

Roboterkomponenten für den kryogenen Arbeitsraum

Entwicklung von Festkörpergelenken und monolithischen Greifersystemen für eine Parallelroboterstruktur

Philipp Jahn^{1*}, Frank Ihmig², Yves Olsommer², Margit Biehl², Annika Raatz¹

¹ Leibniz Universität Hannover, Institut für Montagetechnik, An der Universität 2, 30823 Garbsen, Deutschland
jahn@match.uni-hannover.de, raatz@match.uni-hannover.de

² Fraunhofer-Institut für Biomedizinische Technik IBMT, Abteilung Biomedizinische Mikrosysteme, Joseph-von-Fraunhofer-Weg 1, 66280 Sulzbach/Saar, Deutschland
frank.ihmig@ibmt.fraunhofer.de, yves.olsommer@ibmt.fraunhofer.de, margit.biehl@ibmt.fraunhofer.de

* Korrespondenzautor

Kurzfassung

In der heutigen Industrie ist die Automatisierung ein allgegenwärtiger Faktor, selbst in Nischenanwendungen wie der Kryokonservierung. Die manuelle Handhabung von biologischen oder toxischen Proben ist in Forschungseinrichtungen immer noch die Norm. Die Konservierung und Lagerung solcher Proben erfolgt in sogenannten Kryobanken bei Temperaturen zwischen -130 °C und -196 °C. In heute üblichen Kryobanken werden die Proben oft mit sperriger Schutzkleidung von Hand ein- und ausgelagert oder bewegt. Dies ist notwendig, da ein erhebliches Verletzungsrisiko für den Arbeiter durch Kälteverbrennungen sowie eine Gefährdung der Probenintegrität durch Beschädigung und Erwärmung oder auch Temperaturwechsel besteht. Zur Überwindung dieser Probleme ist eine Vollautomatisierung bei Temperaturen unter -130 °C wünschenswert. In diesem Beitrag wird das von der DFG geförderte Projekt "Methoden zur Automatisierung von Handhabungsprozessen unter kryogenen Umgebungsbedingungen" vorgestellt und erläutert. Dabei wird besonders auf die Teilaspekte der Greifertechnologie sowie der Optimierung der verwendeten Festkörpergelenke eingegangen.

Stichwörter:

Parallelroboter, monolithischer Greifer, Festkörpergelenke, Automatisierung, Kryotechnik, Kryobanken

1 Einleitung

Automatisierung ist allgegenwärtig und hält Einzug in immer mehr stark spezialisierte Anwendungen - zum Beispiel im Bereich der Kryokonservierung. Unter Kryokonservierung versteht man das Einfrieren und Lagern von Zellmaterialien unter kryogenen Bedingungen, d.h. bei Temperaturen zwischen -130 °C und -196 °C in einer Kryobank. In ihrer einfachsten Form sind dies Dewargefäße, die mit flüssigem Stickstoff gekühlt werden. Es werden aber auch große halbautomatische Systeme eingesetzt, hauptsächlich für eine zeitlich unbegrenzte Lagerzeit. Auch in solchen Systemen werden die Proben noch von Hand eingelagert, umgeordnet oder entnommen. Die niedrigen Temperaturen bergen eine ganze Reihe von Risiken für die manuelle Handhabung des Zellmaterials, das in der Regel in kleinen Probenröhrchen aufbewahrt wird. Einerseits ist der Arbeiter trotz der Verwendung von Schutzhandschuhen dem Risiko schwerer Kaltverbrennungen durch Kontakt mit den Proben ausgesetzt, andererseits erschwert die Verwendung von steifer und sperriger Schutzkleidung die Probenhandhabung sehr. Darüber hinaus geht die manuelle Handhabung durch den Arbeiter immer mit dem Auftreten menschlicher Fehler einher, wie z.B. der unbeabsichtigten Verwechslung von Probenröhrchen. Zu guter Letzt besteht auch eine Gefahr für das Zellmaterial selbst. Die manuelle Handhabung erfordert einen Zugang zum Handhabungsbereich der Kryobank, was unweigerlich zu einer Wärmebrücke führt. Der Wärmeeintrag von außen erhöht die Temperatur im Inneren der Kryobank. Dies führt im schlimmsten Fall zu einer Unterbrechung der Kühlkette und zu interzellulärer Eisbildung in den Proben, was wiederum zu irreversiblen Schäden am Zellmaterial führt. Um die mit der manuellen Probenhandhabung verbundenen Risiken zu vermeiden und um die Effizienz und Reproduzierbarkeit der Probenhandhabung zu erhöhen, ist eine Automatisierung der Handhabungsprozesse während der Kryokonservierung wünschenswert.

2 Rahmenbedingungen des Projektes

Im Rahmen des Projektes "Methoden zur Automatisierung von Handhabungsprozessen unter kryogenen Umgebungsbedingungen" wird am Institut für Montagetechnik (match) der Leibniz Universität Hannover in enger Zusammenarbeit mit dem Fraunhofer-Institut für Biomedizinische Technik (IBMT) ein Parallelroboter zur Realisierung einer solchen Vollautomatisierung entwickelt.

Dazu soll eine bestmöglich dimensionierte Roboterstruktur in einen bestehenden Tieftemperaturbehälter integriert werden. Die Möglichkeit, die Antriebe im warmen Bereich außerhalb des Lagerbehälters zu platzieren, macht die Parallelstruktur für den Einsatz in kryogener Umgebung interessant, da sie eine Entkopplung der Antriebstechnik vom kryogenen Handhabungsbereich ermöglicht. Die Antriebsbewegung wird dann über passive Gelenke auf die Endeffektorplattform übertragen. Herkömmliche Gelenke wie Gleit- oder Wälzlager, die auf form- oder kraftschlüssigen Verbindungen basieren, benötigen jedoch eine Schmierung und sind daher als passive Gelenke bei kryogenen Temperaturen ungeeignet. Aufgrund der temperaturabhängigen Viskosität des Schmierstoffs kann dieser seine Funktion nicht mehr erfüllen und die Gelenke können verklemmen. Aus diesem Grund sollten für passive Verbindungsgelenke stattdessen Festkörpergelenke verwendet werden. Um eine für den Einsatz in einer Kryobank geeignete Parallelstruktur zu ermitteln, wurde in früheren Arbeiten eine Struktursynthese auf Basis der Anforderungen an die Kinematik des Roboters durchgeführt. Neben der direkten Kinematik wurde auch die inverse Kinematik der Struktur modelliert, um die Abhängigkeit der Gelenkwinkelbereiche vom benötigten Arbeitsraum zu bestimmen. Darauf aufbauend wurde ein MATLAB-Tool entwickelt, welches dazu dient, die geometrischen Abmessungen der parallelkinematischen Struktur so zu optimieren, dass die maximalen Auslenkungswinkel der passiven Gelenke minimal sind. Zu diesem Zweck werden dem Tool die Abmessungen des verfügbaren Bauraums und des zu überdeckenden Arbeitsraums vorgegeben.

2.1 Anforderungen an den Parallelroboter

Der zu entwickelnde Roboter unterliegt einer Reihe von geometrischen Beschränkungen. Die Abmessungen des Bauraums entsprechen den Innenmaßen eines Kryolagerbehälters vom Typ BIOSAFE® der Firma Cryotherm, der für den Demonstrator verwendet werden soll (Bild 1). Der nutzbare Innenraum ist durch die rote Strichlinie hervorgehoben. Er verfügt über eine Höhe von 680 mm und einen Innendurchmesser von 600 mm. Für die Lagerung der Probenröhrchen im Kryolagerbehälter sollen Racks des Typs Micronic 96-3 verwendet werden (Bild 2), zwischen denen die Röhrchen von dem Manipulator transferiert werden sollen. Die Höhe des Racks samt Probenröhrchen beträgt 45,2 mm und die Probenröhrchen selbst sind 44 mm hoch. Damit es während des Pick-and-



Bild 1: Kryolagerbehälter vom Typ BIOSAFE® der Firma Cryotherm [1]

Place-Prozesses nicht zu Kollisionen zwischen dem zu transferierenden und den in den Racks gelagerten Probenröhrchen kommt, wird die Höhe des notwendigen Arbeitsraums zu 110 mm gewählt, damit ein Sicherheitsabstand von ca. 20 mm vorliegt. Um die Fläche des Arbeitsraums möglichst klein zu halten, werden die Racks längs nebeneinander platziert (Bild 2).

