

Madlen HERNACH, BSc

**Weiterentwicklung
einer Mikroperfusionspumpe
für die klinische Anwendung**

Diplomarbeit



HEALTH- Institut für Biomedizin und Gesundheitswissenschaften
JOANNEUM RESEARCH Forschungsgesellschaft mbH
Neue Stiftingtalstraße 2, A-8010 Graz
Leitung: Univ.-Prof. Dr. Thomas Pieber



Institut für Medizintechnik
Technische Universität Graz
Kronesgasse 5, A- 8010 Graz
Vorstand: Univ.-Prof.Dipl.-Ing.Dr.techn. Rudolf Stollberger

Betreuer (JR):

Ing. Joachim Friedl, MA

DI Dr. Roland Schaller-Ammann

Begutachter (TUG):

Ao.Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Hermann Scharfetter

Graz, April 2015

EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG

Ich erkläre an Eides statt, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig verfasst, andere als die angegebenen Quellen/Hilfsmittel nicht benutzt und die den benutzten Quellen wörtlich und inhaltlich entnommene Stellen als solche kenntlich gemacht habe. Das in TUGRAZonline hochgeladene Textdokument ist mit der vorliegenden Masterarbeit identisch.

Graz, am

.....

(Unterschrift)

Kurzfassung

Weiterentwicklung einer Mikroperfusionspumpe für die klinische Anwendung

Die offene Mikroperfusion (OFM) ist eine minimal invasive Samplingtechnologie, die bereits in sehr frühen Phasen der Arzneimittelentwicklung wesentliche Informationen über die Pharmakokinetik und Pharmakodynamik im Zielgewebe liefert. Ziel dieser Arbeit ist es, die für die OFM notwendige Mikroperfusionspumpe MPP101 weiterzuentwickeln und so die Stabilität dieser Samplingtechnologie zu verbessern. Bei der Mikroperfusionspumpe MPP101 handelt es sich um eine nach Richtlinie 93/42/EWG zertifizierte Peristaltikpumpe, welche mit Flussraten im Bereich von 0,1-10 μ l/min fördert. Bei der Weiterentwicklung standen die Steigerung der Zuverlässigkeit während der Anwendung und die Senkung der Wartungshäufigkeit im Vordergrund. Mit Hilfe einer Funktionsstruktur und der Ermittlung wichtiger Kenndaten wurden verschiedene Lösungsmöglichkeiten gesucht um die bestehenden Schwierigkeiten dieser Pumpe zu beheben. Anhand von Versuchen wurden alternative Antriebseinheiten, Energieversorgungsmöglichkeiten und Gleitwerkstoffe getestet und bewertet und schlussendlich zu einer Gesamtlösung kombiniert. Diese Gesamtlösung wurde in einem Prototyp realisiert und in einer finalen Überprüfung auf die zu Beginn festgelegten Anforderungen getestet. Mit diesem letzten Versuch wurde gezeigt, dass Ausfallsicherheit und Standzeit der Pumpe wesentlich gesteigert werden konnten.

Schlüsselwörter: Offene Mikroperfusion, Peristaltikpumpe, Medizinprodukteentwicklung

Abstract

Development of a Microperfusionpump for clinical application

The Open Flow Microperfusion (OFM) is a minimally invasive sampling technology that provides essential information on pharmacokinetics and pharmacodynamics in the target tissue, at early stages of drug development. The aim of this work is the further development of the Microperfusionpump MPP101 to improve the stability of this sampling technology. The Microperfusionpump MPP101 is a peristaltic pump which is certified according to Medical Device Directive 93/42/EEG and provides flow rates in the range of 0.1 to 10µl/min. Primary aims of this development were to increase the reliability of use and to reduce the frequency of maintenance. By creating a functional structure and identifying the important characteristics of the pump, different solutions were sought to fix the existing difficulties. On the basis of experiments, alternative drive units, power supplies und sliding materials were tested and evaluated and finally combined into an overall solution. This overall solution was implemented in a prototype and tested in a final check on the requirements specified at the start of the work. This final check showed that the reliability and durability of the pump were successfully increased.

Keywords: Open Flow Microperfusion, peristaltic pump, medical device development

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	10
1.1	Hintergrund	10
1.2	Problemstellung.....	12
1.3	Die Mikroperfusionspumpe 1.0	13
2	Material und Methoden	16
2.1	Analyse der Ausgangssituation	19
2.1.1	Funktionsstruktur.....	21
2.1.2	Ermittlung von Kenndaten	23
2.2	Suche nach Lösungsmöglichkeiten	37
2.2.1	Motor und Getriebe	37
2.2.2	Stromversorgung	42
2.2.3	Pumpenrollen.....	43
2.2.4	Schlauchset SCS001.....	46
2.3	Konzepte und Auswahl einer Gesamtlösung	48
2.4	Erstellung und Test des Prototyps.....	48
2.4.1	Standardbetrieb des Prototyps über 48h	50
2.4.2	Dauerbetrieb des Prototyps über 1000h	51
3	Ergebnisse	55
3.1	Lösungsmöglichkeiten	55
3.1.1	Motor und Getriebe	55
3.1.2	Stromversorgung	60
3.1.3	Pumpenrolle.....	61
3.1.4	Schlauchset SCS001.....	62
3.2	Konzepte und Auswahl einer Gesamtlösung	65
3.3	Erstellung und Test des Prototyps.....	69
3.3.1	Standardbetrieb des Prototyps über 48h	69
3.3.2	Dauerbetrieb des Prototyps über 1000h	69

4	Diskussion	73
4.1	Motor und Getriebe	73
4.2	Stromversorgung	74
4.3	Pumpenrolle	75
4.4	Schlauchset SCS001.....	76
4.5	Auswahl einer Gesamtlösung.....	78
4.6	Erstellung und Test des Prototyps.....	79
5	Zusammenfassung und Ausblick	82
6	Literaturverzeichnis	85
7	Appendix	89

1 Einleitung

1.1 Hintergrund

Die Entwicklung neuer Arzneimittel gegen bestimmte Krankheiten und Beschwerden ist langwierig und endet nicht immer mit Erfolg. Im Durchschnitt landet in etwa nur jeder 10.000-ste präklinisch getestete Wirkstoff als fertiges Medikament in der Apotheke. Dazwischen liegen aufwendige klinische Studien und meist ein Zeitraum von über 10 Jahren.[1]

Dies gilt auch für die in der Pharmaindustrie immer populärer werdenden, wirkstoffgleichen Nachfolge-Medikamente, die sogenannten Generika. Deren Gleichwertigkeit zu den Originalen („Bioäquivalenz“) muss ebenfalls in aufwendigen Zulassungsverfahren nachgewiesen werden. Die dazu notwendigen klinischen Studien sind nicht nur kostenintensiv, sondern bringen oft auch erst sehr spät entscheidende Informationen zum Wirksamkeitsnachweis.

Joanneum Research GmbH hat deshalb eine minimal invasive Samplingtechnologie (OFM – Open Flow Microperfusion) entwickelt, die es erstmals ermöglicht, die Pharmakokinetik und Pharmakodynamik von Arzneimittel direkt im lebenden Zielgewebe (*in-vivo*), in der Haut, zu untersuchen. Die OFM liefert bereits in sehr frühen Phasen (Phase I) der Arzneimittelentwicklung wesentliche Parameter über die biochemischen Verhältnisse im Zielgewebe unabhängig von Molekulargewicht und Lipophilität. Dadurch lassen sich benötigte Fallzahlen wesentlich reduzieren und teure, klinische Studien können bedeutend schneller abgewickelt werden. Zudem können invasivere Methoden, wie Hautbiopsien und Suction-Blister-Technik [2], durch die schonendere OFM abgelöst werden.

Bei der OFM, siehe Abbildung 1-1, wird ein stent-artiger Katheter (a) in subkutanes oder adipöses Gewebe geführt, und anschließend kontinuierlich im sogenannten Push-Pull-Modus betrieben. Dazu wird auf der Eingangsseite eine physiologisch verträglichen Flüssigkeit, das Perfusat (b), mit einer Flussrate von nur 1µl/min in den Katheter gepumpt (Push). Dank der offenen, membranfreien Austauschfläche des Katheters, tritt das Perfusat mit dem Gewebe in Kontakt und kann praktisch alle Substanzen des umgebenden Milieus aufnehmen. Auf der Ausgangsseite erfolgt dann ein kontinuierliches Absaugen (Pull) dieser angereicherten

Probenflüssigkeit (c). Stündlich werden Probenfraktionen gesammelt und der Laboranalyse zugeführt. Die so gewonnenen Daten geben Auskunft über das Vorhandensein und die Konzentration von Wirkstoffen und deren zeitlichen Verlauf.

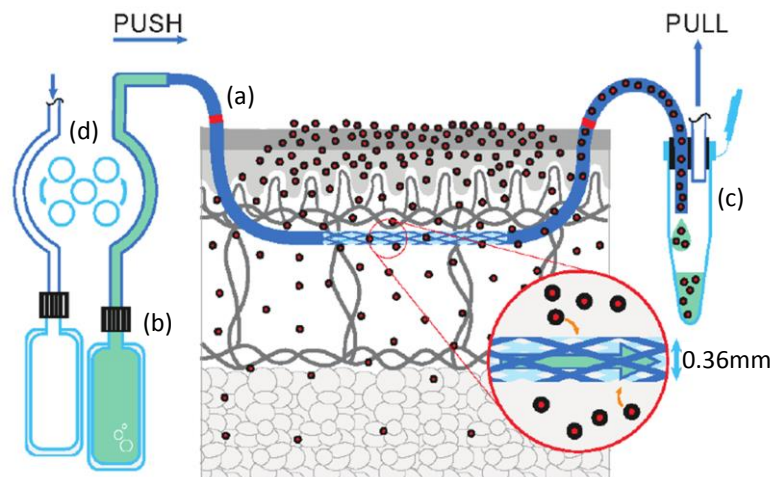


Abbildung 1-1: Schematischer Aufbau des OFM Systems; (a) Dermal Katheter, (b) Perfusate, (c) Probenflüssigkeit, (d) Mikroperfusionspumpe

Das für die Funktion der OFM notwendige flussratenkontrollierte Fluidiksystem (d) wird von der Mikroperfusionspumpe MPP101 angetrieben. Die Mikroperfusionspumpe MPP101 ist eine nach Richtlinie 93/42/EWG, Klasse IIa, zertifizierte Peristaltikpumpe und wurde von Joanneum Research speziell für diese Anwendung entwickelt, da es kein vergleichbares Produkt am Markt gibt, welches die folgenden Anforderungen erfüllt:

- Push-Pull-Betrieb (paralleles Zuführen und Absaugen von Flüssigkeit)
- Gleichzeitiger Betrieb von bis zu 6 Kathetern
- Einstellbarer Flussratenbereich von 0,1-10 μ l/min
- CE zertifiziertes Medizinprodukt nach Richtlinie 93/42/EWG
- Tragbarkeit und Mobilität (kompakt, batteriebetrieben)

Die Mikroperfusionspumpe der aktuellen Version MPP101 stößt jedoch in Hinblick auf ihre Leistungsfähigkeit an Grenzen. Um das Potenzial der OFM-Technologie vollkommen ausschöpfen zu können, muss die Leistungsfähigkeit der Mikroperfusionspumpe wesentlich gesteigert und so die Stabilität der Probengewinnung verbessert werden.

1.2 Problemstellung

Beim längeren Gebrauch der Mikroperfusionspumpe MPP101 zeigten sich einige Probleme die Verbesserungspotenzial bei Funktion und Anwendung bieten:

- Zuverlässigkeit
 - Pumpe schaltet sich nach dem Start im Spülbetrieb gelegentlich unbeabsichtigt ab
 - Pumpenrotor bzw. Motor können während des Betriebs stehen/stecken bleiben
- Energiemanagement
 - Unzureichende Batterielebensdauer
 - Pumpe lässt sich trotz neu eingelegter Batterie teilweise nicht starten
- Übermäßiger Wartungsaufwand durch häufiges Tauschen von Komponenten
 - Einzelne Pumpenrollen können im Pumpenrotor stecken bleiben
 - Kurze Lebensdauer des Motors

Ziel dieser Arbeit ist es, diese leistungsbegrenzenden Faktoren zu analysieren und Lösungsmöglichkeiten zu finden, um die Effektivität und Anwenderfreundlichkeit der Pumpe zu steigern.

1.3 Die Mikroperfusionspumpe 1.0

Bei der MPP101 handelt es sich um eine Peristaltikpumpe bzw. Schlauchquetschpumpe. Mit dieser Pumptechnik wird die Flüssigkeit berührungsfrei und damit kontaminationsfrei im Schlauchinneren durch äußere mechanische Verformung (Quetschung) weiterbefördert. Der Aufbau des Peristaltikmoduls, wie es in der Mikroperfusionspumpe zum Einsatz kommt, ist in Abbildung 1-2 dargestellt. Das Peristaltikmodul besteht im Wesentlichen aus einem Pumpenrotor (a) an dem sich 4 identische Pumpenrollen befinden. Beim Schließen des Pumpenbetts (b), wird der eingelegte Schlauch (c) zum Rotor gedrückt und durch die Pumpenrollen abgeklemmt. Die Drehbewegung des Rotors führt dazu, dass sich die Abklemmstelle entlang des Schlauchs bewegt und dadurch das Fördermedium im Schlauchinneren vorantreibt. Somit wird durch die Drehzahl des Rotors und den Schlauchinnendurchmesser die Flussrate der Flüssigkeit bestimmt.

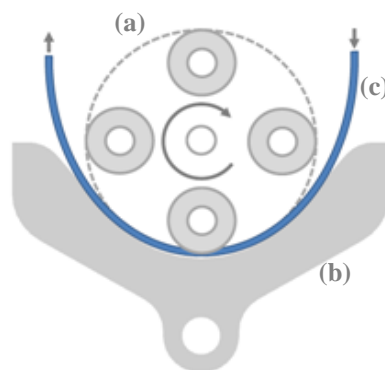


Abbildung 1-2: Darstellung der Peristaltikmodule
links: Abbildung der MPP101 mit eingelegtem Schlauchset SCS001,
Perfusatbeutel PEB001 und Wastebeutel WAB001; rechts: Funktionsschema

Bei der Mikroperfusionspumpe MPP101 kommen zwei dieser Peristaltikmodule zum Einsatz. Über die Einlegerichtung des Schlauchs wird bestimmt, ob eine Flüssigkeit gepumpt oder abgesaugt wird.

Aufbau des Peristaltikmoduls

Das Peristaltikmodul wird aus folgenden Teilkomponenten aufgebaut, wie in Abbildung 1-3 gezeigt:

Die Pumpenbasis (1) dient als Grundbauteil in welchem die einzelnen mechanischen Bauteile sowie die Antriebseinheit zusammengeführt werden. Die eingepresste Lagerbuchse an der Oberseite der Pumpenbasis gewährleistet die Zentrierung des Pumpenrotors. Zusätzlich wird über die Pumpenbasis auch das gesamte Peristaltikmodul im Pumpengehäuse befestigt.

Der Pumpenrotor (2) ist der wesentliche Teil für die Peristaltikfunktion. In ihm sind vier identische Pumpenrollen über je einen im Rotor eingepressten Zylinderstift angebracht. Die Getriebeachse der Motoreinheit wird über die Pumpenbasis an der Unterseite des Pumpenrotors zentral eingeführt und fixiert. Ein weiterer Zylinderstift wird über die Lagerbuchse an der Oberseite der Pumpenbasis eingeführt und fixiert um den Pumpenrotor zu zentrieren.

Die Antriebseinheit (3) des Peristaltikmoduls besteht aus folgender Motorkombination:

- DC-Kleinstmotor Typ 0615003S (Faulhaber, Deutschland)
Dieser Motor mit einer Größe von insgesamt nur 45mm Länge und einem Durchmesser von 6mm dient gemeinsam mit dem optischer Encoder des Typs PA2-50 (Faulhaber, Deutschland) dazu, das Peristaltikmodul drehzahlgesteuert anzutreiben (Datenblatt befindet sich im Appendix).
- Planetengetriebe Typ 06/1K (Faulhaber, Deutschland)
Bei der Standardanwendung wird die Pumpe mit einer Flussrate von 1 μ l/min betrieben. Dies entspricht umgerechnet einer Drehzahl von nur 0,78rpm des Pumpenrotors. Um dies realisieren zu können, werden mit Hilfe dieses Getriebes die hohen Ausgangsdrehzahlen des Motors in einem Verhältnis von 1024:1 untersetzt (Datenblatt befindet sich im Appendix).

Diese Motorkombination wird über einen Fixierring an der Unterseite der Pumpenbasis festgeschraubt. Dabei wird auch das Verdrehen des Motors im Betrieb verhindert.

Die Pumpenschwinge (4) ermöglicht über einen gefederten Mechanismus das Einlegen des Schlauchsets in das Pumpmodul. Dadurch wird das Pumpenbett beim Schließen der Pumpenschwinge zum Schlauch gedrückt.

Über die Schlauchfixierungen wird das Schlauchset in die Schlauchschwinge (5) eingehängt. Dabei wird das Schlauchset in Position gehalten und über eine Feder leicht gespannt.

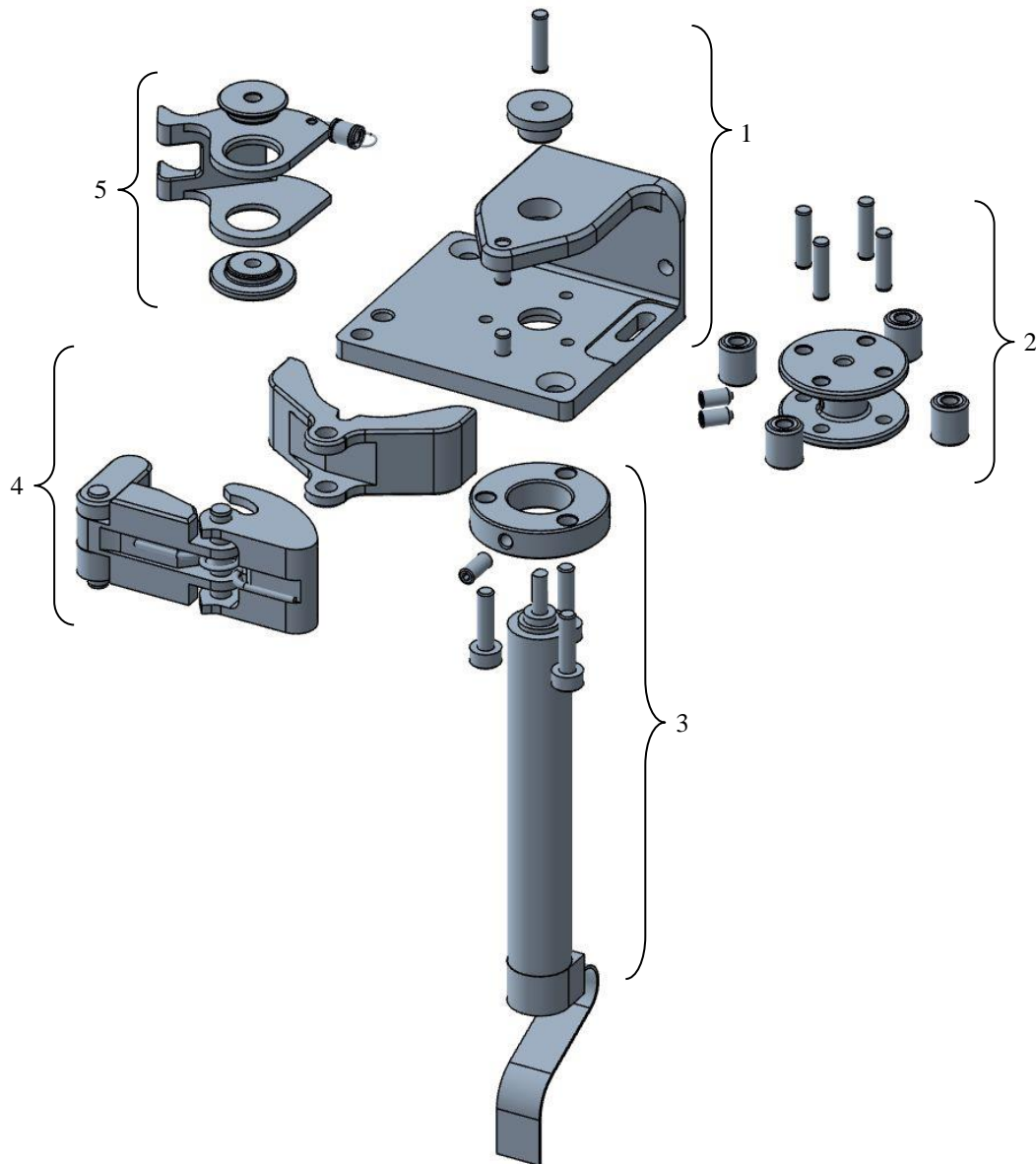


Abbildung 1-3: Explosionsdarstellung der Komponenten des Peristaltikmoduls:
1 - Pumpenbasis mit Lagerbuchse und Zylinderstift; 2 - Pumpenrotor mit Pumpenrollen, Zylinderstift und Madenschrauben; 3 - Motorkombination mit Fixierring und Zylinderkopfschrauben; 4 - Gefederte Pumpenschwinge mit Pumpenbett; 5 - Gefederte Schlauchschwinge mit Lagerbuchse oben und unten;

2 Material und Methoden

Die schematische Herangehensweise an die Problemstellung dieser Arbeit ist in Abbildung 2-1 dargestellt. Als Basis für dieses Modell wurden die „*Arbeitsschritte beim Konzipieren*“ von Pahl G. und Beitz W. gewählt [3]. Zunächst wurde die Ausgangssituation analysiert um konkrete Anforderungen an die Weiterentwicklung der Mikroperfusionspumpe ableiten zu können. Das Erstellen einer Funktionsstruktur und die Ermittlung von Kenndaten sollten dabei helfen, mögliche Ursachen der bestehenden Probleme zu erforschen und Lösungsmöglichkeiten zu finden. Nur die Lösungsmöglichkeiten, die mit angemessenem Aufwand machbar und realisierbar sind, wurden anschließend auf ihre Wirksamkeit getestet. Über eine Entscheidungsmatrix wurden die ausgewählten Lösungen bewertet und zu einer Gesamtlösung kombiniert, welche dann durch einen Prototypen validiert wurde. Diese finale Überprüfung musste schlussendlich zeigen, ob die zu Beginn festgelegten Anforderungen erfüllt werden konnten.

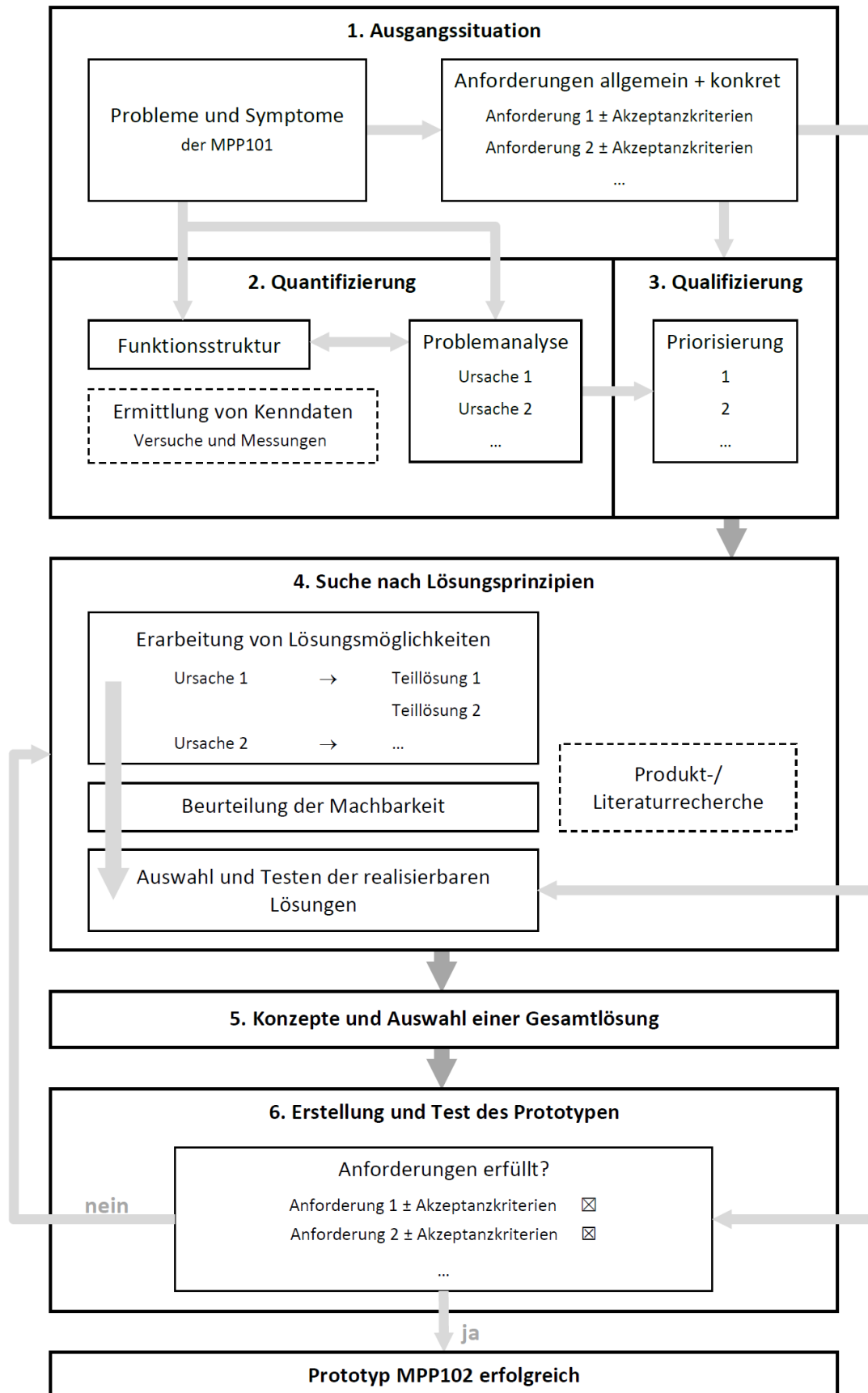


Abbildung 2-1: Schematische Herangehensweise an die Problemstellung

2.1 Analyse der Ausgangssituation

Der erste, wichtige Schritt dieser Arbeit war es die **Ausgangssituation** zu analysieren. Dazu mussten sämtliche Probleme und Verbesserungswünsche der Pumpe eruiert werden. Diese Informationen wurden aus Befragungen der Anwender und aus der Dokumentation (Logbücher, Studienreport) zusammengetragen.

Diese Sammlung an Punkten galt es anschließend auf wesentliche Probleme zu reduzieren (Qualifizierung). Dabei wurde das Hauptaugenmerk auf eine zuverlässige und ausfallsichere Funktion der Pumpe gelegt. Das betrifft in erster Linie die Peristaltikmodule mit der Antriebseinheit und die dazugehörige Energieversorgung. Faktoren wie Größe, Design, Menüführung, etc. wurden nur sekundär betrachtet. Davon abgeleitet ergaben sich die folgenden wesentlichen Anforderungen an die Mikroperfusionspumpe (Tabelle 2-1).

Tabelle 2-1: Wesentliche Anforderungen an die Mikroperfusionspumpe MPP101 (inkl. Zubehör)

Nr.	Anforderung	Akzeptanzkriterien
1	Zuverlässigkeit / Ausfallsicherheit der Pumpe	Pumpe muss nach dem Einlegen einer neuen Batterie und eines neuen Schlauchsets einwandfrei starten (es darf kein zusätzliches Eingreifen durch den Anwender erforderlich sein)
		Ausfallfreier Flush-Betrieb mit mindestens 5µl/min über mindestens 15min.
		Ausfallfreier Sampling-Betrieb mit 1µl/min über mindestens 48h.
		Maximal ein Batterietausch in 24 Stunden
2	Stabilität der Flussrate	Maximale Abweichung der Flussrate bei 1µl/min über einen Zeitraum von 48h: Muss: ±20% Soll: ±10%
		lageunabhängig
3	Wartungsaufwand	Austausch von Komponenten maximal alle 500 Betriebsstunden erforderlich

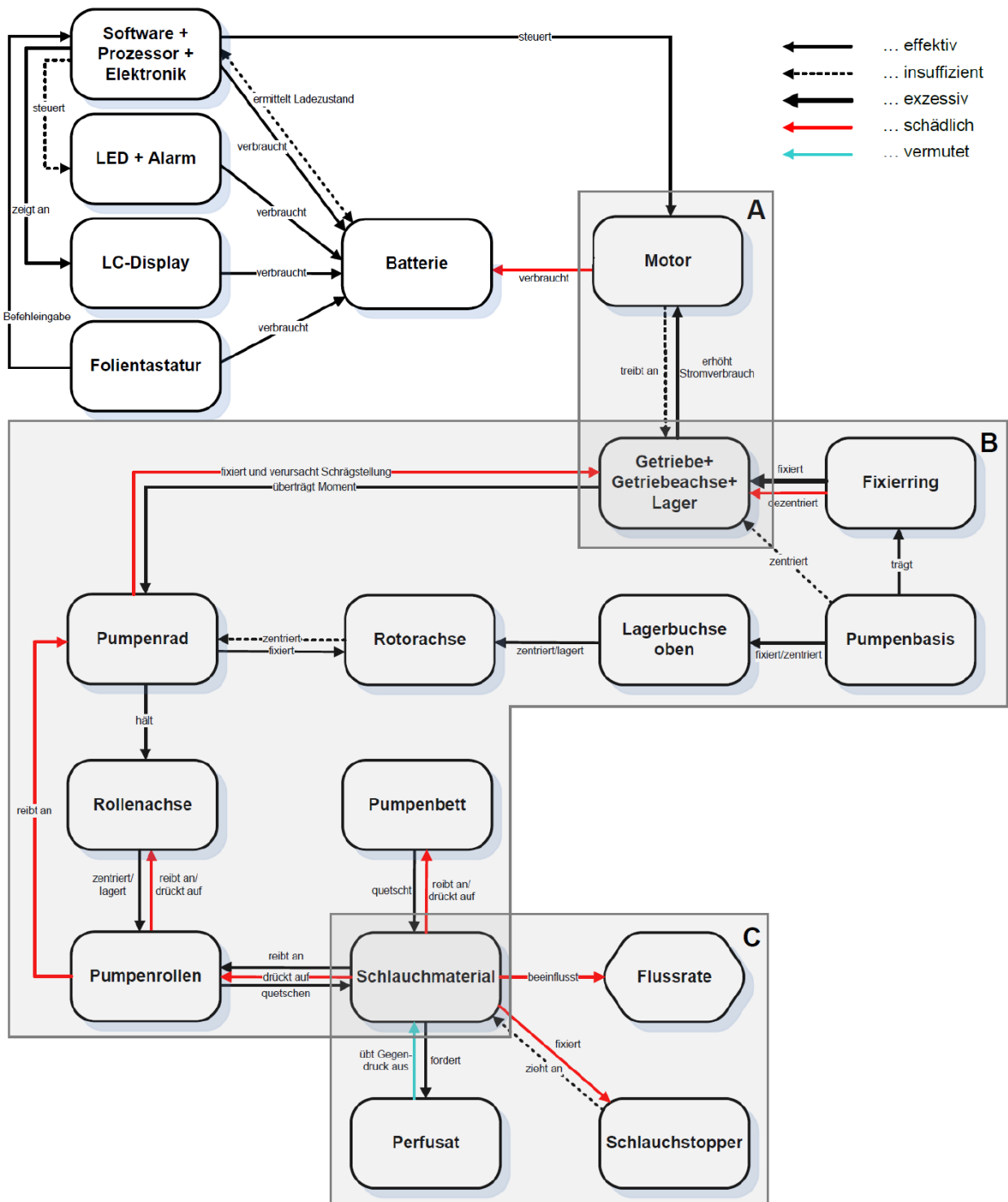


Abbildung 2-2: Funktionsstruktur der Mikroperfusionspumpe MPP101 [4]

2.1.1 Funktionsstruktur

Um die Gesamtheit der Zusammenhänge und Funktionen der Pumpe insbesondere des Peristaltikmoduls besser verstehen und analysieren zu können, wurde eine Funktionsstruktur erstellt. Diese Darstellung veranschaulicht die Wechselwirkungen und Abhängigkeiten der einzelnen Komponenten zueinander. Die Aufstellung der Funktionsstruktur erfolgte dabei folgendermaßen [4]:

1. Die Komponenten des Systems identifizieren
2. Nützliche funktionale Beziehungen definieren (effektiv)
3. Negative funktionale Beziehungen definieren (insuffizient, exzessiv, schädlich)

Abbildung 2-2 Abbildung 2-2 ist die Funktionsstruktur der Mikroperfusionspumpe dargestellt. Zentral im oberen Bereich befindet sich die Batterie, welche die Versorgung der gesamten Pumpe darstellt. Links davon wird die Elektronik mit den dazugehörigen Bedienelementen als Verbraucher der Batterie angeführt. Diese dienen als Schnittstelle der Pumpe zum Anwender und werden hier lediglich als Verbraucher angeführt.

Wesentlich stärkere Verbraucher sind im **Bereich A** dargestellt. In einer Mikroperfusionspumpe kommen jeweils zwei Motoren zum Einsatz, die dazu dienen, die Peristaltikmodule über die Getriebe anzutreiben. Die hohe Ausfallhäufigkeit der Pumpe lässt vermuten, dass die Batterie den Strombedarf der Motoren nicht oder nur unzureichend decken kann.

Im **Bereich B** werden die einzelnen Komponenten des Peristaltikmoduls und deren Beziehungen zueinander veranschaulicht. Das Peristaltikmodul stellt bei der Anwendung der Pumpe eine der wichtigsten Komponenten dar und muss auch die wichtigsten Funktionen bewerkstelligen können. Das Modul besteht aus vielen bewegten Komponenten, welche Kräfte und Momente übertragen müssen. Dadurch ergeben sich auch mehrere mögliche Ansatzpunkte, wie auch in der Funktionsstruktur ersichtlich ist:

Reibungseffekte: Überall wo sich Kontaktflächen berühren und sich relativ zueinander bewegen entsteht Reibung. Hier sind insbesondere die Pumpenrollen von Bedeutung. Diese müssen um die eigene Achse rotieren und zugleich über eine Rollbewegung starke Kräfte auf den Schlauch übertragen.

Schrägstellungen: Durch die Toleranzen der Abmessungen der Bauteile können Schrägstellungen verursacht werden, die sich insbesondere auf Lager und Achsen auswirken. Die zusätzliche Fixierung der Komponenten durch Verschraubungen verstärkt diesen Effekt,

da die Komponenten (z.B. Motoreinheit) diese Schrägstellung nicht ausgleichen können. Dies führt z.B. zu einer erhöhten Wellenbelastung des Getriebes und kann somit die Lebensdauer stark verringern und den Strombedarf des Motors noch zusätzlich steigern.

