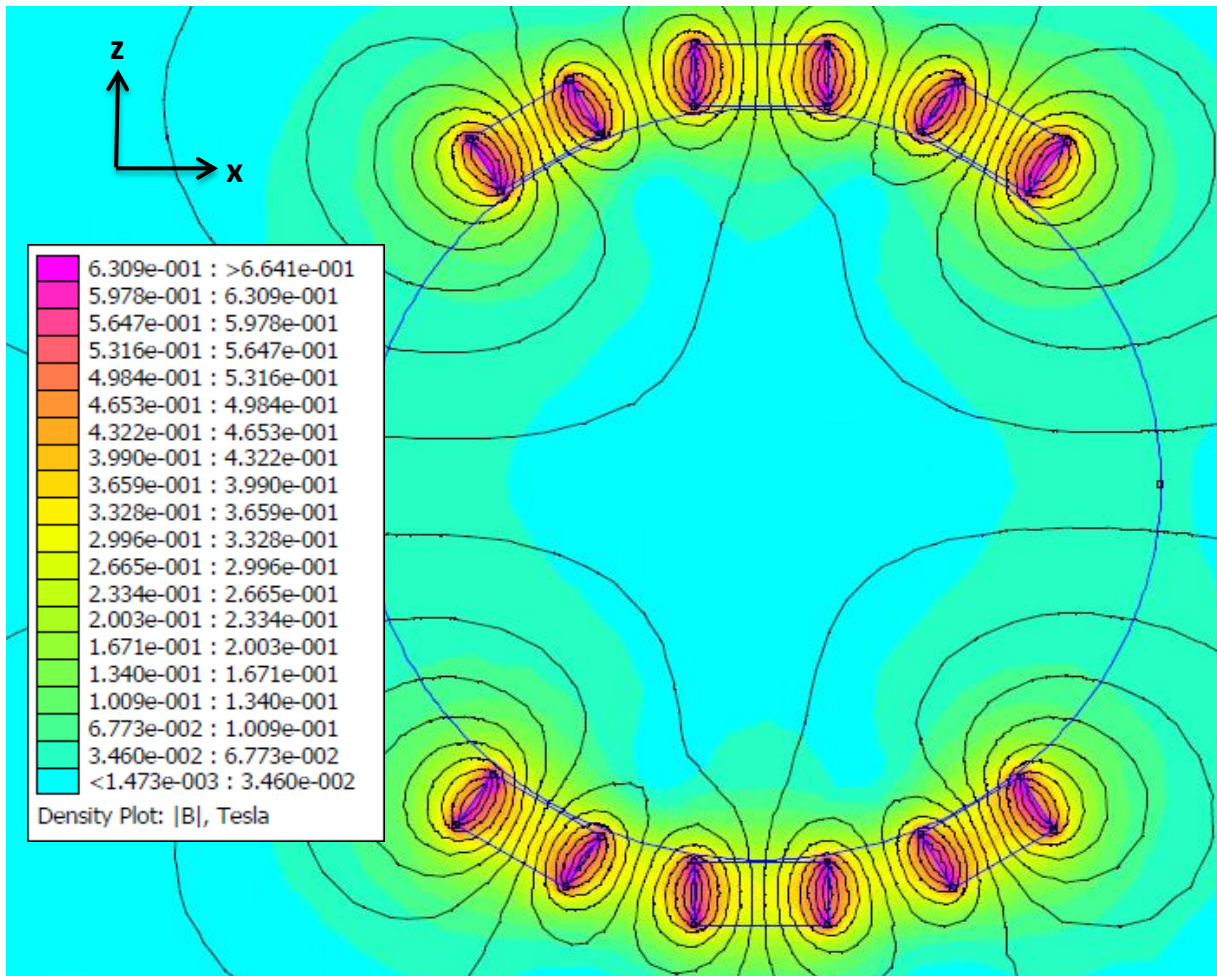


Abbildung 27: Flussdichtediagramm (Simulation) im Kammerquerschnitt von Variante 4 (Ausgangszustand, $z = 62$ mm)

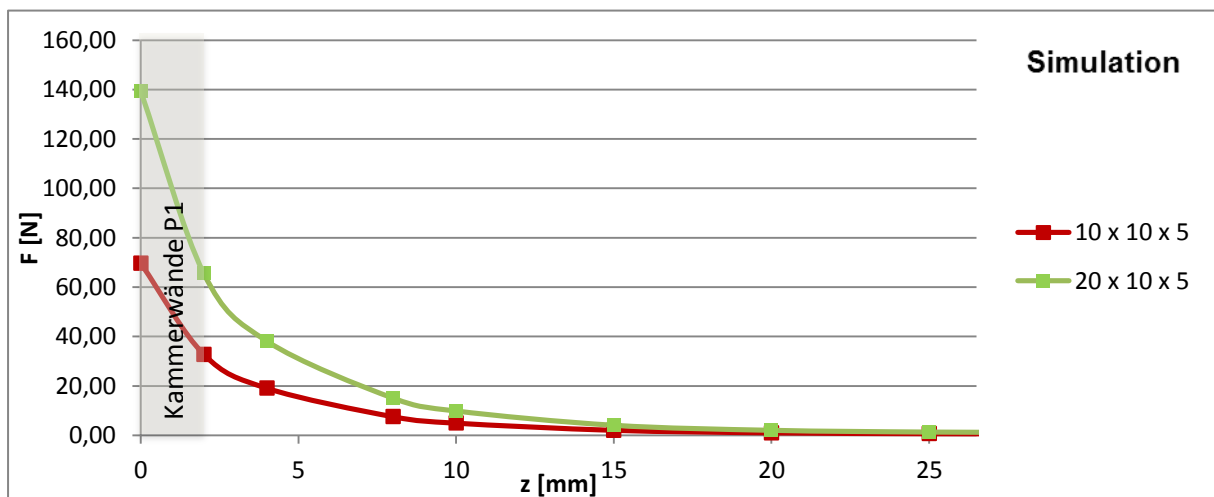


Abbildung 28: Simulationsergebnisse von $|F_z(z)|$ [N] für Variante 4

3.4.6 Variante 5

Simulations- und Versuchsergebnisse: Anders als bei den anderen Konstruktionen besitzen die N42-Magnete mit den Abmessungen 5 x 5 x 5 mm ein sehr viel kleineres magnetisches Feld. Die in Abbildung 29 dargestellten magnetischen Flussdichten zeigen, dass sich die Felder zwischen den Magneten im entspannten Kammerzustand kaum überlagern ($|B| < 7,57 \cdot 10^{-2}$ T).

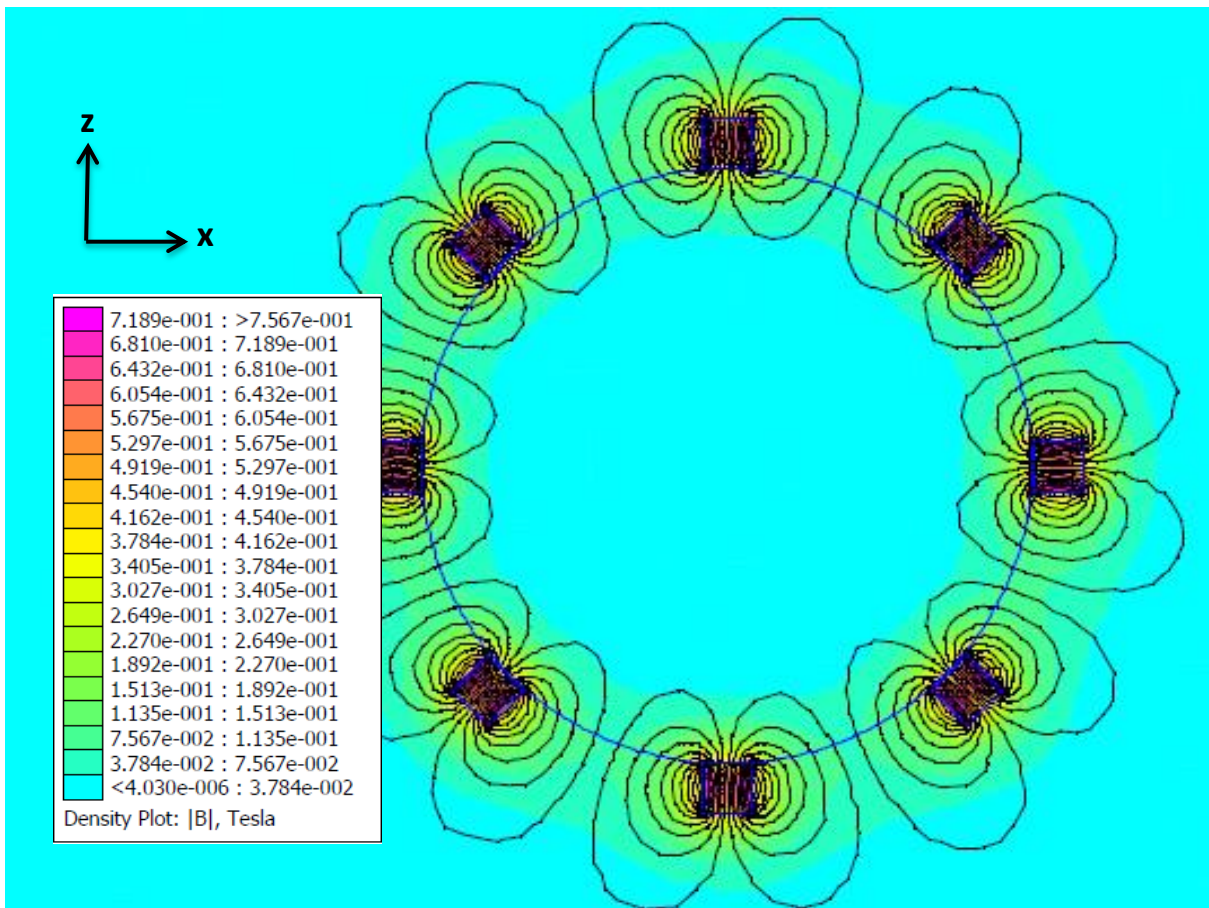


Abbildung 29: Flussdichtediagramm (Simulation) im Kammerquerschnitt von Variante 5 (Ausgangszustand, $z = 62$ mm)