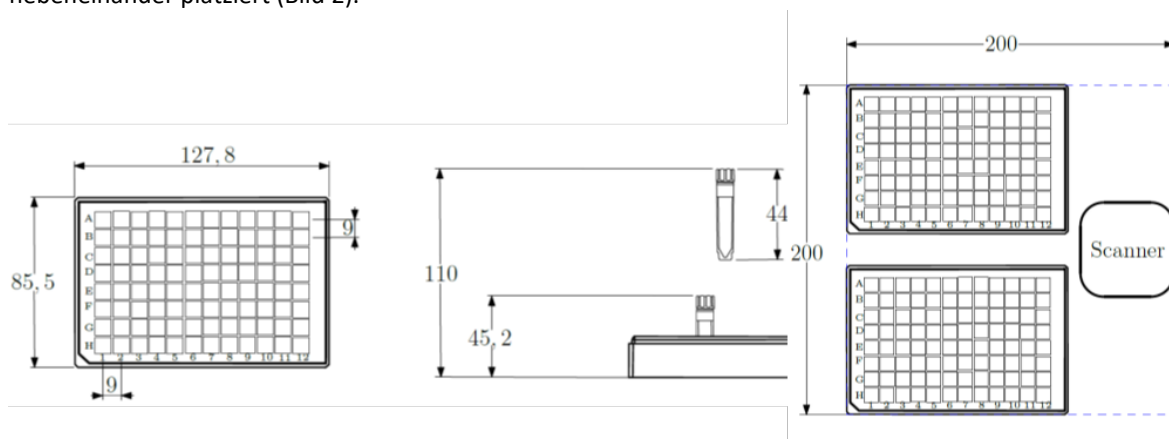


Bild 2: Rack vom Typ Micronic 96-3 und Anordnung der Racks

Der Platz daneben wird für einen Scanner genutzt, der der Identifikation der Probenröhrchen dienen soll. Die daraus resultierende quadratische Fläche des Arbeitsraums ist durch die blaue Strichlinie hervorgehoben. Die Seitenlänge beträgt 200 mm. Eine Anforderung des Projektes war, dass sich die gesamte Antriebstechnik außerhalb des Kaltbereiches befinden muss. Dies wurde durch die vertikale Anordnung der Antriebe in Form von Elektroschnecken auf der Deckplatte des Kryobehälters realisiert. Die passiven Gelenke der seriellen Kettensegmente sind in Anlehnung an [2] als Kardangelenke ausgelegt (Bild 3). Diese Kardangelenke sind aus einer Reihe von monolithischen Einzelgelenken zusammengesetzt, deren Funktionsweise nachfolgend beschrieben wird.

2.2 Anforderungen an die Gelenke

An die passiven Gelenke des Roboters werden äußerst hohe Anforderungen gestellt: Die extremen Temperaturen von unter -130 °C lassen den Einsatz klassischer Starrkörpersysteme wie Kugelgelenken aufgrund des Einfrierens von Schmiermitteln oder dem Verkleben von Komponenten durch Kaltschrumpfung nicht zu. Um diese Nachteile zu vermeiden, werden Festkörpergelenke in Form von kohäsiven Drehgelenken eingesetzt. Aufgrund ihres monolithischen Aufbaus gibt es keine sich gegeneinander bewegenden Teile. Ein Verkleben ist nicht

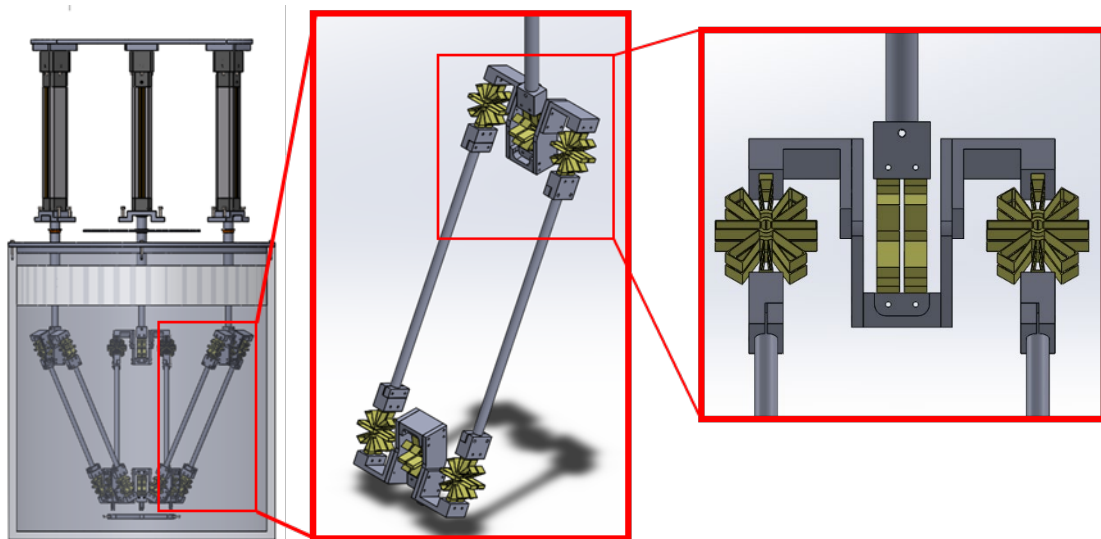


Bild 3: Aufbau des Parallelroboters mit Detaildarstellung der Kettensegmente und Kardangelenke

möglich. Zudem kann auf den Einsatz von Schmiermitteln verzichtet werden. Ein wesentlicher Nachteil von Festkörpergelenken ist jedoch ihre geringe Beweglichkeit im Vergleich zu konventionellen Gelenken. Daher kann ein Parallelroboter auf der Basis von Festkörpergelenken – je nach Beschränkung des benötigten Drehwinkels – einen deutlich reduzierten Arbeitsbereich haben, verglichen mit einem ansonsten identischen Parallelroboter mit konventionellen Gelenken. Darüber hinaus ist der negative Einfluss kryogener Umgebungsbedingungen auf das Verformungsverhalten von Festkörpergelenken bisher nicht im Detail untersucht worden.

Im Rahmen des Projektes wurde auf der Grundlage der Arbeiten von Robert Fowler und anderen [3,4] ein kaskadierendes Festkörpergelenk entwickelt. Aufgrund des kontinuumsmechanischen Problems ist ein sequenzieller Ansatz der Konzeptsynthese und konstruktiven Entwicklung des Designs nicht ohne weiteres auf die bestehenden Festkörpergelenke übertragbar. Das angewandte Verfahren folgt der Idee einer topologieoptimierten Struktur, die in einer anderen Arbeit näher beschrieben wird. Die Materialverteilung wird im Rahmen bestimmter konstruktiver und fertigungsbedingter Restriktionen variiert und die Veränderung der Lastfälle anschließend bewertet. Das kohäsive Drehgelenk wird aus der Titanlegierung TiAl6V4 im Lasersinterverfahren hergestellt, aufgrund der überlegenen Eigenschaften dieses Werkstoffes unter kryogenen Bedingungen. Mit Hilfe mehrerer Gelenke werden dann die für die Makrostruktur des Parallelroboters notwendigen Kardangelenke konstruiert. Schließlich werden die entwickelte optimierte Struktur und die Festkörpergelenke in die Konstruktion eines Parallelroboters übertragen. Das resultierende Modell wird dann in ANSYS simuliert, um die notwendigen Antriebskräfte und auftretenden Positionsabweichungen zu ermitteln.