Des Weiteren beeinflussen Härte und Elastizität des Schlauchmaterials, den Energieverbrauch des Motors. Je härter bzw. je weniger elastisch das Material, umso größer werden Kraft und Energieverbrauch zum Quetschen des Schlauchs.

Allerdings muss auch das Schlauchmaterial elastisch und fest genug sein, damit sich das Innenlumen des Schlauchs zwischen zwei Quetschvorgängen wieder vollständig öffnen kann. Ansonsten würde sich die Flussrate über die Zeit verringern (**Bereich C**). Einen Einfluss auf die Flussrate könnten auch unterschiedliche Drücke im System haben, verursacht durch z.B. Überdruck im Perfusatbeutel, Verstopfungen im Katheter, Pumpvorgänge mit oder gegen die Schwerkraft, etc.

Die aus dieser Funktionsstruktur abgeleiteten möglichen Fehlerursachen, wurden im darauffolgenden Schritt durch die Ermittlung folgender Kenndaten verifiziert:

1. Ermittlung des Drehmoments an der Getriebeachse während eines Quetschvorgangs (siehe Seite 23, 2.1.2.1 Lastdrehmoment)
2. Ermittlung der Stromaufnahme der Pumpe (siehe Seite 26, 2.1.2.2 Stromaufnahme)
3. Ermittlung der Krafteinwirkung auf die Pumpenrollen während eines Quetschvorgangs (siehe Seite 28, 2.1.2.3 Krafteinwirkung auf Pumpenrolle)
4. Ermittlung des Einflusses einer fixierten Rotorachse auf die Stromaufnahme des Motors (siehe Seite 31, 2.1.2.4 Schrägstellungen der Motorachse)
5. Ermittlung der Abhängigkeit der Flussrate vom Druck (siehe Seite 33, 2.1.2.5 Abhängigkeit der Flussrate vom Druck)

2.1.2 Ermittlung von Kenndaten

Um die vermuteten Fehlerursachen aus der Funktionsstruktur zu stützen, mussten zunächst die Anforderungen an die Komponenten ermittelt werden. Dazu wurden wichtige Kenndaten der Mikroperfusionspumpe inkl. Zubehör während der Anwendung aufgenommen. Für eine bessere Verständlichkeit werden die Ergebnisse der Kenndaten gleich vorweg in diesem Kapitel gezeigt.

2.1.2.1 Lastdrehmoment

Ein wesentlicher Parameter der Antriebseinheit ist die geforderte Leistung des Motors. Um diese berechnen zu können, muss zunächst das Drehmoment ermittelt werden, welches benötigt wird um den Pumpenrotor unter Last zu drehen. Das Drehmoment M ergibt sich aus der Hebellänge multipliziert mit der senkrecht darauf wirkenden Kraft F [9]:

$$M = r \cdot F \quad (2.1)$$

Verwendete Geräte/ Materialien

- Peristaltikmodul aus Mikroperfusionspumpe MPP101 (Joanneum Research, Österreich)
- Kraftmessdose AFG50N mit Kraftmessstand Multitest1-d und Software Emperor (Mecmesin; United Kingdom) mit einem Messbereich bis 50N
- kreisförmiges Kunststoffelement mit $\varnothing 1,5\text{mm}$ und $\varnothing 28\text{mm}$
- Schlauchset SCS001 (Joanneum Research, Österreich)
- Gefäß mit Wasser
- Nylonfaden
- Drehmomentschlüssel 4-30cNm (Tohnichi, Belgien)

Versuchsaufbau und -ablauf

Für die Ermittlung des Drehmoments, wurde der Motor vom Peristaltikmodul entfernt und stattdessen ein rundes Kunststoffelement gemeinsam mit einer durchgehenden Rotorachse in den Pumpenrotor eingesetzt und verschraubt. Anschließend wurde ein Faden um das Kunststoffelement gewickelt und in die Kraftmessdose eingespannt (siehe Abbildung 2-3). Wie bei der realen Anwendung auch, wurde ein mit Flüssigkeit gefülltes Schlauchset in das Peristaltikmodul eingelegt (Last).

Durch Hochfahren der Kraftmessdose mit spezifischer Geschwindigkeit, rollte sich der Faden vom Kunststoffdeckel ab und trieb dabei das Peristaltikmodul an. Somit konnte die Kraft

gemessen werden, welche benötigt wird um den Pumpenrotor zu drehen und den Schlauch zu quetschen. Die durchgehende, ununterbrochene Rotorachse soll dabei mögliche Schrägstellungen des Pumpenrotors durch die Zugkraft der Kraftmessdose vermeiden. Eventuell herbeigeführte Reibungsverluste im Lager der Achse wurden für diese erste Abschätzung jedoch nicht berücksichtigt.

Im ersten Schritt wurde das Drehmoment ohne Last (ohne eingelegtes Schlauchset) bei drei verschiedenen Geschwindigkeiten aufgezeichnet. Um mit den Messwerten nicht am unteren Limit des Messbereichs der Kraftmessdose zu liegen, wurde ein kleineres Kunststoffelement mit einem Durchmesser von nur 1,5mm gewählt. Durch den kleineren Durchmesser bzw. Radius erhöht sich die Kraft gemäß Formel (2.1).

Im zweiten Schritt wurde die Messung mit Last (mit eingelegtem und mit Wasser gefülltem Schlauchset) durchgeführt. Dazu wurde ein Kunststoffdeckel mit 28mm Durchmesser verwendet. Diese Messung wurde ebenfalls mit drei unterschiedlichen Geschwindigkeiten der Zugeinrichtung des Kraftmessstandes durchgeführt.

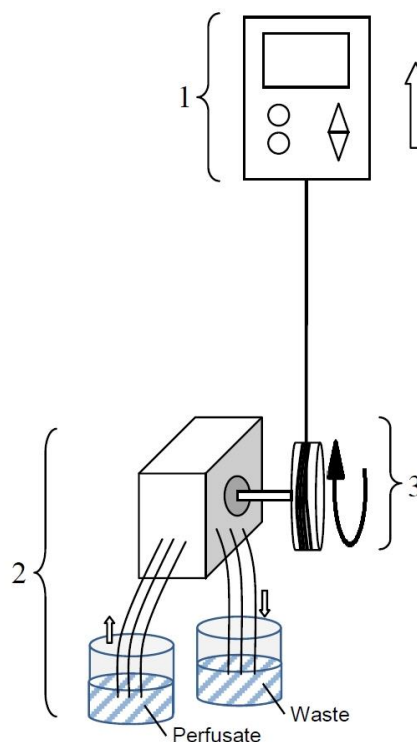


Abbildung 2-3: Messaufbau zur Ermittlung des Lastdrehmoments:
1 – Kraftmessdose und Kraftmessstand; 2 – Peristaltikmodul mit eingelegtem und gefülltem Schlauchset; 3 – Achse mit Kunststoffdeckel und aufgewickelterm Faden

Mit einem weiteren Versuchsaufbau wurde diese Überprüfung noch zusätzlich verifiziert. Dabei wurde anstatt der Kraftmessdose ein Drehmomentschlüssel mit der Achse des

Peristaltikmoduls verbunden und manuell angetrieben. Durch stufenweises Erhöhen des Drehmoments des Schlüssels konnte der Wert ermittelt werden, bei welchem sich das Pumpmodul ohne durchrutschen des Schlüssels drehen lässt. Diese Überprüfung wurde dreimal mit verschiedenen Schlauchsets wiederholt.

Ergebnisse

In Tabelle 2-2 sind die Ergebnisse des ersten Versuchs dargestellt. Über die Software der Kraftmessdose (Mecmesin; United Kingdom) konnten die Werte der gemessenen Kraft über die Zeit mitaufgezeichnet und ausgewertet werden. Über die gemessene Zeit pro Messung wurden Mittelwert, Maximum und Standardabweichung ermittelt. Das Drehmoment ergibt sich dann durch Multiplikation der gemessenen Kraft mit dem Radius des verwendeten Kunststoffdeckels.

Tabelle 2-2: Ermittelte Kraftmesswerte und das daraus resultierende Drehmoment

Nr.		1	2	3	4	5	6	
Last	-	ohne Last			mit Last			
OD_{Kunststoffelement}	mm	1,5			28			
Geschwindigkeit	mm/min	14,97	29,54	58,41	276,56	540,44	925,69	
	rpm	3,18	6,27	12,39	3,14	6,14	10,52	
Kraft	Max	N	1,80	2,52	2,01	2,39	2,94	2,93
	MW	N	0,60	0,81	0,67	1,12	1,23	1,22
	StAbw	N	0,31	0,47	0,43	0,53	0,65	0,68
Drehmoment	Max	mNm	1,35	1,89	1,51	33,46	41,16	41,02
	MW	mNm	0,45	0,61	0,50	15,74	17,25	17,06
	StAbw	mNm	0,23	0,35	0,32	7,39	9,07	9,54

Unter Last ergab sich damit ein Drehmoment von 15,74 bis 17,25mNm und maximal **41,16mNm**. Diese Ergebnisse werden durch die Resultate des zweiten Versuchs bestätigt. Das Drehmoment, welches mittels Drehmomentschlüssel aufgebracht werden musste um den Pumpenrotor drehen zu können, lag bei durchschnittlich **45mNm**.

Das empfohlene Dauerdrehmoment für das eingesetzte Getriebe liegt laut Datenblatt nur bei 25mNm (Kurzzeitdrehmoment 35mNm). Dieser Wert liegt eindeutig unter dem geforderten maximalen Wert der Anwendung. Diese Überbelastung könnte zu einer Verkürzung der Lebensdauer des Getriebes und des Motors führen. Aufbauend auf diesen Ergebnissen, wurde als erster Lösungsansatz, eine alternative Motor-Getriebe-Einheiten gesucht (siehe Seite 37, Kapitel 2.2.1).

In Abbildung 2-4 ist der Verlauf der Kraft über die Messdauer des ersten Versuchs dargestellt. Durch den zyklischen Verlauf kann man sehr gut erkennen, wann eine Pumprolle ansetzt um den Schlauch zu quetschen. Die unregelmäßig hohen Spitzenwerte könnten dabei eventuell Aufschluss über die Schwergängigkeit der einzelnen Pumprollen geben. Im Gegensatz zu den Rollen 1 und 4 benötigen die Rollen 2 und 3 mehr Kraft um den Schlauch zu quetschen.

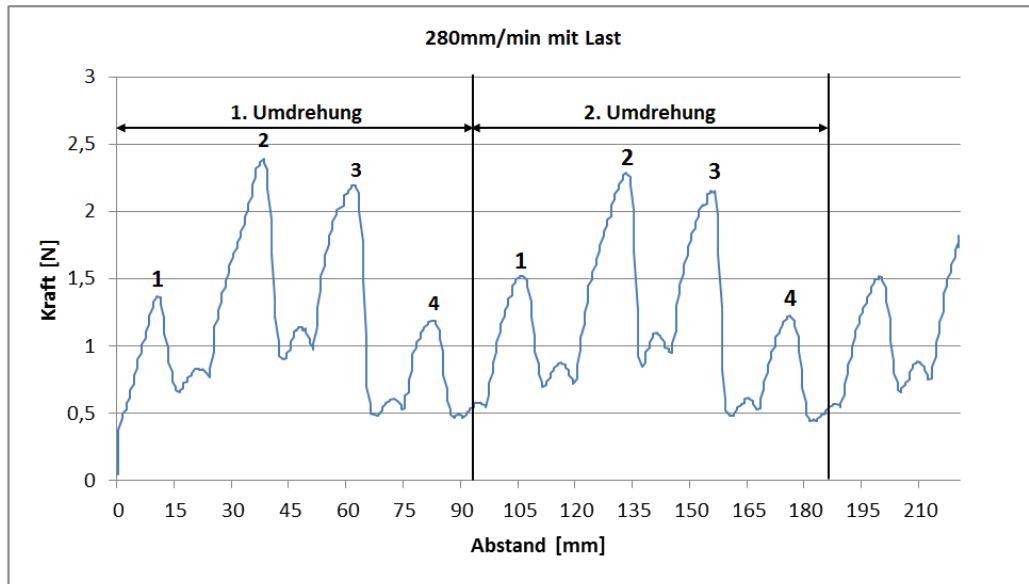


Abbildung 2-4: Verlauf der Kraft bei einer Geschwindigkeit von 280mm/min (entspricht $\approx 4\mu\text{l}/\text{min}$)

2.1.2.2 Stromaufnahme

Eine wichtige Größe der Versorgung bzw. der Batterie ist der benötigte Strom der Pumpe während des Betriebs. Zur Abschätzung dieses Verbrauchs wurden Messungen der Stromaufnahme der Pumpe bei unterschiedlichen Drehzahlen unter Last (eingeleger Pumpschlauch) durchgeführt.

Verwendete Geräte/ Materialien

- Mikroperfusionspumpe SN 1035 (Joanneum Research, Österreich)
- Labornetzgerät DF 1731 SB-3A (High Tech Audio WJG; Deutschland)
- Digitalmultimeter (DMM) VC850 und Software (Votcraft; Deutschland)
- Schlauchset SCS001 (Joanneum Research, Österreich)

Versuchsaufbau und -ablauf

Für die Messung der Stromaufnahme wurde die Mikroperfusionspumpe anstatt mit einer Batterie durch ein Netzgerät mit 3,6V versorgt. Zwischen dem Pluspol des Netzgerätes und der Pumpe wurde ein Digitalmultimeter (DMM) zur Strommessung geschaltet. Die Messung

erfolgte bei den Flussraten 0,1µl/min, 0,5µl/min, 1µl/min, 5µl/min und 10µl/min. Über die Software des DMM konnte die Stromaufnahme der Pumpe über die Zeit aufgezeichnet und anschließend ausgewertet werden.

Da der Pumpenrotor aus vier Pumpenrollen besteht, erhöht sich der Kraftaufwand beim Einsetzen des Quetschvorgangs jeder einzelnen Rolle (siehe Abbildung 2-4). Gleichzeitig mit dem Kraftaufwand erhöht sich auch die Stromaufnahme des Motors. Deshalb musste bei der Auswertung der gesammelten Messdaten darauf geachtet werden, dass immer nur die Anzahl an Werten für die Mittelwertbildung herangezogen wird, die einer ganzzahligen Umdrehung des Pumpenrotors entspricht. Dazu musste zunächst die dementsprechende Motordrehzahl für die Flussrate gefunden werden. Diese wurde aus dem Quellcode der Pumpensoftware gesucht:

$$1\mu\text{l}/\text{min} \cong 800\text{rpm}$$

In der folgenden Tabelle 2-3 sind die Zeiten aufgelistet, welche der Pumpenrotor bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten für eine Drehung um 360° benötigt. In Abhängigkeit der Abtastrate des Messgeräts wurde dann die Anzahl an Werten ausgewählt, die der Dauer einer Umdrehung bzw. mehrerer Umdrehungen entspricht.

Tabelle 2-3: Eingestellte Flussraten mit den dazugehörigen Drehzahlen des Motors und Pumpenrotors sowie der Dauer einer ganzen Umdrehung des Pumpenrotors bei Verwendung eines Getriebes mit einem 1024:1 Untersetzungsverhältnis.

Flussrate	Drehzahl des Motors	Drehzahl des Pumpenrotors	Dauer einer Umdrehung
µl/min	rpm	rpm	s
0,1	80	0,078	768,00
0,5	400	0,391	153,60
1,0	800	0,781	76,80
5,0	4000	3,906	15,36
10,0	8000	7,813	7,68

Dies musste nicht nur hier sondern bei allen Messungen/Überprüfungen des Pumpmoduls berücksichtigt werden, da sich auch weitere Faktoren wie Flussrate, Druck, etc. gleichlaufend mit dem Pumpenrotor verändern.

Ergebnisse

Die Ergebnisse der Stromaufnahme der gesamten Mikroperfusionspumpe sind in Abbildung 2-5 grafisch dargestellt. Die ausgewählten Drehzahlen 80rpm, 400rpm, 800rpm, 4000rpm und 8000rpm entsprechen umgerechnet den Flussraten 0,1µl/min, 0,5µl/min, 1µl/min, 5µl/min

und 10 μ l/min. Pro eingestellter Drehzahl wurden Mittelwert, Standardabweichung, Maximum und Minimum berechnet.

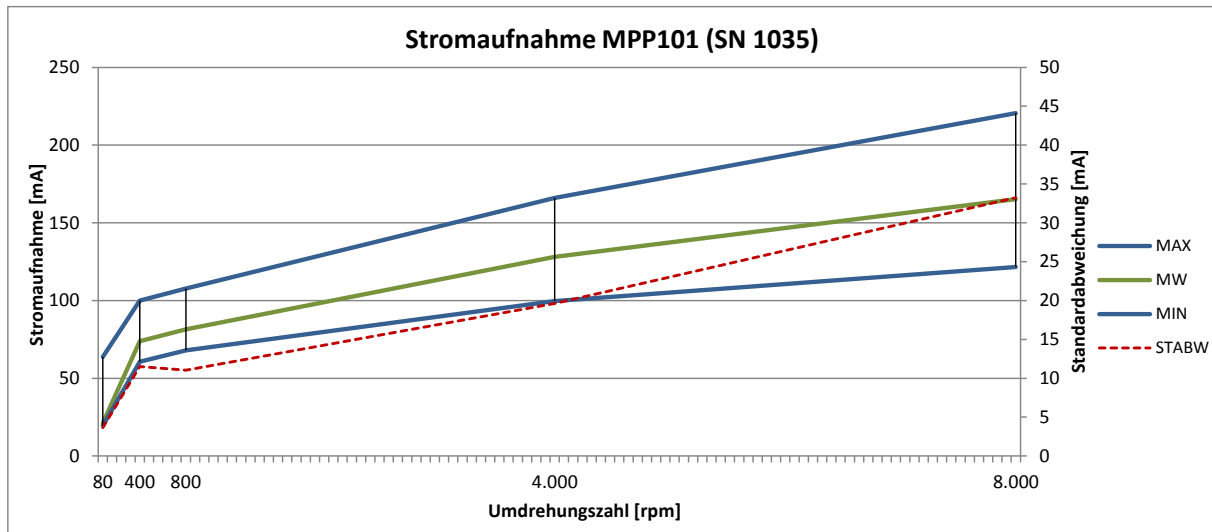


Abbildung 2-5: Stromaufnahme der Mikroperfusionspumpe SN:1035 bei unterschiedlichen Drehzahlen des Motors

In dieser Abbildung sieht man, dass die maximale Stromaufnahme der Pumpe bei einer Drehzahl von 8000rpm der Motoren bereits **220mA** beträgt. Laut Datenblatt, liegt der maximale Strom, den die Batterie liefern kann, allerdings nur bei 200mA (Datenblatt befindet sich im Appendix). Somit kann die eingesetzte Batterie die geforderten Stromspitzen der Pumpe nicht abdecken. Dies bestätigt die Theorie aus der Funktionsstruktur in Kapitel 2.1.1, dass die hohe Ausfallhäufigkeit der Pumpe auf eine unzureichende Energiezufuhr zurückzuführen ist.

Aufbauend auf diesen Ergebnissen, wurde als zweiter Lösungsansatz, ein alternativer Batterietyp gesucht (siehe Kapitel 2.2.2 auf Seite 42).

2.1.2.3 Krafteinwirkung auf Pumpenrolle

Ziel dieser Messung war es, die Kraft zu bestimmen, welche im Betrieb der Pumpe auf die einzelnen Pumpenrollen bzw. deren Achsen durch die Quetschung des Schlauchs wirkt.

Verwendete Geräte/ Materialien

- Mikroperfusionspumpe MPP101 SN: 1019
- Pumpenrolle aus Messing
- Schlauchset SCS001
- Digitalmultimeter Fluke 179 (Fluke Europe B.V., Niederlande)

- Kraftmessdose AFG50N mit Kraftmessstand Multitest1-d (Mecmesin; United Kingdom) mit einem Messbereich bis 50N und Emperor Software V1.16
- Liquid Flow Sensor SLG1430 (Sensirion, Schweiz) inkl. Software SensiView V2.2
- vollbeschichtete Leiterplatte
- Spritze 5ml

Versuchsaufbau und -ablauf

In diesem Versuch wurden die Kraft und das Spaltmaß ermittelt, welche benötigt werden um das Innenlumen des Schlauchsets SCS001 vollständig zu schließen. Dazu wurde in ein Schlauchset eingangsseitig Wasser mit Hilfe der Mikroperfusionspumpe gepumpt (Flussrate: $10\mu\text{l}/\text{min}$) während ausgangsseitig die Flussrate im Schlauch über einen angeschlossenen Flusssensor kontinuierlich gemessen wurde (siehe Abbildung 2-6). Anschließend wurde an der Kraftmessdose eine Pumpenrolle fixiert und auf dem Schlauchset platziert. Die Kraftmessdose wurde mit einer Geschwindigkeit von $1\text{mm}/\text{min}$ zyklisch hinunter und hinauf gefahren. Dabei wurde die Pumpenrolle auf die drei Schlauchkanäle gedrückt und das Spaltmaß zyklisch verkleinert bzw. vergrößert. Durch Vergleich der Messdaten der Kraftmessdose (Kraft in N), des Kraftmessstandes (Spaltmaß in mm) und des Flusssensors (Flussrate in $\mu\text{l}/\text{min}$), konnte die Position ermittelt werden, bei der das Innenlumen des Schlauchs geschlossen wurde und somit der Durchfluss stoppte.

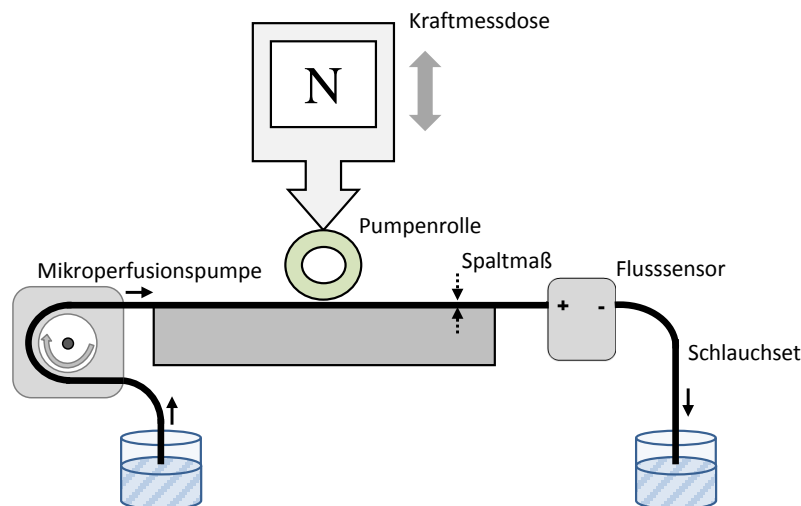


Abbildung 2-6: Messaufbau zur Bestimmung der Kraft auf die Pumpenrollen und des Spaltmaßes während der Schlauchquetschung

Ergebnisse

Die kontinuierliche Aufzeichnung des Versuchs ist in Abbildung 2-7 abgebildet. Dabei sind die Kraft in N, das Spaltmaß in mm und die Flussrate in $\mu\text{l}/\text{min}$ parallel dargestellt. Mittels Kraftmessstand wurde das Spaltmaß viermal zyklisch verringert und vergrößert.

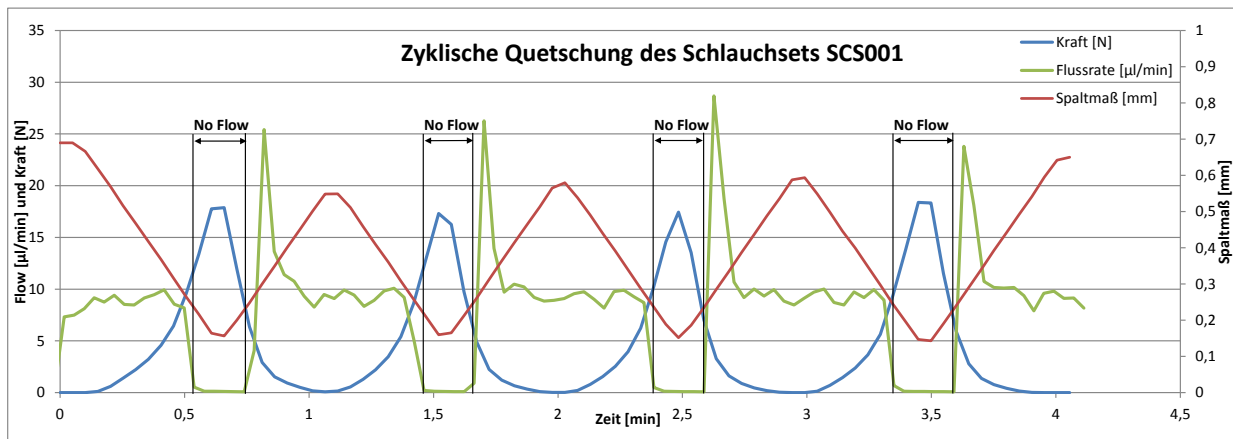


Abbildung 2-7: Parallele Messung der Kraft, der Flussrate und des Spaltmaßes während einer zyklischen Schlauchquetschung.

Erst bei einem Spaltmaß von durchschnittlich $0,21\text{mm}$ wurde der Durchfluss im Schlauchinneren unterbrochen. Dabei wirkte eine Druckkraft von durchschnittlich $6,8\text{N}$ auf die Pumpenrolle. Das Spaltmaß im Pumpmodul selbst, beträgt den Konstruktionszeichnungen nach $0,3\text{mm}$. Selbst bei diesem größeren Spaltmaß wirkt noch eine Druckkraft von ca. 3N auf die Pumpenrolle.

Ein Ansatz, um das benötigte Drehmoment und somit die Stromaufnahme des Motors zu reduzieren, ist die Reduktion der Reibungskraft zwischen Pumpenrolle und Schlauchmaterial (Rollreibung) bzw. zwischen Pumpenrolle und Pumpenachse (Gleitreibung). Die Gleitreibungskraft F_R nimmt linear mit der Normalkraft F_N zu, wobei μ der Gleitreibungskoeffizient zwischen beiden Körpern ist [5]:

$$F_R = \mu \cdot F_N \quad (2.2)$$

Um die Gleitreibungskraft zu reduzieren kann nun erstens die Normalkraft F_N auf die Pumpenrollen durch ein weiches Schlauchmaterial herabgesetzt werden, oder zweitens der Gleitreibungskoeffizient zwischen Pumpenrolle und Rollenachse durch ein alternatives Rollenmaterial verringert werden.

Aufbauend auf diesen Ergebnissen, wurde nun als dritter und vierter Lösungsansatz ein alternatives Rollenmaterial/-design (siehe Kapitel 2.2.3 auf Seite 43), und ein alternatives Schlauchmaterial gesucht (siehe Kapitel 2.2.4 auf Seite 46).

2.1.2.4 Schrägstellungen der Motorachse

Bei diesem Versuch wurden die Stromaufnahmen des Motors mit einer fixierten Motorachse, wie sie im Original-Pumpmodul vorkommt, und einer flexiblen Motorachse verglichen. Bei der flexiblen Motorachse wurde die Motorachse über ein flexibles Kupplungselement mit der Achse des Pumpenrotors verbunden. Dieses flexible Element soll dem Motor ermöglichen, Schrägstellungen, die durch das Pumpmodul verursacht werden, ausgleichen zu können. Zusätzlich wurde die geteilte Rotorachse durch eine durchgehend stabile Achse ersetzt (siehe Abbildung 2-8).

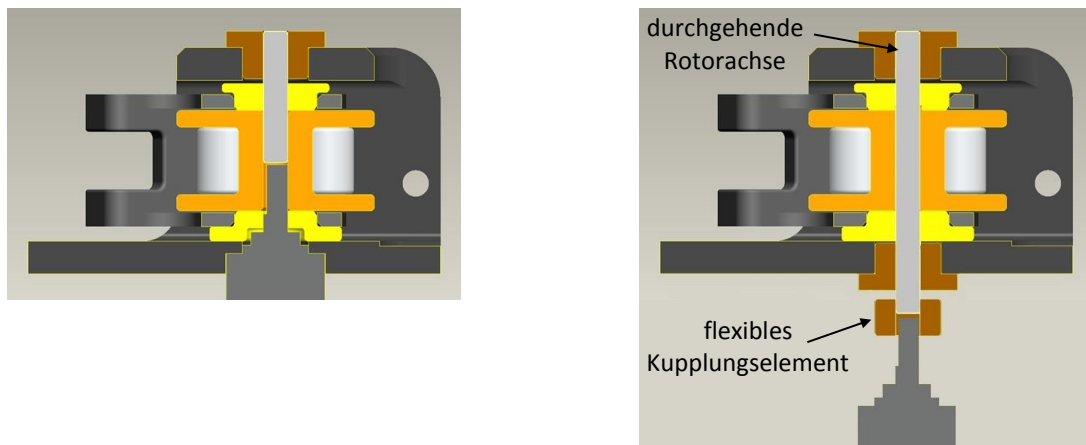


Abbildung 2-8: Motor mit fixierter Achse (links) und flexibler Achse (rechts)

Verwendete Geräte/ Materialien

- Peristaltikmodul fixiert auf Alugestell (Joanneum Research, Österreich) verbunden mit Elektronikeinheit (baugleich wie in der Mikroperfusionspumpe)
- Schlauchset SCS001 (Joanneum Research, Österreich)
- Laptop mit Software FuMu-Control zur Steuerung der Elektronik (ProDesign, Deutschland)
- Digitalmultimeter VC850 und Software (Votcraft; Deutschland)

Versuchsaufbau und -ablauf

Zunächst wurde das originale Peristaltikmodul, mit der fixierten Motorachse, auf einem Alugestell fixiert und mit der Elektronikeinheit verbunden. Über die Software FuMu-Control konnte so die Drehzahl des Motors mittels Laptop gesteuert werden. Ein Digitalmultimeter zur Strommessung wurde in Serie geschaltet. Anschließend wurde die Stromaufnahme des Motors bei den Drehzahlen 80rpm, 400rpm, 800rpm, 4000rpm und 8000rpm gemessen. Zum Vergleich wurde anschließend die Motorachse über das flexible Kupplungselement mit der

Rotorachse verbunden. Hier wurde die Stromaufnahme des Motors bei denselben Umdrehungszahlen gemessen und mit der ersten Messung verglichen.

Ergebnisse

In Abbildung 2-9 sind die Ergebnisse der Stromaufnahme der fixierten und flexiblen Motorachse gegenübergestellt. Dabei wurden die kontinuierlich gesammelten Messwerte jeweils über einen Zeitraum von drei Umdrehungen gemittelt und die Standardabweichung berechnet.

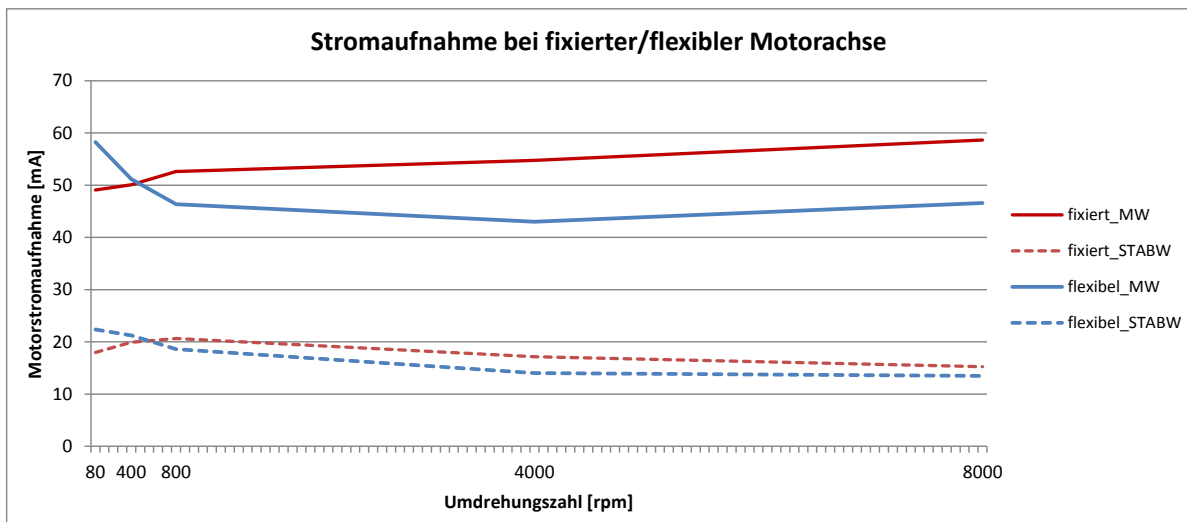


Abbildung 2-9: Stromaufnahme des Motors bei fixierter und flexibler Motorachse bei unterschiedlichen Umdrehungszahlen.

Hier kann man sehen, dass sich die Motorstromaufnahme bei den Drehzahlen über 800rpm durch die flexible Achse um ca. 10mA verringert hat. Da die flexible Motorachse bauartbedingt ohnehin noch weitere Vorteile bringt, wird diese in der nächsten Generation der Mikroperfusionspumpe bereits berücksichtigt.

2.1.2.5 Abhängigkeit der Flussrate vom Druck

Mit diesem Versuch wurde überprüft, ob die Flussrate vom vorherrschenden Druck im System beeinflusst wird. Damit sollen mögliche Faktoren ermittelt werden, die sich auf die Flussrate auswirken könnten, z.B. der Füllzustand oder die Lage des Perfusatbeutels oder der Widerstand durch Verstopfungen im Katheter, etc. Basierend auf Vorversuchen wird davon ausgegangen, dass sich die im System auftretenden Drücke innerhalb eines Bereichs von $\pm 0,1$ bar befinden.

Verwendete Geräte/ Materialien

- Mikroperfusionspumpe MPP101 SN 1020 (Joanneum Research, Österreich)
- Schlauchset SCS001 (Joanneum Research, Österreich)
- Perfusatbeutel PEB001 (Joanneum Research, Österreich)
- Labornetzgerät DF 1731 SB-3A (High Tech Audio WJG; Deutschland)
- Liquid Flow Sensor SLG1430 (Sensirion, Schweiz) inkl. Software SensiView V2.2
- Digitalmultimeter Fluke 179 (Fluke Europe B.V., Niederlande)
- Drucksensor PV350 (Fluke Europe B.V., Niederlande)
- 1- Meter Wassersäule Überdruck
- 1- Meter Wassersäule Unterdruck
- Schlauchstücke und Luer-Konnektoren zum Konnektieren

Versuchsaufbau und -ablauf

Um definierte Über- bzw. Unterdrücke von 0,1bar zu erzeugen, wurden Wassersäulen mit 1cm Durchmesser und 1m Länge gefertigt. Die vollständig mit Wasser gefüllten Säulen wurden anschließend über oder unter der Pumpe positioniert, um den dementsprechenden Über- bzw. Unterdruck zu erzeugen. Die tatsächlichen Druckwerte wurden zu Beginn mittels Drucksensor kontrolliert.