Die mathematische Berechnung des Mindestabstandes zur vollständigen parallelen Ausrichtung zweier „Magnetebenen“ ergab, dass sich alle Magnete erst ab $z \leq 22,28$ mm in der für die Betrachtung notwendigen Konstellation befinden. Da in der Praxis der Neigungswinkel der äußeren Magnete bei $z = 30$ mm jedoch kaum von der Horizontalen abwich, wurden die Simulation und das Experiment zwecks Vergleichbarkeit trotzdem für $z \leq 30,00$ mm durchgeführt.

Die experimentellen Ergebnisse für $|\vec{F}_z(z)|$ (Abbildung 32) der Magnetanordnung aus Abbildung 30 hatten eine maximale Abweichung von 13 % im Vergleich zur Simulation. Im Experiment betrug die maximale Abstoßungskraft ($z = 2$ mm) $|\vec{F}_z(z)| = 11,77 \pm 0,41$ N und in der Simulation $|\vec{F}_z(z)| = 13,16$ N. Die Kraftkurve fällt im Vergleich zu den Varianten 1-4 erwartungsgemäß deutlich steiler ab, da der in etwa exponentiell abfallende Kraftgraph zweier Magnete hier mit dem Faktor 4 multipliziert wird.

Bei einem Polflächenabstand von $z = 26,5$ mm konnten experimentell keine effektiven Abstoßkräfte gemessen werden (Simulation: $|\vec{F}_z| = 0,11$ N).

Dynamisches Verhalten: Die vergleichsweise kleinen Polflächen von 5×5 mm beeinflussten die Elastizität der Pumpkammer nur marginal. Wie in Abbildung 31 dargestellt, waren die Feldausrichtungen bei sehr niedrigen Innendrücken und damit verbundenen unregelmäßig konzentrischen Kontraktionen wenig zielgerichtet. Es kam aufgrund der schwachen Anziehungs- und Abstoßungskräfte bei den üblichen Systemdrücken zwar zu keinem Aneinanderheften, jedoch auch zu keiner nutzbaren Rückstellkraft. Da die Kammerwände bei einem Kollabieren besonders unregelmäßig zusammenliegen, waren die Magnetfelder im Test dementsprechend willkürlich ausgerichtet und unwirksam.

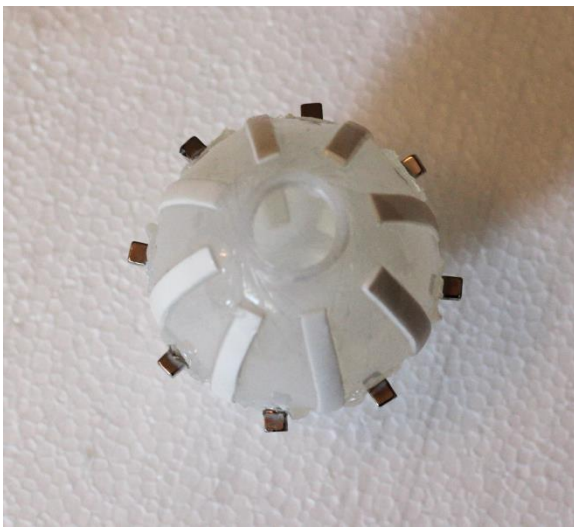


Abbildung 30: Magnetanordnung Variante 5



Abbildung 31: Händisch durchgeführte Kontraktion der Pumpkammer mit Rückstellsystem bei niedrigem Innendruck

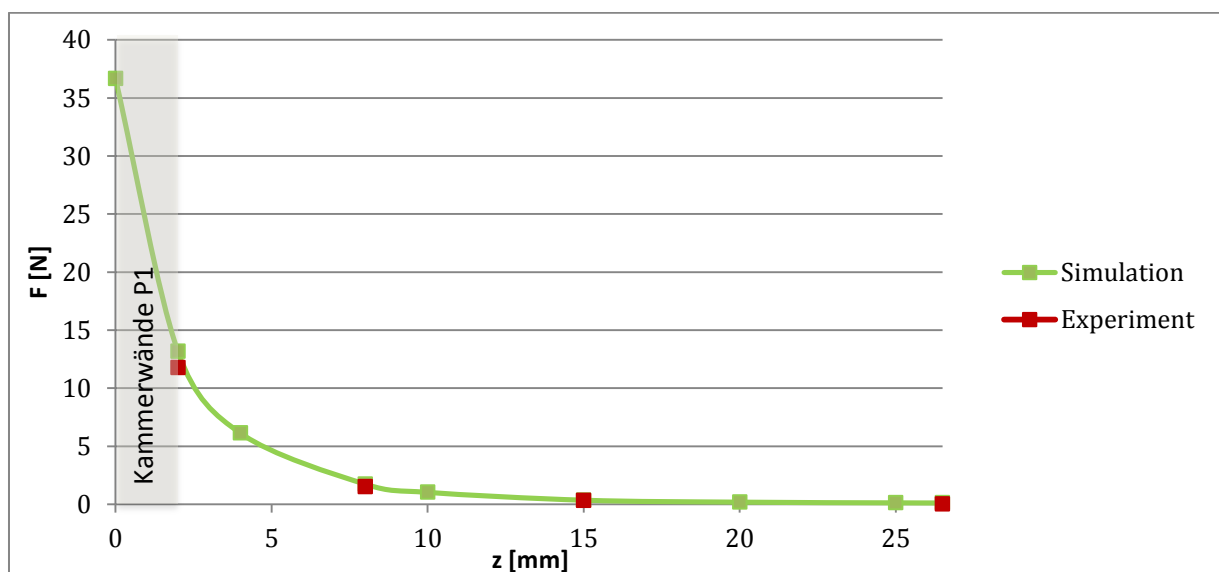


Abbildung 32: Simulationsergebnisse und experimentelle Ergebnisse von $|\vec{F}_z(z)|$ [N] von Variante 5. Aufgrund der stark abfallenden Kurve konnte für die experimentellen Ergebnisse keine (adäquate) exponentielle Trendkurve eingezeichnet werden.

4. Diskussion

4.1 Bewertung der Ergebnisse

Im Experiment wurden unterschiedliche Wassersäulen verwendet, um die typischen links- und rechtsventrikulären Drücke und damit verbundenen Rückstellkräfte innerhalb der Kammer zu ermitteln. Der Vergleich zwischen den beiden Pumpkammern machte deutlich, dass eine Erhöhung der Wandstärke um circa 1 mm die Elastizität der Kammer so stark verändert, dass die autarke Rückstellkraft der Kammer von $F = 1,66 \pm 0,09$ N (P1) auf $F = 19,59 \pm 0,32$ N (P2) ansteigt.

Der Vergleich der beiden Pumpkammern wurde nicht in die Problemstellung mit aufgenommen, da die Versuchsergebnisse auch auf andere Pumpkammern übertragen werden können. Dennoch kann auf Basis der Ergebnisse ergänzend beschrieben werden, dass es bei einer Verwendung des Prototyps P2 durch die erhöhte Volumenarbeit zu einer vermutlich beachtlichen Ermüdung des MLD kommen könnte.

Die Zusammenfassung der magnetischen Rückstellkräfte aus Tabelle 6 zeigt, dass keine der getesteten Magnetvarianten bei $z = 26,5$ mm die geforderten Kräfte im LVAD- oder RVAD-Betrieb komparabel reproduzieren kann. Die zu Beginn in Frage gestellte zusätzliche Volumenarbeit $W = \int F(s) ds$ des MLD bliebe folglich bei Verwendung einer dieser Varianten marginal bis nicht relevant.

