

**Entwicklung einer
im Magnetresonanztomografen
einsatzfähigen chirurgischen
Bohrmaschine**

vorgelegt von

**Diplom-Ingenieur Kim Peter Winterwerber
aus Osnabrück**

von der Fakultät V - Verkehrs- und Maschinensysteme
der Technischen Universität Berlin
zur Erlangung des akademischen Grades

**Doktor der Ingenieurwissenschaften
- Dr. - Ing. -**

genehmigte Dissertation

Tag der wissenschaftlichen Aussprache:

19.08.2011

Berlin 2011

D 83

Promotionsausschuss:

Vorsitzender: Prof. Dr.-Ing. Henning Meyer (TU Berlin)

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Heinz Lehr (TU Berlin)

2. Gutachter: Dr.-Ing. Johannes Tschepe (World of Medicine AG, Berlin)

Vorwort

Die nachfolgenden Menschen haben mich bei dieser Arbeit durch ihre Fähigkeiten unterstützt. Sie haben sich in mein Problem hineingedacht und gaben mir mit ihrem fundierten Fachwissen viele Anregungen für meine wissenschaftliche Arbeit. Ohne ihr Wissen, ohne ihre Ideen und ihre Kritik wäre dieses Forschungsprojekt nicht abgeschlossen worden. Ich bin allen zu großem Dank verpflichtet und stehe tief in ihrer Schuld.

Dr. med. Fabian Baumann

Reinhard Schneider

Marcus Beck

Dr. med. Christian Seebauer

Heinz Goldenberg

Kai Steglich

Felix Güttler

David Szymiczek

Uwe Hagen

Thomas Thieme

Sven Hempel

Fred Tomaszewski

Ben Jastram

Dr.-Ing. Johannes Tschepe

Jacob Jastram

Jens Urban

Gunter Kreck

Stephan Weber

Prof. Dr. rer. nat. Heinz Lehr

Christoph Weber

Dr. med. Helena Lehr

Ulrike Winkler

Thomas Mahlkow

Karl-Peter Winterwerber

Thorsten Neuen

Eila Winterwerber

Stefan Oginski

Dirk Paschmann

Georgos Pehlivanoglou

Dr. rer. nat. Jens Rump

Tino Schmidt

Zusammenfassung

Jüngste Entwicklungen in der Magnetresonanztomografie (MRT) ermöglichen die Darstellung von Schnittbildern des menschlichen Körpers in Echtzeit, so dass sich erstmals Operationen im MRT durchführen lassen. Ziel ist es daher, die Instrumente im MRT-Bild maßstabsgetreu darzustellen, da erst dann der Einsatz MRT-kontrollierter und navigierter Eingriffe gelingen kann. Herkömmliche chirurgische Instrumente und Geräte aus Edelstahl erzeugen aufgrund ihrer hohen magnetischen Suszeptibilitäten Abbildungsstörungen, so dass damit kein intraoperativer Einsatz unter Bildkontrolle gelingt. Aus diesem Grund ist es von großer Bedeutung, MRT-kompatible Geräte aus geeigneten Werkstoffen zu entwickeln, die in ihrer mechanischen Belastbarkeit mit den üblichen Edelstahlinstrumenten vergleichbar sind.

Die vorliegende Arbeit beschreibt die Entwicklung einer solchen MRT-kompatiblen Bohrmaschine. Diese muss autoklavierbar sein, um in der Medizin eingesetzt zu werden. Nach der Analyse kommerziell erhältlicher, orthopädischer Bohrmaschinen, die im OP-Bereich zum Einsatz kommen, wird die Bildgewinnung in der Kernspintomografie diskutiert. Dem folgen Ausführungen über Werkstoffe, die sich zum Aufbau von MRT-tauglichen Geräten eignen. Den generellen Überlegungen zur Funktionsstruktur schließt sich die Beschreibung der Neuentwicklung einer MRT-kompatiblen Bohrmaschine an. Der Druckluftantrieb orientiert sich am Aufbau von Lamellenmotoren.

Nach einer Abschätzung der zu erwartenden Leistungsdaten werden eine Reihe von Komponenten und deren Werkstoffauslegung vorgestellt, um ihre MRT-Verträglichkeit und mechanische Festigkeit zu sichern. Es folgen Entwürfe zur Wirkstruktur der Bohrmaschine sowie zum Aufbau des Planetengetriebes und zum Ventilaufbau. Dem schließen sich Überlegungen zur Werkstoffauswahl an kritischen Stellen an: Welle-Nabe-Verbindungen, Schrauben aus Verbundwerkstoffen, nichtmetallische Kugellager, Polymerfedern, Rohre und Dichtungen, wobei die Materialwahl einerseits durch die erforderliche MRT-Kompatibilität, andererseits durch Festigkeitsanforderungen bestimmt wird.

Bei den experimentellen Untersuchungen dient ein Bremsdynamometer nach de Prony zur Ermittlung der Leistungsdaten der MRT-kompatiblen Bohrmaschine. Praktische Tests zeigen, dass sich anhand des verfügbaren Drehmoments der neu aufgebauten Maschine Kirschnerdrähte problemlos in Knochen einbringen lassen.

Schließlich ergaben Untersuchungen an einem Tomographen, dass die Bohrmaschine MRT-tauglich ist. Sie weist zudem eine ausreichende Röntgentransparenz auf und übersteht auch die Sterilisation in einem Autoklaven ohne Funktionseinbußen.

Weltweit erstmalig wurde mit dieser Maschine an postmortalen Probanden innerhalb des MRT Knochen gebohrt und Kirschnerdrähte gesetzt.

Damit erfüllt das Gerät alle Anforderungen einer MRT-kompatiblen chirurgischen Bohrmaschine.

Abstract

Recent developments in Magnetic Resonance Imaging (MRI) allow for real-time scanning of the human body. Thus, operations can be performed inside the MRI for the first time. However, specific MRI-compatible instruments are a prerequisite. Those surgical instruments need to be displayed in a realistic scale, enabling the surgeon to control and navigate under MRI navigation.

Conventional surgical instruments made of stainless steel produce large imaging artifacts due to their high magnetic susceptibility, making intraoperative usage impossible. Materials for MRI-compatible instruments need to prevent imaging artifacts as well as to show similar mechanical properties compared to stainless steel tools.

The present thesis analyses the requirements for the drilling of bones and the application of Kirschner wires under MRI guidance. The tool that is to be developed needs to be sterilized in an autoclave to permit medical usage.

After analyzing commercially available orthopedic power drills, the principles of Magnetic Resonance Imaging are discussed, followed by an introduction to MRI-compatible engineering materials. Those general considerations about the functional structure of an MRI-compatible machine precede the description of a newly developed surgical power drill.

The pneumatic drive is derived from the design of vane motors. After estimating the power consumption of orthopedic drills, the design of key components and materials is explained, ensuring MRI-compatibility and safe operation. Initial drafts of the structural design, planetary gears and valve design are reviewed. MRI compatibility and requirements for mechanical strength influence the choice of materials. This is critical for certain components: shaft-hub connection, screws of composite materials, nonmetallic ball bearings, polymer springs, tubes and sealings.

In an experimental part, a de Prony brake dynamometer is used for measuring the performance characteristics of the derived machine. Detailed performance tests prove that the torque provided by the system is suitable for applying Kirschner wires into synthetic bones without difficulty. The MRI compatibility of the surgical power drill developed in the present thesis is verified in a standard MR tomograph. It is also sufficiently x-ray transparent and can be sterilized in an autoclave without loss of function.

Finally, the drilling of bones and the application of Kirschner wires is performed on post mortal subjects under MRI navigation for the first time worldwide.

The tests described above prove that all requirements on MRI-compatible drills are met.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	4
2	Geschichtlicher Hintergrund	6
2.1	Die Tretbohrmaschine	6
2.2	Vom mechanisch zum elektrisch betriebenen Gerät	7
2.3	Druckluftbetriebene Maschinen in der Medizin	8
2.4	Maschinen zur Drahtosteosynthese	10
3	Stand der Technik	12
3.1	Analyse einer modernen orthopädischen Bohrmaschine	13
3.2	Aufsätze	14
3.2.1	Kirschnerdrahtaufsatz.....	15
3.2.2	Kirschnerdraht.....	15
3.2.3	Jakobsfutter	16
3.2.4	Schnellspannfutter.....	16
3.2.5	Bohrer	17
3.2.6	Weiteres Zubehör	17
3.3	Aufbau der Bohrmaschine	18
3.3.1	Getriebemotoreinheit	19
3.3.2	Ventilbaugruppe	20
3.3.3	Bohrspindel.....	21
3.3.4	Pneumatikkupplung.....	22
3.3.5	Aufsatz für Kirschnerdrähte.....	23
3.3.6	Bohrfutter.....	23
3.4	MRT-kompatible Rotationsinstrumente	24
3.4.1	Piezobohrmaschine der Firma Invivo.....	25
3.4.2	MRT-kompatible Aktoren und Sensoren	26
4	MRT-Kompatibilität	28
4.1	Kernspin und magnetisches Moment	28
4.2	Makroskopische Magnetisierung	29
4.3	Semiklassisches Anregungsmodell	30
4.4	Abbildungsverfahren	32
4.5	Aufbau eines Magnetresonanztomografen	33
4.6	Echtzeit-MRT	36
4.7	Artefaktbildung	37
5	Medizinischer Hintergrund.....	40
5.1	Knochenbohren	40
5.2	Osteosynthese	42
5.3	Biokompatibilität nach ISO 10993.....	44
5.4	Sterilisation	45

6	Konstruktionsprozess.....	47
6.1	Erarbeitung von Ideensuchfeldern	47
6.2	Ideenauswahl.....	48
6.3	Aufgabenstellung	52
6.4	Anforderungsliste	53
6.5	Konzepte	54
6.5.1	Motorkonzept.....	55
6.5.2	Strömungsmaschinen-Konzept	55
6.5.3	Verdrängermaschinen-Konzept	57
6.5.4	Getriebekonzept	63
6.5.5	Drosselventilkonzept	64
6.6	Ergonomie.....	65
6.6.1	Griffgestaltung	67
6.6.2	Drehmomenterzeugung	69
6.7	Entwürfe	70
6.7.1	Motorentwurf	71
6.7.2	Getriebeentwurf	75
6.7.3	Ventilentwurf	77
6.7.4	Welle-Nabe-Verbindung	78
6.8	MRT-kompatible Maschinenelemente	80
6.8.1	Schrauben aus PEEK-Carbonfaser-Verbundmaterial	80
6.8.2	Kugellager.....	81
6.8.3	Federn	81
6.8.4	Rohre	82
6.8.5	O-Ringe	82
6.8.6	Druckschläuche	83
6.8.7	Verwendbare Halbzeuge.....	83
6.9	Schmierstoffe	84
6.10	Wandanschluss nach DIN 13260	85
6.11	Ausarbeitung	85
6.11.1	Teillösung Motor.....	86
6.11.2	Teillösung Getriebe	87
6.11.3	Teillösung Drosselventil.....	89
6.11.4	Teillösung Steckverbinder	89
6.11.5	Teillösung Wandanschlusseinheit	90
6.11.6	Teillösung Gehäuse	92
6.11.7	Teillösung Spannaufsatz für Kirschnerdraht	93
6.11.8	Teillösung Bohrer und Bohrfutter	94
6.12	Design Review	95
6.13	Rapid Prototyping	96
6.14	Feinausarbeitung der Konstruktion	97

7	Prototypenbau	99
7.1	Motoreinheit.....	100
7.2	Getriebe	102
7.3	Antriebseinheit	105
7.4	Drosselventil	105
7.5	Gehäuse	106
7.6	Schlaucheinheit	107
7.7	Wandanschlusseinheit	108
7.8	K-Drahtspannzange	109
7.9	Bohrer	113
8	Experimentelle Untersuchungen.....	114
8.1	Leistungsmessung	114
8.1.1	Versuchsaufbau	115
8.1.2	Versuchsdurchführung	116
8.1.3	Versuchsauswertung.....	117
8.2	Praxistest Knochenbohren	119
8.3	Praxistest Rinderknochen	120
8.4	Praxistest Kirschnerdraht.....	121
8.5	MRT-Kompatibilität.....	122
8.6	Röntgentransparenz	125
8.7	Versuch zur Bestimmung der Heissdampfbeständigkeit.....	126
8.8	Präklinische Bewertung	127
9	Zusammenfassung	131
9.1	Rechtliche Grundlagen	132
9.2	Klassifizierung nach dem MPG	132
9.3	Risikoanalyse	133
9.4	Überprüfung auf Erfüllung der grundlegenden Anforderungen	135
9.5	Klinische Bewertung	136
10	Ausblick	137
11	Literaturverzeichnis	138

1 Einleitung

Die Magnetresonanztomografie hat einen hohen Stellenwert in der medizinischen Diagnostik und ist bei vielen medizinischen Fragestellungen unerlässlich für eine sichere Befundung. Neueste Entwicklungen in diesem Bereich der Bildgebung ermöglichen eine Schichtbild-erstellung in Echtzeit. Damit kann beispielsweise ein schlagendes Herz gefilmt oder eine Operation im Magnetresonanztomografen durchgeführt werden. Der Operateur nutzt die Echtzeit-Magnetresonanztomografie für die Navigation mit den Instrumenten im Körper. Diese so genannte interventionelle Magnetresonanztomografie ist auf kompatible Instrumente angewiesen, die keine Störungen bei der Bilderzeugung bewirken. Damit ergeben sich eine ganze Reihe sehr interessanter ingenieurwissenschaftlicher Fragestellungen.

Diese Arbeit entstand im Umfeld des Projekts „Instrumentenentwicklung für die offene Hochfeld-MRT“ an der Charité Universitätsmedizin Berlin, in dem minimal-invasive Instrumente für die Anwendung in der MRT entwickelt werden, unter Betreuung des Fachgebiets Mikro-technik der Technischen Universität Berlin.

Ziel dieser Arbeit ist die Untersuchung der Einsetzbarkeit moderner OP-Bohrmaschinen im Magnetresonanztomografen. Neben dem einfachen Bohren von Knochen wird geprüft, ob gebrochene Knochen im Magnetresonanztomografen mittels Kirschnerdrähten wieder zueinander fixiert werden können. Diese Fragestellung ist bis heute weltweit nicht gelöst.

Zur Einleitung in das Thema werden zunächst der Aufbau moderner OP-Bohrmaschinen sowie ihr Verwendungszweck erläutert und welchen Belastungen die Bauteile standhalten müssen. Eine weitere Grundlage für die Konstruktion einer MR-kompatiblen Bohrmaschine ist ein Verständnis der Funktionsweise des Tomografen und warum sich viele Materialien für den Einsatz im Magnetfeld nicht eignen.

Nach der Klärung der Aufgabenstellung wird mithilfe des methodischen Konstruierens eine Prototypenkonstruktion zunächst theoretisch erarbeitet und dann fertigungstechnisch umgesetzt. Dabei werden zunächst der Konstruktionsprozess und dann der Fertigungsprozess genau beschrieben.

Neben den Möglichkeiten, die moderne Fertigungsautomaten und Hochleistungskunststoffe dem Konstrukteur bieten, werden in dieser Arbeit auch die Grenzen des Machbaren aufgezeigt.

Nachdem ein erster Prototyp erfolgreich in Betrieb genommen werden konnte, wird er zunächst an Knochenersatz erprobt. Nach einer Messung der Leistungsfähigkeit wird die Sterilisierbarkeit geprüft.

Sobald die Tauglichkeit prinzipiell bewiesen ist, wird in einem klinischen Test an post-mortalen Probanden die Handhabbarkeit des Verfahrens untersucht.

2 Geschichtlicher Hintergrund

2.1 Die Tretbohrmaschine

John Greenwood benutzte um 1790 in New York erstmals eine Tretbohrmaschine. Die Idee setzte sich jedoch zum damaligen Zeitpunkt nicht durch, erst 1871 meldete der Zahnarzt James Beall Morrison das Patent für eine durch Fußkraft betriebene Bohrmaschine an, die bereits bis zu 2.000 Umdrehungen in der Minute leistete. Das erste Exemplar beruhte in seiner Konstruktion auf einem Spinnrad. Morrison verkaufte die Tretbohrmaschine 1872 in Binghampton im Staat New York zum ersten Mal auf einem Zahnärztetreffen. Danach trat die Fußtretmaschine ihren Siegeszug auch in Europa an. Die zuvor als Handinstrumente verwendeten Bohrer wurden dem neuen Apparat angepasst und die entsprechenden Zusatzgeräte, wie Hand- und Winkelstücke, verbessert, so dass sie in ihren Konstruktionsprinzipien den heutigen fast völlig gleichen [Läs99].

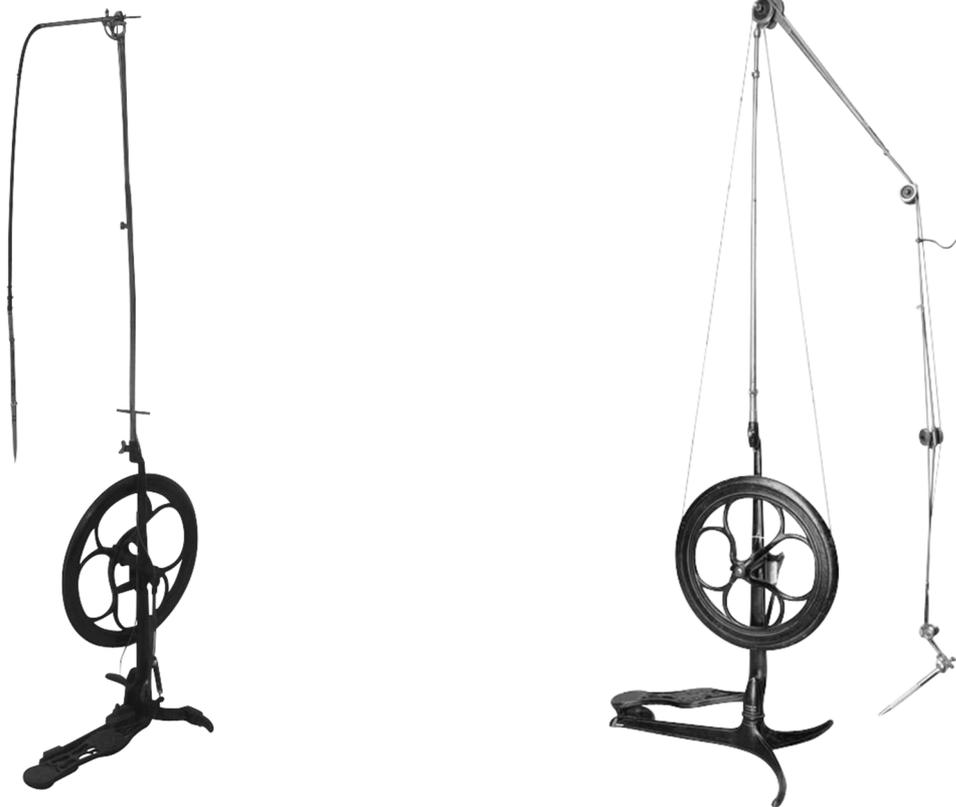


Abb. 2-1 Fusstretmaschine nach Morrison, nach [Dhu11] Abb. 2-2 Doriot-Gestänge, nach [War11]

Der Pariser Zahnarzt Constant Doriot konstruierte um 1890 das Doriot-Gestänge zur Übertragung des Drehmoments. Das Doriot-Gestänge ist ein Treibschnurantrieb, vom Prinzip ein Riemengetriebe, zur Drehmomentübertragung von einem Elektromotor auf zahnärztliche Hand- und Winkelstücke. Es wurde 1893 patentiert und von der S. S. White Dental Manufacturing Company hergestellt [Hof85].

Das Doriot-Gestänge mit seinem Antriebssystem galt für viele Jahrzehnte als Standard in der Zahnmedizin. "Bohrmaschinen", das heißt Hand- und Winkelstücke, die mit Doriot-Gestänge angetrieben wurden, erreichten typischerweise eine Drehzahl von 6.000 U / min.

2.2 Vom mechanisch zum elektrisch betriebenen Gerät

Elektrische Antriebe der Bohrmaschine setzten sich erst sehr spät in der zahnärztlichen Praxis durch. Nach anfänglichen Schwierigkeiten entwickelte 1883 der Washingtoner Professor Griscome eine Apparatur, die eine biegsame Welle zwischen einen Siemens-Induktionsmotor und das eigentliche Bohraggregat geschaltet hatte. Damit war ein brauchbares Elektrogerät geschaffen, das von einer speziellen Tauchbatterie gespeist wurde. In Deutschland konnte 1887 ein durch einen Akkumulator gespeister Apparat demonstriert und ab 1891 serienmäßig hergestellt werden [Str04].

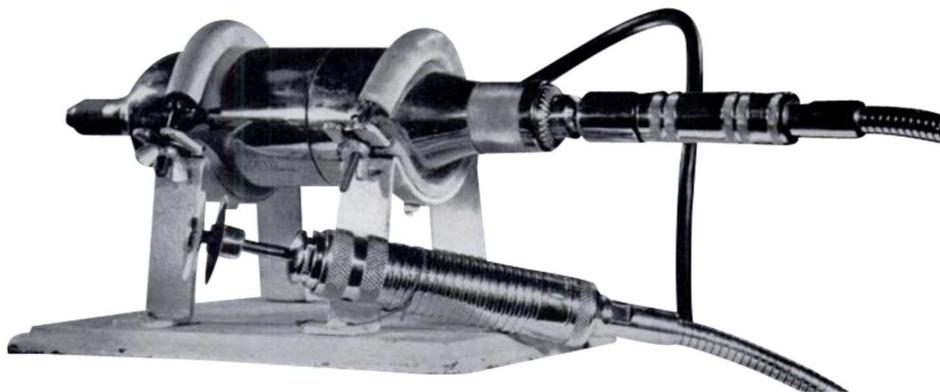


Abb. 2-3 Umbau eines elektrischen Bohrgeräts in eine orthopädische Bohrmaschine mittels flexibler Welle [Sti49]

Einen weiteren Fortschritt stellte der mit dem Fuß betätigte Anlasser dar. Dies war ein einfacher Schalter, in dem ein Widerstand eingebaut war, der eine abgestufte Umdrehungszahl erlaubte. Wenig später erhielten die Motoren elektromagnetische Bremsen, um das lästige, durch den Schwung des Ankers verursachte Nachlaufen des Bohrers nach dem Abschalten zu verhindern.

1897 wurde der bis dahin ungeschützt laufende Motor in eine Metallkapsel eingeschlossen. Jahrzehntlang erfüllte jedoch die Tretbohrmaschine noch ihren Dienst. Erst als man sich um die Jahrhundertwende ganz vom Batteriebetrieb gelöst hatte, wechselten die Zahnärzte gänzlich zum Elektrogerät. Der Bohrantrieb war aber starr und unflexibel, daher sehr umständlich zu nutzen, der Behandler musste sich nach dem Bohrgerät richten und nicht umgekehrt.

Ein Elektromotor, der sich im Handstück befindet, wurde unter dem Begriff Mikromotor 1965 von den Firmen Siemens und Kerr auf den Markt gebracht.

2.3 Druckluftbetriebene Maschinen in der Medizin

Die Verwendung von druckluftbetriebenen Maschinen ist für die 50er Jahre des 20. Jahrhunderts in verschiedenen Bauarten belegt. In dieser Zeit fanden mehrere Parallelentwicklungen statt.

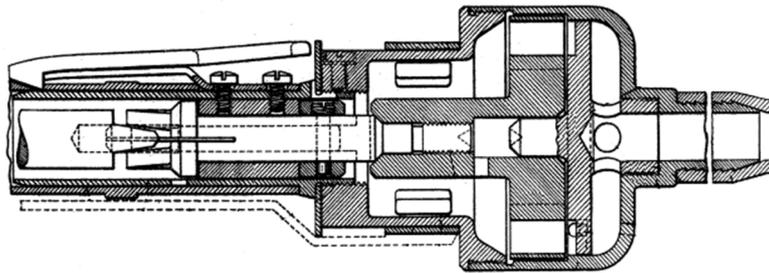


Abb. 2-4 Die Turbine von Norlen, nach [Nor52]

Norlen aus Schweden erhielt am 18. November 1952 das Patent für die erste luftbetriebene Turbine mit austauschbaren Handstücken.

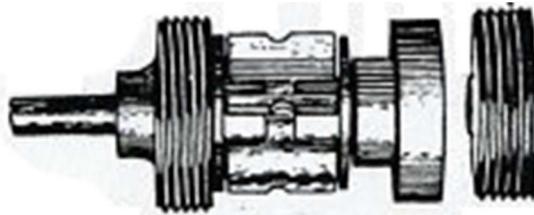


Abb. 2-5 Die Wasserturbine von Nelsen, nach [Dys93]

Der US-Amerikaner Nelsen baute eine wasserbetriebene Turbine in den Winkelstückkopf ein, welche 1953 erstmalig erwähnt wird und als „Turbo-Jet“ vermarktet wurde.

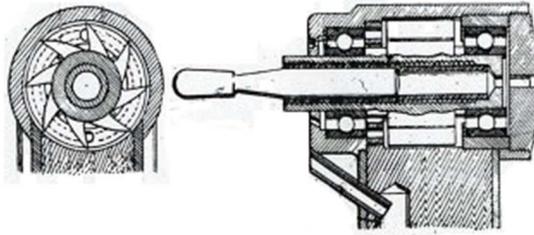


Abb. 2-6 Die Turbine von Borden, nach [Dys93]

Seit 1946 entwickelte der Washingtoner Zahnarzt John Victor Borden eine zahnärztliche Luftturbine und nannte sie „Airotor“. Diese erschien 1957 als Sensation auf dem FDI Kongress in Rom und wurde selbst Papst Pius XII. vorgestellt. Der Airotor erreichte Umdrehungszahlen von 150.000 bis 350.000 U / min. Das hochtourige Schleifen und Bohren erleichterte die Arbeit des Zahnarztes beim Präparieren der Zähne und beim Entfernen von Füllungen. Dennoch wurde zum Entfernen kariöser Substanzen in Nervnähe weiterhin die konventionelle Bohrmaschine verwendet, [Dys93].

In einer amerikanischen, populärwissenschaftlichen Zeitschrift, Popular Science von 1966 [Bac66] wurde die Abbildung 2-7 veröffentlicht, sie zeigt ein Handinstrument mit Turbinen-antrieb, einer so genannten Curtis-Turbine. Gut zu erkennen sind der Aufbau des Drossel-ventils, die Luftleitungen im Gehäuse und die Ausführung der Schaufel- und Leiträder der Turbine. Turbinen sind fluidmechanisch offene Systeme und nutzen die Bewegungsenergie des Fluids. Auf die verschiedenen Turbinenbauformen wird in Kapitel 6.5 näher eingegangen.

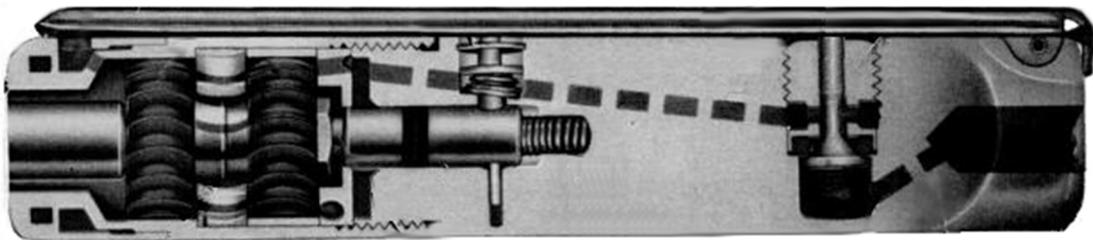


Abb. 2-7 Handinstrument mit Turbine, nach [Bac66]

Während für zahnärztliche Anwendungen sehr hoch drehende Maschinen benötigt werden, benötigen orthopädische Anwendungen langsam drehende Maschinen mit hohem Drehmoment. Bei drehmomentstarken Maschinen wird, wie in der Abbildung 2-8 gezeigt, ein Verdrängermotor verwendet. Verdrängermotore sind fluidmechanisch geschlossene Systeme, die technische Arbeit wird durch den Fluiddruck verrichtet.

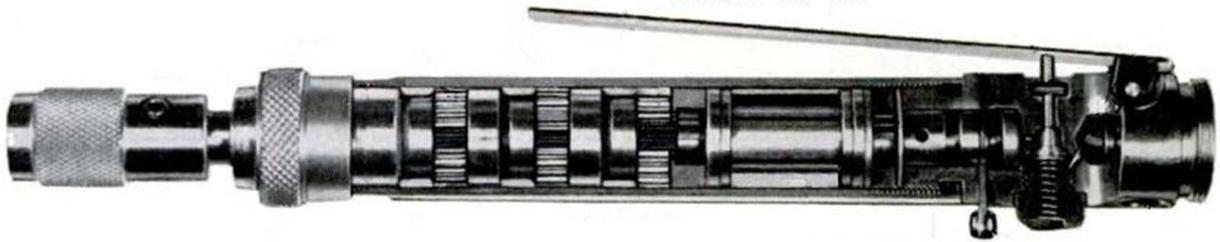


Abb. 2-8 Handinstrument mit Lamellenmotor und Planetengetriebe, nach [Bac66]

2.4 Maschinen zur Drahtosteosynthese

Dr. Martin Kirschner ist der Namensgeber der Kirschner-Drähte. Er benutzte ab 1909 angespitzte Stahldrähte, um nach einem Knochenbruch die Fragmente miteinander zu verstimmen und sie somit gegen Verschieben durch Muskelkräfte zu sichern und die Heilung zu fördern [Kir09]. Diese Technik verbreitete sich schnell, und es wurden erste Handgeräte patentiert.

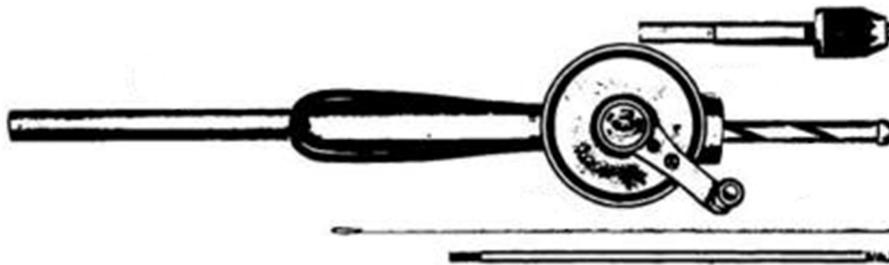


Abb. 2-9 Handmaschine zum Eindrehen von Kirschnerdrähten, nach [Mat31]

Fast zeitgleich zu den Adaptionen von Handwerkzeugen aus Tischler- und Zimmermannsgerwerbe wurden auch elektrisch betriebene Geräte entwickelt. Benutzt wurden Elektromotoren, deren Drehmoment über eine flexible Welle auf den Draht übertragen wurde.

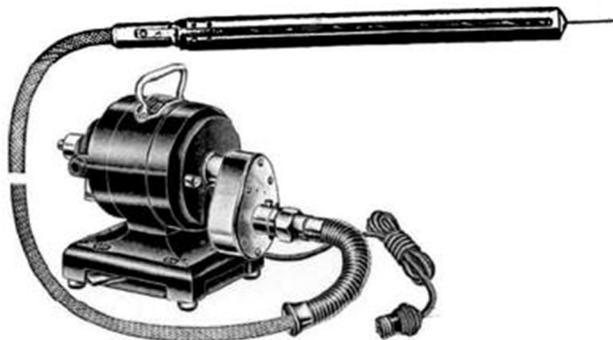


Abb. 2-10 Elektrisch betriebene Maschine zum Eindrehen von Kirschnerdrähten, nach [Nie34]

Von den Erfahrungen aus der Dentaltechnik profitierend kamen um 1950 die ersten druckluftbetriebenen Maschinen zum Eindrehen von Kirschnerdrähten auf den Markt. Zunächst handelte es sich um Adaptionen von Maschinen aus anderen Anwendungsgebieten. Die Abbildung 2-11 zeigt eine solche Adaption. Auf eine Maschine, ähnlich wie in der Abbildung 2-8 wird ein Winkelgetriebe aufgesetzt, dessen Gehäuse als Handgriff dient. Der Bedienhebel ist so gebogen, dass er sich mit dem Daumen betätigen lässt. Der Draht wird mit einer Schraube geklemmt.



Abb. 2-11 Druckluftbetriebene Maschine zum Eindrehen von Kirschnerdrähten, nach [Rhi69]



Abb. 2-12 Teilerlegte Maschine aus der Abbildung 2-11, nach [Rhi69]

3 Stand der Technik

Wie in Kapitel 2 geschildert, gibt es eine Fülle von medizinischen Rotationsantrieben, angepasst an die sehr unterschiedlichen Einsatzgebiete. Orthopädische Bohrmaschinen zum Einbringen von Kirschnerdrähten oder Bohren von Löchern sind seit vielen Jahrzehnten im Einsatz. Diese Geräte werden mitunter großen Kräften ausgesetzt. Beim Einsatz können sie stark mit Blut und Knochendebris verschmutzt werden, und sie müssen bei der anschließenden Sterilisation im Autoklaven vielen Temperaturzyklen widerstehen.

Da die Hersteller dieser Geräte aus den Versagensmechanismen im praktischen Einsatz sehr viel gelernt haben, jedoch keine Literatur über den Aufbau solcher Maschinen existiert, erschien es sinnvoll, ein Gerät der neuesten Generation zu erwerben und zu analysieren.

Die Analyse bestand darin, die Maschine zunächst zu zerlegen, jedes einzelne Bauteil zu vermessen und in 3D-CAD zu modellieren. Die Zerlegung wurde nur insoweit durchgeführt, wie sie zerstörungsfrei möglich war. Bei nicht zerstörungsfrei zerlegbaren Baugruppen, zum Beispiel, wenn zwei Bauteile zusammengepresst waren, konnte über eine Analyse der geometrischen und mechanischen Randbedingungen die wahrscheinlichste Lösungsvariante bestimmt werden. Anschließend wurde die Maschine in der realen Welt wieder zusammengebaut und die modellierten Teile in CAD entsprechend in Baugruppen zusammengesetzt.

Die Darstellung des konstruktiven Aufbaus einer heute im Operationssaal verwendeten Bohrmaschine dient der Einführung in das Thema und erläutert die Grundlagen für den nachfolgenden Konstruktionsprozess.

Der Stand der Technik wird nicht nur im Hinblick auf bereits entwickelte MR-kompatible Instrumente dargestellt, sondern auch auf Komponenten aus anderen Bereichen der Technik, die der Lösungsfindung dienen können.

3.1 Analyse einer modernen orthopädischen Bohrmaschine

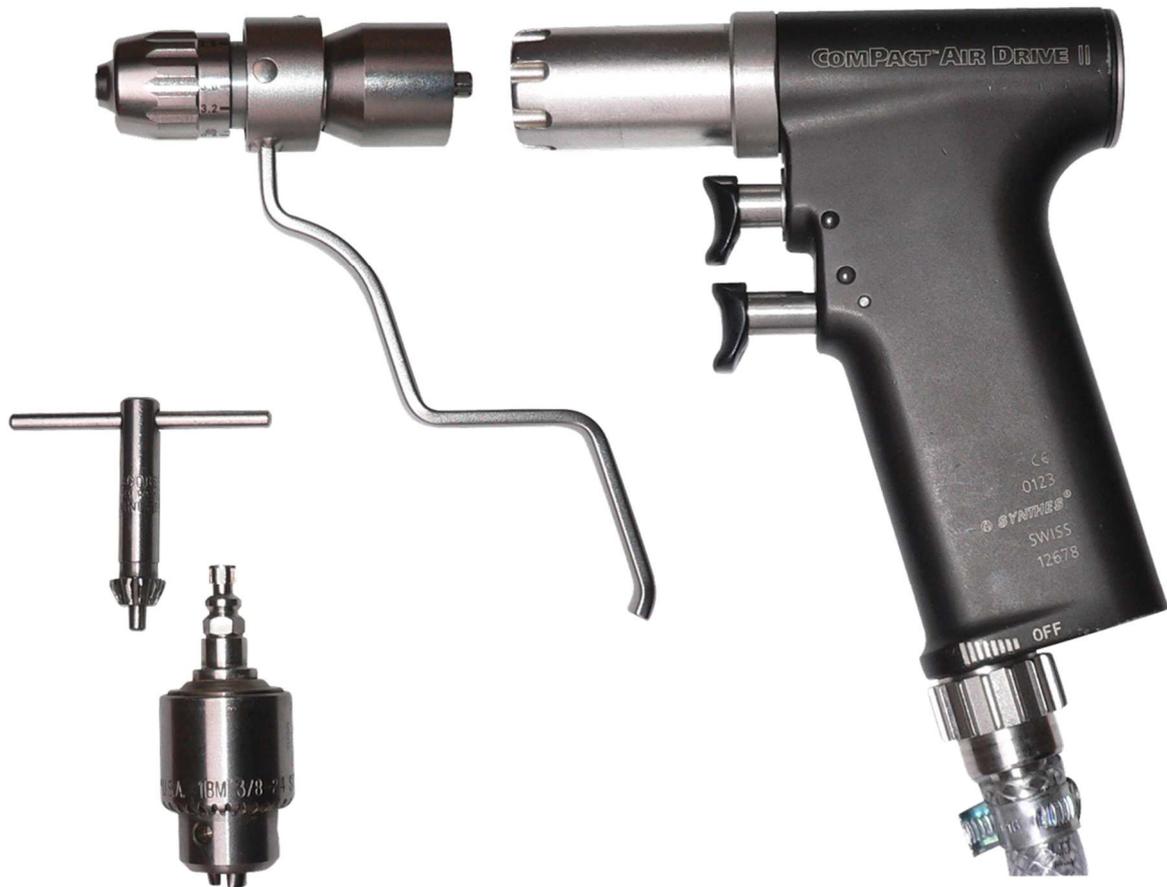


Abb. 3-1 Moderne OP-Bohrmaschine

In der Abbildung 3-1 ist eine moderne orthopädische Bohrmaschine der neuesten Generation zu sehen. Es handelt sich um ein druckluftbetriebenes Gerät mit verschiedenen Aufsätzen. In der Gebrauchsanweisung [Syn10] sind folgende Spezifikationen angegeben:

- Drehzahl 0 - 900 U / min
- Drehmoment: 0 - 4,7 Nm
- Gewicht 780 g
- Betriebsdruck : 6 bar
- Luftverbrauch 250 l / min
- Sterilisation: Autoklav, 134°, 2 bar

Zunächst wurde die Maschine hinsichtlich ihrer Handhabung untersucht. Die Bohrmaschine ist für den Einsatz im Operationssaal konzipiert und in der Handhabung einfach. Beide vorderen Bedienelemente werden mit dem Zeige- und Mittelfinger bedient, der Daumen betätigt den Auslösemechanismus an der Rückseite des Geräts für den Wechsel der verschiedenen Aufsätze. An der Unterseite der Maschine befindet sich ein Drehring, mit dem sich die maximale Leistung des Geräts voreinstellen lässt. Der obere der Abzugshebel ändert die Drehrichtung von Rechts- auf Linkslauf, der untere dosiert die Geschwindigkeit proportional zur Betätigungskraft.



Abb. 3-2 Maschine im Praxistest

Im Betrieb fällt zunächst die große Geräusentwicklung auf sowie die im Vergleich zu Bohrmaschinen aus dem handwerklichen Bereich relativ niedrige Leerlaufdrehzahl. Bei einem ersten Praxistest überrascht die Maschine durch eine für ihre Baugröße hohe Leistungsabgabe. Das Bohren von 5 mm-Löchern in Aluminium verursacht keine Probleme.

3.2 Aufsätze

Moderne orthopädische Bohrmaschinen sind eher Antriebsaggregate für verschiedene Aufsätze, als dass sie einzig zum Bohren verwendet werden. Mittels einer Schnellkupplung kann per Knopfdruck ein Aufsatz entriegelt und ein anderer Aufsatz weiter benutzt werden. Somit kann man mit der gleichen Maschine zum Beispiel zuerst sägen, dann Kirschnerdrähte eintreiben, dann bohren und zum Schluss schrauben.

3.2.1 Kirschnerdrahtaufsatz

In der Abbildung 3-3 ist der Aufsatz für das Eintreiben von Kirschnerdrähten zu sehen. Es handelt sich im Prinzip um einen Spannmechanismus, der das Drehmoment und die Axialkraft auf den Draht bei Betätigung des Hebels überträgt, so dass sich der Draht in den Knochen eindrehen lässt. Nachdem der Draht ein paar Zentimeter in den Knochen getrieben wurde, wird der Spannmechanismus wieder gelöst und die Maschine ein Stück zurückgezogen. Nun kann der Benutzer den Draht wieder einige Zentimeter in den Knochen treiben, bis die gewünschte Tiefe erreicht ist. Eine genauere Analyse der Konstruktion ist in Kapitel 3.3.5 zu finden.



Abb. 3-3 Aufsatz für Kirschnerdrähte

3.2.2 Kirschnerdraht

Kirschnerdrähte dienen hauptsächlich der temporären Fixierung von Knochenfragmenten, sie werden auch zum Fädeln verwendet oder als Nagel und zur Zuggurtung. Die Anwendung wird in Kapitel 5.2 näher beschrieben. Sie bestehen häufig aus zähem Edelstahl, zum Beispiel 1.4301 oder 1.4310, es sind auch Drähte aus Titan oder einer Titanlegierung erhältlich. Der Durchmesser beträgt zwischen 0,8 und 3,0 mm, bei einer Länge von circa 300 mm, mit glänzend polierter Oberfläche und verschiedenen Spitzengeometrien, wie in der Abbildung 3-4 zu sehen.



Abb. 3-4 Spitzenformen bei Kirschnerdrähten, nach [Kir11]

3.2.3 Jakobsfutter

Das Jakobsfutter, erfunden 1902 und benannt nach Arthur Irving Jacobs, dient dem Spannen von Bohrern und anderen Werkzeugen zur Zerspanung. Es wird in nahezu jeder Bohrmaschine weltweit verwendet. Der genaue konstruktive Aufbau ist in Kapitel 3.3.6 geschildert.



Abb. 3-5 Jacobsfutter

3.2.4 Schnellspannfutter

Für den unkomplizierten Wechsel gibt es Schnellspannfutter (siehe Abbildung 3-6), die im Inneren die komplementäre Geometrie zum Werkzeug aufweisen. Nach einem Schlüssel- / Schlüssellochprinzip rastet das Werkzeug ein und lässt sich nur durch Betätigung eines Auswerfmechanismus wieder entfernen.



Abb. 3-6 Schnellspannfutter

3.2.5 Bohrer

Die in der Abbildung 3-7 dargestellten hohlen Spiralbohrer dienen zum Bohren in Knochen. Sie sind über die ganze Länge hohl, da sie über den Kirschnerdraht gesteckt werden müssen. Dieses Überbohren erfolgt aus verschiedenen Gründen. Der Hauptgrund für das Überbohren des Kirschnerdrahts ist das Nutzen des Kirschnerdrahts als Führungshilfe gegen ein Verlaufen des Bohrers.

Die Kanülierung im Bohrer hat ein Tiefe / Durchmesser Verhältnis von circa 150:1. Derartige Aspektverhältnisse können nur noch mit Einlippens-Bohrern auf Tieflochbohrautomaten erreicht werden.



Abb. 3-7 Hohle Spiralbohrer

3.2.6 Weiteres Zubehör

Neben einer aufsetzbaren Getriebestufe zur weiteren Reduzierung der Drehzahl gibt es oszillierende Sägeaufsätze und Winkelgetriebe in röntgentransparenter Ausführung.

3.3 Aufbau der Bohrmaschine

Der Aufbau der untersuchten Maschine unterteilt sich in verschiedene Baugruppen, die im Einzelnen erläutert werden:

1. Getriebemotoreinheit
2. Ventilbaugruppe
3. Bohrspindel mit Auslösemechanismus zum Aufsatzwechsel
4. Gehäusebaugruppe
5. Pneumatikkupplung
6. Aufsatz für Kirschnerdrähte
7. Jacobsfutter (nicht dargestellt)

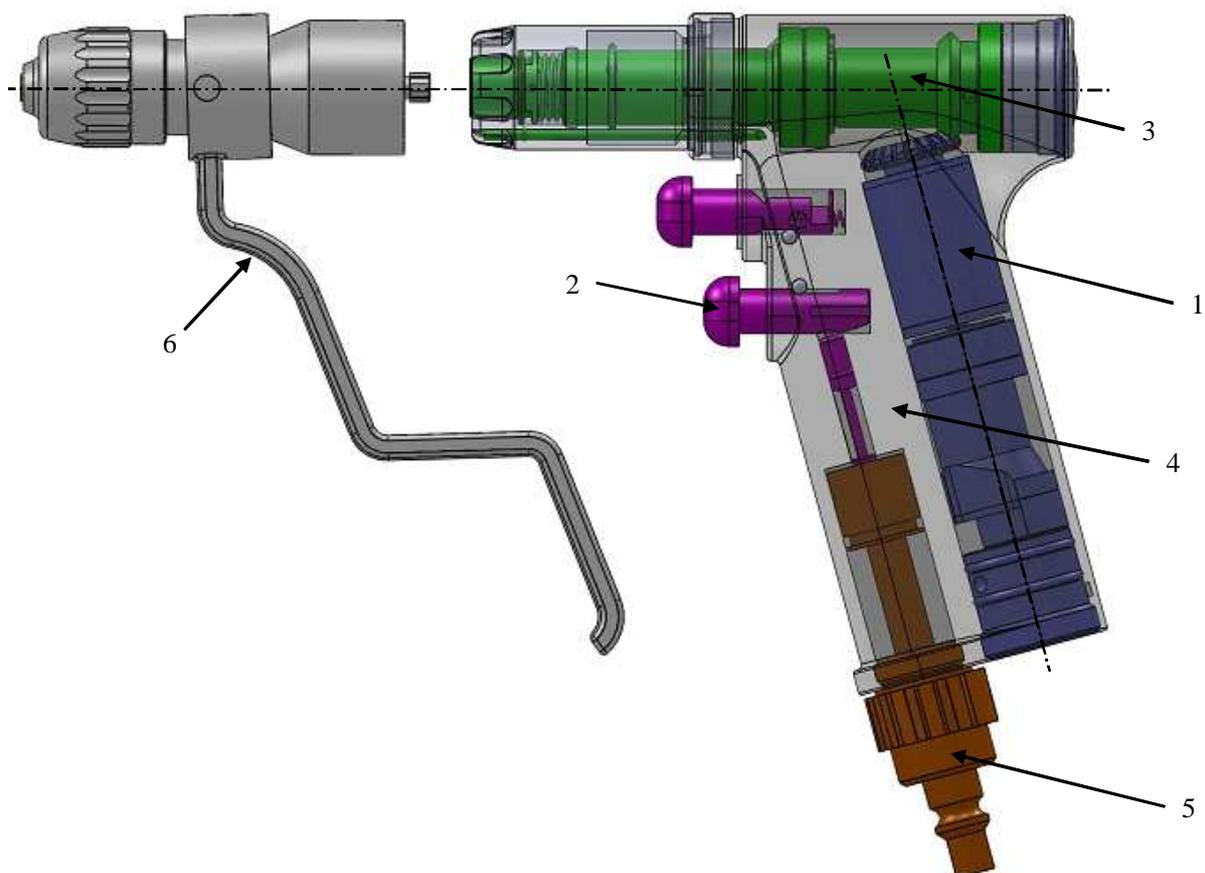


Abb. 3-8 CAD-Modell der orthopädischen Bohrmaschine

3.3.1 Getriebemotoreinheit

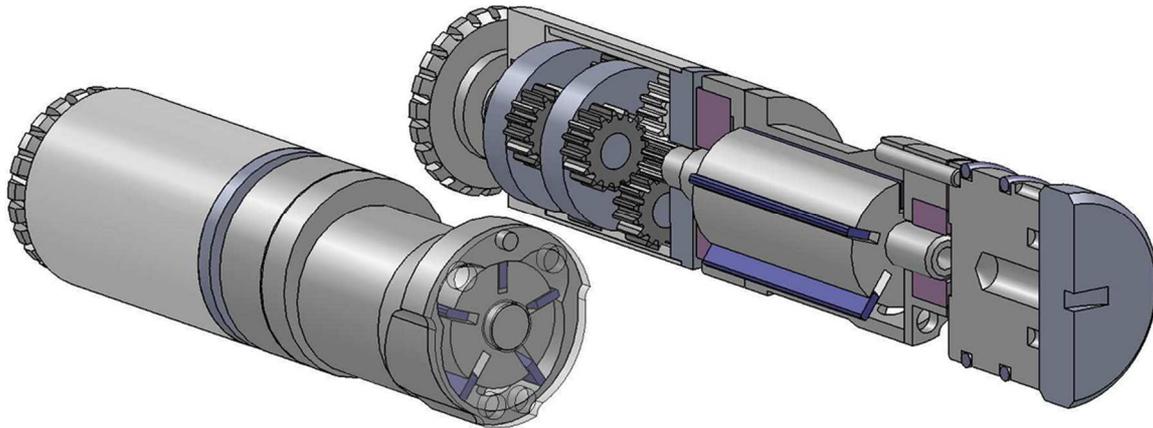


Abb. 3-9 CAD-Modell der Getriebemotoreinheit

Der Motor der analysierten Maschine ist ein richtungsumsteuerbarer Lamellenmotor. In dem längsgeschlitzten Rotor stecken radial verschiebbliche Plättchen, die so genannten Lamellen. Diese Lamellen unterteilen den Arbeitsraum in verschiedene Kammern, da sie an die Innenwand des Stators gedrückt werden. Durch die exzentrische Anordnung des Rotors im Stator hat die in Drehrichtung vorn befindliche Lamelle eine größere druckbeaufschlagte Fläche als die hintere. Diese Flächendifferenz bewirkt ein Drehmoment.