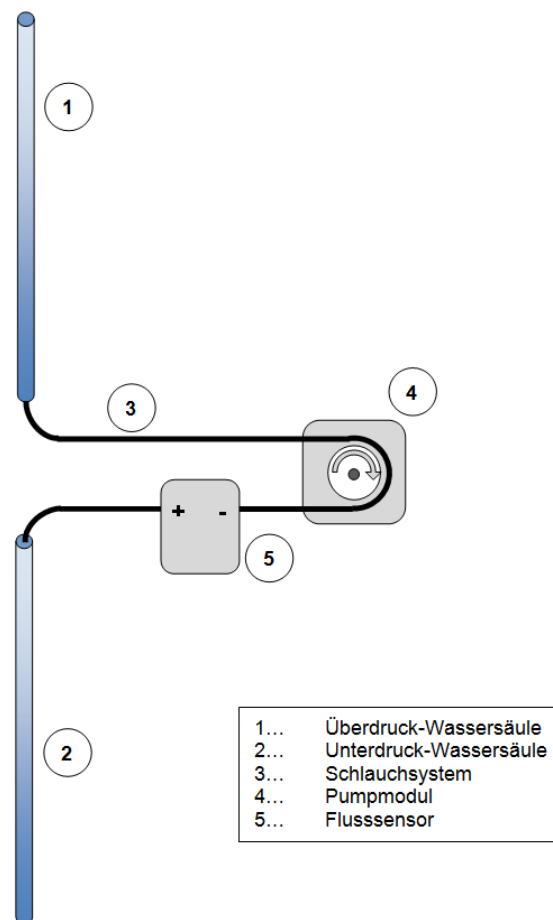


Abbildung 2-10: Messaufbau zur Überprüfungen der Abhängigkeit der Flussrate vom vorherrschenden Druck im System

Ein Pumpschlauch wurde anschließend in das Pumpmodul der Pumpe eingelegt und ein Kanal mit dem Flusssensor verbunden (siehe Messaufbau in Abbildung 2-10). Die Flussrate wurde über die Software SensiView des Flusssensors ermittelt.

Um zu überprüfen ob eine Abhängigkeit der Flussrate vom Druck besteht, wurden Über- und Unterdrücke von 0,1bar in unterschiedlichen Kombinationen vor und nach dem Pumpmodul geschaltet (siehe Tabelle 2-4).

Jede dieser Überprüfungen wurde mit einer Flussrate von 1 $\mu\text{l}/\text{min}$, 5 $\mu\text{l}/\text{min}$ und 10 $\mu\text{l}/\text{min}$ durchgeführt. Um die Verringerung der Flussrate durch die Dauerbeanspruchung des Schlauchs selbst zu ermitteln, wurde zu Beginn, nach der 3. Messung und am Ende der Tests die Flussrate ohne Drücke im System gemessen. Die Abweichung in $\mu\text{l}/\text{min}$ bzw. in Prozent wurde dann zum linear interpolierten Wert dieser drei Referenzwerte berechnet.

Ergebnisse

In Tabelle 2-4 sind die Ergebnisse der Flussmessungen unter dem Einfluss des angelegten Drucks dargestellt. Zwischen den Messungen wurden Referenzwerte aufgenommen um die Einflüsse des Schlauchs selbst bestimmen zu können. Ein minimaler Einfluss entspricht einer Abweichung der Flussrate vom Referenzwert von unter 10%. Von keinem Einfluss wird gesprochen, wenn die Abweichung unter einem Wert von 5% liegt.

Tabelle 2-4: *Einfluss des Drucks auf die Flussrate: Gegenüberstellung von angenommenem und tatsächlichem Einfluss*

Messung Nr.:	Druck		Einfluss auf die Flussrate
	vor Pumpkopf	nach Sensor	
1-3	<i>Referenzwerte</i>		
4-6	Überdruck	nein	kein Einfluss (< ±5%)
7-9	Überdruck	Überdruck	kein Einfluss (< ±5%)
10-12	Nein	Überdruck	kein Einfluss (< ±5%)
13-15	<i>Referenzwerte</i>		
16-18	Unterdruck	nein	minimal senkend (< -10%)
19-21	Nein	Unterdruck	kein Einfluss
22-24	Unterdruck	Unterdruck	minimal erhöhend (< +10%)
25-27	<i>Referenzwerte</i>		
28-30	Überdruck	Unterdruck	minimal erhöhend (< +10%)
31-33	Unterdruck	Überdruck	kein Einfluss (< ±5%)
34-35	<i>Referenzwerte</i>		

Aus den Ergebnissen dieser Überprüfung kann geschlossen werden, dass Drücke im Bereich von ±0,1bar im Fluidiksystem keinen nennenswerten Einfluss auf die Flussrate haben. Selbst die maximale Abweichung lag immer noch innerhalb der zu Beginn festgelegten Akzeptanzkriterien von ±10%. Zusätzlich wird ein Druck von 0,1bar im bestimmungsgemäßen Gebrauch des Systems nicht erreicht. Bei einer vorgesehenen Füllmenge von 10ml beträgt der Druck im Perfusatbeutel nur 0,003bar. Selbst bei einem stark überfüllten Perfusatbeutel (15ml) stieg der Druck höchstens auf 0,028bar.

2.2 Suche nach Lösungsmöglichkeiten

Aus den Ergebnissen der Kenndaten aus Kapitel 2.1.2 gehen nun folgende vier Lösungsansätze hervor:

1. Eine alternative Getriebe-Motor-Einheit mit höherem Drehmoment.
2. Eine alternative Batterie mit ausreichendem Spitzenstrom.
3. Ein alternatives Pumprollenmaterial/-design mit besseren Gleiteigenschaften.
4. Ein alternatives Schlauchmaterial mit geringerer Härte bzw. mehr Elastizität.

Die Lösungsprinzipien werden nun in diesem Kapitel weiter betrachtet. Dabei sollen diese einerseits die Symptome der Pumpe beheben, dürfen aber andererseits kein neues Problem aufwerfen oder enormen Aufwand verursachen. Um dies zu bewerten, wurden die Lösungsprinzipien auf ihre **Machbarkeit** beurteilt. Dabei wurden Faktoren wie Kompatibilität mit dem bestehenden System, Medizinprodukt-Tauglichkeit, Verfügbarkeit, Preis, etc. betrachtet.

2.2.1 Motor und Getriebe

Aus der Funktionsstruktur und den ermittelten Kenndaten in Kapitel 2.1.2 gehen die beiden Komponenten Motor und Getriebe (inkl. Achse und Lager) als Faktoren mit starkem Verbesserungsbedarf hervor: Erstens benötigt der Motor mehr Strom als die Batterie effektiv liefern kann, zweitens liegt das empfohlene Drehmoment des Getriebes unter dem während der Anwendung auftretendem Wert und drittens spielen Reibungen bei Getriebeachse und Lager eine große Rolle.

Abhilfe sollte dabei eine alternative, effektivere Motoreinheit schaffen. Dabei muss der neue Motor unter extremen Bedingungen arbeiten können:

- Drehmoment von 45mNm zur Schlauchquetschung erforderlich
- Großer Drehzahlbereich von mindestens 80rpm-800rpm im Sampling-Modus (Dauerbetrieb) bis hin zu 8000rpm im Spül-Modus (Kurzzeitbetrieb)
- Betrieb des Motors muss mit einer Versorgungsspannung von maximal 3,6V möglich sein
- Platz für Motor im Pumpengehäuse ist stark beschränkt
- Gewünschte Lebensdauer der Motoreinheit beträgt mindestens 500 Stunden
- möglichst geringer Stromverbrauch

Auf Grundlage dieser Anforderungen, wurden alternative Antriebseinheiten gesucht. Dabei musste zusätzlich berücksichtigt werden, dass die Motoreinheit zur bereits bestehenden Elektronik und Mechanik kompatibel ist oder zumindest keinen enormen Änderungsaufwand mit sich bringt.

Auswahl eines geeigneten Getriebes ¹[6]

Um ein für diese Anwendung geeignetes Getriebe zu finden, müssen folgende wesentliche Daten bekannt sein:

- erforderliches Drehmoment M [mNm]
- erforderliche Drehzahl n [rpm]
- Untersetzungsverhältnis i
- max. verfügbarer Platz: Durchmesser und Länge [mm]

Das erforderliche Drehmoment und die erforderliche Drehzahl sind bereits aus der Anwendung bzw. der Ermittlung der Kenndaten in Kapitel 2.1.2 bekannt. Das Abtriebsdrehmoment des gesuchten Getriebes sollte dabei größer sein als das Drehmoment während der Anwendung.

Das benötigte Untersetzungsverhältnis i des Getriebes ergibt sich aus der maximalen Eingangsdrehzahl des Motors dividiert durch die gewünschte Abtriebsdrehzahl am Pumpmodul.

Der maximal verfügbare Platz für die Antriebseinheit wird aus dem Pumpengehäuse ermittelt.

Auswahl eines geeigneten Motors ¹

Um die Lebensdauer des Motors zu optimieren, sollte dieser bei den vom Hersteller empfohlenen Werten betrieben werden. So steigt z.B. durch eine hohe Drehzahl der mechanische Verschleiß und die Lebensdauer sinkt dementsprechend. Ebenso verringert eine zu hohe elektrische Belastung die Lebensdauer.

Um einen für diese Anwendung geeigneten Motor zu finden, müssen folgende wesentliche Daten bekannt sein:

- erforderliches Drehmoment M_{input} [mNm]
- erforderliche Drehzahl n [rpm]

¹ Die Berechnungen für die Auswahl eines geeigneten Getriebes und Motors wurden auf Grundlage von [6] Dr. Fritz Faulhaber GmbH&Co.KG: Technische Informationen. Schönaich, Verlag (4. Auflage, 2012-2013) durchgeführt.

- max. verfügbare Versorgungsspannung U [V]
- max. verfügbarer Strom I [A]
- max. verfügbarer Platz Durchmesser und Länge [mm]

Der erste Schritt besteht darin, für das ausgewählte Getriebe einen geeigneten Motor zu finden. Dabei muss der Motor mindestens das Doppelte des erforderlichen Eingangsdrehmoments liefern können. Das Eingangsdrehmoment M_{input} ergibt sich aus:

$$M_{input} = \frac{M \cdot 100}{i \cdot \eta} \quad (2.3)$$

Dabei ist i das Untersetzungsverhältnis und η der Wirkungsgrad des Getriebes in Prozent. Das erforderliche Drehmoment M geht aus den Ergebnissen in 2.1.2.1 Lastdrehmoment (Seite 23) hervor.

Die erforderliche Drehzahl, der verfügbare Strom und die Versorgungsspannung sind aus der Anwendung bekannt. Im nächsten Schritt, kann nun aus diesen Daten die vom Motor erwartete Leistung in Watt berechnet werden:

$$P_{ist} = M_{input} \cdot 2\pi \cdot \frac{n}{60s} \quad (2.4)$$

Der gewählte Motor sollte laut Datenblatt eine Abgabeleistung haben die etwa 1,5- bis 2-mal höher ist als der errechnete Wert und dessen Nennspannung ebenso hoch oder höher ist als in den Anwendungsdaten gefordert. Um Betrieb und Lebensdauer des Motors zu optimieren, müssen zusätzlich folgende Werte eingehalten werden:

$$n_{UN} \geq \frac{n_0}{2} \quad M_{input} \leq \frac{M_H}{2} \quad (2.5, 2.6)$$

Dabei ist n_{UN} die gewünschte Drehzahl bei Nennspannung, n_0 die Leerlaufdrehzahl und M_H das Haltemoment. Beide Werte wurden den Datenblättern entnommen.

Bei Motoren mit Edelmetallbürsten sollte die Stromaufnahme unter Last nicht höher als ein Drittel des Haltestroms sein. Zusätzlich sollte der Motor nicht bei Haltemoment betrieben werden um Beschädigungen zu vermeiden. Der Haltestrom I_H ergibt sich zu:

$$I_H = \frac{U_N}{R} \quad (2.7, 2.8)$$

Mit U_N als Nennspannung und R als Anschlusswiderstand. Diese Werte wurden ebenfalls den Datenblättern entnommen.

Wichtige Parameter am Betriebspunkt

Unter Berücksichtigung des Drehmoments am Arbeitspunkt können Strom I_{BP} und Wirkungsgrad η_{BP} am Betriebspunkt (BP) wie folgt berechnet werden:

$$I_{BP} = \frac{M+M_R}{k_M} \quad \eta_{BP} = \frac{P}{U \cdot I_{BP}} \cdot 100 \quad (2.9, 2.10)$$

Mit Drehmoment M und Versorgungsspannung U aus der Anwendung, Reibungsdrehmoment M_R , Drehmomentkonstante k_M aus den Datenblättern. Mit Hilfe der berechneten Daten konnte anschließend bewertet werden, welcher Motor die geforderten Bedingungen erfüllt.

2.2.1.1 Testen von alternativen Motoreinheiten

Aufbauend auf diesen Ergebnissen wurden mittels Internetrecherche passende Motoren und Getriebe gesucht. Dabei wurde folgende alternative Einheit für erste Tests ausgewählt und mit den Originalkomponenten verglichen.

Verwendete Geräte/ Materialien

- Prüfobjekte:
 - 1 Stk Original DC-Kleinstmotor Typ 0615C003S mit Planetengetriebe 06/1K-1024:1 und Encoder PA2-50 (Faulhaber, Deutschland)
 - 1 Stk alternativer DC-Kleinstmotor Typ 0816P003S mit Planetengetriebe 08/1K-1024:1 und Encoder PA2-50 (Faulhaber, Deutschland)
- Peristaltikmodul fixiert auf Alugestell (Joanneum Research, Österreich)
- Schlauchset SCS001 (Joanneum Research, Österreich)
- Labornetzgerät DF 1731 SB-3A (High Tech Audio WJG; Deutschland)
- Motion Controller MCDC3002S (Faulhaber, Deutschland)
- Encoderadapter (Faulhaber, Deutschland)
- Programmieradapter (Faulhaber, Deutschland)
- Laptop mit Software Motion-Manager Version 4.8 (Faulhaber, Deutschland)
- Digitalmultimeter VC850 und Software (Votcraft; Deutschland)

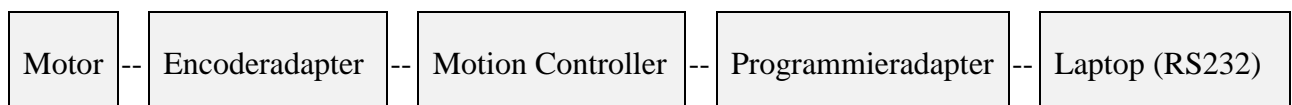
Versuchsaufbau und -ablauf

Die ausgewählte, alternative Motor-Getriebe Kombination muss nicht nur in der Theorie, sondern auch in der Praxis ihre Vorteile beweisen. Dazu wurde die Stromaufnahme des alternativen Motors im Vergleich zur originalen Antriebseinheit unter Betriebsbedingungen gemessen. Die Stromaufnahme wurde hier als Vergleichsparameter gewählt, da dieser Faktor

entscheidend für die zuverlässige Funktion und maximale Laufzeit der Pumpe und die Lebensdauer des Motors ist.

Die Messung wurde mit einem baugleichen Peristaltikmodul durchgeführt, wie es auch in der Mikroperfusionspumpe zum Einsatz kommt. Da der alternative Motor 0816P003S im Durchmesser 2mm größer als die Originaleinheit ist, musste eine Pumpenbasis an der Unterseite für die Überprüfung dementsprechend erweitert werden.

Um die Motoreinheit mittels PC steuern zu können, wurden Komponenten von Faulhaber ausgewählt, welche wie folgt verbunden werden müssen [7]:



Der Motion Controller benötigt zusätzlich eine Versorgung von 5-25V welche über ein Netzgerät bewerkstelligt wurde. Nach der Konnektierung des Systems, mussten in der Software Motion-Manager die Parameter passend zum eingesetzten Motor und Encoder eingestellt werden. Über ein Befehlseingabefeld lässt sich anschließend der Motor mit folgenden Befehlen steuern:

EN Antrieb aktivieren

DI Antrieb deaktivieren

V100 Betrieb mit 100rpm im Uhrzeigersinn

V-100 Betrieb mit 100rpm gegen den Uhrzeigersinn

Die Messung des Stromverbrauchs wurde bei den Flussraten 0,1µl/min, 0,5µl/min, 1µl/min, 5µl/min und 10µl/min durchgeführt. Über die Funktion „Trace“ der Software konnte direkt die Motorstromaufnahme und die Ist-Drehzahl des Motors ausgelesen und gespeichert werden. Allerdings zeigte sich im Nachhinein, dass die Strommessung bei Messwerten im Bereich von 0-20mA zu ungenau und somit unbrauchbar war. Deshalb wurde diese Messung mit einem Digitalmultimeter und der zugehörigen Software wiederholt. Das DMM wurde dazu in den Kanal ‚Motor+‘ zwischen dem Motion-Controller und Encoderadapter geschaltet und die Messwerte über die Software mitgeloggt. Bei der Auswertung der Messergebnisse durften wieder nur Werte einer oder mehreren ganzen Rotorumdrehung herangezogen werden (siehe Seite 26, Kapitel 2.1.2.2).

2.2.2 Stromversorgung

Nicht nur der Stromverbrauch des Motors kann optimiert werden, auch eine alternative Batterie könnte das Problem beheben. Dabei muss die neue Batterie folgende Bedingungen erfüllen:

- Nennspannung von 3,6V
- Abmessungen des Typs A
- Kurzzeitiger Stromimpuls von mindestens 220mA
- Kapazität von mindestens 3500mAh
- Verfügbarkeit

Auf Grundlage dieser Anforderungen, wurden mittels Internetrecherche Batterien gesucht und miteinander verglichen.

2.2.2.1 Testen von alternativen Batterien

Verwendete Geräte/ Materialien

- Prüfobjekte:
 - 5 Stk Original Lithium Batterie ER18505 (Emmerich, Deutschland)
 - 5 Stk Alternative Lithium Batterie ER18505 (EVE, China)
 - 5 Stk Alternative Lithium Batterie ER18505M (EVE, China)
- Mikroperfusionspumpe MPP101 SN 1029 und 1031 (Joanneum Research, Österreich)
- Schlauchset SCS001 (Joanneum Research, Österreich)
- Software Log-Reader der MPP101 (ProDesign, Deutschland)

Versuchsaufbau und -ablauf

Die ausgewählten, alternativen Batterien müssen sich ebenfalls bei Betriebsbedingungen unter Beweis stellen. Dazu wurden zwei Mikroperfusionspumpen (mit eingelegtem Schlauchset) jeweils mit einer Batterie betrieben, zunächst mit einer Flussrate von 10 μ l/min über 30min und anschließend mit einer Flussrate von 1 μ l/min bis die Batterie vollständig entladen war. Gleichzeitig wurde das Verhalten der Pumpe beobachtet. Dieser Versuch wurde mit allen drei Batterietypen wiederholt.

2.2.3 Pumpenrollen

Großes Verbesserungspotential bieten auch die Pumpenrollen des Peristaltikmoduls. Hier wurde eine Lösung gesucht die das Steckenbleiben der Pumpenrollen vermeidet und auch die Laufeigenschaften verbessert. Dazu wurden insbesondere die Faktoren Form und Material betrachtet.

Beim derzeit eingesetzten Pumpmodul dreht sich die Pumpenrolle um die Pumpenachse. Dabei ist die Rollenachse in den Pumpenrotor eingepresst. Die Pumpenrolle besteht aus Edelstahl 1.4305 bzw. Rotmessing RG7 (beide Materialien wurden bereits bei der aktuellen Pumpenversion verwendet). Beim ersten Lösungsansatz wurde die Drehbewegung von Pumpenrolle und Rollenachse zu Rollenachse und Pumpenrotor verschoben. Dazu wurden Pumpenrollen aus Kunststoff (PAS-LX) auf die Rollenachsen aufgespritzt und die Bohrung im Rotor vergrößert. Somit dreht sich nicht die Pumpenrolle um die Rollenachse, sondern die Rollenachse dreht sich im Pumpenrotor. Der zweite Lösungsansatz bestand darin, das Rollenmaterial zu ersetzen um bessere Gleiteigenschaften zu erzielen. Dazu wurden Pumpenrollen aus Kunststoff (Iglidur P210) gewählt.

Die ausgewählten, alternativen Pumpenrollen wurden auf ihre Eigenschaften untersucht. Insbesondere die Lauffähigkeit der Pumpenrollen wurde hierbei betrachtet und miteinander verglichen.

2.2.3.1 Testen von alternativen Pumpenrollen

Die Funktionalität der Pumpenrollen, wurde auch hier mittels Stromaufnahme des Motors überprüft. Dieser Parameter spiegelt indirekt die Kraft wieder, welche benötigt wird um das Peristaltikmodul anzutreiben.

Verwendete Geräte/ Materialien

- Prüfobjekte:
 - Original Pumpenrollen aus Rotmessing RG7 (Originalkomponenten)
 - Alternative Pumpenrollen aus PAS-LX (Faigle, Österreich) auf Achse aufgespritzt
 - Alternative Pumpenrollen aus Iglidur-P210 (Igus, Deutschland)
- 3 Stk Peristaltikmodule mit den zu testenden Pumpenrollen und Motoreinheit fixiert auf Alugestell (Joanneum Research, Österreich)
- Original DC-Kleinstmotor Typ 0615C003S mit Planetengetriebe 06/1K-1024:1 und Encoder PA2-50 (Faulhaber, Deutschland)

- Labornetzgerät DF 1731 SB-3A (High Tech Audio WJG; Deutschland)
- Motion Controller MCDC3002S (Faulhaber, Deutschland)
- Encoderadapter (Faulhaber, Deutschland)
- Programmieradapter (Faulhaber, Deutschland)
- Laptop mit Software Motion-Manager Version 4.8. (Faulhaber, Deutschland)
- Schmieröl (Weißöl)

Versuchsaufbau und -ablauf

Der Messaufbau ist in Abbildung 2-12 zu sehen. Zunächst wurden die Peristaltikmodule mit den zu testenden Pumpenrollen ausgerüstet, mit der Motoreinheit verbunden und auf einem Alugestell fixiert. Die Ansteuerung der Motoren erfolgte über Komponenten von Faulhaber (wie in Kapitel 2.2.1.1 auf Seite 40 bereits beschrieben). Um mehrere Motoren gleichzeitig mit der Software steuern zu können, mussten die Schnittstellen, wie in Abbildung 2-11 dargestellt, im Netzwerkmodus verschalten werden. Zusätzlich musste noch jeder Steuerung eine Knotennummer zugeteilt werden um jeden Antrieb individuell ansprechen zu können.

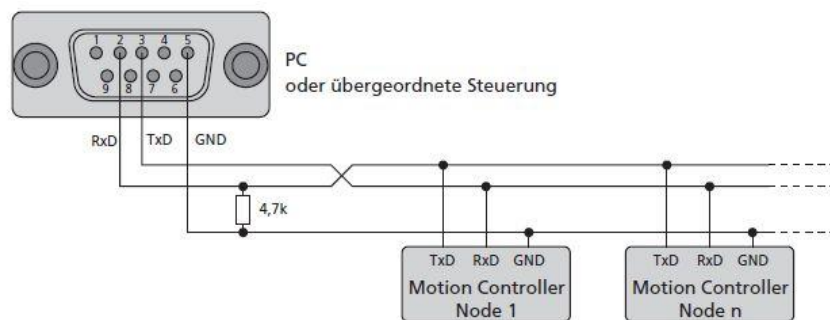
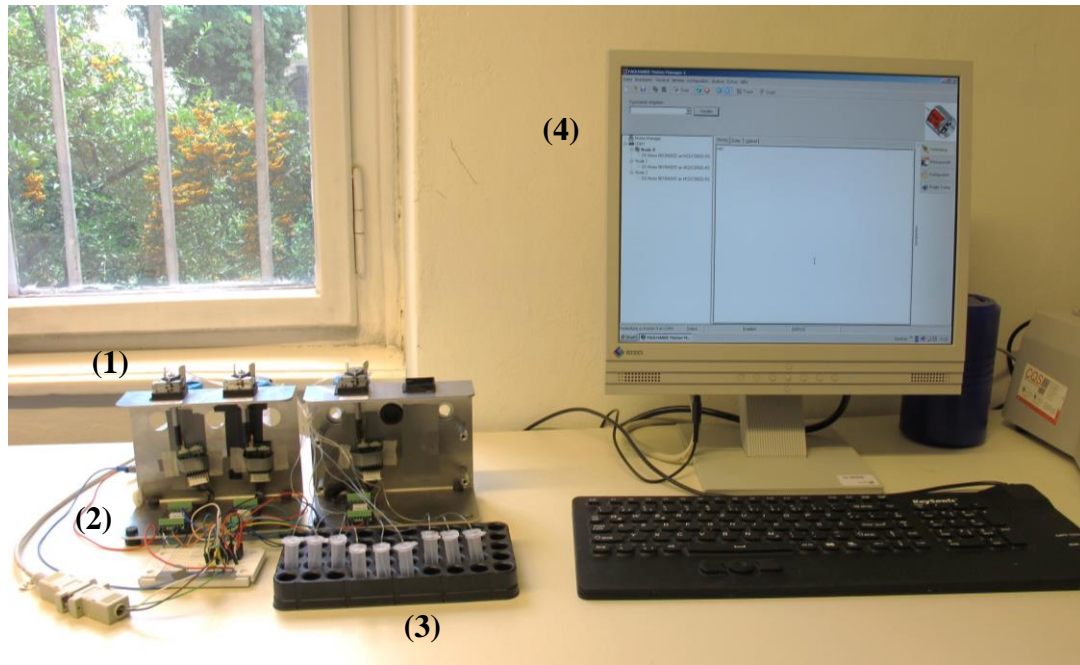


Abbildung 2-11: Verdrahtung der seriellen Schnittstellen für den Netzwerkmodus [7]

Für jedes zu testende Rollenmaterial wurden jeweils drei Pumpmodule ausgerüstet und getestet. Dabei wurden Messungen mit und ohne belastetes Pumpmodul (eingelegtem Schlauch) bei einer Flussraten von $10\mu\text{l}/\text{min}$ durchgeführt. Da die Stromaufnahme des Motors bei einer Flussrate von $10\mu\text{l}/\text{min}$ unter Last über 20mA liegt, wurde hier auf die Messung über ein Digitalmultimeter verzichtet und stattdessen über die Software Motion-Manager die Messdaten ausgelesen.

Um den Einfluss auf die Motorstromaufnahme zu ermitteln, der ausschließlich durch die Pumpenrollen verursacht wird, wurden die Messergebnisse mit Last um die Messergebnisse ohne Last korrigiert. Damit sollen mögliche Einflüsse durch das Pumpmodul und den Motor selbst ausgeschlossen werden.

Die gesammelten Messdaten wurden anschließend analysiert und miteinander verglichen. Auch hier wurde die Messdauer so gewählt, dass anschließend über gesamte Umdrehungen gemittelt werden konnte.



*Abbildung 2-12: Messaufbau zum Vergleich verschiedener Pumpenrollen
1 – Peristaltikmodule mit zu testenden Pumpenrollen und eingelegtem Schlauchset;
2 – Motorsteuerung von Faulhaber mit Netzwerk-Verschaltung der Schnittstellen;
3 – Vials zur Kontrolle der Flussrate; 4 – PC mit Motion Manager Software und Strommessfunktion*

2.2.4 Schlauchset SCS001

Bei den Ergebnissen der Krafteinwirkung auf die Pumpenrollen in Kapitel 2.1.2.3 kann man erkennen, dass hohe Kräfte benötigt werden um das Schlauchset in die Breite des Spaltmaßes zu quetschen. Daher liegt es nahe, dass ein weicheres, elastischeres Schlauchmaterial den Kraftaufwand wesentlich reduzieren könnte. Ziel ist es, alternative Schlauchmaterialien zum bereits bestehenden Schlauchset SCS001 zu finden. Diese müssen dabei folgende Anforderungen erfüllen:

- Schlauchmaterial mit einem Außendurchmesser von 0,76mm und einem Innendurchmesser von 0,25mm
- Tauglich für den Einsatz in Peristaltikpumpen
- Biokompatibel für den Einsatz am Menschen
- Geringe Adsorptionseigenschaften
- Farblos/ durchsichtig
- Tauglich für die Sterilisation mit Gamma-Strahlen

Die möglichen, alternativen Schlauchmaterialien sollen anschließend auf ihre Eigenschaften untersucht und mit dem derzeitigen Schlauchset verglichen werden:

1. Vergleich der Flussratenstabilität über einen Zeitraum von 48h
2. Vergleich des Kraftaufwands, der benötigt wird, um den Schlauch zu quetschen

Verwendete Geräte/ Materialien

- Prüfobjekte:
 - Original Tygenschlauch S-54-HL 0,25 ID x 0,76 OD (Saint Gobain, Frankreich)
 - Alternatives Micro-Polyurethane Tubing 0,30 ID x 0,64 OD (Scientific Inc., USA)
 - Alternativer Silikonschlauch 0,25 ID x 0,76 OD (Saint Gobain, Frankreich)
 - Alternativer Tygenschlauch ND-100-80 0,25 ID x 0,76 OD (Saint Gobain, Frankreich)
- MPP101 Mikroperfusionspumpe SN 1020 (Joanneum Research, Österreich)
- Netzteil für Pumpe MPP101
- Liquid Flow Sensor SLG1430 (Sensirion, Schweiz) inkl. Software SensiView V2.2
- Analysenwaage ALC 110.4 (Sartorius Group – Acculab, Deutschland)
- Digitalmultimeter VC850 und Software (Votcraft; Deutschland)

- „Ohr-Adapter“ bestehend aus: Schlauchfixierung und Edelstahlröhrchen
- Vials 0,5ml (Eppendorf, Deutschland)
- Timer

Versuchsaufbau und -ablauf

Zunächst wurden Edelstahlröhrchen in die drei Bohrungen der Schlauchstopper gesteckt und verklebt. Dieser „Ohr-Adapter“ (siehe Abbildung 2-13) diente dazu, verschiedene Schlauchmaterialien in die Mikroperfusionspumpe einspannen zu können, ohne diese extra verkleben zu müssen. Die jeweiligen Schlauchstücke mussten dazu nur auf die Edelstahlröhrchen geschoben werden.

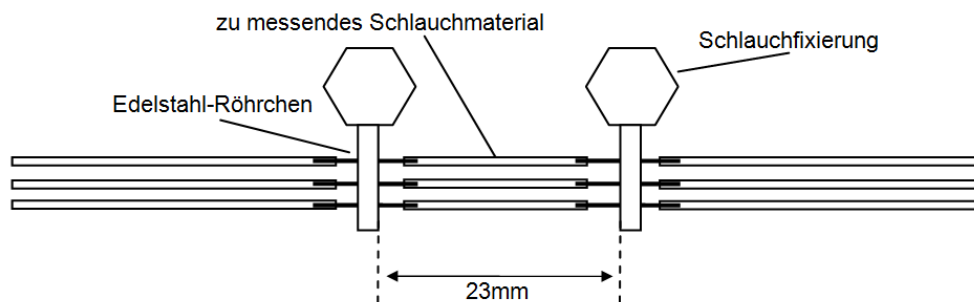


Abbildung 2-13: „Ohr-Adapter“ zur Überprüfung alternativer Schlauchmaterialien mit der Mikroperfusionspumpe MPP101.

1. Zur Überprüfung der Flussrate über einen Zeitraum von 48h wurde das zu messende Schlauchmaterial auf den Ohr-Adapter gesteckt und im Push-Modus in die Mikroperfusionspumpe eingelegt. Bei einem der drei Kanäle wurde ein Flussensor zwischengeschaltet um die Flussrate mittels Software zu überprüfen. Zum Vergleich wurde auch das bereits eingesetzte Schlauchset (Tygon S-54-HL) mitgeprüft. Zusätzlich wurde die beförderte Flüssigkeit aller Kanäle in Vials gesammelt und mit den Ergebnissen der Software verglichen.
2. Um den Kraftaufwand zu ermitteln, der benötigt wird um die Schläuche zu quetschen, wurde die Stromaufnahme der Pumpe herangezogen. Dazu wurde der Strom des Netzteils der Pumpe mittels Digitalmultimeter gemessen. Jeweils ein Schlauchmaterial mit Ohr-Adapter wurde in ein Pumpmodul der Pumpe eingelegt und bei den Flussraten von $0,1\mu\text{l}/\text{min}$, $1\mu\text{l}/\text{min}$ und $10\mu\text{l}/\text{min}$ vermessen.

2.3 Konzepte und Auswahl einer Gesamtlösung

Die Lösungsmöglichkeiten, welche aus den Ergebnissen der Kapitel 2.2 hervorgehen, mussten nun zu einer Gesamtlösung kombiniert werden. Um eine Auswahl zu treffen, wurde eine Entscheidungsmatrix erstellt. Anhand von folgenden, festgelegten Kriterien wurden die derzeitige eingesetzte Lösung und die alternativen Lösungsmöglichkeiten bewertet und gegenübergestellt:

- Erfüllung der geforderten Spezifikationen
- Kompatibilität mit der bestehenden Elektronik und Mechanik bzw. der dafür notwendige Anpassungsaufwand
- Lebensdauer und Wartungsaufwand der Komponente
- Eventuell entstehender Mehraufwand für die CE-Zulassung des Produktes
- Verfügbarkeit und Kostenaufwand (insbesondere der Einwegprodukte)

Nur die Teillösungen welche mit angemessenem Aufwand realisierbar sind und entscheidende Vorteile in Hinsicht auf die Problemstellung bringen, wurden zu einer Gesamtlösung kombiniert und in einem Prototyp umgesetzt.

2.4 Erstellung und Test des Prototyps

Die ausgewählten Teillösungen wurden anschließend in einem ersten Prototyp zusammengesetzt. Die Peristaltikmodule mit den erforderlichen Änderungen und Adaptionen wurden extern konstruiert und gefertigt. Anschließend wurden die ausgewählten Pumpenrollen in den Pumpenrotor eingesetzt und mit der ausgewählten Motor-Getriebe-Einheit verbunden.

Dieser Prototyp musste nun bei einer finalen Überprüfung zeigen, ob die zu Beginn festgelegten Anforderungen erfüllt werden können. Tabelle 2-5 schafft einen Überblick über die Testmethoden mit welchen die jeweiligen Anforderungen überprüft werden sollen.