3 Optimierung der Gelenkgeometrie

3.1 Gelenkgeometrie

In Anknüpfung an die Arbeiten von [2] und [3-5] wurde ein kaskadiertes Festkörperdrehgelenk entwickelt, das insgesamt 16 Bereiche mit reduziertem Querschnitt seriell verbindet (Bild 4). Diese Dünnstellen (1) sind um einen zentralen Verbindungspunkt (2) angeordnet. Um diesen Drehpunkt sind vier Bereiche mit vergleichsweise großem Querschnitt - sogenannte Shuttles (3) - angeordnet, die für axiale Stabilität sorgen. Die Dünnstellen bilden sechs sogenannte "Flügel". Neben der gewünschten Drehbewegung muss bei der Strukturentwicklung auch eine Kraft-Verformungs-Charakteristik entlang der Haupt- und Nebenachse (auch parasitäre Achsen genannt) sowie die Formstabilität berücksichtigt werden. Die relevanten Belastungspfade und höchstbeanspruchten Punkte des Prototyps werden identifiziert. Dann wird die Materialverteilung innerhalb bestimmter Design- und Produktionsbedingungen variiert. Schließlich wird die Veränderung in verschiedenen Lastfällen bewertet. Die Verbindung wird im FEM-Programm ANSYS simuliert, um alle möglichen Lastfälle zu untersuchen. Dabei wurde darauf geachtet, dass die maximal auftretenden Vergleichsspannungen die maximalen Spannungen, die das Material unter

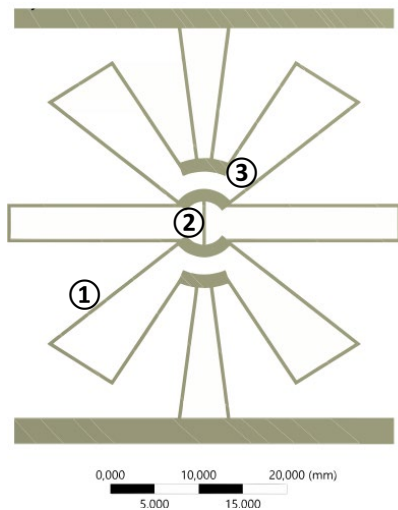


Bild 4: Festkörpergelenk (FKG)

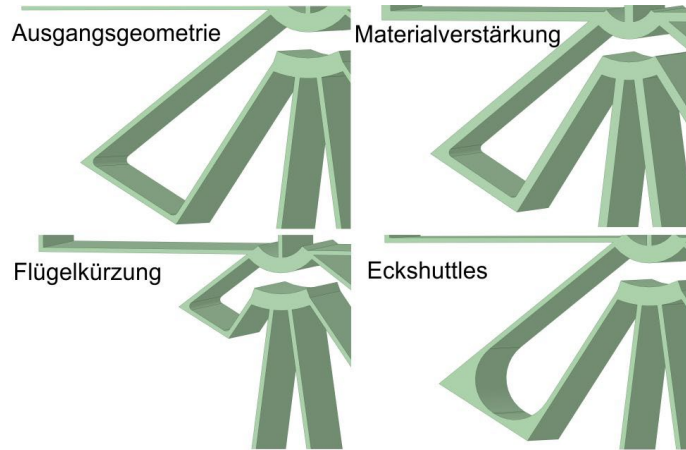


Bild 5: Geometrische Anpassungen des FKG

kryogenen Bedingungen tragen kann, nicht überschreiten. Dies wird durch die Verteilung des für die gesamte Verbindung zu erreichenden Biegewinkels auf die seriell verbundenen 16 Dünnstellen der Verbindung ermöglicht. Anpassungen der geometrischen Parameter haben das primäre Ziel, die unerwünschte Verformung des Gelenks entlang der parasitären Achsen zu minimieren, ohne die Hauptfunktion des Drehgelenks einzuschränken (Bild 5). Mögliche Anpassungen sind die Materialdicke des gesamten Gelenkquerschnitts, die Länge der Flügel und das Einfügen von Eckverstärkungen, um ein Aufbiegen der Flügel zu verhindern. Alle drei Parameter führen zu einer unterschiedlich starken Versteifung des Festkörpergelenks. Diese Maßnahmen können die unerwünschte Verformung des Gelenks verhindern, ohne die Biegefähigkeit des Gelenks zu begrenzen oder die maximal erträgliche Spannung im Gelenk zu überschreiten. Die Parameter sind nicht beliebig veränderbar. Die geometrischen und fertigungsbedingten Gegebenheiten unterwerfen die Parametrisierung einer ganzen Reihe von Beschränkungen, sodass im letztendlich resultierenden Simulationsplan 222 verschiedene Gelenkgeometrien untersucht werden konnten.

3.2 Simulation und Auswertung

Die Grundgeometrie des Festkörpergelenks wird mit Solid Works erstellt. Anschließend werden die anzupassenden Geometrieparameter eingefügt und das Modell in ANSYS parametrisiert. Die Netzqualität des Modells beeinflusst die berechnete Steifigkeit in der Simulation wesentlich [6]. Um einen Kompromiss zwischen der notwendigen Simulationszeit und einer ausreichenden Genauigkeit zu finden, ist die Anzahl der verwendeten Knoten pro Modell auf 8200 begrenzt, was in einer Rechenzeit von rund drei Minuten pro Gelenk resultiert. Abhängig von den gewählten geometrischen Proportionen können unterschiedliche Biegewinkel erreicht werden, bevor die Verformung kritische Spannungen in den Bauteilen verursacht. Da ein minimaler Winkel von zwanzig Grad für jedes Festkörpergelenk ausreicht, um die Parallelroboterstruktur zu realisieren, wurde geprüft, ob alle Gelenkvarianten diesen Winkel darstellen können und wenn ja, welcher maximale Winkel von allen Gelenken erreicht werden kann. Die Voruntersuchungen zeigten, dass der kleinste Biegewinkel, der durch elastische Verformung aller Gelenke erreicht werden kann, 27,75 Grad beträgt. Dieser Winkel wurde als fester Wert für die

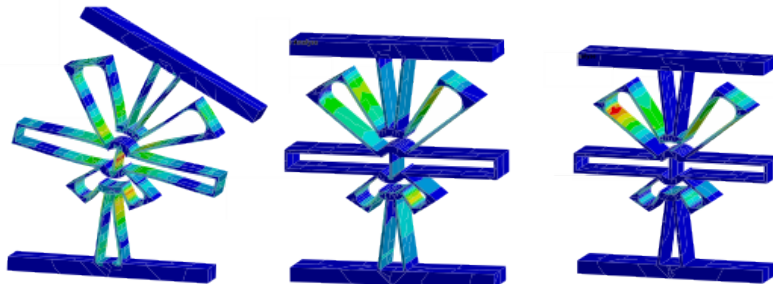


Bild 6: Simulation der Belastungsfälle in ANSYS

Simulationen angenommen. Somit können sowohl die erforderliche aufgebrauchte Biegekraft als auch die maximal auftretenden von Mises Spannungen als Zielgröße verwendet werden. Zusätzlich zur Biegung werden die Gelenke auch auf Zug in y-Richtung und Scherung in x-Richtung belastet, um eine Verformung entlang der parasitären Achsen zu untersuchen (Bild 6). Die Zielgrößen für diese Lastfälle sind die Abweichungen von der Ausgangslage entlang dieser Achsen.