Die Richtungsumkehrbarkeit ist an den spiegelbildlich angeordneten Luftein- und -auslässen erkennbar. Die Motorwelle ist mit Fest- und Loslagerkonstruktion gelagert. Die exzentrische Ausführung des Motorgehäuses ermöglicht einen konzentrischen Gesamtaufbau.

Das Getriebe konnte nicht zerstörungsfrei zerlegt werden, jedoch ließ sich durch Abzählen der Umdrehungen ein Übersetzungsverhältnis von $i_{\text{ges}} = 25$ feststellen. Aus der Annahme, dass es sich bei dem Getriebe um ein zweistufiges Planetengetriebe handelt und für die Stufen die gleichen Zahnräder verwendet werden, ergibt sich für jede Stufe eine Teilübersetzung von $i = 5$.

Ein weiteres konstruktives Detail stellt die Dimensionierung der Luftein- und Luftauslassquerschnitte dar. Die Einlässe sind mit einem Durchmesser von 3 mm versehen, neben den stirnseitigen Luftauslässen sind zudem noch drei weitere Auslässe an der Zylindermantelseite angebracht. Somit lässt sich das Querschnittsverhältnis von Ein- zu Auslass mit dem Faktor 4 bestimmen.

Die Motorwelle und Hülse sowie die Seitenscheiben sind aus gehärtetem Edelstahl und haben sehr hohe Oberflächengüten im Bereich von $R_a = 1 \mu\text{m}$ und eine Härte von ca 50 HV. Das seitliche Spiel zwischen Motorwelle und den stehenden Seitenwänden lässt sich mit den zur Verfügung stehenden Messmitteln nicht genau bestimmen, das Spaltmass wird kleiner als 0,05 mm geschätzt. Das Spaltmass beeinflusst den volumetrischen Wirkungsgrad in hohem Maße, da es durch den Spalt zu einem Druckausgleich zwischen den einzelnen Zellen eines Vielzellenmotors kommt und sich somit der Druck nicht zur Drehmomenterzeugung voll nutzen lässt. Die Literatur gibt für die stirnseitigen Spaltmasse 10 μm an [Dep08].

Interessant ist die konstruktive Gestaltung der Motorlamellen, die nicht radial angefedert sind. Entgegen der in der Literatur häufig betonten Notwendigkeit einer Lamellenanfederung bei als Arbeitsmaschinen ausgeführten Vielzellenmotoren wurde in dieser Konstruktion auf die Lamellenanfederung bewusst verzichtet. In vielen Praxistest und Handhabungsversuchen konnte kein einziger Fall von Fehlfunktion nachgewiesen werden.

3.3.2 Ventilbaugruppe

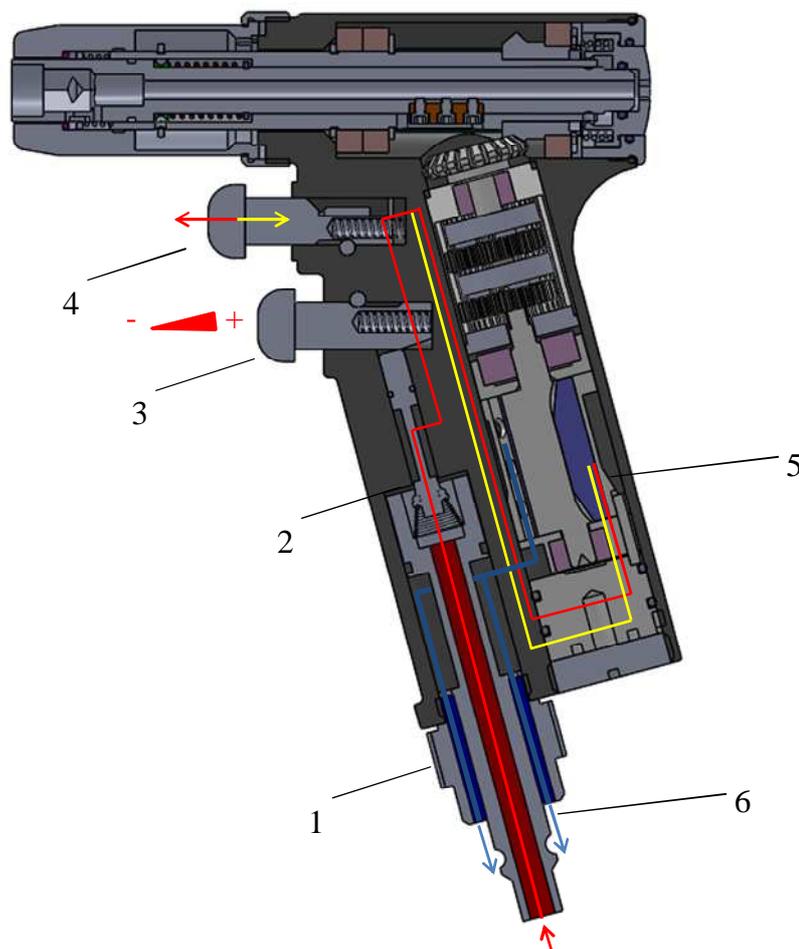


Abb. 3-10 Darstellung der Luftströmungen in der Maschine

In der Abbildung 3-10 ist der Luftstrom durch die Bohrmaschine dargestellt. Aufgrund der aufwändigen dreidimensionalen Luftführung wurde eine vereinfachte Darstellung gewählt, um das Prinzip der Ansteuerung des Lamellenmotors deutlich zu machen. Am Punkt 1 befindet sich eine verstellbare Drosselblende, die den Strömungsquerschnitt einstellbar verringert. Hierdurch stellt der Benutzer das maximale Drehmoment und die maximale Drehzahl ein. Am Punkt 2 befindet sich die zweite Drossel, die den Luftstrom in Abhängigkeit von der Stellung des Abzugshebels 3 steuert. Vom Abzugshebel 3 wird die Luft zur Kavität von Hebel 4 weitergeleitet. Wenn der Hebel 4 nicht gedrückt wird, nimmt die Luft den roten Pfad zum Lamellenmotor 5, wenn der Hebel 4 gedrückt wird, nimmt die Luft den gelben Pfad. Der Pfad bestimmt die Einströmöffnung und diese wiederum die Drehrichtung des Motors. Einfach ausgedrückt, wenn der Hebel 4 gedrückt wird, läuft der Motor links herum.

Unabhängig von der Drehrichtung verlässt die Luft den Motor auf den mantelseitigen Abluftbohrungen und über die konzentrisch zum Einlass angeordneten Auslässe 6 die Maschine.

3.3.3 Bohrspindel

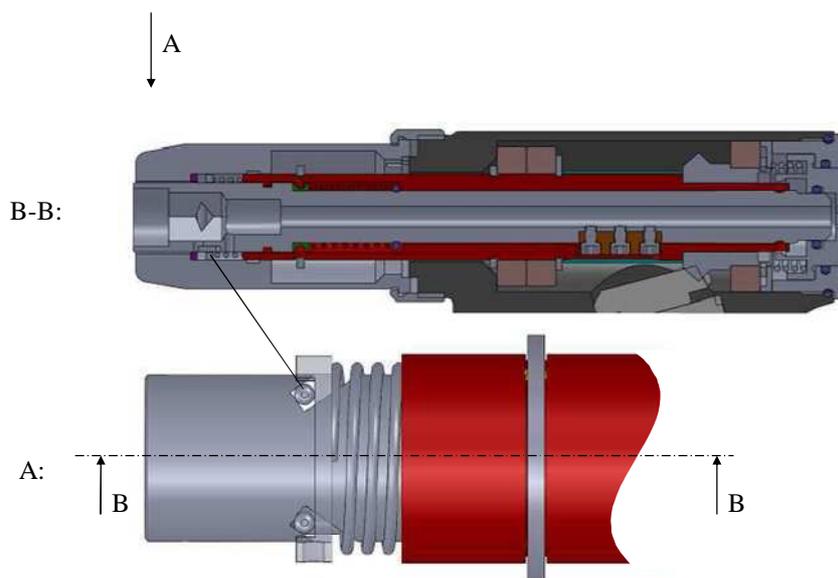


Abb. 3-11 CAD-Modell der Bohrspindel

Die in der Abbildung 3-11 grau dargestellte Bohrspindel ist hohl ausgeführt, damit der Kirschnerdraht durch die gesamte Maschine gesteckt und auch auf der Rückseite herausragen kann.

An der Rückseite ist ein angefederter Druckknopf angebracht. Durch diesen wird die innere Welle nach vorn geschoben. Wenn sich die innere Welle nach vorn bewegt, die Stifte jedoch daran gehindert werden, sich axial mitzubewegen, wandern die Stifte in den gesägten

Schlitzten nach außen und geben die axiale Verriegelung des Aufsatzes frei. Diese Verriegelung dient nur zur axialen Sicherung, nicht zur Drehmomentübertragung.

Das Drehmoment wird über einen Formschluss in Sechskantkontur auf den Bohraufsatz übertragen. Eine Kegelzahnradstufe mit einer Übersetzung von 1:1 überträgt das Drehmoment vom Getriebe auf die äußere, rot dargestellte, Bohrerwelle. Die äußere Bohrerwelle wiederum überträgt ihr Drehmoment über eine Passfederverbindung auf die Bohrspindel.

3.3.4 Pneumatikkupplung

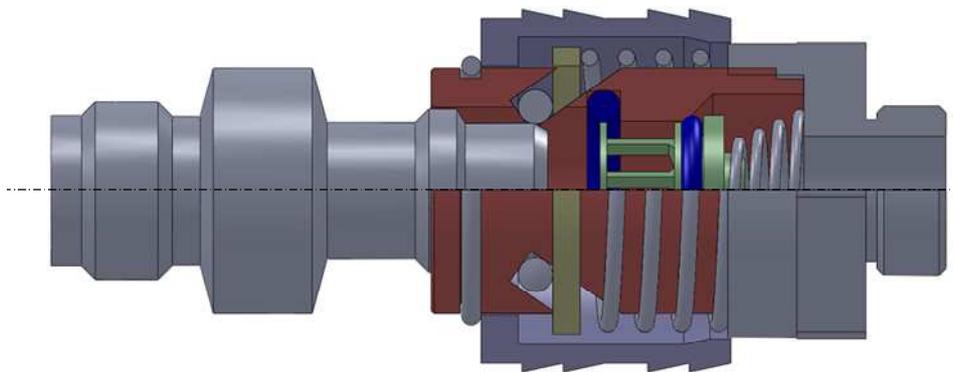


Abb. 3-12 CAD-Modell der Pneumatikkupplung

Die Luftzufuhr und -abfuhr erfolgt über die gleiche Steckverbindung in konzentrischer Anordnung. Da leider kein Anschauungsmuster für die Schlaucheinheit vom gleichen Hersteller der beschriebenen Maschine zur Verfügung steht, wurde eine in der Industrie häufig eingesetzte Verschlusskupplung nach ISO 4414 zerlegt und analysiert. Diese Leitungsverbindung wird häufig im Maschinenbau eingesetzt.

Der Verriegelungsmechanismus in der Abbildung 3-12 besteht, ähnlich wie in der Abbildung 3-11 dargestellt, aus in Schlitzen geführten Stiften, die das männliche Kupplungsteil im weiblichen axial sichern. Durch das Zurückziehen eines Überwurfs werden die Stifte axial verschoben, wobei sie durch die Führung in den schrägen Schlitzen nach aussen wandern und somit das Männliche entriegeln.

3.3.5 Aufsatz für Kirschnerdrähte

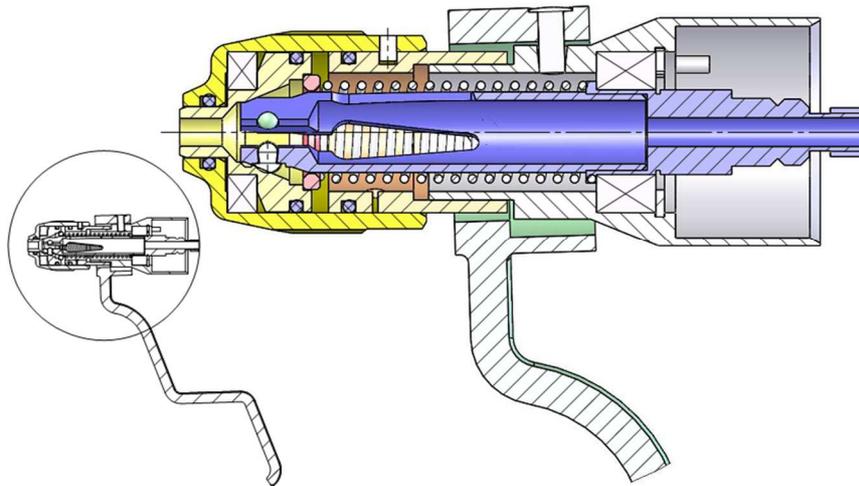


Abb. 3-13 Schnitt durch den Aufsatz für Kirschnerdrähte

Bei dem Aufsatz für Kirschnerdrähte handelt es sich im Prinzip um eine Spannzange, die das Drehmoment des Antriebs auf die Kirschnerdrähte überträgt.

Durch Ziehen an dem Hebel wird der vordere Teil des Aufsatzes in Richtung des hinteren verschoben. Bei Kontakt verursacht die Axialkraft über den Innenkegel in dem gelb dargestellten Bauteil eine radiale Kompression der blau dargestellten Spannzange.

Da der durch den Benutzer ausgelöste axiale Hub nur ca. 1 mm beträgt, kann durch ein Stellrad der vordere Teil auf den hinteren zugestellt werden. Durch dieses Stellrad kann der zu spannende Drahtdurchmesser im Bereich von 0,8 bis 3,0 mm gewählt werden.

3.3.6 Bohrfutter

Ein kegelverzahnter Schlüssel dient dazu, die Drehbewegung der Hand in eine zur Bohrerlängsachse koaxiale Drehbewegung einer ebenso kegelverzahnten Hülse zu wandeln. Diese Drehbewegung der Hülse wiederum wird über eine im Futter liegende Verzahnung in eine Translation von drei Spannbacken gewandelt. Diese Backen spannen den Bohrer zentrisch und dienen der Drehmomentübertragung auf den Bohrer.

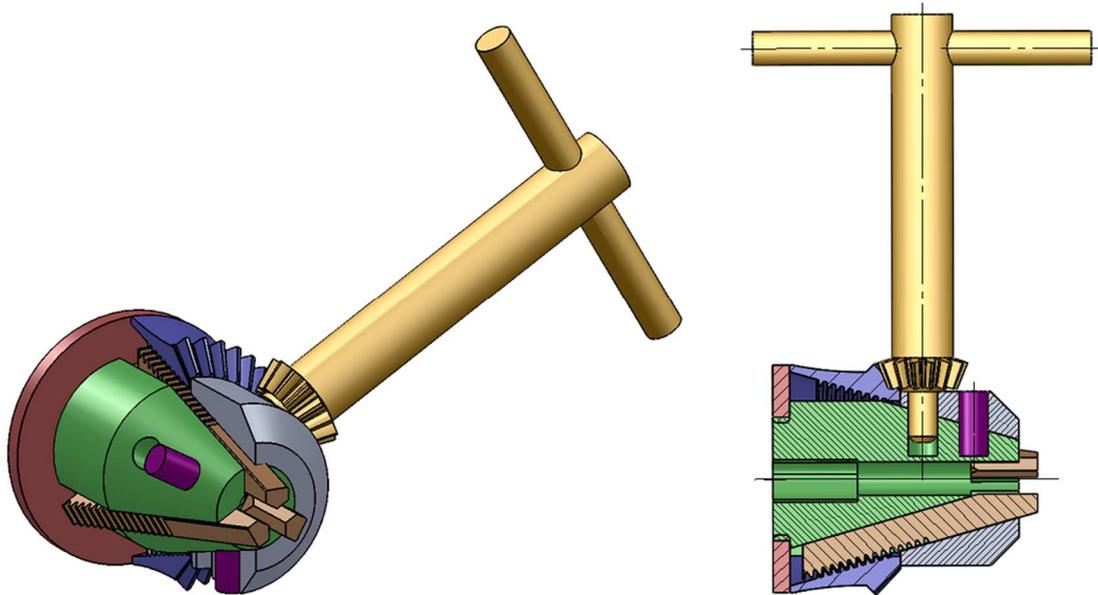


Abb. 3-14 CAD-Darstellung des Jakobsfutters

3.4 MRT-kompatible Rotationsinstrumente



Abb. 3-15 MRT-kompatible Knochenfräse, nach [Str07]

Bei der in der Abbildung 3-15 dargestellten Lösung handelt es sich um ein stiftförmiges Gerät zum Fräsen von Knochen innerhalb des Magnetresonanztomografen. Es wird mit Luftdruck betrieben und die Drehzahl ist mit 75.000 U / min angegeben.

Dieses Gerät wird vermutlich verwendet, um Schädeldecken unter MRT-Navigation zu öffnen oder Knochenauswüchse in Nervnähe zerspannend zu beseitigen. Für ein Einbringen von Kirschnerdrähten ist es nicht geeignet, da die Drehzahl viel zu hoch ist und die Maschine nicht hohl ausgeführt ist, um den Draht durch die Maschine stecken zu können. Auch für das Bohren ist die Drehzahl zu hoch (siehe Kapitel 5.1, thermale Nekrose).

Das Gerät wird über einen Fusschalter gesteuert, der in der Abbildung 3-16 dargestellt ist. Die Abluft strömt über einen Diffusor in die Umgebung des Fusschalters, die Zuluft wird über Ölkartuschen mit Öl angereichert.



Abb. 3-16 Zubehör MRT-kompatible Knochenfräse, nach [Str07]

3.4.1 Piezobohrmaschine der Firma Invivo



Abb. 3-17 MRT-kompatible piezoelektrische Bohrmaschine [Inv11]

Die Firma Invivo in Schwerin ist Hersteller einer piezoelektrisch betriebenen Bohrmaschine. Mit dieser Maschine werden Knochenbiopsien unter MRT-Navigation erfolgreich durchgeführt. Sie wird in verschiedenen wissenschaftlichen Veröffentlichungen erwähnt [Kön03], [See09]. Zur Sterilisierung wird die Maschine zerlegt. Nach dem Entfernen des nicht hitzebeständigen Motors lässt sich das Gehäuse autoklavieren. Nach erfolgter Sterilisation wird die Maschine wieder zusammengesetzt, ohne die sterilen Teile mit Bakterien in Kontakt zu bringen.

Fritsch beschreibt in seiner Studie eine durch die Maschine verursachte leichte Bildverzerrung und hat ein Steckenbleiben des Bohrers beim Bohren von kräftiger Kortikalis festgestellt [Fri02]. Laut Aussage der Anwender in der Arbeitsgruppe „Offene Magnetresonanztomografie“ der Charité Universitätsmedizin Berlin wurde nach den ersten Handhabungsversuchen mit der Maschine der Wunsch nach einer deutlich leistungsstärkeren Ausführung geäußert. Die Leistungsabgabe der Maschine ist leider nicht bekannt. Die Drehzahl ist im Datenblatt mit ca. 100 U / min angegeben, das Drehmoment ist nicht bekannt, nur die Aussage, dass man den Bohrer mit Handkraft anhalten kann.

König beschreibt in seiner Studie Schwierigkeiten mit dem Bohrfutter. Wiederholt musste das Bohrfutter gespannt werden, da sich der Bohrer gelockert hat. In zwei Fällen wurde die Operation mit einem als Ersatz dienenden Handbohrer zu Ende geführt [Kön03].

3.4.2 MRT-kompatible Aktoren und Sensoren

Für die MR-kompatible Kraft- und Positionsmessung sowie die Aktorik werden folgende Lösungsprinzipien in der Literatur beschrieben [Gas06]:

- Erzeugung und Registrierung von Lichtintensitätsänderungen von optischen Fasern
- Signaländerung über Biegung von optischen Fasern
- Aktoren basierend auf potentieller Energie
- mechanische, pneumatische, hydraulische Aktoren
- piezoelektrische / Ultraschallantriebe
- elektrostatische Antriebe
- Aktoren basierend auf elektroaktiven und ionenleitenden Polymeren
- elektro-rheologische Fluidbremsen
- geschirmte, elektromagnetische Aktoren

Gassert untersucht die MRT-Kompatibilität und die Leistungscharakteristik mechatronischer Elemente für deren Anwendung in einer MRT-Umgebung und nennt die Möglichkeiten und Grenzen von MRT-kompatiblen Aktoren [Gas06]. Auch Wendt beschreibt in seiner Dissertation die Eigenschaften von MRT-kompatiblen Rotationsaktoren und nimmt Bezug auf

zahlreiche wissenschaftliche Untersuchungen, insbesondere im Hinblick auf die Anwendung von Materialien und Aktoren im MRT-Magnetfeld [Wen04].

Dass sich MRT-kompatible Motore auch in einen Regelkreis integrieren lassen, hat Stoianovic eindrucksvoll mit seinem MR-kompatiblen Schrittmotor demonstriert [Sto07]. Das Funktionsprinzip wird in Kapitel 6.11 erläutert und findet sich in ersten Entwürfen dieser Arbeit wieder.

Die Firma Micronor bietet einen MRT-kompatiblen Drehencoder an [Mic08]. Dabei wird die Information über Lichtleitfasern übertragen. Ebenso über Lichtleitfasern überträgt Rademaker Laserenergie zur Nutzung thermischer Effekte im MRT, er nutzt jedoch im MRT auch fokussierten Ultraschall mit bis zu $6 \text{ kW} / \text{cm}^2$ Schalleistung [Rad02].

4 MRT-Kompatibilität

MRT-Kompatibilität beschreibt die störungsfreie Darstellung zweier Körper aus unterschiedlichem Material mithilfe der Magnetresonanztomografie. Bei der Magnetresonanztomografie werden Schichtbilder aufgenommen, die in verschiedenen Grauwerten die lokale Beeinflussung des Magnetfelds darstellen. Daher hängt die Darstellbarkeit zweier benachbarter Stoffe von ihren magnetischen Eigenschaften ab. Im Folgenden werden die Grundlagen der Kernspinresonanz, der gerätetechnische Aufbau eines Magnetresonanztomografen und die Artefaktbildung erläutert. Am Ende des Kapitels wird kurz auf die Entwicklungen eingegangen, welche die Echtzeit-Magnetresonanztomografie ermöglichten und die Grundlagen für die Navigation mithilfe der Magnetresonanztomografie bilden.

4.1 Kernspin und magnetisches Moment

Alle Atomkerne mit einer ungeraden Anzahl von Protonen und / oder Neutronen, wie zum Beispiel das Wasserstoffatom, besitzen in ihrem Grundzustand einen von Null verschiedenen Kerndrehimpuls I . Der Kernspin I gibt den Gesamtdrehimpuls eines Atomkerns an und setzt sich aus verschiedenen Beiträgen zusammen.

Wie jeder Drehimpuls im atomaren und subatomaren Bereich kann auch der Kernspin I nur diskrete Zustände einnehmen, welche ohne äußeres Magnetfeld energetisch gleichwertig sind. Dieses Phänomen heißt Entartung. Wird dagegen ein Atomkern in ein äußeres Magnetfeld gebracht, so existiert zum Beispiel beim Wasserstoffatom der Kerndrehimpuls des Protons nur in einem von zwei möglichen Quantenzuständen, spin up und spin down. Diese werden durch die Energieniveaus $E_1 = \frac{1}{2} \gamma B_0 \hbar$ und $E_2 = -\frac{1}{2} \gamma B_0 \hbar$ beschrieben. γ wird als gyromagnetisches Verhältnis bezeichnet und ist eine Materialkonstante, B_0 ist die Magnetfeldstärke und \hbar ist das Planck'sche Wirkungsquantum.

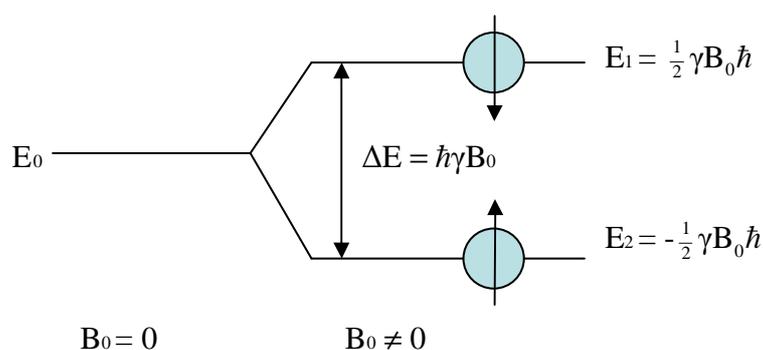


Abb. 4-1 Anregungszustände eines Protons

Die notwendige Energie, die den Kernspin von einem Zustand zum anderen überführt, ist genau $\Delta E = \hbar\gamma B_0$.

4.2 Makroskopische Magnetisierung

Wenn man sehr viele Wasserstoffatome in einer Probe hat, sind die Quantenzustände der Atomkerne nach der Boltzmann-Statistik verteilt. Die Wahrscheinlichkeit, ein Teilchen in einem der zwei Zustände anzutreffen, wird mit:

$$W(E) \propto e^{-\frac{\gamma B_0 \hbar}{k_B T}} \quad (4-1)$$

beschrieben. Das bedeutet für das Wasserstoffatom, wenn man die Temperatur verringert, stellt sich bei mehr Atomkernen der energetisch niedrigere, also der spin-up-Zustand ein, und am absoluten Nullpunkt gibt es nur spin-up-Teilchen. Ebenso wenn man die Stärke des äußeren Magnetfelds erhöht, verschiebt sich die Verteilung zugunsten des spin-up-Zustands. Auch wenn relativ gesehen nur wenige Teilchen einen anderen Spinzustand einnehmen, sind es absolut gesehen eine große Anzahl Teilchen.

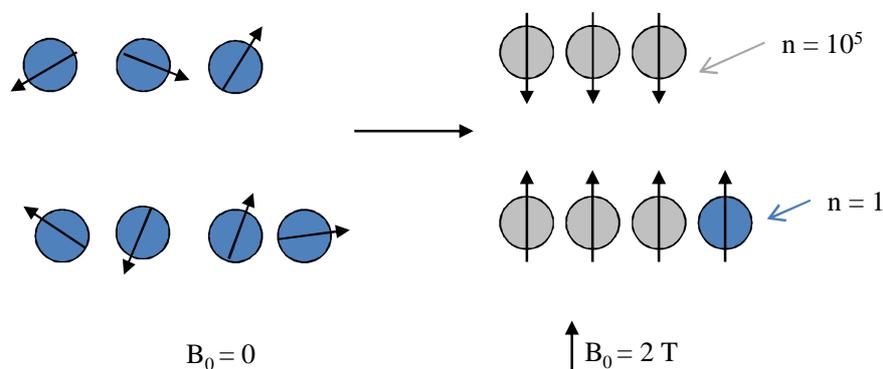


Abb. 4-2 Makroskopische Magnetisierung

Eine Probe Wasserstoff hat daher bei einer Zimmertemperatur von $T = 300$ K mit einem gyromagnetischen Verhältnis von $\gamma = 267,52 \cdot 10^6 \frac{\text{rad}}{\text{sT}}$, der Boltzmann-Konstante $k = 1,3806 \cdot 10^{-23} \frac{\text{J}}{\text{K}}$ und einer Feldstärke von $B_0 = 2$ T einen Überschuss von spin-up-Teilchen in der Größenordnung von $1 : 10^5$.

Dieser Überschuss bewirkt eine messbare Kernmagnetisierung, die als die Vektorsumme der magnetischen Kernmomente in der Probe, bezogen auf das Volumen der Probe definiert ist. Dieser Kernmagnetismus bildet die Grundlage der magnetischen Resonanz

4.3 Semiklassisches Anregungsmodell

Im Gleichgewichtszustand ist eine Kompassnadel parallel zum Magnetfeld ausgerichtet. Lenkt man sie aus dieser Gleichgewichtslage aus, so ist sie bestrebt, in die alte, energetisch günstigere Stellung zurückzukehren, sie schwingt sich parallel zum Feld ein.

Anders dagegen, wenn mit der Nadel ein Drehimpuls verknüpft ist. Auf Grund der Drehimpulserhaltung kann der „magnetische Kreisel“, wie in der Abbildung 4-3 illustriert, nicht in die energetisch günstigere Lage parallel zum Feld zurückkehren, sondern weicht senkrecht zur Feld- und Drehimpulsänderung aus, er präzediert um die Richtung des B_0 -Feldes.

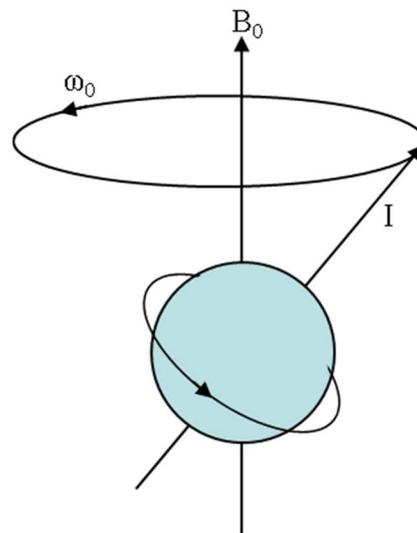


Abb. 4-3 Präzessionsbewegung des atomaren Kreisels, nach [Rei02]

Die Frequenz dieser Präzessionsbewegung ist unabhängig von der Stärke der Auslenkung, sie hängt nur vom angeregten Material und der Magnetfeldstärke ab. Die Energie des präzessierenden Protons lässt sich zu $E = \omega_0 \hbar$ bestimmen, was genau der Energie des Niveauübergangs $\Delta E = \hbar \gamma B_0$ entspricht. Durch Gleichsetzen der Energiegleichungen erhält man $\omega_0 = \gamma B_0$. Diese Frequenz ist nach dem irischen Physiker Joseph Larmor als Larmor-Frequenz benannt.

Wenn man eine Probe Wasserstoff in ein 2 T-Magnetfeld einbringt und quer zum Hauptmagnetfeld elektromagnetische Impulse mit einer Frequenz von $\omega_0 = 85,15$ MHz einstrahlt, erzeugt man eine Präzession der Kernmagnetisierung mit gleicher Frequenz.

Nach Beendigung der Impulsanregung induziert die präzidierende Quermagnetisierung ihrerseits eine schwache Wechselspannung in einer Empfangsspule, die im Allgemeinen mit der

Sendespule identisch ist. Die gemessene Spannung wird verstärkt, gefiltert, digitalisiert und dem MR-Systemrechner zugeführt.

Während für chemische und physikalische Untersuchungen mit Hilfe der magnetischen Resonanz im Prinzip alle Atomkerne mit ungerader Anzahl von Protonen und / oder Neutronen geeignet sind, wird für die MRT fast ausschließlich der Kern des Wasserstoffatoms ^1H verwendet. Zum einen, weil das Proton, der Kern des Wasserstoffatoms, am häufigsten in biologischen Geweben vorkommt, zum anderen hat es von allen stabilen Isotopen das größte gyromagnetische Verhältnis γ [Wei09].

Da man bei medizinischen Anwendungen die Temperatur nicht beeinflussen kann, bleibt nur die Magnetfeldstärke zu erhöhen, um eine größere makroskopische Magnetisierung zu erzielen.

Atomkern	γ [$10^6 \frac{\text{rad}}{\text{sT}}$]	$\frac{\gamma}{2\pi}$ [$\frac{\text{MHz}}{\text{T}}$]
^1H	267,51	42,58
^2H	41,07	6,54
^3He	- 203,79	- 32,43
^7Li	103,96	16,55
^{13}C	67,26	10,71
^{14}N	19,33	3,08
^{15}N	- 27,12	- 4,32
^{17}O	- 36,26	- 5,77
^{19}F	251,66	40,05
^{23}Na	70,76	11,26
^{31}P	108,29	17,24
^{129}Xe	- 74,00	- 11,78

Tab. 4-4 Gyromagnetisches Verhältnis biologisch wichtiger Atomkerne, nach [Wei09]

4.5 Aufbau eines Magnetresonanztomografen

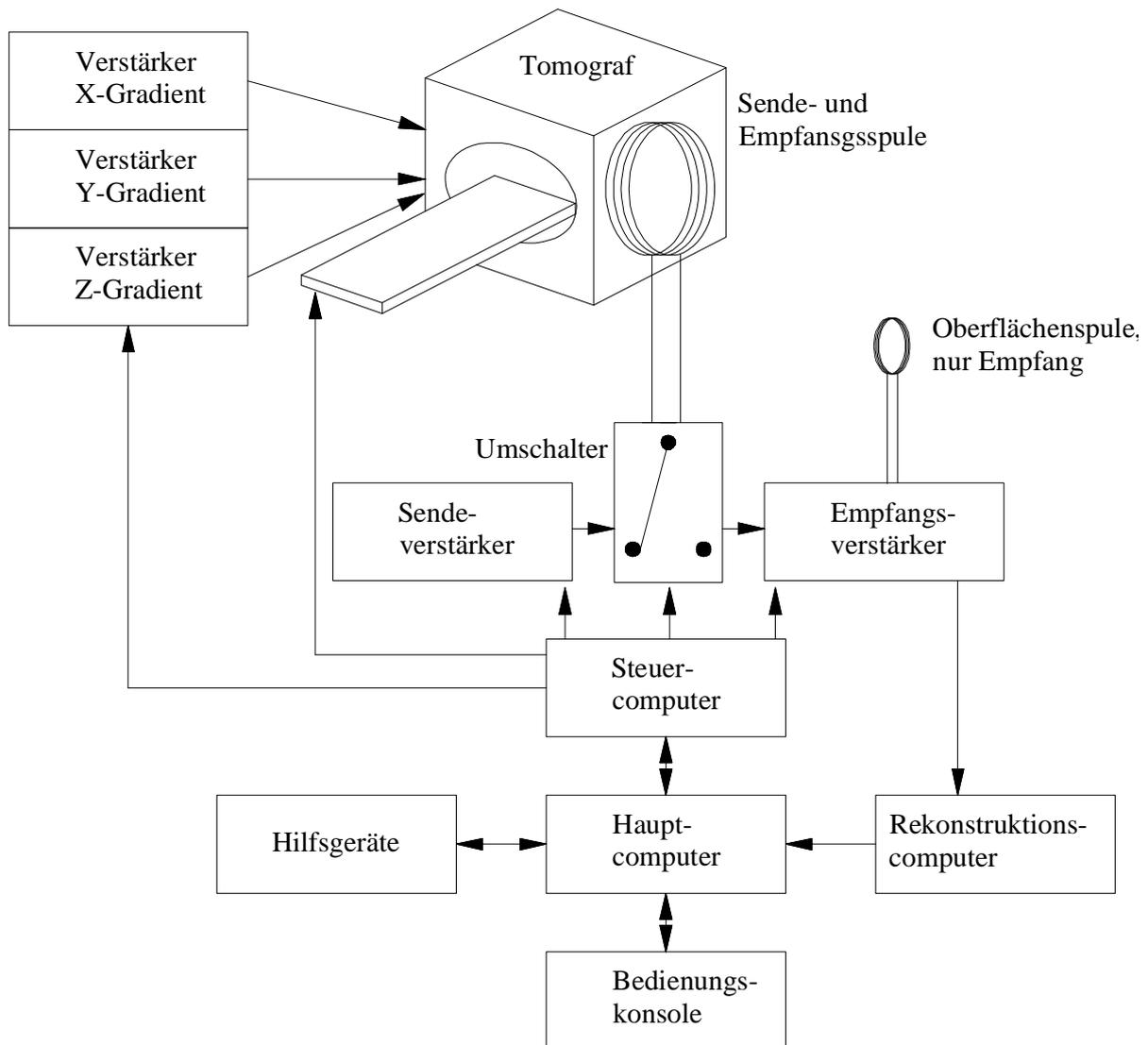


Abb. 4-6 Schematischer Aufbau eines Magnetresonanztomografen, nach [Wei09]

Eine wesentliche Komponente eines MR-Geräts ist ein starker Magnet, der das stationäre Magnetfeld B_0 erzeugt. Dabei sind die Stärke des Magnetfelds (übliche Werte sind 1,0 - 3,0 T), die Stabilität und die Homogenität des Felds wichtig.

Heute verfügen die meisten Magnetresonanztomografen über supraleitende Magnete. Supraleitende Magnete haben Spulen aus einer Niob-Titan-Legierung, deren elektrischer Widerstand durch Kühlung auf ungefähr 4 K auf praktisch Null gesenkt wird. Damit wird die Spule supraleitend, d. h. ein Strom, der einmal in ihr fließt, tut dies für immer. Als Kühlmittel für diesen Prozess wird flüssiges Helium verwendet. Der Magnet ist also, wenn das Feld einmal aufgebaut ist, von der Stromzufuhr unabhängig. Auf diese Art können sehr starke und homogene Magnetfelder (bis 20 T) erzeugt werden. Allerdings muss regelmäßig flüssiges

Helium nachgefüllt werden, da es verdunstet, und im Notfall kann der Magnet nicht einfach abgeschaltet werden.

Unabhängig vom Magnettyp ist die Feldhomogenität von entscheidender Bedeutung. Der „nackte“ Magnet besitzt oft noch nicht die gewünschte Homogenität. Zur Korrektur werden eigens eingebaute Korrekturspulen verwendet. Das Einstellen des Magneten auf optimale Homogenität wird als „Shimming“ bezeichnet [Wei09].

Ein wichtiger Punkt ist auch die Abschirmung des Magneten, um die Ausdehnung seines Streufelds zu reduzieren. Dazu wurde früher oft eine große Menge Eisen in Wände und Decke des Untersuchungsraums eingebaut. Wegen der hohen Kosten und des großen Aufwands werden vermehrt Magnete mit integrierter Abschirmung gebaut. Diese enthalten eine doppelte Magnetspule, von denen die innere das Feld erzeugt, während die äußere die Kompensation der Magnetfeldlinien nach außen übernimmt.

Das Gradientensystem wird für die Schichtwahl und die Ortskodierung gebraucht. Für jede der drei Richtungen X, Y und Z wird eine separate Gradientenspule mit jeweils eigenem Verstärker benötigt, da die Gradienten einzeln oder in Kombination geschaltet werden, zum Beispiel für schräge Schichten.

Die Magnetfelder, welche die Gradientenspulen erzeugen, sind klein, verglichen mit dem Hauptmagnetfeld und trotzdem benötigen sie noch Stromstärken von einigen hundert Ampère. Das Ein- und Ausschalten der Gradientenspulen ist mit elektrischen Wechselfeldern verbunden und verursacht auch das typische Hämmern, das während den Messungen hörbar ist. Genau wie bei einem Lautsprecher „möchten“ sich die Gradientenspulen beim Ein- und Ausschalten des Stroms bewegen, was als lautes Knacken hörbar ist.

Das Hochfrequenzsystem besteht einerseits aus einem leistungsstarken Hochfrequenzsender, andererseits aus einem hochempfindlichen Empfänger.

Da sowohl Frequenz als auch Phase des Signals zur Ortskodierung benötigt werden, darf der Empfänger keinerlei Verzerrungen, z. B. durch Phasendrehungen, einbringen, sonst würde das Bild erheblich verzerrt. Weil das MR-Signal sehr schwach ist, wird außerdem eine gute Hochfrequenzabschirmung benötigt, die oft in Wände, Boden und Decke des Untersuchungsraums integriert wird, um Störeinstrahlungen von außen zu verhindern. Zum Hochfrequenzsystem gehören die Sende- und Empfangsspulen. Dies kann eine Kombispule sein, die sowohl zum Senden wie zum Empfang dient, wie z. B. die im Gerät integrierte Körperspule („Body Coil“), welche von außen nicht gesehen werden kann. Die Körperspule besteht aus einem

„Käfig“ von Kupferdrähten, welche den Patienten umgeben und RF-Impulse abgeben. Die RF-Spulen sind so konstruiert, dass ihre abgegebene RF-Energie der Resonanzfrequenz von Wasserstoffatomen entspricht. Es ist möglich, das Signal-Rausch-Verhältnis mittels anderer Spulen als der Körperspule zu verbessern, bei Gehirnaufnahmen zum Beispiel durch Hinzufügen einer zusätzlichen Spule um den Kopf. Die Wahl der Spule ist zum Erreichen der bestmöglichen Bildqualität wichtig.

Der Hauptcomputer steuert und kontrolliert zahlreiche Funktionen, wie den Wechsel zwischen den Gradienten, den HF-Spulen und die Weiter- und Nachverarbeitung der Daten. Daneben gibt es verschiedene Computer, die den Tomographen und die Gradienten steuern, die MR-Bilder rekonstruieren und die Bedienungskonsole.

Es können weitere Hilfsgeräte an den Hauptcomputer angeschlossen werden, wie die Steuerung des Untersuchungstischs, EKG- und Atmungsmonitor zur entsprechenden Steuerung der Sequenzen, eine zweite Bedienungskonsole im Inneren des Untersuchungsraum, einen Filmbelichter oder ein PACS (Picture Archiving and Communication System).

4.6 Echtzeit-MRT



Abb. 4-7 Setzen eines Herzkatheters unter Echtzeit-Magnetresonanztomografie [Led11]

1985 wurde von Jens Frahm et. al die so genannte Fast Low Angle Shot (FLASH) Sequenz zum Patent angemeldet. Mithilfe dieser Sequenz konnte die Schnittbilddarstellung erstmals auf eine Zeit um eine Sekunde reduziert werden. Das Patent ist das finanziell erfolgreichste Patent der Max-Planck-Gesellschaft seit ihrer Gründung [Fra10], [Max11].

In physikalischer Hinsicht beruht die so genannte FLASH-Technik auf der Erzeugung des MR-Signals durch bipolare Magnetfeldgradienten, die statt eines Spinechos ein Gradientenecho erzeugen. Durch die repetitive Anwendung von Hochfrequenzanregungen geringer Leistung wird die Längsmagnetisierung jeweils nur gering ausgelenkt, und es resultiert ein dynamischer Gleichgewichtszustand der Magnetisierung. Mit diesem Gleichgewichtszustand lassen sich hohe Wiederholraten der Anregung und damit hohe Bildraten erreichen, welche die Aufnahme von Filmaufnahmen in Echtzeit ermöglichen [Ber04].

Im Jahr 2010 gelang es mit einer erweiterten FLASH-Methode, die auf genauer Parameteranpassung und schnellen Bildrekonstruktionsalgorithmen beruht, ein robustes Verfahren für die Echtzeit-MRT zu entwickeln. Dieses FLASH-Verfahren bietet eine zeitliche Auflösung

von 20 Millisekunden und kann daher beispielsweise das schlagende Herz ohne Synchronisation mit dem EKG sowie bei freier Atmung abbilden / filmen [Uec10].

4.7 Artefaktbildung

Die Magnetisierung M von vielen Materialien hängt linear von der magnetischen Feldstärke H über die Beziehung

$$\vec{M} = \vec{M}_0 + \chi \vec{H} \quad (4-3)$$

ab. M_0 bezeichnet die inhärente Magnetisierung, die auch ohne äußeres Feld im Material vorhanden ist. Die magnetische Suszeptibilität χ ist eine werkstoffabhängige Kenngröße, die angibt, wie ein Material dazu neigt, mit einem magnetischen Feld zu interagieren und es zu verändern. In manchen Fällen, besonders in sehr starken Feldern, gilt der in der Gleichung (4-3) beschriebene Zusammenhang nicht, sondern stellt nur den ersten Term einer Taylorreihe dar.

Der Spin eines Elektrons, kombiniert mit seiner elektrischen Ladung, resultiert in einem magnetischen Dipolmoment und erzeugt ein kleines magnetisches Feld. Dieser Spin ist die Hauptursache des Magnetismus. Wenn sich diese kleinen Felder aneinander ausrichten, entsteht in der Summe ein messbares makroskopisches Feld.

Bei allen Atomen, bei denen die äußere Atomhülle im Grundzustand ungepaarte Elektronen besitzt, tritt Ferromagnetismus auf. Unterhalb einer Grenztemperatur richten sich diese magnetischen Dipole ohne äußere Feldeinwirkung spontan aneinander aus. Das äußere Magnetfeld bestimmt nur die Richtung der Elementarmagnete.

Paramagnetische Substanzen besitzen ungepaarte Elektronen und somit auch ein magnetisches Moment, jedoch muss die Magnetisierung induziert werden, es bedarf eines äußeren Felds für eine Magnetisierung.