Tabelle 2-5: Testmethoden zur Überprüfung der Anforderungen an den Prototyp

Anforderung	Akzeptanzkriterien	Überprüfung
<i>Zuverlässigkeit / Ausfallsicherheit der Pumpe</i>	<i>Pumpe muss nach dem Einlegen einer neuen Batterie und eines neuen Schlauchsets einwandfrei starten (es darf kein zusätzliches Eingreifen durch den Anwender erforderlich sein)</i>	<i>Standardbetrieb des Prototyps über 48h mit neu eingelegtem Schlauchset und Batterie, 15min Spülbetrieb zu Beginn und gleichzeitiger Messung der Flussrate. (siehe Kapitel 3.3.1)</i>
	<i>Ausfallfreier Flush-Betrieb mit mindestens 5µl/min über mindestens 15min.</i>	
	<i>Ausfallfreier Sampling-Betrieb mit 1µl/min über mindestens 48h.</i>	
	<i>Maximal ein Batterietausch in 24 Stunden</i>	
<i>Stabilität der Flussrate</i>	<i>Maximale Abweichung der Flussrate bei 1µl/min über einen Zeitraum von 48h: Muss: ±20% Soll: ±10%</i>	<i>Da keine Änderung an der Dimensionierung des Pumpmoduls und der Schläuche durchgeführt wurde, zeigen die Ergebnisse der Abhängigkeit der Flussrate vom Druck bereits die Lageunabhängigkeit (siehe Kapitel 2.1.2.5)</i>
	<i>lageunabhängig</i>	
<i>Wartungsaufwand</i>	<i>Austausch von Komponenten maximal alle 500 Betriebsstunden erforderlich</i>	<i>Dauerbetrieb des Prototyps über 1000h mit Messung des Motorstroms (siehe Kapitel 3.3.2)</i>

2.4.1 Standardbetrieb des Prototyps über 48h

Um die Zuverlässigkeit bzw. Ausfallsicherheit des Prototyps zu testen, wurde dieser mit Batterieversorgung im Standardmodus betrieben. Die Überprüfung lief bis zur vollständigen Entladung der Batterie. Zusätzlich wurde die Flussrate gemessen und auf ihre Stabilität geprüft.

Verwendete Geräte/ Materialien

- Prüfobjekte:
 - 1 x Prototyp
 - 1 x Batterie ER18505M (EVE, China)
 - 1 x Schlauchset SCS001 (Joanneum Research, Österreich)
- Alugestelle zur Montage der Pumpmodule inkl. Antriebs- und Elektronikeinheit
- Laptop mit Software FuMu-Control zur Steuerung der Elektronik (ProDesign, Deutschland)
- Analysenwaage ALC 110.4 (Sartorius, Deutschland)
- Vials zum Sammeln der geförderten Flüssigkeit

Versuchsaufbau und -ablauf

Zunächst wurde der Prototyp auf dem Alugestell fixiert und mit der Elektronikeinheit verbunden. Über die Software FuMu-Control konnte so die Drehzahl des Motors mittels Laptop gesteuert werden. Anschließend wurde der Prototyp wie folgt betrieben:

1. Einlegen einer neuen Batterie
2. Einlegen eines neuen Schlauchsets SCS001
3. Start des Spülbetriebs ($5\mu\text{l}/\text{min}$) über 15min
4. Start des Normalbetriebs ($1\mu\text{l}/\text{min}$) über 48h bis die Batterie vollständig entladen ist

Bei diesem Ablauf handelt es sich um den Standardbetrieb der Pumpe, wie er z.B. auch bei klinischen Studien verwendet wird.

Der Prototyp wurde über den gesamten Zeitraum auf Ausfälle bzw. Auffälligkeiten kontrolliert. Für die Messung der Flussrate wurden die einzelnen Schlauchkanäle mit Vials verbunden. In regelmäßigen Abständen wurde die gesammelte Flüssigkeit in den Vials mittels Analysenwaage abgewogen. Durch Division des Gewichts durch das Messintervall konnte die Flussrate ermittelt werden.

2.4.2 Dauerbetrieb des Prototyps über 1000h

Um den Wartungsaufwand des Prototyps zu testen, wurde eine Motorstrommessung im Dauerbetrieb von über 1000 Stunden durchgeführt. Dieser Versuch soll zeigen welche Vorteile die neu ausgewählten Komponenten in Hinsicht auf Ausfallsicherheit und Wartungshäufigkeit bringen. Zusätzlich zu der ausgewählten Lösungskombination wurden noch Kombinationen mit anderen Motoren aus Tabelle 3-1 (Seite 57) zum direkten Vergleich getestet.

Verwendete Geräte/ Materialien

- Prüfobjekte:
 - 1 x Prototyp
 - 4 x Pumpmodule mit flexibler Achse und Pumpenrollen aus Iglidur P210 mit:
 - 2 x Motor 0816P003S mit Getriebe 08-1K 1024:1 (Faulhaber, Deutschland)
 - 2 x Motor 1024P003S mit Getriebe 10-1K 1024:1 (Faulhaber, Deutschland)
 - Schlauchset SCS001 (Joanneum Research, Österreich)
- Alugestelle zur Montage der Pumpmodule inkl. Antriebseinheit
- Labornetzgerät DF 1731 SB-3A (High Tech Audio WJG; Deutschland)
- Motion Controller MCDC3002S (Faulhaber, Deutschland)
- Encoderadapter (Faulhaber, Deutschland)
- Programmieradapter (Faulhaber, Deutschland)
- Laptop mit Labview 2013 (National Instruments)
- Datenerfassungskarte NI 2906 (16-Channel Analog Input Module)

Versuchsaufbau und -ablauf

Für diesen Test wurden die zwei Pumpmodule des Prototyps und vier weitere Pumpmodule zum Vergleich getestet. Somit musste der Motorstrom an sechs verschiedenen Pumpmodulen parallel im Dauerbetrieb (1000h) gemessen und mitgeloggt werden. Die dazu erforderliche Strommessung, die Kommunikation mit den Motoren und das Mitloggen der Messwerte wurde mit Hilfe einer National Instruments Messkarte und Labview realisiert.

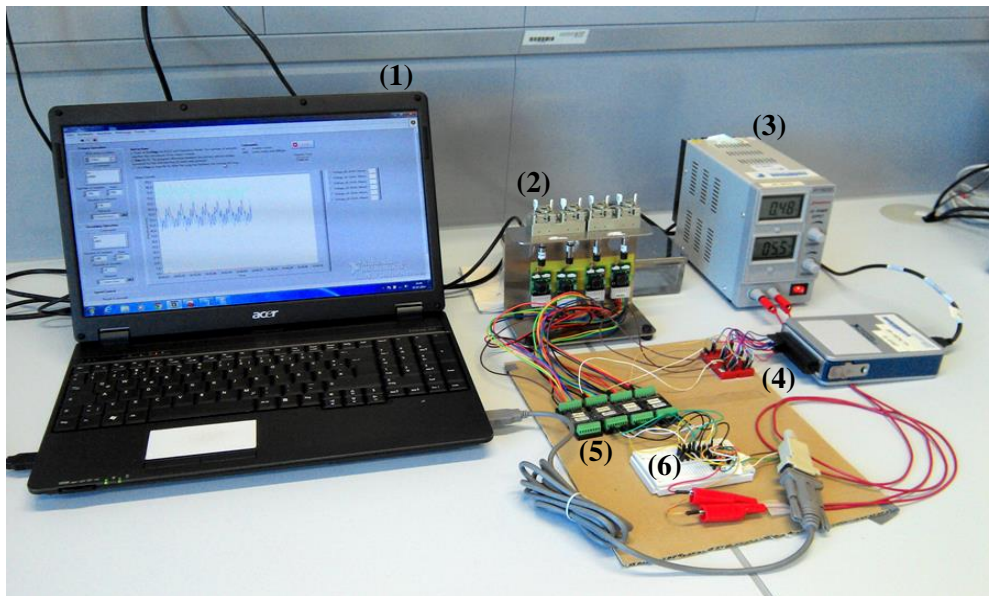


Abbildung 2-14: Messaufbau zur Strommessung mehrerer Pumpmodule:
(1) Laptop mit Labview-Programm, (2) zu testende Pumpmodule (mit Schlauch),
(3) Netzteil, (4) NI 9206 Datenerfassungskarte mit 1Ω Widerständen zur
Strommessung, (5) Faulhaber Motion Controller, (6) Serielle Schnittstelle mit
Schaltung für Netzbetrieb

Der Messaufbau für diese parallele Strommessung ist in Abbildung 2-14 dargestellt. Zur Motorsteuerung sind die Motoren über die Motion Controller mittels serieller Schnittstelle mit dem PC verbunden. Dazu wurden die Motion Controller in den Netzbetrieb geschaltet (siehe Kapitel 2.2.3.1 auf Seite 43) und über ein Netzgerät mit 5,5V versorgt. Zur Motorstrommessung wurde in den Pluspol jeder einzelnen Motoreinheit ein Widerstand mit 1Ω geschaltet. Durch Messung der Spannungsabfälle an diesen Widerständen mittels Datenerfassungskarte NI 9206 konnten so die jeweiligen Motorströme ermittelt werden.

Zentrales Element ist das Labview-Programm welches einerseits die Motoren über die serielle Schnittstelle ansteuert und andererseits die Messwerte der Spannungsmesskarte über USB ausliest und speichert. In Abbildung 2-15 ist das Front Panel dieses Labview Programms dargestellt. Die genaue Zusammenstellung des Programms (Block Diagram) ist im Appendix zu sehen.

Die Kommunikation des Programms mit den Motoren über serielle Schnittstelle wurde mit der Funktion „VISA serial“ realisiert. Aus den technischen Daten des Motion Controllers wurden die dazu notwendigen Informationen wie Datenbits, Parität und Baudrate gesucht. In das Eingabefeld „VISA resource name“ am Front Panel muss zusätzlich vor Programmstart der verwendete COM-Port eingegeben werden.

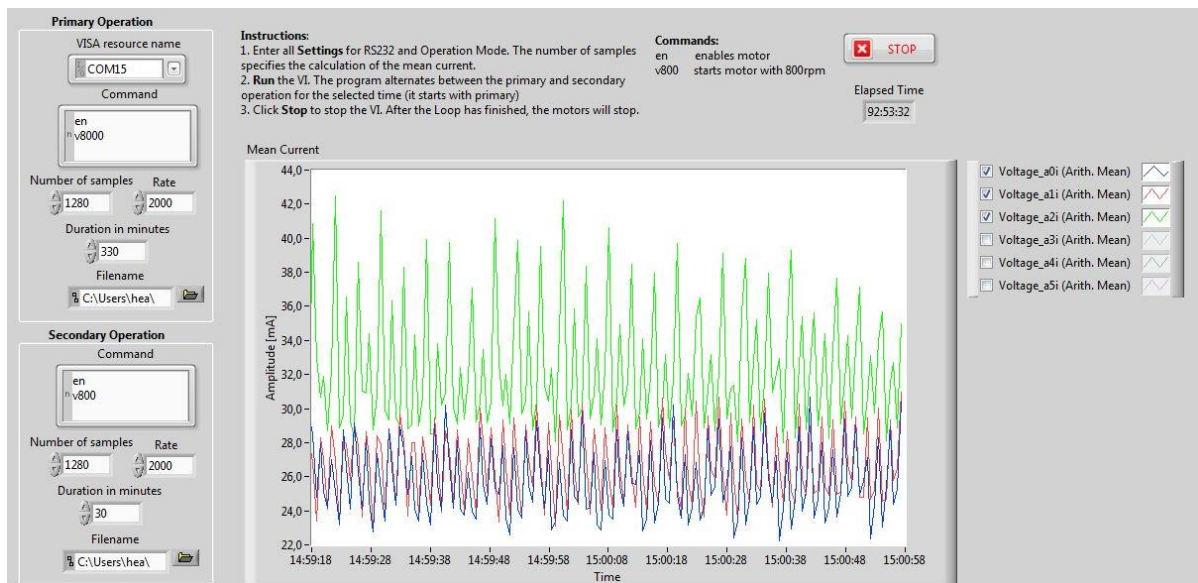


Abbildung 2-15: Front Panel des Labview-Programms zur Motorstrommessung

Um die Pumpmodule und Motoren mit verschiedenen Drehzahlen zu testen, wechselt das Messprogramm automatisch zwischen zwei Betriebsarten hin und her (Primary und Secondary Operation). Die gewünschte Dauer jeder einzelnen Betriebsart kann unter „Duration in minutes“ eingestellt werden.

Für die gewünschten Drehzahlen wird der dementsprechende Steuerungs-Befehl unter „Command“ eingegeben. Dieser Befehl wird mit der Funktion „VISA Write“ beim Start der jeweiligen Betriebsart an die Motoren gesendet.

Für die Messung im Dauerbetrieb wurde ein alternierender Modus zwischen 8000rpm (10µl/min) über 330min und 800rpm (1µl/min) über 30min gewählt. Durch den Hauptbetrieb mit einer hohen Drehzahl von 8000rpm soll der maximale Verschleiß der mechanischen Komponenten erreicht werden. Der Betrieb mit 800rpm entspricht dem Normalbetrieb von 1µl/min. Die Drehzahl der einzelnen Motoren wurde in regelmäßigen Abständen von 60s überwacht und gespeichert um Ausfälle nachträglich erkennen zu können („Speed Control“). Dazu schreibt das Programm mittels „VISA Write“ den Befehl für die Drehzahlabfrage an den Controller und liest die Antwort mittels „VISA Read“ aus. Die Antworten werden anschließend in ein Textfile geschrieben.

Das Auslesen der Messwerte der Datenerfassungskarte NI 9206 wurde mit dem Express VI „DAQ Assistant“ realisiert. Die gewünschte Samplingrate in Hertz kann dazu über das Front Panel eingegeben werden. Da bei einer Drehzahl von 800rpm des Motors die Pulsdauer nur etwa 1,75ms beträgt, wurde für diese Messung eine Frequenz von 2000Hz gewählt. Somit werden pro Pulsdauer 3,5 Messwerte aufgezeichnet.

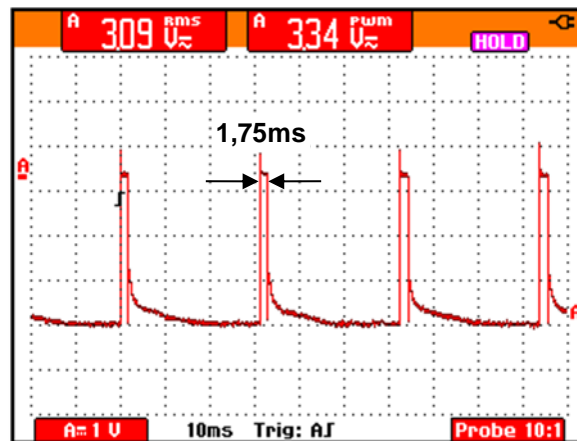


Abbildung 2-16: Pulsweitenmodulation zur Drehzahlsteuerung des Motors (bei 800rpm)

Im Diagramm werden die Mittelwerte der einzelnen Eingänge jeweils über die eingestellte „Number of Samples“ gezeigt. Dieser Wert wurde so gewählt, dass nur über ganzzahlige Umdrehungen gemittelt wird (siehe 2.1.2.2). Mittelwerte und Maxima wurden mit Hilfe des VI's „Statistics“ berechnet und mit der Funktion „Write to Measurementfile“ täglich in eine Textdatei geschrieben. Die gespeicherten Messwerte wurden anschließend ausgewertet und miteinander verglichen.

3 Ergebnisse

3.1 Lösungsmöglichkeiten

3.1.1 Motor und Getriebe

Auswahl eines geeigneten Getriebes

Das im Betrieb erforderliche Drehmoment M bzw. Abtriebsdrehmoment des Getriebes ergibt sich aus den Ergebnissen in „2.1.2.1 Lastdrehmoment“ und beträgt in etwa 40mNm. Das derzeit eingesetzte Getriebe 06/1K (Faulhaber, Deutschland) ist mit einem Abtriebsdrehmoment von nur 25mNm für diese Anwendung unterdimensioniert. Deshalb wurde nach möglichen, alternativen Antriebseinheiten gesucht. Als eine dieser Alternativen bietet sich das etwas größere Getriebe des Typs 08/1K (Faulhaber, Deutschland) mit einem Abtriebsdrehmoment von 60mNm an. Deshalb wurden für diesen Typ in weiterer Folge die Getriebe- und Motordaten berechnet.

Das benötigte Untersetzungsverhältnis i bleibt mit 1024:1 wie beim bereits bestehenden Modell gleich.

Auswahl eines geeigneten Motors

Um einen für das Getriebe geeigneten Motor zu finden, wurde zunächst das Eingangsdrehmoment M_{input} berechnet:

$$M_{\text{input}} = \frac{M \cdot 100}{i \cdot \eta} = \frac{40\text{mNm} \cdot 100}{1024 \cdot 55} = 0,071\text{mNm} \quad (3.1)$$

Der Wirkungsgrad η in Prozent und das Drehmoment wurden dem Datenblatt des Getriebes entnommen (siehe Appendix).

Ein geeigneter Motor sollte mindestens das Doppelte des erforderlichen Eingangsdrehmoments liefern können. Deshalb wurde der Motortyp 0816P003S (Faulhaber, Deutschland) mit einem Drehmoment von 0,15mNm ausgewählt. Auch die Abgabeleistung P

liegt mit 0,17W über dem geforderten Wert aus Berechnung (3.3). Dabei ergibt sich die erforderliche Drehzahl n zu 800rpm bei einer Flussrate von 1 μ l/min (Standardanwendung).

$$P_{ist} = M_{input} \cdot 2\pi \cdot \frac{n}{60s} = \frac{0,071mNm}{1000} \cdot 2\pi \cdot \frac{800rpm}{60s} = 0,0059W \quad (3.2)$$

$$P_{soll} = 2 \cdot P_{ist} = 0,0119W \quad (3.3)$$

Um die Lebensdauer des Motors zu optimieren, sollten folgende Werte eingehalten werden:

$$n_{UN} \geq \frac{n_0}{2} \quad 8000rpm \geq \frac{15700rpm}{2} = 7850rpm \quad (3.4)$$

$$M_{input} \leq \frac{M_H}{2} \quad 0,071mNm \leq \frac{0,41mNm}{2} = 0,205mNm \quad (3.5)$$

Die gewünschte Drehzahl bei Nennspannung n_{UN} entspricht der maximalen Drehzahl im Betrieb (8000rpm) und sollte größer als die halbe Leerlaufdrehzahl n_0 sein (3.4). Diese Anforderung wird hier knapp erfüllt.

Das Eingangsdrehmoment M_{input} sollte kleiner als das halbe Anhaltmoment M_H sein und wird ebenfalls von diesem Motortyp erfüllt (3.5). Auch die Stromaufnahme unter Last ist wie gefordert nicht höher als ein Drittel des Haltestroms. Dabei errechnet sich der Haltestrom wie folgt, wobei die Nennspannung U_N und der Anschlusswiderstand R dem Datenblatt (siehe Appendix) entnommen wurden.

$$I_H = \frac{U_N}{R} = \frac{3V}{11,5\Omega} = 260,87mA \quad \frac{I_H}{3} = 86,96mA \quad (3.6)$$

Der Strom am Arbeitspunkt wird wie folgt berechnet und stimmt auch mit den praktischen Ergebnissen in Kapitel 3.1.1.1 auf Seite 58 sehr gut überein.

$$I_{BP} = \frac{M_{input} + M_R}{k_M} = \frac{0,071mNm + 0,04mNm}{1,7mNm/A} = 65,31mA \quad (3.7)$$

In Tabelle 3-1 sind die wichtigsten Parameter verschiedener Motoren zusammengefasst und gegenübergestellt. Zusätzlich zu den bereits erwähnten Motoren 0615C003S und 0816P003S sind hier die Motoren 0816P003SR (Faulhaber, Deutschland), 1024P003S (Faulhaber, Deutschland) und RE 8 (Maxon Motor, Schweiz) aufgelistet.

Tabelle 3-1: Berechnete Kennwerte verschiedener Motoren am Betriebspunkt: Motoren 0615C003S, 0816P003S und 0816P003SR (Faulhaber, Deutschland); Motor RE 8 (Maxon Motor, Schweiz) zusätzliche Kennwerte der zugehörigen Getriebe.

Motor	Einheit	Sollwert	0615C003S	0816P003S	0816P003SR	1024P003S	RE 8
Dauerdrehmoment	mNm	0,071	0,11	0,15	0,70	1,28	0,63
Abgabeleistung	mW	11,9	120	170	400	970	500
Leerlaufdrehzahl	rpm	<16000	20200	15700	13000	13800	13900
Haltemoment	mNm	>0,142	0,22	0,41	1,19	2,69	0,925
Haltestrom I_H	mA	--	185,19	260,87	566,04	1304,3	581,11
Strom am Betriebspunkt	mA	$I_H/3$	70,02	65,31	46,99	49,28	54,22
Wirkungsgrad am BP	%	--	53,50	50,63	65,48	67,99	72,24
Durchmesser	mm	--	6,0	8,0	8,0	10,0	8,0
Länge (inkl. Getriebe)	mm	--	35,0	36,4	36,4	45,8	43,8
Getriebe (1024:1)	Einheit	Sollwert	06-1K	08-1K		10-1K	GP 8 A
Dauerdrehmoment	mNm	40	25	60		100	100
Kurzzeitdrehmoment	mNm	--	35	120		200	150
Empf. Eingangsdrehzahl	rpm	80-8000	8000	8000		5000	12000
Wirkungsgrad	%	--	55	55		55	59

Die berechnete Stromaufnahme am Betriebspunkt des 0615C003S liegt mit 70mA über einem Drittel des Haltestroms von 185mA. Hier ist aus der Anwendung der Pumpe bereits bekannt, dass der derzeitig eingesetzte Motor an seine Grenzen stößt. Somit wird klar, dass dieser Motor für diese Anwendung nicht ausgelegt ist, denn auch das Dauerdrehmoment des zugehörigen Getriebes ist mit 25mNm unzureichend.

Die Motoren 0816P003S und 0816P003SR haben mit 261mA bzw. 566mA einen deutlich höheren Haltestrom als der Motor 0615C003S wobei die Stromaufnahme am Betriebspunkt annähernd gleich bleibt. Sie ist beim Motor 0816P003SR sogar etwas geringer, was auf eine etwas längere durchgehende Betriebsdauer der Mikroperfusionspumpe hoffen lässt. Zusätzlich können diese Motoren mit einem Dauerdrehmoment von 0,15mNm und 0,7mNm bei Bedarf ein höheres Drehmoment aufbringen um den Pumpenrotor zu drehen. Auch das zugehörige Getriebe liegt mit einem Dauerdrehmoment von 60mNm über dem geforderten Wert. Die Abmessungen der gesamten Motor-Getriebe Kombination sind nur minimal größer als die bisherige Einheit und sind dadurch ebenfalls mit dem derzeitigen Pumpenaufbau kompatibel.

Der Motor 1024P003S ist mit einer Abgabeleistung von 970mW zwar der stärkste aber auch der größte Motor. Deshalb müsste für diesen Motor bereits das Gehäuse leicht adaptiert werden. Zusätzlich kann dieser Motor nur mit Encodern kombiniert werden, die mit der derzeitigen Elektronik nicht kompatibel sind.

Der Motor RE 8 wurde aufgrund des Spannungsbereichs und der Abmessungen als mögliche Alternative in Betracht gezogen. Jedoch ist auch dieser nicht mit der derzeitigen Elektronik kompatibel.

Ableitend aus diesen ersten Vergleichsdaten und der Verfügbarkeit wurde der Motor des Typs 0816P003S (Faulhaber, Deutschland) für erste praktische Überprüfungen unter Anwendungsbedingungen herangezogen.

3.1.1.1 Testen der alternativen Motoreinheit

Zum Vergleich wurden die beiden Motoren 0615C003S und 0816P003S in ein Peristaltikmodul der Mikroperfusionspumpe MPP101 eingebaut und mit eingelegtem Schlauchset betrieben. Bei Drehzahlen zwischen 80rpm und 8000rpm wurde die Stromaufnahme während dem Betrieb gemessen und ausgewertet. Die Ergebnisse dieser Überprüfung sind in Abbildung 3-1 grafisch dargestellt.

In Teilabbildung a.) und b.) ist zu erkennen, dass der Motor 0816P003S deutlich weniger Strom benötigt und auch wesentlich geringere Stromspitzen im Vergleich zum kleineren Motor 0615C003S aufweist. Im Mittel benötigte der Motor 0816P003S um über 50% weniger Strom bei denselben Drehzahlen. Besonders im Bereich der niedrigen Drehzahlen bei 80rpm und 400rpm weist der Motor 0615C003S hohe Maxima der Stromaufnahme auf.

Dies ist auch in den Ergebnissen der Ist-Drehzahlen in Teilabbildung c.) und d.) deutlich sichtbar. Der Motor 0615C003S weicht stark von der Soll-Drehzahl ab, die Standardabweichung beträgt sogar bis zu 55%. Der Motor 0816P003S hingegen, bleibt auch im unteren Drehzahlbereich mit einer Standardabweichung von nur 6% stabil.

Kapitel 3- Ergebnisse

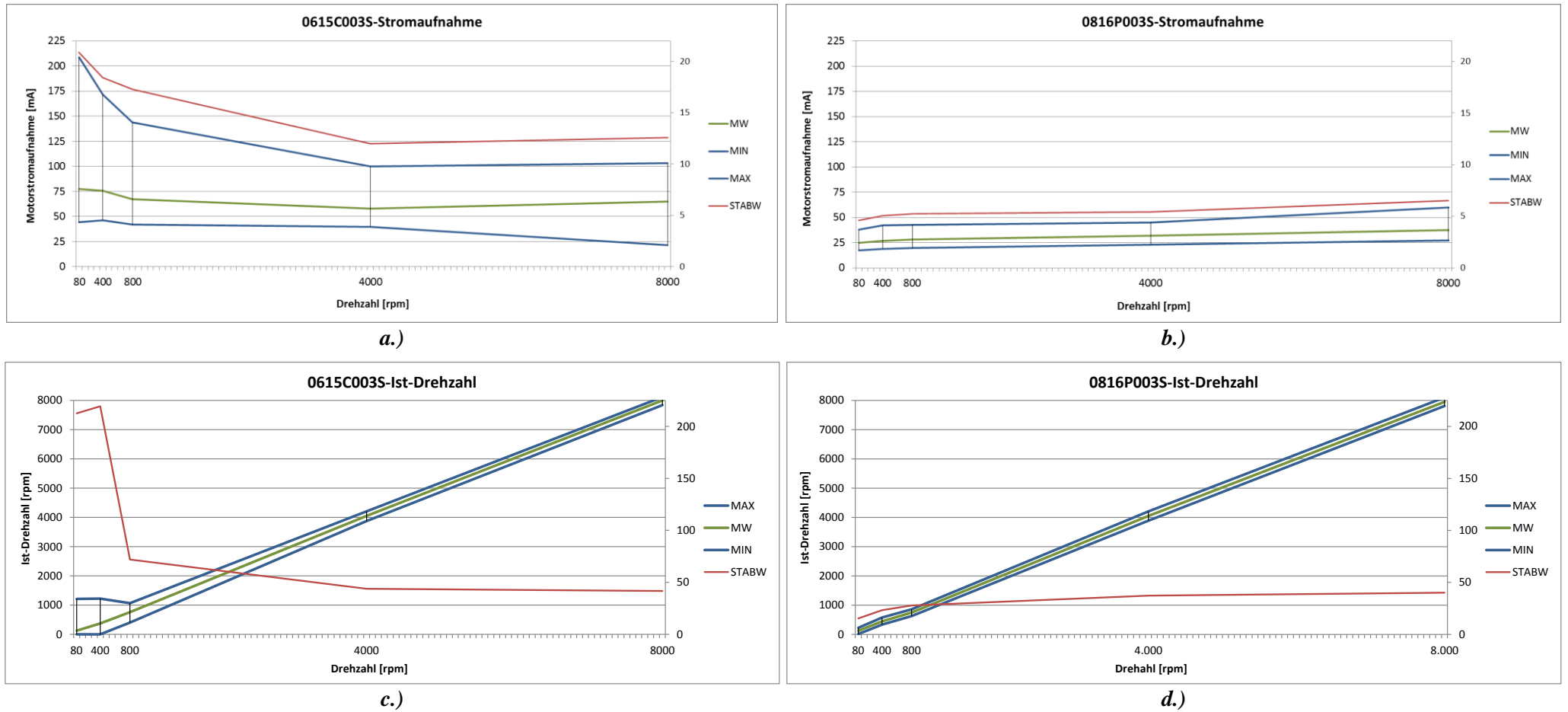


Abbildung 3-1: Stromaufnahme und Ist-Drehzahl der Motoren 0615C003S (a, c) und 0816P003S (b, d) eingebaut in Peristaltikmodulen der Mikroperfusionspumpe. Die Messung wurde mit unterschiedlichen Drehzahlen und eingelegtem Schlauchset (Last) durchgeführt.

3.1.2 Stromversorgung

Zwei alternative Batterietypen wurden mit der originalen Batterie beim Einsatz in der Mikroperfusionspumpe verglichen. Dazu wurde jeweils eine neue Batterie eingesetzt und die Pumpe mit eingelegtem Schlauchset gestartet (Datenblätter der Batterietypen befindet sich im Appendix).

Original Lithium Batterie ER18505 (Emmerich, Deutschland):

Aus den Datenblatt geht hervor, dass die Originalbatterie einen Dauerstrom von 100mA und einen Spitzenstrom von 200mA liefern kann. Mit keiner der fünf getesteten Batterien dieses Batterietyps konnte die Pumpe im Spülmodus starten. Es kam immer wieder zu unbeabsichtigten Neustarts der Pumpe. Die Messung konnte daher nicht durchgeführt werden und wurde abgebrochen. Diese Problematik war auch bereits aus der Anwendung bekannt.

Alternative Lithium Batterie ER18505 (EVE, China):

Bei diesem Batterietyp liegt zwar der Dauerstrom mit 130mA etwas höher als der vorherige Batterietyp, aber der Spitzenstrom liegt dennoch nur bei 180mA. Auch bei diesem Batterietypen gab es Startschwierigkeiten im Spülbetrieb. Nur 2 von 5 getesteten Batterien starteten ohne Ausfälle. Bei den anderen 3 Batterien war ein einwandfreier Betrieb erst möglich, nachdem die Schlauchsets eingelaufen waren und sich etwas gedehnt hatten.

Alternative Lithium Batterie ER18505M (EVE, China):

Der Dauerstrom und Spitzenstrom dieses Batterietyps liegen mit 1000mA bzw. 2000mA deutlich über dem der anderen Batterietypen. Die Pumpen starteten mit allen 5 getesteten Batterien einwandfrei. Es gab keine Pumpenausfälle, weder im Spülbetrieb noch im anschließenden Normalbetrieb von 1µl/min.

3.1.3 Pumpenrolle

In Abbildung 3-2 sind die Motorstromaufnahmen beim Einsatz verschiedener Pumpenrollen gegenübergestellt. Dabei wurden Mittelwert (dunkle Balken) und Maxima (helle Balken) über je drei Pumpmodule mit demselben Pumpenrollenmaterial ermittelt.

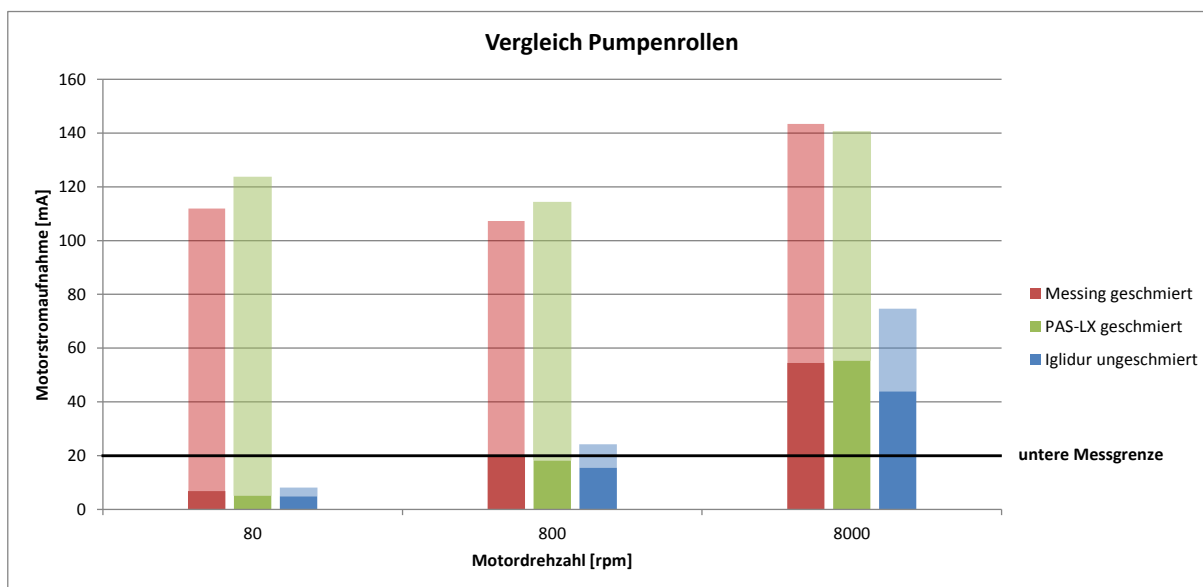


Abbildung 3-2: Vergleich der Motorstromaufnahme beim Einsatz verschiedener Pumpenrollen: Messing in Rot, PAS-LX in grün und Iglidur in Blau. Dabei sind jeweils Mittelwert (dunkle Balken) und Maximum (helle Balken) der Materialien bei verschiedenen Motordrehzahlen dargestellt.

Obwohl die Messwerte unter einem Wert von 20mA aufgrund der Messungenauigkeit der Messmethode nicht betrachtet werden können, kann man bei diesen Daten erkennen, dass die Strommaxima der Pumpenrollen aus Iglidur-P210 deutlich unter den Werten der Pumpenrollen aus Messing liegen. Die mittlere Stromaufnahme ist hingegen bei allen Prüfobjekten annähernd gleich.

3.1.4 Schlauchset SCS001

Bei dieser Messung wurden die Eigenschaften dreier alternativer Schlauchmaterialien in Hinsicht mit dem Originalschlauch verglichen. Dazu wurden einerseits die Flussraten über einen Zeitraum von 48 Stunden und andererseits die Stromaufnahmen der Pumpe mit eingelegten Schlauchsets gemessen und miteinander verglichen.