Die grafische und rechnerische Analyse dieser Simulationsreihen erfolgte in [7]. Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass zwischen den Zielgrößen und den einzelnen Geometrieparametern kein linearer Zusammenhang besteht. Für einen multivariaten Analyseansatz eignet sich eine Regressionsanalyse auf der Basis eines Polynoms. Auf der Grundlage von [7] wird jedoch angenommen, dass die Parameter selbst in ihrer Wirkung auf die Zielparame-ter voneinander abhängen und daher kein lineares Regressionsmodell zugrunde gelegt werden kann. Zu diesem Zeitpunkt können jedoch bereits qualitative Aussagen über den Einfluss der Geometrieparameter auf die Zielvariablen gemacht werden. Es konnte jedoch gezeigt werden, dass die geometrische Anpassung der Verbindung eine signifikante Verringerung der Abweichungen von der Soll-Position um 95% erlaubt, ohne die Funktionalität einzuschränken oder die kritischen Vergleichsspannungen zu überschreiten.

3.3 Optimierung der Gelenke

Wie bereits im vorangegangenen Kapitel erwähnt war eine direkte, vollparametrische Charakterisierung der Zielgrößen aus der Simulation nicht möglich. Als erste Optimierungsstrategie wurde deshalb eine mehrdimensionale Pareto-Optimierung versucht. Dabei werden alle untersuchten Gelenke mit ihren Zielgrößen Biegekraft, Abweichung von der Soll-Position durch Biegung und auftretenden von Mises Spannungen in einem dreidimensionalen Graphen als Punktwolke aufgetragen. Die am äußersten Rand liegenden Objekte werden als Paretomenge oder Paretofront bezeichnet. Sie sind definiert durch einen Zustand, in dem die Verbesserung einer der Zielgrößen zu einer Verschlechterung der restlichen Zielgrößen führen würde. Bild 7 zeigt die 107 Gelenkvariationen, die nach dieser Definition als „Pareto-optimal“ gelten.

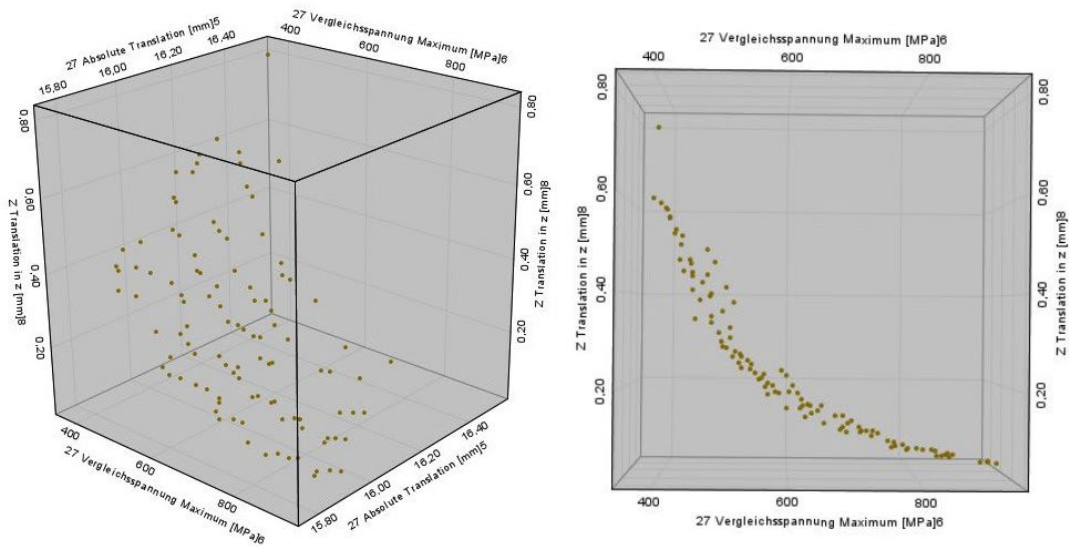


Bild 7: Ergebnisse der ersten Iteration der mehrstufigen Pareto-Optimierung

Nun muss eine Beurteilung dieser optimalen Gelenkvariationen erfolgen. Die aufzubringende Biegekraft ist über eine ausreichende Dimensionierung der Antriebe leicht zu realisieren. Die Gelenke wurden im Vorfeld der Simulation bereits so ausgelegt, dass die auftretenden Spannungen niemals zu einer plastischen Verformung der Bauteile führen können. Daraus folgt, dass den Abweichungen von der Soll-Lage die entscheidende Rolle zukommt. Die Biegekraft und die von Mises Spannungen wurden deshalb durch eine weitere Abweichung von der Soll-Lage durch die Zug- beziehungsweise Scherbelastung ersetzt (zum Vergleich siehe Abschnitt 3.2). Die verbliebenen 107 Gelenkvariationen wurden nun noch einmal einer Pareto-Optimierung unterzogen. Die verbleibenden 59 Gelenkvariationen sind in Bild 8 dargestellt. Aus diesem Graphen lässt sich ableiten, dass die Abweichung von der Soll-Lage bei Scherbelastung unabhängig ist von den anderen Ergebnisgrößen, da alle Objekte der Punktwolke auf einem Linienprofil liegen.

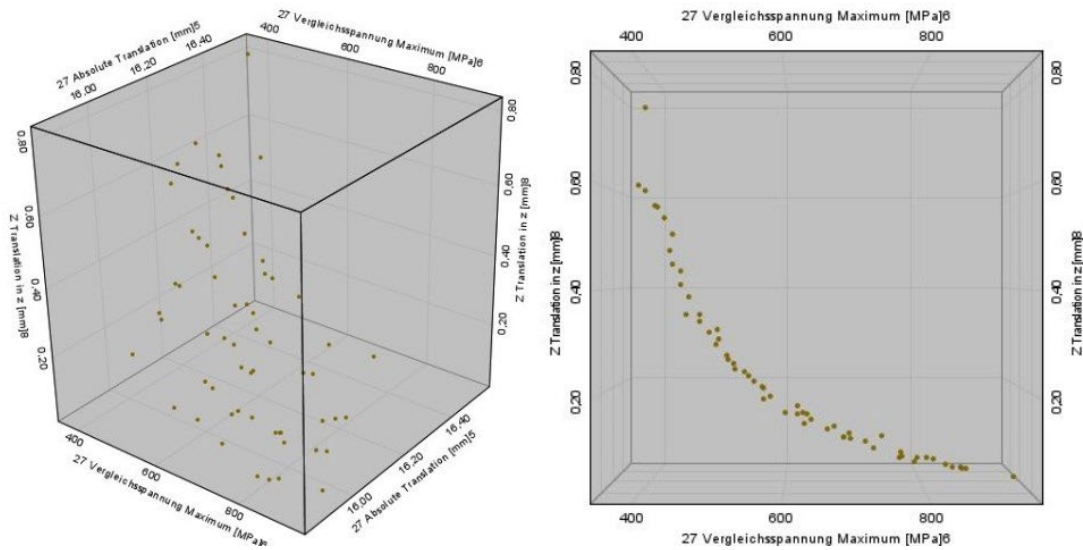


Bild 8: Ergebnisse der zweiten Iteration der mehrstufigen Pareto-Optimierung

Gruppiert man die Gelenkvariationen nach Ihren Geometrieparametern (Vergleich Bild 5), so konnte festgestellt werden, dass alle verbliebenen Gelenke eine nahezu gleiche Flügellänge aufwiesen, während die anderen Geometrieparameter in verschiedenen Kombinationen vertreten waren. Tabelle 1 enthält alle aus der Pareto-Optimierung hervorgehenden Gelenkvariationen die eine Flügellängenkürzung von 10 mm aufweisen. Bei Betrachtung der Tabelle fällt auf, dass trotz der geringen Abweichung von der Soll-Lage durch Biegung und der geringen Anzahl von nur acht Gelenken, eine relativ weite Variation zwischen den restlichen Ergebnisgrößen vertreten ist. Dies lässt einen weiten Spielraum bei der Auswahl zwischen den optimalen Gelenken zu. Für diese acht Gelenke wurde nun die Simulation mit einer deutlich höheren Auflösung wiederholt, um die Ergebnisgenauigkeit noch einmal zu steigern. Dies führte zu einer Erhöhung der Werte für die auftretenden von Mises Spannungen von 10 bis 15 Prozent. Als Konsequenz erfüllten zwei der ausgewählten Gelenke nicht mehr die Bedingung, dass keine plastischen Verformungen auftreten dürfen und wurden aus der Auswahl entfernt. Die verbliebenen Gelenke wurden nun als Funktionsmuster für anschließende Versuche gefertigt.