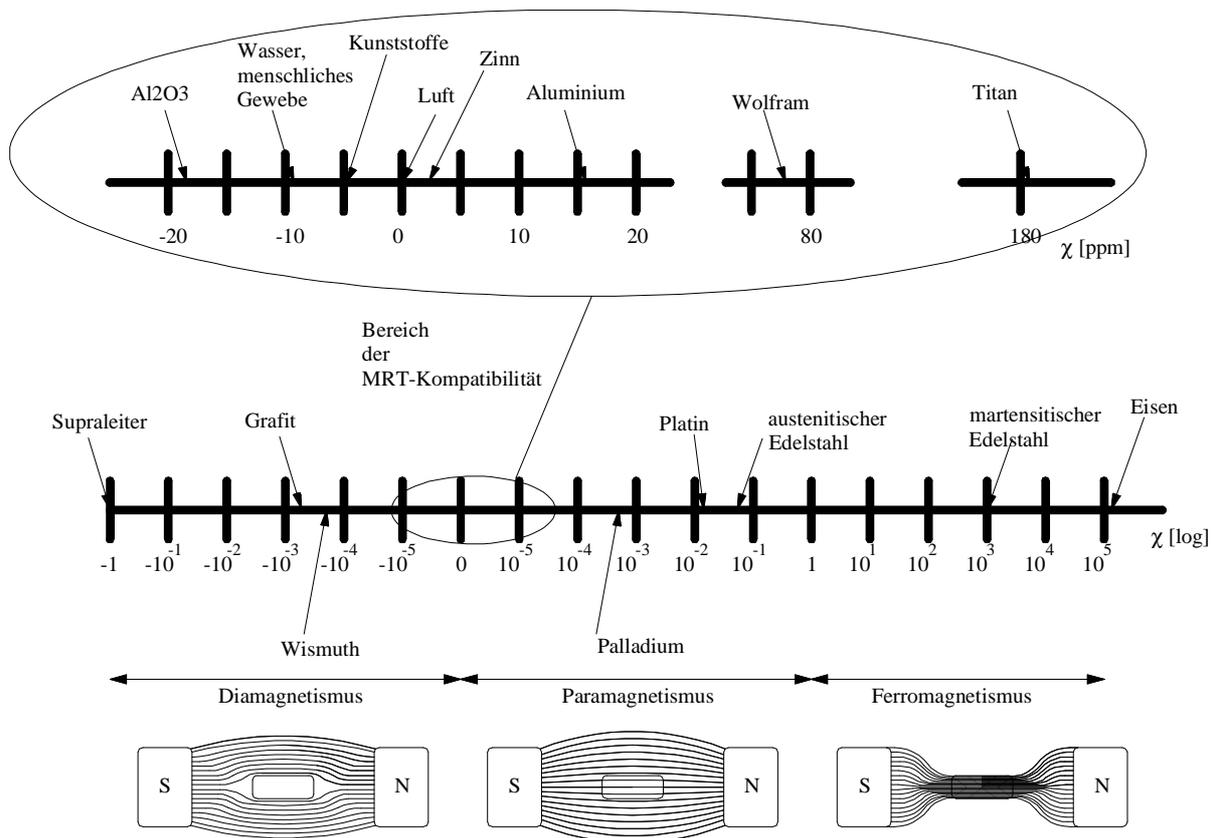


Abb. 4-8 Spektrum der Suszeptibilität von Materie, nach [Sch96]

Der Diamagnetismus hängt damit zusammen, dass die Elektronen versuchen, das Innere der Probe gegen das äußere Magnetfeld abzuschirmen. Für diamagnetische Substanzen ist χ immer negativ und vom Betrag sehr klein. Beim Einbringen eines diamagnetischen Körpers in ein ursprünglich homogenes Magnetfeld der Induktion B_0 baut sich nach der Gleichung (4-3) eine Magnetisierung M auf, die ihrerseits ein magnetisches Feld erzeugt, das dem primären Feld entgegenwirkt. Infolgedessen weicht der Verlauf der B-Feldlinien im Magnetisierungsgleichgewicht sowohl innerhalb als auch außerhalb des Körpers vom ursprünglichen B_0 -Feldverlauf ab.

Die Übergänge zwischen Ferro-, Para- und Diamagnetismus sind wertemäßig nicht genau definiert, man kann sich aber an den in der Abbildung 4-8 dargestellten Grenzen orientieren.

Die magnetische Wechselwirkung ist oft sehr schwach, so dass die magnetische Suszeptibilität bei den meisten Anwendungen eher ein untergeordnetes Kriterium bei der Auswahl der Werkstoffe ist. Bei der Konstruktion von Instrumenten für die interventionelle Magnetresonanztomografie kommt dieser Kenngröße jedoch hohe Bedeutung zu, denn erst suszeptibilitätsangepasste Instrumente ermöglichen eine gute Lokalisierung des Instruments und eine gute Bildqualität in der Nähe des Instruments.

Schenk [Sch96] leitete die Gewichtskraft und die magnetische Kraft eines Körpers aus Edelstahl im Magnetfeld her und bestimmte analytisch, dass bei einem Magnetfeld von 4 T, was auch für Magnetresonanztomografen sehr hoch ist, deren Verhältnis ca. 1 : 1 ist. Obwohl diese magnetischen Störkräfte durch gestellfeste Haltevorrichtungen eventuell abgeführt werden können, stört die Magnetisierung des Edelstahlkörpers das Messsignal in einem großen Bereich um das Objekt. Dieser gestörte Bereich wird als Artefakt bezeichnet und ist bei diesem Material ca. 20-mal größer als der Körper selbst [Wen04].

Eine weitere Störgröße ist eine über induzierte Ströme verursachte Temperaturänderung. Metallische Gegenstände können in Abhängigkeit von Geometrie und Material sehr heiß werden. Kabel zum Beispiel können zu Verbrennungen führen, bei Edelstahlinstrumenten ist hingegen eine Temperaturänderung nicht über 0,8°C gemessen worden, wie in [She01] beschrieben. Die Temperaturänderung von Bohrer und Kirschnerdraht ist im Zusammenhang dieser Arbeit vernachlässigbar.

Da die Form und Größe eines Bildartefakts stark parameterabhängig ist, werden in der ASTM F2119 und ASTM F2182 die Aufnahmeparameter genau definiert. Es sind keine Veröffentlichungen zur Artefaktmessung bekannt, die diese Standardmethode verwenden. Alle bekannten Veröffentlichungen verwenden eigene Parametersätze und sind somit nur annähernd vergleichbar.

MRT-Kompatibilität von Werkstoffen kann nach Schenck [Sch96], wie in der Tabelle 4-1 beschrieben, in drei Gruppen eingeteilt werden, mit Gruppe 1 als nicht kompatibel, Gruppe 2 als bedingt kompatibel und Gruppe 3 als voll kompatibel.

MRT-Kompatibilität	M_0 [A / m]	Suszeptibilität	Materialien	Kommentar
inkompatibel	$M_0 \neq 0$	$ \chi > 10^{-2}$	Eisen, Kobalt, magnetischer Edelstahl, Nickel	Diese Materialien erfahren starke magnetische Kräfte und verursachen Bildstörungen, auch wenn sie weit weg von der interessierenden Region sind
bedingt kompatibel	$(M_0 < 10^4)$	$10^{-5} < \chi - \chi_{\text{Wasser}} < 10^{-2}$	Titan, Wismuth, Luft, Wolfram Bronze, Aluminium	Diese Materialien erfahren keine großen Kräfte und Momente, aber sie erzeugen Bildstörungen, wenn sie sich in der interessierenden Region befinden
voll kompatibel	$(M_0 < 10)$	$ \chi - \chi_{\text{Wasser}} < 10^{-5}$	Wasser, menschliches Gewebe, Kupfer, Kunststoff, Keramik	Diese Materialien erfahren nahezu keine Kräfte und Momente und erzeugen vernachlässigbare Bildstörungen, auch wenn sie sich in der interessierenden Region befinden

Tab. 4-1 Einteilung der MRT-Kompatibilität in drei Gruppen, nach [Sch96]

5 Medizinischer Hintergrund

5.1 Knochenbohren

Das Bohren in Knochen geschieht aus verschiedenen Gründen. Ein relativ häufiger Grund ist die Entnahme von Gewebeproben, so genannte Knochenbiopsien. Eine Knochenbiopsie kann an vielen Knochen des Körpers durchgeführt werden. Im einfachen Fall, an einer Stelle am Knochen, die nah an der Haut liegt, wird dazu zuerst die Haut lokal betäubt und dann eine Hohlnadel in den Knochen vorgeschoben und durch diese ein Stück Knochengewebe entnommen.

Die wichtigsten Erkrankungen, die durch die Knochenbiopsie festgestellt und genau beurteilt werden können, sind:

- Störungen des Knochenauf- und abbaus, z.B. Osteomalazie, Osteoporose
- Knochentumore, die gutartig oder bösartig sein können, z.B. Osteoidosteome
- Bakterieninfektionen des Knochen, Osteomyelitis

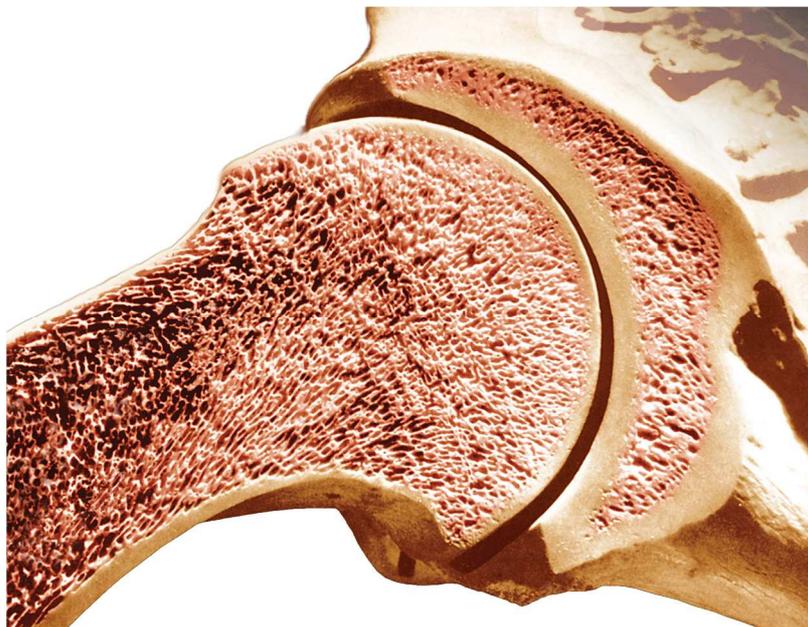


Abb. 5-1 Längsschnitt durch das Hüftgelenk, nach [Bri10]

Knochen ist aus verschiedenen Strukturen aufgebaut, einer harten Randschicht, genannt Substantia compacta und einer schwammartigen inneren Struktur, der Substantia spongiosa. Die Compacta ist je nach Entnahmeort und Patient unterschiedlich dick (maximal 15 mm) und kann unterschiedlich schwierig zu durchdringen sein. Oft ist die Compacta so dick und hart, dass sie nur mit einem maschinell angetriebenen Bohrer durchdrungen werden kann.

Die beim Zerspanen von Knochen auftretende Reibungsenergie führt zu einer lokalen Erhitzung des Knochens, die direkt die Bohrung umgebenden Knochenzellen töten kann oder ein Blutgefäß verstopft, so dass ganze Knochenbereiche nicht mehr versorgt werden. Dieser Knochenzelltod heißt Osteonekrose. Hout [Hou05] hat die Temperaturentwicklung beim Bohren von Knochen untersucht und dazu 16 verschiedene Untersuchungen zusammengefasst, um den Einfluss von Bohrer, Drehzahl, Drehmoment und Kühlmittel auf die Temperaturentwicklung unterschiedlicher Knochen zu erforschen. Dabei traten durchaus widersprüchliche Ergebnisse auf, zusammenfassend lässt sich jedoch folgern, dass eher langsam gebohrt werden sollte. Zudem lässt sich schließen, dass eine von einem erfahrenen Chirurgen durchgeführte Bohrung weniger Kollateralschäden erzeugt. Er kann über die Variation von Druck und Drehzahl den Eingriff schonender durchführen.

Allgemein hat sich für Knochenbiopsien unter CT- oder Röntgen-Durchleuchtungskontrolle, der Einsatz motorgetriebener Bohrer, bzw. Fräser bewährt. Biopsieentnahmen von weichem Gewebe unter MRT-Kontrolle sind seit einigen Jahren akzeptierte Verfahren für zahlreiche Bereiche. Für Knochenbiopsien gibt es bisher jedoch noch keine breite Anwendung, obwohl die MRT-gestützte Methode einige Vorteile aufweist. Neben der fehlenden Strahlenbelastung liefert die Unterscheidbarkeit von gesundem zu erkranktem Gewebe durch eine entsprechende Kontrastmittelgabe einen Vorteil der interventionellen Magnetresonanztomografie. Die MRT-gesteuerte Biopsie bietet eine dem CT-gestützten Verfahren vergleichbare Bildqualität, wobei die Möglichkeit der multiplanaren Darstellung der Biopsieebene im MRT sich als Vorteil gegenüber dem CT, insbesondere an räumlich komplexen Strukturen, wie dem Becken, darstellt. Hierdurch kann die Abbildungsebene der optimalen Punktionsebene entsprechen und somit die Punktionskanüle auch bei schrägem Verlauf längs dargestellt werden.

Eine Ursache für eine geringe Verbreitung der Knochenbiopsie unter MRT-Navigation besteht sicherlich darin, dass man dafür einen echtzeitfähigen Magnetresonanztomografen benötigt. Weiterhin sind bisher keine leistungsfähigen und stabilen MRT-kompatiblen und praktikabel handhabbaren Biopsieinstrumentarien verfügbar.

Mittels MRT können ohne Strahlenbelastung gleichzeitig Aussagen über Veränderungen des Knochenmarkes, des spongiösen Knochens sowie der Weichteile und des Knorpels getroffen werden. Befunde sind in jeder gewünschten Ebene darstellbar. Besonders Schädigungen in frühen Stadien der Erkrankung lassen sich mit der MRT nicht nur qualitativ sondern auch topographisch mit hoher Ortsauflösung darstellen. Ein weiterer Vorteil ergibt sich aus der relativ guten Darstellbarkeit des Gelenkknorpels. Intravenös appliziertes MRT-Kontrastmittel

verbessert insbesondere die Aussagekraft über die unter dem Knorpel befindliche Knochen-
durchblutung. Da die Behandlung und ihr Erfolg wesentlich vom Knorpelbefund abhängt, be-
sitzt die MRT nach der Röntgenuntersuchung die größte diagnostische Wertigkeit.

5.2 Osteosynthese



Abb. 5-2 Einschrauben von Kirschnerdrähten in den Ellenbogen

Die Wiederherstellung von Knochenbrüchen mit meist metallischen Implantaten nennt man Osteosynthese. Dabei werden zueinander gehörige Fragmente unter Wiederherstellung des ursprünglichen Zusammenhangs für die Dauer der Bruchheilung verschraubt oder verstiftet. Im Gegensatz zum Gips erlaubt die Osteosynthese in der Regel eine frühzeitigere Belastbarkeit des Knochenbruchs.

Eine Vereinigung der Fragmente nur durch Schrauben wird an den großen Knochen wegen der dort hohen statischen und durch Muskelkräfte verursachten Belastungen nur selten durchgeführt. Durch eine Vereinigung mit Metallplatten in Verbindung mit Schrauben können die Kräfte besser abgeleitet und Fragmente kraftschlüssig verbunden werden.

Besonders bei Frakturen des Schafts der langen Röhrenknochen kann durch die Einbringung von langen Nägeln in die Markhöhle entlang der Achse des Knochens dieses Ziel besser erreicht werden. Diese Technik ist gewebeschonender, da die den Bruch umgebenden Weichteile nicht großflächig verletzt werden müssen. In der Abbildung 5-2 werden Kirschnerdrähte

durch die Haut in den gebrochenen Ellenbogen getrieben. Es hinterlässt nur kleine Narben, da nur kurze Schnitte zum Einbringen des Drahts in den Knochen und im Fall einer Verriegelung für das Einbringen der Verriegelungsschrauben gemacht werden müssen. Aus statischen Gründen wendet man diese Methoden nur an langen Röhrenknochen an, so bei Schaft-Frakturen von Oberschenkelknochen, Schienbein, Ober- und Unterarmknochen.

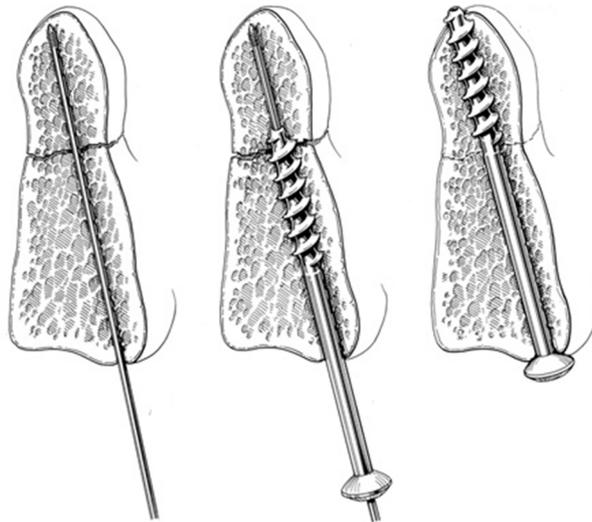


Abb. 5-3 Einschrauben von kanülierten Schrauben über den Kirschnerdraht, nach [Jos11]

Bei vielen knochenchirurgischen Eingriffen wird mithilfe der in Kapitel 3 beschriebenen Maschinen ein Kirschnerdraht in den Knochen getrieben. Dies geschieht zum einen zur Fixierung von Knochenfragmenten, zum anderen als gewebeschonende Vorbereitung für weitere Arbeitsschritte. Nach dem Einbringen des Kirschnerdrahts wird mittels bildgebender Verfahren kontrolliert, ob die Lage des Drahts und / oder der Knochenfragmente den Vorstellungen des Operateurs entspricht. Falls nicht, wird er wieder herausgezogen und neu gesetzt.

Falls der Kirschnerdraht richtig sitzt, wendet der Operateur eventuell die Technik des Überbohrens an. Der Draht dient dabei als Führungshilfe für einen kanülierten Bohrer. Bei einer anderen Anwendung dient der Draht als Führungshilfe für kanülierte Schrauben. Diese Schrauben verbinden dann wiederum Verbindungsplatten und andere Implantate kraftschlüssig mit dem Knochen.

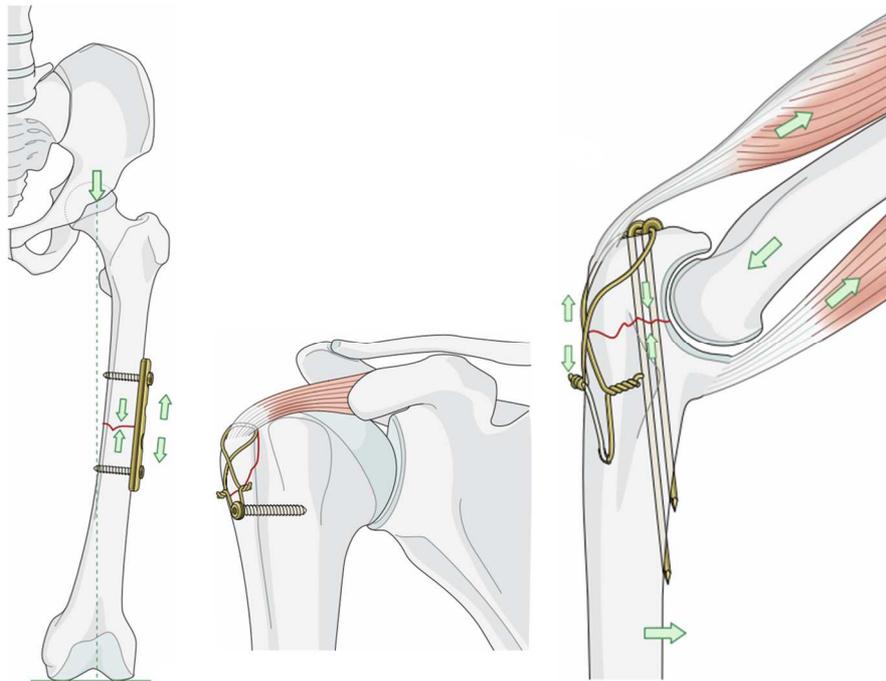


Abb. 5-4 Verschiedene Osteosynthesetechniken, nach [Syn11]

Wie bei der Knochenbiopsie werden üblicherweise Röntgenstrahlen zur Bildgebung verwendet. Da die Maschinen jedoch aus Metall sind, kann während des Eintreibens des Drahts keine Bildgebung in Längsrichtung des Drahts oder Bohrers erfolgen, es muss immer von der Seite durchleuchtet werden oder ein röntgentransparentes Aufsatzgetriebe verwendet werden. Ein Ergebnis dieser Dissertation ist die Möglichkeit zur Einsparung dieses Aufsatzgetriebes. Wie in Kapitel 8.6 ersichtlich, ist die MRT-kompatible Bohrmaschine auch röntgentransparent.

Bisher ist diese Operationstechnik noch nie unter MR-Navigation angewandt worden, weil es keine MR-kompatible Vorrichtung zum Eintreiben von Kirschnerdrähten und anschließendem Überbohren und Überschrauben gibt.

5.3 Biokompatibilität nach ISO 10993

Das Ziel der biologischen Beurteilung besteht darin, die Verträglichkeit der verwendeten Materialien mit dem Körper zu bewerten. Geprüft wird immer das fertige Medizinprodukt, damit auch alle Ausgangsstoffe, die einzeln oder als Gemisch zur Fertigung von Medizinprodukten eingesetzt werden sowie die Produktionsbedingungen, Hilfsstoffe, Prozesszusatzstoffe und Rückstände aus der Herstellung oder Reaktionsprodukte mit berücksichtigt werden. Die Normenreihe EN ISO 10993 ist für alle Medizinprodukte zuständig. Neben der biologischen Prüfung sind gemäß EN ISO 10993-1 physikalisch-chemische Prüfungen und

Analysen durchzuführen, mit denen die Identität und Quantität von herauslösbaren Substanzen festgestellt werden kann. Sie enthält die Vorgaben für die Grenzwerte von herauslösbaren Substanzen und zeigt außerdem, wie die Grenzwerte ermittelt werden. Obwohl, wie in Kapitel 6.8 geschildert, nur Halbzeuge mit vom Hersteller zertifizierter Biokompatibilität zur Fertigung der Bauteile verwendet werden, muss vor einer Anwendung am lebenden Menschen eine Prüfung nach ISO 10993 erfolgen.

5.4 Sterilisation

Als Sterilisation bezeichnet man den Prozess, der jede Form des Lebens, einschließlich seiner Überdauerungsformen wie Pilze, Bakterien, Viren, Sporen, etc. vernichtet. Sterilisation wird durch Anwendung der richtigen Dosis von Hitze, Chemikalien, Strahlung, Druck oder Filtration bewirkt.

Generell gilt, dass medizinische Instrumente, die in einer sterilen Körperhöhle angewendet werden, sterilisiert werden müssen. Das in der Mikrobiologie verwendete Sterilisationsmodell definiert die mögliche Anzahl an Keimen auf einem Instrument. Diese Keime, koloniebildende-Einheiten (KBE) genannt, werden auf einem Instrument mit 10^6 bis 10^8 KBE angegeben.

Als Sterilisation wird eine Keimreduktion um den Faktor 10^6 an Kolonie-bildenden-Einheiten (KBE) definiert. Sterilisation wird von Reinigung und Desinfektion abgegrenzt, welche eine geringere Keimreduktion von 10^4 bewirkt. Je nach Anwendungsgebiet des Medizinprodukts wird ein Aufbereitungsverfahren vorgeschlagen, wobei es immer um eine Keimreduktion auf ein verträgliches Maß geht. Sterilität bedeutet nicht Keimfreiheit, es handelt sich nur um so wenig Keime, dass kein oder ein vertretbares Infektionsrisiko von dem Instrument ausgeht.

Ein weit verbreitetes Verfahren für die Sterilisation ist das Autoklavieren. Im Inneren eines Autoklaven wird das Sterilisiergut mittels Wasserdampf auf 134°C bei 2 bar Druck erhitzt. Um auch resistente Zellen zu zerstören, ist eine Haltezeit von 18 min erforderlich. Eine derartige Sterilisation inaktiviert alle Pilze, Bakterien und Viren, auch bakterielle Sporen und Prionen werden unter solchen Bedingungen inaktiviert. Für eine effektive Sterilisation muss der Dampf an jede Oberfläche gelangen. Damit dies gewährleistet ist, wird zunächst ein Vakuum gesaugt, welches die in Hohlräumen verbliebene Luft entfernt. Dieses Absaugen und Einströmen wird zyklisch wiederholt, bis man sicher sein kann, dass jede Oberfläche dem Dampf ausgesetzt ist.

Wie für jedes Sterilisationsverfahren gilt auch für das Autoklavieren, dass die vorhergehende Reinigung unerlässlich ist. Es gilt der Merksatz für den klinischen Alltag: „Es gibt keinen sterilen Dreck.“ Keime neigen zur Häufchenbildung, die verhindert, dass die zugedeckten Keime durch das sterilisierende Agens inaktiviert werden.

Selbst bei sterilen Medizinprodukten können die an der Oberfläche verbliebenen Zellreste starke physiologische Reaktionen wie zum Beispiel Fieber auslösen. Diese Zerfallsprodukte nennt man Pyrogene.

Neben einer Kompatibilität der verwendeten Werkstoffe mit der Heißdampfsterilisation muss durch konstruktive Maßnahmen gewährleistet sein, dass sich die in Spalten oder Fugen verbleibenden Keime leicht entfernen lassen.

Eine Validierung der Reinigungs- und Desinfektionsleistung eines Waschverfahrens mit anschließender Autoklavierung für die entwickelte Bohrmaschine sollte in jedem Fall vor einer Erprobung am lebenden Menschen durchgeführt werden. Dazu wird das Instrument mit einer definierten Anzahl Keimen belegt, dann wird das Aufbereitungsverfahren durchgeführt. Nach dem Aufbereiten kommt das Instrument entweder komplett in eine Nährlösung oder ein Eluat von Abstrichen an kritischen Stellen wird angelegt. Nach einer Inkubationszeit werden die KBE ausgezählt. Über die Reproduktionsrate der Keime kann dann auf die Anzahl der KBE geschlossen werden, die das Verfahren unbeschadet überstanden haben.

6 Konstruktionsprozess

In diesem Kapitel wird der ganze Konstruktionsprozess nachvollzogen, von der Anforderungsliste bis zum Zeichnen eines Prototyps. Dabei wurde die in Pahl / Beitz [Bei86] beschriebene Konstruktionsmethodik verwendet. Am Anfang des Entwicklungsprozess steht die Planungsphase mit der Auswahl und Kombination von Ideen zur Aufgabenstellung sowie dem Erstellen der Anforderungsliste. Mit der Anforderungsliste als Grundlage kann jetzt nach geeigneten Funktionsstrukturen gesucht werden, die in eine Vielzahl von Wirkstrukturen zergliedert werden können. Im Hinblick auf die Erfüllung der Anforderungen werden danach Teillösungen entwickelt, die zu einem Gesamtentwurf kombiniert werden. Der in der Abbildung 6-1 als chronologisch dargestellte Prozess wird mehrfach iterativ durchlaufen.

In vielen Besprechungen mit den späteren Anwendern, Kollegen und den Mitarbeitern am Fachgebiet Mikrotechnik wurde jeweils ein Vorschlag diskutiert und bewertet.

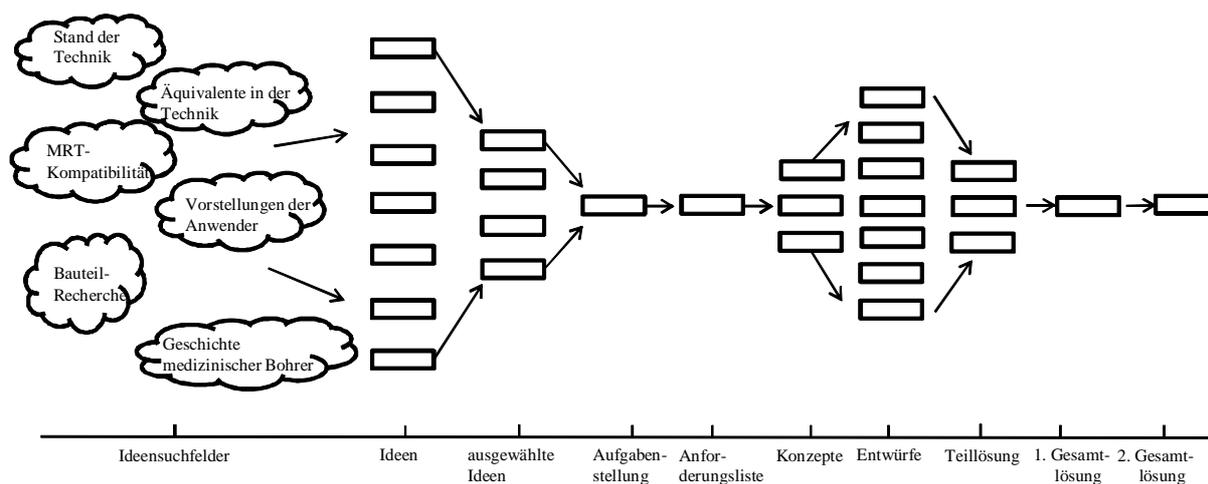


Abb. 6-1 Der Konstruktionsprozess, nach [Kol94]

6.1 Erarbeitung von Ideensuchfeldern

Neben den in den Kapiteln 2 und 3 beschriebenen Suchfeldern wurden Äquivalente in der Technik gesucht, wie zum Beispiel Pneumatiksteckverbinder. Einerseits war die Literatur- und Bauteilrecherche, andererseits die Befragung der Anwender sehr hilfreich zur Ideen- und Lösungsfindung. Im Vordergrund stand vor allem die Klärung der Aufgabenstellung und Entwicklung einer Anforderungsliste. Immer vor dem Hintergrund, ob innerhalb des zeitlichen und finanziellen Projektrahmens die Aufgabe zu lösen ist.

6.2 Ideenauswahl

Druckerzeugung - Übertragung - Drehmomenterzeugung

Der zentrale Gedanke, die Energie fluidmechanisch bereitzustellen, stand zu Beginn des Projekts bereits fest. Bei der Wahl des Fluids gibt es eigentlich nur zwei Alternativen, Wasser oder Luft. Da im Falle eines Lecks mit einer Kontamination des Patienten zu rechnen ist, kommen aus sicherheitstechnischen Überlegungen keine anderen Fluide zur Auswahl.

Bei der Frage nach der Bereitstellung des Drucks geht man zunächst von einem kommerziell erhältlichen Kompressor oder Pumpe ausserhalb des Magnetresonanztomografen aus. Da sich die Komponenten ausserhalb des geschirmten Untersuchungsraum befinden, kann man sowohl für die Druckerzeugung wie auch für die Steuerung / Regelung und die Steckverbinder auf käuflich erwerbbar Standardkomponenten zurückgreifen. Unter diesem Aspekt eignen sich prinzipiell beide Fluide.

Bei der Frage der Energieübertragung lassen sich folgende Vorüberlegungen durchführen. Der Druckverlust in einer Rohrleitung berechnet sich zu:

$$\Delta p = \lambda \frac{l}{d} \frac{\rho}{2} v^2 \quad (6-1)$$

mit der dimensionlosen Rohrreibungszahl λ , die für laminare Strömungen nur von der Reynoldszahl abhängt. Der Druckverlust ist weiter abhängig von der Länge des Rohrs l , dem Durchmesser des Rohrs d , der Dichte ρ und der Fluidgeschwindigkeit v . Die Rohrreibungszahl lässt sich mit:

$$\lambda = \frac{64}{Re} \quad \text{und} \quad Re = \frac{\rho v d}{\eta} \quad (6-2)$$

bestimmen. Mit (6-2) in (6-1) ergibt sich

$$\Delta p = 32 \frac{\eta \cdot l}{d^2} v \quad (6-3)$$

Die Eignung des Fluids hängt also von der Geometrie des Schlauchs und der Geschwindigkeit ab. Wasser hat mit $\eta_{\text{Wasser}} = 1 \text{ mPas}$ eine circa 50 mal höhere dynamische Viskosität als Luft mit $\eta_{\text{Luft}} = 17 \text{ }\mu\text{Pas}$ und damit einen 50 mal höheren Druckverlust bei gleicher Geschwindigkeit, allerdings nur bei laminarer Strömung. Die Dichte von Wasser ist circa 800 mal so groß die von Luft. Dies bedeutet bei gleicher Geschwindigkeit, dass die Reynoldszahl

von Wasser circa 15 mal höher als die von Luft ist und Wasser somit weniger zur Ausbildung Energie aufzehrender turbulenter Strömungen neigt.

Unter Zuhilfenahme eines Simulationsprogramms [Dru11], das auch den Druckverlust aufgrund von Turbulenz berücksichtigt, ergeben sich für einen Schlauch mit $l = 10$ m und $d = 10$ mm Durchmesser die Werte in der Tabelle 6-1.

V [l / min]	Δp_{Wasser} [bar]	Δp_{Luft} [bar]
1	0,0068	0,00012
10	0,621	0,008
100	47	0,6

Tab. 6-1 Druckverlust im Rohr bei $l = 10$ m, $d = 10$ mm

Das verdeutlicht, dass Wasser als Fluid bei niedrigen Fließgeschwindigkeiten und höherem Druck verwendet werden sollte, um die Rohrreibungsverluste zu minimieren. Die kinetische Energie eines Teilchens lässt sich nach Bernoulli zu:

$$E_{\text{kin}} = \frac{1}{2} \rho v^2 \quad (6-4)$$

bestimmen. Die 800 - fach höhere Dichte des Wassers bringt bei gleicher Geschwindigkeit 800 - fach mehr kinetische Energie auf. Zudem ist Wasser nahezu inkompressibel, das garantiert ein schnelles Ansprechverhalten des Motors. Damit erscheint auch Wasser als gut geeignetes Antriebsmedium.

Da im Untersuchungsraum des MRT jedoch die Möglichkeit zur Nutzung von Druckluft aus einer Gasentnahmestelle in der Wand besteht, fällt die Entscheidung auf Luft als Medium, da der installationstechnische Aufwand wesentlich geringer ist.

Für die Wandlung von Fluidenergie in mechanische Energie werden Fluidmaschinen verwendet. Fluidmaschinen gibt es in der Literatur in sehr vielen verschiedenen Varianten, die prinzipiell geeignet wären, um aus Fluiddruck und -geschwindigkeit ein Drehmoment zu erzeugen. In Kapitel 6.5 werden die möglichen Varianten bewertet und ein Favorit ausgewählt.

Steuern / Regeln:

Die Drehzahl der Bohrmaschine muss durch den Anwender beeinflussbar sein. Das lässt sich grundsätzlich an zwei verschiedenen Orten bewerkstelligen. Entweder in der Nähe der Bohrmaschine und dann MR-kompatibel ausgeführt oder in der Nähe der Druckerzeugung, in diesem Fall kann auf Standardkomponenten zurückgegriffen werden.

Fluidmaschinen haben prinzipiell eine lastabhängige Drehzahl, das bringt in vielen Anwendungsgebieten die Notwendigkeit einer Drehzahlregelung mit sich.

Dan Stoianovic beschreibt in seiner Arbeit [Sto07] einen neuartigen pneumatischen Schrittmotor. Die Energie für die Aktorik wird über Luftdruckimpulse geliefert, die Zustandsmeldung der Position wird über Lichtleitfasern rückgemeldet. Die eigentliche Regelung erfolgt elektronisch. Die Sollwerte werden über elektrische Impulse an ein Magnetventil in Druckänderungen umgesetzt, die Istwerte werden über Helligkeitswerte, die eine Lichtdiode wieder in elektrische Signal umsetzt, realisiert.

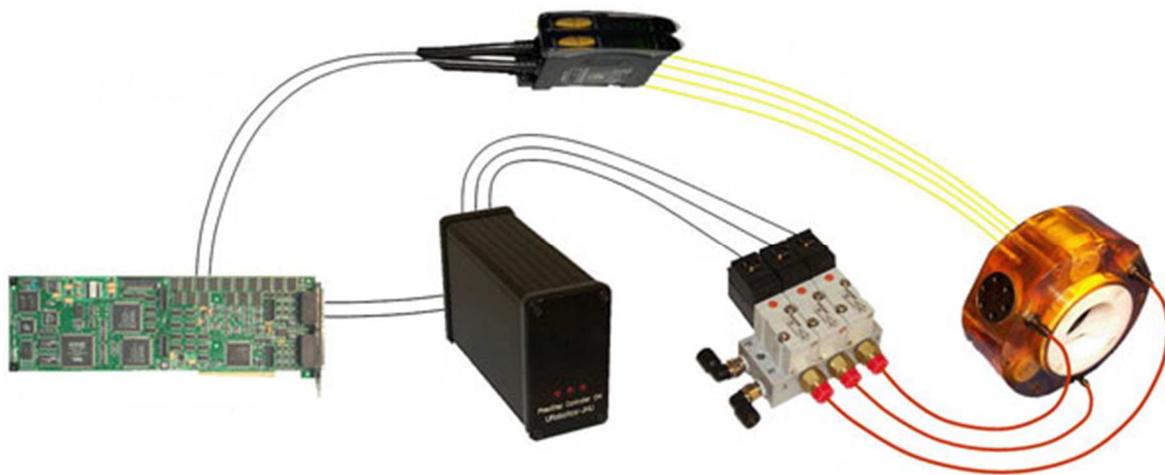


Abb. 6-2 Pneumatischer, MR-kompatibler Schrittmotor, nach [Sto07]

In Anlehnung an die Lösung von Stoianovic entstand das erste Konzept für eine MR-kompatible geregelte Bohrmaschine.

Da bei Luft als Fluid das Problem der Kompressibilität und der damit verbundenen Trägheit im Regelkreis besteht, sah das erste Konzept noch einen Betrieb mit destilliertem Wasser vor. Der Gashebel kann optisch funktionieren, beispielsweise über eine mechanisch verschobene Schlitzblende, welche die auf eine Lichtfaser auftreffende Lichtmenge steuert. Die Drehzahl wird über einen optisch funktionierenden Encoder registriert. Über einen Optokoppler werden die Lichtsignale in elektrische Signal umgewandelt und einem Regler zugeführt. Dieser steuert dann den Motor der Pumpe.

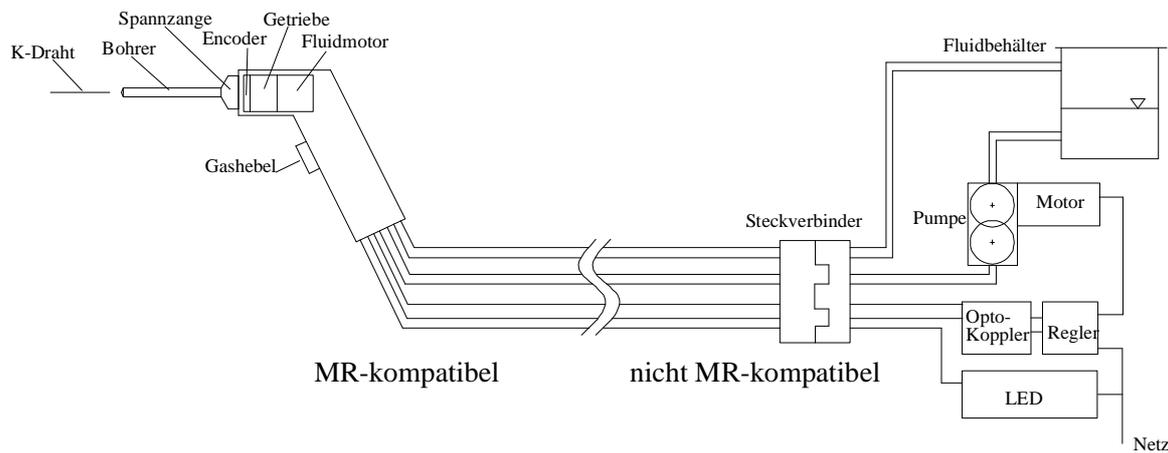


Abb. 6-3 Das erste Konzept einer MR-kompatiblen Bohrmaschine

Struktureller Aufbau / Baugruppen

Die Verwendung von Kirschnerdrähten und Bohrern ist zweifelsfrei erforderlich. Aus der Austauschbarkeit dieser Komponenten ergibt sich für den Draht die Notwendigkeit einer Art Spannzange, um das Drehmoment reibschlüssig zu übertragen. Für den Bohrer wird ein Bohrfutter benötigt. Beide müssen an die Maschine gesteckt werden und auch Zugkräfte aufnehmen.

Ein Motor wird eventuell ein Getriebe benötigen, um die gewünschte Drehzahl zu liefern. Im Fall einer Regelung muss die Drehzahl gemessen werden. Dies erfolgt am einfachsten durch das Drehen einer Encoderscheibe. Bei Verwendung eines Verdrängermotors kann pumpennah die Strömungsgeschwindigkeit gemessen werden. Die MR-kompatible Steuerung kann entweder, wie vorhin beschrieben, optisch erfolgen oder über eine Art Proportionalventil rein mechanisch ausgeführt sein.

Sowohl die Inbetriebnahme als auch die Reparatur und die Forderung nach Sterilisierbarkeit der Maschine macht einen modularen Aufbau sinnvoll. Dem modularen Aufbau steht der Vorteil der Austauschbarkeit der Komponenten, der Nachteil der geringeren Kompaktheit und eventuell geringeren Ergonomie gegenüber. Das führt dazu, dass die Komponenten Gashebel und Getriebemotor bei Beibehaltung der Gehäusebauteile oder des Handgriffs ausgetauscht werden können. Weiterhin besteht die Frage, wo und wie eine Steckverbinderereinheit konstruktiv gelöst wird.

Materialien

Vorzugsweise sollen nur Teile aus Kunststoff, Keramik oder Glas eingesetzt werden. Beim Bohrer und dem Kirschnerdraht werden sich Metalle wahrscheinlich nicht vermeiden lassen. Alle verwendeten Materialien müssen autoklavierbar sein.

Knochenbohren

Fuchsberger [Fuc86] untersucht verschiedene Bohrergeometrien und stellt fest, dass Spiralbohrer mit einem Drallwinkel von 30° und einen Spitzenwinkel von 118° prinzipiell geeignet sind, jedoch anwendungsspezifisch andere Bohrergeometrien besser geeignet sind.

Um eine Überhitzung zu vermeiden, wird oft sterile Kochsalzlösung als Kühlmedium verwendet, dazu gibt es in der Zahntechnik innen gekühlte Bohrer. Einfacher realisierbar ist die externe Applikation von Kühlwasser, die auch eingesetzt wird.

Bedienung

In Kapitel 6.6 wird die Ergonomie der Maschine genau untersucht, zunächst stellen sich grundlegende Fragen an die Anwender:

- soll die klassische Bohrmaschinenform (abgewinkelt) oder die Handstückform (zylindrisch) verwendet werden?
- ist eine Ausleuchtung des Arbeitsfelds notwendig?
- ist eine Span- und Kühlmittelabsaugung notwendig?
- soll die Drehzahl über einen Fußschalter oder über die Finger einstellbar sein?

6.3 Aufgabenstellung

Klärung der Aufgabenstellung "Entwicklung einer MR-kompatiblen Bohrmaschine für die Knochenbiopsie"

Aufgabe ist es, eine Maschine zu entwickeln, die es ermöglicht, unter MR-Navigation Löcher bis 5 mm Durchmesser in Knochen des lebenden Menschen zu bohren und Kirschnerdrähte bis 1 mm Durchmesser in Knochen einzutreiben. Die Maschine muss mehrfach verwendbar und sterilisierbar sein.

6.4 Anforderungsliste

Forderungen sind notwendige Kriterien, welche unter allen Umständen erfüllt werden müssen, sonst wird die Lösung nicht akzeptiert. Sie sind durch quantitative Vorgaben gekennzeichnet. Wünsche sind die Anforderungen, welche nach Möglichkeit berücksichtigt werden sollen, und sind meist qualitative Vorgaben im Sinne von möglichst klein oder möglichst schnell. Eventuell wird dafür ein begrenzter Mehraufwand akzeptiert. Wünsche sind zu wichten nach hoher, mittlerer und geringer Bedeutung.

An eine MR-kompatible Bohrmaschine werden zunächst von der Funktion her die gleichen Anforderungen gestellt, wie sie auch eine konventionelle OP-Bohrmaschine erfüllt. Es kann jedoch eine geringere Kompaktheit und ergonomisch ungünstigere Bedienbarkeit in Kauf genommen werden, wenn es die Realisierbarkeit im Rahmen der finanziellen und zeitlichen Projektmittel verhindern würde.

In vielen Besprechungen mit den späteren Anwendern und den Mitarbeitern des Fachgebiets Mikrotechnik wurde die folgende Anforderungsliste erarbeitet:

Forderungen:

- Bohrmaschine muss MR-kompatibel sein
- Drehzahl variabel zwischen 0 - 900 U / min
- Bohrmaschine muss leistungsfähig genug sein, um harte, dicke Knochen bohren und Kirschnerdrähte eintreiben zu können
- Bohrfutter aufsteckbar
- K-Drahtspannzange aufsteckbar, Bedienbarkeit analog zum konventionellen Äquivalent
- Aufsätze müssen auch Zugkräfte aufnehmen können (verriegelbar)
- Pistolengriff
- nur Rechtslauf, kein Linkslauf (vom Benutzer als nicht notwendig erachtet)
- gesamte Maschine autoklavierbar
- gesamte Maschine hohl / kanüliert
- Kirschnerdrahtdurchmesser 0,8 - 3,0 mm
- Bohrschaftdurchmesser 4,0 mm
- Bohrer-Axialkraft < 50 N

Wünsche:

- Nutzung des Druckluft-Wandanschlusses im Untersuchungsraum
- Entfernung vom Wandanschluss zur Bohrmaschine ca. zehn Meter
- Drehmoment möglichst groß
- Anlaufdrehmoment möglichst groß
- Vermeidung von Luftverwirbelungen in Patientennähe, möglich durch Verlegen des Auspuffs in die Wandanschlussnähe
- Drehzahlsteuerung durch Finger betätigten Abzugshebel
- Maschine sollte, wenn möglich, leiser sein als der Magnetresonanztomograf
- modularer Aufbau der Maschine

Als nicht notwendig erachtet wird eine Kühlung, auch die Ausleuchtung des Arbeitsfelds durch die Maschine ist nicht erforderlich. Eine Drehzahlregelung ist für den ersten Prototypen nicht notwendig.

6.5 Konzepte

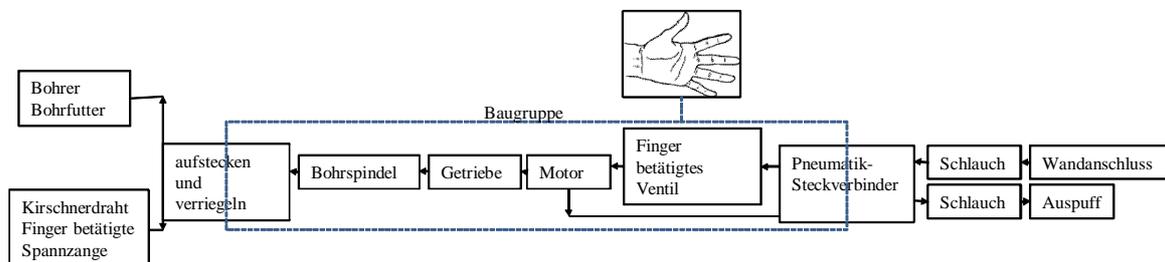


Abb. 6-4 Funktionsstruktur

In der Abbildung 6-4 ist die Funktionsstruktur der Maschine dargestellt. Sie stellt grafisch die Funktionen dar, die unbedingt zur Erfüllung der in der Anforderungsliste beschriebenen Forderungen notwendig sind. Zudem versucht die Funktionsstruktur die wichtigsten Wünsche ebenfalls zu berücksichtigen.

Nachfolgend werden die verschiedenen Konzepte zur Erfüllung der notwendigen Funktionen zunächst erläutert, dann bewertet und schließlich für den Entwurf ausgewählt.

6.5.1 Motorkonzept

Maschinen, die aus fluiden Medien wie Flüssigkeiten, Dampf und Gasen Drehmoment erzeugen, nennt man Kraftmaschinen. Sie lassen sich in nach ihrem Wirkprinzip in Strömungs- und Verdrängermaschinen unterteilen. Nutzt man die Geschwindigkeit der Fluidteilchen zum Antrieb von Maschinen, so handelt es sich um eine Strömungsmaschine. Wenn der Druck des Fluids genutzt wird, so spricht man von einer Verdrängermaschine [Gne07].

Jedes Wirkprinzip hat seine spezifischen Vor- und Nachteile, die im Hinblick auf die Aufgabenstellung und die Funktionsstruktur bewertet werden müssen.

Bei Fluidmotoren sind viele unterschiedliche Bauarten bekannt, die sich jedoch auf wenige Grundbauarten zurückführen lassen.

6.5.2 Strömungsmaschinen-Konzept

Kennzeichen jeder Strömungsmaschine ist das rotierende, mit einem Kranz von gekrümmten Schaufeln besetzte Rad und das stetige Umströmen der rotierenden Schaufeln durch das Fluid. Die dabei auftretende Änderung der Fluidgeschwindigkeit nach Größe und / oder Richtung bewirkt eine Impulsänderung der Fluidteilchen, aus der eine Kraft auf die Schaufel resultiert. Aus der Umfangskomponente der Fluidkraft multipliziert mit dem Weg des Kraftangriffspunkts ergibt sich aus der Drehbewegung die Arbeit des Rotors. Somit erfolgt eine Energieübertragung vom Fluid auf das Laufrad oder umgekehrt [Sie06].