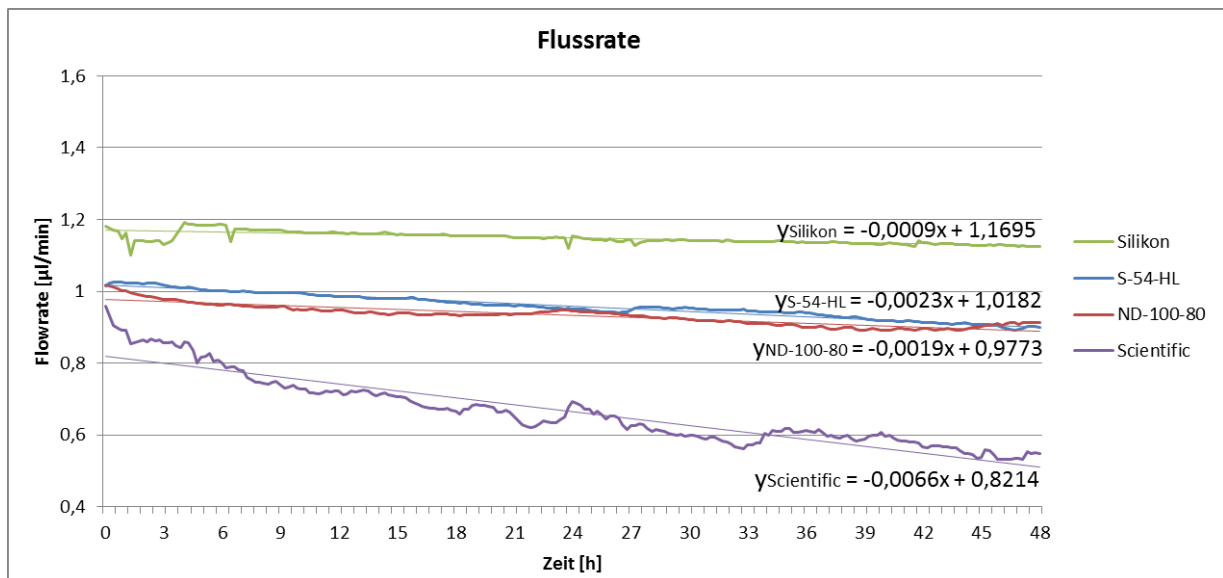


Abbildung 3-3: Ergebnisse der Flussratenmessung mit verschiedenen Schlauchmaterialien über einen Zeitraum von 48 Stunden.

Abbildung 3-3 zeigt die Ergebnisse der Flussratenmessung der verschiedenen Schlauchmaterialien. Alle vier Materialien zeigen eine Reduktion der Flussrate über 48 Stunden. Während die Abnahme der Flussrate beim Silikon-Schlauch nur 2% über 24h und beim S-54-HL und ND-100-80 nur 5% über 25h beträgt, nimmt die Flussrate beim Scientific Schlauch mit 19% über 24h am stärksten ab.

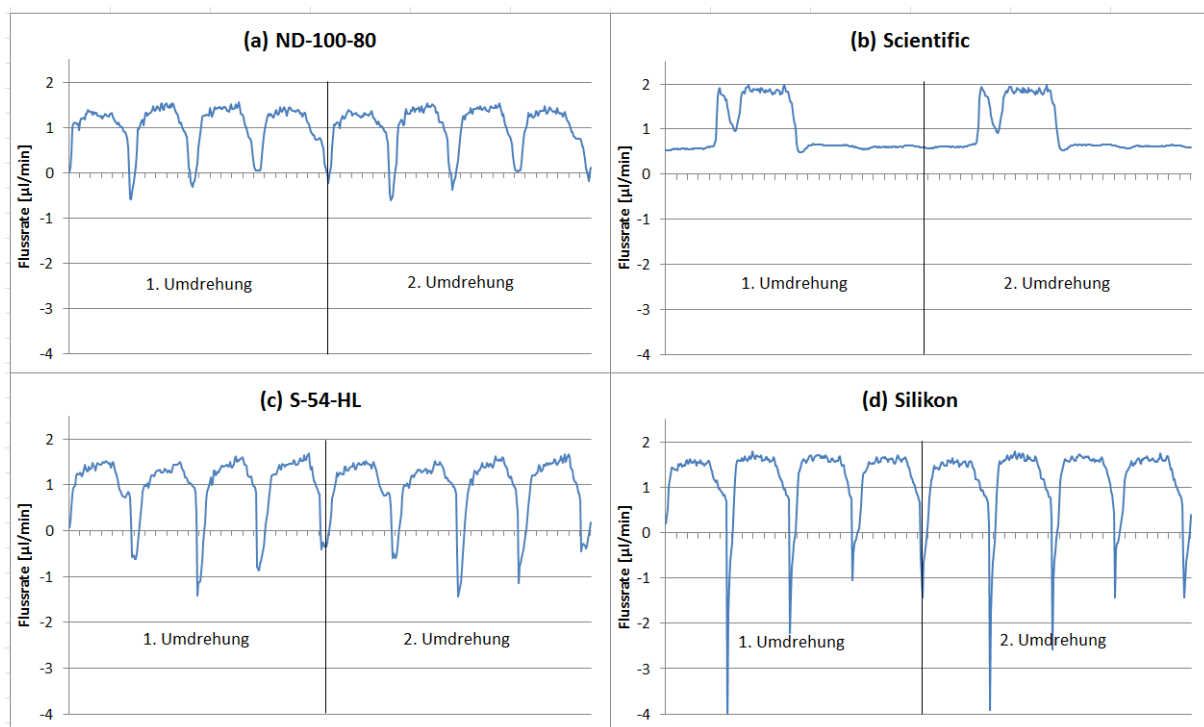


Abbildung 3-4: Darstellung des Flussprofils der verschiedenen Schlauchmaterialien über zwei Umdrehungen.

Abbildung 3-4 zeigt das Flussprofil der getesteten Schlauchmaterialien über zwei Umdrehungen. Im Flussprofil des Schlauchmaterials Scientific in (b) kann man erkennen, dass nur jede vierte Pumpenrolle den Schlauch ausreichend stark quetscht. Bei den anderen Rollen findet offensichtlich kein ausreichender Quetschvorgang statt. Bei den Flussprofilen der anderen drei Schlauchmaterialien sind keine großen Unterschiede erkennbar. Lediglich der Rückfluss zwischen zwei Quetschvorgängen (negative Peaks) ist beim Silikonschlauch etwas größer.

Abbildung 3-5 zeigt die unterschiedlichen Stromaufnahmen der Pumpe beim Einsatz der verschiedenen Schlauchmaterialien. Dabei wurden Strommessungen bei den eingestellten Flussraten von $0,1\mu\text{l}/\text{min}$, $1\mu\text{l}/\text{min}$ und $10\mu\text{l}/\text{min}$ vermessen. Zum Vergleich wurde die Stromaufnahme auch ohne eingelegten Schlauch gemessen.

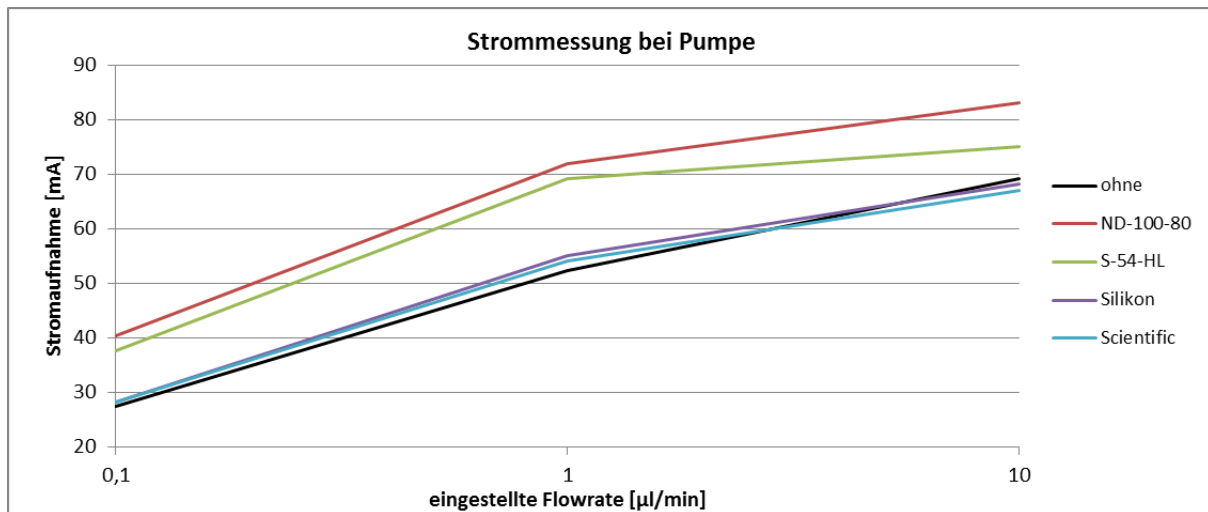


Abbildung 3-5: Stromaufnahme der Mikroperfusionspumpe beim Einsatz verschiedener Schlauchmaterialien im Vergleich zum Leerlauf.

Die Schlauchmaterialien S-54-HL und ND-100-80 heben sich deutlich von den anderen drei Messungen ab. Bei diesen beiden Materialien ist die Stromaufnahme der Pumpe um durchschnittlich 10mA höher. Im Gegensatz dazu unterscheidet sich die Stromaufnahme der Pumpe mit den Schlauchmaterialien Scientific und Silikon kaum vom Betrieb der Pumpe ohne eingelegten Schlauch.

3.2 Konzepte und Auswahl einer Gesamtlösung

Für die Auswahl einer Gesamtlösung wurde eine Entscheidungsmatrix mit den nach Kriterien bewerteten Einzellösungen erstellt. Diese Entscheidungsmatrix ist in Tabelle 3-2 zu sehen. Die Lösungen wurden je nach Bewertung in den Farben Grün (gut), Gelb (mittelmäßig) und Rot (unzureichend) gefärbt. Die Daten wurden den Datenblättern der einzelnen Komponenten entnommen (siehe Appendix). Das Konzept welches für die Gesamtlösung gewählt wurde, ist mit einem dicken Rahmen gekennzeichnet.

Diese ausgewählte Gesamtlösung wurde anschließend in einem Prototyp umgesetzt und getestet.

Tabelle 3-2: Entscheidungsmatrix zur Auswahl der Gesamtlösung - Bewertung der Einzellösungen grün (gut), gelb (mittelmäßig) und rot (unzureichend)

	Variante 1	Variante 2	Variante 3	Variante 4	Variante 5	
1	Motor	0615C003S + 06-1K (Faulhaber)	0816P003S + 08-1K (Faulhaber)	0816P003SR + 08-1K (Faulhaber)	1024P003S + 10-1K (Faulhaber)	RE 8 + GP 8A (Maxon Motor)
	Vorteile	+ Spannungsbereich (3V) + Abmessungen (6mm) + kompatibel mit Elektronik	+ Spannungsbereich (3V) + kompatibel mit Elektronik + passendes Dauerdrehmoment des Getriebes (60mNm) + Leistung (0,17W) + akzeptable Leerlaufdrehzahl (15700rpm)	+ Spannungsbereich (3V) + kompatibel mit Elektronik + hohes Dauerdrehmoment des Getriebes (60mNm) ++ hohe Leistung bei geringer Leerlaufdrehzahl (0,4W; 13000rpm)	+ Spannungsbereich (3V) + kompatibel mit Elektronik + hohes Dauerdrehmoment des Getriebes (100mNm) + sehr hohe Leistung (0,97W) + geringe Leerlaufdrehzahl (13800rpm)	+ Spannungsbereich (2,4V) + passendes Dauerdrehmoment des Getriebes (100mNm) + passende Leerlaufdrehzahl (13900rpm) + hohe Leistung (0,5W)
	Nachteile	- unzureichendes Dauerdrehmoment des Getriebes (25mNm) - zu hohe Leerlaufdrehzahl (20200rpm) - geringe Leistung (0,12W)	- Abmessungen (8mm - leichte Änderungen bei Pumpmodul notwendig)	- Abmessungen (8mm - leichte Änderungen bei Pumpmodul notwendig)	- Elektronik (Änderungen bei Elektronik und Software notwendig) - Abmessungen (10mm - leichte Änderungen bei Pumpmodul notwendig)	- Abmessungen (Änderungen bei Pumpmodul notwendig) - nicht kompatibel mit Elektronik
	Kommentar	derzeit eingesetzt Datenblatt im Appendix	Datenblatt im Appendix	Datenblatt im Appendix	Datenblatt im Appendix	Datenblatt im Appendix

2	Motorachse	fixierte Motorachse	flexible Motorachse
	Vorteile	+ kompatibel mitzeitigem Pumpmodul	+ weniger Belastung, da keine Schrägstellung der Motorwelle ++ Pumpmodul bei Bedarf abnehmbar (z.B. zur Reinigung)
	Nachteile	- Fehleranfälligkeit bei Montage durch schräge Verpressung des Motors	- Adaptierung des Pumpmoduls notwendig
	Kommentar	derzeit eingesetzt	

3	Pumpenrollen	Edelstahl 1.4305	Rotguss RG7 2.1090	PAS-LX (Faigle) auf Achse aufgespritzt	Iglidur P210 (Iigus)
	Vorteile	+ hohe Festigkeit (>400MPa) + Reibungskoeffizient zu Stahl: 0,01 (geschmiert) [9]	+ hohe Festigkeit (40MPa) + hohe Verschleißfestigkeit + gute Notlaufeigenschaften + Reibungskoeffizient zu Stahl: 0,07 (geschmiert) [9]	~ mittlere Festigkeit (11MPa) + Reibungskoeffizient Stahl/Stahl (konstruktionsbedingt): 0,01 (geschmiert) [9]	+ gute Festigkeit (50MPa) ++ Reibungskoeffizient gegen Stahl: 0,07 (ungeschmiert) + keine regelmäßiges schmieren erforderlich + kein Abrieb
	Nachteile	- starker Abrieb - muss regelmäßig geschmiert werden (Gleitreibwert ungeschmiert 0,25) [9]	- starker Abrieb - muss regelmäßig geschmiert werden (Gleitreibwert ungeschmiert 0,2) [9]	- starker Abrieb - muss regelmäßig geschmiert werden (Gleitreibwert ungeschmiert 0,12) [9]	
	Kommentar	derzeit eingesetzt Datenblatt im Appendix	Datenblatt im Appendix	Datenblatt im Appendix	Datenblatt im Appendix

		Variante 1	Variante 2	Variante 3	Variante 4	Variante 5	Variante 6
5	Spannungsversorgung	Lithium Batterie ER18505 (Emmerich)	Lithium Batterie ER18505 (EVE)	Lithium Batterie ER18505M (EVE)	Netzversorgung	Netzversorgung + Batterie	Akkus
	Vorteile	+ kompatibel mit derzeitiger Elektronik + Kapazität (3500mAh)	+ kompatibel mit derzeitiger Elektronik + continuous current (130mA) + pulse current (180mA) + Kapazität (4000mAh) + Preis (2,68€)	+ kompatibel mit derzeitiger Elektronik + continuous current (1000mA) ++ pulse current (2000mA) + Kapazität (3500mAh)	+ kein Batterieverschleiß + stabile Spannungsversorgung + unbegrenzte Spannungsversorgung	+ kein Batterieverschleiß + stabile Spannungsversorgung + unbegrenzte Spannungsversorgung	+ kein Batterieverschleiß + kostengünstig da wiederverwendbar
	Nachteile	- hohe Ausfallhäufigkeit - Batterieverschleiß - continuous current (100mA) - pulse current (200mA) - Preis (4,74€)	- hohe Ausfallhäufigkeit - Batterieverschleiß	- Batterieverschleiß - Preis (4,37€) - lange Lieferzeiten - große Mindestbestellmengen - Batteriealarm muss angepasst werden	- keine ausreichende Mobilität - aufwendigere Zulassung als MP	- Umschaltung zwischen Netzteil und Batterie notwendig - aufwendigere Zulassung als MP	- Akku mit hoher Leistung und Ladungsmenge erforderlich - Akkuzustand muss regelmäßig überprüft werden - Batteriealarm muss angepasst werden
	Kommentar	derzeit eingesetzt Datenblatt im Appendix	Datenblatt im Appendix	kurzfristige Änderung möglich Datenblatt im Appendix		kurzfristige Änderung nicht möglich da aufwendigere Zulassung erforderlich, aber denkbar für langfristige Entwicklung	

	Schlauchmaterial	Tygon S-54-HL (Saint Gobain)	Tygon ND-100-80 (Saint Gobain)	Silikon (Saint Gobain)	Polyurethan Tubing (Scicominc)
6	Vorteile	+ bereits als Medizinprodukt zugelassen + geringe Adsorption	+ Zulassung als MP fast abgeschlossen + geringe Adsorption	+ geringe Adsorption ++ sehr elastisch - weniger Stromverbrauch + benötigte Abmessungen verfügbar/ kompatibel mit derzeitigem Pumpmodul	+ geringe Adsorption von Blut und blutähnlichen Stoffen ++ sehr elastisch - weniger Stromverbrauch
	Nachteile	- DEHP - wenig elastisch - hoher Stromverbrauch	- wenig elastisch - hoher Stromverbrauch	- Verklebung der Schlauchstopper muss angepasst werden - neue MP-Zulassung notwendig	- Verklebung der Schlauchstopper muss angepasst werden - benötigte Abmessungen nicht serienmäßig verfügbar/ nicht kompatibel mit derzeitigem Pumpmodul - neue MP-Zulassung notwendig
	Kommentar	derzeit eingesetzt Datenblatt im Appendix	Datenblatt im Appendix	kurzfristige Änderung nicht möglich da neue Zulassung erforderlich, aber denkbar für langfristige Entwicklung Datenblatt im Appendix	Datenblatt im Appendix

3.3 Erstellung und Test des Prototyps

3.3.1 Standardbetrieb des Prototyps über 48h

Tabelle 3-3 zeigt die Ergebnisse des Prototyps im Standardbetrieb. Nach dem Einlegen einer neuen Batterie und eines Schlauchsets wurde der Prototyp über 15min im Spülmodus (10µl/min) betrieben. Dabei funktionierte der Prototyp einwandfrei und förderte eine durchschnittliche Flussrate von 9,87µl/min. Auch im anschließenden Normalbetrieb (1µl/min) wurden durchschnittlich 0,99µl/min problemlos gefördert. Bis zur vollständigen Entladung der Batterie, war der Prototyp insgesamt 34,5 Stunden im Betrieb. Nach dem anschließenden Einlegen einer neuen Batterie förderte der Prototyp bis zum Ende der 48 Stunden fehlerfrei.

Tabelle 3-3: Ergebnisse der Überprüfung des Prototyps

Nr.	Überprüfung	Ergebnisse
1	15min Spülbetrieb (10µl/min) mit neu eingelegter Batterie und Schlauchset	Keine Ausfälle oder Auffälligkeiten
	Flussratenmessung bei 10µl/min	Mittelwert: 9,87µl/min (-1,3%) Minimum: 8,80µl/min (-12,0%) Maximum: 11,58µl/min (+15,8%)
2	Anschließender Normalbetrieb (1µl/min)	Keine Ausfälle oder Auffälligkeiten
	Flussratenmessung bei 1µl/min	Mittelwert: 0,99µl/min (-0,6%) Minimum: 0,88µl/min (-12,0%) Maximum: 1,07µl/min (+7,2%)
3	Betriebsdauer bis Batterie entladen	Betrieb von insgesamt 34,5h

3.3.2 Dauerbetrieb des Prototyps über 1000h

Um die Ausfallsicherheit und Wartungshäufigkeit des Prototyps zu testen, wurde eine Motorstrommessung im Dauerbetrieb von über 1000 Stunden durchgeführt. Die Ergebnisse dieser Motorstrommessung über den gesamten Zeitraum sind in Abbildung 3-6 dargestellt. Dabei werden die Motorstromaufnahmen der beiden Module des Prototyps (Messung a0 und a1) und der Vergleichsmodule (Messung a2 bis a5) bei einer Motordrehzahl von 800rpm gezeigt.

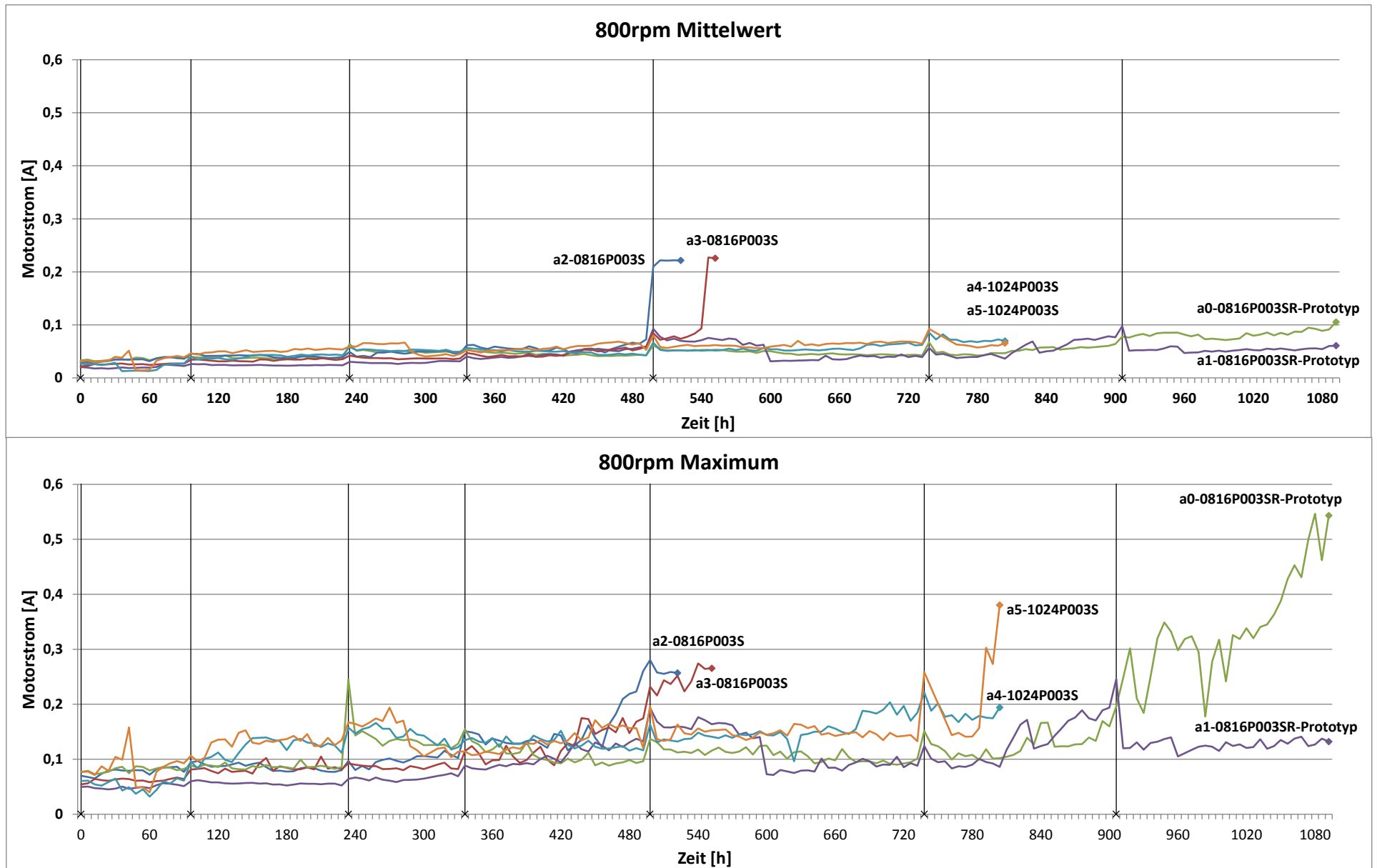


Abbildung 3-6: Messergebnisse der Motorstromaufnahme der verschiedenen Motoren im Dauerbetrieb über 1000 Stunden.

Im oberen Diagramm der Abbildung 3-6 sind die Mittelwerte und im unteren Diagramm die Maxima der Motorstromaufnahmen dargestellt. Die senkrechten Linien in diesen Diagrammen zeigen an, zu welchen Zeitpunkten die Schlauchsets gegen neue getauscht wurden. Das Einlegen der neuen Schlauchsets bewirkt auch gleichzeitig einen Anstieg der Motorstromaufnahme, wie in dem Diagramm zu sehen ist. Dieser Wert normalisiert sich jedoch nach kurzer Zeit, nach dem die neuen Schläuche eingelaufen sind.

Beim Dauerbetrieb der sechs Module über den Zeitraum von 1000 Stunden versagten die beiden Motor-Getriebe-Einheiten 0816P003S nach 520 und 550 Stunden als erstes. Etwa 30 Stunden davor ist bereits ein Anstieg der Strommaxima zu erkennen. Nach ca. 800 Stunden Dauerbetrieb folgten die beiden Motor-Getriebe-Einheiten 1024P003S. Auch hier ist kurze Zeit davor wieder ein Anstieg der Strommaxima zu sehen. Einer der beiden Motor-Getriebe-Einheiten 0816P003SR blieb nach insgesamt 1092 Betriebsstunden stecken. Die zweite Einheit wurde dann ebenfalls abgebrochen, da auch diese beim Einlegen eines neuen Schlauchsets versagte.

4 Diskussion

4.1 Motor und Getriebe

Aufgrund der Ergebnisse des ermittelten Lastdrehmoments, lag die Vermutung nahe, dass insbesondere die Motor-Getriebeeinheit den häufigen Wartungsaufwand der Mikroperfusionspumpe verursacht. Dies wurde durch den Vergleich der Messergebnisse des Lastdrehmoments und des empfohlenen Drehmoments aus dem Datenblatt des Getriebes bestätigt. Das benötigte Drehmoment bei der Anwendung liegt deutlich über dem empfohlenen Wert des Getriebes. Die ständige Überbelastung verkürzt dadurch die Lebensdauer des Getriebes und somit auch die des Motors.

Die Suche nach alternativen Motor-Getriebeeinheiten zeigte, dass es nur wenige Produkte am Markt gibt, die den geforderten Spezifikationen gerecht werden. Da der Raum im Pumpengehäuse stark beschränkt ist, ist auch die maximale Größe und somit die Stabilität bzw. Belastbarkeit der Getriebe begrenzt. Hinzu kommt, dass die Mikroperfusionspumpe in einem Bereich von $0,1\mu\text{l}/\text{min}$ bis hin zu $10\mu\text{l}/\text{min}$ betrieben werden soll. Umgerechnet entspricht das einem Drehzahlbereich von 80rpm bis 8000rpm. Dieser sehr große Bereich, der sich über mehrere Potenzen spannt, ist mit nur einer Motor-Getriebe Kombination deshalb nur schwer zu realisieren.

Alle recherchierten Motoren haben eine sehr hohe Leerlaufdrehzahl von über 13000rpm. Dieser Wert liegt zwar im passablen Bereich für die höchste gewünschte Drehzahl von 8000rpm ist jedoch für den Dauerbetrieb mit 800rpm (Standardanwendung der Pumpe) nicht ausgelegt. Da jedoch eine Verringerung des Drehzahlbereichs für die Anwendung nicht in Frage kommt, muss dies in Kauf genommen werden.

Der erste Vergleich der alternativen Motor-Getriebeeinheit 0816P003S mit der derzeit eingesetzten Einheit 0615P003S zeigte bereits deutliche Unterschiede. Besonders im unteren Drehzahlbereich von 80-800rpm liegt die Motorstromaufnahme des Motors 0816P003S um bis zu 40mA unter der des Motors 0615P003S. Dies ist auf die höhere Drehmomentkonstante des alternativen Motors zurückzuführen. Diese gibt das Verhältnis von Motordrehmoment zum aufgenommenen Strom an und ist beim Motor 0816P003S mit $1,7\text{mNm}/\text{A}$ um $0,4\text{mNm}/\text{A}$ höher als beim Originalmotor.

Die Messung der Motorstromaufnahme und Drehzahl wurde für diesen Versuch zunächst über die Funktion „Trace“ der Software Motion Manager durchgeführt. Allerdings zeigte sich, dass die Werte der Stromaufnahme unter einem Bereich von 15mA immer wieder auf 0mA abfielen. Die Ursache lag dabei am Messbereich des Controllers. Dieser ist nicht für kleine Ströme ausgelegt und liefert deshalb erst über 20mA brauchbare Ergebnisse. Daher war diese Messung nicht aussagekräftig und musste wiederholt werden. Dazu wurde ein Digitalmultimeter in die Motorversorgung zur Strommessung geschaltet und die Messwerte mittels Software mitgeloggt. Jedoch liefert auch diese Methode, mit einer Abtastrate von nur 3Samples/s keine quantitativen Ergebnisse, ermöglichte aber eine erste Abschätzung und Gegenüberstellung der beiden Motortypen.

4.2 Stromversorgung

Die Ermittlung der Stromaufnahme der Mikroperfusionspumpe bei unterschiedlichen Flussraten, wies auf einen starken Verbesserungsbedarf in Hinsicht auf die Stromversorgung der Pumpe. Die Ergebnisse zeigten, dass die Stromaufnahme der Pumpe unter Last Spitzenwerte erreicht, welche der derzeit eingesetzte Batterietyp nicht liefern kann. Dieser Verdacht wurde durch den Vergleich von verschiedenen Batterietypen mit höheren Leistungswerten bestätigt. Die Batterie ER18505 von EVE zeigte bereits leichte Verbesserungen, jedoch brachte die Batterie ER18505M von EVE die besten Ergebnisse. Mit diesem Batterietyp konnte die Pumpe selbst unter den schwierigsten Bedingungen (Flussrate von 10µl/min und neuer Schlauch) problemlos starten.

Aufgrund der geringen Anzahl an geprüften Batterien, handelt es sich bei diesen Ergebnissen nur um eine unvollständige Gegenüberstellung der Batterietypen. Der leistungsstärkste Batterietyp ER18505M lieferte allerdings auch bei weiteren Anwendungen überaus zufriedenstellende Ergebnisse und kommt mittlerweile bei der Pumpenanwendung standardmäßig zum Einsatz. Aufgrund der unterschiedlichen Entladecharakteristik dieses Batterietyps ist es jedoch notwendig die Ermittlung des Batterieladezustands anzupassen. Die Batteriespannung dieses Batterietyps bleibt über die gesamte Batterielebensdauer konstant und fällt erst kurz vor der vollständigen Entladung rapide ab (siehe Datenblatt im Appendix). Daher liefert die Ladezustandsermittlung basierend auf Spannungsgrenzwerten, wie sie derzeit bei der Pumpe zum Einsatz kommt, bei diesem Batterietyp keine brauchbaren Ergebnisse.

4.3 Pumpenrolle

Das Peristaltikmodul, insbesondere die Pumpenrollen und deren Achsen, spielen eine zentrale Rolle beim Übertragen der mechanischen Kräfte auf das Schlauchset. Dies zeigten auch die ermittelten Ergebnisse der Krafteinwirkung auf die Pumpenrollen. Bei einem Quetschvorgang wirkt durchschnittlich eine Normalkraft von 6,8N auf die Pumpenrolle. Diese Kraft und die Reibungskoeffizienten der mechanischen Bestandteile sind ausschlaggebend für die benötigte Stromaufnahme des Motors und den Verschleiß der bewegten Komponenten.

Bei der Messung der Krafteinwirkung auf die Pumpenrollen wurden die Anpresskraft, das Spaltmaß und die Flussrate gleichzeitig gemessen und in Relation zueinander gebracht. Dabei wurde erst bei einem Spaltmaß von 0,21mm der Durchfluss unterbrochen. Das Spaltmaß im Pumpmodul selbst beträgt jedoch 0,3mm. Daher dürfte das Schlauchset im Pumpmodul, bei diesem größeren Spaltmaß eigentlich nicht dicht abgequetscht werden. Weitere Versuche zeigten jedoch, dass auch im Pumpmodul das Schlauchset bis zu einem Druck von über 5bar dicht verschlossen wird. Eine mögliche Ursache für diesen Widerspruch könnte in der Messung der Flussrate liegen. Aufgrund des Abstands zwischen der quetschenden Pumpenrolle und dem Flusssensor misst der Sensor die Unterbrechung des Durchflusses erst zeitlich verzögert. Daher wurde zusätzlich die Krafteinwirkung auf die Pumpenrolle bei einem Spaltmaß von 0,3mm gemessen, welche immerhin noch 3N betrug.

Basierend auf diesen Ergebnissen wurden Alternativen zu den bestehenden Pumpenrollen gesucht. Dazu wurden einerseits auf die Rollenachsen gepresste Kunststoffrollen und andererseits Kunststoffrollen mit besseren Gleiteigenschaften getestet. Zum Vergleich der alternativen Pumpenrollen zu den Originalen wurde die Stromaufnahme der Motoren herangezogen. Diese spiegelt indirekt die Kraft wieder, welche benötigt wird um das Peristaltikmodul mit den Rollen anzutreiben. Um aber mögliche Einflüsse durch die Motoren oder die Pumpmodule selbst ausschließen zu können, wurden die Messergebnisse um die Motorstromaufnahme der unbelasteten Module korrigiert.

Die Strommessung erfolgte wieder mit Hilfe der Funktion „Trace“ der Software Motion Manager. Obwohl diese Messmethode bei kleinen Strömen sehr ungenau ist und somit nur Messergebnisse über 20mA betrachtet werden konnten, konnte dennoch ein eindeutiger Unterschied zwischen den einzelnen Pumpenrollen festgestellt werden. Während die Strommaxima der Originalpumpenrollen und der aufgespressten PAS-LX-Rollen in einem Bereich von 100-140mA lagen, betrug die Strommaxima der Pumpenrollen aus Iglidur lediglich 20-75mA. Trotz des Umstandes, dass die Pumpenrollen aus Iglidur im Gegensatz zu den anderen Prüfobjekten nicht mit Öl geschmiert wurden. Die Begründung dafür könnte in

den besseren Gleiteigenschaften des Kunststoffes Iglidur liegen. Gleitlager aus Iglidur sind durch den Zusatz von Festschmierstoffen selbstschmierend und besonders für niedrige Gleitgeschwindigkeiten bis max. 1m/s geeignet. Die auftretenden Gleitgeschwindigkeiten beim Lager der Pumpenrollen liegen mit 0,006m/s bis 0,6m/s (bei einer Flussrate von 0,1µl/min bis 10µl/min) in diesem Bereich. Der Selbstschmiereffekt dieses Materials erfüllt zusätzlich noch die Anforderung an ein wartungsarmes Gerät.

Im Gegensatz dazu findet die Reibung bei den originalen Pumpenrollen zwischen Stahl und Messing statt. Da der Reibungskoeffizient dieser Materialpaarung im trockenen Zustand recht hoch ist, ist hier eine zusätzliche und vor allem regelmäßige Schmierung notwendig [9]. Entfällt die Schmierung, erhöht sich der Reibwert und aufgrund der niedrigen Gleitgeschwindigkeiten kann es außerdem zum sogenannten Stick-Slip-Effekt kommen. Das dabei vorkommende Ruckgleiten der bewegten Körper, erhöht den Verschleiß der Komponenten zusätzlich. Außerdem muss auch bei geschmierten Gleitlagern die Gleitgeschwindigkeit ausreichend groß sein um von der Mischreibung in die Flüssigkeitsreibung zu kommen und so die Reibkraft zu senken [4][8]. Diese Mindestgeschwindigkeit wird bei den geringen Drehzahlen des Pumpmoduls vermutlich nicht erreicht.