Tabelle 1: Auswertung der Simulation; Ergebnisse geordnet nach den angepassten Geometrieänderungen. Gezeigt wird eine Auswahl mit Priorität auf den Kürzungen der Flügel

Balkenverbreiterung [mm]	Flügel kürzung [mm]	Radius Shuttles [mm]	Quer-kraft [N]	Abweichung Biegebelastung [mm]	Vergleichs-spannung [MPa]	Abweichung Zugbelastung [mm]	Abweichung Scherbelastung [mm]
0,1	10	2,4	53,491	15,859	629,205	0,172	0,325
0,3	10	2	134,875	15,861	821,612	0,077	0,139
0	10	3,2	29,102	15,865	528,403	0,272	0,545
0,3	10	2,4	138,029	15,872	841,231	0,072	0,135
0,1	10	3,2	55,566	15,878	671,100	0,148	0,296
0,2	10	2,4	89,913	15,882	725,194	0,106	0,201
0,3	10	2,8	139,533	15,890	850,066	0,068	0,130
0,4	10	2,8	204,790	15,936	919,230	0,047	0,092
0	0	0	16,675	16,585	352,348	1,004	1,463

4 Herstellung der Gelenke

Die Herstellung der ausgewählten optimierten Funktionsmuster erfolgte durch selektives Laserschmelzen (SLM). Dieses Verfahren wurde vom Fraunhofer-Institut für Lasertechnik (ILT) entwickelt und gehört zur Gruppe der additiven Strahlschmelzverfahren und unterscheidet sich deutlich von bekannten 3D-Druckverfahren wie dem Fused Deposition Modelling (FDM), bei dem Polymerfilament aufgeschmolzen und durch eine Extruderdüse auf einer Basisplatte Schicht für Schicht abgeschieden wird. Bei SLM-Prozessen wird das resultierende Bauteil zwar

ebenfalls schichtweise aufgebaut, allerdings wird dazu eine dünne Schicht Metallpulver auf eine Grundplatte aufgetragen und durch einen Laser erhitzt. Im Vergleich zum Lasersintern wird beim Laserschmelzen das Pulver lokal vollständig umgeschmolzen und bildet nach der Erstarrung eine feste Materialschicht. Dadurch kann eine höhere Dichte des Druckstücks erzeugt werden und es wird gewährleistet, dass die mechanischen Eigenschaften des resultierenden Bauteils weitestgehend denen des Grundwerkstoffes entsprechen. Anschließend wird die Grundplatte um den Betrag einer Schichtdicke (zwischen 15 und 500 μm) abgesenkt und erneut Pulver aufgetragen. Der Laser wird über bewegliche Spiegel in der X- und Y-Achse bewegt. Überschüssiges Pulver wird nach Fertigstellung des Bauteils entfernt und kann annähernd verlustfrei für einen neuen Druck verwendet werden. Das SLM-Verfahren wurde gewählt, da es eine Abbildung der geforderten hochkomplexen Strukturen ermöglicht und – verglichen mit anderen Verfahren wie der Drahterosion – relativ kostengünstig ist. Bild 9 zeigt die fertigen FKG.



Bild 9: Kaskadierte Festkörpergelenke, gefertigt in einem SLM Verfahren aus Ti6Al4V

Die Qualität der Bauteile wurde durch eine händische Nachbearbeitung der Oberflächen nachgebessert. Generell erwies sich die Sicherstellung der Fertigungsgenauigkeit als problematisch. Die meisten kommerziell fertigenden Unternehmen geben eine Fertigungstoleranz von 0,5 mm an. Die Eigenschaften der FKG hängen aber wie oben beschrieben maßgeblich von der Dicke der verformten Dünnstellen ab. Eine Genauigkeit von 0,1 mm ist notwendig, um vergleichbare Ergebnisse der optimierten Gelenkvarianten in einem Test zu ermöglichen. Nur wenige Anbieter garantieren dies. Bild 10 zeigt beispielhaft den 3D Scan einer gefertigten Gelenkvariante. Gut zu erkennen sind die Abweichungen des realen Bauteils von der idealen Geometrie, kenntlich gemacht durch die orange Farbcodierung. In Bild 11 wird dieses Gelenk noch einmal im Detail gezeigt. Durch die 3D Scans ist es uns aber möglich, die realen Gelenkgeometrien für die Simulation nachzuahmen und so die Vergleichbarkeit von Modell und dem echten Bauteil zu gewährleisten. Nicht nur die Festkörpergelenke des zu entwickelnden Parallelroboters sollen aus einem Stück bestehen. Auch die Greifertechnologie – speziell der Endeffektor zum Greifen der Probenröhrchen – soll in einer monolithischen Art und Weise konstruiert werden.

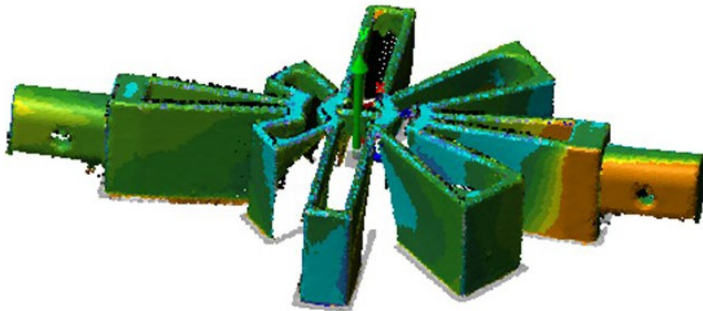


Bild 10: 3D Scan des abweichenden Gelenks



Bild 11: Aufnahme des abweichenden Gelenks

5 Monolithische Greifertechnik

Die Greifertechnik spielt neben der Roboterstruktur eine wesentliche Rolle für die Probenhandhabung. Ähnlich wie die Gelenke des Roboters soll der Greifer an der Endeffektorplattform monolithisch, also als Festkörper, gefertigt werden. Die hohe Packungsdichte der Probenbehältnisse, beispielsweise 9 mm (gängiges Rastermaß für Laboranwendungen, auf das viele Laborautomaten und Diagnostikplattformen abgestimmt sind), muss berücksichtigt werden. Für den geforderten Tieftemperaturbereich einsetzbare Greifkonzepte, die die angestrebte vollautomatische Handhabung der Proben erlauben, sind den Autoren nicht bekannt. Konventionelle Greiferaktoren (Elektroantriebe, pneumatische und hydraulische Aktorlösungen) versagen unter diesen Bedingungen ($< -80\text{ °C}$). Sonderlösungen, wie z.B. ein spezieller Schrittmotor für tiefkalte Umgebungen existieren [8], sind aber überdimensioniert hinsichtlich der erforderlichen kompakten Greifertechnik. Zur Aktuierung des Greifers könnten auch Sonderanfertigungen von kommerziellen piezoelektrischen Aktoren Verwendung finden. Diese verfügen jedoch nur über eine eingeschränkte Funktionalität im Tieftemperaturbereich, wie z.B. eine Reduzierung der Auslenkung auf 60% bei -196 °C und unipolarer Ansteuerung im Vergleich zu Raumtemperatur [9]. Im Allgemeinen kommen auch Elektromagnete für die Greiferaktuierung in Frage. Sie sind robust, langlebig, kostengünstig und in großer Auswahl kommerziell verfügbar. Aufgrund des Funktionsprinzips muss die Temperaturabhängigkeit der elektrischen Eigenschaften eines Elektromagneten berücksichtigt werden, um eine konstante Haltekraft bei tiefen Temperaturen zu gewährleisten.