Es gibt verschiedene Kriterien, nach denen Turbinen geordnet werden. Ein Ordnungskriterium ist die Anströmungsrichtung. In der Abbildung 6-5 sind verschiedene feinmechanische Ausführungsbeispiele dargestellt.



Abb. 6-5 Radial-, Tangential und Axialturbine in der Feinmechanik, nach [Kam96], [Pei03], [Int11]

Ein anderes Ordnungskriterium ist die Art der Energieübertragung vom Fluid auf das Tragflächenprofil. Jede Schaufel einer Turbine erzeugt in Abhängigkeit von ihrem Profil und der Anströmungsrichtung einen Anteil Widerstandskraft und einen Anteil Auftriebskraft.

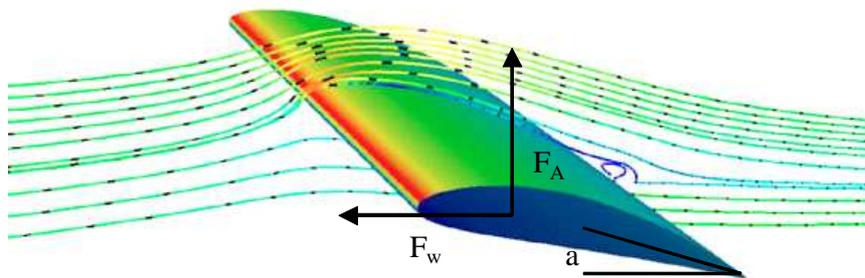


Abb. 6-6 Auftriebskraft und Widerstandskraft eines Tragflächenprofils

Der Auftrieb existiert nur in bestimmten Bereichen von Anstellwinkel und Anströmgeschwindigkeit. Bei Überschreitung kann es zu einem Strömungsabriss kommen. Ab diesem Punkt erfährt das Profil keinen Auftrieb mehr und setzt der Strömung nur noch Widerstand entgegen.

Analytisch wird die Umströmung des Tragflügels durch die Navier-Stokes-Gleichungen, die Kontinuitätsgleichung und die Bewegungsgleichung beschrieben. Bei vollständiger Betrachtung der Kompressibilität gehört der 1. Hauptsatz der Thermodynamik dazu [Gro09].

Selbst von einfachen Tragflächenprofilen ist das Verhalten analytisch schwer vorherzusagen. Heutzutage wird der Tragflügel meist in CAD modelliert und sein Verhalten mit Computational Fluid Dynamics (CFD) simuliert.

Turbinen können mit sehr hohen Drehzahlen bis zu 300.000 U / min drehen, sie lassen sich jedoch auch für niedrige Drehzahlen, wie etwa bei Windkraftanlagen, auslegen. Der Luftdurchsatz ist abhängig vom Geschwindigkeitsabfall an der Turbine und der lastabhängigen Drehzahl. Die Wirkungsgrade dieser Antriebe lassen sich durch aufwändige Bauformen mit mehreren Turbinenstufen steigern. Eine Stufe bezeichnet immer das die Strömungsrichtung einstellende, stehende Leitrad und das sich drehende Schaufelrad.

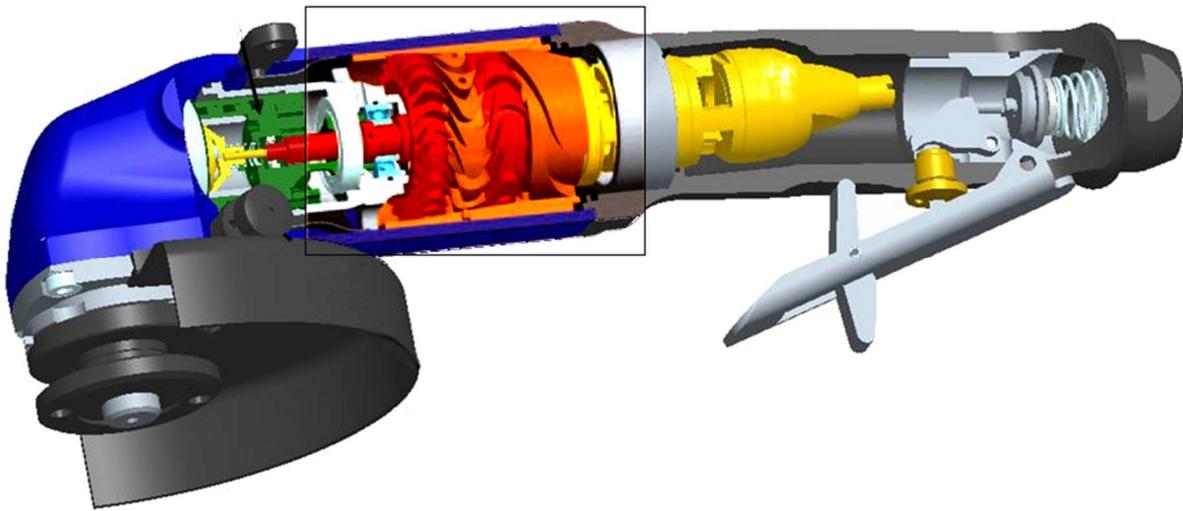


Abb. 6-7 Zweistufige Axialturbine in einem Winkelschleifer, nach [Dep08]

In ähnlichen Anwendungen wie Bohrmaschinen werden in der Literatur häufig Axialturbinen verwendet, zur Steigerung des Wirkungsgrads oft in zweistufiger Ausführung. Die in der Abbildung 6-7 dargestellte Axialturbine in einem Winkelschleifer wird mit einer Drehzahl von 12.000 U / min und einer Leistung von 2,2 kW angegeben. Da auch bei medizinischen Bohrmaschinen Axialturbinen zur Drehmomenterzeugung verwendet werden, scheint die konkrete Eignung von der konstruktiven Umsetzung abzuhängen. Sie sind daher für einen konstruktiven Entwurf geeignet, auch wenn die in der Literatur beschriebenen Ausführungen eher hohe Drehzahlen erzeugen.

6.5.3 Verdrängermaschinen-Konzept

Im Gegensatz zu den Strömungsmaschinen besitzen Verdrängermaschinen einen Arbeitsraum mit definiertem Schluckvolumen. Es besteht ein proportionales Verhältnis zwischen Drehzahl und Fluidstrom. Sie sind die für geringe Drehzahlen am häufigsten verwendete Bauform.

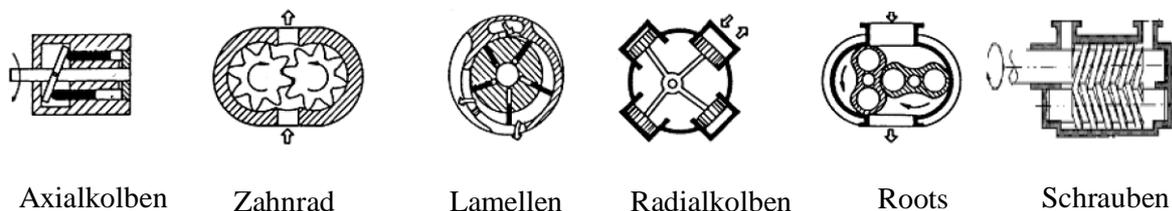


Abb. 6-8 Verdrängermotor-Prinzipien

Kennzeichen jeder Hubkolbenmaschine ist der in einem Zylinder hin- und hergehende Kolben, der periodisch von dem durch Ventile gesteuerten Fluid beaufschlagt wird. Der auf die Kolbenoberfläche wirkende Druck des Fluids ermöglicht gemeinsam mit der Kolben-

bewegung die Energieübertragung vom Fluid auf den Kolben. Die Linearbewegung des Kolbens wird über verschiedene mechanische Umsetzungen in eine Rotationsbewegung umgesetzt. Jedoch ermöglicht erst die Taktung der Ventile einen Kreisprozess, was eine konstruktive Umsetzung in Kunststoff sehr schwierig macht. Hubkolbenmaschinen erscheinen daher für den vorgesehenen Einsatz ungeeignet.

Kennzeichen jeder Rotationskolbenmaschine ist die Druckbeaufschlagung eines oder mehrerer rotationssymmetrischer Teile. Das Drehmoment entsteht dadurch, dass die druckbeaufschlagten Flächen einen unterschiedlichen Hebelarm zum Drehzentrum haben. Die Drehbewegung wird durch die Lagerung des Rotationskolbens ermöglicht. Die spezielle Form ermöglicht einen Kreisprozess, ohne dass Ventile geschaltet werden müssen. Die geringe Teileanzahl und unaufwändige Steuerung macht dieses Funktionsprinzip potentiell interessant für einen konstruktiven Entwurf.

Bei Zahnradmotoren kämmen zwei Zahnräder mit geringem Spiel in einem Gehäuse, wobei die Zahnköpfe oft mit Gummielementen zur Abdichtung versehen sind. In Drehrichtung sind zwei Flanken mit Druck beaufschlagt, entgegen der Drehrichtung nur eine Flanke. Die bauraumsparenden Varianten der in der Abbildung 6-9 dargestellten Innenzahnradmotoren können auch mit Luft betrieben werden. Die bei Kunststoffzahnradern höheren Fertigungstoleranzen führen jedoch zu einem geringen Wirkungsgrad, so dass sich dieses Funktionsprinzip nicht eignet.

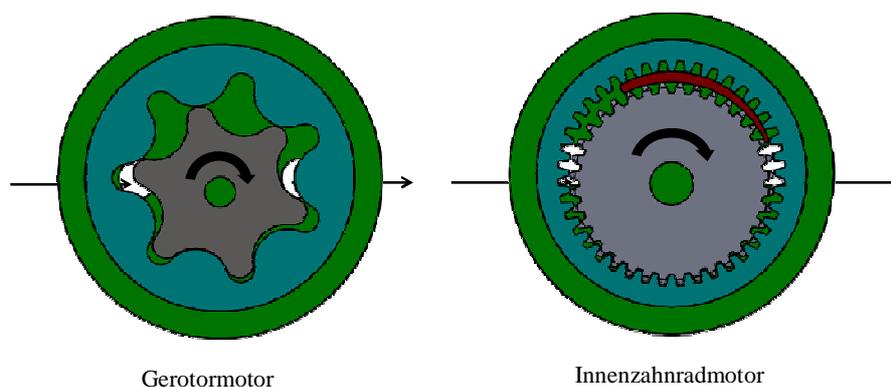


Abb. 6-9 Gerotormotor und Innenzahnradmotor, nach [Gan09]

Bei dem in der Abbildung 6-10 dargestellten Lamellenmotor ist der Rotor exzentrisch im Gehäuse gelagert. Gehäuse und Rotor schließen einen sichelförmigen Arbeitsraum ein, der beidseitig durch Lagerdeckel geschlossen ist. Die Lamellen, meist drei bis acht Stück, sind in Längsschlitzen des Rotors geführt. Sie unterteilen den Arbeitsraum in einzelne Kammern. In der Nähe der Engstelle von Rotor und Gehäuse strömt Druckluft durch den Einlass in die

erste Kammer des Arbeitsraums. Infolge des Flächenunterschieds der beiden, diese Kammer begrenzenden Lamellen entsteht eine Umfangskraft in Drehrichtung. Sobald die Kammer durch die Drehrichtung vom Einlass abgesperrt wird, entspannt sich die Druckluft entsprechend des größer werdenden Arbeitsraums. Die Expansionsarbeit wirkt infolge der Flächendifferenz der die Kammer begrenzenden Lamellen weiter, bis die Kammer den Auslass erreicht und die Luft ins Freie strömt [Rup96].

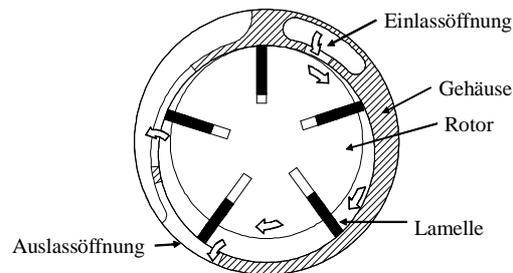


Abb. 6-10 Schematische Darstellung eines Lamellenmotors

Das mathematische Modell des Lamellenmotors leitet sich aus den thermodynamischen Prozessen ab, die während einer Umdrehung stattfinden. Nach Beater [Bea07] durchläuft eine durch zwei Lamellen eingeschlossene Zelle sechs verschiedene Zustände (a - f), wenn der Motor zwei Auslassöffnungen hat. Diese Zustände lassen sich auch im pv-Diagramm in der Abbildung 6-11 wiederfinden.

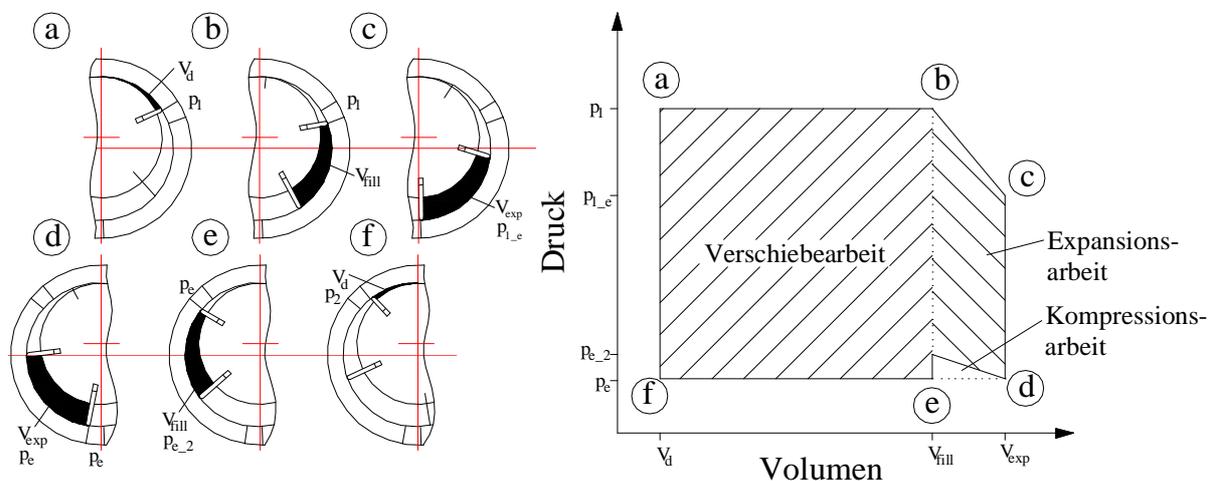


Abb. 6-11 pv-Diagramm eines Lamellenmotors, nach [Bea07]

Zustand a:

Der Zustand a beschreibt die Stellung kurz nachdem die Kammer zum Lufteintritt geöffnet wurde, sie hat das Volumen V_d und es herrscht der Druck p_1 .

Zustand b:

Im Zustand b ist die Kammer vollständig mit Luft gefüllt worden, und es herrscht der Druck p_1 mit dem Volumen V_{fill} .

Zustand c:

Der Rotor hat die Kammer um wenige Grad weitergedreht, das Kammervolumen ist auf V_{exp} gestiegen und der Druck auf p_{1_e} gesunken. Dieser Prozess wird als polytrop angenommen, wofür die Beziehung $p \cdot V^n = \text{const.}$ gilt. Daraus ergibt sich die Gleichung (6-5).

$$\frac{p_1}{p_{1_e}} = \left(\frac{V_{\text{exp}}}{V_{\text{fill}}}\right)^n = \epsilon^n \quad (6-5)$$

Der Exponent n heißt polytropischer Index und beträgt 1,4 für Luft ohne Wärmezufuhr durch die Gehäusewand. Er kann als 1 angenommen werden, wenn das Gehäuse unendlich viel Wärme unendlich schnell an die Arbeitskammer abgeben kann. In der Literatur ist für Lamellenmotoren aus Stahl $n = 1,3$ angegeben. Im vorliegenden speziellen Fall wird $n = 1,4$ angenommen.

Zustand d:

Wenn die Lamelle die Austrittsöffnung erreicht, fällt der Druck auf den Umgebungsdruck p_e ab, und die Kammer hat das Volumen V_{exp} .

Zustand e:

In diesem Fall hat der Motor bauartbedingt zwei Austrittsöffnungen. Nachdem die erste Austrittsöffnung passiert ist, findet wieder polytrope Kompression statt, das Volumen verringert sich zu V_{fill} , der Druck steigt zu p_{e_2} .

Zustand f:

Die Kammer hat die letzte Austrittsöffnung passiert, es herrscht der Druck p_2 , und es verbleibt ein Luftrest vom Volumen V_d .

Die gesamte Arbeit, die im Prozess verrichtet wird, ist die Summe aus Expansionsarbeit, Verschiebearbeit und Kompressionsarbeit.

$$W = W_{\text{Expansion}} + W_{\text{Verschiebe}} + W_{\text{Kompression}} \quad (6-6)$$

mit:
$$W_{\text{Expansion}} = \int_b^c p dV = \frac{p_1 V_{\text{fill}}}{n-1} (\epsilon^{n-1} - 1) \quad (6-7)$$

$$W_{\text{Verschiebe}} = \int p dV = (p_1 - p_2)(V_{\text{fill}} - V_d) \quad (6-8)$$

$$W_{\text{Kompression}} = - \int_c^d p dV = \frac{p_2 V_{\text{exp}}}{n-1} (\epsilon^{n-1} - 1) \quad (6-9)$$

Bei der konstruktiven Auslegung ist auf eine richtige Gestaltung der Ein- und Auslassöffnung zu achten, um die Kompressionsarbeit niedrig und die Verschiebe- und Expansionsarbeit hoch zu halten. Bei der Auslegung des Motors muss beachtet werden, dass die Expansionsarbeit zu einer Abkühlung der Luft mit eventueller Vereisungsgefahr führt.

Ebenso muss bei der Gestaltung auf die richtigen Querschnittsverhältnisse geachtet werden. Aufgrund der konstanten Luftmassenströme treten am Auslass des Motors sehr hohe Volumenströme auf, die einen erheblichen Drosseleffekt verursachen [Mur06]. Durch Strömungswiderstände aufgrund von Umlenkungen und unsteten Übergängen wird die abfließende Luft aufgestaut. Durch diesen Luftstau wird die Druckdifferenz vermindert, mit der der Motor Drehmoment erzeugen kann.

Die Kennlinie eines Lamellenmotors ist ähnlich dem eines Gleichstrommotors und in der Abbildung 6-12 dargestellt.

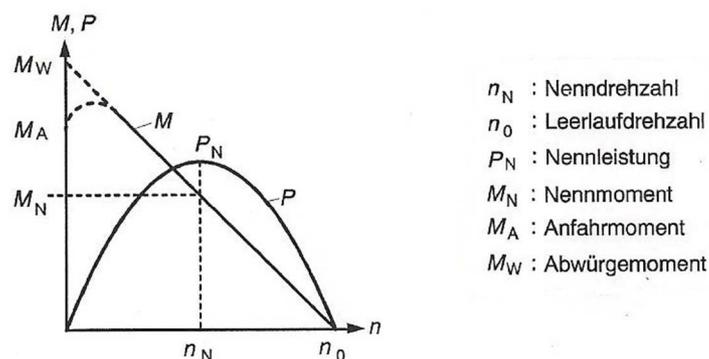


Abb. 6-12 Kennlinie eines Lamellenmotors, nach [Bea07]

Der angenähert lineare Drehmomentverlauf über der Drehzahl ergibt eine parabolische Leistungskurve mit einem Leistungsmaximum bei $n_0 / 2$. Dieses Leistungsmaximum wird mit „Nennleistung“, die dazugehörige Drehzahl wird mit „Nenndrehzahl“ bezeichnet. Die maximale Drehzahl ist die Leerlaufdrehzahl n_0 , bei der der Motor kein Drehmoment mehr erzeugt.

Das Anfahrmoment gegen Last M_A ist niedriger als das Abwürgemoment M_w . Die Ursache dafür ist in der drehzahlabhängigen Dichtwirkung der Lamellen und der drehzahlabhängigen Reibungsverluste in den Wellendichtungen begründet. Die Dichtwirkung der Lamellen wird besser mit steigender Drehzahl, während die Reibungsverluste mit steigender Drehzahl abnehmen. Der in dem Diagramm 6-12 gestrichelt dargestellte Teil (unter 15 Prozent der Leerlaufdrehzahl) ist bei der Auslegung aufgrund starker Drehzahl- und Drehmomentschwankungen zu vermeiden [Rup96].

Im Lauf der Literatur- und Patentrecherche haben sich viele verschiedene Möglichkeiten zur Lamellenanfederung gezeigt. In der Abbildung 6-13 sind einige ausgewählte Ausführungsbeispiele dargestellt. In der oberen Reihe sind mechanische Kraftspeicher, also Federn verschiedener Bauform verwendet, in der unteren Reihe wird die Lamelle über Luftdruck aus dem Schlitz herausgedrückt. Da die im Rotationssinn hintere Kammer immer einen höheren Druck als die vordere hat, kann man die Luft durch eine Bohrung in den Schlitz leiten. Es ist auch möglich, einen Teil der zugeführten Luft über das Gehäuse von der Seite in die Schlitzen strömen zu lassen.

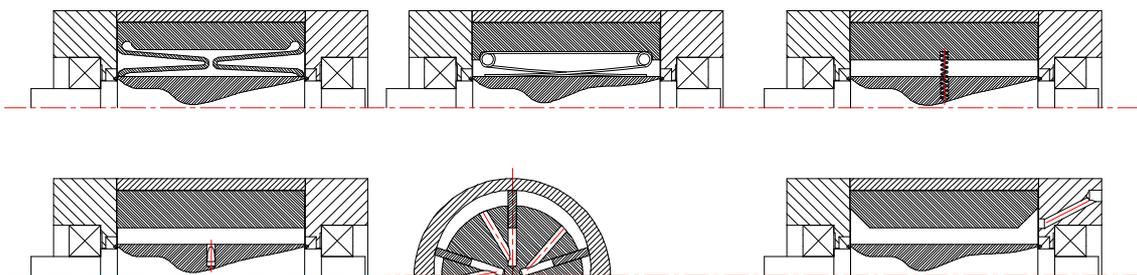


Abb. 6-13 Verschiedene Arten der Lamellenfederung

Wie in Kapitel 3.3.1 dargestellt, läuft der Motor ohne eigene Anfederung der Lamellen hinreichend zuverlässig, auch wenn dies zunächst ungewöhnlich erscheint. Bei der in Kapitel 3.1 beschriebenen Bohrmaschine ist keine räumliche Lage nachweisbar, bei der der Motor nicht startete. Eventuell erzeugt die am Rotor vorbeiströmende Luft über Luftreibungseffekte ein Startmoment. Sobald sich die Motorwelle dreht, wirken auf die Lamellen Zentrifugalkräfte, die das Abdichten der Kammern gegeneinander bewirken. In der Literatur wird jedoch die Anfederung für den Moment des Anfahrens als notwendig erachtet.

Ein Lamellenmotor hat einen Wirkungsgradverlust aufgrund von Spalten zwischen Rotor und Stator, an dem die Luft, ohne Drehmoment zu erzeugen, vorbeiströmen kann. Andererseits geht auch Leistung durch Reibung der Lamellenkanten an der Innenseite der Motorhülse verloren.

6.5.4 Getriebekonzept

Getriebe dienen der Wandlung von Drehmoment und Drehzahl. Aus einer Vielzahl an möglichen Getriebebauformen erscheinen Zahnradgetriebe als die geeignetste Bauform. In der Abbildung 6-14 sind die gebräuchlichsten Bauformen dargestellt.

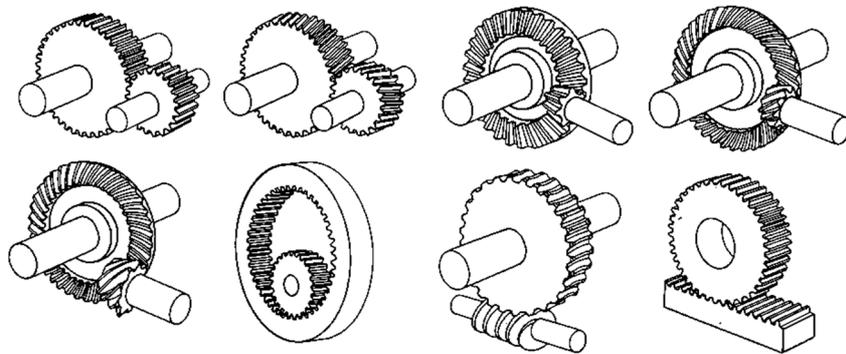


Abb. 6-14 Zahnradgetriebe in verschiedenen Bauformen, nach [Loh09]

Zahnradgetriebe erreichen Wirkungsgrade bis zu 95 Prozent und sind in vielen Maschinen in Kunststoff ausgeführt.

Aufgrund der ergonomischen Anforderungen und der für die Anwendung zu hohen Drehzahl des Motors bietet sich ein Planetengetriebe als Aufsatzgetriebe an, um das Drehmoment zu erhöhen und die Drehzahl zu verringern. Planetengetriebe sind kompakt und ermöglichen bei geringem Bauraum ein sehr hohes Übersetzungsverhältnis. Es gibt verschiedene Arten der Verwendung. Bei den Reduktionsgetrieben wird oft das Sonnenrad als Antrieb genutzt, während der Abtrieb über den die Planeten verbindenden Steg erfolgt. Das Hohlrad ist ein Teil des Gehäuses und steht fest.

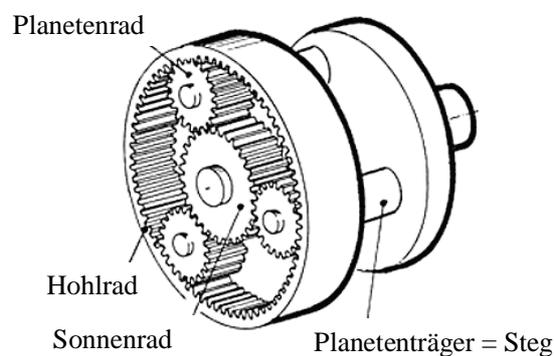


Abb. 6-15 Ausgewählte Getriebeform, ein Planetengetriebe

6.5.5 Drosselventilkonzept

Drosselventile sind konstante oder veränderliche Strömungswiderstände, die zur Beeinflussung von Volumenströmen eingesetzt werden [Wil08]. Jede Verkleinerung des Öffnungsquerschnittes verringert den zugeführten Luftstrom in gleichem Maße. Der Volumenstrom durch eine Drossel ist abhängig von der Größe des Drosselwiderstands und der Druckdifferenz. Der Drosselwiderstand ist wiederum abhängig von der Reynoldszahl und damit vom Durchflussquerschnitt und seiner geometrischen Form sowie der Viskosität des Fluids. Am häufigsten wird zur Änderung des Drosselwiderstands die Änderung des Drosselquerschnitts verwendet. Als mechanisches Wirkprinzip wird meist ein Nadel- oder Ringblendenventil verwendet. Dabei ergibt sich ein Kreisring als Querschnittsform, mit veränderlichem Innendurchmesser des Rings.

Beim Durchströmen eines Drosselwiderstands entsteht ein Druckverlust, der durch Reibungs- und Stossverluste zu einem Energieverlust führt, sich in Wärme umwandelt und damit eine Temperaturerhöhung des Fluids bewirkt. Bei kompressiblen Fluiden entspannt sich hingegen das Gas in der Drossel, und es kommt zu einer Abkühlung, die meist viel größer ist als die entstandene Reibungswärme.

Bei einem Motor hat man zwei Möglichkeiten des Einbaus, die Zuluft- und die Abluftdrosselung. Bei der Zuluftdrosselung tritt der Effekt auf, dass die gedrosselte Zuluft nur langsam in den Arbeitsraum einströmen kann und der Druck im Arbeitsraum sich entsprechend langsam aufbaut, während die Abluft schnell auf Atmosphärendruck absinkt. Bei einer Abluftdrosselung sinkt die Drehzahl des Motors dagegen mit weniger Verlust des Drehmoments, wie in der Abbildung 6-16 dargestellt.

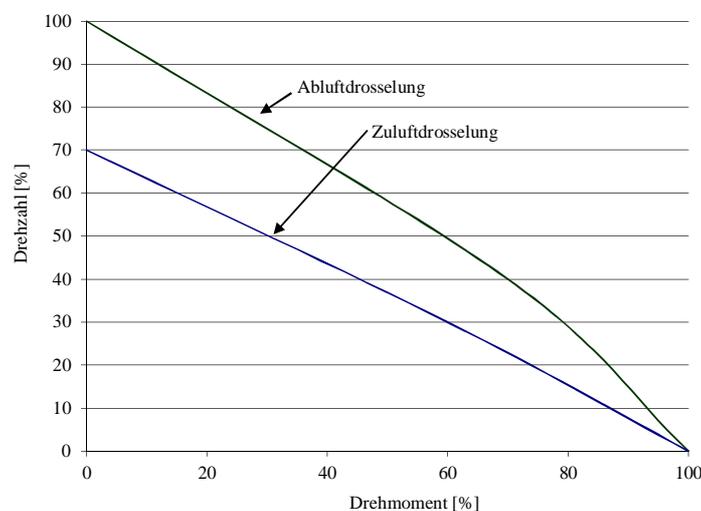


Abb. 6-16 Drehmomentverlauf bei verschiedenen Drosselungsarten, nach [Dep08]

6.6 Ergonomie

Der Operateur unterliegt durch die kurze, ihm zur Verfügung stehende Operationszeit sowie die Endgültigkeit des Einbringens von Bohrungen in den Knochen einem gewissen Stress. Deswegen ist ein intuitiver Umgang mit der Maschine und eine ergonomische Arbeitsmittelgestaltung wichtig.

Die Körperhaltung des Operateurs ist Stehen, Hocken oder Sitzen, er hält die Maschine in einer Hand mit angewinkeltem Arm. Die Axialkraft wird durch die Brust- und Schultermuskulatur aufgebracht.

In Gesprächen mit den späteren Anwendern wurde eindeutig der Pistolengriff als die beste Gestaltungsform angesehen.

Der Pistolengriff dient zum Halten der Maschine durch den Umfassungsgriff, welcher nach den allgemeinen Erkenntnissen der ergonomischen Arbeitsmittelgestaltung optimal zur Überwindung von großen Arbeitswiderständen geeignet ist, da über das Handgelenk in Richtung der Handlängsachse größere Kräfte übertragen werden können, als in Richtung der Handnormal-, bzw. Handquerachse. Die Bezeichnungen der Handachsen sind in der Abbildung 6-17 definiert.

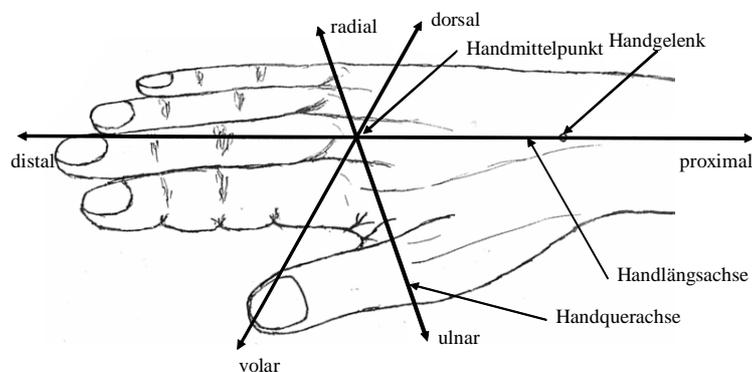


Abb. 6-17 Bezeichnung der Handachsen

Die optimale Kraftübertragung auf das Arbeitsmittel bei der Greifart des Umfassens wird erreicht, wenn Unterarmachse, Handlängsachse und die Arbeitsachse der Arbeitsmittels fluchten. Aufgrund der Anthropometrie (Bestimmung der Maßverhältnisse des menschlichen Körpers) ist ein Fluchten der Arbeitsmittelachse zur Unterarmachse bei einem Winkel von circa 60° zwischen Griff- und Arbeitsmittelachse gegeben. Dabei bleibt die Hand in Bezug auf den Unterarm in ihrer natürlichen Stellung. Durch diese Greifart wird eine statische

Muskelbelastung vermieden, da sich die Hand in ihrer normalen Position zum Unterarm befindet.

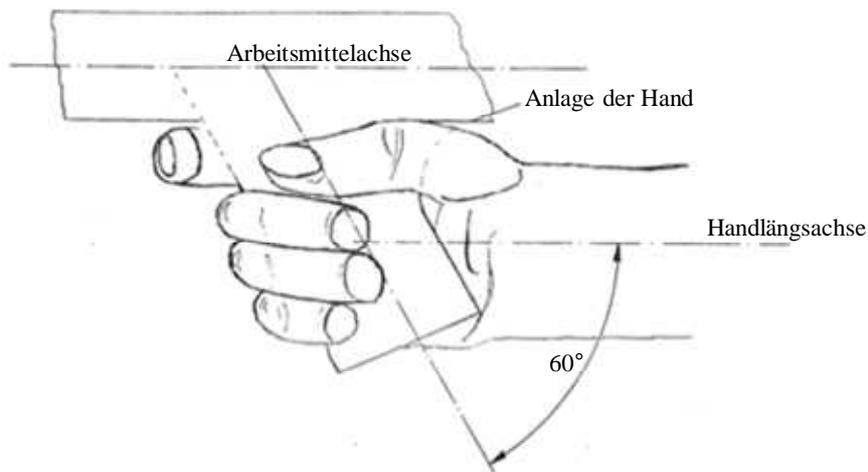


Abb. 6-18 Fluchten der Unterarm- und Arbeitsmittelachse bei 60°-Griffwinkel

Ein wichtiger Aspekt zur ergonomischen Gestaltung eines Griffs sind die Abmessungen der Hand und Fingerglieder. Bei der Gestaltung des Pistolengriffs wird die Handgröße von 95. Perzentil (männlich) als Grundlage der neuen Abmessungen verwendet. Definiert ist das 95. ste Perzentil als der Grenzwert, unter dem 95 Prozent aller Messwerte der Handgrößen bei Normalverteilung liegen. Für das 95. ste Perzentil werden folgende Abmessungen in der DIN 33402-2 genannt:

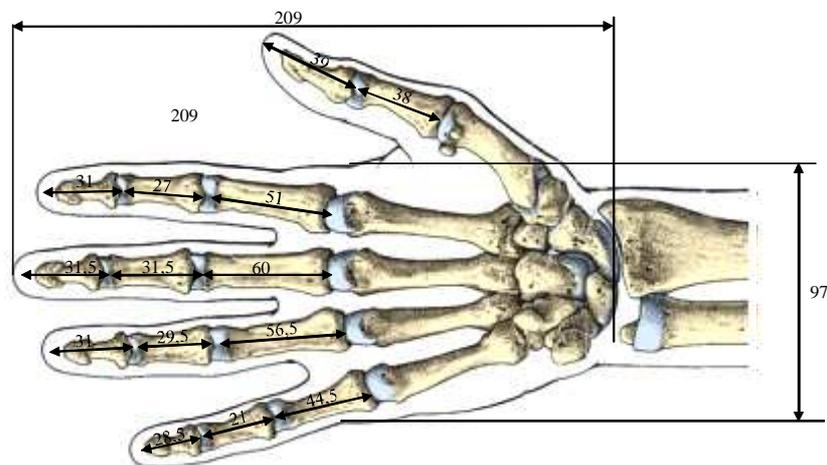


Abb. 6-19 Abmessung der Hand- und Fingerglieder (95. ste Perzentil)

Da die Axialkraft des Bohrers in der Arbeitsmittelachse parallel zur Unterarmachse in einem Abstand von circa 100 mm wirkt, entsteht ein Drehmoment im Handgelenk, welches durch Radial- und Ulnarabduktion aufgenommen wird. Richtung ulnar ist das Handgelenk um circa 30° drehbar, Richtung radial circa 15°, dies ist ergonomisch nicht optimal.

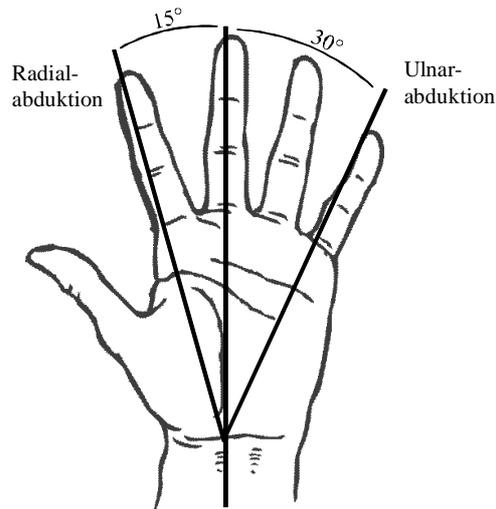


Abb. 6-20 Grenzen der Ulnar- und Radialabduktion

In einer arbeitswissenschaftlichen Studie für motorisch betriebene Handgeräte [Arb07] wird ein Fluchten der Funktionsachse und der Unterarmachse als ideal angesehen. Die Abbildung 6-21 verdeutlicht das Entstehen eines Drehmoments im Handgelenk.

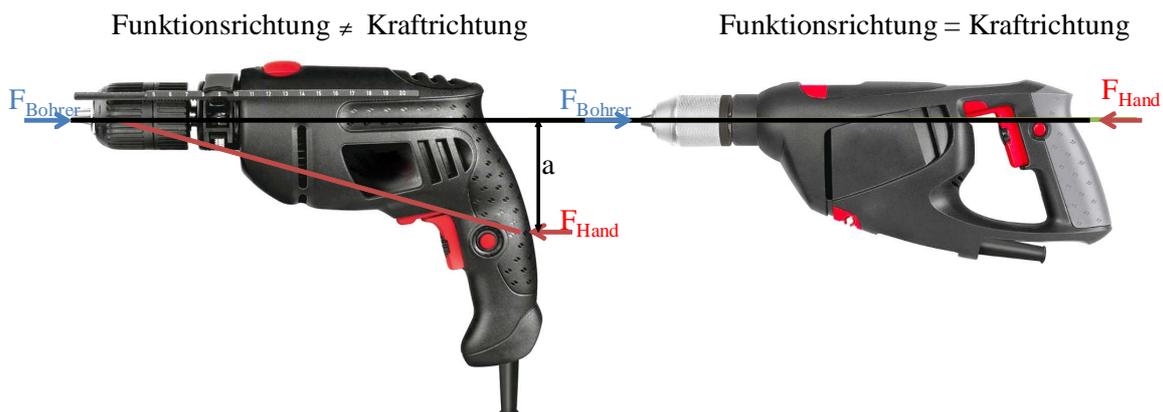


Abb. 6-21 Funktions- und Krafrichtung einer Bohrmaschine, nach [Arb07]

6.6.1 Griffgestaltung

Der Umfassungsgriff ist die ursprünglichste Greifart. Er entspricht der Anatomie der menschlichen Hand am besten. Mit ihm lassen sich die größten Kräfte übertragen. Deshalb benutzt ihn der Mensch instinktiv, wenn er gezwungen ist, sein eigenes Körpergewicht zu halten oder zu stützen.

Der maximale Griffdurchmesser richtet sich nach ergonomischen Untersuchungen, die den Zusammenhang zwischen maximal übertragbaren Drehmomenten und Griffdurchmesser aufzeigen. Untersuchungen ergaben, dass ein optimaler Griffdurchmesser zwischen 35 und 40 mm liegen sollte, das zu übertragende Drehmoment in diesem Durchmesserbereich liegt bei

7,2 bis 8,0 Nm. Während beim Zufassunggriff die Finger nur punktuell am Greifobjekt anliegen, also auch nur punktuell die Kraft der Hand auf das Objekt übertragen, liegt beim Umfassunggriff die Hand großflächig an, so dass die gesamte Handfläche die Kraft übertragen kann. Alle Fingerglieder werden gleichmäßig belastet, alle Gelenke einschließlich Handgelenk optimal genutzt. Ein größerer Durchmesser würde einen optimalen Zufassunggriff nicht mehr erlauben. Das aufgebrauchte Drehmoment nähert sich bei ca. 40 mm Durchmesser einem Maximum, um dann wieder zu sinken, da je nach Handgröße ein Umfassen nicht mehr möglich wäre. Dadurch bietet ein Durchmesser von 35 - 40 mm zwei wichtige Vorteile [Bul94]:

- optimale Führung durch Zufassunggriff
- großes übertragbares Drehmoment durch Umfassunggriff

Um einen ergonomisch günstigen Umfassunggriff zu gewährleisten, ist die Betrachtung wichtig, dass die zur Handumfassung geschlossene Hand im Querschnitt senkrecht zur Griff längsachse keine Kreisform aufweist. Der vom Zeigefingerendglied zum Daumenendglied (Berührung = geschlossene Hand) reichende Polygonzug hat vielmehr eine längliche Sechskantform. Um Kanten zu vermeiden, wird der Polygonzug durch Radien verwirklicht.

Die Hand kann bei geringster Belastung von Innenfläche und Muskulatur die größtmögliche Halte- und Betätigungskraft ausüben.

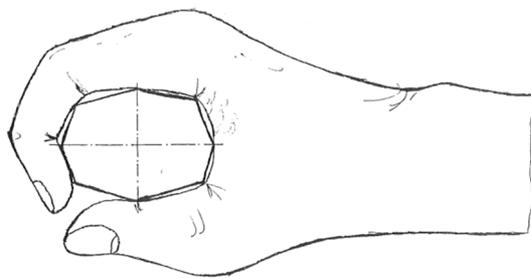


Abb. 6-22 Umfassunggriff

Die reale Situation einer orthopädischen Bohrmaschine ist aus ergonomischen Gesichtspunkten nicht durch eine einzige Greifart erklärbar. Wie in der Abbildung 6-23 dargestellt, halten alle Finger im Umfassunggriff die Maschine, jedoch nicht an einem einzigen Griffteil, sondern fast jedem Finger ist eine eigene Funktion zugeordnet. Der Zeigefinger betätigt den Rechts-Links-Lauf, der Mittelfinger betätigt den Gashebel und Ringfinger und die kleinen Finger sind für die Betätigung des Hebels für den Kirschnerdrahtaufsatz zuständig.



Abb. 6-23 Greifart einer orthopädischen Bohrmaschine

6.6.2 Drehmomenterzeugung

Bei dieser Art der Maschinenbedienung wird das Reaktionsmoment auf das Bohrerdrehmoment durch Drehung des Ellen-Speichengelenks erzeugt.

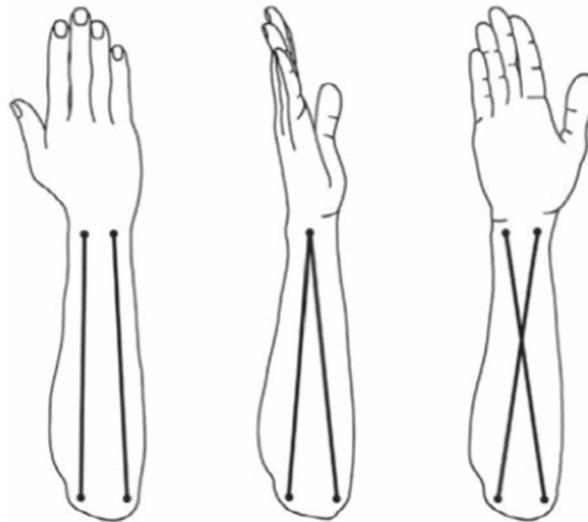


Abb. 6-24 Drehung des Ellen-Speichengelenks

Um ein sicheres Festhalten des Arbeitsmittels zu gewährleisten und ein Abrutschen in Richtung der Handquerachse nach ulnar zu verhindern, findet man bei der Produktgestaltung von Handarbeitsmitteln oft eine Art Kehle für den Daumen. Diese ermöglicht ein Umschliessen mit Daumen und Zeigefinger, so dass der Handballen an der Griffrückseite anliegt und eine Druckkraft auf die Maschine ausüben kann.



Abb. 6-25 Handgriffgestaltung einer Bohrmaschine mit Daumenkehle, nach [Bos11]

Ein weiteres Gestaltungsmerkmal gut in der Hand liegender Arbeitsmittel ist eine Querschnittsvergrößerung des Handgriffs in Richtung ulnar. Hierdurch erföhlt der Benutzer den ihm zur Verfügung stehenden Griffbereich, und ein Abrutschen in Richtung ulnar und radial wird erschwert. Bei der Benutzung ist von schwierigen Verhältnissen durch Gummihandschuhe und eventuelle Verunreinigungen durch Blut auszugehen.

Alle vorher beschriebenen Gestaltungsmerkmale müssen in Abwägung des fertigungstechnischen Aufwands bei der Konstruktion so kombiniert werden, dass ein ermüdungsfreies Arbeiten ermöglicht wird und es der finanzielle Rahmen des Projekts erlaubt.

6.7 Entwürfe

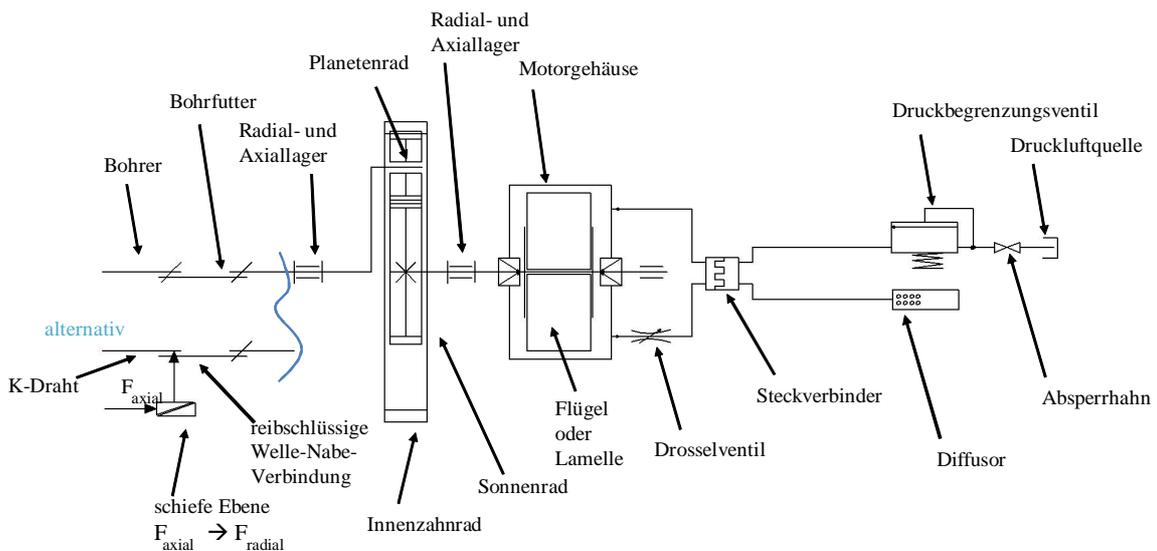


Abb. 6-26 Prinzipielle Wirkstruktur des Entwurfs

In der Abbildung 6-26 ist prinzipiell skizziert, wie die im vorhergehenden Kapitel ausgewählten Konzepte miteinander kombiniert werden können. Diese Prinzipskizze dient als Grundlage für die Dimensionierung und den konstruktiven Entwurf der Baugruppen. Die räumliche Anordnung der Baugruppen orientiert sich an der bei allen Bohrmaschinen ähnlichen Gesamtgestalt. Es gibt immer einen Handgriff, an dem auch der Geschwindigkeitsregler angebracht ist und einen meist oben aufgesetzten, zylinderförmigen Antrieb. Der Bohrer zeigt nach vorn.