Dieselbe Problematik trifft auch auf die Kunststoffrollen aus PAS-LX zu. Denn obwohl es sich bei PAS-LX auch um einen selbstschmierenden Kunststoff handelt, wurde die Pumpenrolle auf die Rollenachse gepresst. Dadurch dreht sich nicht, wie bei den anderen Prüfobjekten, die Pumpenrolle um die Rollenachse, sondern die Rollenachse im Pumpenrotor. Die für die Reibkraft relevante Materialpaarung ist daher Stahl zu Stahl, welche sehr ähnliche Eigenschaften wie Stahl zu Messing aufweist [9].

Ein weiterer noch zu betrachtender Aspekt um den Kraftaufwand bei der Schlauchquetschung und somit den Stromverbrauch des Motors zu minimieren, wäre die Verringerung des Durchmessers der Pumpenrollen. Durch den kleineren Rollendurchmesser würde sich die Fläche verringern welche auf das Schlauchmaterial gedrückt werden muss. Dies würde den Kraftaufwand senken und somit eventuell den Verschleiß und die Motorstromaufnahme verringern.

4.4 Schlauchset SCS001

Um die Reibungskraft beim Quetschvorgang des Schlauchsets zu reduzieren, kann zusätzlich zum Pumpenrollendesign auch die Normalkraft auf die Pumpenrollen durch ein weiches und elastischeres Schlauchmaterial herabgesetzt werden. Daher wurde die Motorstromaufnahme

beim Einsatz verschiedener Schlauchmaterialien gemessen, welche eine geringere Härte als das originale Schlauchset aufweisen. Um diese alternativen Schlauchmaterialien in das bestehende Pumpmodul einlegen und testen zu können, war es notwendig sogenannte „Ohr-Adapter“ daran zu befestigen.

Wie erwartet, lagen die Ergebnisse der Motorstromaufnahme bei weicheren Schlauchmaterialien deutlich unter denen der härteren Materialien. Die Stromwerte beim Einsatz der weichen Materialien, wie Silikon und Scientific, unterschieden sich kaum von den Stromwerten des unbelasteten Pumpmoduls (ohne eingelegten Schlauch). Bei einer Messung lag der Wert der Stromaufnahme ohne Last sogar über dem Messwert mit Last. Diese Differenz von etwa 2mA ist auf die Messabweichung des Messgeräts bzw. der Messmethode zurückzuführen.

Ein wesentlicher Aspekt bei der Auswahl eines alternativen Schlauchmaterials war die Flussratenstabilität. Alle vier getesteten Materialien zeigten eine Reduktion der Flussrate über 48 Stunden. Dies ist auf die Abflachung des Schlauchs durch die mechanische Verformung durch die Pumpenrollen zurückzuführen. Dabei öffnet sich das Innenlumen des Schlauchs zwischen den Quetschvorgängen nicht mehr vollständig, was zu einer Verringerung des beförderten Volumens führt. Während die Abnahme der Flussrate beim Silikonschlauch, S-54-HL und ND-100-80 am geringsten ist, nimmt die Flussrate beim Scientific Schlauch am stärksten ab. Die Begründung liegt dabei bei den Abmessungen des Innen- und Außendurchmessers des Scientific-Schlauchs. Durch den größeren Innendurchmesser kann zwar ein größeres Volumen befördert werden, durch den geringen Außendurchmesser jedoch wird der Schlauch nicht ausreichend durch die Pumpenrollen gequetscht. Dies wird durch das Flussprofil des Scientific-Schlauchs bestätigt. Nur jede vierte Pumpenrolle quetscht den Schlauch ausreichend stark. Bei den anderen Rollen findet offensichtlich kein Quetschvorgang statt. Die Begründung dafür liegt vermutlich in den Fertigungstoleranzen der einzelnen Pumpenrollen und des Pumpenrotors.

Die Flussprofile der anderen drei Schlauchmaterialien unterscheiden sich kaum voneinander. Lediglich der Rückfluss ist beim Schlauch aus Silikon im Vergleich zu den anderen Materialien etwas größer. Eine mögliche Ursache dafür könnte sein, dass sich das Innenlumen dieses flexiblen Materials nach einem Quetschvorgang schneller öffnet als es die nächste Pumpenrolle wieder schließen kann. In diesem kurzen Zeitfenster wird der eingangsseitige Unterdruck im Schlauchinneren ausgeglichen und erzeugt dadurch einen Rückstrom. Die gemessene Flussrate liegt im Durchschnitt dennoch über dem eingestellten Sollwert. Denn durch das schnelle Öffnen des Innenlumens kann auch wieder mehr Volumen pro Quetschvorgang befördert werden.

4.5 Auswahl einer Gesamtlösung

Anhand einer Entscheidungsmatrix wurden die Teillösungen ausgesucht, welche die meisten Vorteile mit sich bringen und dennoch mit angemessenem Aufwand realisierbar sind.

Die Auswahl des Motortyps fiel auf den **Motor 0816P003SR** von Faulhaber. Diese Motor-Getriebe-Einheit bietet, im Vergleich zu den anderen Möglichkeiten, ein sehr hohes Dauerdrehmoment und hohe Leistung bei kleiner Leerlaufdrehzahl und ist dennoch kompatibel mit der bestehenden Elektronik. Einziger Nachteil ist der größere Durchmesser von 8mm, wodurch eine Anpassung der Motorbefestigung am Pumpmodul notwendig ist. Da die Vorteile dennoch eindeutig überwiegen, wurde dieser Motor für den Prototyp ausgewählt.

Der erste Vergleichstest zwischen fixierter und flexibler Motorachse ließ bereits vermuten, dass mögliche Schrägstellungen und Verspannungen der Motor- bzw. Getriebeachse einen Einfluss auf den Stromverbrauch des Motors haben. Beim Zusammenbau weiterer Pumpmodule wurde dieser Verdacht bestätigt. Kleinste Belastungen der Getriebeachse in axialer oder radialer Richtung hatten einen sofortigen Anstieg der Motorstromaufnahme zur Folge. Zusätzlich wird durch diese Belastung die Lebensdauer des Getriebes deutlich verkürzt. Durch die derzeit eingesetzte Fixierung des Motors im Pumpmodul, kann es bei der Montage sehr leicht zu Schrägstellungen und Verspannungen der Getriebeachse kommen, welche aber im Nachhinein nicht erkannt werden können. Für den Prototyp wurde daher diese Fixierung des Motors durch eine **flexible Kupplung** ersetzt. Diese gleicht mögliche Schrägstellungen und Verspannungen aus und die Belastungen werden nicht auf die Getriebeachse übertragen. Diese Konstruktion hat zusätzlich den Vorteil, dass das Pumpmodul bei Bedarf ohne großen Aufwand vom Motor entfernt werden kann.

Bei den Pumpenrollen wurde die Entscheidung für das Material **Iglidur P210** getroffen. Dieser Kunststoff hat einen sehr geringen Reibungskoeffizienten gegenüber Stahl, ist selbstschmierend und bietet dennoch eine gute Festigkeit. Zusätzlich zeigten die ersten Versuche beim Einsatz dieser Pumpenrollen sehr vielversprechende Ergebnisse.

Für die Auswahl der Spannungsversorgung wurde neben den getesteten Batterietypen auch eine Netzversorgung und Versorgung mittels Akku in Betracht gezogen. Akkus haben den Vorteil die Kosten und den Verbrauch an umweltbelastenden Batterien zu reduzieren. Allerdings müsste für den Einsatz bei klinischen Studien der Akkuzustand regelmäßig überwacht und überprüft werden was für den Anwender zeitlichen Mehraufwand bedeutet. Daher wäre die Verwendung von Akkus nur für den präklinischen Einsatz geeignet. Eine reine Netzversorgung der Mikroperfusionspumpe bietet zwar eine stabile und unbegrenzte Spannungsversorgung, wäre aber aufgrund der eingeschränkten Mobilität nicht praktikabel.

Daher würde nur eine Kombination der Netzversorgung mit zusätzlichem Batteriebetrieb für diese Anwendung in Frage kommen. Die Medizinproduktezulassung eines Gerätes mit Netzversorgung erfordert allerdings aufwändigere Überprüfungen in Hinsicht auf die elektrische Sicherheit als ein batteriebetriebenes Gerät. Daher wurde für den Prototyp eine Versorgung mit der **Lithium Batterie ER18505M** gewählt. Dieser Batterietyp hat neben den besten Leistungsdaten auch die besten Ergebnisse bei den ersten Versuchen gezeigt. Eine zusätzliche Netzversorgung der Mikroperfusionspumpe wird aber für die langfristige Weiterentwicklung in Betracht gezogen.

Der Pumpschlauch aus Silikon lieferte die besten Ergebnisse in Hinsicht auf den Motorstromverbrauch und die Flussratenstabilität. Allerdings sind auch hier weitere Entwicklungsschritte notwendig, um dieses Schlauchmaterial am Menschen einsetzen zu dürfen. Neben der Überprüfung auf Biokompatibilität und Adsorption muss auch eine Möglichkeit für die Verklebung dieses Materials gefunden werden. Bei ersten Versuchen mit verschiedenen Klebstoffen war zunächst die Haftwirkung auf Silikon zu gering und durch den anschließenden Einsatz von Primern wurde das Material spröde und brüchig. Aber auch die Verwendung eines Schlauchsets aus Silikon oder ähnlichen Materialien wird für die langfristige Weiterentwicklung des Gesamtsystems in Betracht gezogen. Für den Prototypentest wurde allerdings das derzeit eingesetzte Schlauchmaterial **Tygon S-54-HL** verwendet.

4.6 Erstellung und Test des Prototyps

Der aus den einzelnen Teillösungen zusammengesetzte Prototyp wurde im ersten Schritt im Batteriebetrieb über 48h und anschließend im Dauerbetrieb über 1000h getestet.

Die Überprüfung des Prototyps im Batteriebetrieb hat gezeigt, dass eine Anwendung der Pumpe mit einer einzelnen Batterie über **34,5 Stunden** möglich ist. Dieser Wert liegt zwar weit unter dem gewünschten Wert von 48 Stunden, erfüllt aber dennoch die geforderte Mindestbetriebsdauer von 24h. Auch die während des Versuchs gemessenen Flussraten bei 1µl/min und 10µl/min liegen innerhalb des Akzeptanzbereichs von $\pm 20\%$. Der Prototyp funktionierte während dem gesamten Versuchsverlauf einwandfrei, es konnten keine Probleme oder Mängel festgestellt werden. Da nur eine einzelne Überprüfung des Prototyps im Batteriemodus durchgeführt wurde, sind die Ergebnisse in Hinsicht auf Verschleiß und Ausfallsicherheit nicht aussagekräftig. Dieser Versuch ermöglicht aber dennoch eine erste Abschätzung der Betriebsdauer des Prototyps mit einer Batterie.

Um die Wartungshäufigkeit und Zuverlässigkeit abschätzen zu können, wurde der Prototyp anschließend im Dauerbetrieb über 1000h getestet. Zum Vergleich wurden noch jeweils zwei der Motoren 0816P003S und 1024P003S in ein Pumpmodul verbaut und zeitgleich getestet.

Da die Strommessung der Software Motion Manager zu fehlerbehaftet ist und mittels Digitalmultimeter nicht an sechs Modulen gleichzeitig gemessen werden konnte, war ein aufwändigerer Messaufbau notwendig. Dieser wurde durch eine National Instruments Messkarte und Labview realisiert.

Bei den ersten Messversuchen kam es zu Problemen bei der Speicherung der Strommesswerte. In den Logdateien fehlten häufig Strommesswerte oder es kam zu Sprüngen in den Zeitangaben. Mit Hilfe einer Wait-Funktion in der Programmschleife konnte die CPU-Auslastung und somit auch die Fehlerhäufigkeit verringert werden. Durch Änderung des Speicherformats von einer Excel-Datei auf eine Textdatei konnte das Problem schließlich behoben werden.

Beim Dauerbetrieb der sechs Module über einen Zeitraum von 1000 Stunden funktionierten die beiden Motoren des Prototyps am längsten. Mit einer Dauer von insgesamt 1092 Stunden waren diese doppelt so lang im Betrieb wie die beiden Motoren 0816P003S. Da beide Motortypen mit demselben Getriebe ausgestattet sind, kann dieser große Unterschied in der Lebensdauer nur auf die unterschiedlich hohe Leistung der Motoren zurückgeführt werden. Der Motor 0816P00SR liegt mit einer Leistung von 400mW deutlich über der des Motors 0816P003S mit 170mW. Mit dieser hohen Leistung gelingt es dem Motor auch ein bereits verlustbehaftetes Getriebe noch länger anzutreiben.

Die beiden 1024P003S Motoren versagten etwa nach 800 Stunden. Diese Motoren waren mit einer Leistung von 970mW und einem Drehmoment des Getriebes von 100mNm mit Abstand die stärksten Prüfobjekte. Da aber die Motorbefestigung am Pumpmodul für den größeren Motordurchmesser von 10mm nicht ausgelegt war und somit aufgebohrt werden musste, könnte es wieder zu Schrägstellungen oder Verspannungen der Getriebeachse gekommen sein. Diese könnten eine Erklärung für den relativ frühen Ausfall dieser leistungsstarken Motoren sein.

Etwa 30 Stunden vor dem Ausfall der einzelnen Motoren ist ein Anstieg der Strommaxima zu sehen. Dies könnte ein Hinweis auf einen angehenden Defekt des Getriebes sein. Über eine regelmäßige Überwachung der Motorstromaufnahme in der Mikroperfusionspumpe könnte so ein bevorstehender Motor- bzw. Getriebedefekt erkannt und rechtzeitig behoben werden.

Bei allen getesteten Einheiten waren defekte Getriebe Ursache für den Ausfall bzw. Steckenbleiben des Motors. Wurden die Getriebe von den Motoren entfernt, konnten die

Motoren weiter in Betrieb genommen werden. Auch bei den Pumpmodulen selbst konnte nach diesem Dauerbetrieb keine Abnützung oder Verschleiß festgestellt werden. Der Pumpenrotor und die einzelnen Pumpenrollen ließen sich ohne spürbaren Widerstand drehen. Daher bietet insbesondere das Getriebe in Hinsicht auf das Drehmoment starkes Verbesserungspotential um die Lebensdauer der gesamten Pumpeinheit noch weiter zu erhöhen.

5 Zusammenfassung und Ausblick

Ziel dieser Arbeit war es, die Mikroperfusionspumpe MPP101 weiterzuentwickeln und die Leistungsfähigkeit zu verbessern. Dabei standen die Steigerung der Zuverlässigkeit bzw. Ausfallsicherheit bei der Anwendung und die Senkung der Wartungshäufigkeit im Vordergrund. Mit Hilfe einer Funktionsstruktur und der Ermittlung wichtiger Kenndaten wurden verschiedene Lösungsmöglichkeiten gesucht um die bestehenden Schwierigkeiten der Mikroperfusionspumpe zu beheben. Anhand von Versuchen wurden die Lösungsmöglichkeiten getestet und bewertet und schlussendlich zu einer Gesamtlösung kombiniert. Diese Gesamtlösung wurde in einem Prototyp realisiert und in einer finalen Überprüfung auf die zu Beginn festgelegten Anforderungen getestet. Dieser letzte Versuch hat gezeigt, dass alle geforderten Akzeptanzkriterien durch den Prototyp eingehalten werden konnten. Da aber generell wenige Prüfobjekte für die Untersuchungen herangezogen wurden, sind mehr Wiederholungen notwendig um aussagekräftige Ergebnisse zu erhalten. Daher wird sich die Tauglichkeit dieser Lösung erst bei weiteren Anwendungen zeigen.

Tabelle 5-1: Prüfung auf Erfüllung der Anforderungen

Anforderung	Akzeptanzkriterien	Ergebnisse Prototyp	Kriterien erfüllt?
Zuverlässigkeit / Ausfallsicherheit der Pumpe	Pumpe muss nach dem Einlegen einer neuen Batterie und eines neuen Schlauchsets einwandfrei starten (es darf kein zusätzliches Eingreifen durch den Anwender erforderlich sein)	Einwandfreier Betriebsstart Siehe 3.3.1	✓
	Ausfallfreier Spül-Betrieb mit mindestens 5µl/min über mindestens 15min.	Ausfallfreier Betrieb mit 10µl/min über 15min Siehe 3.3.1	✓
	Ausfallfreier Sampling-Betrieb mit 1µl/min über mindestens 48h.	Ausfallfreier Betrieb mit 1µl/min über 48Stunden. Siehe 3.3.1	✓
	Maximal ein Batterietausch in 24 Stunden	Betrieb mit einer Batterie über 34,5 Stunden. Siehe 3.3.1	✓

Anforderung	Akzeptanzkriterien	Ergebnisse Prototyp	Kriterien erfüllt?
Stabilität der Flussrate	Maximale Abweichung der Flussrate bei 1µl/min über einen Zeitraum von 48h: Muss: ±20% Soll: ±10%	Maximale Abweichung der Flussrate bei 1µl/min von +7,2% bzw. -12% über einen Zeitraum von 48h. Siehe 3.3.1	✓
Stabilität der Flussrate	lageunabhängig	Max. Auswirkung eines Umgebungsdruck von ± 0,1bar auf die Flussrate beträgt ±10% Siehe 2.1.2.5	✓
Wartungsaufwand	Austausch von Komponenten maximal alle 500 Betriebsstunden erforderlich	Ausfallfreier Dauerbetrieb des Prototyps über 1092 Stunden. Siehe 3.3.2	✓

Die Ergebnisse dieser Arbeit bestätigen eine deutliche Verbesserung der Leistungsfähigkeit und Standzeit des neuen Prototyps gegenüber dem bestehenden Gerät. Allerdings konnte auch ein starkes Verbesserungspotential einzelner Komponenten entdeckt werden. So könnte durch den Einsatz eines weicheren Schlauchmaterials die Motorstromaufnahme gesenkt und dadurch die Betriebsdauer bei Batterieversorgung gesteigert werden. Ein stärkeres Getriebe könnte zusätzlich die Lebensdauer der Pumpeinheit verlängern und so den Wartungsaufwand weiter minimieren. Und eine Kombination aus Netz- und Batterieversorgung könnte ohne Verlust der Mobilität den Batterieverbrauch wesentlich senken.

6 Literaturverzeichnis

- [1] Fischer D: Die Pharmaindustrie: Einblick Durchblick Perspektiven. Berlin – Heidelberg, Springer Verlag (2013)
- [2] Surber C, Wilhelm KP, Bermann D, Maibach H: In vivo skin penetration of acitretin in volunteers using three sampling techniques. Pharm. Res. 10: 1291–1294 (1993)
- [3] Pahl G, Beitz W: Konstruktionslehre – Grundlagen erfolgreicher Produktentwicklung Methoden und Anwendung. Berlin – Heidelberg, Springer Verlag (2005)
- [4] Mann D: Hands on Systematic Innovation. UK, Lazarus Press (2007)
- [5] Czichos H, Habig KH: Tribologie-Handbuch – Tribometrie, Tribomaterialien, Tribotechnik. Vieweg+Teubner Verlag (2010)
- [6] Dr. Fritz Faulhaber GmbH&Co.KG: Technische Informationen. Schönaich, Verlag (4. Auflage, 2012-2013)
- [7] Dr. Fritz Faulhaber GmbH&Co.KG: Gerätehandbuch Motion Controller MCDC 3002/03/06. Schönaich, Verlag (2. Auflage, 2012)
- [8] Igus Deutschland: Allgemeine Informationen zu Iglidur® -Gleitlagern
- [9] Kuchling H: Taschenbuch der Physik. Hanser Verlag (20. Auflage, 2010)

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1-1:	Schematischer Aufbau des OFM Systems	11
Abbildung 1-2:	Darstellung der Peristaltikmodule.....	13
Abbildung 1-3:	Explosionsdarstellung der Komponenten des Peristaltikmoduls:	15
Abbildung 2-1:	Schematische Herangehensweise an die Problemstellung	17
Abbildung 2-2:	Funktionsstruktur der Mikroperfusionspumpe MPP101.....	20
Abbildung 2-3:	Messaufbau zur Ermittlung des Lastdrehmoments:.....	24
Abbildung 2-4:	Verlauf der Kraft bei einer Geschwindigkeit von 280mm/min	26
Abbildung 2-5:	Stromaufnahme der Mikroperfusionspumpe.....	28
Abbildung 2-6:	Messaufbau zur Bestimmung der Kraft auf die Pumpenrollen	29
Abbildung 2-7:	Parallele Messung der Kraft, der Flussrate und des Spaltmaßes	30
Abbildung 2-8:	Motor mit fixierter Achse (links) und flexibler Achse (rechts)	31
Abbildung 2-9:	Stromaufnahme des Motors bei fixierter und flexibler Motorachse	32
Abbildung 2-10:	Messaufbau zur Überprüfungen der Abhängigkeit der Flussrate	34
Abbildung 2-11:	Verdrahtung der seriellen Schnittstellen für den Netzwerkmodus	44
Abbildung 2-12:	Messaufbau zum Vergleich verschiedener Pumpenrollen	45
Abbildung 2-13:	„Ohr-Adapter“ zur Überprüfung alternativer Schlauchmaterialien	47
Abbildung 2-14:	Messaufbau zur Strommessung mehrerer Pumpmodule:.....	52
Abbildung 2-15:	Front Panel des Labview-Programms zur Motorstrommessung.....	53
Abbildung 2-16:	Pulsweitenmodulation zur Drehzahlsteuerung des Motors.....	54
Abbildung 3-1:	Stromaufnahme und Ist-Drehzahl der Motoren	59
Abbildung 3-2:	Vergleich der Motorstromaufnahme	61
Abbildung 3-3:	Ergebnisse der Flussratenmessung.....	62
Abbildung 3-4:	Darstellung des Flussprofils	63
Abbildung 3-5:	Stromaufnahme der Mikroperfusionspumpe.....	64
Abbildung 3-6:	Messergebnisse der Motorstromaufnahme	70

Tabellenverzeichnis

Tabelle 2-1:	Wesentliche Anforderungen an die Mikroperfusionspumpe	19
Tabelle 2-2:	Ermittelte Kraftmesswerte und das daraus resultierende Drehmoment ...	25
Tabelle 2-3:	Eingestellte Flussraten mit den dazugehörigen Drehzahlen des Motors .	27
Tabelle 2-4:	Einfluss des Drucks auf die Flussrate:	35
Tabelle 2-5:	Testmethoden zur Überprüfung der Anforderungen an den Prototyp	49
Tabelle 3-1:	Berechnete Kennwerte verschiedener Motoren am Betriebspunkt	57
Tabelle 3-2:	Entscheidungsmatrix zur Auswahl der Gesamtlösung.....	66
Tabelle 3-3:	Ergebnisse der Überprüfung des Prototyps.....	69
Tabelle 5-1:	Prüfung auf Erfüllung der Anforderungen	82

7 Appendix

Datenblatt DC-Kleinstmotor 0615P003S (Faulhaber, Deutschland).....	Seite 90
Datenblatt Planetengetriebe 06/1K (Faulhaber, Deutschland).....	Seite 91
Datenblatt DC-Kleinstmotor 0816P003S (Faulhaber, Deutschland).....	Seite 92
Datenblatt DC-Kleinstmotor 0816P003SR (Faulhaber, Deutschland).....	Seite 93
Datenblatt Planetengetriebe 08/1K (Faulhaber, Deutschland).....	Seite 94
Datenblatt DC-Kleinstmotor 1024P003S (Faulhaber, Deutschland).....	Seite 95
Datenblatt Planetengetriebe 10/1K (Faulhaber, Deutschland).....	Seite 96
Datenblatt DC-Kleinstmotor RE8 (Maxon Motor, Schweiz).....	Seite 97
Datenblatt Planetengetriebe GP 8A (Maxon Motor, Schweiz).....	Seite 98
Datenblatt Batterie ER18505 (Emmerich, Deutschland)	Seite 99
Datenblatt Batterie ER18505 (EVE, China)	Seite 100
Datenblatt Batterie ER18505M (EVE, China).....	Seite 101
Datenblatt Schlauch Tygon S-54-HL (Saint Gobain, Frankreich)	Seite 102
Datenblatt Schlauch Tygon ND-100-80 (Saint Gobain, Frankreich)	Seite 103
Datenblatt Micro-Polyurethane Tubing (Scientific Inc., USA).....	Seite 104
Datenblatt Silikonschlauch (Saint Gobain, Frankreich)	Seite 105
Datenblatt Rollenmaterial Edelstahl 1.4305.....	Seite 106
Datenblatt Rollenmaterial Messing/Rotguß	Seite 107
Datenblatt Rollenmaterial PAS-LX (Faigle, Österreich)	Seite 108
Datenblatt Rollenmaterial Iglidur P210 (Igus, Deutschland)	Seite 109
Blockdiagramm Labview-Programm (National Instruments, USA).....	Seite 110

DC-Kleinstmotoren

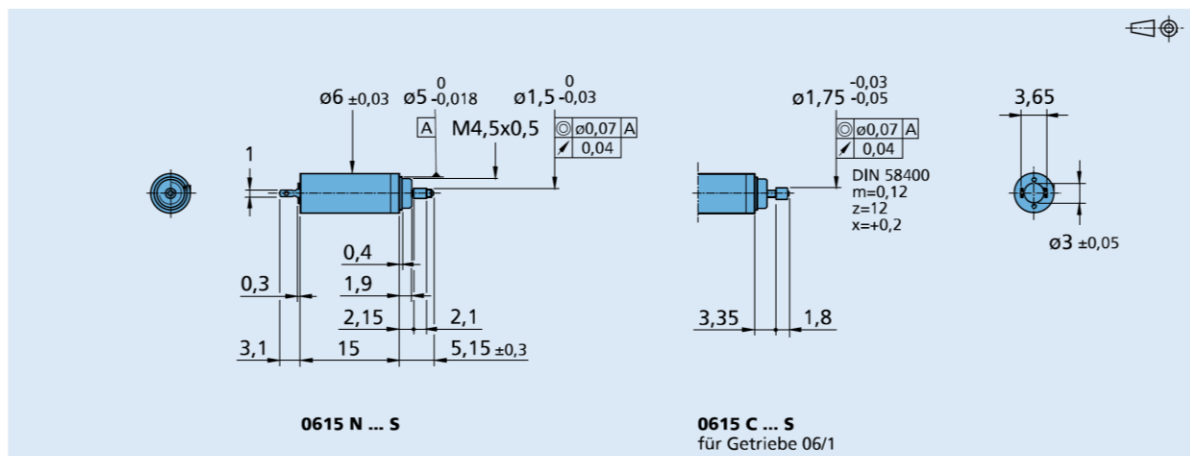
Edelmetallkommutierung

0,11 mNm

Kombinierbar mit
Getriebe:
06/1
Encoder:
HXM3-64, PA2-50

Serie 0615 ... S

	0615 N		1,5 S	003 S	4,5 S	
1 Nennspannung	U_N		1,5	3	4,5	V
2 Anschlusswiderstand	R		3,9	16,2	37,7	Ω
3 Abgabeleistung	$P_{z\ max.}$		0,12	0,12	0,11	W
4 Wirkungsgrad, max.	$\eta_{\ max.}$		52	50	48	%
5 Leerlaufdrehzahl	n_0		19 100	20 200	20 000	rpm
6 Leerlaufstrom (bei Wellen \varnothing 0,8 mm)	I_0		0,03	0,016	0,012	A
7 Anhaltmoment	M_H		0,24	0,22	0,21	mNm
8 Reibungsdrehmoment	M_R		0,02	0,02	0,02	mNm
9 Drehzahlkonstante	k_n		13 840	7 346	4 872	rpm/V
10 Generator-Spannungskonstante	k_E		0,072	0,136	0,205	mV/rpm
11 Drehmomentkonstante	k_M		0,69	1,3	1,96	mNm/A
12 Stromkonstante	k_i		1,449	0,769	0,51	A/mNm
13 Steigung der n-M-Kennlinie	$\Delta n/\Delta M$		78 224	91 538	93 713	rpm/mNm
14 Anschlussinduktivität	L		12	39	95	μ H
15 Mechanische Anlaufzeitkonstante	τ_m		8	10	10	ms
16 Rotorträgheitsmoment	J		0,01	0,01	0,01	gcm ²
17 Winkelbeschleunigung	$\alpha_{\ max.}$		244	221	213	$\cdot 10^3$ rad/s ²
18 Wärmewiderstände	$R_{th\ 1} / R_{th\ 2}$	35 / 76				K/W
19 Thermische Zeitkonstante	τ_{w1} / τ_{w2}	2,6 / 110				s
20 Betriebstemperaturbereich:						
– Motor		-30 ... +85 (Sonderausführung -30 ... +125)				°C
– Rotor, max. zulässig		+85 (Sonderausführung +125)				°C
21 Wellenlagerung		Sinterlager				
22 Wellenbelastung, max. zulässig:						
– für Wellendurchmesser		0,8				mm
– radial bei 3 000 rpm (1,5 mm vom Lager)		0,5				N
– axial bei 3 000 rpm		0,1				N
– axial im Stillstand		20				N
23 Wellenspiel						
– radial	\leq	0,03				mm
– axial	\leq	0,15				mm
24 Gehäusematerial		Stahl, schwarz beschichtet				
25 Gewicht		2				g
26 Drehrichtung		rechtsdrehend auf Abtriebswelle gesehen				
Empfohlene Werte - diese gelten unabhängig voneinander						
27 Drehzahl bis	$n_{le\ max.}$		13 000	13 000	13 000	rpm
28 Dauerdrehmoment bis	$M_{e\ max.}$		0,11	0,11	0,11	mNm



Angaben zu Gewährleistung und Lebensdauer sowie weitere technische Erläuterungen siehe „Technische Informationen“, Edition 2012 – 2013

© DR. FRITZ FAULHABER GMBH & CO. KG
Änderungen vorbehalten
www.faulhaber.com

Planetengetriebe

25 mNm

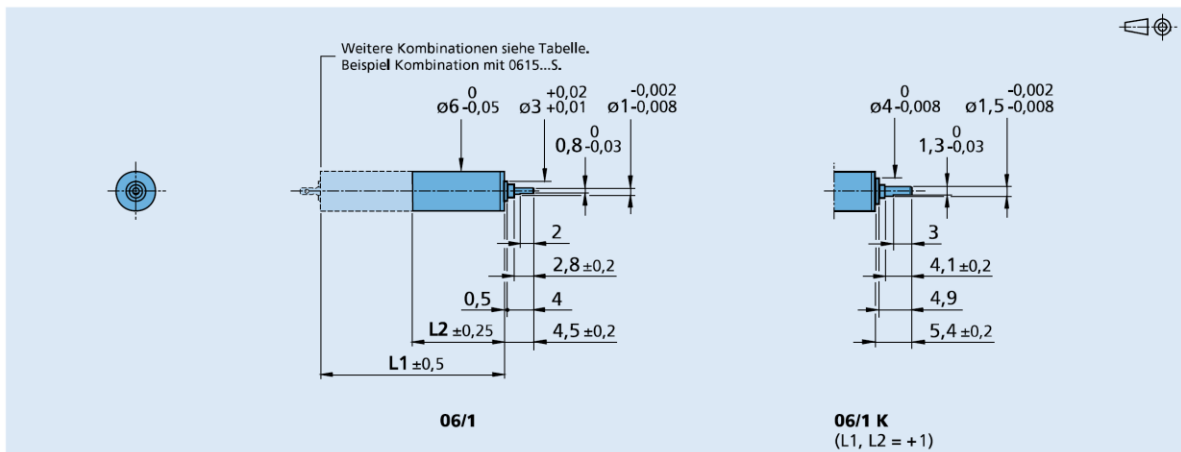
Kombinierbar mit
DC-Kleinstmotoren
Bürstenlose DC-Motoren
Schrittmotoren

Serie 06/1

	06/1	06/1K
Gehäusewerkstoff	Stahl	Stahl
Zahnräderwerkstoff	Stahl	Stahl
Max. empfohlene Eingangsdrehzahl für:		
– Dauerbetrieb	8 000 rpm	8 000 rpm
Getriebeispiel, unbelastet	≤ 3°	≤ 3°
Abtriebswellenlager	Sinterlager	Kugellager
Max. zulässige Wellenbelastung:		
– radial (3,5 mm vom Befestigungsflansch)	≤ 0,5 N	≤ 5 N
– axial	≤ 0,5 N	≤ 3 N
Maximale Aufpresskraft	≤ 3,5 N	≤ 5 N
Wellenspiel:		
– radial (3,5 mm vom Befestigungsflansch)	≤ 0,04 mm	≤ 0,05 mm
– axial	≤ 0,1 mm	≤ 0,05 mm
Betriebstemperaturbereich	- 30 ... + 100 °C	- 30 ... + 100 °C

Technische Daten

		1	2	3	4	5	6
Anzahl Getriebestufen							
Dauerdrehmoment	mNm	25	25	25	25	25	25
Kurzzeitdrehmoment	mNm	35	35	35	35	35	35
Gewicht ohne Motor, ca.	g	2	2,8	3,4	4	4,4	5
Wirkungsgrad, max.	%	90	80	70	60	55	48
Drehsinn der Welle, Antrieb zu Abtrieb		=	=	=	=	=	=
Untersetzung (absolut)		4:1	16:1	64:1	256:1	1 024:1	4 096:1
L2 [mm] = Getriebelänge		9,2	11,9	14,6	17,3	20,0	22,7
L1 [mm] = Länge mit Motor							
	0615C...S	24,2	26,9	29,6	32,3	35,0	37,7
	0620C...B	29,2	31,9	34,6	37,3	40,0	42,7
	ADM0620...-05	18,8	21,5	24,2	26,9	29,6	32,3



Angaben zu Gewährleistung und Lebensdauer sowie weitere technische Erläuterungen siehe „Technische Informationen“.
Edition 2012 – 2013