Konstruktion	$ \vec{F}_z(26,5) $ [N]		$ \vec{F}_z(2) $ [N]	
Variante 1	$0,19 \pm 0,05$	$0,85 \pm 0,18$	$18,97 \pm 0,60$	$29,95 \pm 0,80$
Variante 3	$0,60 \pm 0,33$	$3,54 \pm 0,17$	$38,53 \pm 0,65$	$64,49 \pm 0,48$
Variante 5	$0,00 \pm 0,16$		$11,77 \pm 0,41$	

Tabelle 6: Zusammenfassung der experimentell ermittelten Ergebnisse der Varianten 1, 3 und 5 zur Rückstellunterstützung bzw. Unterstützung zur Verhinderung des Kollabierens. Bei Angaben von zwei Werten zeigt der erste Wert die Ergebnisse für die Verwendung von Magneten mit den Abmessungen von $10 \times 10 \times 5$ mm. Der zweite Messwert entspricht den Ergebnissen bei Verwendungen von $20 \times 10 \times 5$ mm Magneten.

Der Vergleich mit den entscheidenden Simulationsergebnissen (Tabelle 7) dokumentiert, dass die Ergebnisse für $z = 26,5$ mm annäherungsweise im Experiment validiert werden konnten. Aber auch die Simulationsergebnisse der experimentell nicht realisierbaren Rückstellsysteme (Varianten 2 und 4) zeigen, dass sich letztendlich keine Variante für die Nutzung als Rückstellunterstützung bei großen Kammerabständen eignet. Unter Berücksichtigung der Tatsache, dass sich die Kammerwandabstände bei einer konzentrischen Kontraktion nicht auf $h = 24,5$ mm sondern $D \approx 43$ mm annähern, fällt das abschließende Fazit für eine magnetische Rückstellunterstützung noch wesentlich negativer aus.

Konstruktion	$ \vec{F}_z(26,5) $ [N]		$ \vec{F}_z(2) $ [N]	
Variante 1	0,33	0,66	11,61	23,22
Variante 2	0,55	1,10	22,26	44,52
Variante 3	0,54	1,08	23,09	46,17
Variante 4	0,63	1,26	32,74	65,48
Variante 5	0,11		13,16	

Tabelle 7: Zusammenfassung der simulierten Ergebnisse der Varianten 1-5 zur Rückstellunterstützung bzw. Unterstützung zur Verhinderung des Kollabierens. Bei Angaben von zwei Werten zeigt der erste Wert die Ergebnisse für die Verwendung von Magneten mit den Abmessungen von 10 x 10 x 5 mm. Der zweite Messwert entspricht den Ergebnissen bei Verwendungen von 20 x 10 x 5 mm Magneten.

Die im Experiment ermittelten Abstoßkräfte der Varianten 1 und 3 wären bei $z = 2$ mm theoretisch groß genug, um ein Kollabieren des RVADs zu verhindern (vgl. Tabelle 3 und Tabelle 6). Dennoch ist ein Kollabieren der Kammer auf $h = 0$ mm bei einer realen Anwendung unmöglich, da die Fläche der Kammerwand konstant bleibt und es somit bei einem vollständigem Kollabieren zur Bildung von Faltungen kommen würde. Auch das Volumen des MLD und der Magnete verhindert einen kompletten Verschluss, der durch die magnetische Rückstellunterstützung ohnehin bereits ab $D < 43$ mm verhindert werden sollte.

Sobald der innere Wandabstand um wenige Millimeter von $h = 0$ mm abweicht, fallen die magnetischen Kräfte aller Rückstellkonstruktionen auf einen Bruchteil ihres Maximalwerts ab. Die Varianten 1 und 3 könnten die für P1 ermittelten Kammerkräfte von $F = 17,43$ N (RVAD) bis zu einem Kammerwandabstand von $h = 3$ mm bzw. $h = 10,5$ mm (Variante 3) ausreichend reproduzieren (vgl. experimentelle Ergebnisse mit Tabelle 3), was in der Praxis jedoch bestenfalls einen vollständigen Kammerverschluss verhindern würde.

Eine hypothetische Erhöhung der Magnetanzahl oder Senkung der Kammerwandstärke optimiert zwar theoretisch die maximalen Rückstellkräfte, jedoch würden beide Maßnahmen die Gefahr des Aneinanderheftens von benachbarten Magneten und dem daraus resultierenden Defekt des VAD steigern. Diese These kann durch die Versuchsergebnisse bei Verwendung von kleinen Magnetzwischenräumen (z.B. Variante 2) und gesteigerter Elastizität (durch sehr niedrige Kammerinnendrucke) belegt werden.

Ein weiteres Problem stellt die Fehlansrichtung der Magnetfelder im dynamischen Betrieb dar. Da nicht alle Kontraktionen dieselbe Kammerverformung verursachen, kam es gerade bei Verwendung der kleinen Magneten (Variante 5) zu ineffektiven Feldkonstellationen. Aufgrund der niedrigen magnetischen Rückstellkräfte wäre diese Variante jedoch ohnehin unzureichend für eine praktische Anwendung.

Basierend auf den dargestellten Problemen kann zusammenfassend resümiert werden, dass keine der dargestellten Rückstellunterstützungsvarianten in Verbindung mit der verwendeten Pumpkammer eine sichere Lösung zur Verhinderung des Kollabierens der Pumpkammer eines biomechanischen Herzens darstellt.

4.2 Fehlerdiskussion

Die beiden zur Verfügung stehenden Pumpkammern P1 und P2 waren beide nicht mehr mit den Polyurethanblasen ausgestattet, wodurch sich die Kammerwand um circa 0,5 mm minimiert. Da eine Abschätzung der resultierenden Elastizitätsänderung ohne Vergleich nicht möglich ist, bleibt es bei einem Fehler, der nicht quantitativ bestimmbar ist.

Ebenso wurde nicht berücksichtigt, dass beim „In vivo“-Rückstellprozess eine weitere Gegenkraft durch den Unterstützungsmuskel ausgeübt wird, da dieser sich nach der Kontraktion nicht sofort vollständig entspannt. Eine ergänzende Abschätzung der dafür zusätzlich notwendigen Kraft wäre für eine sichere Anwendung jedoch unabdingbar.

In den durchgeführten Versuchen wurde des Weiteren ausschließlich mit Wasser gearbeitet, da Versuche mit Blut aufgrund der schwierigen Handhabung und Lagerung einen großen Aufwand bedeutet hätten. In der Literatur wird angegeben, dass ein durchschnittlicher Mensch in der Regel maximal 158 µg Eisen pro dl Blut⁴⁶ besitzt. Bei einer Masse von $m = 1,060$ kg pro Liter Blut⁴⁷ entspricht dies einem Massenanteil von < 0,15 %. Als ferromagnetischer Stoff könnte Eisen vermutlich selbst in solch geringen Mengen die Permeabilität μ_r des Fluides soweit erhöhen, dass die Kraftwirkung der Magnete messbar gesteigert werden könnte. Wegen fehlender Literaturangaben zur Permeabilität des entsprechenden Eisens bzw. des gesamten Blutes wurde ein möglicher Einfluss dennoch vernachlässigt.

Bei beiden Testständen gab es teilweise Schwierigkeiten bei der exakten Formung eines „Rechtecks“ und eine daraus resultierende Ungenauigkeit bei der Bestimmung der Kammerabstände h bzw. Magnetabstände z . Gerade bei niedrigen Drücken kam es zu unregelmäßigen Ausbeulungen der Kammerwand, weshalb diese Ungenauigkeit mit $\Delta h/\Delta z = 1$ mm angenommen wird.

Zur Bestimmung der absoluten Fehler durch Δz werden die Trendlinien in den einzelnen Messpunkten linearisiert (siehe Anhang). Besonders für die Messwerte bei $z = 2$ mm entstehen durch den steilen Kurvenanstieg beachtliche Fehler. Dabei ist darauf hinzuweisen, dass die Trendlinien den wahren Kurvenverläufen nur näherungsweise entsprechen und die Fehler somit ebenfalls nur eine Abschätzung darstellen.

Der Gesamtfehler (systematischer + statistischer Fehler) bei der Bestimmung der autarken Rückstellkraft ($p = 0$ mmHg) ergibt in der Fehlerrechnung für die Pumpkammer P1 $\Delta F_{P1} = 0,72$ N (siehe Anhang). Dieser Messfehler fließt bei der Bestimmung der magnetischen Rückstellkräfte als systematischer Fehler mit ein. Zusammen mit den anderen Messfehlern ergeben sich für die getesteten Varianten die Gesamtfehler aus Tabelle 8.

⁴⁶ Vgl. Roche 2003, S. 491.

⁴⁷ Vgl. Berger 2000, S. 25.

Konstruktion	$ \vec{F}_z(26,5) $ [N]		$ \vec{F}_z(2) $ [N]	
	Variante 1	$0,19 \pm 0,83$	$0,85 \pm 1,06$	$18,97 \pm 4,68$
Variante 3	$0,60 \pm 1,17$	$3,54 \pm 1,33$	$38,53 \pm 6,95$	$64,49 \pm 8,47$
Variante 5	$0,00 \pm 0,91$		$11,77 \pm 2,92$	

Tabelle 8: Zusammenfassung der experimentellen Ergebnisse der Varianten 1, 3 und 5 bei der Untersuchung der magnetischen Rückstellunterstützung unter Angabe der Gesamtfehler (siehe Fehlerrechnung im Anhang). Bei den Varianten 1 und 3 steht der jeweils erste Wert für die Ergebnisse mit Magneten der Abmessung 10 x 10 x 5 mm und der zweite Wert für die Verwendung von Magneten der Größe 20 x 10 x 5 mm.