Die Greifer-Entwicklung im Rahmen des Projektes zielt darauf ab, den in Bild 12 links spezifizierten, innen hohlen Deckel eines Kryoröhrchens (1,1 ml Röhrchen für 96er RoboRack von Micronic, Niederlande) mit von innen aus einanderspreizenden Backen zu greifen. In befülltem Zustand wiegt das Röhrchen 1,8 g. Bei einem angenommenen Reibungskoeffizienten von 0,5 sollte also eine Kraft von 0,018 N pro Wandseite bereits ausreichen, um das Röhrchen zu heben.

Es wurde ein Kryo-Greifer mit monolithischer Greifzange konstruiert, dessen Greifbewegung alleine durch elastische Verformung des Werkstoffs (Edelstahl 1.4301) erzielt werden kann (Bild 12 rechts).

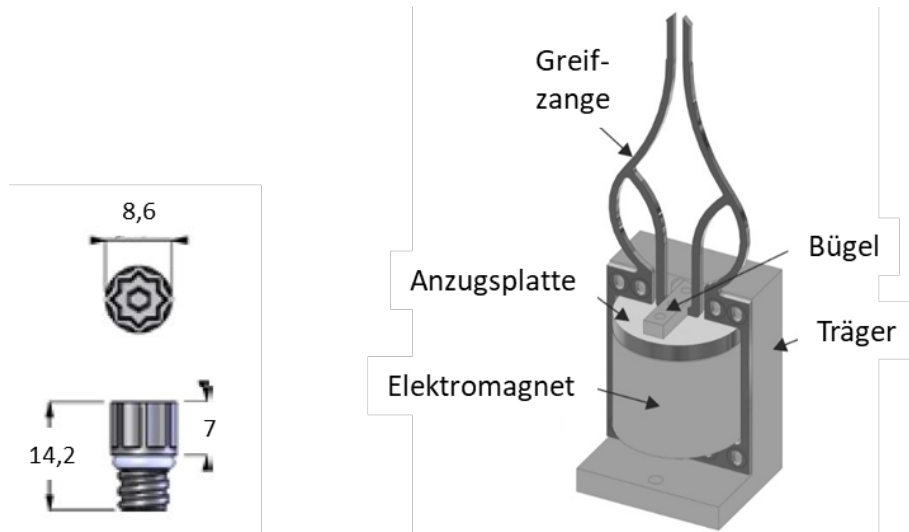


Bild 12: Spezifizierte Abmessungen des Kryoröhrchen-Deckels in mm (links); Kryo-Greifer mit monolithischer Greifzange (rechts)

Als Aktor wurde ein Elektromagnet mit einer Anzugskraft von 100 N vorgesehen, der, bei Beaufschlagung mit 12 V, eine Anzugsplatte aus VACOFLEX® 50 (Eisen-Cobalt-Legierung mit besonders hoher Sättigungsmagnetisierung und geringer Remanenz), an seine Stirnfläche zieht, und dadurch eine Zusammenführung der Greifzange erzielt. Um eine energieeffiziente Handhabung zu gewährleisten, muss der Greifer lediglich zum Einführen der Greifzange in die Deckelvertiefung und, nach erfolgtem Transfer, zum Freisetzen des Röhrchens kurzzeitig bestromt werden. Die Haltekraft während des Transfervorgangs wird stromlos durch die verformungsbedingte Rückstellkraft der monolithischen Zangenstruktur zur Verfügung gestellt. Mittels Simulation der dabei auftretenden Spannungen und Verschiebungen im CAD-Programm SolidWorks (Dassault Systèmes, Frankreich) wurde das Design optimiert. Die Ergebnisse der Simulation sind im Folgenden für die beiden Greifzustände dargestellt.

5.1 Freisetzender Zustand - bestromt

Bei 12 V Spannung am Elektromagneten wirkt eine Kraft von 100 N auf die Unterseite der Anzugsplatte, so dass diese in y-Richtung um 0,2806 mm zur oberen fixierten Stirnfläche des Elektromagneten hin verschoben wird (Bild 13 links). Dadurch können die Greifbacken so zusammengeführt werden, dass der 2,5 mm breite Spalt zwischen ihnen geschlossen wird (Bild 13 Mitte). Der breiteste Durchmesser der Zangenspitze wird dadurch um zweimal 1,224 mm verringert, d.h. der ursprüngliche Abstand von 6 mm verringert sich auf 3,552 mm. Gemäß Simulation sollte dazu bereits eine Zugkraft des Magneten von 58 N ausreichen, so dass ein großzügiger Spielraum für Toleranzen gegeben ist. Die Streckgrenze des Werkstoffs wird dabei nicht überschritten, so dass keine irreversiblen Dehnungen auftreten sollten.

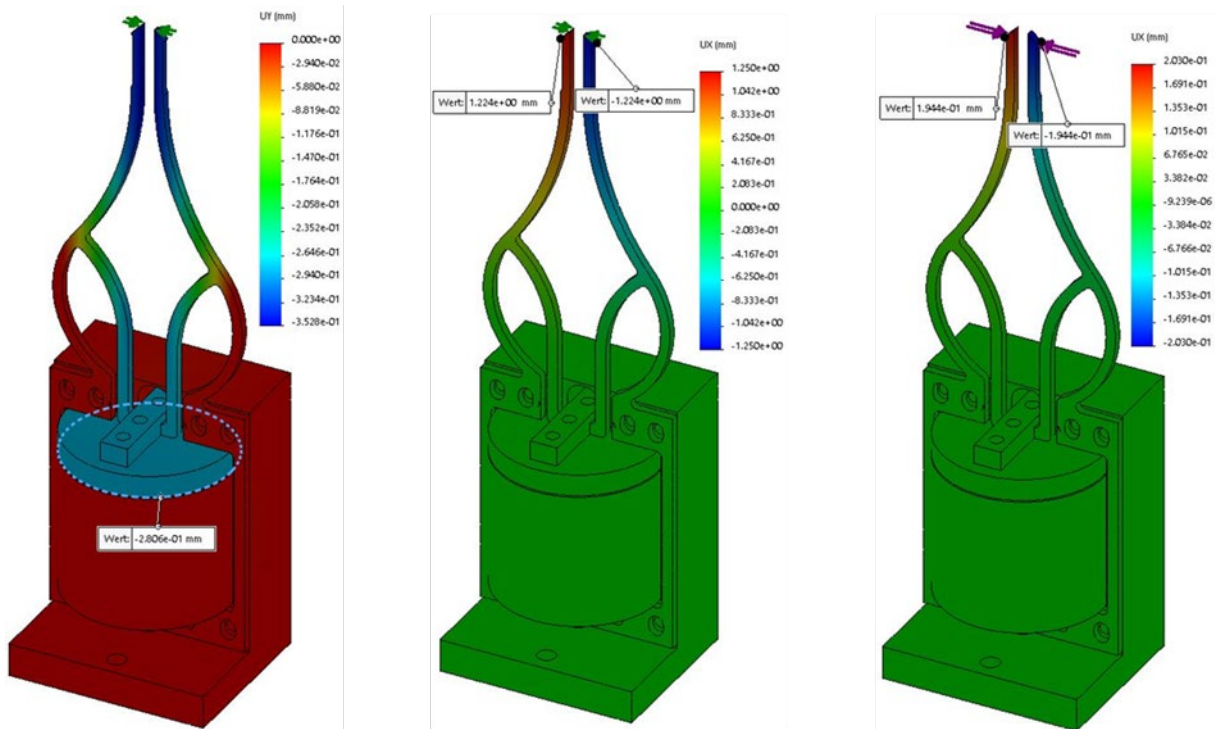


Bild 13: Verschiebung der Greiferstruktur in vertikaler (links) und horizontaler (Mitte) Richtung beim Einwirken einer Kraft von 100 N auf die Unterseite der Anzugsplatte; horizontale Verschiebung der Zangenspitze beim Einwirken einer Kraft von 0,4 N in Richtung der Pfeile (rechts)