© DR. FRITZ FAULHABER GMBH & CO. KG
Änderungen vorbehalten
www.faulhaber.com

DC-Kleinstmotoren

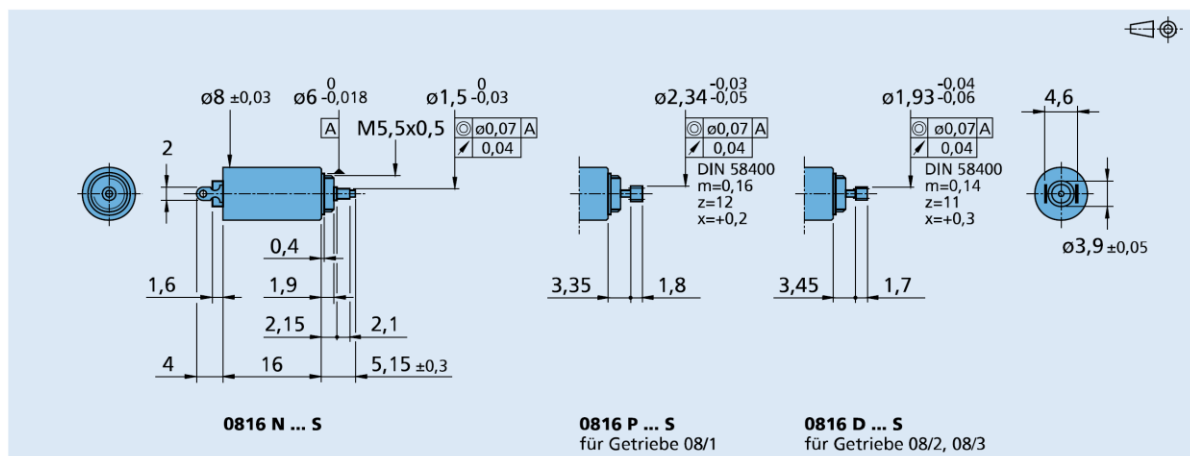
Edelmetallkommutierung

0,15 mNm

Kombinierbar mit
 Getriebe:
 08/1, 08/2, 08/3
 Encoder:
 HEM3-256-W, PA2-50

Serie 0816 ... S

	0816 N	003 S	006 S	008 S	
1 Nennspannung	U_N	3	6	8	V
2 Anschlusswiderstand	R	11,5	47	75,7	Ω
3 Abgabeleistung	$P_{2 \max.}$	0,17	0,16	0,18	W
4 Wirkungsgrad, max.	$\eta_{\max.}$	52	51	50	%
5 Leerlaufdrehzahl	n_0	15 700	15 800	16 500	rpm
6 Leerlaufstrom (bei Wellen \varnothing 1 mm)	I_0	0,016	0,008	0,006	A
7 Anhaltmoment	M_H	0,41	0,4	0,4	mNm
8 Reibungsdrehmoment	M_R	0,04	0,04	0,04	mNm
9 Drehzahlkonstante	k_n	5 617	2 851	2 329	rpm/V
10 Generator-Spannungskonstante	k_E	0,178	0,351	0,429	mV/rpm
11 Drehmomentkonstante	k_M	1,7	3,35	4,1	mNm/A
12 Stromkonstante	k_i	0,588	0,299	0,244	A/mNm
13 Steigung der n-M-Kennlinie	$\Delta n/\Delta M$	37 999	39 993	43 003	rpm/mNm
14 Anschlussinduktivität	L	47	195	310	μ H
15 Mechanische Anlaufzeitkonstante	τ_m	12	13	14	ms
16 Rotorträgheitsmoment	J	0,03	0,03	0,03	gcm ²
17 Winkelbeschleunigung	$\alpha_{\max.}$	138	132	133	$\cdot 10^3$ rad/s ²
18 Wärmewiderstände	R_{th1} / R_{th2}	30 / 61			K/W
19 Thermische Zeitkonstante	τ_{w1} / τ_{w2}	2,9 / 207			s
20 Betriebstemperaturbereich:					
– Motor		-30 ... +85 (Sonderausführung -30 ... +125)			°C
– Rotor, max. zulässig		+85 (Sonderausführung +125)			°C
21 Wellenlagerung		Sinterlager			
22 Wellenbelastung, max. zulässig:					
– für Wellendurchmesser		1			mm
– radial bei 3 000 rpm (1,5 mm vom Lager)		0,5			N
– axial bei 3 000 rpm		0,1			N
– axial im Stillstand		20			N
23 Wellenspiel					
– radial	\leq	0,03			mm
– axial	\leq	0,2			mm
24 Gehäusematerial		Stahl, vernickelt			
25 Gewicht		3,5			g
26 Drehrichtung		rechtsdrehend auf Abtriebswelle gesehen			
Empfohlene Werte - diese gelten unabhängig voneinander					
27 Drehzahl bis	$n_{e \max.}$	13 000	13 000	13 000	rpm
28 Dauerdrehmoment bis	$M_{e \max.}$	0,15	0,15	0,15	mNm



Angaben zu Gewährleistung und Lebensdauer sowie weitere technische Erläuterungen siehe „Technische Informationen“. Edition 2012 – 2013

© DR. FRITZ FAULHABER GMBH & CO. KG
 Änderungen vorbehalten
www.faulhaber.com

DC-Kleinstmotoren

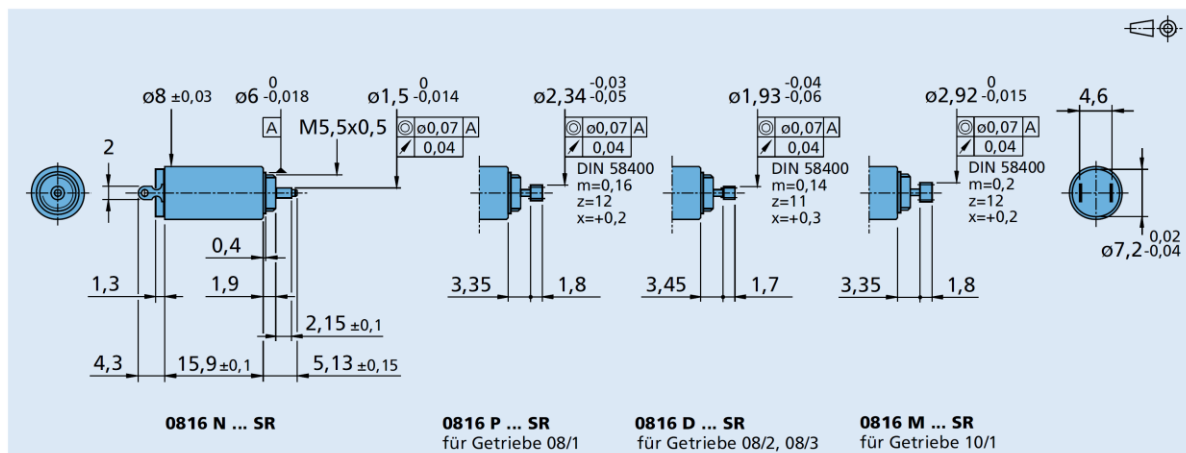
Edelmetallkommutierung

0,7 mNm

Kombinierbar mit
 Getriebe:
 08/1, 08/2, 08/3, 10/1
 Encoder:
 HEM3-256-W, PA2-50

Serie 0816 ... SR

	0816 N	003 SR	006 SR	009 SR	012 SR	
1 Nennspannung	U_N	3	6	9	12	V
2 Anschlusswiderstand	R	5,3	20,9	48	106,8	Ω
3 Abgabeleistung	$P_{2 \text{ max.}}$	0,4	0,4	0,4	0,3	W
4 Wirkungsgrad, max.	$\eta_{\text{max.}}$	70	68	68	67	%
5 Leerlaufdrehzahl	n_0	13 000	13 200	13 500	12 400	rpm
6 Leerlaufstrom (bei Wellen ϕ 1 mm)	I_0	0,015	0,009	0,006	0,004	A
7 Anhaltmoment	M_H	1,19	1,16	1,12	0,97	mNm
8 Reibungsdrehmoment	M_R	0,03	0,04	0,03	0,03	mNm
9 Drehzahlkonstante	k_n	4 442	2 279	1 550	1 069	rpm/V
10 Generator-Spannungskonstante	k_E	0,225	0,439	0,645	0,935	mV/rpm
11 Drehmomentkonstante	k_M	2,15	4,19	6,16	8,93	mNm/A
12 Stromkonstante	k_I	0,465	0,239	0,162	0,112	A/mNm
13 Steigung der n-M-Kennlinie	$\Delta n / \Delta M$	10 949	11 368	12 080	12 789	rpm/mNm
14 Anschlussinduktivität	L	53	217	507	1 054	μH
15 Mechanische Anlaufzeitkonstante	τ_m	5,8	6,2	6,4	6,6	ms
16 Rotorträgheitsmoment	J	0,05	0,05	0,05	0,05	gcm^2
17 Winkelbeschleunigung	$\alpha_{\text{max.}}$	235	224	220	196	$\cdot 10^3 \text{rad/s}^2$
18 Wärmewiderstände	$R_{\text{th } 1} / R_{\text{th } 2}$	20 / 48				K/W
19 Thermische Zeitkonstante	τ_{w1} / τ_{w2}	4,2 / 242				s
20 Betriebstemperaturbereich:						
- Motor		-30 ... +85				$^{\circ}\text{C}$
- Rotor, max. zulässig		+85				$^{\circ}\text{C}$
21 Wellenlagerung		Sinterlager				
22 Wellenbelastung, max. zulässig:						
- für Wellendurchmesser		1				mm
- radial bei 3 000 rpm (1,5 mm vom Lager)		0,7				N
- axial bei 3 000 rpm		0,1				N
- axial im Stillstand		20				N
23 Wellenspiel						
- radial	\leq	0,02				mm
- axial	\leq	0,2				mm
24 Gehäusematerial		Stahl, vernickelt				
25 Gewicht		4,5				g
26 Drehrichtung		rechtsdrehend auf Abtriebswelle gesehen				
Empfohlene Werte - diese gelten unabhängig voneinander						
27 Drehzahl bis	$n_{\text{e max.}}$	13 000	13 000	13 000	13 000	rpm
28 Dauerdrehmoment bis	$M_{\text{e max.}}$	0,7	0,7	0,7	0,7	mNm



Angaben zu Gewährleistung und Lebensdauer sowie weitere technische Erläuterungen siehe „Technische Informationen“.
 Edition 2012 Dec. 06

© DR. FRITZ FAULHABER GMBH & CO. KG
 Änderungen vorbehalten
www.faulhaber.com

Planetengetriebe

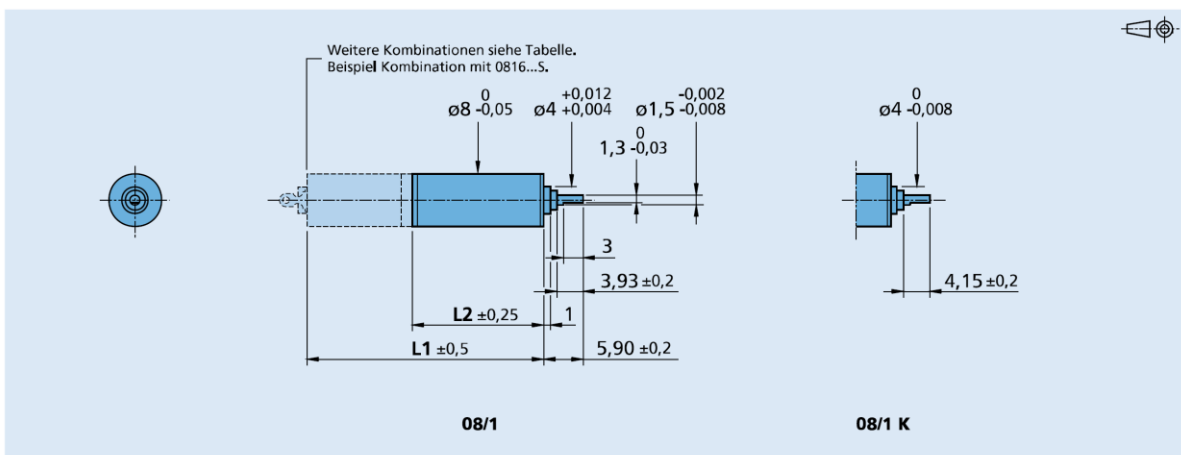
60 mNm

Kombinierbar mit
DC-Kleinstmotoren
Schrittmotoren

Serie 08/1

	08/1	08/1K
Gehäusewerkstoff	Metall	Metall
Zahnradwerkstoff	Stahl	Stahl
Max. empfohlene Eingangsdrehzahl für:		
- Dauerbetrieb	8 000 rpm	8 000 rpm
Getriebeispiel, unbelastet	$\leq 3^\circ$	$\leq 3^\circ$
Abtriebswellenlager	Sinterlager	Kugellager
Max. zulässige Wellenbelastung:		
- radial (4,5 mm vom Befestigungsflansch)	$\leq 0,8$ N	≤ 5 N
- axial	≤ 1 N	≤ 3 N
Maximale Aufpresskraft	≤ 5 N	≤ 5 N
Wellenspiel:		
- radial (4,5 mm vom Befestigungsflansch)	$\leq 0,04$ mm	$\leq 0,06$ mm
- axial	$\leq 0,1$ mm	$\leq 0,05$ mm
Betriebstemperaturbereich	- 30 ... + 100 °C	- 30 ... + 100 °C

Technische Daten		1	2	3	4	5	6
Anzahl Getriebestufen							
Dauerdrehmoment	mNm	60	60	60	60	60	60
Kurzzeitdrehmoment	mNm	120	120	120	120	120	120
Gewicht ohne Motor, ca.	g	2,9	3,8	4,6	5,4	6,3	7,1
Wirkungsgrad, max.	%	90	80	70	60	55	48
Drehsinn der Welle, Antrieb zu Abtrieb		=	=	=	=	=	=
Untersetzung (absolut)		4:1	16:1	64:1	256:1	1 024:1	4 096:1
L2 [mm] = Getriebelänge		9,6	12,3	15,0	17,7	20,4	23,1
L1 [mm] = Länge mit Motor	0816P...S	25,6	28,3	31,0	33,7	36,4	39,1
	AM0820...-08	23,4	26,1	28,8	31,5	34,2	36,9



Angaben zu Gewährleistung und Lebensdauer sowie weitere technische Erläuterungen siehe „Technische Informationen“. Edition 2012 – 2013

© DR. FRITZ FAULHABER GMBH & CO. KG
Änderungen vorbehalten
www.faulhaber.com

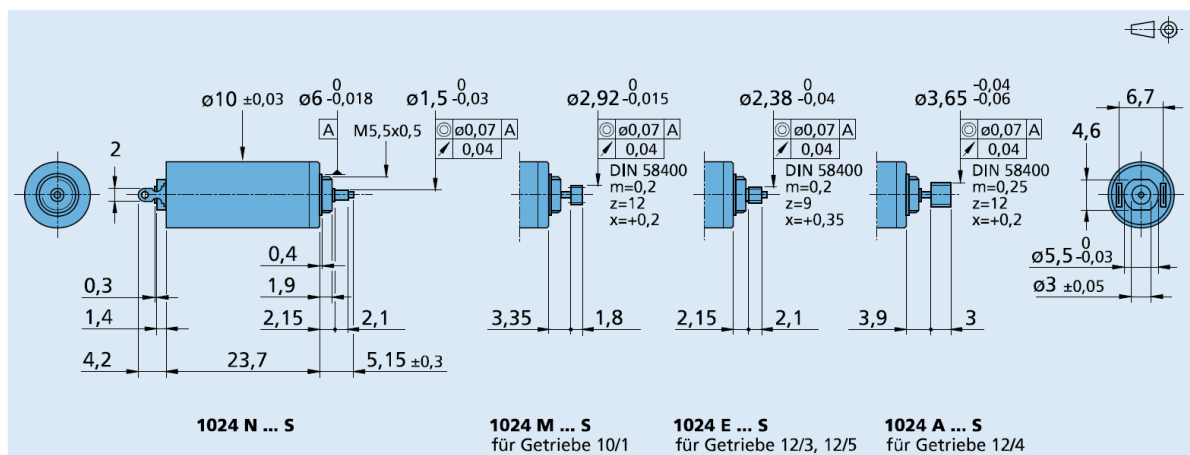
DC-Kleinstmotoren Edelmetallkommutierung

1,28 mNm

Kombinierbar mit
Getriebe:
10/1, 12/3, 12/4, 12/5
Encoder:
30B, HEM3-256-W, PA2-100

Serie 1024 ... S

	1024 N	003 S	006 S	012 S	
1 Nennspannung	U_N	3	6	12	V
2 Anschlusswiderstand	R	2,3	10,8	31,6	Ω
3 Abgabeleistung	$P_{2 \max}$	0,97	0,81	1,11	W
4 Wirkungsgrad, max.	η_{\max}	79	78	79	%
5 Leerlaufdrehzahl	n_0	13 800	13 200	14 700	rpm
6 Leerlaufstrom (bei Wellen \varnothing 1 mm)	I_0	0,016	0,008	0,004	A
7 Anhaltmoment	M_H	2,69	2,34	2,89	mNm
8 Reibungsdrehmoment	M_R	0,03	0,03	0,03	mNm
9 Drehzahlkonstante	k_n	4 658	2 231	1 240	rpm/V
10 Generator-Spannungskonstante	k_E	0,215	0,448	0,806	mV/rpm
11 Drehmomentkonstante	k_M	2,05	4,28	7,7	mNm/A
12 Stromkonstante	k_i	0,488	0,234	0,13	A/mNm
13 Steigung der n-M-Kennlinie	$\Delta n/\Delta M$	5 135	5 630	5 090	rpm/mNm
14 Anschlussinduktivität	L	26	100	344	μ H
15 Mechanische Anlaufzeitkonstante	τ_m	6	7	6	ms
16 Rotorträgheitsmoment	J	0,12	0,12	0,12	gcm^2
17 Winkelbeschleunigung	α_{\max}	224	195	241	$\cdot 10^3 \text{rad/s}^2$
18 Wärmewiderstände	R_{th1} / R_{th2}	14 / 41			K/W
19 Thermische Zeitkonstante	τ_{w1} / τ_{w2}	5 / 289			s
20 Betriebstemperaturbereich:					
– Motor		-30 ... +85 (Sonderausführung -30 ... +125)			$^{\circ}$ C
– Rotor, max. zulässig		+85 (Sonderausführung +125)			$^{\circ}$ C
21 Wellenlagerung		Sinterlager			
22 Wellenbelastung, max. zulässig:					
– für Wellendurchmesser		1			mm
– radial bei 3 000 rpm (1,5 mm vom Lager)		0,5			N
– axial bei 3 000 rpm		0,1			N
– axial im Stillstand		20			N
23 Wellenspiel					
– radial	Δr	0,03			mm
– axial	Δa	0,2			mm
24 Gehäusematerial		Stahl, schwarz beschichtet			
25 Gewicht		8,8			g
26 Drehrichtung		rechtsdrehend auf Abtriebswelle gesehen			
Empfohlene Werte - diese gelten unabhängig voneinander					
27 Drehzahl bis	$n_{e \max}$	12 000	12 000	12 000	rpm
28 Dauerdrehmoment bis	$M_{e \max}$	1,27	1,21	1,28	mNm



Angaben zu Gewährleistung und Lebensdauer sowie weitere technische Erläuterungen siehe „Technische Informationen“. Edition 2012 – 2013

© DR. FRITZ FAULHABER GMBH & CO. KG
Änderungen vorbehalten
www.faulhaber.com

Planetengetriebe

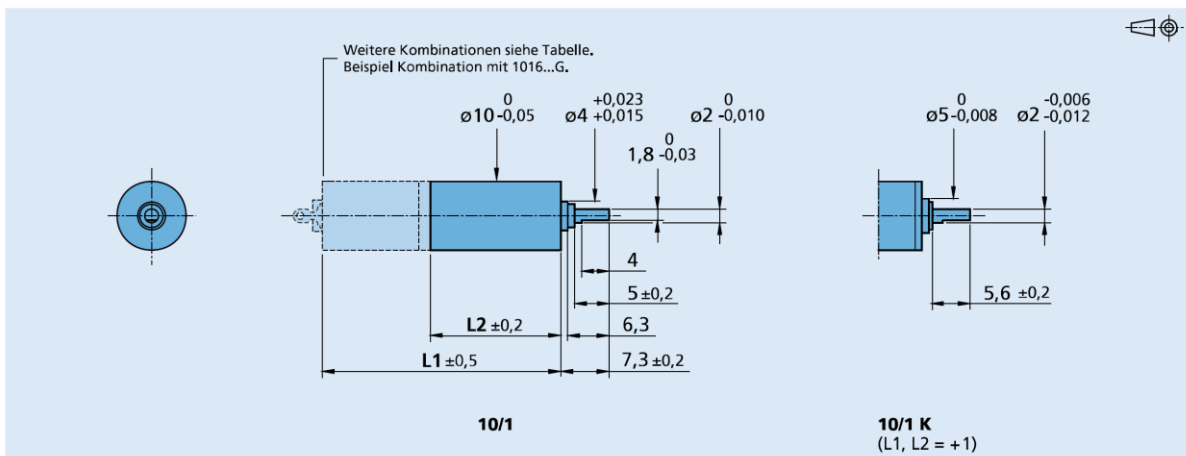
0,1 Nm

Kombinierbar mit
DC-Kleinstmotoren
Bürstenlose DC-Motoren
Schrittmotoren

Serie 10/1

	10/1	10/1K
Gehäusewerkstoff	Metall	Metall
Zahnradwerkstoff	Stahl	Stahl
Max. empfohlene Eingangsrehzahl für:		
- Dauerbetrieb	5 000 rpm	5 000 rpm
Getriebeispiel, unbelastet	≤ 3 °	≤ 3 °
Abtriebswellenlager	Sinterlager	Kugellager, vorgespannt
Max. zulässige Wellenbelastung:		
- radial (5 mm vom Befestigungsflansch)	≤ 1 N	≤ 7 N
- axial	≤ 2 N	≤ 5 N
Maximale Aufpresskraft	≤ 10 N	≤ 5 N
Wellenspiel:		
- radial (5 mm vom Befestigungsflansch)	≤ 0,04 mm	≤ 0,02 mm
- axial	≤ 0,1 mm	= 0 mm
Betriebstemperaturbereich	- 30 ... + 100 °C	- 30 ... + 100 °C

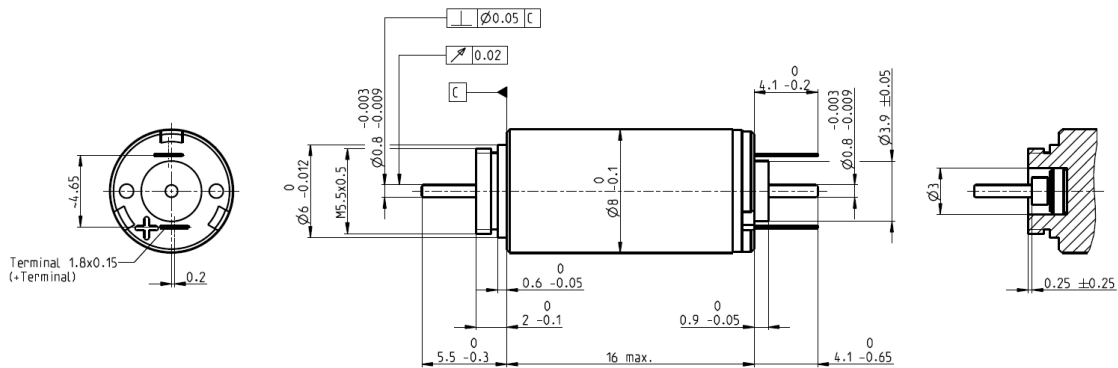
Technische Daten							
		1	2	3	4	5	6
Anzahl Getriebestufen							
Dauerdrehmoment	mNm	5	15	54	100	100	100
Kurzzeitdrehmoment	mNm	200	200	200	200	200	200
Gewicht ohne Motor, ca.	g	6	7	8	10	11	13
Wirkungsgrad, max.	%	90	80	70	60	55	48
Drehsinn der Welle, Antrieb zu Abtrieb		=	=	=	=	=	=
Untersetzung (absolut)		4:1	16:1	64:1	256:1	1 024:1	4 096:1
L2 [mm] = Getriebebelänge		9,7	12,8	15,9	19,0	22,1	25,2
L1 [mm] = Länge mit Motor							
1016M...G		25,4	28,5	31,6	34,7	37,8	40,9
1024M...S		33,4	36,5	39,6	42,7	45,8	48,9
1219M...G		28,4	31,5	34,6	37,7	40,8	43,9
1224M...S		33,9	37,0	40,1	43,2	46,3	49,4
1224M...SR		33,9	37,0	40,1	43,2	46,3	49,4
1226M...B		35,7	38,8	41,9	45,0	48,1	51,2
ADM1220...-05		27,1	30,2	33,3	36,4	39,5	42,6
ADM1220S...-55		27,1	30,2	33,3	36,4	39,5	42,6
AM0820...-10		23,5	26,6	29,7	32,8	35,9	39,0
AM1020...-08		25,6	28,7	31,8	34,9	38,0	41,1



Angaben zu Gewährleistung und Lebensdauer sowie weitere technische Erläuterungen siehe „Technische Informationen“. Edition 2012 – 2013

© DR. FRITZ FAULHABER GMBH & CO. KG Änderungen vorbehalten www.faulhaber.com

RE 8 Ø8 mm, Edelmetallbürsten, 0.5 Watt



maxon DC motor

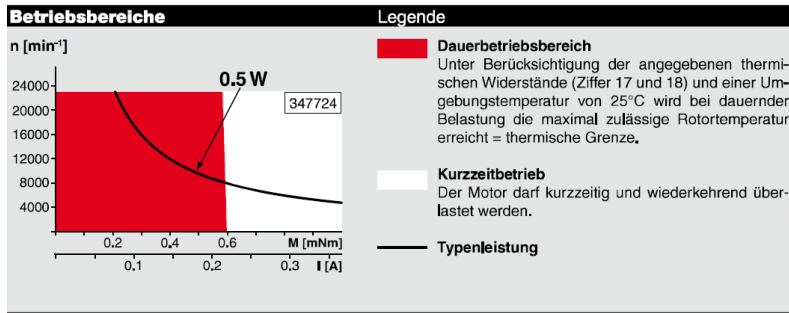
M 2.5:1

- Lagerprogramm
- Standardprogramm
- Sonderprogramm (auf Anfrage)

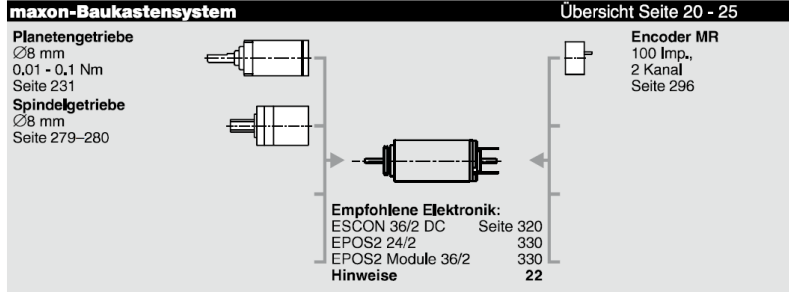
Artikelnummern						

Motordaten							
Werte bei Nennspannung							
1 Nennspannung	V	2,4	4,2	6	7,2	9	12
2 Leerlaufdrehzahl	min ⁻¹	13900	14200	13300	14300	14400	15600
3 Leerlaufstrom	mA	19,2	11,2	7,3	6,66	5,35	4,44
4 Nenndrehzahl	min ⁻¹	4320	4480	3500	4220	4760	5410
5 Nennmoment (max. Dauerrehmoment)	mNm	0,63	0,624	0,616	0,596	0,626	0,589
6 Nennstrom (max. Dauerbelastungsstrom)	A	0,412	0,237	0,155	0,134	0,113	0,0865
7 Anhaltmoment	mNm	0,925	0,932	0,857	0,866	0,957	0,925
8 Anlaufstrom	A	0,581	0,34	0,207	0,187	0,166	0,13
9 Max. Wirkungsgrad	%	67	67	66	66	68	67
Kenndaten							
10 Anschlusswiderstand	Ω	4,13	12,3	29	38,5	54,3	92,2
11 Anschlussinduktivität	mH	0,0304	0,09	0,206	0,257	0,4	0,606
12 Drehmomentkonstante	mNm A ⁻¹	1,59	2,74	4,15	4,63	5,77	7,11
13 Drehzahlkonstante	min ⁻¹ V ⁻¹	6000	3490	2300	2060	1650	1340
14 Kennliniensteigung	min ⁻¹ mNm ⁻¹	15600	15700	16100	17200	15500	17400
15 Mechanische Anlaufzeitkonstante	ms	6,31	6,3	6,34	6,44	6,29	6,49
16 Rotorträgheitsmoment	gcm ²	0,0388	0,0383	0,0375	0,0358	0,0387	0,0355

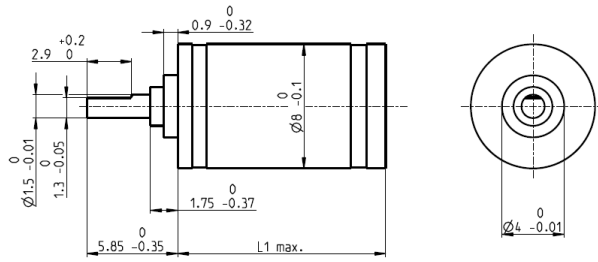
Spezifikationen	
Thermische Daten	
17 Therm. Widerstand Gehäuse-Luft	48 KW ⁻¹
18 Therm. Widerstand Wicklung-Gehäuse	22 KW ⁻¹
19 Therm. Zeitkonstante der Wicklung	2,96 s
20 Therm. Zeitkonstante des Motors	21,3 s
21 Umgebungstemperatur	-20...+65°C
22 Max. Wicklungstemperatur	+85°C
Mechanische Daten (Sinterlager)	
23 Grenzdrehzahl	23000 min ⁻¹
24 Axialspiel	0,02 - 0,1 mm
25 Radialspiel	0,012 mm
26 Max. axiale Belastung (dynamisch)	0,15 N
27 Max. axiale Aufpresskraft (statisch)	10 N
28 Max. radiale Belastung, 4 mm ab Flansch	0,6 N
Weitere Spezifikationen	
29 Polpaarzahl	1
30 Anzahl Kollektorsegmente	5
31 Motorgewicht	4,1 g



Motordaten gemäss Tabelle sind Nenndaten. Erläuterungen zu den Ziffern Seite 71.



Planetengetriebe GP 8 A Ø8 mm, 0.01–0.1 Nm



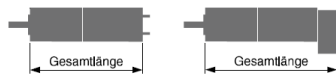
Technische Daten	
Planetengetriebe	geradeverzahnt
Abtriebswelle	rostfreier Stahl, gehärtet
Abtriebswellenlagerung	Kugellager
Radialspiel, 5 mm ab Flansch	max. 0,08 mm
Axialspiel	0,08 mm
Max. zulässige Axiallast	5 N
Max. zulässige Aufpresskraft	10 N
Drehsinn, Antrieb zu Abtrieb	=
Empfohlene Motordrehzahl	< 12 000 min ⁻¹
Empfohlener Temperaturbereich	-15...+80°C
Stufenzahl	1 2 3 4 5
Max. zul. Radiallast, 5 mm ab Flansch	5 N 6 N 7 N 8 N 8 N

M 2.5:1

- Lagerprogramm
- Standardprogramm
- Sonderprogramm (auf Anfrage)

Artikelnummern									
370419	370420	370421	370422	370423	381894	381895	381896	381897	381898

Getriebedaten		4:1	16:1	64:1	256:1	1024:1	4:1	16:1	64:1	256:1	1024:1
1 Untersetzung		4:1	16:1	64:1	256:1	1024:1	4:1	16:1	64:1	256:1	1024:1
2 Untersetzung absolut		4	16	64	256	1024	4	16	64	256	1024
3 Max. Motorwelldurchmesser	mm	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
4 Stufenzahl		1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
5 Max. Dauerdrehmoment	Nm	0,010	0,020	0,060	0,080	0,100	0,010	0,020	0,060	0,080	0,100
6 kurzzeitig zulässiges Drehmoment	Nm	0,015	0,030	0,090	0,120	0,150	0,015	0,030	0,090	0,120	0,150
7 Max. Wirkungsgrad	%	90	81	73	65	59	90	81	73	65	59
8 Gewicht	g	2,6	3,2	3,8	4,4	5,0	2,6	3,2	3,8	4,4	5,0
9 Mittleres Getriebeispiel unbelastet		1,80	2,00	2,20	2,50	2,80	1,80	2,00	2,20	2,50	2,80
10 Massenträgheitsmoment	gcm ²	0,004	0,004	0,004	0,004	0,004	0,004	0,004	0,004	0,004	0,004
11 Getriebelänge L1	mm	10,8	13,4	16,0	18,6	21,1	9,2	11,7	14,3	16,9	19,5



maxon-Baukastensystem											
+ Motor	Seite	+ Sensor/Bremse	Seite	Gesamtlänge [mm] = Motorlänge + Getriebelänge + (Sensor/Bremse) + Montageteile							
RE 8, 0,5 W	73			26,9	29,5	32,1	34,7	37,2			
RE 8, 0,5 W	73	MR	296	33,5	36,1	38,7	41,3	43,8			
EC 8, 2 W	163								32,3	34,8	37,4
										40,0	42,6

maxon gear



- 1) Nominal voltage 3.6V
- 2) Nominal capacity 3500mAh(1mA / 2.0V)
- 3) Discharge end-voltage 2.0V
- 4) Operating voltage 3.3V(330Ω, in 5s)
- 5) Max constant discharge current 100mA
- 6) Max. pulse current 200mA
- 7) Ambient temperature range -55~+85
- 8) Storage life ≥10 year, Yearly self-discharge ≤ 1%

Approval Sheet for

Lithium Thionyl Chloride Battery Datasheet

Model: ER18505

3. Appearance & Dimension/Weight

- 1) Appearance: Cylinder
- 2) Max dimension : $\varnothing 18.5\text{mm} \times h 50.5\text{mm}$
- 3) Max weight: 32g

4. Performance Testing

Unless other requests , all tests are carried out in ambient temperature 20 ± 5 .
Tests should be made within 45 days after receipt of the batteries.



Lithium-Thionyl Chloride (Li-SOCl₂) Battery

ER18505



International size reference: A

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

(Typical values for cells stored for one year or less, at 25°C)

- Nominal capacity** 4.0Ah
(At 3.0 mA, +25°C, 2.0V cut off. The capacity restored by the cell varies according to current drain, temperature and cut off voltage.)
- Nominal voltage** 3.6V
- Maximum recommended continuous current** 130mA
(To get 50% of the nominal capacity at +25°C with 2.0V cut off. Higher currents possible, consult EVE.)

Pulse capability : Typically up to 180mA (180mA 0.1 second pulses, drained every 2 min at 25°C from undischarged cells with 10µA base current yield voltage readings above 3.0V. The readings may vary according to the pulse characteristics, the temperature, and the cell's previous history. Fitting cell with a capacitor may be recommended in severe conditions. Consult EVE.)

Storage (Recommended) 30°C max
(For more severe condition consult EVE)

Operating temperature range -55°C / +85°C
(Operation at temperature different from ambient may lead to reduced capacity and lower voltage plateau readings.)

