DAS MENSCHLICHE HERZ – EIN WUNDER DER NATUR

>> von Rainer Häberer > Die Anforderungen, die jeder Mensch an sein Herz stellt, sind bekannt, jedoch bei weitem nicht jedem bewusst. Grundlegende Merkmale sind:

- Volumenstrom:
  je nach körperlicher Anstrengung 4 – 20 Liter/Minute
- Druckverlauf:Hochdrucksystem:
  80 – 120 mmHg (sinusförmig)
- Niederdrucksystem:
  10 – 30 mmHg (sinusförmig)
- Grenztemperatur:
  ≤ 37 °C
- Gewicht:
  300 – 400 g

Das künstliche Herz: Stand der Technik

Im Rahmen des Konstruktionsseminars untersuchen wir seit mehreren Semestern, wie ein künstliches Herz entsprechend dieser Vorgaben aussehen könnte. Bei der technischen Nachbildung stellt sich natürlich die Frage, mit welchem Bauraum und Gewicht eine noch ausreichende Funktion dargestellt werden kann. Aus den Vorgaben für den Volumenstrom, für den Druckverlauf und die Grenztemperatur kann das Gewicht abgeschätzt werden.

In der Presse findet man zwei in der Entwicklung befindliche künstliche Herzen. Einerseits handelt es sich um das „ReinHeart" der RWTH Aachen, andererseits um ein künstliches Herz der Firma Carmat. Diese Herzen wiegen etwa 1 kg und sind für eine geringe körperliche Anstrengung ausgelegt. Der Vergleich des menschlichen Herzens mit den technischen Nachbildungen zeigt, welch außergewöhnliche Leistung das menschliche Herz erbringt und wie weit die technischen Maschinen noch vom Idealzustand entfernt sind. Das menschliche Herz ist um einen Faktor 3 leichter, und das bei einem dreifachen Volumenstrom.

Die künstlichen Herzen haben einen äußerst anspruchsvollen und komplexen Antrieb. Bereits durch die Wahl des Antriebes werden hohe Druckpulsationen in den Arterien vermieden. Beide Ausführungen haben gemeinsam, dass der Antrieb und die Blut führenden Kammern durch eine Membrane hermetisch abgedichtet sind. Eine Schädigung des Blutes kann so verhindert werden.

Das Herz von Carmat besteht aus zwei von Elektromotoren angetriebenen Zahnradpumpen, die jeweils durch eine permanent wechselnde gegenläufige Drehung über eine Betriebsflüssigkeit auf eine Membrane wirken und somit zu einer Auf- und Abwärtsbewegung der Membrane führen. Das „ReinHeart" hat zwei Herzkammern, zwischen denen ein elektromagnetischer Antrieb sitzt, der abwechselnd die rechte und die linke Herzkammer betätigt. Es handelt sich um einen elektromagnetischen Linearantrieb bestehend aus mehreren Permanentmagneten und mehreren Spulen, die miteinander in Wechselwirkung sind.

Ziel der eigenen Entwicklung

Aus der Dieseleinspritztechnik und der Abgasnachbehandlung sind mir ähnliche Fragestellungen bekannt. Da es sich im Bereich Automotive um kosten- und qualitätssensible Massenartikel handelt, würde man hier zunächst von einem möglichst einfachen Antrieb ausgehen und die Druckverlaufsformung entweder über die elektrische Ansteuerung oder über nachgeschaltete hydraulische Dämpfungs- oder Strömungselemente modellieren. Dieser Weg, der sich an den Konstruktionsprinzipien „einfach", „eindeutig", „sicher" und „Trennung der Funktionen" orientiert, ist natürlich sehr anspruchsvoll, zumal die Funktion prozesssicher über die gesamte Lebensdauer gewährleistet sein muss.