Für die notwendige hohe Präzision einer solch sicherheitskritischen Anwendung sind diese Ungenauigkeiten sicherlich nicht akzeptabel. Dennoch würde das Ergebnis dieser Machbarkeitsstudie unter Einbeziehen der Gesamtfehler nicht grundlegend anders ausfallen. Die magnetischen Rückstellkräfte wären bei den gegebenen Kammerdurchmessern trotzdem nicht ausreichend für einen sinnvollen Einsatz der vorgestellten Varianten.

Die Abweichungen der experimentellen Ergebnisse von den simulierten Ergebnissen könnten neben den beschriebenen Messfehlern auch in einem systematischen Fehler der Simulationsart begründet liegen. Bei räumlichen Szenarien wird in FEMM ein planarer Aufbau konstruiert und die Ergebnisse für die fehlende Achse („Tiefe“) werden durch die Software interpoliert. Für die Kraftwirkung wird dann ausschließlich das Kraftintegral für die zweidimensionale Konstellation gebildet und dieses Ergebnis mit der „Tiefe“ der Konstruktion multipliziert. Die magnetischen Flussdichten auf der Polfläche werden nicht weiter differenziert und als konstant angesehen. Außerdem entfallen die Feldlinien, die bei einem dreidimensionalen Problem senkrecht auf den planaren Feldlinien stünden. Zu niedrige Feldstärken resultieren aus dieser Ungenauigkeit, was sich vermutlich in den enormen Kraftdifferenzen zwischen den Simulationsergebnissen und den Versuchsergebnissen der Varianten 1 und 3 widerspiegelt.

Bei der Simulation von kleinen Magnetfeldern fällt dieser Fehler wahrscheinlich geringer aus, sodass bei der Variante 5 nur relativ geringe Abweichungen zwischen der Simulation und dem Experiment entstanden sind ($\Delta|\vec{F}_z|$ max. 13 %).

Obwohl die angegebenen Messunsicherheiten beachtlich ausfallen, können die experimentellen Ergebnisse allein durch ihre Größenordnung für eine plausible Bewertung dieser Machbarkeitsstudie herangezogen werden. Nichtsdestotrotz sind einzelne Messergebnisse nur bedingt als Grundlage für weiterführende Studien zu empfehlen.

4.3 Optimierungsmöglichkeiten basierend auf den Ergebnissen

Basierend auf den dargestellten Ergebnissen soll eine Optimierungsmöglichkeit zur Steigerung der Effektivität und zur Verbesserung des Konzeptes einer magnetischen Rückstellunterstützung diskutiert werden.

Da die vorgestellten Rückstellvarianten allesamt zu geringe magnetische Flussdichten auf den gegebenen Distanzen bieten und das Maximum an möglichen (permanenten) magnetischen Flussdichten weitestgehend ausgeschöpft wurde, könnte eine Verminderung der Kammerabstände einen verbesserten Ansatz darstellen. Durch das Einsetzen einer kammerhalbierenden Trennwand („Septum“) und intraseptale Integration von sich gegenpolig anziehenden Magneten könnten die Magnetfelddistanzen im Kammerraum vermutlich entscheidend minimiert werden. Die Magnetanordnung aus Abbildung 33 könnte bei Verwendung der beschriebenen Geometrien und einer Silikonkautschukschicht auf den „Septum-Magneten“ von 1 mm, den Innendurchmesser von $D = 60$ mm auf zwei Kammern mit einem Durchmesser von je $D = 23$ mm minimieren.

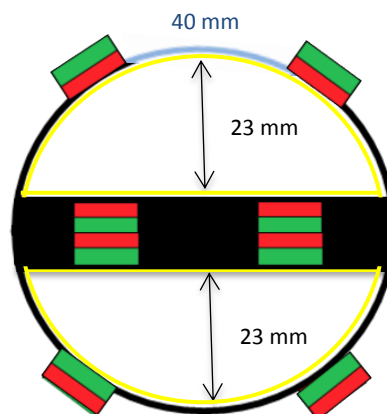


Abbildung 33: Skizze der modifizierten Pumpkammer mit Rückstellsystem zur Minimierung der Magnetabstände. Die gelbe Beschichtung stellt die 0,5 mm starken Polyurethanblasen dar. Der Abstand zwischen den benachbarten Magneten sollte basierend auf den experimentellen Ergebnissen mindestens 40 mm betragen.

Auf Grundlage der Versuchsergebnisse von Variante 3 und unter Annahme einer parallelen Ausrichtung aller N42 Magnete ($20 \times 10 \times 5$ mm) könnten pro Kammerseite magnetische Rückstellkräfte von mindestens $|\vec{F}_z| = 3,63$ N bis 53,58 N erreicht werden (Abbildung 34). Da bei dieser Konstruktion jeweils zwei aneinanderheftende Magnete in der mittleren Kammerwand untergebracht werden könnten, dürften die Kraftwerte in der Praxis noch deutlich höher ausfallen, da diese Maßnahme im Optimalfall die magnetischen Flussdichten der mittleren Magnete verdoppelt (falls Magnete keine Beschichtung besitzen). Andere Magnetkonstellationen innerhalb des Septums wären ebenfalls denkbar.

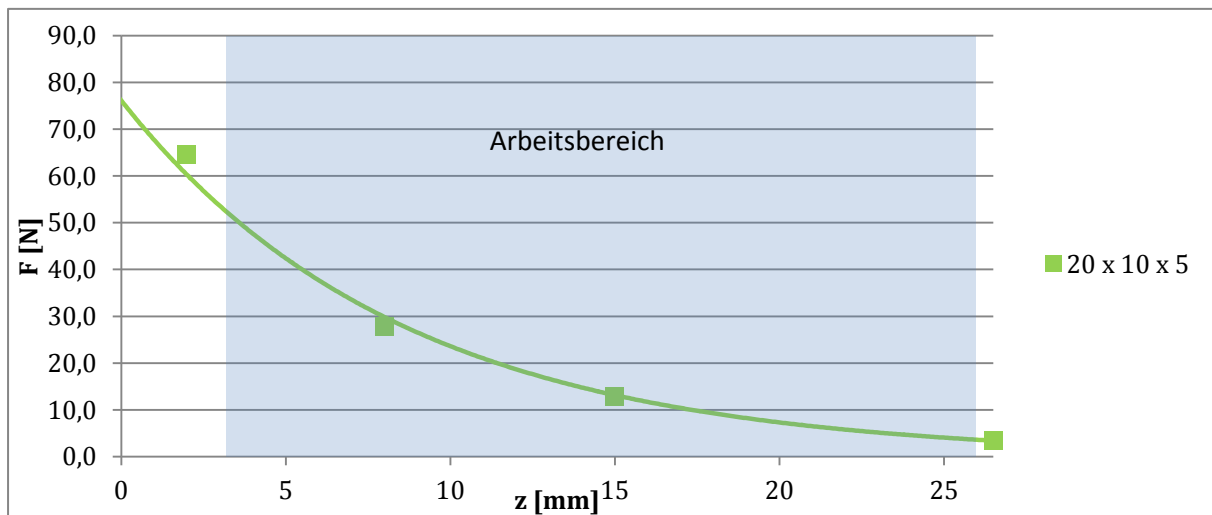


Abbildung 34: Experimentell bestimmte magnetische Rückstellkräfte $|F_z(z)|$ von Variante 3. Zusätzlich wurde der mögliche Arbeitsbereich für eine Magnetkonstellation nach Abbildung 33 blau markiert. Dieser Bereich wäre für beide Teilkammern identisch.

Der Kammerwandabstand einer durchschnittlichen Kontraktion kann in Abbildung 34 aufgrund fehlender Erfahrungswerte nicht genauer differenziert werden. Die im RVAD-Einsatz benötigte Rückstellkraft von $F = 17,43$ N (P1) könnte jedoch bereits bei einer Kontraktion beider Teilkammern von $D = 23$ mm auf $D = 15,5$ mm durch die beschriebene Magnetanordnung aufgebracht werden ($F = 8,74$ N bei $z = 18,5$ mm). Selbst wenn die notwendige Rückstellkraft durch die Modifizierung höher ausfallen sollte, wäre ein Kollabieren mit dieser Magnetkonstellation sehr unwahrscheinlich.

Eine zusätzliche Trennwand innerhalb der Pumpkammer würde einen beachtlichen Strömungswiderstand erzeugen, sodass die Bildung von Thromben durch den permanenten Blutstrom nicht ausgeschlossen werden könnte. Dieses Risiko könnte das sogenannte „Titanisieren“ der Oberflächen jedoch deutlich minimieren. Beim Titanisieren wird auf der Blutkontaktfläche mittels einer „plasmaunterstützten chemischen Gasphasenabscheidung“ (*plasma-assisted chemical vapour deposition*, PACVD) eine dünne Schicht (30 nm) Titan aufgebracht⁴⁸, auf der sich durch den Blutfluss Progenitorzellen ansiedeln, aus denen sich nach einiger Zeit⁴⁹ Endothelzellen differenzieren. Studien haben gezeigt, dass es hierdurch selbst nach mehr als sechs Monaten zu keiner Thrombenbildung auf dieser Oberfläche kam.⁵⁰

Sollte der Muskel komplikationsfrei mit dem zusätzlichen Widerstand arbeiten können, so dürfte dies die Kontinuität der gezielten Ausrichtung der Magnetfelder vermutlich ebenfalls erhöhen, da sich die Kontraktionsbewegung des MLD auf einen gewissen Aktionsradius beschränken würde. Falls das verminderte Kammervolumen die Pumpleistung nicht zu weit senken würde, so könnte diese Konstruktion eine vielversprechende Möglichkeit zur dauerhaften Rückstellunterstützung des biomechanischen Herzens darstellen.