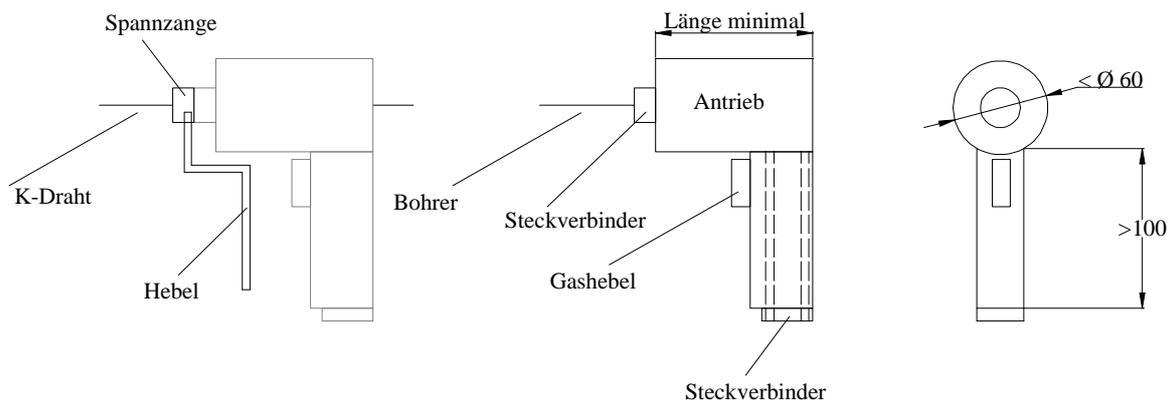


Abb. 6-27 Grundlegende Dimensionierung des Entwurfs

Für den Gesamtaufbau ist bereits zu diesem Zeitpunkt die prinzipielle Gestaltung der Luftleitungen zu berücksichtigen. Es ergeben sich zwei mit der Pistolengriffform kompatible Möglichkeiten: entweder an der Rückseite des Antriebs oder an der Unterseite des Handgriffs. Aufgrund der Positionierung des Drosselventils wird die Hin- und Rückführung der Luft durch den Handgriff gelegt.

6.7.1 Motorentwurf

In der Konzeptphase in Kapitel 6.5.1 sind zwei verschiedene Funktionsprinzipien für den Motor als geeignet bewertet worden, ein Lamellenmotor und eine Axialturbine. Diese werden nun anhand konkreter Randbedingung weiter ausgearbeitet, bis genügend Vor- und Nachteile erkennbar sind, um sich in der Ausarbeitungsphase auf eine Variante beschränken zu können.

Entwurf des Lamellenmotors:

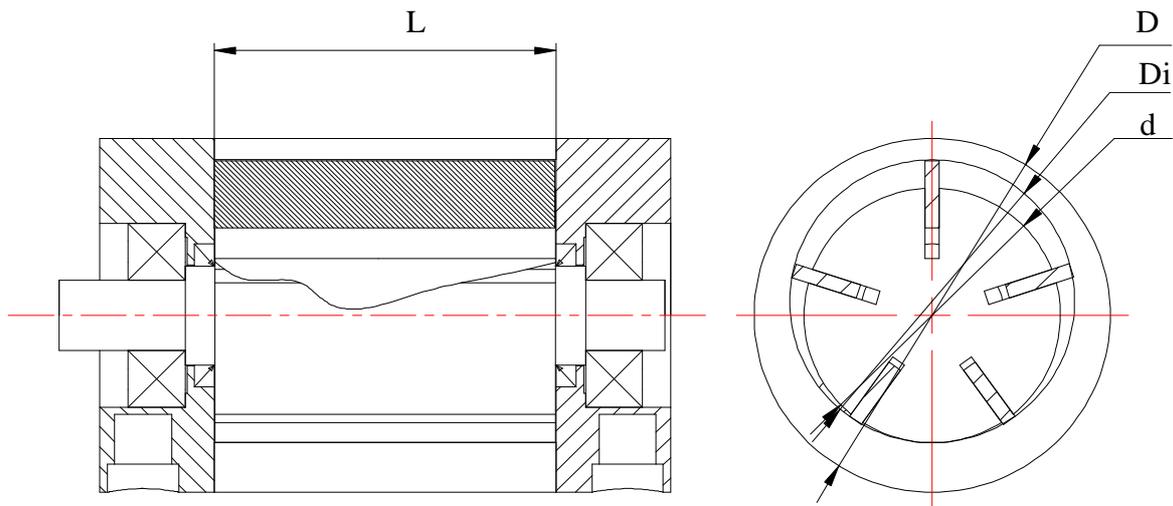


Abb. 6-28 Motordimensionierung

Der Außendurchmesser ist durch die Anwendung beschränkt, jedoch hat ein großer Rotordurchmesser bei konstanter Luftgeschwindigkeit eine geringere Drehzahl zur Folge als ein kleiner. Ein großer Hebelarm der druckbeaufschlagten Fläche bewirkt ein großes Moment, deswegen wird der Rotor möglichst groß gestaltet.

Der Lamellenmotor ist durch seinen Gehäuseinnendurchmesser D_i , seinen Rotordurchmesser d und seine Länge L gekennzeichnet. Für die Vorauslegung wurde zunächst das Schluckvolumen

$$S_v = \frac{\pi}{4} (D_i^2 - d^2) \cdot L \quad (6-10)$$

des Motors aus Kapitel 3.3.1 mit $S_{v,konv} = 1.676 \text{ mm}^3$ berechnet und anhand seiner Maximaldrehzahl von $n_{max,konv} = 22.500 \text{ U/min}$, sein maximaler Fluss $V_{max} = 0,63 \text{ l/s}$ sowie die maximale Umfangsgeschwindigkeit des Rotors $v_{Lamelle, max} = 22,5 \text{ m/s}$ bestimmt.

Über die Annahme, dass der Luftverbrauch der MRT-kompatiblen Maschine dem der konventionellen entspricht, ergibt sich für das Schluckvolumen der MRT-kompatiblen Maschine $S_{v,mrt} = 9.550 \text{ mm}^3$ die Drehzahl $n_{max,mrt} = 3.950 \text{ U/min}$.

Der maximale Hub h einer Lamelle berechnet sich zu $h = D_i - d$. Das Drehmoment des Lamellenmotors bestimmt sich über die Geometrie zu:

$$M_{\text{Motor}} = F_t \left(\frac{d}{2} + \frac{h}{s} \right) \quad (6-11)$$

Mit $F_t = p \cdot A_{\text{Lamelle}}$ und $A_{\text{Lamelle}} = h \cdot L$ ergibt sich bei einem Druck von $p = 6$ bar ein Drehmoment von $M_{\text{Motor}} = 0,96$ Nm.

Mit den gewählten Dimensionen ergibt sich eine Motordrehzahl von $n = 3.950$ U / min. Das würde eine Untersetzung von ca. $i = 4$ erfordern, um die gewünschte Bohrerzahl zu erreichen. Aus diesen Vorüberlegungen zeigt sich, dass dieses Motorprinzip als Antrieb in dieser Anwendung als gut geeignet erscheint.

Entwurf der Axialturbinenvariante:

Bei der Strömungsmaschinenvariante wurde als Funktionsprinzip eine einstufige Axialturbine mit Leitrad gewählt und anhand dieser, auch für den Verdrängertyp gültigen, Randbedingungen ein Entwurf gefertigt.

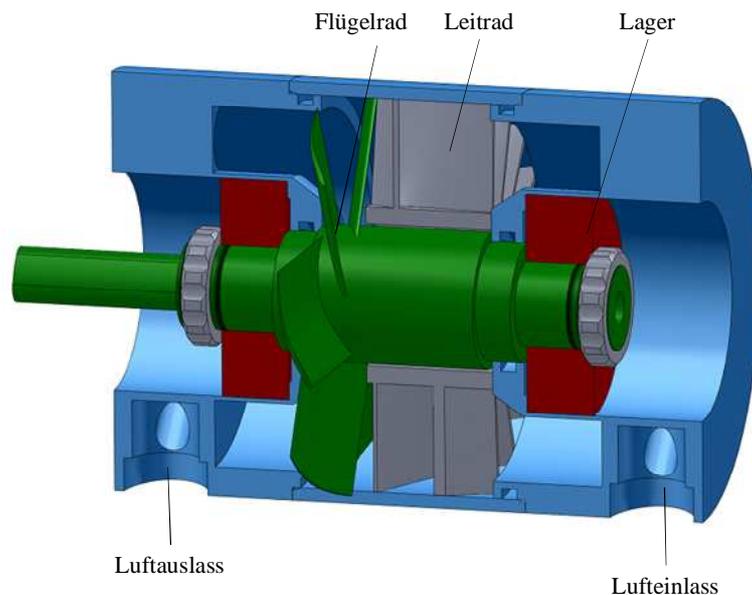


Abb. 6-29 Entwurf einer Axialturbinenvariante

Bei dem Entwurf wurden die Leitrad- und Schaufelradform nur prinzipiell gestaltet. Bei Eignung des Prinzips kann dann die Ausgestaltung der Profile erfolgen.

Aus der Analyse des Motors aus Kapitel 3.3.1 ergibt sich die Luftgeschwindigkeit in der Zuleitung von ca. $v = 0,63$ l / s bei $p = 6$ bar. Über $pv = \text{const}$ ergibt sich bei einem Umgebungsdruck $p = 1$ bar ein Volumenstrom ins Freie von $v_{\text{Anström}} = 3,78$ l / s. Der Anström-

querschnitt beträgt $A = 1.072 \text{ mm}^2$. Damit ergibt sich eine Windgeschwindigkeit von $v = 3,53 \text{ m/s}$.

Eine Vorhersage der sich einstellenden Drehzahlen ist sehr aufwändig. Die Leerlaufdrehzahl ist nicht mehr analytisch zu bestimmen, da Auftrieb und Widerstand von dem sich mit der Drehzahl relativ zum Profil einstellenden Anströmwinkel abhängen.

Dennoch wurde versucht, für bestimmte Arbeitspunkte das Drehmoment und die Drehzahl mittels Computational Fluid Dynamics zu bestimmen. Dabei fiel bei den Simulationen von Beginn an auf, dass durch die wenig ideale Leitungsführung Verwirbelungen großen Ausmasses entstehen. In mehreren Besprechungen mit Experten für CFD und Tragflächenprofilen ist die Notwendigkeit einer wirbelfreien Anströmung deutlich geworden.

Eine strömungsoptimierte Leitungsführung ist mit den fertigungstechnischen Möglichkeiten und dem Ergonomiekonzept schwierig vereinbar, deswegen erscheint diese Motorvariante als möglich, aber aufwändiger im Entwurf.

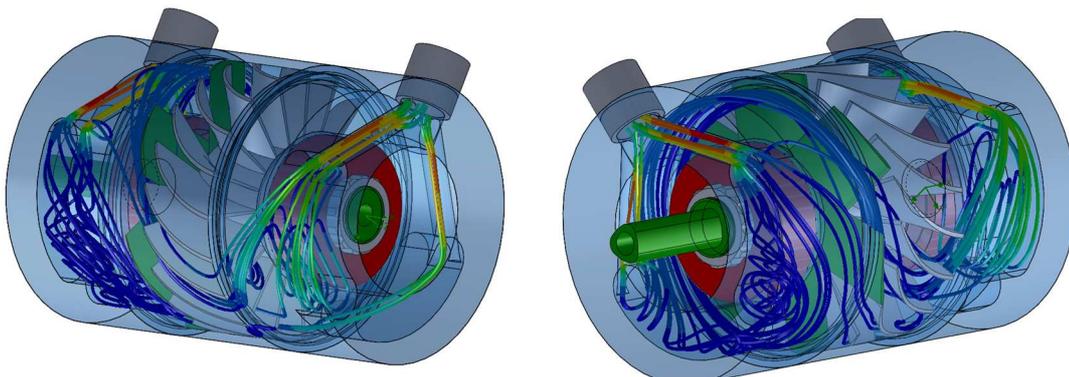


Abb. 6-30 Solidworks Flow Simulation der Axialturbinenvariante

Fazit: die Auslegung einer Axialturbine erfordert einen höheren Aufwand mit einer geringeren Aussagegüte als ein Verdrängermotor, deswegen wird hier ein Motor auf Basis eines Lamellenmotors gewählt.

6.7.2 Getriebeentwurf

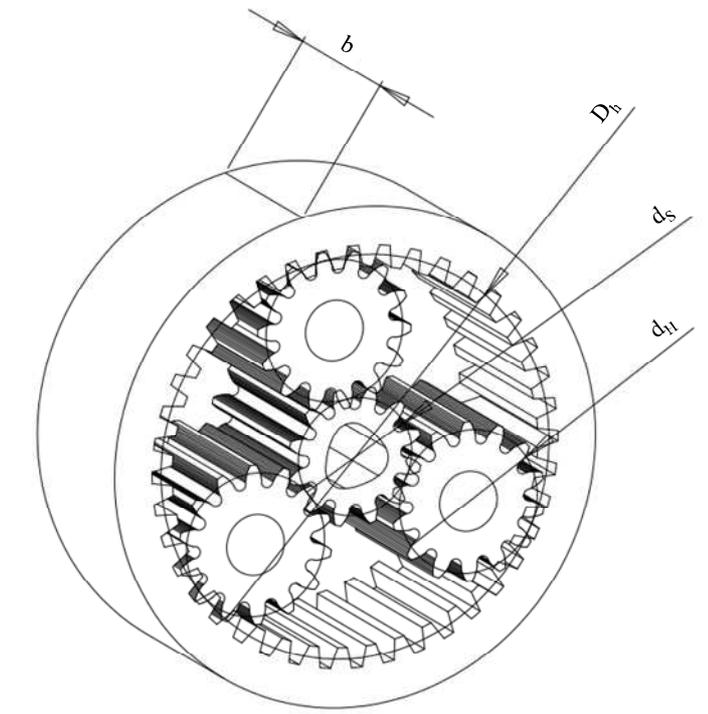


Abb. 6-31 Dimensionierung des Getriebes

Bei der Wahl des Getriebeaußendurchmessers wurde der maximal mögliche Motordurchmesser als Richtgröße verwendet, wie es bei Aufsatzgetrieben üblich ist. Abzüglich einer fertigungstechnisch notwendigen Wandstärke ergibt sich der Teilkreisdurchmesser des Innenzahnrads von $d_H = 40$ mm. Über die geometrischen Beziehung $2d_p + d_s = D_H$ und $z = d \cdot \text{modul}$ wird das Übersetzungsverhältnis durch den Modul und die Zähnezahzahl des Sonnenrads bestimmt. Unter Berücksichtigung der fertigungstechnischen Möglichkeiten und festigkeitstechnischer Überlegungen wird der Modul mit $\text{modul} = 1,00$ mm festgelegt. Die kleinstmögliche Zähnezahzahl des Sonnenrads beträgt $z_s = 12$, daraus folgt $z_p = \frac{1}{2}(z_H - z_s) = 14$.

Die Größenverhältnisse sind in der Abbildung 6-31 gezeigt.

Bei stillstehendem Hohlrad, dem Antrieb über die Sonne und Abtrieb über den Planetenträger ergibt sich ein Übersetzungsverhältnis von:

$$i = \frac{1}{1 - \frac{z_H}{z_s}} = 0,231 \quad (6-12)$$

Im Rahmen einer iterativen Festigkeitsrechnung ist die Zahnbreite b so gewählt, dass ausreichend Sicherheit gegen Überlastung vorhanden ist. Dies ist für eine Zahnradbreite von

$b = 20$ mm gewährleistet, wie die nachfolgende Festigkeitsrechnung zeigt. Da die Funktionssicherheit gegenüber einer höheren Leistungsdichte den Vorrang hat, wird eine Überdimensionierung der Bauteile in Kauf genommen.

Zahnräder werden auf zwei Versagensmechanismen untersucht: Zahnfußbruch und Oberflächenverschleiss der Zahnflanken. Der Zahnfußbruch geschieht bei Überschreiten der zulässigen Biegespannung im Zahnfuss. Die Biegespannung im Zahnfuss wird mit:

$$\sigma_z = K_1 \cdot Y_F \cdot Y_\beta \cdot Y_\epsilon \cdot \frac{F_u}{b \cdot \text{modul}} \quad (6-13)$$

angegeben. Im Prinzip wird die Umfangskraft auf den Zahnfussquerschnitt bezogen und mit empirisch ermittelten Faktoren korrigiert. Der Parameter K_1 wird als Faktor für die Stossbelastung mit $K_1 = 1,0$ für eine gleichmäßige Arbeitsweise aus [Kun03] abgelesen. Der Zahnformfaktor Y_F berücksichtigt die Anzahl der Zähne, und es lässt sich in [Kun03] der Wert $Y_F = 3,2$ ermitteln. Der Schrägungsfaktor $Y_\beta = 1,0$ gilt für Geradverzahnung und der Überdeckungsfaktor Y_ϵ wird in [Kun03] mit $Y_\epsilon = 0,6$ angegeben. Daraus ergibt sich eine Zahnfussbiegespannung von $\sigma_z = 30,7$ N / mm². Das Material PEEK wird mit $\sigma_{zul} = 100$ N / mm² angegeben [Vic10].

Die an den Zahnflanken auftretende Pressung berechnet sich zu:

$$\sigma_F = \sqrt{\frac{F_u \cdot (z_1 + z_2)}{b \cdot d_0 \cdot z_2}} \cdot K_B \cdot Z_E \cdot Z_H \cdot Z_M \quad (6-14)$$

Mit den Zähnezahlen $z_1 = 14$ und $z_2 = 40$, der Zahnradbreite $b = 20$ mm, dem Teilkreisdurchmesser $d_0 = 14$ mm und dem Überdeckungsfaktor:

$$Z_E = \sqrt{\frac{4 - (\epsilon_{\alpha z1} + \epsilon_{\alpha z2})}{3}} = \sqrt{\frac{4 - (0,731 + 0,857)}{3}} = 0,90 \quad (6-15)$$

In [Kun03] wird der Flankenformfaktor $Z_H = 1,76$ und der Materialfaktor $Z_M = 40$ für eine Temperatur von $T = 20^\circ\text{C}$ angegeben, und es ergibt sich eine Zahnflankenpressung von $\sigma_F = 105$ N / mm². Das Material PEEK wird mit $p_{zul} = 120$ N / mm² angegeben [Vic10], daraus ergibt sich unter ungünstigsten Bedingungen eine Sicherheit von $S = 1,14$, was als ausreichend erscheint, da es sehr unwahrscheinlich ist, dass dieser Fall eintreten wird.

6.7.3 Ventilentwurf

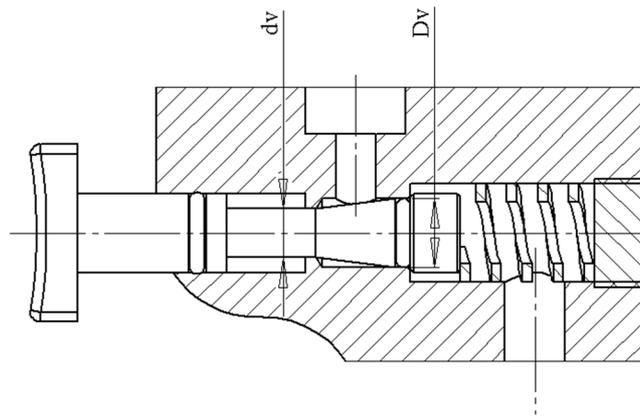


Abb. 6-32 Dimensionierung des Drosselventils

Das Drosselventil wurde so gestaltet, dass es den Durchmesser der Luftleitung bis auf Null verringert und im voll geöffneten Zustand keine Leitungsquerschnittsveränderung darstellt. Aufgrund der guten fertigungstechnischen Realisierbarkeit wird zunächst eine Ausführung als Ringblende gewählt. Das Ventil wird über Federkraft geschlossen und durch Fingerbetätigung geöffnet. Aufgrund der relativ schwachen Kunststoffedern wird die Federkraft in Druckrichtung wirkend konstruiert. Damit erhöht der Luftleitungsdruck den Schliessdruck des Stempels. Dieser Entwurf ist mit dem Gesamtkonzept kompatibel und erfüllt die Anforderungen. Die Realisierung kann jedoch nicht, wie in der Abbildung 6-32 skizziert, erfolgen. Unter Berücksichtigung der Fertigbarkeit der Geometrien und der Montagebedingungen ist eine genauere Ausarbeitung nötig.

Bei $D_v = 7 \text{ mm}$ und $d_v = 5 \text{ mm}$ ergibt sich eine Ringfläche von $A_{\max} = 18,8 \text{ mm}^2$, wenn das Ventil voll geöffnet ist.

Das entspricht einem Vollkreisquerschnitt von ca. $\varnothing 4,9 \text{ mm}$, also dem Leitungsquerschnitt der Zuluft- und Abluftleitungen.

Bei dem Drosselventil handelt es sich um ein über Federkraft geschlossenes Ventil. Der Luftdurchlass wird über die Aufweitung einer Ringblende kontrolliert, in dem der Ventilkolben axial verschoben wird. Ob dieses Maß ein feinfühliges Verstellen möglich macht und gleichzeitig die volle Leistung zur Verfügung stellen kann, muss empirisch ermittelt werden. Eine Einstellung ist über die Veränderung des Kegelwinkels möglich. Es bedarf jedoch einer Umarbeitung oder Neufertigung des Ventilkolbens.

6.7.4 Welle-Nabe-Verbindung

Welle-Nabe-Verbindungen unterteilt man in drei Gruppen:

- formschlüssig
- reibschlüssig
- stoffschlüssig

Bei der Auswahl der richtigen WNV spielt die Zerlegbarkeit bei dieser Konstruktion eindeutig die größte Rolle. Da es bei der Inbetriebnahme ein großer Vorteil ist, die Bauteile allein durch Zusammenstecken betreiben zu können, wird bei dem ersten Musterbau so weit es geht versucht, auf nicht oder nur schwer wieder lösbare Verbindungen zu verzichten. Aufgrund der hohen Fließfähigkeit von Kunststoffen sind auch die lösbaren reibschlüssigen Verbindungen eher ungeeignet.

Für einen Formschluss bieten sich in der Literatur viele verschiedene Varianten an. Das maximal übertragbare Drehmoment ist in der Abbildung 6-33 vergleichend gegenübergestellt.

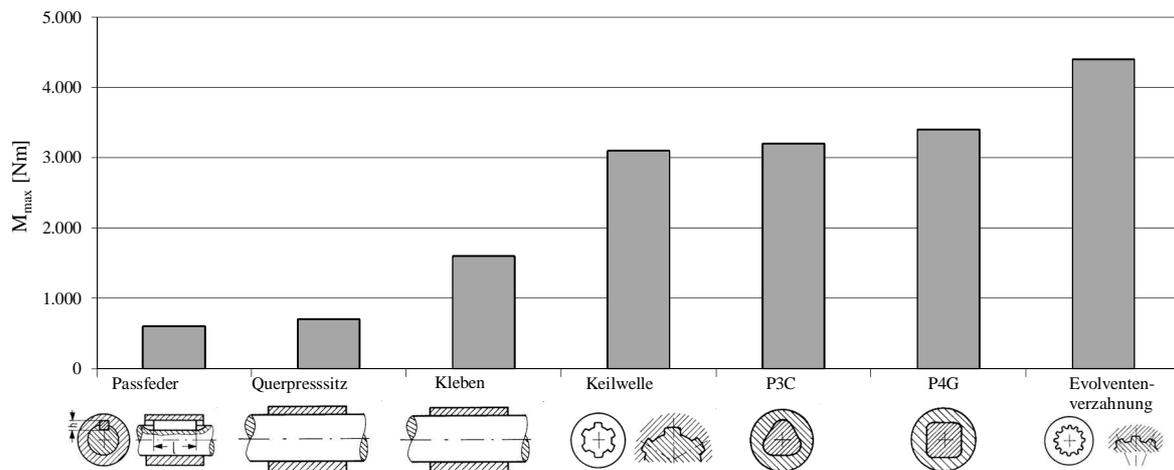


Abb. 6-33 Vergleich des maximal übertragbaren Drehmoments verschiedener Welle-Nabe-Verbindungen, $d = 65 \text{ mm}$, $l = 60 \text{ mm}$, nach [Spa03]

Aufgrund der hohen Fertigungskosten einer Evolventenverzahnung erscheint als nächstbeste Lösung eine Polygonwellenverbindung. Polygonwellenverbindungen zeichnen sich durch sehr geringe Kerbwirkung, Selbstzentrierung und niedrige Flächenpressung aus. Sie sind somit ideal für eine feinmechanische Anwendung aus Kunststoff. Die DIN 32711 schreibt die Größenverhältnisse von Polygonverbindungen vor, jedoch endet die Größenreihe bei einem Nenndurchmesser der Welle von 14 mm. Daraus folgt die Notwendigkeit einer eigenen

Auslegung einer Polygonwelle mithilfe von Ähnlichkeitsgesetzen und den zur Verfügung stehenden Fräserlängen.

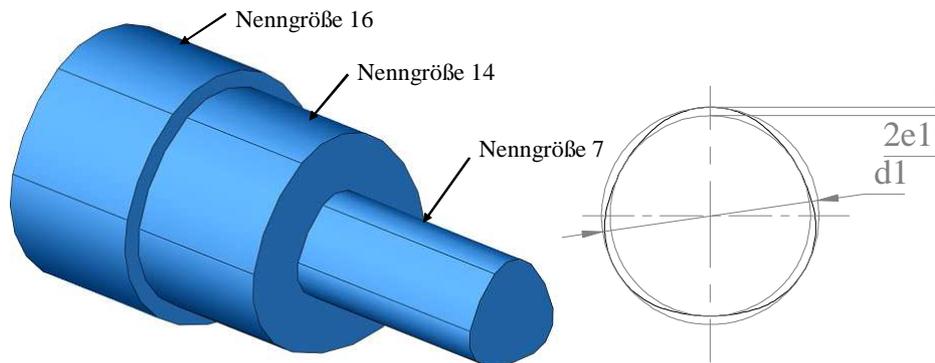


Abb. 6-34 Auslegung einer P3G-Polygon-Welle-Nabe-Verbindung

Die infolge eines Torsionsmoments M_t auftretende Torsionsspannung wird mit Hilfe der Formel (6-16) ermittelt [Dub10]:

$$\tau = \frac{M_t}{W_p} \quad (6-16)$$

Hierbei lässt sich das polare Widerstandsmoment wie folgt errechnen:

$$W_p = \frac{d_1 + 4e_1}{d_1 + 8e_1} \cdot \frac{A^4}{20 \cdot I_p \cdot d_1} = 62,4 \text{ mm}^3 \quad (6-17)$$

mit der Querschnittsfläche $A = \frac{\pi \cdot d_1^2}{4} - 4 \cdot \pi \cdot e_1^2 = 37,4 \text{ mm}^2$ und dem polaren Trägheitsmoment

$$I_p = \frac{\pi \cdot d_1^4}{32} - \frac{3\pi \cdot d_1^2 \cdot e_1^2}{4} - 6\pi \cdot e_1^4 = 196,7 \text{ mm}^4 \quad (6-18)$$

Die Flächenpressung der Verbindung beträgt

$$p \approx \frac{M_t}{l \cdot (0,75\pi \cdot d_1 \cdot e_1 + \frac{d_1^2}{20})} = 34,6 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \quad (6-19)$$

Mit dem in der Abbildung 6-34 dargestellten Polygonprofil der Größe 7 ($d_1 = 7 \text{ mm}$, $e_1 = 0,29 \text{ mm}$) mit der Länge $l = 20 \text{ mm}$ lässt sich bei einem Drehmoment von 5 Nm eine Torsionsspannung von $\tau = 80,2 \text{ N/mm}^2$ und eine Flächenpressung von $p = 34,6 \text{ N/mm}^2$ berechnen. Das Material PEEK wird mit $\tau_{zul} = 97 \text{ N/mm}^2$ und $p_{zul} = 120 \text{ N/mm}^2$ angegeben

[Vic10]. Da das Drehmoment an der Motorwelle voraussichtlich $M_{\text{Motor}} = 1 \text{ Nm}$ und an der Bohrspindel $M_{\text{Spindel}} = 4 \text{ Nm}$ abgeschätzt wird, ist mit ausreichender Sicherheit gegen Überlastung zu rechnen.

6.8 MRT-kompatible Maschinenelemente

Neben der Konstruktion von Bauteilen ist die Recherche nach verfügbaren Bauteilen essentieller Teil des Konstruktionsprozesses. Im Rahmen dieser Arbeit wurden zahlreiche Recherchen nach kommerziell verfügbaren MRT-kompatiblen Maschinenelementen und Halbzeugen durchgeführt, um finanzielle Ressourcen zu schonen. Die Hauptanforderungen an die Maschinenelemente sind:

- nichtmetallisch
- autoklavierbar
- patientenberührende Teile: biokompatibel

6.8.1 Schrauben aus PEEK-Carbonfaser-Verbundmaterial

Diese Schrauben werden im Composite Flow Molding (CFM) aus Carbon-Intermediate-Modul-Fasern mit PEEK-Matrix hergestellt. Dabei presst ein Stempel den erhitzten Rohling in eine entsprechende Form. Beim Pressen der Schrauben schiebt sich ein Teil der Fasern wie eine Helix in das Gewinde, während die Fasern im Innern axial ausgerichtet bleiben [Tre06]. Laut Hersteller ist mit diesem Verfahren garantiert, dass die Fasern im Gewinde spiralförmig um den Kern herumlaufen und nach innen hin immer mehr in Kernrichtung orientiert sind. Das Gewinde kann dadurch schlechter ausreißen.



Abb. 6-35 Schrauben aus Verbundmaterial, nach [Sch10] [Pos11]

6.8.2 Kugellager

Kugellager sind in verschiedenen nichtmetallischen Ausführungen erhältlich und sind in der Abbildung 6-36 dargestellt. Vollkeramikkugellager gibt es aus Zirkonoxid und Siliziumnitrid-Keramik, daneben gibt es Kunststoffkugellager aus PEEK mit Glaskugeln. Aufgrund der enormen Härte von neun Mohrs von Zirkonoxid und Siliziumnitrid-Keramik muss die Fertigung der Lagerschalen durch Schleifen mit Diamantwerkzeugen erfolgen. Der Käfig besteht jeweils aus PEEK oder Polyamid. Die Preisspanne bei Vollkeramiklagern der Bauform 6000 liegt zwischen 624 Euro für ein in Deutschland gefertigtes Präzisionslager und 35 Euro für einen Import aus China. Es wurden zehn Stück der Fernostvariante käuflich erworben und bei der Vermessung ein gewaltiges Spiel zwischen Innenring und den Kugeln festgestellt. Wenn allerdings der Innenring gegen den Außenring axial verspannt wird, laufen die Lager mit guter Genauigkeit. Dies muß bei einer konstruktiven Ausarbeitung auf jeden Fall berücksichtigt werden.



Abb. 6-36 Nichtmetallische Kugellager

6.8.3 Federn

Die in der Abbildung 6-37 dargestellten Schraubendruckfedern mit Rechteckquerschnitt sind Spritzgussteile aus ULTEM, einem Polyetherimid von Sabic Innovative Plastics. Durch Variation der Anteile des Polymers sind die Federn in verschiedenen Federraten zwischen 1 N/mm und 10 N/mm bei gleicher Geometrie erhältlich [Lee10]. Thermoplastische Kunststoffe sind viskoelastisch. Die unter Belastung auftretende Verformung sowie die Rückstellung nach dem Entlasten sind zeitabhängig. Deshalb sollten Federn aus diesen Werkstoffen in Normalstellung unbelastet bleiben, bzw. nach längeren Belastungszeiten entsprech-

ende Erholungszeiten folgen. Bei dynamischer Beanspruchung ist die Lastspielfrequenz durch die Werkstoffdämpfung begrenzt [Sch72].



Abb. 6-37 Federn aus PEI [Lee10]

6.8.4 Rohre

Rohre aus Carbon- oder Glasfaserlaminaten werden häufig in Leichtbaukonstruktionen für den Flugmodellbau oder den Radsport verwendet. Die Herstellung erfolgt über die Wicklung von Carbonfasergeweben auf einem mit Paraffin als Trennmittel versehenen Kern. Laminiert wird mit Epoxydharz. Nach dem Aushärten des Harzes wird das Rohr samt Kern über die Schmelztemperatur des Paraffins erwärmt und der Kern herausgezogen. Die dünnsten erhältlichen Wandstärken liegen um 0,5 mm.



Abb. 6-38 CFK-Rohre

6.8.5 O-Ringe

Auch an die Dichtungen werden die Anforderungen aus Kapitel 6.4 gestellt. O-Ringe aus EPDM, Silikongummi und Viton sind ausreichend hitzebeständig und können dadurch verwendet werden. Sie werden meist durch Spritzguss hergestellt, bei sehr teuren Elastomeren durch Vulkanisierpressen. Um die Reibung zu vermindern, werden O-Ringe mit Fluoropolymeren beschichtet.



Abb. 6-39 O-Ringe

O-Ringe sollten, wenn möglich, radial komprimiert eingebaut werden, diese Bauweise wird als eigensicher bezeichnet. Bei Axialkompression ist meist ein krafterzeugendes Element notwendig, welches versagen kann.

6.8.6 Druckschläuche

Diese mit Glasseidengewebe armierten Schläuche werden über ein mehrschrittiges Extrusionsverfahren hergestellt. Erst wird die Innenschicht extrudiert, dann wird auf diese ein Glasfasernetz gewebt. Im letzten Schritt durchläuft der Schlauch wieder einen Extruder, in dem die Deckschicht aufgebracht wird. Verfügbar sind autoklavierbare Schläuche aus Silikon Gummi, die Berstfestigkeit ist mit 10 bar angegeben.



Abb. 6-40 Druckschläuche

6.8.7 Verwendbare Halbzeuge

Die Anforderungen an die Materialien sind für den allgemeinen Maschinenbau ungewöhnlich, und für medizintechnische Anwendungen haben sich für diese speziellen Anforderungen nur wenige Materialien als geeignet ausgezeichnet. Zum einen muss die Maschine sterilisierbar sein, um eine Infektion des Patienten nicht zu riskieren. Das mikrobiologisch zuverlässigste und gebräuchlichste Sterilisationsverfahren, die Heißdampfsterilisation, schränkt aufgrund der hydrothermalen Korrosion (Hydrolysebeständigkeit) die Auswahl der Werkstoffe stark ein.

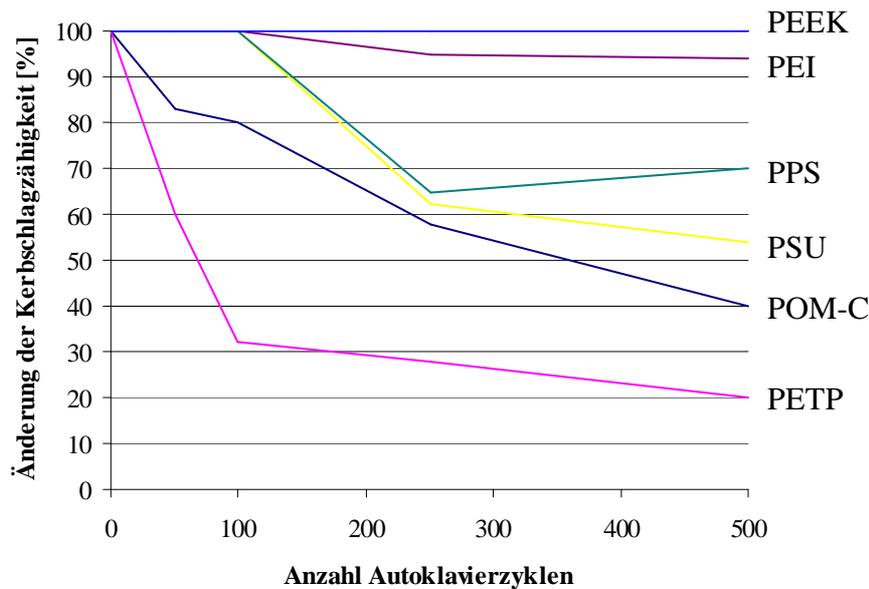


Abb. 6-41 Kerbschlagzähigkeitsänderung von Kunststoffen bei der Autoklavierung, nach [Pol11]

Die Abbildung 6-41 zeigt für verschiedene Materialien, wie sich die Sprödigkeit mit steigenden Autoklavierzyklen immer weiter erhöht. Nur PEEK zeigt keine Änderung in den mechanischen Eigenschaften.

PEEK hat einen Schmelzpunkt von circa 340°C, eine Zugfestigkeit von circa 100 MPa, es ist damit ein Hochleistungskunststoff und ersetzt in vielen Bereichen Metalle, obwohl es wesentlich teurer ist. Der Preis für ein Kilogramm liegt bei 220 Euro.

PEEK hat auch sehr gute Biokompatibilitätseigenschaften und wird von vielen Herstellern zertifiziert angeboten. Bei der Zerspanung ist es zwar ausreichend hart, aber auch sehr elastisch, so dass es schwierig sein kann, die erforderliche Oberflächengüte und Maßhaltigkeit zu erreichen.

6.9 Schmierstoffe

Die meisten Schmierstoffe sind als MRT-kompatibel anzusehen, obwohl keine Untersuchung bekannt ist, die sich mit den magnetischen Eigenschaften von Schmierstoffen beschäftigt. Von der Verwendung von Schmierstoffen, die Molybdändisulfid enthalten, wird abgesehen, obwohl die Suszeptibilität mit $\chi = 123$ ähnlich der von Titan mit $\chi = 180$ ist [Ris03].

Die Firma Dow Corning ist einer der größten Hersteller von Schmierstoffen weltweit. Nach Beratung mit Experten für Schmierstoffe sind verschiedene Schmierstoffe empfohlen worden.

Ihre Zusammensetzung ist ähnlich, alle empfohlenen Schmierstoffe enthalten Lithiumseife und Polyalphaolefine. Die Arbeitstemperatur wird zwischen - 50°C und + 140°C angegeben, sie widerstehen auch der Hitze bei der Dampfsterilisation [Mol68], [Mol30], [Mol50]. Da die empfohlenen Schmierstoffe verschiedene Viskositäten und Dämpfungseigenschaften haben, ist jeweils ein Muster beschafft worden, um empirisch den besten Schmierstoff zu ermitteln.

6.10 Wandanschluss nach DIN 13260

Im Untersuchungsraum des Magnetresonanztomografen sind Unterputz-Gasentnahmestellen eingebaut. Deren Anschlussmasse sind in der DIN 13260 definiert. Die Geometrie ist für jede Gasart eindeutig, für Druckluft ist ein Vierkant zu verwenden. Die Norm definiert auch die zum Wandanschluss komplementäre Geometrie des Steckanschlusses, siehe Abbildungen 6-42 und 6-43. Die Qualität der Druckluft ist im Europäischen Arzneimitteibuch definiert, sie ist für Beatmungszwecke geeignet und daher extrem rein. Von der medizintechnischen Abteilung der Charité Universitätsmedizin Berlin wurden folgende Parameter genannt:

- maximal entnehmbare Volumenstrom: 250 l / min
- Druck: 6 bar



Abb. 6-42 Unterputz-Gasentnahmestelle nach DIN 13260



Abb. 6-43 Steckanschluss für medizinische Druckluft nach DIN 13260

6.11 Ausarbeitung

In der Ausarbeitungsphase werden die in der Entwurfsphase skizzierten maßstäblichen Entwürfe auf konkrete Realisierbarkeit hin bis ins Detail auskonstruiert. Auch dieser Schritt erfolgt mehrfach iterativ. Oft führt eine leicht zu realisierende Teilkonstruktion zu großen

Schwierigkeiten bei einer anderen. Aufgabe ist es, in ständiger Abwägung der gegensätzlichen Ansprüche eine fertigungstechnisch realisierbare Gesamtlösung zu finden. Dieses Kapitel beschreibt zunächst jede Teillösung und setzt sie dann zu einer MRT-kompatiblen Bohrmaschine zusammen.

6.11.1 Teillösung Motor

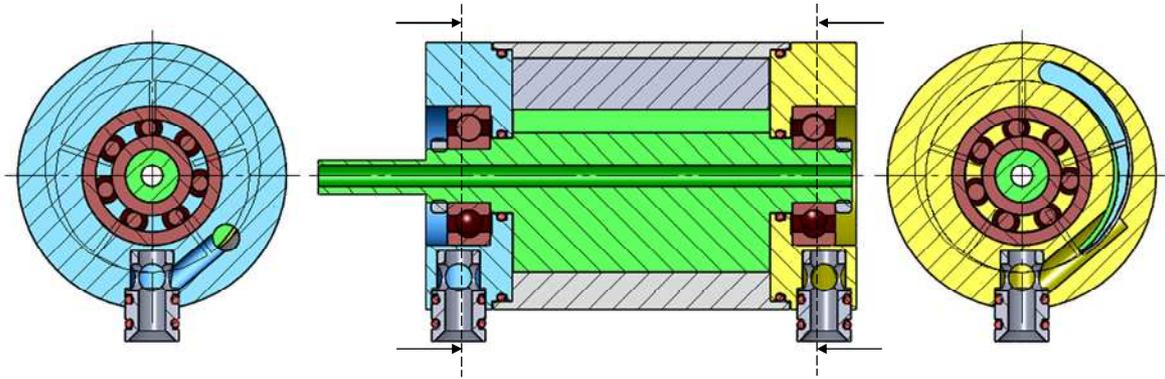


Abb. 6-44 Teillösung Motor

Der Motor wird mit den in der Entwurfsphase bestimmten geometrischen Abmessungen konstruiert. Die stirnseitigen Deckel nehmen die Wälzlager auf, in denen die Motorwelle gelagert ist. Der Abstand der Lagerdeckel zueinander wird über eine Hülse festgelegt, deren Länge sehr genau gefertigt werden kann. Um die in Kapitel 6.8.2 beschriebenen Kugellager verwenden zu können, wird die Lagerung als angestellte Lagerung in O-Form ausgeführt und nicht in Fest- / Loslager-Anordnung wie sonst üblich. Auf diese Weise kann das relativ große Lagerpiel innerhalb der Wälzlager kompensiert werden.

Der Lufteinlass wurde, wie in der Abbildung 6-44 dargestellt, durch Bohrungen in der Lagerscheibe an die Nähe der Engstelle zwischen Rotor und Stator gebracht, der Luftauslass wurde nierenförmig entsprechend der Form der gegenüber liegenden Arbeitskammern gestaltet.

Über die Anschlussstutzen wird die gesamte Einheit auf den Handgriff gesteckt und somit die Zuluftleitung und die Abluftleitung verbunden.

Die Breite der Lamellen wurde mit 1,0 mm wie in Kapitel 3.3.1 gewählt, dies erscheint fertigungstechnisch machbar.

Bei Verdrängermaschinen gelten Spaltmaße grundsätzlich als kritisch für den Wirkungsgrad. In einer Firmenschrift eines großen Herstellers von Lamellenmotoren [14] werden stirnseitige Spaltmaße von 10 μm beschrieben, auch die Analyse in Kapitel 3.3.1 lässt darauf schließen,

dass eine sehr hohe Teilegüte für die Realisierung notwendig ist. Konstruktiv wurde kein Spiel zwischen den Teilen vorgesehen, es wurde „Null auf Null“ konstruiert, wie es umgangssprachlich heißt. Bei der Inbetriebnahme muss dann jedes Teil an seine Anschlusssteile fertigungstechnisch angepasst werden. So wird dafür gesorgt, dass die Spalte zwischen den Teilen minimal sind.

Die Abdichtung des Schluckvolumens gegenüber dem Atmosphärendruck wird über die in Kapitel 6.8.5 beschriebenen O-Ringe bewirkt. Die Welle-Nabe-Verbindung zum Getriebe wurde über die in Kapitel 6.7.4 entwickelte Geometrie realisiert.

Neben dem Mindestwellendurchmesser kann für den Motor die Scherfestigkeit der Lamellen nachgerechnet werden. Sie gelten als die Bauteile, welche den stärksten Belastungen ausgesetzt sind. Die für die Rechnung verwendeten geometrischen Angaben sind in der Abbildung 6-28 definiert.

Die maximale, druckbeaufschlagte Fläche einer Lamelle ist $A_{\text{Lamelle}} = L \cdot (D_i - d)$. Daraus ergibt sich die größte Scherkraft, die auf die Lamelle wirkt. $F_t = p \cdot A_{\text{Lamelle}} = 115 \text{ N}$.

Die scherbelastete Querschnittsfläche der Lamelle berechnet sich zu $A_Q = L \cdot b$, daraus ergibt sich eine Scherspannung in der Lamelle von $\tau = F / A_Q = 2,4 \text{ N} / \text{mm}^2$. Die maximale Scherfestigkeit des Materials wird mit $\tau_{\text{zul}} = 97 \text{ N} / \text{mm}^2$ angegeben [Vic10]. Daraus folgt, dass die Lamelle erheblich dünner gestaltet werden könnte, was aber fertigungstechnisch nicht möglich ist.

6.11.2 Teillösung Getriebe

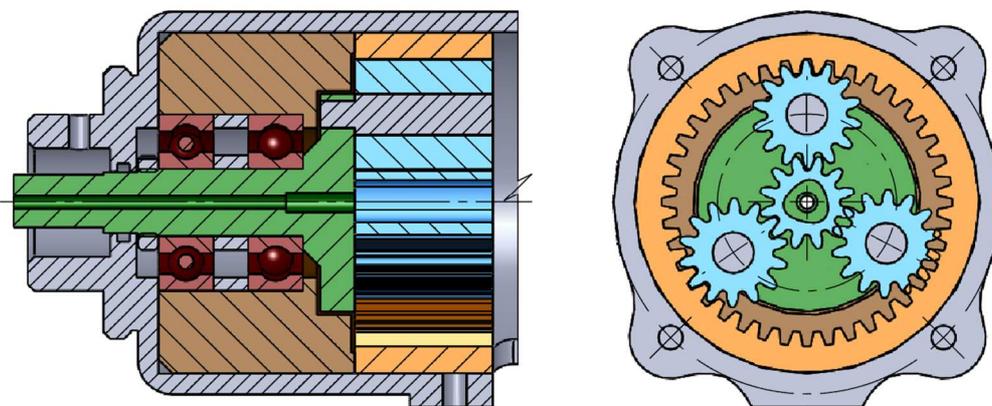


Abb. 6-45 Getriebe

Das Getriebe wird mit den in der Entwurfsphase bestimmten Geometrien konstruiert. Der Antrieb erfolgt über das Sonnenrad, das Drehmoment wird über den Planetenträger wieder ausgeleitet. Das innen verzahnte Hohlrad steht raumfest.

Die Lagerung des Planetenträgers dient gleichzeitig als Bohrspindellagerung. Aufgrund des in Kapitel 6.8.2 erwähnten Lagerspiels wird der innere Abstandsring geringfügig länger gestaltet als der äußere, um maximale Präzision zu erreichen. Somit werden die beiden Lagerschalen axial mit einer Wellenmutter gegeneinander verspannt und damit spielfrei. Diese Anpassung muss dann in der Fertigungsphase erfolgen. Die äußeren Lagerschalen werden in dem braun dargestellten Lagerring zueinander zentriert und durch das grau dargestellte Gehäuse axial fixiert.

Die Planeten laufen gleitend auf Zapfen, da für Wälzlager innerhalb der Planeten nicht genügend Bauraum zur Verfügung steht. Auch auf eine axiale Fixierung der Planetenräder wird aus konstruktiven Gründen verzichtet. Dies kann zugelassen werden, da die geradverzahnten Zahnräder beim Kämmen keine Axialkräfte erzeugen.

Die Bohrspindel ist hohl ausgeführt, damit der Kirschnerdraht durch die Spindel gesteckt werden kann. Die Führung wird dann über ein Rohr realisiert, welches in die Bohrspindel gesteckt / geklebt wird. Die konstruktive Realisierung ist in Kapitel 6.11.6 zu finden.

Sowohl die Welle-Nabe-Verbindung zwischen Motorwelle und Sonnenrad, wie auch zwischen der Bohrspindel und den Aufsätzen, wird über die gleiche, in Kapitel 6.7.4 ausgelegte, Polygonwellenverbindung realisiert.

Gegen das Eindringen von Schmutz und Fremdkörpern dient eine O-Ring-Dichtung, die zwischen Bohrspindel und Gehäuse eingelegt ist.