Für unsere Konstruktion wollen wir genau dieser aus der Automotive-Branche bekannten Vorgehensweise folgen. Primär wollen wir das minimal mögliche Gewicht für ein künstliches Herz abschätzen. Die elektrische Ansteuerung und die hydraulischen Dämpfungselemente tragen nicht wesentlich zum Gewicht bei und werden deshalb nicht berücksichtigt. Unser Ziel ist es, mit einem besonders einfachen, aber effizienten Antrieb das vom Stand der Technik bekannte Gewicht für künstliche Herzen zu erreichen. Dabei sind natürlich die zuvor erwähnten Randbedingungen wie Druck, Volumenstrom und Erwärmung einzuhalten. Randbedingungen, die wichtig sind, jedoch nicht unmittelbar in das Gewicht eingehen, werden hier nicht behandelt.

Hydraulisches Modell

Das menschliche Herz besteht aus einer linken und einer rechten Herzkammer. Beide Kammern saugen das Blut gleichzeitig über Einlassventile an und fördern es wieder gleichzeitig über Auslassventile in den Körper oder in die Lunge. Körper und Lunge können vereinfacht als hydraulische Drosseln verstanden werden. Die Abbildungen 1a und 1b zeigen die technische Abstraktion und die Druckverläufe im Lungen- und Körperkreis. Entsprechend der auftretenden Drücke wird der Körperkreis als Hochdruck- und der Lungenkreis als Niederdrucksystem bezeichnet.

Das menschliche Herz ist eine Pumpe mit zwei parallel angeordneten Kammern, die mit einer einzigen Kontraktion gleichzeitig verdichten und so die beiden Hydrauliककreise gleichzeitig speisen kann. Die nachfolgenden Untersuchungen zeigen, dass das Prinzip der Doppelpumpe bei einer technischen Nachbildung zu einem sehr großen Hubvolumen und somit zu einem hohen Gewicht führen würde. Wie beim „ReinHeart" werden deshalb in unserer Konstruktion die beiden als Teilpumpen arbeitenden Herzkammern voneinander entkoppelt und abwechselnd betätigt.

Abb. 1a: Hydraulikmodell

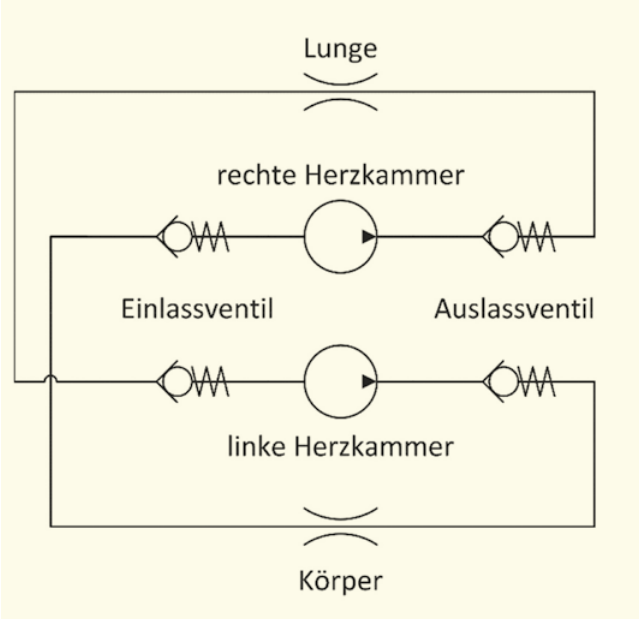
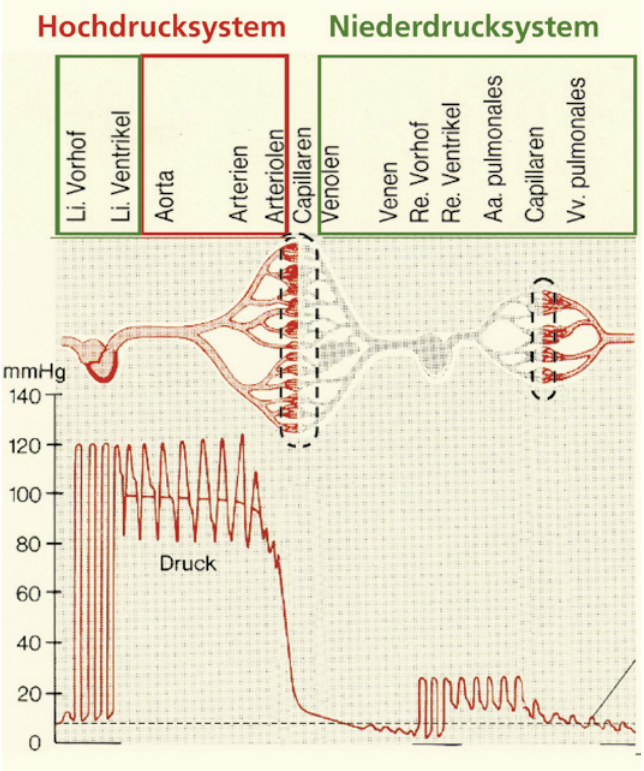