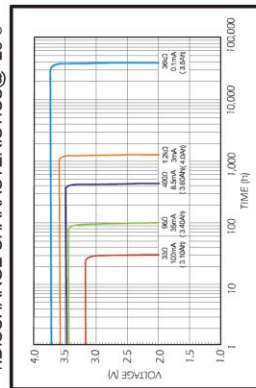
Typical weight 28g

WARNING:

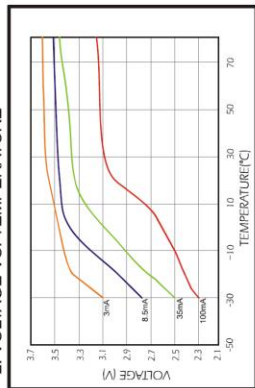
Fire, explosion and severe burn hazard. Do not recharge, crush, disassemble, heat above 100°C, incinerate, or expose contents to water.

Note: Any representations in this data sheet concerning performance are for informational purpose only and are not construed as warranties, either expressed or implied, of future performance.

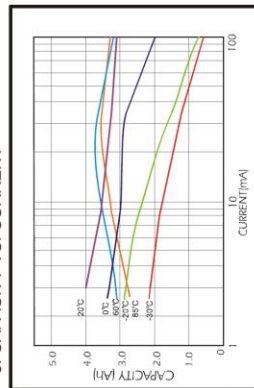
1. DISCHARGE CHARACTERISTICS @ +25°C



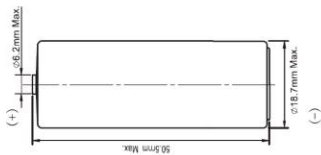
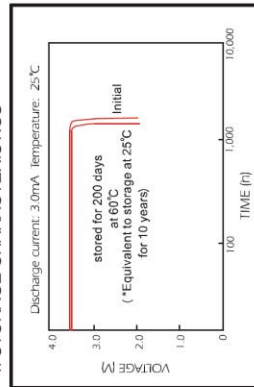
2. VOLTAGE VS. TEMPERATURE



3. CAPACITY VS. CURRENT



4. STORAGE CHARACTERISTICS



- AVAILABLE TERMINATIONS**
- Standard Suffix: /S
 - Solder Tabs Suffix: /T
 - Suffix: /W
 - Flying Leads
- [View available terminations](#)

EVE ENERGY CO., LTD.
Address: EVE Industrial Park, Xikeng Industrial zone, Huihuan Town, Huizhou, Guangdong, China
Operator: (86-752)260 6966 Direct: (86-752)261 0582
Fax: (86-752)260 6033 P.C. 516006

<http://www.evebattery.com> Email: sales@evebattery.com

Latest version can be downloaded from the EVE website
2010.03



Lithium-Thionyl Chloride(Li-SOCl₂) Battery

ER18505M



International size reference: A

ELECTRICAL CHARACTERISTICS

(Typical values for cells stored for one year or less, at 25°C)

- Nominal capacity** 3.5Ah
(At 5.0 mA, +25°C, 2.0V cut off. The capacity restored by the cell varies according to current drain, temperature and cut off voltage.)
- Nominal voltage** 3.6V
- Maximum recommended continuous current** 1000mA
(To get 50% of the nominal capacity at +25°C with 2.0V cut off. Higher currents possible, consult EVE.)

Pulse capability: Typically up to 2000mA (2000mA/0.1 second pulses, drained every 2 min at 25°C from undischarged cells with 10µA base current, yield voltage readings above 3.0V. The readings may vary according to the pulse characteristics, the temperature, and the cell's previous history. Fitting cell with a capacitor may be recommended in severe conditions. Consult EVE.)

Storage (Recommended) 30°C max
(For more severe condition consult EVE)

Operating temperature range -40°C / +85°C
(Operation at temperature different from ambient may lead to reduced capacity and lower voltage plateau readings.)

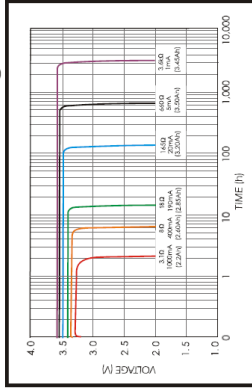
Typical weight 33g

⚠ WARNING:

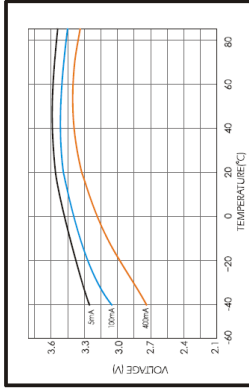
Fire, explosion and severe burn hazard. Do not recharge, crush, disassemble, heat above 100°C, incinerate, or expose contents to water.

Note: Any representations in this data sheet concerning performance are for informational purpose only and are not construed as warranties, either expressed or implied, of future performance.

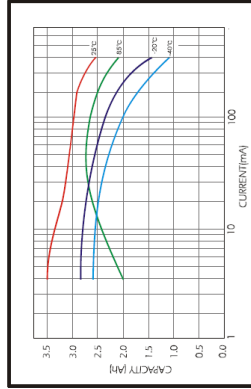
1. DISCHARGE CHARACTERISTICS @ +25°C



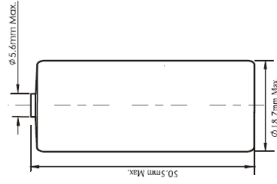
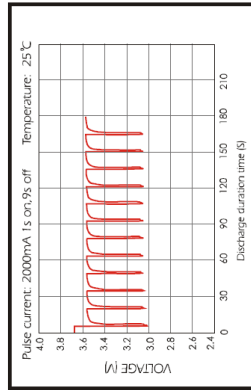
2. VOLTAGE VS. TEMPERATURE



3. CAPACITY VS. CURRENT



4. PULSE DISCHARGE CHARACTERISTICS



AVAILABLE TERMINATIONS

- Standard
- Suffix-S Solder tabs
- Suffix-T Tying Leads
- Suffix-W Flying Leads

[View available terminations](#)

EVE ENERGY CO., LTD.
Address: EVE Industrial Park, Xikeng Industrial zone, Huizhou Town, Huizhou, Guangdong, China
Operator: (86-752)261 6866 Direct: (86-752)261 0582
Fax: (86-752)260 6033 P.C: 516006

<http://www.evebattery.com> Email: sales@evebattery.com

Latest version can be downloaded from the EVE website 2010-03

TYGON® S-54-HL Inventoried Sizes

Part Number	Inside Diameter		Outside Diameter		Wall Thickness		Coil Length	Needle Gauge
	Inches	mm	Inches	mm	Inches	mm	Feet	
AAQ04091	.010	.25	.030	.76	.010	.25	500	30
AAQ04103	.020	.51	.060	1.52	.020	.51	500	23
AAQ04119	.030	.76	.090	2.29	.030	.76	500	20 - 21
AAQ04127	.040	1.02	.070	1.78	.015	.38	500	18 - 20
AAQ04133	.050	1.27	.090	2.29	.020	.51	500	17 - 18

Standard Sizes

Tubing I.D. (Inches)	.050	.040	.030	.020	.010
Tubing O.D. (Inches)	.090	.070	.090	.060	.030
Needle Gauge*	18	19	21	23	30
French Size	7	6	7	5	3

* Needle fits into tubing.

Sterilization Methods

Autoclavable	Yes
Gas	Yes
Radiation	Yes (2.5 MRad)

TYGON® S-54-HL Typical Physical Properties

Property	ASTM Method	Value or Rating
Color	—	Crystal Clear
Durometer Hardness, Shore A	D2240	80
Tensile Strength, psi	D412	2,700
Low Temperature Range	D746	Flexible at 10°F Brittle at -25°F
High Temperature Range	—	—
Dry Heat	—	200°F
Steam Heat (Autoclave)	—	30 min. at 15 psi
Elongation, %	D412	320
Odor	—	None
Taste	—	None
Toxicity	—	Non-toxic

When tested as tubing, values may vary depending on the cross-sectional area tested.

TYGON® tubing is not intended for use as an implant material.

TYGON® is a registered trademark.



Saint-Gobain Performance Plastics
2664 Gilchrist Road
Akron, OH 44305
Tel: 800-798-1554
Tel: (330) 798-9240
Fax: (330) 798-6968

IMPORTANT: It is the user's responsibility to ensure the suitability and safety of Saint-Gobain Performance Plastics tubing for all intended uses. Laboratory and clinical tests must be conducted in accordance with applicable regulatory requirements in order to determine the safety and effectiveness for use of tubing in any particular application.

For a period of 6 months from the date of first sale, Saint-Gobain Performance Plastics Corporation warrants this product to be free from defects in materials and workmanship. Our only obligation will be to replace any portion proving defective, or at our option, to refund the purchase price thereof. User assumes all other risk, if any, including the risk of injury, loss or damage, direct or consequential, arising out of the use, misuse, or inability to use, this product. THIS WARRANTY IS IN LIEU OF THE WARRANTIES OF MERCHANTABILITY, FITNESS FOR PARTICULAR PURPOSE, AND ALL OTHER WARRANTIES, EXPRESSED OR IMPLIED. No deviation is authorized.

Saint-Gobain Performance Plastics Corporation assumes no obligations or liability for any advice furnished by it, or for results obtained with respect to those products. All such advice is given and accepted at the buyer's risk.



TYGON® ND 100-80 Lieferbare Größen

Art.-Nr.	Innendurchmesser		Außendurchmesser		Wandstärke		Spirallänge	French-Größen	Kanülengröße
	Inch	mm	Inch	mm	Inch	mm	Feet		
AA04091	0,010	0,25	0,030	0,76	0,010	0,25	500	3	30
AA04103	0,020	0,51	0,060	1,52	0,020	0,51	500	5	23
AA04119	0,030	0,76	0,090	2,29	0,030	0,76	500	7	20 – 21
AA04127	0,040	1,02	0,070	1,78	0,015	0,38	500	6	18 – 20
AA04133	0,050	1,27	0,090	2,29	0,020	0,51	500	7	17 – 18

TYGON® ND 100-80 Typische physische Merkmale

Merkmal	ASTM-Methode	Wert oder Bemessung
Shore-A-Härte (Durometer), 15 s	D2240	80
Farbe	—	Transparent
Zugfestigkeit, psi (MPa)	D412	2,625 (18,1)
Bruchdehnung, %	D412	350
Einreißfestigkeit, lb f/in (kN/m)	D1004	275 (48,2)
Relative Dichte	D792	1.21
Wasserabsorption, % 24 h bei 23 °C	D570	0,12
Druckverformungsrest, % bei 158 °F (70 °C) für 22 h	D395 Methode B	59
Max. Empfohlene Betriebstemp., °F (°C)	—	185 (85)
Versprödung bei Aufpralltemperatur, °F (°C)	D746	-31 (-35)
Elastizitätsmodul, bei 100 % Dehnung, psi (MPa)	D412	1.450 (10,0)

Wenn nicht anderweitig vermerkt, wurden alle Prüfungen bei Raumtemperatur (23 °C) durchgeführt. Die gezeigten Werte wurden an 1,9 mm (0,075") dicken extrudierten Streifen oder 1,9 mm dicken ASTM-Formplatten oder ASTM-Durometer-Formknöpfen ermittelt.

TYGON® ND 100-80 Merkmale

Die Biokompatibilität von TYGON® ND 100-80 wurde unter folgenden Prüfprotokollen geprüft und als nicht toxisch befunden:

Lichtundurchlässigkeit	Transparent
FDA-Zulassung für Kontakt mit Lebensmitteln	Nein
NSF 51 Standard	Nein
USP Klasse VI	Ja

Sterilisationsmethoden

Autoklavierbar	Ja
Gas	Ja
Bestrahlung	Ja

TYGON® Schläuche sind nicht zur Implantation geeignet. DEHP-freie Schläuche von Saint-Gobain enthalten DEHP-Konzentrationen unter <1000 ppm. TYGON® ist eine eingetragene Marke.



Saint-Gobain Performance Plastics
2664 Gilchrist Road
Akron, OH 44305
Tel: 800-798-1554
Tel: (330) 798-9240
Fax: (330) 798-6968

WICHTIG: Der Benutzer ist dafür verantwortlich, die Eignung und Sicherheit der Schläuche von Saint-Gobain Performance Plastics unter allen vorgesehenen Einsatzbedingungen zu prüfen. Im Einklang mit den geltenden Bestimmungen müssen Labor- und klinische Prüfungen durchgeführt werden, um die Sicherheit und Wirksamkeit der Verwendung dieser Schläuche bei bestimmten Anwendungen zu bestimmen.

Saint-Gobain Performance Plastics Corporation gewährt für sechs Monate ab dem Originalkaufdatum, dass dieses Produkt frei von Material- und Verarbeitungsfehlern ist. Unsere ausschließliche Verpflichtung unter dieser Garantie ist der Ersatz des nachweislich defekten Teils, oder nach unserem Ermessen, die Erstattung des Kaufpreises. Der Benutzer übernimmt die Haftung für alle anderen Risiken, einschließlich Verletzung, Verlust oder Beschädigung, unmittelbare oder Folgeschäden, die aus dem Gebrauch, falschem Gebrauch oder der Unfähigkeit zum Gebrauch dieses Produkts entstehen. ALLE ANDEREN ZUSAGEN IN BEZUG AUF DIE MARKTGÄNGIGKEIT, EIGNUNG FÜR EINEN BESTIMMTEN ZWECK ODER ANDERE AUSDRÜCKLICHE ODER STILLSCHWEIGENDE GEWÄHRLEISTUNGEN SIND AUSGESCHLOSSEN. Abweichungen von dieser Gewähr sind nicht zulässig.

Saint-Gobain Performance Plastics Corporation übernimmt keine Verpflichtung oder Haftung in Bezug auf die von ihr geäußerten Ratschläge oder die mit diesen Produkten erzielten Ergebnisse. Die Ausgabe und Annahme von Ratschlägen erfolgt auf das Risiko des Käufers.





MEDICAL GRADE MICRO-URETHANE TUBING

\$60.90

In stock

ADD TO CART

SKU: BB520-10.

Description Additional Information Reviews (0)

Product Description

MEDICAL GRADE MICRO-URETHANE TUBING

This 85 shore "A" micro-urethane tubing is designed for use in animal laboratory experimental applications where intravascular thrombosis is a concern. Our urethane resin tubing is extremely blood compatible. It was designed to reduce blood platelet and other blood related deposit attachment to the walls of the tubing. It is very flexible, abrasion resistant and has outstanding life expectancy.

Dimensions: ID" x OD": 0.005 x 0.010

Dimensions: IDmm x ODmm: 0.127 x 0.254

Price Per 50 Feet

<http://scicominc.com/product/medical-grade-micro-urethane-tubing-37>



Bio-Sil® GR Series — Silicone Compounds

Saint-Gobain introduces custom compounded silicone material solutions for molded products where incised slits must resist the resealing effects of gamma sterilization. Over the years, product designers have faced problems with silicone valves and their tendency to re-heal or re-knit after sterilization. Bio-Sil® GR compounds can significantly reduce the incidence of re-knit, thus improving yields while ensuring product efficacy. At Saint-Gobain we are able to compound Bio-Sil® GR in both High Consistency Rubber (HCR) and Liquid Silicone Rubber (LSR). This can be done in various durometers and other physical characteristics while focusing on meeting specific properties that fulfill your device's functional requirements.

Biocompatibility

Bio-Sil® GR materials are compounded from biocompatible silicone rubber specifically designated for use in medical applications. At Saint-Gobain we test compounds to USP Class VI criteria, specifically for pyrogens, systemic toxicity, cytotoxicity and intracutaneous reactivity.

Sterilization Effects on Silicone

Bio-Sil® GR compounds are specially formulated platinum silicone materials that prevent the gamma-induced sealing of incised slits on check valves, duckbills, and other types of medical valves. It has long been known that exposure to gamma radiation changes the chemical structure of silicone rubber. Free radicals are formed by the cleavage of chemical bonds in the methyl groups attached to the silicon atoms in the polymer. These radicals combine to form cross-links in a manner comparable to a vulcanized reaction. These cross-links may occur between the tangent surfaces of the incised slit and cause the slit to close, creating a seal that will no longer provide a fluid path.

Bio-Sil® GR compounds have been laboratory tested and found to prevent sealing or re-healing after exposure to 50 kGy of gamma radiation.

GR Series

MEDICAL PRODUCTS

Gamma Resistant Silicone Material

Features/Benefits

- Available in a variety of durometers
- Each custom Bio-Sil® GR formulation will be tested to USP Class VI criteria
- Custom compounds for your specific application

Typical Applications

- Duckbill valves
- Needleless access valves
- Check valves



To start your custom formulation today contact us at:

Tel: 800-236-7600
Tel: (608) 742-8541
Fax: (608) 742-4731

Bio-Sil® GR Series Typical Physical Properties*

Property	ASTM Method	Value or Rating
Durometer Hardness, Shore A, 15s	D2240	40-70
Tensile Strength at Break, psi (MPa)	D412	1000-1300 (7-9)
Ultimate Elongation, %	D412	400-600
Tensile Modulus @ 100% Elongation, psi (MPa)	D412	200-350 (1.5-2.5)
Tear Resistance, lb-f/inch	D624	200-250
	D624	35-45
Compression Set, Constant Deflection % @ 350°F (177°C) for 22 hours	D395 Method B	30-50
Specific Gravity	D792	1.10-1.20
Color	Visual	White-Opaque

* Unless otherwise noted, all tests were conducted at room temperature (73°F). Values shown were determined on 0.075" thick extruded strip or 0.075" thick molded ASTM plaques or molded ASTM durometer buttons.

Bio-Sil® is not intended for use as an implant material.

Bio-Sil® is a registered trademark of Saint-Gobain Performance Plastics. U.S. Patent Pending.

Quotations for custom formulations available upon request.

Saint-Gobain Performance Plastics

2316 West Wisconsin Street
Portage, WI 53901
Tel: 800-236-7600
Tel: (608) 742-8541
Fax: (608) 742-4731



IMPORTANT: It is the user's responsibility to ensure the suitability and safety of Saint-Gobain Performance Plastics material for all intended uses. Laboratory and clinical tests must be conducted in accordance with applicable regulatory requirements in order to determine the safety and effectiveness for use of material in any particular application. Saint-Gobain Performance Plastics does not warrant the safety or effectiveness of its products for use in any application other than those specifically intended. The user assumes all other risks, including the risk of injury, loss or damage, direct or consequential, arising out of the use, misuse or inability to use, this product. THIS WARRANTY IS LIEU OF THE WARRANTIES OF MERCHANTABILITY, FITNESS FOR PARTICULAR PURPOSE, AND ALL OTHER WARRANTIES, EXPRESS OR IMPLIED. No exception is authorized. Saint-Gobain Performance Plastics Corporation assumes no obligations or liability for any advice furnished by it, or for results obtained with respect to those products. All such advice is given and accepted at the buyer's risk.

1.4305

X8CrNiS18-9

Kurzbeschreibung

Nichtrostender austenitischer Chrom-Nickel-Stahl mit Schwefelzusatz

C ≤ 0,10 Cr 17,00 – 19,00 Ni 8,00 – 10,00 S 0,15 – 0,35

Als Automatenstahlgüte mit einem Schwefelgehalt von 0,15 – 0,35 % ist 1.4305 der klassische austenitische Stahl für die Automatenbearbeitung. Die ständigen Fortschritte bei unserer Stahlherzeugung haben 1.4305 zur Referenzgüte für Spannungsmaterial werden lassen.

EN 10088-3	1.4305	X8CrNiS18-9
AISI	303	
UNS	S30300	
BS	303S22	
JIS	SUS303	
AFNOR	Z8CNF18-09	
DIN 17440	1.4305	
SIS	2346	

Sondergüten

1.4305

Allgemeine Eigenschaften

Korrosionsbeständigkeit	Mittel
Mechanische Eigenschaften	Mittel
Schweißbarkeit	Schlecht
Schweißbeignung	Sehr gut
Spanbarkeit	

Besondere Eigenschaften

Magnetische Eigenschaften $\mu_r \leq 1,3$

Physikalische Eigenschaften

Dichte (kg/dm ³)	7,90
Elektr. Widerstand bei 20 °C (Ω mm ² /m)	0,73
Magnetisierbarkeit	Gering*
Wärmeleitfähigkeit bei 20 °C (W/m K)	15
Spez. Wärmekapazität bei 20 °C (J/kg K)	500
Mittlerer Wärmeausdehnungsbeiwert (10 ⁻⁶ K ⁻¹)	
20 – 100 °C	16,0
20 – 200 °C	16,5
20 – 300 °C	17,0
20 – 400 °C	17,5
20 – 500 °C	18,0

* Der Werkstoff kann im abgeschreckten Zustand leicht magnetisch sein, mit zunehmender Kaltverfestigung steigt der Magnetismus.

Hauptanwendung

Armaturen für mittlere korrosive Beanspruchungen
Automobilindustrie
Dekorative Zwecke und Kücheneinrichtungen
Elektronische Ausrüstung
Maschinenbau

Verarbeitung

Automatenbearbeitung	Ja
Spannende Verarbeitung	Ja
Freiform- und Gesenkschnitten	Selten
Kaltumformung	Ja
Kaltsäugchen	Selten
Pollerbarkeit	Nein

Liefermöglichkeiten

Walzdraht	Ø 5,50 – 27 mm
Stabstahl	Ø 7,00 – 250 mm
Blankstahl in Stäben	Ø 2,00 – 250 mm
Blankstahl in Ringen	Ø 2,00 – 20 mm
Lösungsgeglüht abgeschreckt, gebeizt, gezogen, geschmiedet, gerichtet, geschält und geschliffen.	
Abmessungen z 250 mm nach Rücksprache.	



DEUTSCHE EDELSTAHLWERKE
Providing special steel solutions

1.4305

X8CrNiS18-9

Nachfrage tendenz

Gleichbleibend

Korrosionsbeständigkeit (PREN = 17,0 – 20,78*)

Wie bei allen aufgeschweißten nichtrostenden Stählen sollte man auch hier gewisse Vorbehalte haben, was die Korrosionsbeständigkeit im Milieus betrifft, die Lochfraß oder Höhraumkorrosion (säure- und chloridhaltige Milieus) auslösen können. Wo eine höhere Korrosionsbeständigkeit verlangt wird, sollte die zerspannungsoptimierte Variante des 1.4301 gewählt werden. Darüber hinaus muss beachtet werden, dass dieser rostfreie Stahl weder im Lieferzustand noch nach dem Schweißen beständig gegen interkristalline Korrosion ist.

*Hinweis: Es muss darauf hingewiesen werden, dass die PREN-Werte für diesen Fall mit großer Vorsicht zu betrachten sind, da weder die schädigenden Einflüsse des Schweißens noch die der Schweißelektroden in der Formel für die PREN-Werte mit einbezogen sind.

Wärmebehandlung/mechanische Eigenschaften

Die Bedingungen, die bei diesem Stahl zu optimalen Eigenschaften bezüglich Verarbeitung und Verwendung führen, bestehen in einem Lösungsglühen zwischen 1000 °C und 1100 °C mit anschließend rascher Abkühlung an Luft oder in Wasser. In diesem Zustand gelten die folgenden Werte für die mechanischen Eigenschaften (Probenentnahme in Längsrichtung):

Streckgrenze (MPa)	R _{0,2}	300	21 – 160
	R _m	≥ 190	300
Zugfestigkeit (MPa)	R _{0,01}	500 – 750	620
	A ₁	≥ 35	40
Bruchdehnung (%)	HB	≤ 250	210
	Härte		

*Angabe Werte gelten für den nicht kaltverfestigten Zustand.

Typisches Verfestigungsschaubild siehe Rückseite.

Für dickere Abmessungen (d > 160 mm) müssen die mechanischen Eigenschaften vereinbart werden, oder die Lieferung geschieht in Anlehnung an die angegebenen Werte.

Schweißen

Von einer Schweißung so hoch aufgeschweißter nichtrostender Stähle muss im Prinzip abgesehen werden, da diese Güte zu Heißrisen während des Schweißens neigt. Eine Ausnahme macht das Reibschweißen. Wenn dennoch geschweißt werden muss, sollte als Angebot eine austenit-ferribische Güte vom Typ 1.4462 oder die austenitische, rissichere Schweißelektrode 1.4370 verwendet werden, wenn möglich zu stanzen werden muss, dass auch dabei die Qualität der Schweißung niemals perfekt sein wird. Nach dem Schweißen ist eine Wärmebehandlung nicht erforderlich. Die Korrosionsbeständigkeit wird durch die Wärmebringung beim Schweißen beeinflusst.

Schmieden

1.4305 ist schwierig zu schmieden, weil Überhitzungsgefahr besteht und zugleich nur hohe Schmiedetemperaturen in Betracht kommen. Üblicherweise wird bei Temperaturen zwischen 1150 °C – 950 °C mit anschließendem Abkühlen an Luft geschmiedet. Um das Risiko der Heißrisenbildung zu minimieren, werden niedrige Schmiedetemperaturen bevorzugt.

Spanende Bearbeitung

Die zerspannungsoptimierte Variante des 1.4305 ist ein nichtrostender Stahl mit ausgezeichnete Spanbarkeit. Durch die Schweißzugabe bilden sich beim Spanen kurzreichende Späne, wodurch sich der 1.4305 besonders für die Automatenbearbeitung eignet. Es muss darauf geachtet werden, dass bei der Bearbeitung ausreichend gekühlt wird, damit eine Überhitzung vermieden wird.



DEUTSCHE EDELSTAHLWERKE
Providing special steel solutions



Technische Informationen
Informations Techniques
Technical Data Sheet
A35

Rotguss Rg7
Bronze a l'étain
Tin bronze (Leaded gun metal)

Normen:
Normes:
Specifications:

Richanalyse:
Composition nominale:
Nominal composition:

Cu.....	81 - 85 %
Sn.....	6 - 8 %
Zn.....	3 - 5 %
Pb.....	5 - 7 %
Ni.....	(2 %)
Sb.....	(0.3 %)
Sonstige/Divers/Other.....	(0.5 %)

D	DIN 1705 CuSn7Zn5Pb	2.1090.04	2.1090.03	2.1090.01
F	AFNOR	U-E 7 Z5 Pb4		
GB	BS	BS 1400		
USA	CDA	C 93200		

Werkstoffeigenschaften <i>Caractéristiques mécaniques nominales</i> Nominal properties	Einheit <i>Unités</i> Units	Strangguss <i>Coulée continue</i> Continuous cast	Schleuderguss <i>Coulée centrifuge</i> Centrifugally cast	Sandguss <i>Pièces moulées</i> Castings
1) Zugfestigkeit Rm <i>Charge de rupture Rm</i> Tensile Strength Rm	MPa	270	270	240
2) Streckgrenze Rp 0.2 <i>Limite d'élasticité Rp 0.2</i> Yield Strength Rp 0.2	MPa	120	130	120
3) Bruchdehnung A5 <i>Allongement A5</i> Elongation A5	%	16	13	15
4) Brinellhärte <i>Dureté Brinell</i> Brinell Hardness	HBW 10/3000	70	75	65
5) Elastizitätsmodul E <i>Module d'élasticité E</i> Modulus of elasticity E	GPa	102	102	102
6) Spezifische Dichte ρ <i>Densité ρ</i> Density ρ	g / cm ³	8.8	8.8	8.8

Die Angaben stellen Durchschnittswerte dar. Zusagen bezüglich des Vorhandenseins bestimmter Eigenschaften oder des Verwendungszweckes bedürfen einer schriftlichen Vereinbarung.
Les valeurs indiquées sont des moyennes. Toute promesse relative à une propriété ou une utilisation particulière nécessite la forme écrite de la part d'AMPCO METAL.
Indicated values are nominals. Assurances given with respect to properties or uses are subject to written approval from AMPCO METAL.

Hinweise für die Verwendung:	Applications:	Uses:
Achslagerschalen und Kuppelstangenlager, Gleitlagerschalen für den allgemeinen Maschinenbau; mittelbeanspruchte Gleitplatten und -leisten. Normalbeanspruchte Gleitlagerbuchsen und -schalen bei Verwendung von Wellen aus ungehärteten Baustählen sowie aus oberflächengehärteten Stählen, auch bei leichten Kantenpressungen. Druckbelastung bis 40 MPa. Lineare Geschwindigkeit bis zu 7 m/sec.	Coussinets de boîtes et paliers de barres d'accouplement, coussinets de palier lisses pour les applications mécanique générale; plaques et listes de glissement soumises a une fatigue moyenne. Douilles et coussinets de palier soumis a une charge normale en cas d'utilisation d'arbres en acier de construction ainsi que d'acier trempé superficiellement même dans le cas de légères pression périphériques. Charge spécifique admissible 40 MPa. Vitesse linéaire 7 m/sec.	Axle-bearing and coupling rod bearings, plain bearing for general mechanical engineering applications; medium stressed bearing pads and highly stressed plain bearing bushing using shafts of unhardened steels, also when light edge loading is involved. Specific pressure up to 40 MPa. Linear speed up to 7 m/sec.



faigle Kunststoffe GmbH
Landstrasse 31 | A-6971 Haid
T: +43 (0) 5574 / 6811-0
F: +43 (0) 5574 / 6811-22
kunststoffe@faigle.com
www.faigle.com

Materialdatenblatt
Material: PAS-LX

Mechanische Eigenschaften	Norm:	Einheit:	Wert:
Streckspannung [σV] (+23°C)	ISO 527-1/-2	MPa (N/mm ²)	43
Streckdehnung [εV]	ISO 527-1/-2	%	9
Bruchdehnung [εB] (+23°C)	ISO 527-1/-2	%	10
Zug- E- Modul [E] (+23°C)	ISO 527-1/-2	MPa (N/mm ²)	2200
max. zulässige Druckbelastung (dauernd)	Faigle	MPa (N/mm ²)	11
Charpy- Schlagzähigkeit [αcU] (+23°C)	ISO 179	kJ/m ²	30
Charpy- Kerbschlagzähigkeit [αcN] (+23°C)	ISO 179	kJ/m ²	4
Gleitreibungskoeffizient (p = 0.3N/mm ² / 0.6N/mm ² , v = 0.27m/s, gegen Stahl) (gehärtet und geschliffen)	-	-	0.2
Themische Eigenschaften	Norm:	Einheit:	Wert:
min. Einsatztemperatur (dauernd)	-	°C	-40
max. Einsatztemperatur (dauernd)	-	°C	100
max. Einsatztemperatur (kurzzeitig)	-	°C	120
Thermischer Längenausdehnungskoeffizient (23 - 60°C)	ISO 11359	10 ⁻⁶ /K	120
Wärmeleitfähigkeit [λ]thermal conductivity (+23°C)	DIN 52612	W/(m×K)	0.3
Spez. Wärmekapazität [cp]	DIN 52612	kJ/(kg×K)	1.5
Brandverhalten	Norm:	Einheit:	Wert:
Brennbarkeit nach UL94	IEC 60695-11-10	Class	HB



faigle Kunststoffe GmbH
Landstrasse 31 | A-6971 Haid
T: +43 (0) 5574 / 6811-0
F: +43 (0) 5574 / 6811-22
kunststoffe@faigle.com
www.faigle.com

Materialdatenblatt
Material: PAS-LX

Elektrische Eigenschaften	Norm:	Einheit:	Wert:
Spez. Durchgangswiderstand	DIN IEC 60093	Ω×m	10 ¹⁴
Elektrische Durchschlagfestigkeit [EB1]	DIN EN 60243-1	kV/mm	35
Physikalische Eigenschaften	Norm:	Einheit:	Wert:
Dichte Rohdichte	ISO 1183	g/cm ³	1.34

Diese Daten sind Richtwerte, die nach Herstellungsart der Probekörper und Beanspruchung Veränderungen unterworfen sind. Diese Angaben beruhen auf eigener Erfahrung und auf Herstellerangaben. Ihre Mitteilung erfolgt jedoch ohne Gewähr, da jeder Anwendungsfall anders ist, und mit Bezug auf seine speziellen Einfluss-Parameter betrachtet werden muß.

DVR: 0576507 / Firmenbuch: FN 303246 a / FB-Gericht Feldkirch / UID: ATU63895404 / ARA: 4988

iglidur® P210

iglidur® P210 | Technische Daten

Materialeigenschaften		
Allgemeine Eigenschaften	Einheit	iglidur® P210 Prüfmethode
Dichte	g/cm ³	1,40
Farbe		gelb
max. Feuchtigkeitsaufnahme bei +23 °C/50 % r.F.	Gew.-%	0,3 DIN 53495
max. Wasseraufnahme	Gew.-%	0,5
Gleitreibung, dynamisch, gegen Stahl	μ	0,07–0,19
pv-Wert, max. (trocken)	MPa · m/s	0,4
Mechanische Eigenschaften		
Biege-E-Modul	MPa	2.500 DIN 53457
Biegefestigkeit bei +20 °C	MPa	70 DIN 53452
Druckfestigkeit	MPa	50
maximal empfohlene Flächenpressung (+20 °C)	MPa	50
Shore-D-Härte		75 DIN 53505
Physikalische und thermische Eigenschaften		
obere langzeitige Anwendungstemperatur	°C	+100
obere kurzzeitige Anwendungstemperatur	°C	+160
untere Anwendungstemperatur	°C	-40
Wärmeausdehnungskoeffizient (bei +23 °C)	W/m · K	0,25 ASTM C 177
Wärmeleitfähigkeit	K ⁻¹ · 10 ⁻⁵	8 DIN 53752
Elektrische Eigenschaften		
spezifischer Durchgangswiderstand	Ωcm	> 10 ¹² DIN IEC 93
Oberflächenwiderstand	Ω	> 10 ¹¹ DIN 53482

Tabelle 01: Materialeigenschaften

iglidur® P210

Flexibel, verschleißfest & mehr. Der vielseitig einsetzbare Werkstoff hat sich bereits in zahlreichen kundenspezifischen Lösungen und als Halbzeugmaterial bewährt. Clipsbare oder vorgespannte Designs, sowie der Einsatz im Fahrzeuginnenraum sind möglich. Nun ist iglidur® P210 auch mit Standardabmessungsprogramm verfügbar.

+ **Wann nehme ich es?**

- Wenn ein Universallager für den Einsatz in feuchter Umgebung gesucht wird
- Wenn ein sehr verschleißfestes Lager für Schwenkanwendungen im Mittelastbereich gesucht wird
- Wenn Kantenlasten und Stöße auftreten
- Wenn die Flächenpressung von iglidur® J nicht ausreicht

- **Wann nehme ich es nicht?**

- Wenn ein Universallager mit größtmöglicher Abmessungsvielfalt gesucht wird
- Wenn ein Lager für sehr hoch belastete Schwenkanwendungen benötigt wird
- Wenn Temperaturen größer als 100 °C auftreten
- Wenn Temperaturen größer als 100 °C auftreten
- Wenn Temperaturen größer als 100 °C auftreten

Lieferprogramm

2 Bauformen
 Ø 6–20 mm
 weitere Abmessungen auf Anfrage

Temperatur

Abb. 02: Zulässige pv-Werte für iglidur® P210-Gleitlager mit 1 mm Wandstärke im Trockenlauf gegen eine Stahlwelle, bei +20 °C, eingebaut in ein Stahlgehäuse