Als Schmierstoff für das Getriebe wurden verschiedene Materialien recherchiert, die speziell für Kunststoffgetriebe spezifiziert sind und in Kapitel 6.9 beschrieben sind. Welcher Schmierstoff sich am besten eignet, muß dann auch in der Fertigungsphase ermittelt werden.

6.11.3 Teillösung Drosselventil

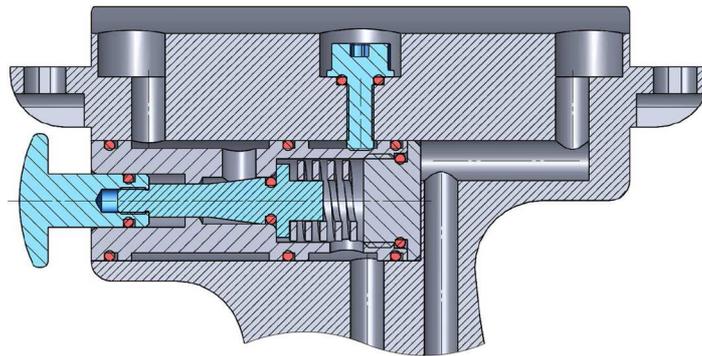


Abb. 6-46 Drosselventil im Querschnitt

Um eine einfache Montierbarkeit zu gewährleisten, wurde dem Drosselventil ein eigenes Gehäuse gegeben. Über O-Ringe wird die Abdichtung der Kammern gegeneinander gewährleistet. Durch eine Klemmschraube wird verhindert, dass der Betriebsdruck das Ventil aus seiner Bohrung herauspresst.

Die Montage des Ventils erfolgt von beiden Seiten in dieses Gehäuse, durch ein Verschrauben der in der Abbildung 6-46 blau dargestellten Teile ist der Bedienknopf gegen Herausziehen gesichert. Wie schon in der Entwurfsphase festgelegt, bringt eine Kunststofffeder aus Kapitel 6.8.3 den Ventilkolben in Schließposition. Die Längen der inneren, verschieblichen Teile wurden so festgelegt, dass eine gute Führung gewährleistet ist und der Benutzer den Bedienknopf circa 7 mm nach innen drücken muß, um das Ventil voll zu öffnen.

Der rückseitig angebrachte Deckel ermöglicht ein einfaches Tauschen der Feder oder des Ventilkolbens, wenn das Verhalten des Ventils oder seine Kennlinie angepasst werden müssen.

6.11.4 Teillösung Steckverbinder

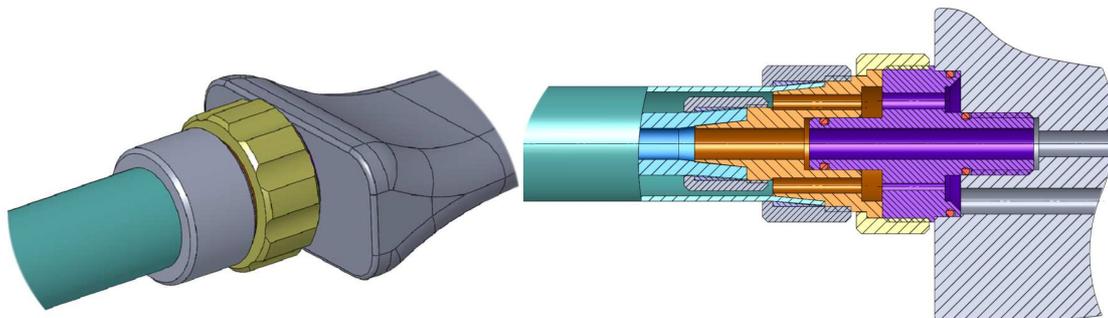


Abb. 6-47 Schlaucheinheit

Um eine koaxiale Anordnung des Luftzufuhr- und Luftabfuhrschlauchs an den Handgriff zu ermöglichen, wurde eine Steckereinheit entwickelt, die eine druckdichte Verbindung sicherstellt, für eine Sterilisation jedoch abnehmbar ist. Sowohl an der Wandanschlusseinheit wie auch am Handgerät wird die gleiche Baugruppe verwendet. Die druckdichte Verbindung jedes einzelnen Schlauchs an die Anschlusssteile wird durch eine Kombination aus Aussenkegel, Innenkegel und Überwurf mit Gewinde sichergestellt.

Diese Konstruktion benötigt zwar eine Drehbewegung des Anwenders und ist nicht so komfortabel wie die Klickverbindung aus Kapitel 3.3.4, aber dafür ist der Fertigungsaufwand geringer und die Zuverlässigkeit hoch.

6.11.5 Teillösung Wandanschlusseinheit

Die Baugruppe Wandanschluss besteht aus dem genormten Stecknippel nach DIN 13260, einem Kugelhahn zur Absperrung bei Nichtbenutzung, einem Druckregler zur Reduzierung des Eingangsdrucks und einem Schalldämpfer, um die Geräuschemissionen des Motors zu mindern. An die Wandanschlusseinheit wird die Schlaucheinheit über die in Kapitel 6.11.4 konstruierte Verbindung angeschlossen.

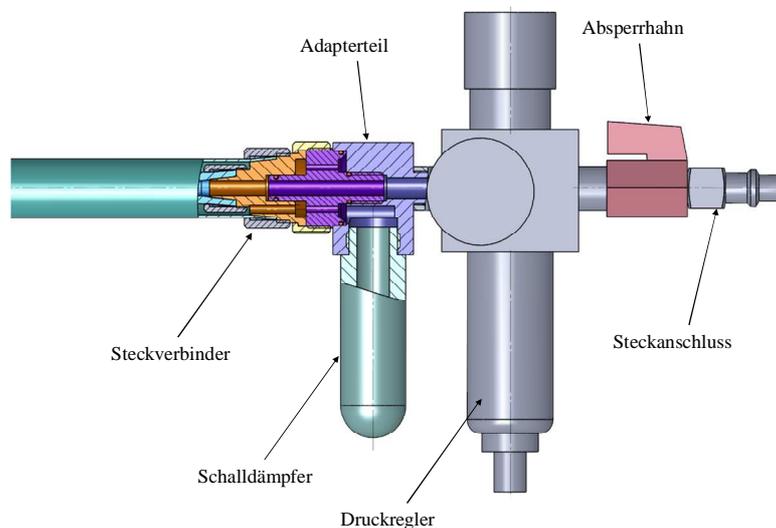


Abb. 6-48 Wandanschluss

Lärm ist gesundheitsgefährdend, Schallreduzierung ist eine wichtige Aufgabe im Bereich Arbeitsschutz. Um den Schalldruck an pneumatischen Anlagen auf ein erträgliches Maß zu senken, werden Schalldämpfer in der Luftaustrittsöffnung angebracht. Das Material des Schalldämpfers ist porös gesintertes HDPE, die Lärmreduzierung wird mit bis zu 30 dB angegeben. Die durch den Schalldämpfer entweichende Luft entspannt sich und kühlt ab.

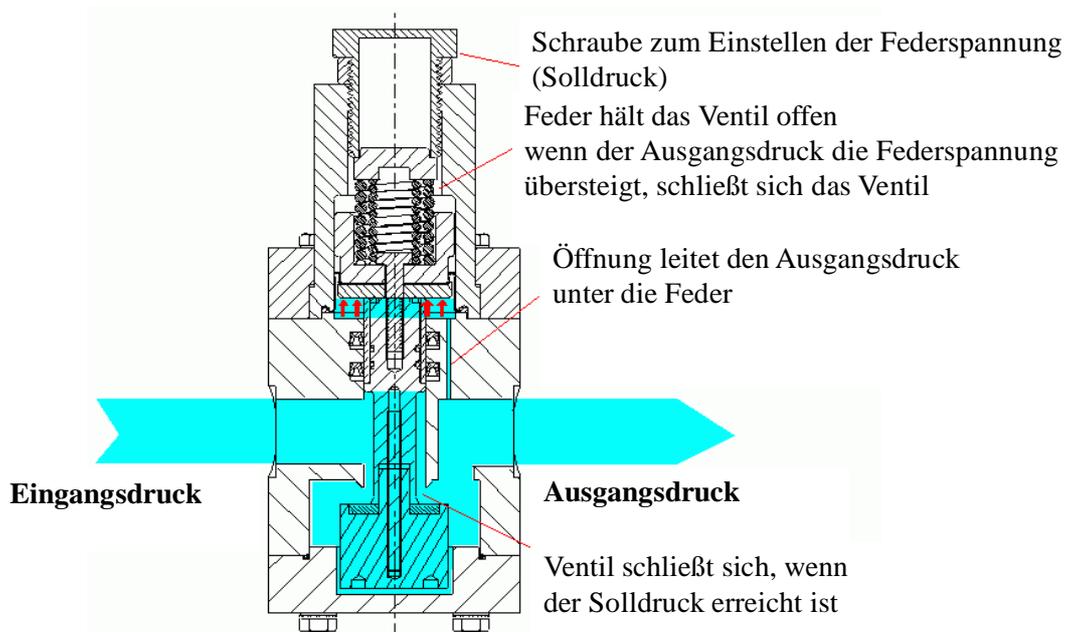


Abb. 6-49 Funktionsweise Druckregler

In der Abbildung 6-49 ist die Funktionsweise eines mechanischen Druckreglers prinzipiell dargestellt. Die Regelfunktion besteht darin, dass in einem nachgeschalteten Leitungssystem ein gleichbleibender und niedrigerer Druck herrscht, als in der Zuleitung vor dem Druckminderer. Einsatzgründe für Druckminderer sind vor allem die begrenzte Druckfestigkeit von Einbauteilen im nachgeschalteten Leitungssystem. Der Ausgangsdruck nach dem Druckminderer dient als Steuergröße. Er wird auf einen Kolben oder eine Membran geleitet, deren Bewegung das Öffnen und Schließen des Ventils verursacht.

Der Sollwert wird dabei über die Änderung der Federspannung eingestellt, die dem Ausgangsdruck entgegen wirkt.

Ein Ansteigen des Ausgangsdrucks führt zur Schließbewegung und damit zur Druckabsenkung durch Drosselung. Umgekehrt erweitert ein sinkender Ausgangsdruck den Durchströmquerschnitt im Ventil. Der Sollwert des einzuregelnden Ausgangsdrucks wird über eine Federkraft vorgewählt, die der Membran- oder Kolbenbewegung entgegenwirkt.

Damit ist sichergestellt, dass auch bei schwankendem Vordruck der niedrigere Ausgangsdruck konstant gehalten wird.

6.11.6 Teillösung Gehäuse

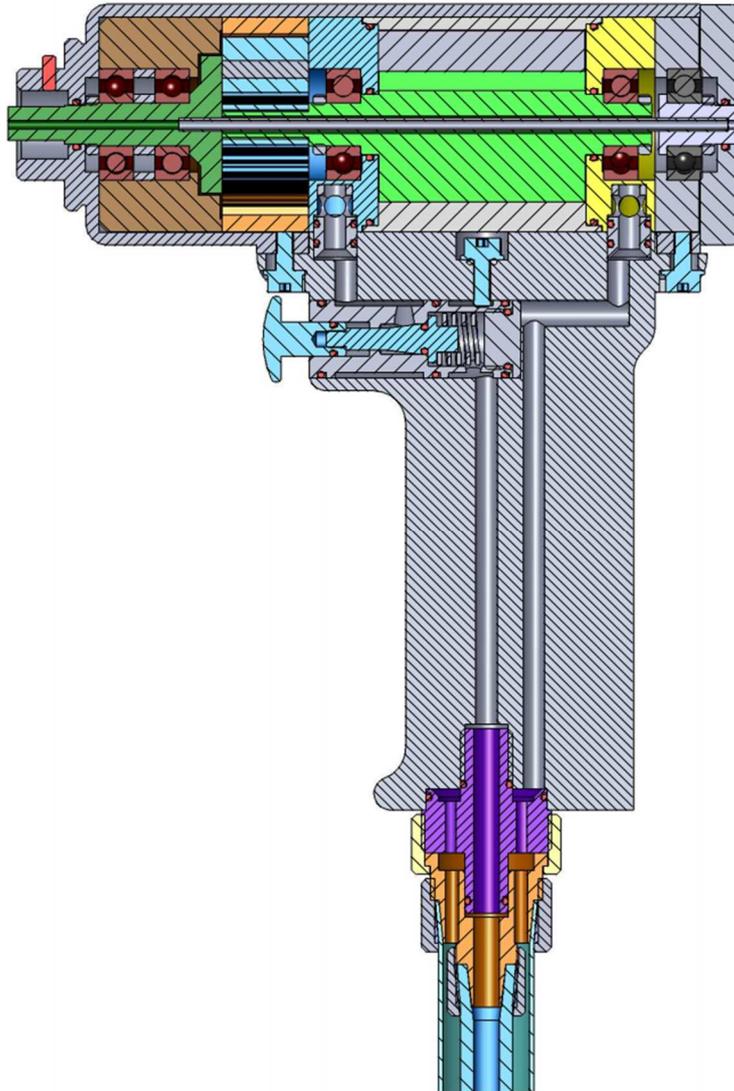


Abb. 6-50 Gehäuse

Die Motor-Getriebeeinheit als zentraler Bestandteil der Konstruktion wurde in einem Topf-Deckel-Gehäuseaufbau untergebracht. Der „Topf“ ist nach unten geöffnet, damit der Handgriff angeflanscht werden kann.

Durch die Deckelverschraubung wird das Paket aus Bohrspindellager, Planetengetriebe und Lamellenmotor axial verspannt. Zudem kommt die Durchführung des Kirschnerdrahts durch die Maschine in einem CFK-Rohr dazu, welches rückseitig in einem Wälzlager gelagert ist.

Der Handgriff dient der Aufnahme des Drosselventils, an der Unterseite des Handgriff ist die Steckereinheit angeordnet.

Bei der Konstruktion der Luftkanäle wurde schon im Vorfeld die Verfügbarkeit sehr langer Spiralbohrer recherchiert. Diese Tieflochbohrer für das konventionelle Bohren haben ein großes Aspektverhältnis von 5 mm Durchmesser zu 150 mm Tiefe und sind kommerziell erhältlich.

6.11.7 Teillösung Spannaufsatz für Kirschnerdraht

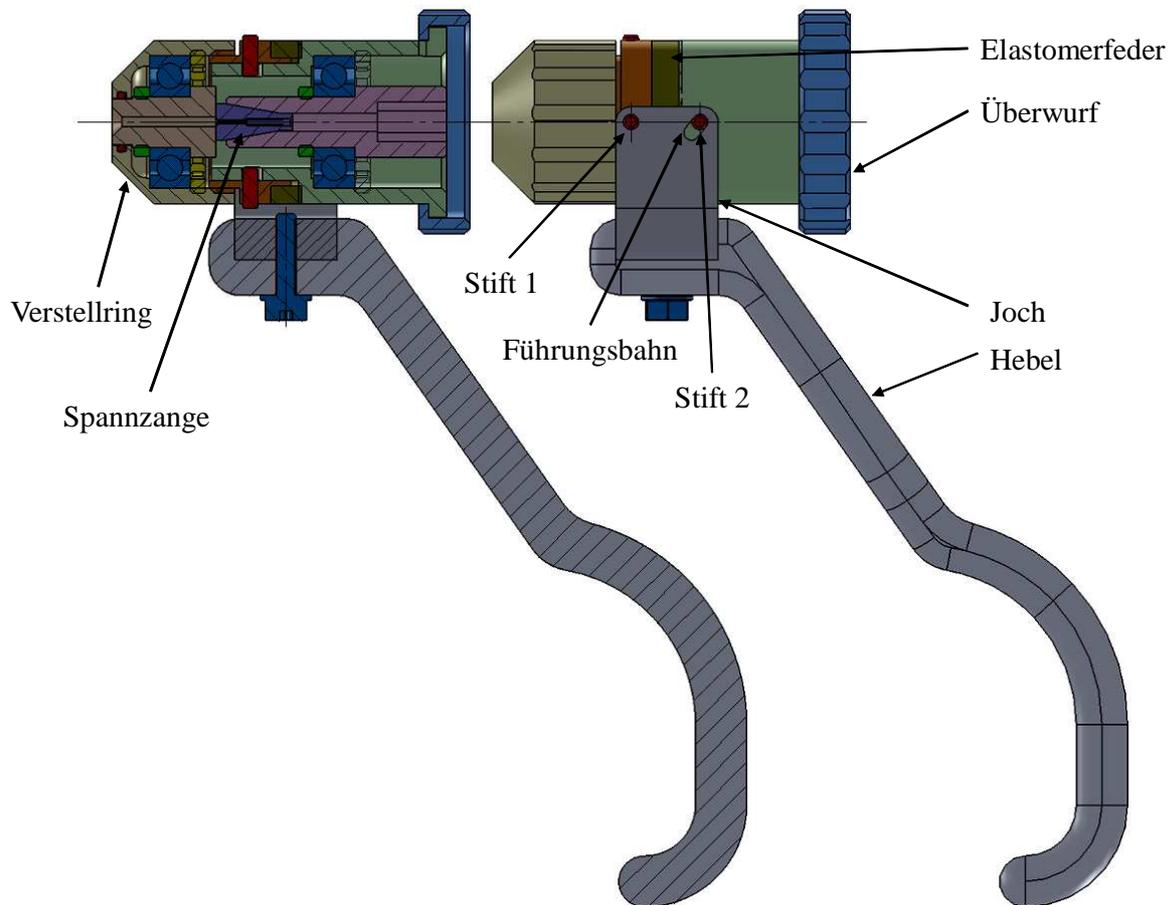


Abb. 6-51 MRT-kompatibler Spannaufsatz für Kirschnerdrähte

Die Konstruktion des Spannaufsatzes für Kirschnerdrähte basiert auf einer Spannzange, die, wie bei Werkzeugmaschinen üblich, mit einem Außenkegel versehen ist. Sie wird in einen Innenkegel gedrückt und komprimiert dadurch radial. Diese radiale Kompression erzeugt genug Reibung, um Drehmoment auf den Draht zu übertragen.

Durch Zug mit den Fingern an dem Hebel findet eine Drehbewegung des Jochs um Stift 1 statt. Da Stift 2 in der gefrästen Führungsbahn geführt ist, wird der Abstand zwischen Stift 1 und Stift 2 geringer. So wird aus der Drehbewegung eine Axialkraft, mit welcher der Teil vor der Spannzange nach hinten gedrückt wird und den Elastomerring axial komprimiert.

Durch die zwei Wälzlager können sich die inneren Teile drehen, während die äußeren raumfest stehen. Wenn man den Hebel wieder loslässt, drückt die Axialkraft des Elastomerrings den vorderen Teil und somit den Hebel in die Ausgangsstellung zurück.

Ähnlich wie bei der Konstruktion in Kapitel 3.3.5, kann man über den in der Abbildung 6-51 gelb eingefärbten Verstellring den vorderen Teil auf den hinteren zustellen.

Das Drehmoment wird mit einer Polygonverbindung auf den Aufsatz übertragen, in dem man die rosa eingefärbte Nabe auf die Bohrspindel steckt. Über einen Stift wird die Drehlage des Aufsatzes relativ zur Bohrmaschine festgelegt und über eine Überwurfmutter der Aufsatz axial gesichert.

6.11.8 Teillösung Bohrer und Bohrfutter

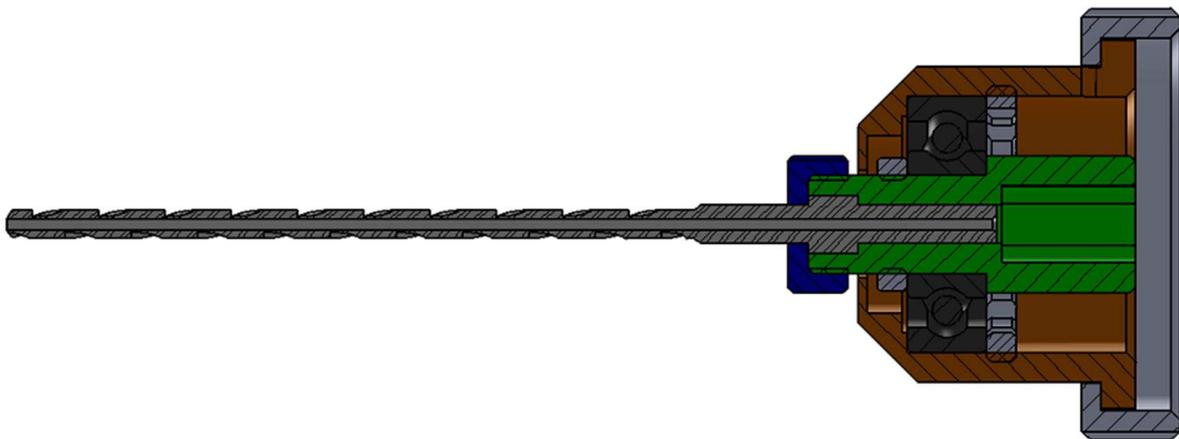


Abb. 6-52 Teillösung Bohrfutter

In der Abbildung 6-52 ist die Konstruktion des Bohrers und des Bohrfutters dargestellt. Die konstruktive Aufgabe liegt in der Aufnahme von Zugkräften (vgl. Anforderungsliste in Kapitel 6.4). Da die Zugkräfte nicht über die Polygonwellenverbindung aufgenommen werden können, sondern nur über das raumfest stehende Gehäuse, muss zwischen dem drehenden Teil des Bohrfutters und der stehenden axialen Verriegelung ein weiteres Kugellager verwendet werden.

Die Drehmomentübertragung auf den Bohrer erfolgt über einen Formschluss. Die Zentrierung des Bohrers wird über die Führungslänge gewährleistet.

Der Bohrer ist hohl ausgeführt, damit die Überbohrung von Kirschnerdrähten angewendet werden kann. Er entspricht in seinen Geometrien den nicht MRT-kompatiblen Pendants wie in der Abbildung 3-7.

6.12 Design Review

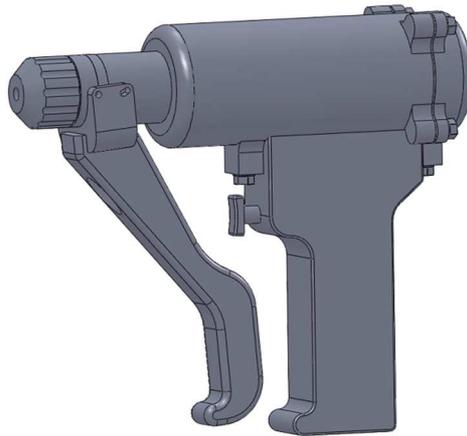


Abb. 6-53 Gesamtentwurf

Alle vorher beschriebenen Teillösungen können zu einer Gesamtlösung zusammengesetzt werden. Diese Gesamtlösung wird auf Erfüllung der in der Anforderungsliste beschriebenen Kriterien hin überprüft.

Die für die Konstruktion vorgesehenen Materialien beschränken sich auf Kunststoffe und Keramik. Somit kann von einer hervorragenden MRT-Kompatibilität ausgegangen werden. Auch die Sterilisierbarkeit durch Autoklavieren ist durch die Verwendung von Hochtemperaturkunststoffen und Keramik konstruktiv gewährleistet. Ob sich die Bauteile durch die Hitze stark verformen und dann nicht mehr funktionieren, kann erst in einem Praxistest ermittelt werden.

Mit dem gewählten Drosselprinzip sollte es gut möglich sein, die Drehzahl zu variieren. Ob die Drehzahl ausreichend feinfühlig variiert werden kann, muss mit dem Prototypen empirisch ermittelt werden.

Die Maschine ist ausgelegt, um ein ähnliches Drehmoment und ähnliche Drehzahlen wie die in Kapitel 3.1 beschriebene Maschine zu leisten. Somit sollte es möglich sein, harte und dicke Knochen des Menschen zu bohren. Ob die Flächenpressung in der Kunststoff-Spannzange ausreichen wird, um den Kirschnerdraht reibschlüssig anzutreiben, kann erst experimentell bestimmt werden.

Das Bohrfutter und der Aufsatz für Kirschnerdrähte ist aufsteckbar und verriegelbar, analog zum konventionellen Äquivalent.

Die Handhabung ist aufgrund der Pistolengriffform auch äquivalent, die gesamte Maschine ist hohl ausgeführt, damit der Kirschnerdraht durch die Maschine gesteckt werden kann.

Im Hinblick auf die Wunscherfüllung kann die Lösung ebenfalls als gut bewertet werden. Der im Untersuchungsraum befindliche Wandanschluss für Luftdruck kann genutzt werden, über die Beschaffung entsprechend langer Schläuche ist auch die Entfernung von circa zehn Meter überwindbar. Der in der Wandanschlusseinheit verwendete Schalldämpfer vermeidet eine extreme Geräusentwicklung und Luftverwirbelungen in der der Nähe des Patienten.

Der Wunsch nach einem modularen Aufbau wird hinreichend erfüllt.

6.13 Rapid Prototyping

Um die Handhabung des Geräts gut beurteilen zu können, wird in diesem Stadium ein Handhabungsmodell im Rapid Prototyping Verfahren gefertigt. Das in der Abbildung 6-54 dargestellte Modell wurde in einem speziellen Druckverfahren schichtweise aus Gipspulver aufgebaut. Da diese Gipsmodelle unbehandelt sehr berührungsempfindlich sind, wird das Modell anschliessend mit Epoxidharz getränkt und im Vakuumofen ausgehärtet.

In einer Arbeitssitzung mit den späteren Anwendern des Geräts wurde dessen Tauglichkeit anerkannt, jedoch hat der Handgriff noch eine unbequeme Form. Die in Kapitel 6.6 beschriebenen Aspekte der Ergonomie wurden nicht genug berücksichtigt.

Wie man in der Abbildung 6-54 gut erkennen kann, ist es zwar hinreichend möglich, den Gashebel zu bedienen, für die gleichzeitige Bedienung der K-Draht-Spannzange ist die Form jedoch ungenügend. Sowohl die Querschnittsform des Handgriffs wie auch die Querschnittsform des Hebels sind zu groß.

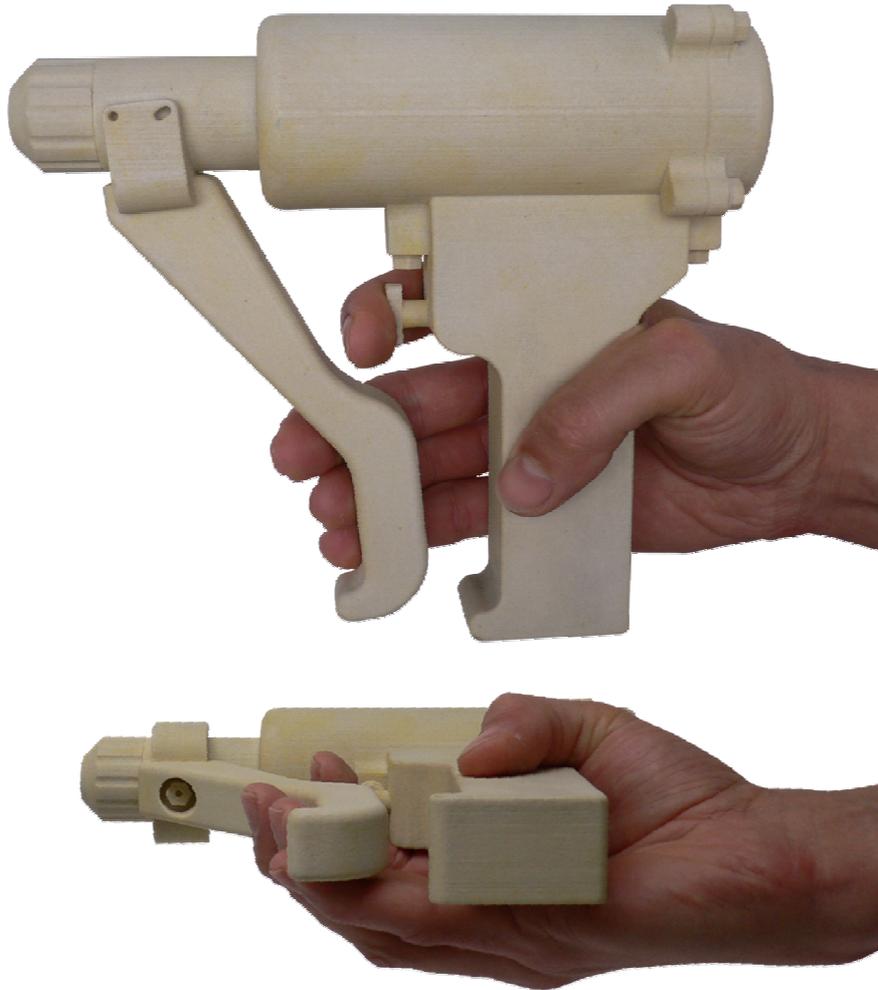


Abb. 6-54 Rapid-Prototyping-Modell

6.14 Feinausarbeitung der Konstruktion

Die wichtigsten Punkte bei der Überarbeitung der im Kapitel 6.12 beschriebenen Konstruktion ist die Kritik der Anwender bezüglich der ergonomischen Form und die Berücksichtigung der fertigungstechnischen Anforderungen.

Da es nicht möglich ist, eine konventionelle Zeichnung der Bauteile Handgriff und Hebel anzufertigen, müssen diese Teile im CAD / CAM-Verfahren gefertigt werden. Dabei muss die Übertragbarkeit der Geometriedaten in die Fräsmaschine und die Spannungsmöglichkeiten der Werkstatt bereits bei der Konstruktion der Bauteile berücksichtigt werden.

Nicht nur bei den aufwändigsten Fertigungsteilen, sondern auch bei gewöhnlichen Drehteilen, ist in dieser Projektphase die fertigungstechnische Machbarkeit im Detail in ständiger Rücksprache mit der Werkstatt zu berücksichtigen.

So werden circa 50 verschiedene Zerspanungsteile konstruktiv an die vorhandenen Werkzeuge und Fertigungsmaschinen angepasst. In der Abbildung 6-55 und im Zeichnungssatz im Anhang ist das Ergebnis der Konstruktionsphase dargestellt.



Abb. 6-55 Modellansicht der zur Fertigung freigegebener Gesamtlösung

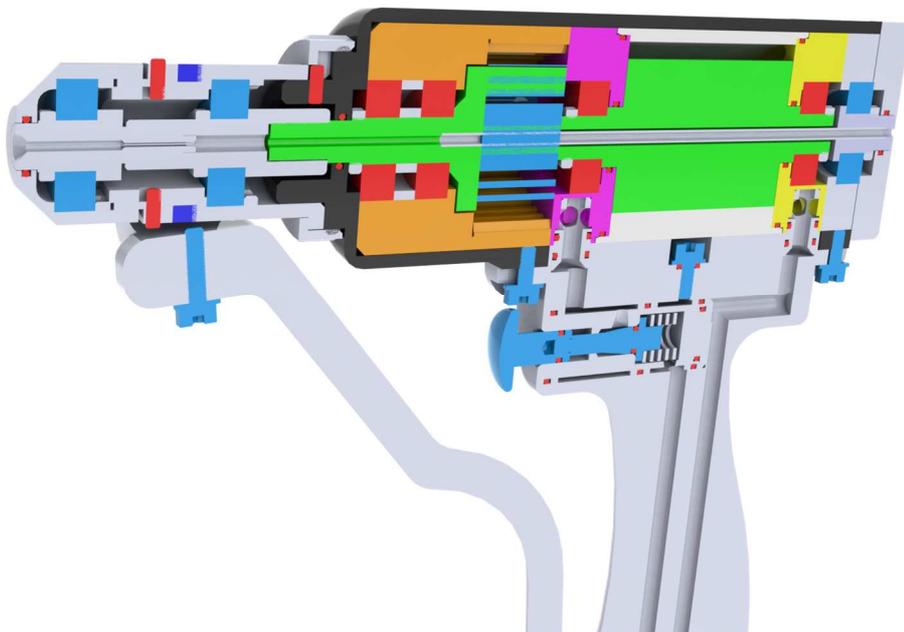


Abb. 6-56 Schnittdarstellung

7 Prototypenbau

Der Prototypenbau umfasst die Fertigung von mehr als 50 verschiedenen Einzelteilen, die Beschaffung von ca. zehn verschiedenen Kaufteilen, dann die fertigungstechnische Anpassung der Einzelteile an ihre Anschlusssteile zur Montage der Baugruppe und schließlich die Inbetriebnahme der Maschine.



Abb. 7-1 Gesamtansicht Musterbau

Zuerst wurden die Kaufteile beschafft, um bei unerwarteten maßlichen Abweichungen die Anschlusssteile noch ändern zu können, die nach Zeichnung gefertigt werden.

Eines der wichtigsten Kaufteile stellen die Vollkeramiklager dar, die bei verschiedenen Herstellern in verschiedenen Ländern angefragt wurden. Erstaunlich ist die enorme Preisspanne, die in der Größenordnung um Faktor 20 liegt. Aufgrund des begrenzten Projektbudgets konnten keine Präzisionslager aus heimischer Produktion verwendet werden, sondern es wurden Lager beschafft, die in China gefertigt wurden und für Sportgeräte wie Rollschuhe und Skateboards vermarktet werden.

Alle weiteren Kaufteile wie O-Ringe, Schläuche, Schrauben, CFK-Rohre, Federn, Schalldämpfer und Druckregler entsprachen den erwarteten Spezifikationen.

7.1 Motoreinheit

Die Zeichnungsteile wurden zunächst in der Reihenfolge der Wichtigkeit aus PEEK auf einem modernen CNC-Drehfräsautomaten gefertigt. Zuerst wurden die Motorteile gefertigt, also Welle, Hülse, Lamellen, die beiden Lagerdeckel und die Vorschaubringe.

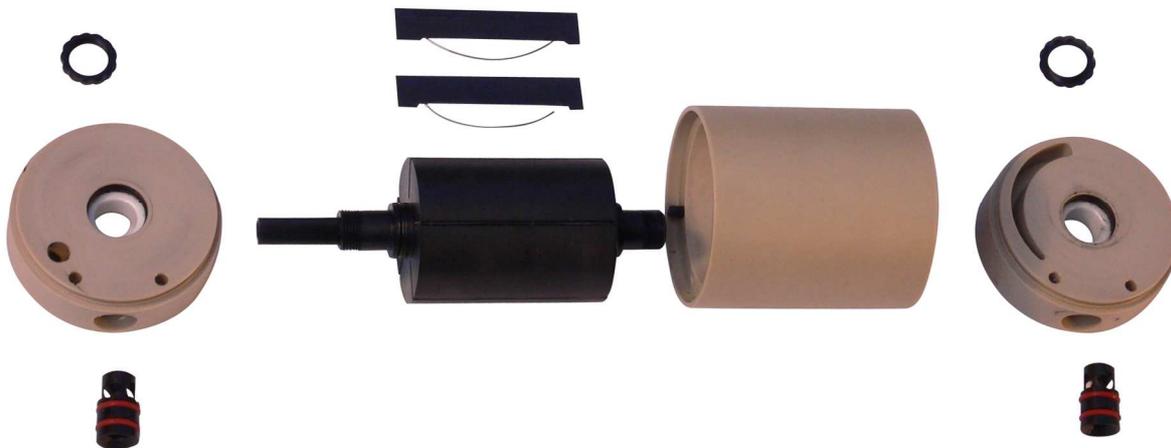


Abb. 7-2 Musterbau des Lamellenmotors

Die Inbetriebnahme des Lamellenmotors war nicht trivial. Aufgrund der großen Toleranzen klemmten die Lamellen in den Schlitzen und die Motorwelle in der Motorhülse. Im Ergebnis wurde in Handarbeit jedes Teil an seine Anschlusssteile individuell angepasst. Dabei spielen Spaltmaße eine große Rolle. Durch zu große Spaltmaße entstehen Leckströmungen, die den Wirkungsgrad drastisch verringern. Stirnseitige Spalte von zum Beispiel 0,3 mm führen dazu, dass die Luft vom Einlass zum Auslass strömen kann, bei völligem Stillstand des Motors.

Bei der Fertigung der Lamellen stellte sich die geringe Dicke der Lamellen als problematisch heraus. Wahrscheinlich aufgrund von inneren Spannungen in den Halbzeugen und den bei der zerspannenden Fertigung auftretenden Kräften und Temperaturen war es nicht möglich Lamellen aus PEEK mit genügender Planparallelität zu fertigen.

Über einen Materialwechsel auf CFK ließ sich das Problem lösen, es werden also die Lamellen aus anderem Material beschafft.

Nachdem sich die Motorwelle einwandfrei im Gehäuse drehen kann, werden die Lamellen eingesetzt. Es ergibt sich jedoch kein Startmoment, wenn Druckluft in die Einlassöffnung gepresst wird, im Gegensatz zu dem Motor in Kapitel 3.1.

Als nächstes wird versucht, die in den Schlitz klemmenden Lamellen durch Blattfedern aus Titandraht herauszudrücken. Dies funktioniert nach vielen Stunden des Versuchs hinreichend zuverlässig.

Nachdem der Motor mit aus Titandrähten hergestellten Blattfedern zuverlässig läuft, werden O-Ringe als nichtmetallische Federn verwendet. Dabei fällt die starke Dämpfung des Elastomermaterials auf. Nachdem sich der Motor wenige Sekunden gedreht hat, fällt die Drehzahl schnell bis auf Null ab. Wahrscheinlich ist es nicht möglich, bei derartig hohen Frequenzen ein Elastomermaterial als Feder zu verwenden, da die Viskoelastizität des Materials verhindert, dass genügend Federkraft aufgebaut wird.

Von dem Wunsch, die gesamte Maschine metallfrei zu realisieren, wird daher zunächst Abstand genommen. Wenn sich in der Erprobung herausstellt, dass die metallischen Federn die Bildgebung stören, kann auf eine der in der Abbildung 6-13 dargestellten nichtmetallischen Federungen zurückgegriffen werden.

Die kreisförmige Geometrie der Einströmöffnung stellte sich als nicht ideal dar. Ein Großteil der Einströmöffnung liegt gegenüber der Stirnseite der Motorwelle. Eventuell führt dies zu dem relativ geringen Startmoment. Sie wurde mit Epoxydharz aufgefüllt und in Sichelform neu gearbeitet. Die Motorhülse wurde an der Stelle des Lufteinlasses mit einer kegeligen Fase versehen, um eine Art Düseneffekt zu erzielen.

Der größte Teil der bei berührenden Dichtungen entstehenden Wärme wird durch die Welle abgeleitet [Tie03]. Die Wärmeleitfähigkeit von PEEK liegt bei $\lambda_{\text{PEEK}} = 0,2 \text{ W / mK}$. Verglichen mit der Wärmeleitfähigkeit von Stahl $\lambda_{\text{Stahl}} = 50 \text{ W / mK}$ leitet eine Kunststoffwelle 250-mal schlechter die entstehende Reibungswärme ab, als eine Welle aus Stahl [Vic10], [Dub10].

Neben der mechanischen Verlustleistung durch das Reibmoment schleifender Dichtungen darf die Verpressung der O-Ringe auch nicht so groß sein, dass zuviel Wärme an dieser Stelle entsteht. Bei der Inbetriebnahme sind die Laufflächen der Dichtungen so lange im Durchmesser verringert worden, bis sie noch dichten, aber wenig Reibung erzeugen.

Vor der Anpassung war einmal während kurzzeitigem Betrieb Rauch durch das Verbrennen des O-Rings entstanden. Nach dieser Anpassung ist zumindest ein intermittierender Betrieb möglich. Wenn man den Motor zu lange laufen lässt, ist die Wahrscheinlichkeit sehr hoch, dass entweder die Dichtung, die Welle oder beides durch übermäßige Hitze Schaden nimmt.

In der Literatur wird vielfältig der Einfluss von Schmierstoffen auf die Motorleistung und den Reibverschleiss beschrieben, es wird eine Leistungssteigerung bis zu 20 Prozent bei geeigneter Schmierung beschrieben [Dep08]. Dies erscheint sinnvoll, da die an die Innenwand der Motorhülse gepressten Lamellen reiben und verschleissen. Ein signifikanter Leistungsgewinn konnte durch Schmierung jedoch empirisch nicht bestätigt werden.

7.2 Getriebe



Abb. 7-3 Musterbau des Planetengetriebes

Im Anschluss daran wurden die Zahnräder gefertigt. Das Sonnenrad und die Planetenräder werden auf CNC-Drehfräsautomaten mit Modulfräsern gefertigt. Die Innenverzahnung wird über so genanntes Wälzstoßen realisiert. Die prinzipielle Kinematik des Wälzstoßens ist in der Abbildung 7-4 dargestellt. Die Anordnung von Werkzeug und Werkstück entspricht dabei der Radpaarung eines Stirnradgetriebes. Das zahnradförmige Werkzeug führt Hubbewegungen aus, wobei nur bei der Bewegung nach unten zerspant wird. Nach dem Schnitt hebt das Werkzeug ab und führt den Rückhub aus. Nach einer Zustellbewegung und Drehbewegung von Werkzeug und Werkstück wird ein erneuter Arbeitshub ausgeführt. Dies wird so lange wiederholt, bis das Zahnrad voll ausgeschnitten ist.

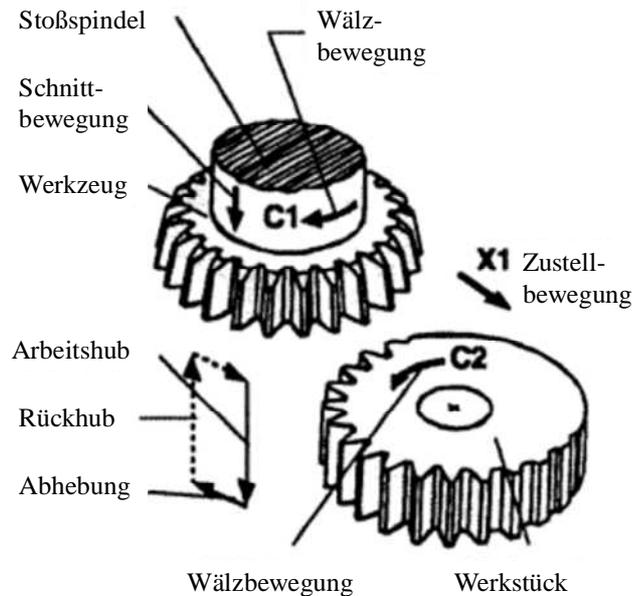


Abb. 7-4 Kinematik des Wälzstoßens, nach [Fel08]

Bei der nun folgenden Montage der Zahnräder fällt auf, dass die Planeten nicht wie geplant mit gleichmäßiger Teilung von $3 \times 120^\circ$ angeordnet werden können, das Getriebe war nicht montierbar, weil das Lochbild für die Zapfen im Planetenträger nicht der montierbaren Anordnung der Planeten entspricht.

In [Loh09] wird die Lösung für dieses Problem aufgezeigt:

Um bei der Montage eines Planetengetriebes sämtliche Planetenräder auch einbauen zu können, sind bestimmte Montierbarkeitskriterien zu erfüllen. Mit der Montage des ersten Planetenrads wird die Lage der Zähne und Lücken des Sonnenrads und des Hohlrads relativ zueinander fixiert. Das zweite Planetenrad lässt sich nur montieren, wenn seinen Zähnen Lücken an den Zentralrädern gegenüberstehen. Das ist im allgemeinen Fall nur unter Einhaltung bestimmter Winkelbedingungen möglich, die geometrischen Zusammenhänge lassen sich anhand der Abbildung 7-5 erklären.

Die Stellung nach der Montage des ersten Planetenrads ist mit S_0 bezeichnet. Von hier aus wird das Sonnenrad bei festgehaltenem Hohlrad um die Anzahl a Teilungen im Uhrzeigersinn gedreht.

Der Steg dreht sich dabei um den Winkel δ_1 und nimmt die Stellung S_1 ein. Jetzt wird das Hohlrad bei festgehaltenem Sonnenrad um die Anzahl b Teilungen im Gegenuhrzeigersinn zurückgedreht. Der Steg kommt in die Stellung S_2 , mit dem Winkel $\delta = \delta_1 - \delta_2$, zu liegen.

In dieser Stellung läßt sich ein zweites Planetenrad montieren, da das Sonnenrad und das Hohlrad immer nur um ganze Teilungen gedreht wurden und sich somit Zähne und Zahn-
lücken wie in der Ausgangsstellung gegenüberstehen. Aus der Drehzahl-Grundgleichung be-
rechnet sich der Winkel δ zu

$$\delta = \delta_1 - \delta_2 = \frac{360^\circ}{z_S - z_H} (a - b) \quad (7-1)$$

Da a und b ganze Zahlen sind, ergibt sich daraus eine Zahlenreihe für δ .

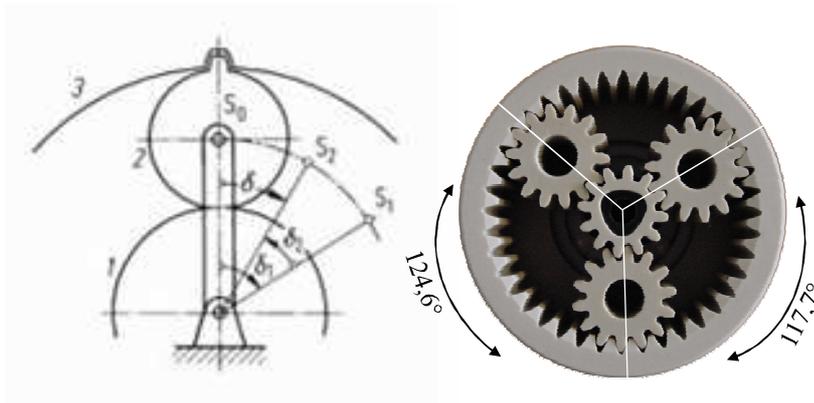


Abb. 7-5 Montierbarkeitsbedingungen für Planetengetriebe, nach [Loh09]

Wenn man in (7-1) die gefertigten Zähnezahlen einsetzt, erhält man als eine mögliche Lösung die in der Abbildung 7-5 dargestellte Position. Es sind noch drei andere Stellungen möglich, allerdings ist diese Stellung diejenige mit der geringsten Unwucht, der Massenschwerpunkt liegt so nah an der Drehachse der Sonne wie möglich.

Das Bohrbild des Planetenträgers wird entsprechend der Montierbarkeitsbedingung gefertigt. Dies ermöglicht das Inbetriebnehmen des Getriebes, beim Drehen des Sonnenrads kämmen alle Planetenräder gleichförmig im Hohlrad.

Nachdem Motor und Getriebe als separate Baugruppen einwandfrei funktionieren, wurden sie zusammengesteckt. Dabei fiel auf, dass die Planetenräder und besonders das Sonnenrad durch ihre übermäßige Länge an den Stirnseiten Reibung erzeugen. Durch die Anwendung von Tuschierpaste und dem inkrementellen Kürzen der Zahnräder wurde ermöglicht, dass auch beide Baugruppen zusammen funktionieren.

7.3 Antriebseinheit

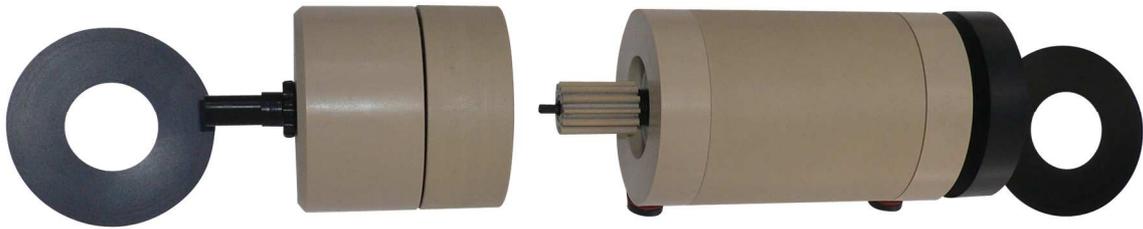


Abb. 7-6 Musterbau der Antriebseinheit

Die Antriebseinheit, bestehend aus Motor, Getriebe und dem für die rückseitige Führung verwendeten Carbonrohr wird zusammengesteckt und mit Schraubzwingen provisorisch axial verspannt. Zunächst ist unklar, ob eine tangentiale Festlegung des Hohlrads ausreichend sicher über einen Reibschluss realisiert werden kann. Als Ausweidlösung war ein Verstimfen der Bauteile miteinander gedacht. Da es aber in dem provisorischen Aufbau an dieser Stelle zu keinem Problem kam, wird davon abgesehen und der Reibschluss als zuverlässig betrachtet.