⁴⁸ Vgl. Guldner et al. 2013, S. 360.

⁴⁹ Vgl. Guldner et al. 2009, S. 249.

⁵⁰ Vgl. Guldner et al. 2013, S. 361.

5. Zusammenfassung

Die Pumpkammer eines biomechanischen Herzens muss nach der Kontraktion des *Musculus latissimus dorsi* durch den systolischen Systemdruck in die Ausgangslage zurückgebracht werden. Niedrige Drücke (vor allem bei RVADs) erhöhen die Gefahr, dass die Pumpkammer durch ein zu geringes Blutvolumen kollabiert.

In dieser Machbarkeitsstudie wurde untersucht, ob ein Rückstellsystem, bestehend aus fünf verschiedenen Anordnungen von sich abstoßenden Permanentmagneten, das Kollabieren verhindern und den Rückstellprozess wirksam unterstützen kann.

Typische Kreislaufdrücke innerhalb der Pumpkammer wurden mittels einer Wassersäule erzeugt und die benötigten Rückstellkräfte einer durchschnittlichen Kontraktion experimentell ermittelt. Diese Ergebnisse und die Werte einer vorherig durchgeführten Abschätzung wurden verwendet, um die benötigten magnetischen Felder zur Erzeugung einer äquivalenten Rückstellkraft zu berechnen. Da die geforderten Magnetspezifikationen nicht realisierbar waren, wurden die stärksten zur Verfügung stehenden NdFeB-Magnete für die Pumpkammer ausgewählt.

Eine zweiseitige Kontraktion aller Magnetanordnungen wurde in der Simulation auf wirksame Rückstellkräfte untersucht und die Feldverteilung um die Magnete graphisch analysiert. Experimentelle Versuchsdurchführungen sollten die Simulationsergebnisse validieren, wobei nur drei der fünf Konstruktionen testbar waren und die magnetischen Kräfte bei zwei Varianten stark von der Simulation abwichen.

Die experimentellen Versuche zeigten, dass keine der drei Varianten nutzbare Kräfte zur Unterstützung der Rückstellbewegungen liefern kann. Ein Verhindern des Kollabierens der Pumpkammer wäre mit zwei Varianten möglich, jedoch erst bei zu geringen Kammerdurchmessern, sodass eine sinnvolle Anwendung entfällt.

Da hauptsächlich die großen Magnetdistanzen zum Misserfolg der vorgestellten Konstruktionen führten, könnte die diskutierte Teilung der Pumpkammer die entscheidende Modifikation für eine wirksame Rückstellunterstützung mittels Permanentmagneten darstellen.

6. Literaturverzeichnis

Berger HJ. *Fachbuch für Fachangestellte für Bäderbetriebe und Geprüfte Meister/innen für Bäderbetriebe.* Kalletal: Verlag Hans-Jürgen Berger 2000.

Boeken U, Assmann A, Born F, Schmid C. *Mechanische Herz-Kreislauf-Unterstützung.* Berlin Heidelberg: Springer Verlag 2013.

Böhm M. *Herzinsuffizienz: 55 Tabellen.* Stuttgart: Georg Thieme Verlag 2000.

Eurotransplant Leiden/Niederlande. *Eurotransplant Annual Report 2012.* Den Haag: Eurotransplant International Foundation 2012.

Fließbach T. *Elektrodynamik.* 6. Auflage Berlin Heidelberg: Springer Verlag 2012.

Guldner NW, Eichstaedt HC, Klapproth P, Tilmans MHI, Thuaudet S, Umbrain V, Ruck K, Wyffels E, Bruyland M, Sigmund M, Messmer BJ, Bardos P. *Dynamic training of skeletal muscle ventricles. A method to increase muscular power for cardiac assistance.* *Circulation*, 1994; 89 (3): 1032-40.

Guldner NW, Klapproth P, Großherr M, Brügge A, Abdolhamid S, Tölg R, Rumpel E, Noel R, Sievers HH. *Biomechanical Hearts. Muscular Blood Pumps, Performed in a 1-Step-Operation, and Trained Under Support of Clenbuterol.* *Circulation*, 2001; 104: 717-722.

Guldner NW, Klapproth P, Zimmermann H, Sievers HH. *Skeletal Muscle Ventricles (SMVs) and Biomechanical Hearts (BMHs) with a Self-Endothelializing Titanized Blood Contacting Surface.* *Regenerative Medicine and Tissue Engineering*, 2013; Chapter 14: 341-364.

ICNIRP. *Guidelines on Limits of Exposure to Static Magnetic Fields.* *Health Physics*, 1994; 66 (1): 100-106.

Jacob F. *Handbook of Modern Sensors: Physics, Designs, and Applications.* 4th Edition USA: Springer 2010.

Kallenbach E, Eick R, Quendt P, Ströhlä T, Feindt K, Kallenbach M, Radler O. *Elektromagnete. Grundlage, Berechnung, Entwurf und Anwendung.* 4. Auflage Wiesbaden: Vieweg + Teubner Verlag, Springer Fachmedien Wiesbaden GmbH 2012.

Klapproth P, „*Methodik zur Evaluierung eines dynamischen Trainings für Skelettmuskelventrikel am Trainingsgerät und am Biomechanischen Herzen*“. Ing. Diss. , Universität zu Lübeck, Technisch-Naturwissenschaftliche Fakultät, Lübeck, 1999.

Klinke R, Pape HC, Kurtz A, Silbernagel S. *Physiologie.* 6. Auflage Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG 2010.

Liu Y, Sellmyer DJ, Shindo D. *Handbook of Advanced Magnetic Materials, Band 2.* New York: Springer Science + Business Media Inc. 2006.

Paul S, Paul R. *Grundlagen der Elektrotechnik und Elektronik 2.* Berlin, Heidelberg: Springer Vieweg 2012.

Roche. *Lexikon Medizin.* Jena: Urban & Fischer Verlag München 2003.

Ryf S, Wolber T, Duru F, Luechinger R. *Interference of neodymium magnets with cardiac pacemakers and implantable cardioverter-defibrillators: An in vitro study.* *Technol Health Care*, 2008; 16(1): 13-8.

Schroeter KH. *Magnetismus. Dauermagnete Werkstoffe und Systeme.* Katalogausgabe Nr. 14 Berlin: IBS Magnet 2012.

Schulz HJ. *Dubbel – Taschenbuch für den Maschinenbau: Mathematik – Geometrie.* 15. Auflage Berlin: Springer-Verlag 1993.

Seyed-Mahdavi M, „Analyse der Drücke und Kräfte, die durch ein typisches Herzschlagvolumen in der Pumpkammer eines biomechanischen Herzunterstützungssystems auf die Kammerwand auftreten“. Bachelorarbeit, HAW Hamburg, Fakultät Life Sciences, Hamburg-Bergedorf, 2013.

Weber H. *Herzinsuffizienz. Vom Symptom zum Therapie-Erfolg.* Wien: Springer 2008.

7. Anhang

7.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Skelettmuskelventrikel im Thorax.....	4
Abbildung 2: Kreislaufintegration des BMH	5
Abbildung 3: Skizze der Pumpkammer eines biomechanischen Herzens	7
Abbildung 4: Skizzen der Magnetanordnungsvarianten 1-5 im Kammerquerschnitt.....	10
Abbildung 5: Modifizierte Pumpkammer P1	14
Abbildung 6: Künstliche Kontraktion von P1	14
Abbildung 7: Versuchsaufbau zur experimentellen Abschätzung der Rückstellkräfte	14
Abbildung 8: Ausgewählte Feldlinien eines stabförmigen Magneten.....	16
Abbildung 9: Geometrische Parameter des Quadermagneten aus Gleichung 10	17
Abbildung 10: $B(z)$ nach Gleichung 10	18
Abbildung 11: Die Temperatur-Abhängigkeit der maximalen Energiedichte $(B \cdot H)_{max}$ fünf verschiedener Magnetmaterialien im Vergleich.....	20
Abbildung 12: Versuchsaufbau zur experimentellen Bestimmung der magnetischen Rückstellkräfte.....	21
Abbildung 13: Lineare Abhängigkeit von Kammerinnendruck p und Kraft F	23
Abbildung 14: Gegenüberstellung der magnetischen Flussdichten (Simulation) zweier NdFeB-Magnete in Abhängigkeit des Polflächenabstands z (Übergang von NdFeB ($\mu_r = 1,07$) in Luft ($\mu_r = 1$)).....	25
Abbildung 15: Flussdichtediagramm (Simulation) im Kammerquerschnitt von Variante 1 (Ausgangszustand, $z = 62$ mm).....	28
Abbildung 16: Simulationsergebnisse von $ F_z(z) $ [N] für Variante 1	28
Abbildung 17: Magnetanordnung Variante 1	29
Abbildung 18: Kollabierter Zustand von P1, verursacht durch Anziehung der komplementären Magnetpolflächen	29
Abbildung 19: Experimentell ermitteltes $ F_z(z) $ [N] von Variante 1	29
Abbildung 20: Flussdichtediagramm (Simulation) im Kammerquerschnitt von Variante 2 (Ausgangszustand, $z = 62$ mm).....	30
Abbildung 21: Simulationsergebnisse von $ F_z(z) $ [N] für Variante 2.....	31
Abbildung 22: Flussdichtediagramm (Simulation) im Kammerquerschnitt von Variante 3 (Ausgangszustand, $z = 62$ mm)	31
Abbildung 23: Simulationsergebnisse von $ F_z(z) $ [N] für Variante 3	32
Abbildung 24: Experimentell ermitteltes $ F_z(z) $ [N] von Variante 3	32