5.2 Greifender Zustand – unbestromt

Wenn jeweils eine Kraft von 0,4 N auf die Kanten der Greifbacken einwirkt (Pfeile in Bild 13 rechts), werden diese Kanten um jeweils 0,1944 mm entgegengesetzt verschoben, so dass der Greifer insgesamt um 0,388 mm zusammenfährt (Bild 13 rechts). Bei einem vorherigen Außenabstand von 6 mm drückt der Greifer, nun auf 5,61 mm komprimiert, also mit jeweils 0,4 N gegen die innere Deckelwand. Die für den Greifer weitest mögliche Öffnung im Röhrchendeckel misst 5,57 mm; die vom Greifer ausgeübte Kraft beträgt folglich etwas mehr als 0,4 N pro Greifbacke. Das entspricht mindestens dem 22-fachen der erforderlichen Kraft, so dass das Röhrchen sicher gegriffen und transportiert werden kann.

Der Greifer mit Ankerplatte kann gegenüber der oberen Stirnseite des Elektromagneten durch eine zentrale Stell-schraube von -0,2 mm bis 0,8 mm Abstand soweit verschoben werden, bis der Greifer im bestromten Zustand vollständig schließt (ohne Toleranzen wäre das gemäß Simulation bei einem Abstand von ca. 0,3 mm der Fall). Im Rahmen des Projektes wird außerdem ein Schaltungskonzept für die Ansterelektronik des Greifers mit Mikrocontroller erarbeitet. Die Ansterelektronik wird am Greifer montiert. Es kommen konventionelle elektronische Bauelemente zum Einsatz. Der ausgewählte Elektromagnet und die elektronischen Komponenten werden bei tiefen Temperaturen charakterisiert.

6 Konzepte zur Energieübertragung

Für die Energieversorgung der Greiferaktuatorik und ihrer Ansterelektronik ist eine kontaktlose Energieübertragung wünschenswert. Generell werden kabelgebundene Lösungen für die Energieversorgung von elektronischen Modulen zwischen zwei unterschiedlich temperierten Räumen mit großem Temperaturgradienten (ΔT ca. 200 K) eingesetzt. Allerdings stellen die Kabeldurchführungen potenzielle Wärmebrücken dar und führen zu einem nicht vernachlässigbaren Wärmeeintrag in das tiefkalte System. Sonderlösungen bezüglich Energieübertragung über optoelektronische Verbindungen existieren, sind aber teuer und haben einen niedrigen Wirkungsgrad. Zwar wird

der Wärmeeintrag durch die geringe Wärmeleitfähigkeit des Lichtwellenleitermaterials reduziert, andere Nachteile herkömmlicher Kabelverbindungen bleiben aber bestehen, wie z.B. der Platzbedarf für die Verlegung und Durchführung, der Verschleiß durch Alterung sowie die eingeschränkte Beweglichkeit.

Lösungen für die kabellose Energieübertragung bei Raumtemperatur, beispielsweise durch induktive Spulenkopplung über Distanzen von wenigen Millimetern, wurden in den vergangenen Jahren zur Serienreife entwickelt und sind kommerziell verfügbar. Solche Systeme sind aber für die Energieübertragung vom Raumtemperatur- in den Tieftemperaturbereich nicht bekannt. Eine besondere Anforderung besteht hier zusätzlich in der Überbrückung größerer Distanzen, um Energie vom Raumtemperaturbereich in den kryogenen Arbeitsbereich zu übertragen. Ein interessanter Ansatz zur induktiven Versorgung größerer räumlicher Bereiche mit Energie wird von O'Brien et al. beschrieben [10]. Hier wird ein Systemkonzept bestehend aus räumlich verteilten Spulen zur Versorgung von nicht stationären Sensoren einer Roboterzelle in der industriellen Automation vorgestellt. Ein weiterer Ansatz zur Vergrößerung der Reichweite von induktiven Energieübertragungssystemen ist der Einsatz von Repeatern (Resonatoren) zwischen Sende- und Empfangsspule, der beispielsweise von Ahn & Hong beschrieben wird [11].

In Anlehnung an diese Ansätze werden im Rahmen des Projektes Varianten von Spulendesigns und deren Anordnung mit der FEM-Software ANSYS (Modul Maxwell 3D, ANSYS 2019 R3) unter Einbeziehung von applikationsspezifischen Randbedingungen (z.B. Temperatur, Abstände, Orientierung) modelliert. Ein erster Schritt im Entwurf eines induktiven Energieübertragungssystems liegt in der Bestimmung eines optimalen induktiven Kopplungsfaktors, damit die Energieübertragung möglichst effizient erfolgen kann. Ein Ziel dabei ist, die Verluste im sekundärseitigen Schwingkreis möglichst gering zu halten. Das Simulationsmodell besteht aus drei Gebieten (Isolierung, gasförmiger und flüssiger Stickstoff, Bild 3 links), die von einem Lagerbehälter aus Edelstahl umhüllt sind. Die Wandstärke des Edelstahls beträgt im Modell 5 mm, der Innendurchmesser des Behälters liegt bei 60 cm und dieser ist oben und unten offen modelliert. Die Primärspule zur induktiven Energieübertragung ist in die Isolierung eingebettet. Die Spulen verfügen über die elektrischen Eigenschaften von Kupfer und wurden in ANSYS als „stranded“ definiert, wodurch die Skin- und Proximity-Effekte in der Modellierung der Windungen der Spulen zunächst vernachlässigt werden (homogene Verteilung der Stromdichte). Im gesamten Simulationsmodell gelten natürliche und Neumann-Randbedingungen.

Die Kopplungsfaktoren werden jeweils für Anordnungen mit Zylinder- oder Flachspulen mit und ohne Resonator (Bild 14) links zeigt beispielhaft die Anordnung mit Zylinderspulen und Resonator) sowie für eine kreisförmige Anordnung von vier primärseitigen Flachspulen und einer sekundärseitigen Flachspule (Bild 14 rechts) berechnet und vergleichend analysiert. Der Abstand zwischen der Primär- und Sekundärspule wird auf 10 cm und 50 cm festgelegt. Der Abstand zwischen der Primärspule und dem Resonator wird entsprechend variiert. Im Falle der vier primärseitigen Flachspulen wird zusätzlich eine mögliche Neigung der Primärspulen von 1°, 5°, 10°, 15° und 20° berücksichtigt. Eine Trägerfrequenz zwischen 350 und 400 kHz wird angestrebt.

Basierend auf den Simulationsergebnissen wird eine Spulenanordnung festgelegt mit der sich ein geeigneter Kopplungsfaktor erzielen lässt. Im Anschluss daran erfolgt die Berechnung der Induktivitäten und Kapazitäten mit dem Ziel einen hohen Wirkungsgrad zu erreichen. Da bei einer Temperatur von -196 °C der spezifische Widerstand von reinem Kupfer etwa um das 9-fache sinken kann [12], erste Messungen jedoch zeigten, dass die frequenzabhängigen Ohm'schen Verluste einer Spule bei dieser Temperatur größer als bei Raumtemperatur sein können, werden die Skin- und Proximity-Effekte für diese Berechnungen nicht vernachlässigt. Ebenso müssen die Wirbelstromverluste in der Behälterhülle berücksichtigt werden.