7.4 Drosselventil



Abb. 7-7 Musterbau des Drosselventils

Die Einzelteile der Baugruppe Drosselventil wurden gemäß der Fertigungszeichnungen auf CNC-Drehfräsautomaten gefertigt. Aufgrund der relativ einfachen Geometrien traten wenig fertigungstechnische Schwierigkeiten auf. Bei der Montage der Baugruppe waren jedoch bei Verschieben des Ventilkolbens starke Stick-Slip-Effekte zu beobachten.

Da für eine feinfühliges Dosierung des Luftstroms diese ruckartigen Bewegungen unerwünscht sind, wurden die Kolbenteile von Hand poliert und mit PTFE-haltigem Schmiermittel versehen. Nun kann der Ventilkolben mit dem Finger verschoben werden, und der Luftstrom stellt sich proportional zur Kolbenstellung ein.

7.5 Gehäuse

Die Gehäuseteile sind die am aufwändigsten zu fertigenden Bauteile. Bei der CAD / CAM-Fertigung wird mithilfe der Oberflächengeometrien von Rohteil, Aufspannvorrichtung und Werkzeug der Prozess zum Fertigteil in einer virtuellen Umgebung simuliert. Als Ergebnis dieser Simulation entstehen die Verfahrenswege und Koordinaten für eine Mehrachsfräse, die dann mit einem Kugelfräser das Teil erzeugt. In der Abbildung 7-8 ist diese virtuelle Umgebung dargestellt.

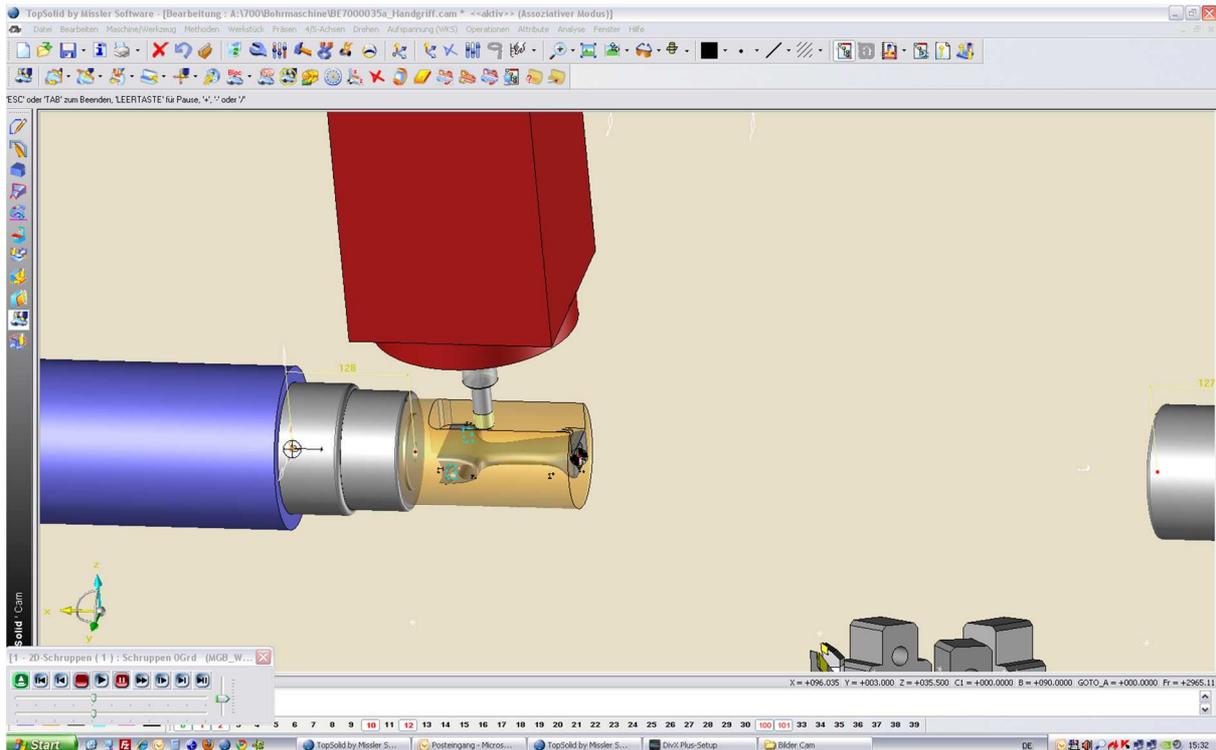


Abb. 7-8 CAD / CAM-Fertigung des Handgriffs

Konstruktiv bedingt addieren sich die Längtoleranzen aller aufeinandergestapelter Teile in der „Topf-Deckel“-Konstruktion. Die Abbildung 7-6 verdeutlicht diese Toleranzaddition. Um die notwendige Lagefixierung dennoch zu erreichen, werden eigens angefertigte Passscheiben verwendet. Mithilfe dieser Scheiben können die Dickentoleranzen ausgeglichen und mit den Deckelschrauben alle Teile axial verspannt werden.

Die langen, als Luftleitung verwendeten Bohrungen konnten nicht auf dem CNC-Automaten gefertigt werden. Auf dem Automaten wurden nur die ersten 20 mm der Bohrung gefertigt, die Fertigstellung erfolgte dann auf einer konventionellen Ständerbohrmaschine mit den in Kapitel 6.11.6 beschriebenen konventionellen Tieflochbohrern.



Abb. 7-9 Gehäuseteile und Handgriff

7.6 Schlaucheinheit

Die Schlaucheinheit wurde im Wesentlichen so gefertigt, wie es die Konstruktion vorsieht. Aufgrund der großen Länge von zehn Metern war die konzentrische Montage der Schläuche schwierig, da Silikongummi sehr klebrig ist und sich der innere Schlauch im äußeren schwer verschieben lässt. Die Montage gelang letztendlich frei hängend im Treppenhaus unter Zuhilfenahme von Wasser als Schmiermittel.

Die druckdichte Verbindung des inneren Schlauchs zu der Steckverbindung konnte, wie in Kapitel 6.11.4 dargestellt, gelöst werden, die äußere Verbindung jedoch nicht. Wenn man den äußeren Schlauch wie in der Konstruktion quetscht, verursacht die entstehende Querschnittsverringerung einen starken Drosseleffekt und mindert somit die Leistung der Maschine erheblich. Als einfache Ausweichlösung wurde die Verbindung mittels Überstülpen des Schlauchs über die Überwurfmutter realisiert. Der äußere Schlauch wird leicht gedehnt über die Mutter geschoben. Da in dem rückführenden Schlauch ein sehr geringer Druck herrscht, funktioniert diese Ausweichlösung hinreichend zuverlässig.

Die Schlaucheinheit ist bis acht bar getestet, bei höheren Drücken platzt entweder der Schlauch oder die Quetschverbindung versagt.



Abb. 7-10 Schlaucheinheit

7.7 Wandanschlusseinheit

Für die Fertigung der Wandanschlusseinheit wurde, wie in der Konstruktion vorgesehen, ein Druckminderer, ein Schalldämpfer, ein Absperrhahn, der in Kapitel 6.10 beschriebene Druckluftstecker nach DIN13260 und ein Druckluftstecker nach DIN ISO 4414 beschafft. Letzt genannter Stecker dient zum Anschluss an Druckluftnetze, wie sie am Fachgebiet Mikrotechnik und in mechanischen Werkstätten vorhanden sind.

Das Adapterteil zum Anschluss der Steckereinheit, des Schalldämpfers und des Druckminderers verfügt über zwei zöllige Außengewinde. Diese Gewinde wurden durch das Wirbelverfahren hergestellt.

Das Gewindewirbeln wird mit einem einzahnigen Werkzeug, ähnlich einem Drehstahl, durchgeführt. Dabei rotiert der Einzahn um seine Achse, während er eine helixförmige Bewegung um das Werkstück ausführt. Gleichzeitig wird in Richtung der Rotationsachse des Gewindes zugestellt. Dieses Verfahren ermöglicht das Fräsen von vielen verschiedenen Gewinden, ohne dass sich das Werkstück dreht und unter Zuhilfenahme eines sehr einfachen Werkzeugs. Allerdings ist dafür eine numerisch gesteuerte Fräsmaschine notwendig.

Bei der Montage wurde PTFE-Dichtband, eine 0,02 mm dünne Folie aus PTFE, verwendet. Dieses Material fließt viskoelastisch in den Spalt zwischen Innen- und Außengewinde und führt zu einer gasdichten Verschraubung.



Abb. 7-11 Wandanschluss

7.8 K-Drahtspannzange

Alle Einzelteile wurden auf einem CNC-Dreh-Fräsmaschinen hergestellt. Die für die Erzeugung der Rückstellkraft notwendige Elastomerfeder wurde mittels Wasserstrahlschneiden hergestellt.



Abb. 7-12 Musterbau K-Drahtspannzange

Beim Wasserstrahlschneiden wird mit einer Hochdruck-Kolbenpumpe ein Wasserdruck von ca. 200 bar erzeugt und über Druckübersetzer mit einem Übersetzungsfaktor von 1:20 auf der Ausgangseite ein Wasserdruck von ca. 4.000 bar erzeugt.

Das Wasser wird über entsprechende Leitungen zum Schneidkopf geführt. Durch Querschnittsverengung wird die Geschwindigkeit des Wassers vervielfacht. Üblicherweise wird der Schneidkopf über einen X-Y-Koordinatentisch mit numerischer Steuerung betrieben. Das Schaubild 7-13 verdeutlicht das Verfahren.

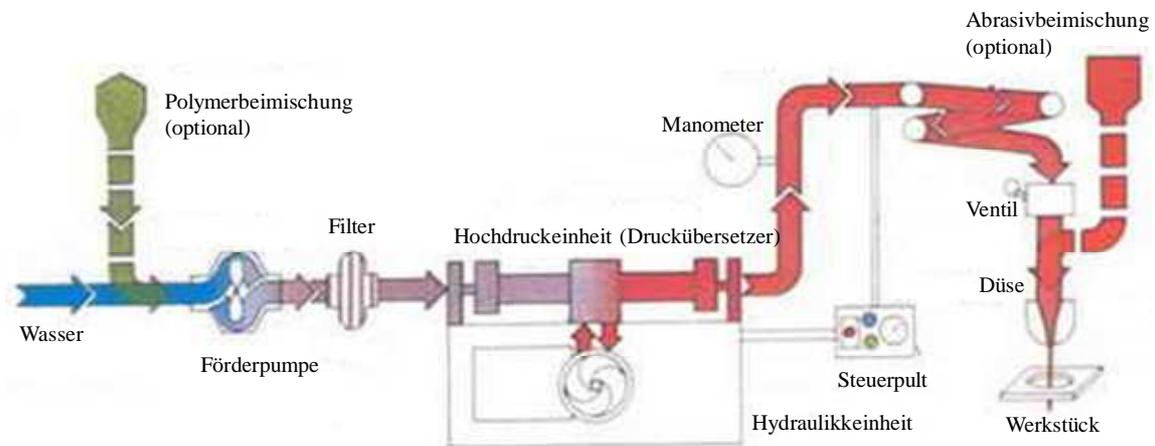


Abb. 7-13 Wasserstrahl-schneiden , nach [Was11]

Je nach zu schneidendem Material wird entweder reines Wasser verwendet oder es wird ein geeignetes Schleifmittel hinzugemischt. Es gibt auch ein patentiertes Verfahren, bei dem über ein beigemischtetes Polymer aus dem Wasser ein Gel erzeugt wird, wodurch die Schneidqualität verbessert wird.

Im Schneidkopf verrichtet eine Düse aus Rubin oder Diamant die Einschnürung des Wasserstrahls. Übliche Durchmesser der Düsenlöcher bei reinem Wasser betragen um 0,5 mm. Bei der zusätzlichen Verwendung von Schleifmittel liegt der Düsen-Durchmesser um 1,2 mm [Was11].

Mit diesem Verfahren können nun nahezu beliebige Materialien geschnitten werden. Die Vorteile sind geringe Materialverformung, keine Schneidwärme und konstante Schneidqualität. Als Nachteile sind der relativ hohe Energieaufwand und die teilweise geringe Schneidgeschwindigkeit zu nennen [Was11].

Nachdem die Teile für den Spannaufsatz gefertigt und gemäß der Konstruktion montiert wurden, ist bei der Inbetriebnahme aufgefallen, dass durch Zug an dem Hebel nur wenig Axialkraft entsteht und die Spannwirkung nur mäßig ist.

Wie in Kapitel 6.11.7 beschrieben, entsteht die Axialkraft zum Spannen der Kirschnerdrähte über die Zwangsführung des in der Abbildung 6-51 rot dargestellten Stifts 2 in seiner gefrästen Führungsbahn.

In der Abbildung 7-14 ist das Kräftegleichgewicht beim Betrieb dargestellt. Die Kraft, die der Benutzer am Hebel aufbringt, wird als F_{Hand} bezeichnet. Der Anteil der F_{Hand} , der senkrecht auf dem Hebelarm zum Drehpunkt 0 steht, wird als F_1 bezeichnet und berechnet sich zu:

$$F_1 = F_{\text{Hand}} \cdot \cos \beta \quad (7-2)$$

Über das Momentengleichgewicht um den Drehpunkt 0 ergibt sich:

$$F_1 \cdot a + F_2 \cdot b = 0 \quad (7-3)$$

Mit F_2 als Kontaktkraft des Stifts in seiner Nut und b als seinem Hebelarm bezüglich des Drehpunkts. Über die Steigung α der Nut ergibt sich die Axialkraft der Spannange zu

$$F_{\text{Axial}} = \frac{F_2}{\cos \alpha} \quad (7-4)$$

Mit (7-2) und (7-3) in (7-4) ergibt sich

$$F_{\text{Axial}} = -F_{\text{Hand}} \cdot \frac{\cos \beta}{\cos \alpha} \cdot \frac{a}{b} \quad (7-5)$$

Mit $F_{\text{Hand}} = 10 \text{ N}$, $a = 150 \text{ mm}$ und $b = 8 \text{ mm}$ sowie $\alpha = 45^\circ$ und $\beta = 35^\circ$ ergibt sich eine Axialkraft von $F_{\text{Axial}} = 217 \text{ N}$.

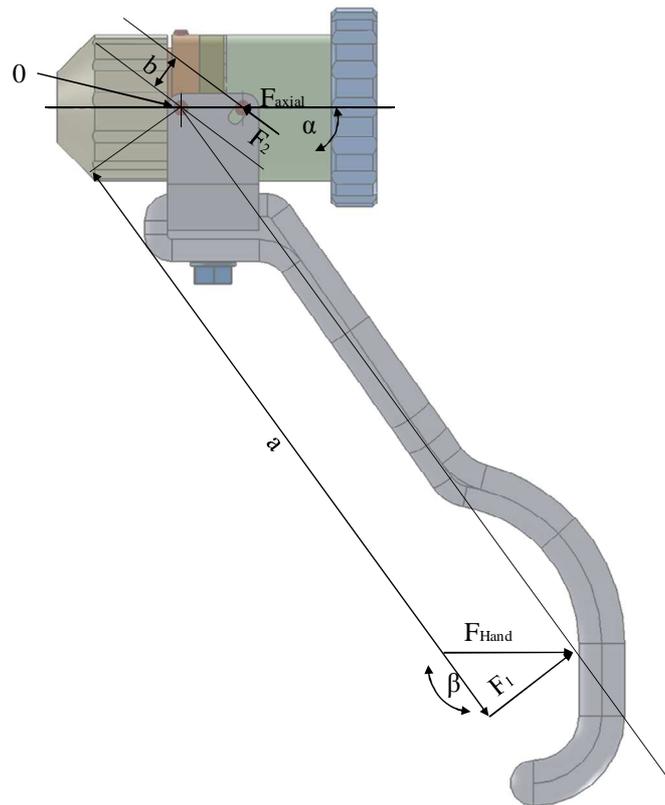


Abb. 7-14 Kräftegleichgewicht K-Drahtspannzange

Bei den ersten Versuchen wurde festgestellt, dass der Draht bei höheren Drehmomenten in der Spannzange durchdreht.

Mit einer Minimierung des Winkels α wird die Axialkraft auf die Spannzange bei gleicher Benutzerkraft steigen und mehr Drehmoment auf den Draht übertragen.

Daraufhin wurde die gefräste Bahn mit Epoxydkleber gefüllt, und die Bahn wurde mit einer geänderten Steigung von $\alpha = 18^\circ$ und $b = 4 \text{ mm}$ neu gefräst. Mit der geänderten Geometrie ergibt sich eine Axialkraft von $F_{\text{Axial}} = 323 \text{ N}$, womit nun eine sichere Klemmung gewährleistet ist.

Die zur Kraftumlenkung verwendeten Stifte verformen sich bei Belastung jedoch erheblich, so dass die Grenzen der Materialbelastbarkeit nun erreicht sind. Eine robustere Ausführung dieser Komponenten sollte bei einer Neufertigung berücksichtigt werden. Für die weiteren Versuche wird es reichen, stark genug am Hebel zu ziehen, um den Draht zu klemmen, jedoch nicht zu stark, um die Baugruppe nicht zu zerstören.

7.9 Bohrer

Die in Kapitel 6.11.8 beschriebene Konstruktion wurde fertigungstechnisch nicht so umgesetzt.

Nach Aussage der Mitarbeiter der Arbeitsgruppe „Instrumententwicklung für offene MRT“ an der Charité Universitätsmedizin Berlin besteht die Möglichkeit der Weiterverwendung eines Titanbohrers, der als Zubehör der in Kapitel 3.4.1 beschriebenen Maschine kommerziell erhältlich ist.

In Kapitel 6.11.8 ist der Entwurf eines hohlen Spiralbohrers dargestellt. Es gibt nur wenige Betriebe in Europa, die sich auf die Fertigung solcher Werkzeuge spezialisiert haben, die Fertigung ist relativ kostenintensiv. Von der Firma Sphinx Werkzeuge AG in der Schweiz wurde die Fertigung bei Abnahme von drei Stück für 1.000 EUR angeboten.

Die mit der Weiterverwendung des vorhandenen Bohrers verbundene Kosteneinsparung ist natürlich willkommen, zumal der Erkenntnisgewinn darin bestünde, einen Draht mit einem Titanbohrer zu überbohren. Die Firma Sphinx Werkzeuge AG hat drei Muster von Bohrern aus Edelstahl zur Verfügung gestellt, diese können ersatzweise außerhalb des MRT verwendet werden.

Das in Kapitel 6.11.8 dargestellte Bohrfutter, welches durch seine Verriegelung große Zugkräfte aufnehmen kann, ist auch fertigungstechnisch nicht so umgesetzt worden.

Da die Zugkräfte auf den Bohrer unter 20 N geschätzt werden, wird in dem Prototyp eine Übergangspassung in der Polygonwellenverbindung verwendet. Diese kann fertigungstechnisch so realisiert werden, dass sie mit Körperkraft aufgesteckt und getrennt werden kann. Im Einsatzfall kann sie jedoch auch geringe Zugkräfte aufnehmen, so dass sich die Verbindung nicht aus Versehen löst, wenn der Bohrer zurückgezogen werden muss, weil er zum Beispiel feststeckt.



Abb. 7-15 Musterbau Bohrer

8 Experimentelle Untersuchungen

Nach der erfolgreichen Inbetriebnahme soll nun die Leistungsabgabe der Maschine gemessen sowie über das Bohren in künstlichem Knochen und Rinderknochen die Handhabbarkeit praxisnah untersucht werden. Die Versuche umfassen weiterhin die Materialkompatibilität mit dem Autoklavieren, die Artefaktbildung im MRT und die Röntgentransparenz. Abgeschlossen wird die Versuchsreihe in einem präklinischen Test im offenen MRT an der Charité Universitätsmedizin Berlin an postmortalen Probanden.

8.1 Leistungsmessung

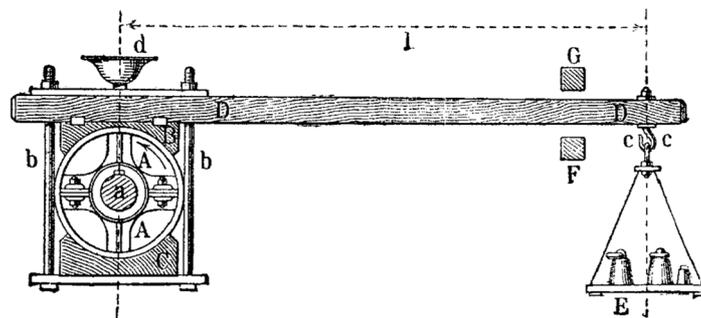


Abb. 8-1 Aufbau eines Bremsdynamometers nach de Prony

Eine der ersten Vorrichtungen zur Messung des Drehmoments sich drehender Wellen wurde 1821 vom französischen Ingenieur Gaspard de Prony veröffentlicht. Sie dient der Drehmomentmessung von Antriebsmaschinen und wird Prony'scher Zaum oder Bremsdynamometer genannt.

Zwei Bremsbacken, in der Abbildung 8-1 B und C genannt, werden auf eine sich drehende Welle A mittels zwei Schrauben b gedrückt. Die Bremsbacken sind auf einem Waagebalken D montiert. Über diese Rutschkupplung, deren Reibmoment über die Schrauben einstellbar ist, wird die Abtriebswelle des zu messenden Antriebs abgebremst.

Der an der Rutschkupplung angebracht Waagebalken, wird über Gewichte E in der Schwebeloch gehalten. Wenn man die Schrauben weiter anzieht, also mehr Reibmoment erzeugt, muss man danach durch Auflegen weiterer Gewichte den Balken wieder in die Schwebeloch bringen.

Die Gewichtskraft von E mal dem Hebelarm l ergibt dann das Drehmoment, das der Antrieb bei dieser Drehzahl erzeugen kann.

Der Vorteil dieses Aufbaus gegenüber dem gestellfesten Montieren einer Bremse ist, dass der Reibwert zwischen der Bremsbacke und Bremsscheibe nicht bekannt sein muss. Der Nachteil ist jedoch, dass der Waagebalken bei der Messung zwischen den Anschlägen G und F hin- und herschwingt.

8.1.1 Versuchsaufbau

Für die Vermessung der Bohrmaschine konnte ein am Fachgebiet Mikrotechnik vorhandener Prony'scher Zaun verwendet werden.

Zur Erzeugung des Reibmoments wird eine Fahrradscheibenbremse verwendet. Diese ist an den Waagebalken geschraubt, dessen Ende auf einen Kraftsensor drückt. Um das Gewicht der Bremseinrichtung auszugleichen, wird über dem Kraftsensor ein Ausgleichsgewicht angebracht.

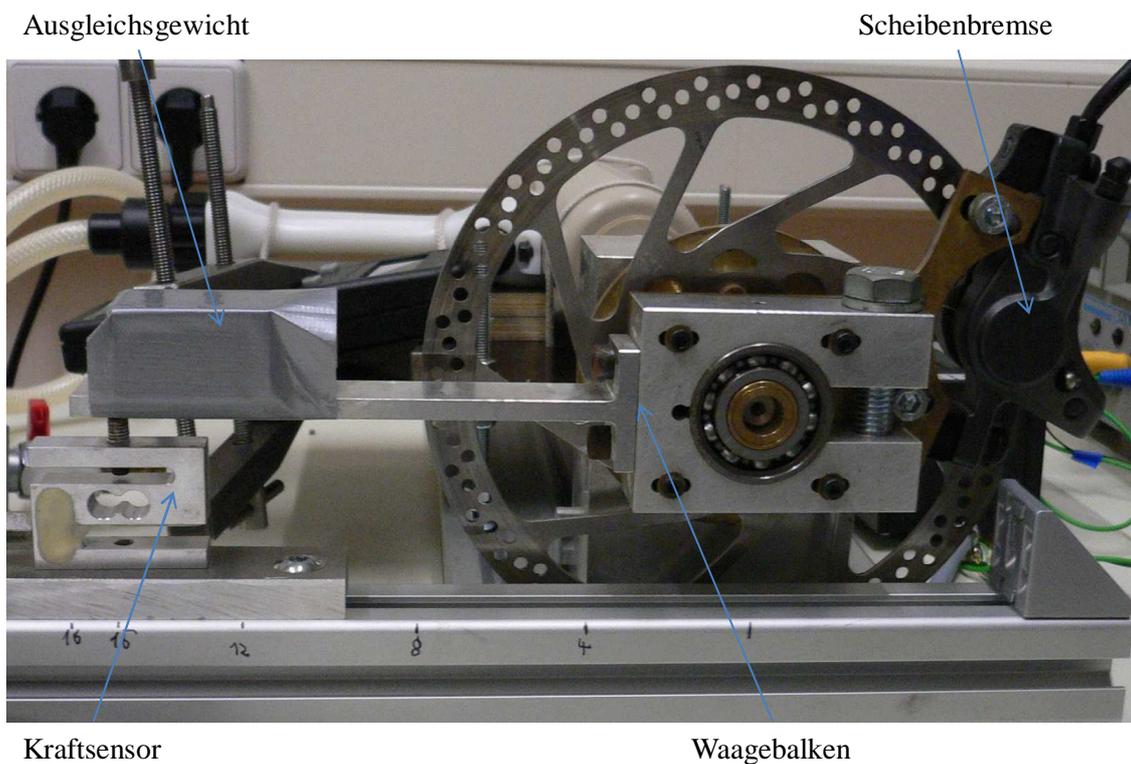


Abb. 8-2 Seitenansicht des Leistungsprüfstands

Der Kraftsensor ist ein Frästeil aus Aluminium mit einem aufgeklebten Dehnungsmessstreifen. Bei Krafteinwirkung dehnt sich das Material an dieser Stelle, diese Dehnung wird von dem Dehnungsmessstreifen in eine Widerstandsänderung gewandelt. Über einen Messverstärker, der von einem Labornetzteil gespeist wird, kann mit einem Computer die Kraft aufgezeichnet und dargestellt werden.

Dieser Aufbau neigt zum Schwingen, daher ist das genaue Ablesen eines Werts für das Drehmoment schwierig, es wird über einen längeren Zeitraum gemessen und dann rechnerisch gemittelt.

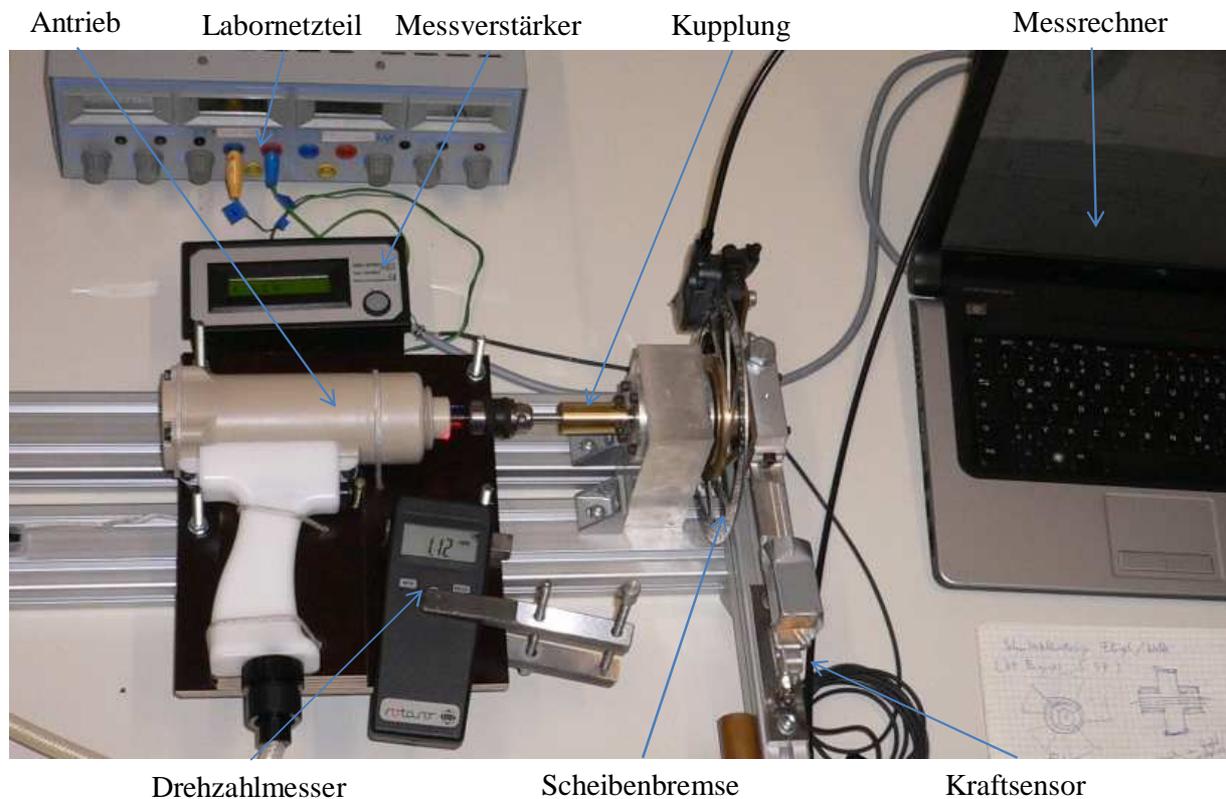


Abb. 8-3 Draufsicht auf den Leistungsprüfstand

Die Drehzahl wird optisch über einen auf der Messwelle aufgeklebten Reflexstreifen registriert. Die vom Messgerät auf die Messwelle gesandte konstante Lichtstrahlung einer Infrarot-Diode wird diskontinuierlich reflektiert und erzeugt mit einem photoempfindlichen Transistor ein diskontinuierliches Spannungssignal. Mithilfe verschiedener elektronischer Filter wird das Signal von Störeinflüssen befreit, und der übrig bleibende periodische Anteil des registrierten Signals entspricht der Drehzahl der Messwelle. Diese wird im Sekundentakt auf dem Display angezeigt.

Der Luftdruck wird über einen Druckregler (siehe Kapitel 7.7) geregelt, das Drosselventil an der Maschine ist voll geöffnet.

8.1.2 Versuchsdurchführung

Der Luftdruck wird auf 6 bar eingestellt. Über das Öffnen eines Absperrhahns wird der Motor gestartet und bis zur Leerlaufdrehzahl hochgefahren, ohne die Bremse zu betätigen.

Dieser Zustand ergibt den ersten Punkt der Drehzahl- / Drehmoment-Kurve.

Für die weiteren Punkte wird der Motor nach Erreichen der Leerlaufdrehzahl mithilfe der Bremse auf eine vorher festgelegte Lastdrehzahl abgebremst. Aufgrund starker Schwingungen des Versuchsaufbaus startet die Protokollierung erst nachdem sich das System eingeschwungen hat.

Für zehn verschiedene Drehzahlen wird das Drehmoment aufgezeichnet. Für jede eingestellte Drehzahl ergibt sich eine Messkurve wie sie in der Abbildung 8-4 dargestellt ist.

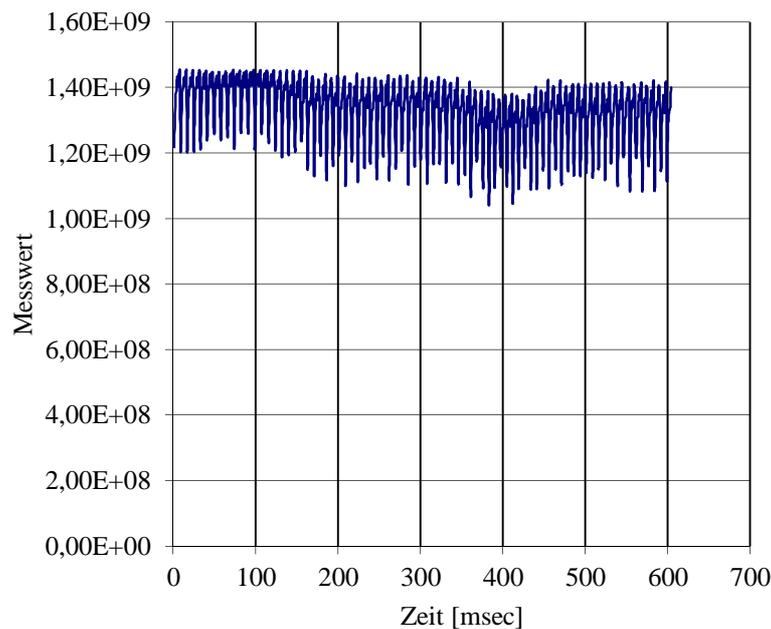


Abb. 8-4 Signalverlauf bei konstanter Drehzahl

Die Messung wird für die MRT-kompatible Bohrmaschine durchgeführt sowie für die Maschine aus Kapitel 3.1, um die Leistungsabgaben beider Maschinen vergleichen zu können.

8.1.3 Versuchsauswertung

Aus jeder Messkurve wird ein Mittelwert errechnet, dieser bildet mit der während der Messung notierten Drehzahl das Datenpaar. Über den Hebelarm des Sensors wird das Drehmoment bestimmt. In der Abbildung 8-5 ist der Verlauf des Drehmoments über der Drehzahl für die zwei Maschinen dargestellt. Die konventionelle Bohrmaschine aus Kapitel 3.1 ist rot dargestellt, die MRT-kompatible Bohrmaschine blau.

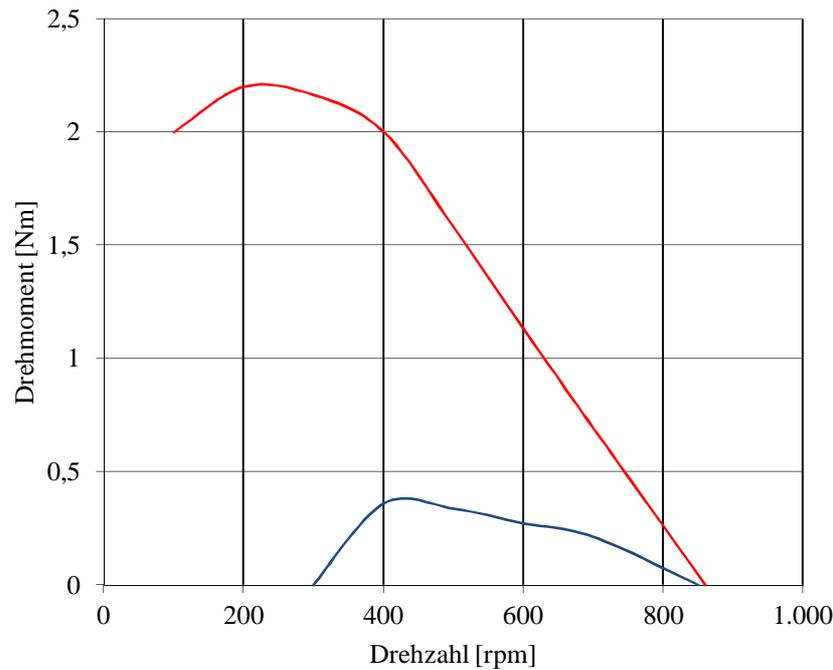


Abb. 8-5 Drehmomentkurven der MRT-kompatiblen (blau) und der Maschine aus Kapitel 3.1 (rot)

Bei dem Vergleich der beiden Drehmomentkurven fällt sofort der große Unterschied auf. Die MRT-kompatible Bohrmaschine liefert durchschnittlich 24 Prozent des Drehmoments der konventionellen Bohrmaschine. Aufgrund der bei der Inbetriebnahme des Motors schon aufgefallenen Schwächen beim Starten des Motors ist dieses Messergebnis nicht unerwartet.

Die Leistungsabgabe beider Maschinen ist in der Abbildung 8-6 dargestellt.

Positiv fällt die gute Übereinstimmung der Leerlaufdrehzahl auf. Das bedeutet, dass die Auslegung und Dimensionierung des Motors prinzipiell geeignet ist. Ein Grund für das geringe Drehmoment ist die größere Oberflächenrauigkeit und die größeren Form- und Lagetoleranzen der Motorteile. Somit ist die Fertigungsgüte das limitierende Kriterium.

Es besteht zudem die Vermutung, dass die konventionelle Bohrmaschine aus Kapitel 3.1 in ihrer Leistungsabgabe überdimensioniert ist. Aufgrund der hohen Leistungsdichte pneumatischer Antriebe ist es möglich, handliche Instrumente mit großer Leistungsreserve zu produzieren. Da ein Ausfall als kritisch einzustufen ist, erscheint es ratsam, mit hohen Sicherheitsreserven zu konstruieren, wenn es den Anwender nicht stört oder behindert.

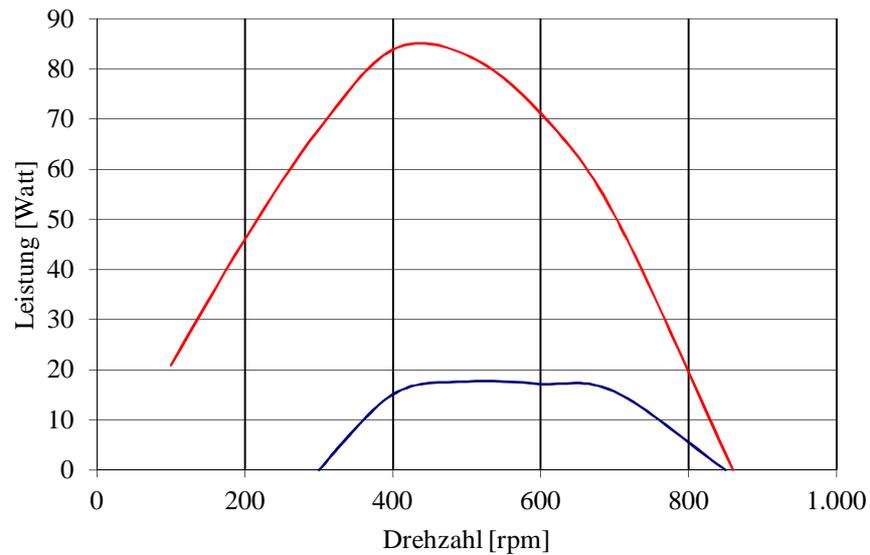


Abb. 8-6 Leistungskurven der MRT-kompatiblen Bohrmaschine (blau) und der Maschine aus Kapitel 3.1 (rot)

8.2 Praxistest Knochenbohren

Trotz der schlechten Messergebnisse aus Kapitel 8.1 wird nun in einem Praxistest der Versuch unternommen, Knochen zu bohren. Als zu bearbeitendes Material dient ein Knochenersatzmaterial aus Polyurethan, ein Produkt der Firma Synbone AG.



Abb. 8-7 Bohren in Synbone

Die Firma Synbone AG in der Schweiz produziert menschliche und tierische Knochenimitate aus Polyurethan und ist nach eigenen Angaben der zweitgrößte Hersteller künstlicher Knochen weltweit. Laut einer Firmenschrift hat Synbone allein im Jahr 2006 135.000 Knochen aus Polyurethan hergestellt, an denen Human- und Veterinärärzte gefahrlos üben können. Die wirklichkeitsgetreu angebrachten Frakturen, die optional erhältlich sind, simulieren dabei typische Verletzungen. Die Trainingsmodelle haben nicht exakt die gleichen biomechanischen Eigenschaften wie echte menschliche Knochen, aber sie stellen ein realitätsnahes, gleichbleibendes Testmedium für Knochenbohren und -schrauben dar, welches gute Vergleichbarkeit der Testergebnisse ermöglicht [Faw06].

Der Versuch wurde so praxisnah wie möglich durchgeführt. Der Luftdruck wurde auf 6 bar eingestellt und dann wie in der Abbildung 8-7 dargestellt, gebohrt.

Dabei zeigt sich, dass es gut möglich ist, in Synbone zu bohren. Es wurden mehrfach hintereinander Löcher in das Material gebohrt. Wenn am Anfang des Bohrens zu stark gedrückt wird, lässt sich der Motor anhalten. Wenn man jedoch den Anpressdruck so wählt, dass der Motor mit mittlerer Drehzahl läuft, ist die Bohrung gut durchführbar.

8.3 Praxistest Rinderknochen

Als weiteres Erprobungsmaterial dient ein Rindermarkknochen. Er hat im Vergleich zu den langen Röhrenknochen des Menschen eine dickere Compacta und stellt somit ein sehr widerstandsfähiges Material dar. Wenn es gelingt, dieses Material zu bohren, ist das Bohren in menschliche Knochen auch durchführbar.

Der Luftdruck wurde auch bei diesem Versuch auf 6 bar eingestellt und dann, wie in der Abbildung 8-8 dargestellt, gebohrt.

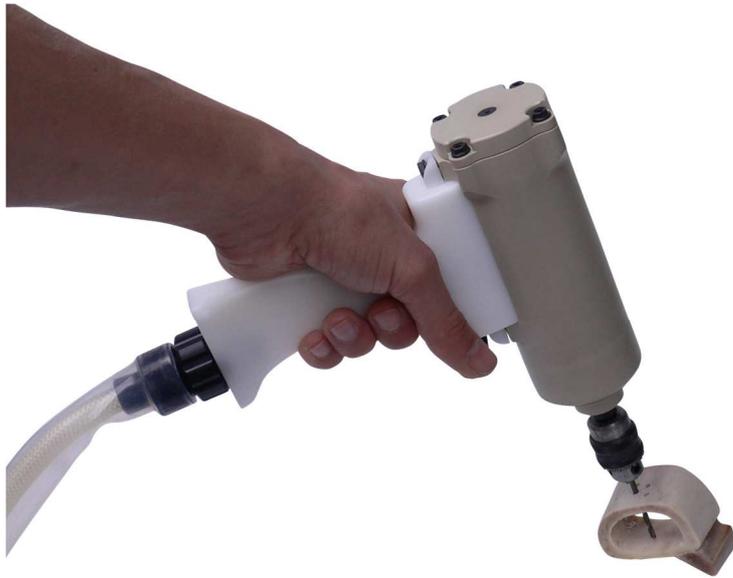


Abb. 8-8 Bohren in Rinderknochen

Als Bohrermaterial wurde Werkzeugstahl verwendet, um den einzigen Titanbohrer zu schonen. Mit der MRT-kompatiblen Bohrmaschine ließen sich in den Knochen innerhalb weniger Minuten vier Löcher in den Knochen bohren. Auch beim Bohren spürt man die Härte des Materials, man muss relativ stark drücken und bremst die Maschine dabei auch spürbar ab. Es lässt sich jedoch auch hier schließen, dass das Bohren zwar möglich ist, es sich aber nah an der Grenze des Möglichen befindet.

8.4 Praxistest Kirschnerdraht

Der Aufsatz für Kirschnerdrähte wurde auch in einem Praxistest mit Synbone erprobt. Vorbereitend hierfür ist dem künstlichen Oberschenkelknochen eine Fraktur im Bereich des Knies angebracht worden. Dazu wurde mit einer Säge die Spitze einer Kondyle abgesägt.

Der Versuch wurde durchgeführt, indem ein sehr scharf angespitzter Draht in die Maschine eingelegt und mittels des Verstellrings ganz leicht gespannt wird. Er lässt sich nun nur noch axial bewegen, wenn man nicht an dem Hebel zieht. Wenn man allerdings an dem Hebel zieht und den Gashebel drückt, lässt er sich in den Kunstknochen eintreiben. Der Widerstand ist anfangs überraschend gering, er steigt jedoch mit steigender Eindringtiefe an.

Wenn man bei großer Eindringtiefe den Spannhebel nur leicht löst, spürt man ein Durchrutschen des Drahts in der Spannzange und danach spannt die Zange gar nicht mehr.

Bei der nachträglichen Analyse stellt sich heraus, dass die Spannzange zerstört wird, wenn der Draht in ihr zu lange reibt.

Die anfangs mit glänzend polierten Drähten durchgeführten Versuche wurden anschließend mit an der Spannstelle aufgerauhten Drähten wiederholt. Diese Erhöhung des Reibwerts hat die Zuverlässigkeit der Spannzange gesteigert.



Abb. 8-9 Eintreiben von Kirschner-Draht in Synbone

In diesem Versuch zeigt sich die prinzipielle Tauglichkeit des Spannaufsatzes für Kirschnerdrähte, aber auch, dass durch einen kleinen Fehler die Spannzange sofort zerstört werden kann. Aufgrund der wenigen verfügbaren Spannzangen ist dieser Versuch nur wenige Male wiederholt worden, um für die spätere präklinische Erprobung noch Bauteile übrig zu haben. Die Drahtmaterialien scheinen sich ähnlich zu verhalten, neben polierten Edelstahl-drähten sind auch Titandrähte (3.7025 und Nitinol) verwendet worden, ohne dass sich ein großer Unterschied feststellen lässt.

8.5 MRT-Kompatibilität

Die Versuche zur Bestimmung der MRT-Kompatibilität konnten bei der Charité Universitätsmedizin Berlin auf einer Philips Panorama 1.0T unter Betreuung der Arbeitsgruppe „Instrumentenentwicklung für die offene MRT“ durchgeführt werden.

In der Vorbereitung für den Versuch wurde die Maschine zerlegt und unter Wasser wieder montiert. Damit waren alle Luftleitungen mit Wasser gefüllt und der Suszeptibilitätsunter-

schied innerhalb der Maschine ist nicht mehr so hoch. Es wird erwartet, dass man mit hoher Auflösung Schichtbilder der Maschine erstellen kann.

Die Bohrmaschine wurde in ein Gefäß mit Wasser gelegt, welches auf den Untersuchungstisch positioniert wird. Die Abbildung 8-10 zeigt einen Mitarbeiter der Arbeitsgruppe bei der Bedienung der Patientenliege, während der Untersuchungstisch in den Tomografen gefahren wird.



Abb. 8-10 Messung der MRT-Kompatibilität

Die Parameter, die bei der Schichtbilderstellung eingegeben werden müssen, entsprechen den in den in Kapitel 4.7 beschriebenen Parametersätzen nach ASTM. Sie sind sehr empfindlich auf Artefakte.

In der Abbildung 8-11 ist das Ergebnis der Messung dargestellt. Die Darstellung zeigt einen Halbschnitt durch die Bohrmaschine, man kann deutlich die einzelnen Bauteile und den inneren Aufbau erkennen. Wie erwartet, ist die MRT-Kompatibilität hervorragend.