Abbildung 25: Magnetanordnung Variante 3.....	33
Abbildung 26: Durch einen niedrigen Innendruck verursachtes Aneinanderheften benachbarter Magnete	33
Abbildung 27: Flussdichtediagramm (Simulation) im Kammerquerschnitt von Variante 4 (Ausgangszustand, $z = 62$ mm).....	34
Abbildung 28: Simulationsergebnisse von $ F_z(z) $ [N] für Variante 4.....	34
Abbildung 29: Flussdichtediagramm (Simulation) im Kammerquerschnitt von Variante 5 (Ausgangszustand, $z = 62$ mm).....	35
Abbildung 30: Magnetanordnung Variante 5.....	36
Abbildung 31: Händisch durchgeführte Kontraktion der Pumpkammer mit Rückstellsystem bei niedrigem Innendruck	36
Abbildung 32: Simulationsergebnisse und experimentelle Ergebnisse von $ F_z(z) $ [N] von Variante 5	36
Abbildung 33: Skizze der modifizierten Pumpkammer mit Rückstellsystem zur Minimierung der Magnetabstände.....	41
Abbildung 34: Experimentell bestimmte magnetische Rückstellkräfte $ F_z(z) $ von Variante 3	42

7.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: NYHA-Klassifikation.	3
Tabelle 2: Übersicht der verwendeten Magnetgrößen zur Untersuchung der Anordnungsvarianten 1-5 aus Abbildung 4.....	10
Tabelle 3: Pumpenspezifische Gegenüberstellung der theoretischen und experimentellen Abschätzungen für die benötigten Kräfte im RVAD- und LVAD-Betrieb (experimentelle Ergebnisse gemäß Kennlinien)	23
Tabelle 4: Zu Tabelle 2 äquivalente magnetische Flussdichten gemäß Gleichung 9.....	24
Tabelle 5: Zu Tabelle 3 äquivalente Remanenzflussdichten gemäß Gleichung 10.....	24
Tabelle 6: Zusammenfassung der experimentell ermittelten Ergebnisse der Varianten 1, 3 und 5 zur Rückstellunterstützung bzw. Unterstützung zur Verhinderung des Kollabierens. ...	37
Tabelle 7: Zusammenfassung der simulierten Ergebnisse der Varianten 1-5 zur Rückstellunterstützung bzw. Unterstützung zur Verhinderung des Kollabierens	38
Tabelle 8: Zusammenfassung der experimentellen Ergebnisse der Varianten 1, 3 und 5 bei der Untersuchung der magnetischen Rückstellunterstützung unter Angabe der Gesamtfehler (siehe Fehlerrechnung im Anhang)	40
Tabelle 9: Simulationsergebnisse von $B(z)$ für N42/N52 NdFeB-Magnet (10 x 10 x 5 mm)....	51
Tabelle 10: Simulationsergebnisse von $F(z)$ für N42 NdFeB-Magnet (10 x 10 x 5; 20 x 10 x 5; 5 x 5 x 5 mm). Bei der Angabe von F_x wurden bei V2 - 5 die Kräfte des äußersten Magneten angegeben.	52
Tabelle 11: Experimentelle Bestimmung der auftretenden Kammerkräfte von Pumpkammer P1. Angabe der Mittelwerte ($n = 3$) und ihren Standardabweichungen σ	53
Tabelle 12: Experimentelle Bestimmung der auftretenden Kammerkräfte von Pumpkammer P2. Angabe der Mittelwerte ($n = 3$) und ihren Standardabweichungen σ	53
Tabelle 13: Experimentelle Bestimmung der magnetischen Rückstellkraft von Variante 1 (N42, 10 x 10 x 5 mm). Angabe der Mittelwerte ($n = 3$) und ihren Standardabweichungen σ	53
Tabelle 14: Experimentelle Bestimmung der magnetischen Rückstellkraft von Variante 1 (N42, 20 x 10 x 5 mm). Angabe der Mittelwerte ($n = 3$) und ihren Standardabweichungen σ	53
Tabelle 15: Experimentelle Bestimmung der magnetischen Rückstellkraft von Variante 3 (N42, 10 x 10 x 5 mm). Angabe der Mittelwerte ($n = 3$) und ihren Standardabweichungen σ	53
Tabelle 16: Experimentelle Bestimmung der magnetischen Rückstellkraft von Variante 3 (N42, 20 x 10 x 5 mm). Angabe der Mittelwerte ($n = 3$) und ihren Standardabweichungen σ	54
Tabelle 17: Experimentelle Bestimmung der magnetischen Rückstellkraft von Variante 5 (N42, 5 x 5 x 5 mm). Angabe der Mittelwerte ($n = 3$) und ihren Standardabweichungen σ ...	54

Tabelle 18: Übersicht der experimentell ermittelten Kammerkräfte (Pumpkammer 1) inklusive Angabe der systematischen Fehler (blaue Spalten) und des statistischen Fehlers (grüne Spalte) **55**

Tabelle 19: Übersicht der magnetischen Rückstellkräfte der experimentell getesteten Varianten inklusive Angabe des statistischen Fehlers (grüne Spalte) und aller systematischen Fehler (blaue Spalten) **56**

7.3 Mathematische Bestimmung des benötigten (Mindest-)Kammerwandabstandes zur Annahme einer parallelen Ausrichtung zweier Magnetreihen

$$r = 30 \text{ mm} \quad U = \frac{3}{100} \pi \text{ mm} \quad b_{\text{Magnet}} = 10 \text{ mm}$$

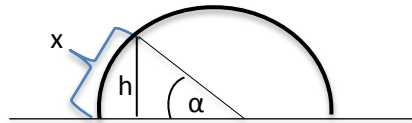
Abstand zwischen den Magneten: $a = 15, 20, 40 \text{ mm}$

Variante 2

$$x = \frac{3}{200} \pi - 7,5 \text{ mm} - 15 \text{ mm} - 5 \text{ mm} = 29,6 \text{ mm}$$

$$\alpha = 56,58^\circ$$

$$\sin(56,58^\circ) = \frac{h}{0,03} \leftrightarrow h = 25,04 \text{ mm} \rightarrow z \leq \mathbf{52,08 \text{ mm}}$$



Variante 3, 4

$$x = \frac{3}{200} \pi - 10 \text{ mm} - 15 \text{ mm} - 5 \text{ mm} = 17,1 \text{ mm}$$

$$\alpha = 32,70^\circ$$

$$\sin(32,70^\circ) = \frac{h}{0,03} \leftrightarrow h = 16,62 \text{ mm} \rightarrow z \leq \mathbf{34,42 \text{ mm}}$$

Variante 5

$$x = \frac{3}{200} \pi - 7,5 \text{ mm} - 5 \text{ mm} - 15 \text{ mm} - 5 \text{ mm} = 14,6 \text{ mm}$$

$$\alpha = 27,93^\circ$$

$$\sin(27,93^\circ) = \frac{h}{0,03} \leftrightarrow h = 10,14 \text{ mm} \rightarrow z \leq \mathbf{22,28 \text{ mm}}$$

(Zur besseren Vergleichbarkeit mit den anderen Varianten wird trotzdem von einer parallelen Ausrichtung ab $z = 26,5 \text{ mm}$ ausgegangen. Die entsprechenden Simulationsergebnisse wurden in Tabelle 10 eingeklammert.)