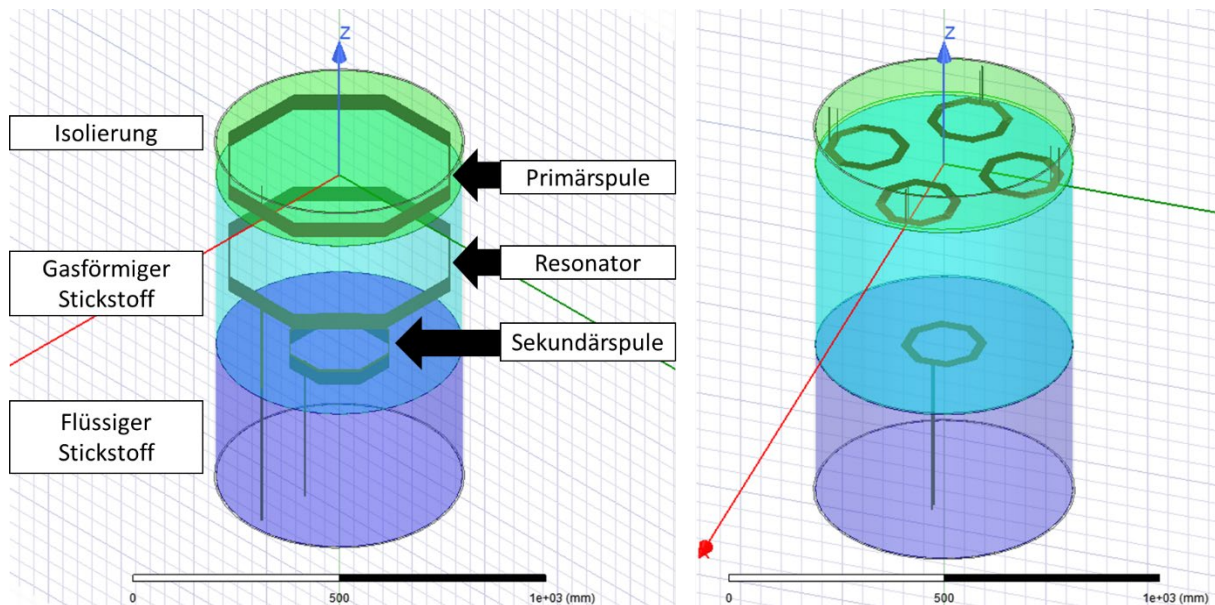


Bild 14: Spulenordnung in ANSYS bestehend aus zwei Zylinderspulen mit Resonator (links); Spulenordnung in ANSYS bestehend aus einer kreisförmigen Anordnung von vier primärseitigen Flachspulen und einer sekundärseitigen Flachspule (rechts)

7 Ausblick

Neben der Validierung der bereits hergestellten Gelenkprototypen wird im Augenblick eine weitere Untersuchung der Gelenkgeometrie angestrebt. Die Dünnstellen der FKG haben alle einen konstanten Querschnitt, dies ist auch bei allen verbreiterten Gelenkvariationen der Fall. Durch Variation der Querschnitte innerhalb eines Gelenkes kann sich eine weitere Möglichkeit zur Beeinflussung des Biegeverhaltens bezüglich der Zielgrößen bieten. Vorstellbar ist ebenfalls eine kontinuierliche Veränderung einiger Balkenquerschnitte in einer bestimmten Orientierung. Daneben gilt es auch die real im Parallelroboter auftretenden Belastungsfälle für die FKG näher zu untersuchen. Bisherige Simulationen sind immer von einem einachsigen Belastungsfall ausgegangen. Im später zu realisierenden Parallelroboter werden sich aber mehrachsige Belastungen einstellen und je nach Position des Endeffektors überlagern.

Durch die Entwicklung neuer Werkstoffe könnte sich außerdem in naher Zukunft die Notwendigkeit aufwändiger Gelenkgeometrien und damit die Kompromissbildung zwischen Bewegungsfähigkeit und Steifigkeit entfallen. Hochentropie-Legierungen (HEA) stellen hierbei eine relativ neue Technologie mit hohem Potential dar. Deren mechanische Eigenschaften verbessern sich bei kryogenen Temperaturen um ein Vielfaches.

Im Rahmen des Projektes wird außerdem eine Ansterelektronik für den Greifer entwickelt, die im vorgesehenen Temperaturbereich zwischen -130 °C und -196 °C funktionstüchtig sein soll. Es kommen konventionelle elektronische Bauelemente zum Einsatz, die bei tiefen Temperaturen charakterisiert werden. Aufgrund der zu erwartenden temperaturabhängigen Änderung der elektrischen Eigenschaften des Aktors ist die Entwicklung einer Regelung geplant, um die Bestromung des Elektromagneten konstant zu halten.

Das Simulationsmodell für den Entwurf des induktiven Energieübertragungssystems wird iterativ anhand des Vergleichs mit Messungen optimiert. Basierend auf den Berechnungen soll letztlich ein Funktionsmuster eines geeigneten induktiven Energieübertragungssystems realisiert und in kryogener Umgebung erprobt und charakterisiert werden.

8 Danksagung

Die in dieser Arbeit vorgestellten Ergebnisse wurden im Rahmen des Projekts "Methoden zur Automatisierung von Handhabungsprozessen unter kryogenen Umgebungsbedingungen" (Projektnummer: 349906175) erzielt. Die Autoren danken der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG) für die finanzielle Unterstützung dieses Projekts.

9 Literaturverzeichnis

- [1] Cryotherm GmbH & Co. KG, <https://www.cryotherm.de/produkte/lifescience/produktinformation/biosafe>, zuletzt geprüft am 25.08.2020
- [2] Raatz, A., Stoffschlüssige Gelenke aus pseudo-elastischen Formgedächtnislegierungen in Parallelrobotern, Dissertation, Universität Braunschweig, 2006
- [3] Fowler, R., Investigation of Compliant Space Mechanisms with Application to the Design of a Large-Displacement Monolithic Compliant Rotational Hinge, Master thesis, Brigham Young University Provo, 2012
- [4] Linß, S., Ein Beitrag zur geometrischen Gestaltung und Optimierung prismatischer Festkörpergelenke in nachgiebigen Koppelmechanismen, Dissertation, Technische Universität Ilmenau, 2015
- [5] Lobontiu, N., Paine, J.S.N., Design of Circular Cross-Section Corner-Filletted Flexure Hinges for Three-Dimensional Compliant Mechanisms, *Journal of Mechanical Design*, 124 (2002), 479-484
- [6] Martynov, I., Modellierung des Verformungsverhaltens von Bauteilen unter Kriechermüdungsbeanspruchung, Dissertation, Technische Universität Dresden, 2003
- [7] Jahn, P., Raatz, A., Numerical simulation and statistical analysis of a cascaded flexure hinge for use in a cryogenic working environment, in: T. Schüppstuhl et al. (Hrsg.), *Annals of Scientific Society for Assembly, Handling and Industrial Robotics*, 81-94, Springer Vieweg, Berlin, 2020
- [8] Zheng, L., Wu, T. X., Acharya, D., Sundaram, K. B., Vaidya, J., Zhao, L. et al., Design of a super-high speed permanent magnet synchronous motor for cryogenic applications, *Proc. IEEE Int. Conf. on Electric Machines and Drives*, San Antonio, 2005, 874–881
- [9] PI Ceramic GmbH, <https://www.piceramic.de/piezo-technologie/eigenschaften-piezoaktoren/temperatur-abhaengigkeit.html>, zuletzt geprüft am 25.08.2020
- [10] O'Brien, K., Scheible, G., Gueldner, H., Analysis of wireless power supplies for industrial automation systems, *Proc. 29th Ann. Conf. of the IEEE Industrial Electronics Society*, Roanoke, 2003, 367–372
- [11] Ahn, D., Hong, S., A Study on Magnetic Field Repeater in Wireless Power Transfer, *IEEE Trans. Ind. Electron.*, 60 (2013), 360-371
- [12] Rose, K., Mangaser, R., Mark, C., Sayre, E., Cryogenically Cooled CMOS, *Critical Reviews in Solid State and Materials Sciences*, 24 (1999), 63-99