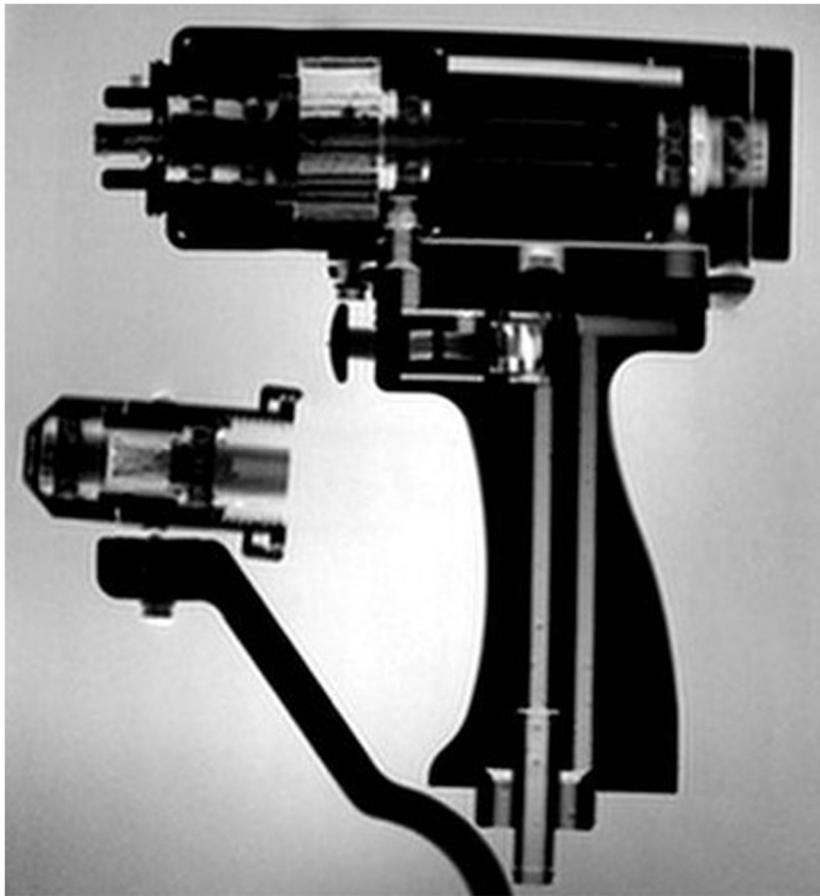


Abb. 8-11 Messung der MRT-Kompatibilität

Um verschiedene Drahtmaterialien hinsichtlich ihrer Artefaktbildung beurteilen zu können, wurden auch sie im Tomografen untersucht. In der Abbildung 8-12 ist das Ergebnis der Messung dargestellt. Nebeneinander liegen drei Drähte unterschiedlicher Länge aber gleichen Durchmessers aus Reintitan, Titan Grad 5 (3.7045) und Nitinol (eine eutektische Nickel-Titan-Legierung). An der Darstellung lässt sich erkennen, dass alle untersuchten Materialien ein ähnliches Erscheinungsbild im Tomogramm haben, obwohl die Materialien unterschiedlich sind. Ein Merkmal der Artefaktbildung ist die Geometrie- und Materialabhängigkeit. Der Kunststoffblock, auf dem die Drähte liegen, hat eine Breite von 15 mm, die Titandrähte haben einen Durchmesser von 0,8 mm und erscheinen im Tomogramm ähnlich groß.

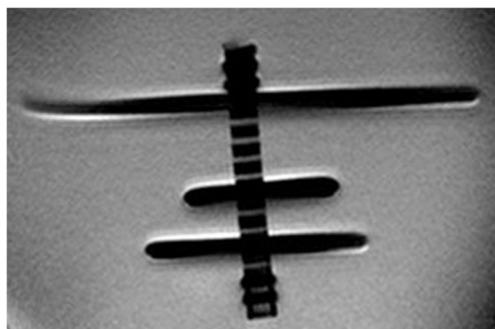


Abb. 8-12 Vergleich der MRT-Kompatibilität verschiedener Titanlegierungen

Daran kann man erkennen, dass die verwendeten Parametersätze eine Artefaktbildung begünstigen. In der klinischen Erprobung in Kapitel 8.8 werden andere Parametersätze verwendet und dort erscheint der Artefakt nur unwesentlich größer als die Geometrie tatsächlich ist.

8.6 Röntgentransparenz

Eine weitere Eigenschaft der MRT-kompatiblen Bohrmaschine ist auch ihre Röntgentransparenz. Wie in Kapitel 3.2.6 geschildert, gibt es röntgentransparente Aufsätze für konventionelle medizinische Bohrmaschinen. Diese stellen einen Mehraufwand bei der Operation dar. Wenn sich aus anwendungstechnischen Gründen die Maschine in der Durchleuchtungszone befinden soll, muss ein röntgentransparenter Aufsatz verwendet werden, ansonsten verhindert die aus Metall bestehende Bohrmaschine die Bildgebung. Die Möglichkeit, diesen Aufsatz einsparen zu können, stellt eine Innovation dar, die sich unbeabsichtigt ergeben hat.

Um die Durchlässigkeit gegenüber Röntgenstrahlen zu untersuchen, wurde ein Röntgengerät bei der Charité Universitätsmedizin Berlin verwendet.

Das Prinzip einer Röntgenaufnahme ist einfach. Ein zu untersuchendes Objekt wird zwischen eine Strahlenquelle, die Röntgenstrahlen aussendet und einen röntgenempfindlichen Schirm gestellt. Die durchstrahlte Materie absorbiert die Röntgenstrahlung und zwar je nach Absorptionskoeffizient μ unterschiedlich stark. Der hinter der Materie befindliche Schirm wird dann unterschiedlich stark geschwärzt und man kann Objekte aus verschiedenen Materialien als verschiedene helle Objekte auf dem Schirm erkennen.

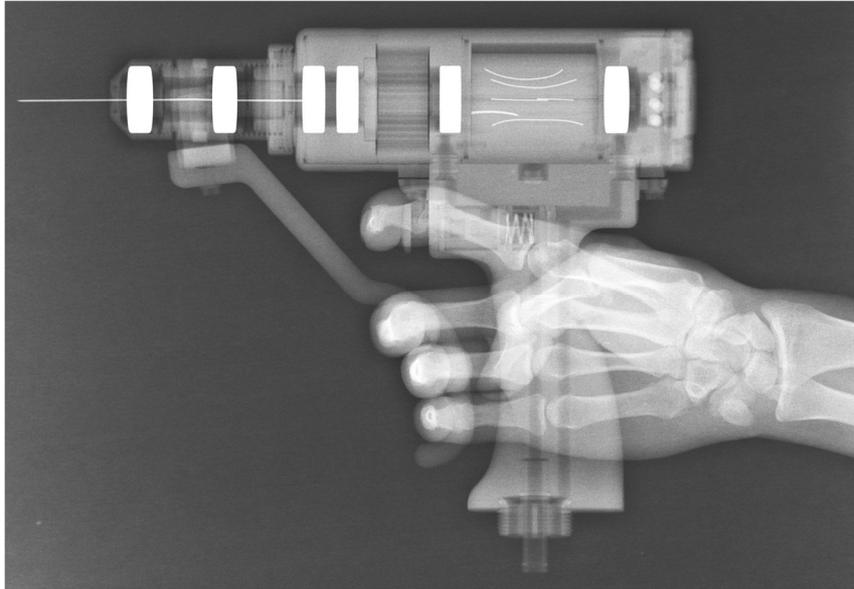


Abb. 8-13 Röntgenaufnahme der Bohrmaschine

In der Abbildung 8-13 ist gut zu erkennen, dass man die Knochen hinter den Handgriffteilen sehen kann. Zudem zeigt sich, dass die Keramikkugellager eine geringe Röntgendurchlässigkeit haben. Die kreisförmige Geometrie der Keramikkugellager kann man als eine Art Peileinrichtung verwenden, um mittels Röntgendurchleuchtung die richtige Bohrrichtung zu treffen.

8.7 Versuch zur Bestimmung der Heissdampfbeständigkeit

Der Versuch zur Bestimmung der Heissdampfbeständigkeit dient der Beurteilung der Sterilisierbarkeit der Bohrmaschine. Dazu wird die Bohrmaschine in einem in Krankenhäusern üblichen Autoklaven gelegt und ein Sterilisationszyklus gestartet. In der Abbildung 8-14 ist der verwendete Autoklav abgebildet.



Abb. 8-14 Bohrmaschine im Autoklav

Je nach gewähltem Programm werden verschiedene Höchsttemperaturen und Maximaldrücke erreicht. In dem gewählten Programm wird zunächst ein Vakuum an die Kammer angelegt, so dass ein Großteil der Luft herausströmt. Nun strömt Wasserdampf in die Kammer und erhitzt den Innenraum. Dann wird wieder Vakuum angelegt und das Luft-Dampf-Gemisch herausgesaugt, anschließend strömt wieder Wasserdampf ein. Mit diesen Druckwechseln wird einerseits erreicht, dass Wasserdampf auch an unzugängliche Stellen gelangt, andererseits heizt sich das Sterilgut schnell auf.

Nach einer Haltezeit von sieben Minuten, bei der eine Temperatur von 134°C und ein Druck von drei bar absolut gehalten wird, wird erneut ein Vakuum angelegt, um die Instrumente zu trocknen. Zuletzt wird Luft hinein gelassen, um die Instrumente abzukühlen. In der Abbildung 8-15 ist der Druck- und Temperaturverlauf beim Autoklavieren dargestellt.

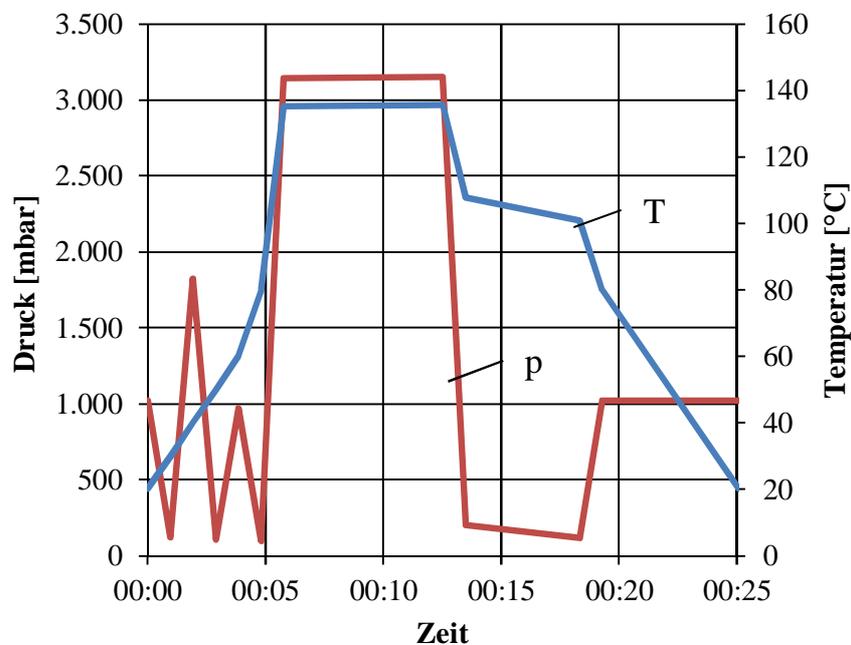


Abb. 8-15 Druck- (rot) und Temperaturverlauf (blau) beim Autoklavieren

Die Bohrmaschine zeigt keine Veränderungen nach dem Autoklavieren, sie funktioniert einwandfrei. Entgegen der Befürchtung, dass thermischer Verzug oder hydrothermale Korrosion die Maschine funktionsunfähig machen könnten, haben sich keine merkbaren Veränderungen ergeben.

8.8 Präklinische Bewertung

Im Rahmen einer präklinischen Bewertung konnte die Maschine sehr praxisnah untersucht werden. Herr Dr. Seebauer, Arzt für Orthopädie an der Charité Universitätsmedizin Berlin,

fürte die Handhabungsversuche im offenen Magnetresonanztomografen der Charité Universitätsmedizin Berlin durch.

Es wurden alle Funktionen der Maschine unter MR-Navigation getestet, also das Bohren in hartes Knochengewebe und das Eintreiben von Kirschnerdrähten. Für das Bohren konnte ein von der Pathologie zur Verfügung gestelltes Leichenteil, ein Fuß, verwendet werden. Vor den Versuchen war er tiefgefroren und musste langsam aufgetaut werden.

Der Versuch wurde durchgeführt, indem der Fuss in dem Isozentrum des Tomografen lag und der Tomograf entsprechend der räumlichen Lage des Fußes eingestellt wurde. Damit konnte der Operateur den Fuß, in drei Ebenen geschnitten, in Echtzeit auf dem Monitor sehen.

Unter MRT-Navigation wurden Löcher in verschiedene Knochen gebohrt. Interessant war dabei nicht nur die Lage und Richtung der Bohrung, sondern auch deren Tiefe. Mithilfe dieses Verfahrens ließ sich die Bohrtiefe während des Bohrens genau kontrollieren, was besonders beim rückseitigen Anbohren von Gelenkflächen wichtig ist, da ein Durchbohren der Gelenkfläche großen Schaden erzeugt.

Die Leistungsfähigkeit der Maschine wurde als gut bewertet, ebenso die Bedienbarkeit.



Abb. 8-16 Knochenbohren unter MRT-Navigation

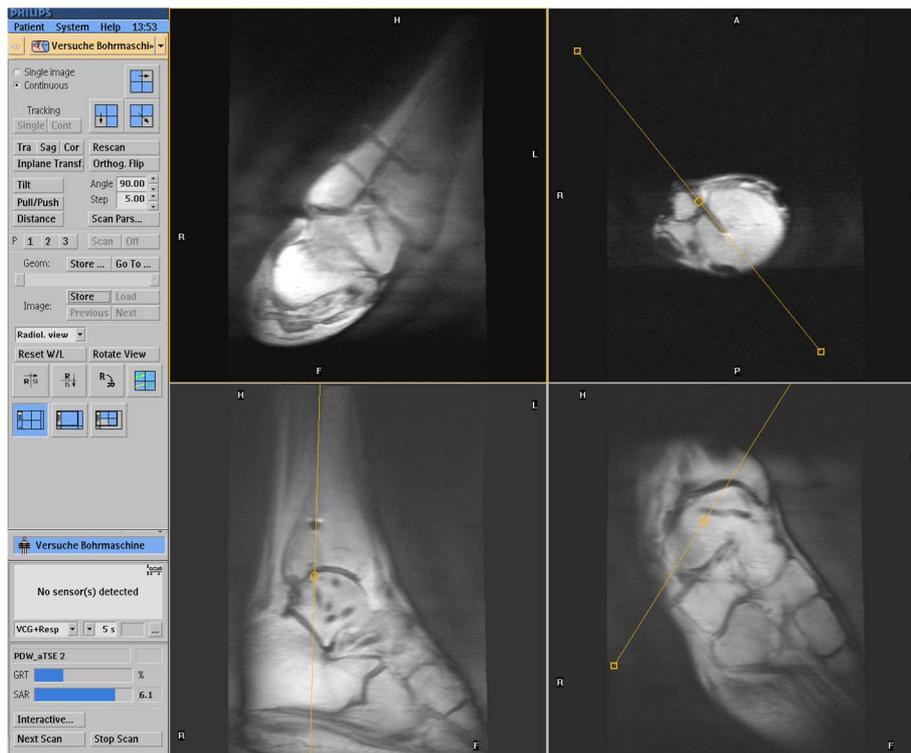


Abb. 8-17 Bildschirmansicht des Operateurs beim Bohren

Bei den Handhabungsversuchen war mehrere Male ein „Stottern“ des Motors zu beobachten, offenbar führt ein sporadisch auftretendes Verklemmen einer Motorlamelle zu einem Stillstand des Motors. Wenn der Motor durch Drehen des Bohrers von Hand wieder in einen anderen Drehwinkel gebracht wurde, funktionierte die Maschine wieder einwandfrei. Dieser Fehler trat auch bei der Inbetriebnahme öfter auf und konnte durch Zerlegen und Reinigen der Motorbauteile beseitigt werden. Aufgrund des kleinen Zeitfensters, in dem der Magnetresonanztomograf für die Handhabungsversuche zur Verfügung stand, konnte diese Prozedur nicht durchgeführt werden. In einer echten Operation wäre ein derartiges Fehlverhalten als kritisch einzustufen und würde eventuell zu einem Abbruch der Operation im Magnetresonanztomografen führen. Die Operation müsste in diesem Fall konventionell zu Ende gebracht werden.

Als nächstes wurde die Funktionsweise der Kirschnerdraht-Spannzange getestet. Wie in den Praxistests zuvor wird ein leicht aufgerauhter Draht verwendet und der Operateur auf die Erfahrungen aus vorhergehenden Tests hingewiesen.

Der Kirschnerdraht wurde unter MR-Navigation, wie in der Abbildung 8-18 gezeigt, in das Sprungbein eingetrieben. Dabei ließ sich die Lage, Richtung und Tiefe des Drahts gut auf dem Monitor erkennen, wie in der Abbildung 8-19 dargestellt.



Abb. 8-18 Setzen von Kirschnerdraht unter MRT-Navigation

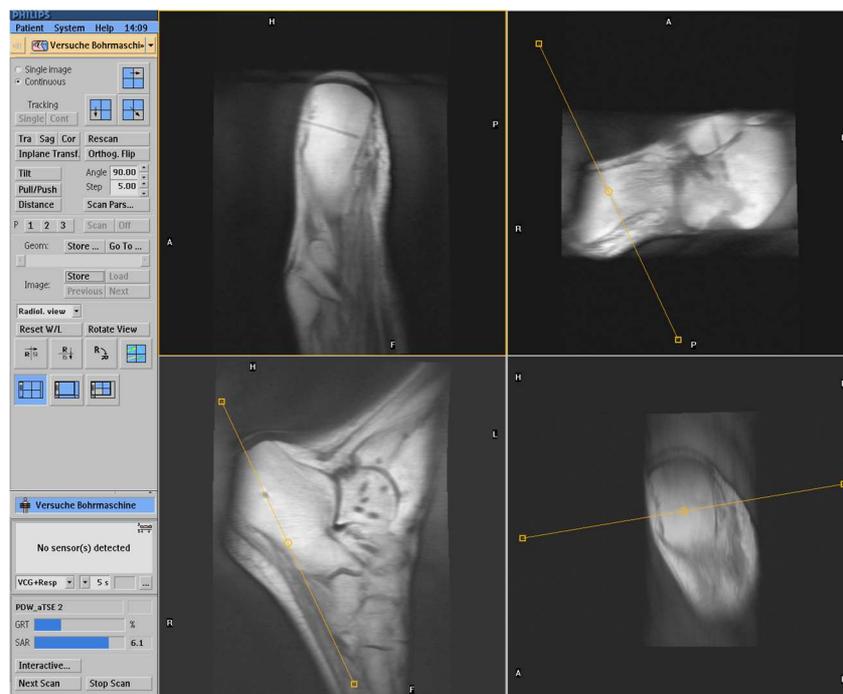


Abb. 8-19 Bildschirmansicht des Operateurs beim Setzen von Kirschnerdrähten

9 Zusammenfassung

Nach einer Einführung in den konstruktiven Aufbau medizinischer Bohrmaschinen wurde eine moderne orthopädische Bohrmaschine analysiert, wie sie heutzutage in vielen Operationssälen verwendet wird. Zudem wurden existierende MR-kompatible Rotationsinstrumente sowie in der Literatur beschriebene Lösungen zur Aktorik im MRT dargestellt.

Kapitel 4 schildert die Funktionsweise des MRT und das Phänomen des Suszeptibilitätsartefakts, das die verwendbaren Materialien stark einschränkt. Erst Tomografen der neuesten Generation mit der Fähigkeit zur Schnittbilddarstellung in Echtzeit ermöglichen die Navigation mit MRT-kompatiblen Instrumenten.

Die medizinische Anwendung in Kapitel 5 ist das Knochenbohren, das Setzen von Kirschnerdrähten, die Technik des Überbohrens und weitere Osteosynthesetechniken. Die Biokompatibilität und die Sterilisierbarkeit des Instruments stellen außerdem hohe Anforderungen an die verwendbaren Materialien.

In Kapitel 6 wurde die MRT-kompatible Bohrmaschine entwickelt. Nach der genauen Klärung der Aufgabenstellung entstand zusammen mit den späteren Anwendern die Anforderungsliste. In der Entwurfsphase wurden dann die geprüften und bewerteten Konzepte grob dimensioniert und hinsichtlich ihrer Kombinierbarkeit untersucht. Es folgte die Recherche nach MRT-kompatiblen Maschinenelementen wie Kugellagern, Federn und Rohre. Die Fertigungsteile und kritische Komponenten wurden hinsichtlich ihrer Festigkeit nachgerechnet.

Von dem ersten Gesamtentwurf wurde ein Rapid-Prototyping-Teil zur Bewertung der Handhabbarkeit durch die Anwender erstellt. Daraufhin wurden aufwändige Fertigungsverfahren zugunsten einer ergonomischeren Gestaltung in Kauf genommen.

Kapitel 7 erläutert den Prototypenbau von über 50 verschiedenen Dreh- und Frästeilen aus Hochleistungskunststoffen sowie einem Wasserstrahlteil aus Gummi. Die Baugruppen wurden zuerst einzeln in Betrieb genommen und dann zu einer gesamten Bohrmaschine zusammengesetzt. In dieser Phase wurden einige fertigungstechnische Schwierigkeiten umgangen und konstruktive Mängel beseitigt.

Im experimentellen Teil in Kapitel 8 wurde zunächst die Drehmoment- und Leistungsabgabe der Maschine gemessen. Dabei enttäuschte ein wenig die geringe Drehmomenterzeugung, jedoch entsprach der Drehzahlbereich genau dem geforderten.

Um die Tauglichkeit der Maschine in der Praxis zu erforschen, wurden verschiedene Erprobungsmaterialien wie synthetischer Knochen und Rinderknochen gebohrt und Kirschnerdrähte darin gesetzt.

Die Sterilisierbarkeit wurde mit einem sehr materialbeanspruchenden Autoklavierzyklus in einem Dampfsterilisator überprüft.

Die Versuche an der Charité Universitätsmedizin Berlin zeigten, dass die Maschine eine sehr gute MRT-Kompatibilität und auch eine gute Röntgentransparenz aufweist.

Der eigentliche Praxistest umfasste das Bohren und das Setzen von Kirschnerdrähten in den Fuss einer menschlichen Leiche, alles unter Navigation mithilfe der Echtzeit-Magnetresonanztomografie. Es wurde experimentell bestätigt, dass die entwickelte Bohrmaschine ermöglicht, unter MRT-Kontrolle Löcher in Knochen zu bohren und Kirschnerdrähte zu setzen.

Das beschriebene, neue medizinische Instrument, birgt auch gewisse Risiken. Das Verfahren der Zulassung diene dabei als Leitlinie zur Vermeidung von Risiken für Patient und Anwender. Kapitel 9.1 bis 9.3 beschreibt, welchen Fragen und gesetzlichen Auflagen dieses Medizinprodukt im Zulassungsprozess standhalten müsste.

9.1 Rechtliche Grundlagen

Die hier entwickelte Maschine stellt ein Medizinprodukt im Sinne des Medizinproduktegesetz dar, da es die Kriterien nach § 3.1 MPG [Med09] hinreichend erfüllt, für therapeutische Zwecke eingesetzt wird und der Behandlung oder Linderung von Krankheiten dient. Ein Inverkehrbringen liegt gemäß § 3.11 MPG nicht vor, da die Abgabe ausschließlich zum Zwecke der präklinischen Bewertung erfolgt. Somit ist auch keine CE-Kennzeichnung erforderlich, die bei dieser Art von Medizinprodukt nur durch eine staatlich benannte Stelle, wie zum Beispiel den TÜV, vergeben werden darf.

9.2 Klassifizierung nach dem MPG

Die in dieser Arbeit beschriebene Maschine kann nach der EG-Richtlinie 93/42/EWG [Ewg93] als Medizinprodukt klassifiziert werden. In Anhang IX ist die Gebrauchsdauer mit einem Zeitraum von unter 60 Minuten als vorübergehend definiert. Das Produkt ist nach Regel 1.2. chirurgisch-invasiv, da es die Körperoberfläche nicht durch eine natürliche Körperöffnung durchdringt. Nach Regel 1.3. ist es als wiederverwendbares chirurgisches Instrument und nach Regel 1.5. als aktives therapeutisches Medizinprodukt definiert, da zu des-

sen Betrieb eine externe Energiequelle notwendig ist und aufgrund der Umwandlung dieser Energie wirkt.

Aus den beschriebenen Regeln ergibt sich, dass die Maschine als Medizinprodukt der Klasse IIa definiert wird und die grundlegenden Anforderungen nach Anhang I erfüllen muss. Anhang X schreibt eine klinische Bewertung vor.

Die Risikoanalyse, die Überprüfung auf Erfüllung der grundlegenden Anforderungen und die klinische Bewertung werden nachfolgend beschrieben.

9.3 Risikoanalyse

In einer einfachen Risikoanalyse wird die Auftretenswahrscheinlichkeit A einer Ursache und die Bedeutung B der Fehlerfolge betrachtet. Man kann die Punkte isoliert auf einer Skala von 1 bis 10 bewerten und dadurch zu einer Rangfolge der Risiken gelangen. Aus diesen beiden Punkten bestimmt man die Kritikalität $K = A \cdot B$, sie stellt eine einfache Kennzahl für das Risiko dar. Mit der Entdeckungswahrscheinlichkeit E ergibt sich dann eine erweiterte Kenngröße, die Risikoprioritätszahl des Fehlers $RPZ = A \cdot B \cdot E$

Die Entdeckungswahrscheinlichkeit ist die Abschätzung der Wahrscheinlichkeit, mit der ein möglicher Fehler in einem definierten Zeitraum entdeckt werden kann. Der Wertebereich erstreckt sich über die ganzen Zahlen zwischen 1 für maximale Entdeckbarkeit und 10 für keine Entdeckbarkeit, die Abstufung ist in Bewertungskatalogen konkretisiert.

Für die Abschätzung der Entdeckungswahrscheinlichkeit wird eine Reichweite festgelegt. Möglich ist z. B. der Zeitraum der spezifizierten Lebensdauer, in dem vorliegenden Fall der Projektzeitraum. Zur Begründung des gewählten E-Wertes werden Entdeckungsmaßnahmen angegeben.

Im Rahmen der Risikominimierung können bei Bedarf neben technischen Änderungen zur Verminderung der Auftretenswahrscheinlichkeit A zusätzliche Entdeckungsmaßnahmen als Verbesserungsmaßnahmen durchgeführt werden [Bei86].

Bedienfehler, die sich durch ungenügende Schulung des Anwenders ergeben, werden nicht betrachtet, sie gelten als Behandlungsfehler. Die Kritikalität der einzelnen Bauteile, als Teil des von der Maschine ausgehenden Risikos, wird in der nachfolgenden Grafik 9-1 farblich dargestellt.

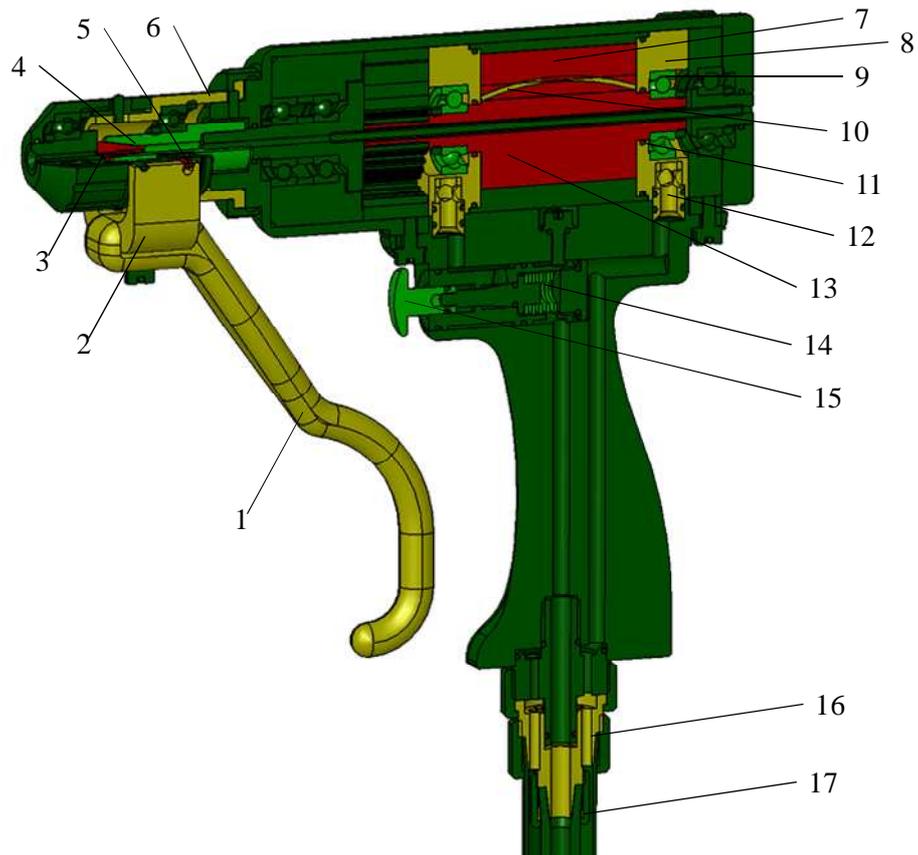


Abb. 9-1 Kritikalität der Baugruppen

Dabei steht die dunkelgrüne Farbe für kein Risiko und die hellgrüne Farbe für ein aufgetauchtes Problem, das jedoch durch technische Massnahmen zufriedenstellend gelöst werden konnte. Die gelb eingefärbten Teile haben konstruktive Mängel, die durch Umarbeitung nicht zufriedenstellend behoben werden konnten, aber die Gesamtfunktion ist noch hinreichend gewährleistet. Sie sollten für eine erneute Prototypenfertigung umkonstruiert werden.

Die rot eingefärbten Teile sind kritisch, das heißt, sie verhindern eine zufriedenstellende Gesamtfunktion. Sie müssen auf jeden Fall bei einer weiteren Prototypenfertigung geändert sein.

In der Tabelle 9-2 wird die Risikoprioritätszahl für alle Bauteile ermittelt, bei denen mindestens einmal ein Fehler bemerkt wurde. Wenn keine Risikominderungsmaßnahme erfolgt ist, so ist der Grund, dass die notwendige Neufertigung Teils die Projektmittel übersteigt.

Nr	Bauteil	Fehlerbeschreibung	A	B	E	RPZ	Risiko- minderungs- maßnahme	RPZ nach Maßnahme
1	Hebel	Steifigkeit, fehleranfällige Fertigung	10	4	5	200	/	200
2	Joch	wenige robuste Ausführung	5	5	5	125	/	125
3	Spannzange	Flächenpressung, Verschleiss	5	10	3	150	/	150
4	Innenkegel Spannzange	Spannzange steckt in Innenkegel fest	10	5	1	50	Schmierung	0
5	Stift	Steifigkeit, Reibung	8	10	3	240	/	240
6	Bajonettring	Laibung ausgebrochen	8	8	1	64	/	64
7	Lamelle	Feststecken im Schlitz, Reibung	8	8	5	320	/	320
8	Motordeckel	Drosseleffekt	10	2	5	100	/	100
9	Lager	Lagerspiel	10	5	1	50	angepasste Anschlussteile	20
10	Blattfeder	Materialfehler	2	8	8	128	/	128
11	O-Ring	Reibung, Wärme, Verschleiss	10	8	3	240	/	240
12	Anschlussstutzen	Drosseleffekt	10	2	5	100	/	100
13	Motorwelle	Spaltmasse	10	8	3	240	/	240
14	Feder	Feder gebrochen	2	8	8	128	anderes Federmaterial	0
15	Knopf	Bauteil durchgebrochen	7	8	8	448	Neufertigung	0
16	Steckerteil	Drosseleffekt	10	2	5	100	/	100
17	Innenkegel Innenschlauch	Quetschverbindung geplatzt	8	8	1	64	Montage verbessert	0

Tab. 9-2 Ermittlung der Risikoprioritätszahl kritischer Bauteile

9.4 Überprüfung auf Erfüllung der grundlegenden Anforderungen

Medizinprodukte dürfen nur in den Verkehr gebracht und in Betrieb genommen werden, wenn sie die grundlegenden Anforderungen gemäß Anhang I der Richtlinie 93/42/EWG erfüllen. Da diese Richtlinie für alle Medizinprodukte gilt, vom Herzschrittmacher bis zum Holzspatel, bestimmt Artikel 3 zudem, dass nur solche grundlegenden Anforderungen zu erfüllen sind, die unter Berücksichtigung ihrer Zweckbestimmung anwendbar sind. Im Folgenden werden die anwendbaren Anforderungen bestimmt.

Die für den Gesetzgeber wichtigste Anforderung ist ein vertretbares Risiko / Nutzen Verhältnis. Dies ist in Kapitel 9.3 prinzipiell nachgewiesen. Es bedarf jedoch auch für einige Komponenten weiteren Entwicklungsaufwand, um alle bekannten Risiken vertretbar zu minimieren.

Die Konstruktion erfolgte nach anerkanntem Stand der Technik und berücksichtigt weitestgehend den Grundsatz der integrierten Sicherheit. In experimentellen Untersuchungen in Kapitel 8 wird nachgewiesen, daß die behauptete Leistung erbracht wird und das Gerät den bestimmungsgemäßen Einsatzbedingungen standhält. Die Festigkeit kritischer Komponenten ist rechnerisch überprüft worden und experimentell nachgewiesen.

Die Sicherheit wird durch eine geringe Emission von Lärm gewährleistet und die Emission der Abluft findet in großem Abstand zum Patienten statt.

Alle eingesetzten Werkstoffe sind in ihrer hervorragenden Biokompatibilität nachgewiesen. Zur Senkung des Infektionsrisikos für Patient und Anwender kann das Gerät dampfsterilisiert werden.

9.5 Klinische Bewertung

In vielen Fällen reicht es zu einer Zulassung, wenn die klinische Bewertung des Produkts in Form einer Literaturrecherche durchgeführt wird. In dem Fall würden die Studien und Fachbücher [Str98], [Mül09] und [Ruc10] zeigen, dass mit der Verwendung von OP-Bohrmaschinen große Vorteile verbunden sind, die bei Weitem die Risiken überwiegen. Aufgrund der weiten Verbreitung gibt es viele Studien namhafter Autoren über den Nutzen der Geräte. Wie in Kapitel 9.3 gezeigt, ist das Risiko für die Verwendung einer MRT-kompatiblen Bohrmaschine nach erfolgreicher Durchführung geeigneter Maßnahmen gering genug, um das Verfahren als hinreichend sicher zu bezeichnen.

In dem vorliegenden Fall kann die Neuheit des Verfahrens, also die Verwendung von OP-Bohrmaschinen im MRT, es verlangen, dass zur Zulassung eine klinische Studie durchgeführt wird. Die DIN EN ISO 14155 schreibt die Vorgehensweise zur klinischen Prüfung von Medizinprodukten an Menschen vor.

10 Ausblick

Dank den in dieser Arbeit gewonnenen Erkenntnissen ist es erstmalig möglich, die Funktionalität eines der wichtigsten motorisierten Operationswerkzeuge im MRT zu nutzen, ohne damit die Bildgebung zu stören.

Bei den Magnetresonanztomografen wird die zeitliche und räumliche Auflösung immer weiter verbessert und die Miniaturisierung dieser Geräte wird weiter voranschreiten. Neue Methoden der Visualisierung, beispielsweise Augmented Reality, die computergestützte Erweiterung der Realitätswahrnehmung, sind zurzeit in Erprobung.



Abb. 10-1 Projektion von MRT-Daten auf die Haut des Patienten [Sug10]

Ein Wunsch für die Zukunft ist es, aus den MRT-Daten die dreidimensionalen Strukturen der Organe und der Werkzeuge in Echtzeit zu berechnen, so dass sie beliebig dargestellt werden können. Wie in der Abbildung 10-1 zu sehen, werden diese Daten dann auf die „Oberfläche“ des Patienten projiziert. Der Operateur schaut damit durch die Haut hindurch und navigiert auch bei komplizierten Knochenbrüchen zielsicher mit seinen Instrumenten, ohne den Blick vom Patienten abwenden zu müssen.

Dieses Verfahren stellt ein neuartiges und sehr mächtiges Werkzeug in der Medizin dar.

11 Literaturverzeichnis

- [Arb07] Schmauder, M., Vorlesungsskript Arbeitswissenschaften, Technische Universität Dresden, 2006
- [Bac66] Bacon, S., Tools to 100.000 r.p.m., Popular Science Publishing Company, New York, 1966
- [Bea07] Beater, P., Pneumatic drives: system design, modelling and control, Springer Verlag, Berlin, 2007
- [Bei86] Pahl, G., Beitz, W., Konstruktionslehre, 7. Auflage, Springer Verlag, Berlin, 1986
- [Ber04] Bernstein, M., Handbook of MRI Pulse Sequences, Elsevier Academic Press, London, Amsterdam, New York, 2004
- [Bos11] website der Firma Bosch GmbH, www.bosch-do-it.de, Abruf vom: 01.04.2011
- [Bri10] Encyclopedia Britannica, Encyclopaedia Britannica Inc, Chicago, 2010
- [Bul94] Bullinger, H.-J., Ergonomie: Produkt- und Arbeitsplatzgestaltung, Teubner Verlag, Stuttgart, 1994
- [Dep08] Firmenschrift DEPRAG Schulz GmbH, Druckluftmotore, Amberg, 2008
- [Dhu11] website des Powerhouse Museums Sydney, www.dhub.org/object/71424, Abruf vom: 01.04.2011
- [Dru11] website der Firma Software-Factory Norbert Schmitz, www.druckverlust.de/Online-Rechner/index.html, Abruf vom: 01.04.2011
- [Dub10] Grote, K. H., Dubbel: Taschenbuch für den Maschinenbau, 19. Auflage, Springer Verlag, Berlin, 2007
- [Dys93] Dyson, J. E., Darvell, B. W., The development of the dental high speed air turbine handpiece, Australian Dental Journal, St. Leonards, Australien, 1993
- [Ewg93] Europäisches Parlament, Richtlinie 93/42/EWG des Europäischen Parlaments und des Rates vom vom 14. Juni 1993 über Medizinprodukte, Straßburg, 2007
- [Faw06] Fawdington, R., Kuiper, J., Lever, C., Turner, R., Which drill is best for ankle fracture fixation?, Furlong Research Charitable Foundation, London, 2006
- [Fel08] Felten, K., Verzahntechnik: das aktuelle Grundwissen über Herstellung und Prüfung von Zahnrädern, Expert-Verlag GmbH, Renningen, 2008

- [Fra10] Frahm, J., Magnetresonanz-Tomografie in Echtzeit, De Gruyter Verlag, Berlin, 2010
- [Fri02] Fritzsch, D., Scholz, R., Einsatz einer neu entwickelten Bohrmaschine mit piezoelektrischem Antrieb für die Durchführung von Knochenbiopsien im offenen MRT, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2002
- [Fuc86] Fuchsberger, A., Milberg, J., Erstellung von Richtwerten für die Werkzeuggeometrie und Technologie bei der spanenden Bearbeitung von Knochen, Technische Universität München, Garching, 1986
- [Gan09] Gandert, E., Sanfte Zähne: Innenzahnradpumpe auf Basis des Wankelmotor-Prinzips, CHEMIE TECHNIK, Hüthig GmbH, Heidelberg, 2009
- [Gas06] Gassert, R., MR - Compatible robotics to investigate human motor control, Ecole Polytechnique Federale de Lausanne, 2006
- [Gne07] Gneipel, G., Vorlesungsskript: Fluidenergiemaschinen, Institut für Mechanik und Fluidodynamik, TU Bergakademie Freiberg, 2007
- [Gro09] Grollius, H. W., Grundlagen der Pneumatik, Carl Hanser Fachbuchverlag, München, 2009
- [Hof85] Hoffmann-Axthelm, W., Die Geschichte der Zahnheilkunde, Quintessenz-Verlag, Berlin, 1985
- [Hou05] Hout, D., Mechanische und elektronenmikroskopische Untersuchungen zum Verschleiß von Implantatbettauflaufinstrumenten, Bayerische Julius-Maximilians-Universität Würzburg, 2005
- [Int11] website der Firma KaVo Dental GmbH, www.kavo.com, Abruf vom: 01.04.2011
- [Inv11] website der Firma Invivo GmbH, www.invivo-gmbh.de, Abruf vom: 01.04.2011
- [Jos11] website des St. Joseph's Hospital, Phoenix, Arizona, <http://www.thebarrow.org>, Abruf vom: 01.04.2011
- [Kam96] Kamps, T., Modellstrahltriebwerke: Komponenten, Selbstbau, Praxis, Verlag für Technik und Handwerk, Baden-Baden, 1996
- [Kir09] Kirschner, M., Über Nagelextension, Beiträge Zur Klinischen Chirurgie, Tübingen, 1909
- [Kir11] website der Firma BF Medizintechnik GmbH, <http://www.kirschner-draht.de>, Abruf vom: 01.04.2011
- [Kol94] Koller, R., Prinziplösungen zur Konstruktion technischer Produkte, Springer Verlag, Berlin, 1994

- [Kön03] König, C. W., Magnetic resonance-guided transcortical biopsy of bone marrow lesions using a magnetic resonance imaging-compatible piezoelectric power drill: preliminary experience, Investigative Radiology, Wolters Kluver Verlag, Amsterdam, 2003
- [Kun03] Firmenschrift L-Tech AG, Konstruieren mit Kunststoffen, Jona, Schweiz, 2003
- [Läs99] Lässig, H., Die Zahnheilkunde in Kunst- und Kulturgeschichte, DuMont Verlag, Köln, 1999
- [Led11] website des National Institute for Health, USA, <https://intramural.nhlbi.nih.gov>, Abruf vom: 01.04.2011
- [Lee10] Firmenschrift LEE Springs Ltd., Spring Technology Innovations, Wokingham, England, 2010
- [Loh09] Lohmann, J., Zahnradgetriebe, Grundlagen, Konstruktionen, Anwendungen in Fahrzeugen, Springer Verlag, Berlin, 2009
- [Mat31] Matthews, S. S., A simple wire pin skeletal traction apparatus, The Journal of Bone and Joint Surgery, London, 1931
- [Max11] website der Max Planck Gesellschaft, <http://www.max-planck-innovation.de>, Abruf vom: 01.04.2011
- [Med09] Bundesjustizministerium, Medizinproduktegesetz in der Fassung der Bekanntmachung vom 7. August 2002, das zuletzt durch Artikel 12 des Gesetzes vom 24. Juli 2010 geändert worden ist, Bundesjustizministerium, Berlin, 2011
- [Mic08] Firmenschrift Firma Micronor, MR compatible encoder, Regensdorf, Schweiz, 2008
- [Mol30] Firmenschrift Dow Corning Corp., Schmierstoff Molykote EM-30L, Midland, Michigan, USA, 2007
- [Mol50] Firmenschrift Dow Corning Corp., Schmierstoff Molykote EM-50L, Midland, Michigan, USA, 2007
- [Mol68] Firmenschrift Dow Corning Corp., Schmierstoff Molykote G68, Midland, Michigan, USA, 2002
- [Mül09] Müller-Mai, C., Ekkernkamp, A., Frakturen: Klassifikation und Behandlungsindikation, Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 2009
- [Mur06] Murrenhoff, H., Gauchel, W., Grundlagen der Fluidtechnik: Pneumatik, Shaker Verlag GmbH, Aachen, 2006

- [Nie34] Niedringhaus, R. E., Improved methods in applying the Kirschner pin by hand or electric power, The Journal of Bone and Joint Surgery, London, 1934
- [Nor52] Norlen, P., Dental engine for compressed air, amerikanisches Patent US26180614, 1952
- [Pei03] Peirs, J., Reynaerts, D., Verplaetsen, F., Development of an axial microturbine for a portable gas turbine generator, Journal of Micromechanics and Microengineering, IOP Publishing, Bristol, 2003
- [Pol11] Firmenschrift Polytron Kunststofftechnik GmbH, Sterilisierbarkeit von Kunststoffen, Bergisch-Gladbach, 2011
- [Pos11] website der Firma Poshbikes Ltd., www.poshbikes.com, Abruf vom: 01.04.2011
- [Rad02] Rademaker, G., Nichtinvasives Temperaturmonitoring mit der Magnetresonanz-Tomographie bei medizinischen Thermoerapien mit fokussiertem Ultraschall oder Laser, Ruprecht - Karls - Universität Heidelberg, 2002
- [Rei02] Reiser, M., Magnetresonanztomographie, Springer Verlag, Berlin, 2002
- [Rhi69] Rhinelander, F. W., Pistol-Grip Conversion of an Air Drill, The Journal of Bone and Joint Surgery, London, 1969
- [Ris03] Firmenschrift Climax Molybdenum Company, Properties of Molybdenum Disulfide, Phoenix, Arizona, USA, 2003
- [Ruc10] Ruchholtz, S., Wirtz, D. C., Orthopädie und Unfallchirurgie essentials, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2010
- [Rup96] Ruppelt, E., Druckluft Handbuch, Vulkan Verlag, Essen, 1996
- [Sch10] Firmenschrift Schmolke Carbon GmbH, Kunststoffschrauben, Konstanz, 2010
- [Sch72] Schmidt, H., Röber, H., Kunststoffe als Federwerkstoffe, Sonderdruck aus Maschinenmarkt Industriejournal, Vogel Verlag, Würzburg, 1972
- [Sch96] Schenck, J. F., The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging, Medical Physics Journal, American Association of Physicists in Medicine, College Park, Maryland, USA, 1996
- [See09] Seebauer, C. J., Bail, H. J., Wichlas, F., Jung, T., Papanikolaou, I. S., Voort, I. V. D., Rump, J. C., Schilling, R., Winkelmann, A., Walther, T., Chopra, S. S., Teichgräber, U., Osteochondral Lesions of the Talus: Retrograde Drilling with High-Field-Strength MR Guidance, Radiology, Radiological Society of North America, Oak Brook, Illinois, USA, 2009

- [She01] Shellock, F. G., Metallic Surgical Instruments for Interventional MRI Procedures: Evaluation of MR Safety, Journal of Magnetic Resonance Imaging, International Society for Magnetic Resonance in Medicine, Berkeley, California, 2001
- [Sie06] Siegloch, H., Strömungsmaschinen, Grundlagen und Anwendung, Carl Hanser Verlag, München, Wien, 2006
- [Spa03] Spanodimos, M., Polygonprofile P3G und P4C, Applikationen, wirtschaftliche Fertigung und vergleichende Untersuchung mit anderen Welle -Nabe Verbindungen, Institut für Fertigungstechnik Technische Universität Graz, 2003
- [Sti49] Stiefel, D. M., Adaptations of the surgical engine, The Journal of Bone and Joint Surgery, London, 1949
- [Sto07] Stoianovic, D., Patriciu, A., An New type of Motor: Pneumatic Step Motor, IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, New York, 2007
- [Str04] Strankmüller, Y., Geschichte: Der Bohrer, mehr als ein traditionelles Werkzeug, Dentalzeitung, Leipzig, 2004
- [Str07] Firmenschrift Stryker Neuro Spine ENT Ltd., Maestro MR compatible Drill, Kalamazoo, Michigan, USA, 2007
- [Str98] Strobel, M., Arthroskopische Chirurgie, Springer Verlag, Berlin, 1998
- [Sug10] Sugimoto, M., Osirix Mixed Reality Image Overlay Surgery, Teikyo University Chiba Medical Center, Tokyo, Japan, 2010
- [Syn10] Firmenschrift Synthes, User Manual Compact Air Drive II, Paoli, Pennsylvania, 2010
- [Syn11] Rueedi, T. P., Buckley, R., Moran, C. G., AO-Prinzipien Frakturmanagement, Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart, 2008
- [Tie03] Tietze, W., Handbuch Dichtungspraxis, Vulkan Verlag, Essen, 2003
- [Tre06] Trechow, P., Schrauben aus Kunststoff übertrumpfen solche aus Titan, VDI nachrichten, Düsseldorf, 2006
- [Uec10] Uecker, M., Zhang, S., Voit, D., Karaus, A., Merboldt, K.-D., Frahm, J., Real-time MRI at a resolution of 20 ms, NMR in Biomedicine, John Wiley & Sons, Hoboken, New Jersey, USA, 2010
- [Vic10] Firmenschrift Victrex plc, PEEK - Eigenschaften und technische Daten, Lancashire, England, 2010
- [War11] website des kanadischen Kriegsmuseums, www.warmuseum.ca, Abruf vom: 01.04.2011

- [Was11] Firmenschrift Ingersoll Rand, Water Jet Cutting, Davidson, North Carolina, USA, 2010
- [Wei09] Weishaupt, D., Koechli, V. D., Marincek, B., Eine Einführung in Physik und Funktionsweise der Magnetresonanzbildgebung, Springer Verlag, Berlin, 2009
- [Wen04] Wendt, O., Entwicklung einer spulenintegrierten und automatisch gesteuerten Biopsieeinrichtung zur histologischen Abklärung von Kleintumoren in der MR-Mammadiagnostik, Charité Universitätsmedizin Berlin, 2004
- [Wil08] Will, D., Gebhardt, N., Hydraulik: Grundlagen, Komponenten, Schaltungen, Springer Verlag, Berlin, 2008