7.4 Simulationsergebnisse

FEMM-Parameter

Software-Version: 4.2, x64 (www.femm.info)

Problem Type: Planar

Length Units: Millimeters

Depth: 5; 10; 20

Solver Precision: 1e-008

$$H_{cN42} = 155319 \text{ A/m} * \text{sqrt}(\text{BH}_{\text{max}}/\text{MGOe}) = 155319 \text{ A/m} * \text{sqrt}(42) = 1006582 \text{ A/m}$$

$$H_{cN52} = 891300 \text{ A/m}$$

Boundary Condition: BC type = mixed; $c_0 = 1/(u_0 * 1(\text{radius}) * \text{mm})$; $c_1 = 0$

z [mm]	$ B_{N42} $ [T]	$ B_{N52} $ [T]
64	0,001	0,002
60	0,002	0,002
55	0,002	0,003
50	0,003	0,003
45	0,004	0,004
40	0,005	0,005
35	0,006	0,007
30	0,009	0,009
25	0,012	0,014
20	0,019	0,021
15	0,030	0,033
10	0,057	0,062
8	0,075	0,081
4	0,160	0,171
2	0,238	0,251
0	0,315	0,329

Tabelle 9: Simulationsergebnisse von $|B(z)|$ für N42/N52 NdFeB-Magnet (20 x 10 x 5 mm)

	z [mm]	0	2	4	8	10	15	20	25	30	35	40	45	50	55	62
V1	$ F_x $ [N] 10mm	0,06	0,03	0,07	0,01	0,01	0,01	0,01	0,02	0,02	0,02	0,01	0,01	0,00	0,00	0,00
	$ F_z $ [N] 10mm	23,73	11,61	7,07	3,17	2,27	1,04	0,59	0,35	0,23	0,17	0,13	0,10	0,09	0,05	0,05
	$ F_x $ [N] 20mm	0,11	0,07	0,13	0,02	0,03	0,02	0,02	0,03	0,04	0,04	0,02	0,03	0,01	0,00	0,00
	$ F_z $ [N] 20mm	47,45	23,22	14,15	6,34	4,54	2,08	1,19	0,71	0,46	0,34	0,26	0,21	0,18	0,09	0,09
V2	$ F_x $ [N] 10mm	0,17	0,26	0,56	0,74	0,84	0,97	0,94	0,90	0,87	0,83	0,83	0,80	0,77	-	0,84
	$ F_z $ [N] 10mm	46,76	22,26	13,14	5,42	3,63	1,63	0,92	0,58	0,41	0,31	0,25	0,19	0,16	-	0,23
	$ F_x $ [N] 20mm	0,35	0,53	1,12	1,47	1,67	1,93	1,87	1,81	1,74	1,65	1,66	1,59	1,53	-	1,69
	$ F_z $ [N] 20mm	93,52	44,52	26,28	10,85	7,26	3,26	1,84	1,16	0,81	0,62	0,51	0,39	0,31	-	0,45
V3	$ F_x $ [N] 10mm	0,06	0,04	0,03	0,07	0,11	0,13	0,24	0,20	0,22	-	-	-	-	-	0,25
	$ F_z $ [N] 10mm	47,36	23,09	14,02	6,18	4,32	1,95	0,99	0,55	0,40	-	-	-	-	-	0,16
	$ F_x $ [N] 20mm	0,12	0,09	0,07	0,14	0,22	0,27	0,49	0,39	0,45	-	-	-	-	-	0,49
	$ F_z $ [N] 20mm	94,71	46,17	28,05	12,36	8,65	3,90	1,98	1,09	0,79	-	-	-	-	-	0,32
V4	$ F_x $ [N] 10mm	0,12	0,32	0,56	0,76	0,85	0,95	1,02	1,02	1,03	-	-	-	-	-	2,08
	$ F_z $ [N] 10mm	69,61	32,74	19,06	7,54	4,93	2,04	1,02	0,67	0,51	-	-	-	-	-	0,33
	$ F_x $ [N] 20mm	0,25	0,63	1,12	1,51	1,70	1,90	2,04	2,04	2,06	-	-	-	-	-	4,15
	$ F_z $ [N] 20mm	139,2 3	65,48	38,12	15,07	9,87	4,08	2,04	1,33	1,02	-	-	-	-	-	0,66
V5	$ F_x $ [N] 5mm	0,06	0,05	0,02	0,20	0,19	0,20	0,18	(0,18)	(0,17)	-	-	-	-	-	**
	$ F_z $ [N] 5mm	36,67	13,16	6,13	1,73	1,02	0,35	0,18	(0,12)	(0,10)	-	-	-	-	-	**

Tabelle 10: Simulationsergebnisse von $|F(z)|$ für N42 NdFeB-Magnet (10 x 10 x 5; 20 x 10 x 5; 5 x 5 x 5 mm). Bei der Angabe von F_x wurden bei V2 - 5 die Kräfte des äußersten Magneten angegeben.

** Bei Variante 5 sind die Magnete um die komplette Pumpkammer verteilt, weshalb eine dedizierte Kraftangabe für den „äußeren“ Magneten nicht möglich ist.

7.5 Messergebnisse

h [cm]	p [mmHg]	m [g]	m_{ges} [g]	F [N]
0,0	0,00	144 ± 9	169 ± 9	1,66 ± 0,09
15,1	11,12	1100 ± 49	1125 ± 49	11,04 ± 0,48
33,0	24,30	2110 ± 27	2135 ± 27	20,94 ± 0,27
49,2	36,23	3111 ± 107	3136 ± 107	30,76 ± 1,05

Tabelle 11: Experimentelle Bestimmung der auftretenden Kammerkräfte von Pumpkammer P1. Angabe der Mittelwerte ($n = 3$) und ihren Standardabweichungen σ .

Lineare Kennlinie P1: $F_{P1}(p) = 0,8371 * p + 0,6911$ [N]

h [cm]	p [mmHg]	m [g]	m_{ges} [g]	F [N]
0,0	0	1972 ± 33	1997 ± 33	19,59 ± 0,32
11,8	8,69	2506 ± 52	2531 ± 52	24,83 ± 0,51
36,1	26,58	3942 ± 46	3967 ± 46	38,92 ± 0,45
58,0	42,71	4987 ± 103	5012 ± 103	49,17 ± 1,01
77,7	57,21	6223 ± 161	6248 ± 162	61,29 ± 1,58

Tabelle 12: Experimentelle Bestimmung der auftretenden Kammerkräfte von Pumpkammer P2. Angabe der Mittelwerte ($n = 3$) und ihren Standardabweichungen σ .

Lineare Kennlinie P2 : $F_{P2}(p) = 0,727 * p + 19,103$ [N]

z [mm]	m [g]	F_{ges} [N]	F_{eff} [N]
26,5	189 ± 5	1,85 ± 0,05	0,19 ± 0,05
15	341 ± 32	3,35 ± 0,31	1,69 ± 0,31
8	695 ± 49	6,82 ± 0,48	5,16 ± 0,48
2	2103 ± 61	20,63 ± 0,60	18,97 ± 0,60

Tabelle 13: Experimentelle Bestimmung der magnetischen Rückstellkraft von Variante 1 (N42, 10 x 10 x 5 mm). Angabe der Mittelwerte ($n = 3$) und ihren Standardabweichungen σ .

z [mm]	m [g]	F_{ges} [N]	F_{eff} [N]
26,5	256 ± 18	2,51 ± 0,18	0,85 ± 0,18
15	535 ± 33	5,25 ± 0,32	3,59 ± 0,32
8	1282 ± 52	12,58 ± 0,51	10,92 ± 0,51
2	3222 ± 82	31,61 ± 0,80	29,95 ± 0,80

Tabelle 14: Experimentelle Bestimmung der magnetischen Rückstellkraft von Variante 1 (N42, 20 x 10 x 5 mm). Angabe der Mittelwerte ($n = 3$) und ihren Standardabweichungen σ .

z [mm]	m [g]	F_{ges} [N]	F_{eff} [N]
26,5	230 ± 32	2,26 ± 0,33	0,60 ± 0,33
15	547 ± 16	5,37 ± 0,16	3,71 ± 0,67
8	1185 ± 41	11,62 ± 0,40	9,96 ± 0,40
2	4097 ± 66	40,19 ± 0,65	38,53 ± 0,65

Tabelle 15: Experimentelle Bestimmung der magnetischen Rückstellkraft von Variante 3 (N42, 10 x 10 x 5 mm). Angabe der Mittelwerte ($n = 3$) und ihren Standardabweichungen σ .

z [mm]	m [g]	F_{ges} [N]	F_{eff} [N]
26,5	530 ± 17	5,20 ± 0,17	3,54 ± 0,17
15	1472 ± 9	14,44 ± 0,09	12,78 ± 0,09
8	2999 ± 21	29,42 ± 0,21	27,76 ± 0,21
2	6743 ± 49	66,15 ± 0,48	64,49 ± 0,48

Tabelle 16: Experimentelle Bestimmung der magnetischen Rückstellkraft von Variante 3 (N42, 20 x 10 x 5 mm). Angabe der Mittelwerte ($n = 3$) und ihren Standardabweichungen σ .

z [mm]	m [g]	F_{ges} [N]	F_{eff} [N]
26,5*	168 ± 16	1,65 ± 0,16	0,00 ± 0,16
15	200 ± 20	1,96 ± 0,20	0,30 ± 0,20
8	323 ± 25	3,17 ± 0,25	1,51 ± 0,25
2	1369 ± 42	13,43 ± 0,41	11,77 ± 0,41

Tabelle 17: Experimentelle Bestimmung der magnetischen Rückstellkraft von Variante 5 (N42, 5 x 5 x 5 mm). Angabe der Mittelwerte ($n = 3$) und ihren Standardabweichungen σ .

* bei $z = 26,5$ mm waren die Magnete noch nicht vollständig parallel ausgerichtet. Zum Vergleich wurde der Wert trotzdem gemessen.

7.6 Fehlerrechnung

Systematische Unsicherheiten:

- Fehler bei Bestimmung der „rechteckigen“ Kammer $\Delta h/\Delta z = 1$ mm
- Messfehler Δm Conrad GM 5000 = 0,3 % + 1 digit (1 gr)
- Ablesungenauigkeit Maßband (Wassersäule) $\Delta x = 0,5$ mm

7.6.1 Experimentelle Bestimmung der Kammerkräfte (Pumpkammer 1)

Systematische Fehler:

$$m_{h=0} = (169 \pm 2) \text{ g} \hat{=} \Delta F_{(durch \Delta m)} = 0,01 \text{ N}$$

$$h_0 = (h_1 \pm 1,0^*) \text{ mm} \hat{=} \Delta p = 0,74 \text{ mmHg} \leftrightarrow \Delta F_{p1}(0,74) = 0,8371 * 0,74 + 0,6911 \text{ N}$$

$$\Delta F_{(durch \Delta h)} = 0,62 \text{ N}$$

$$F_{h=0} = (1,66 \pm 0,63) \text{ N}$$

$$m_{h=15,1} = (1125 \pm 4) \text{ g} \hat{=} \Delta F_{(durch \Delta m)} = 0,04 \text{ N}$$

$$h_{15,1} = (h_{15,1} \pm 1,5) \text{ mm} \hat{=} \Delta p = 1,10 \text{ mmHg} \leftrightarrow \Delta F_{p1}(1,10) = 0,8371 * 1,10 + 0,6911 \text{ N}$$

$$\Delta F_{(durch \Delta h)} = 0,93 \text{ N}$$

$$F_{h=15,1} = (11,04 \pm 0,97) \text{ N}$$

*ohne Wassersäule, deshalb entfällt Δx

$$m_{h=33} = (2135 \pm 7) \text{ g} \hat{=} \Delta F_{(\text{durch } \Delta m)} = 0,07 \text{ N}$$

$$h_{33} = (h_{33} \pm 1,5) \text{ mm} \hat{=} \Delta p = 1,10 \text{ mmHg} \leftrightarrow \Delta F_{p1} (1,10) = 0,8371 * 1,10 + 0,6911 \text{ N}$$

$$\Delta F_{(\text{durch } \Delta h)} = 0,93 \text{ N}$$

$$F_{h=33} = (20,94 \pm 1,00) \text{ N}$$

$$m_{h=49,2} = (3136 \pm 10) \text{ g} \hat{=} \Delta F_{(\text{durch } \Delta m)} = 0,10 \text{ N}$$

$$h_{49,2} = (h_{49,2} \pm 1,5) \text{ mm} \hat{=} \Delta p = 1,10 \text{ mmHg} \leftrightarrow \Delta F_{p1} (1,10) = 0,8371 * 1,10 + 0,6911 \text{ N}$$

$$\Delta F_{(\text{durch } \Delta h)} = 0,93 \text{ N}$$

$$F_{h=49,2} = (30,76 \pm 1,03) \text{ N}$$

Gesamtfehler:

h [cm]	F [N]	$\Delta F_{(\text{durch } \Delta m)}$ [N]	$\Delta F_{(\text{durch } \Delta z)}$ [N]	σ [N]	ΔF [N]
0,0	1,66	0,01	0,62	0,09	0,72
15,1	11,04	0,04	0,93	0,48	1,45
33,0	20,94	0,07	0,93	0,27	1,27
49,2	30,76	0,10	0,93	1,05	2,08

Tabelle 18: Übersicht der experimentell ermittelten Kammerkräfte (Pumpkammer 1) inklusive Angabe der systematischen Fehler (blaue Spalten) und des statistischen Fehlers (grüne Spalte). Die Spalte ΔF drückt den Gesamtfehler des jeweiligen Messwertes aus.

7.6.2 Experimentelle Bestimmung der magnetischen Rückstellkräfte (Pumpkammer 1)

Systematische Fehler:

Linearisierung der Kurve (Exponentialfunktion) von Variante 1 (10 x 10 x 5 mm) in Punkt $z = 26,5$ mm:

$$F(z) = - 0,036 z + 1,123 \leftrightarrow \Delta F_{(\text{durch } \Delta z)} = 0,04 \text{ N}$$

Linearisierung der Kurve (Exponentialfunktion) von Variante 1 (10 x 10 x 5 mm) in Punkt $z = 2$ mm:

$$F(z) = - 3,288 z + 24,398 \leftrightarrow \Delta F_{(\text{durch } \Delta z)} = 3,29 \text{ N}$$

Linearisierung der Kurve (Exponentialfunktion) von Variante 1 (20 x 10 x 5 mm) in Punkt $z = 26,5$ mm:

$$F(z) = - 0,133 z + 3,775 \leftrightarrow \Delta F_{(\text{durch } \Delta z)} = 0,14 \text{ N}$$

Linearisierung der Kurve (Exponentialfunktion) von Variante 1 (20 x 10 x 5 mm) in Punkt $z = 2$ mm:

$$F(z) = - 3,941 z + 35,109 \leftrightarrow \Delta F_{(\text{durch } \Delta z)} = 3,95 \text{ N}$$

Linearisierung der Kurve (Exponentialfunktion) von Variante 3 (10 x 10 x 5 mm) in Punkt $z = 26,5$ mm:

$$F(z) = - 0,0937z + 3,048 \leftrightarrow \Delta F_{(\text{durch } \Delta z)} = 0,10 \text{ N}$$

Linearisierung der Kurve (Exponentialfunktion) von Variante 3 (10 x 10 x 5 mm): in Punkt $z = 2$ mm:

$$F(z) = -5,4694 z + 43,963 \leftrightarrow \Delta F_{(\text{durch } \Delta z)} = 5,47 \text{ N}$$

Linearisierung der Kurve (Exponentialfunktion) von Variante 3 (20 x 10 x 5 mm) in Punkt $z = 26,5$ mm:

$$F(z) = -0,4012 z + 14,065 \leftrightarrow \Delta F_{(\text{durch } \Delta z)} = 0,41 \text{ N}$$

Linearisierung der Kurve (Exponentialfunktion) von Variante 3 (20 x 10 x 5 mm) in Punkt $z = 2$ mm:

$$F(z) = -7,0514 z + 74,440 \leftrightarrow \Delta F_{(\text{durch } \Delta z)} = 7,06 \text{ N}$$

Linearisierung der Kurve (Exponentialfunktion) von Variante 5 (5 x 5 x 5 mm) in Punkt $z = 26,5$ mm:

$$F(z) = -0,0165 z + 0,523 \leftrightarrow \Delta F_{(\text{durch } \Delta z)} = 0,02 \text{ N}$$

Linearisierung der Kurve (Exponentialfunktion) von Variante 5 (5 x 5 x 5 mm) in Punkt $z = 2$ mm:

$$F(z) = -1,7321 z + 12,608 \leftrightarrow \Delta F_{(\text{durch } \Delta z)} = 1,74 \text{ N}$$

Gesamtfehler:

	z [mm]	F_{ges} [N]	$\Delta F_{(\text{durch } \Delta m)}$ [N]	$\Delta F_{(\text{durch } \Delta z)}$ [N]	ΔF_1 [N]	σ [N]	ΔF [N]
Var1_{10mm}	26,5	0,19	0,02	0,04	0,72	0,05	0,83
	2	18,97	0,07	3,29	0,72	0,60	4,68
Var1_{20mm}	26,5	0,85	0,02	0,14	0,72	0,18	1,06
	2	29,15	0,10	3,95	0,72	0,80	5,57
Var3_{10mm}	26,5	0,60	0,02	0,10	0,72	0,33	1,17
	2	38,53	0,13	5,47	0,72	0,65	6,95
Var3_{20mm}	26,5	3,54	0,03	0,41	0,72	0,17	1,33
	2	64,49	0,21	7,06	0,72	0,48	8,47
Var5_{5mm}	26,5	0,00	0,01	0,02	0,72	0,16	0,91
	2	11,77	0,05	1,74	0,72	0,41	2,92

Tabelle 19: Übersicht der magnetischen Rückstellkräfte der experimentell getesteten Varianten inklusive Angabe des statistischen Fehlers (grüne Spalte) und aller systematischen Fehler (blaue Spalten). Die Spalte ΔF drückt den Gesamtfehler des jeweiligen Messwerts aus.

7.7 Danksagung

Ich möchte mich bei Frau Prof. Dr. Petra Margaritoff für die Bereitstellung des Themas und die freundliche Betreuung bei allen Anliegen bedanken. Für die wertvollen Hinweise und Anregungen danke ich außerdem Herrn Dr.-Ing. Peter Klapproth und Prof. Dr. Norbert Guldner.

Des Weiteren bedanke ich mich bei Herrn Peter Krüß und der HAW Hamburg für die Bereitstellung eines Laborplatzes und des Equipments.

Nicht weniger dankbar bin ich für die großartige Unterstützung und Motivation durch Laura und meine Familie.