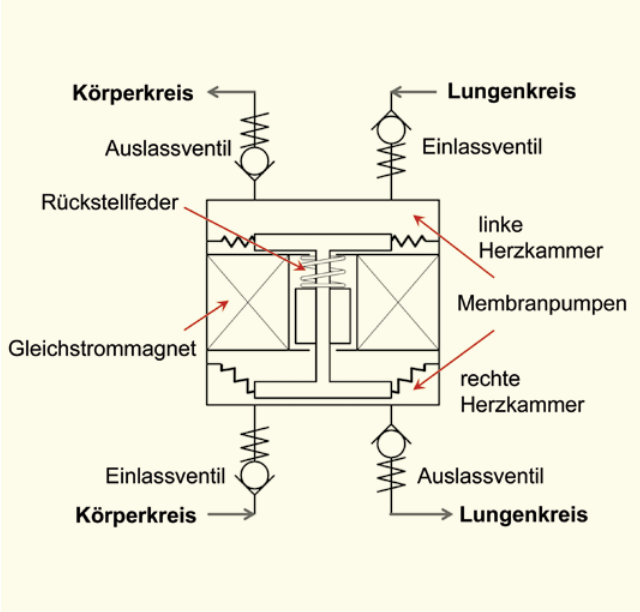
Abb. 1b: Druckverlauf (nach Auslassventil)



Technische Realisierung

Das hydraulische Modell von ***Abb. 1*** bildet die Basis für unsere Konstruktion.

Abb. 2: Gesamtdesign



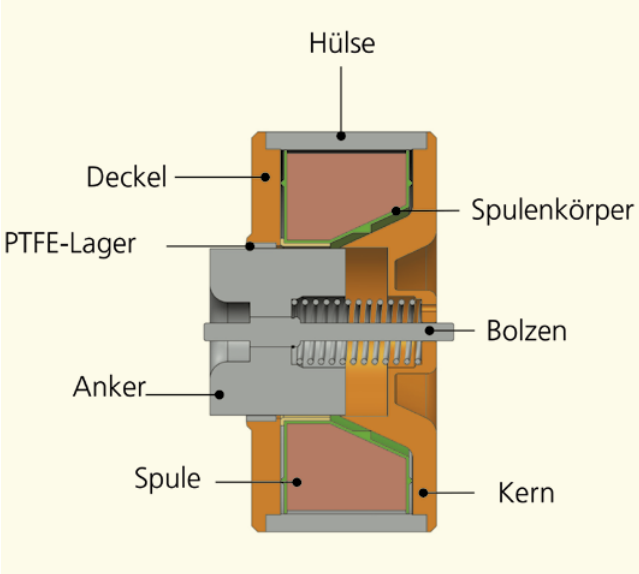
Schlüsselkomponente ist ein kompakt bauender Gleichstrommagnet, der gegen eine Rückstellfeder arbeitet und so den Antrieb für zwei beidseitig angeordnete Membranpumpen bildet. Wird der Gleichstrommagnet mit Strom beaufschlagt, so verdichtet er das sauerstoffreiche Blut in der linken Herzkammer und speist es nach Öffnen des Auslassventils in den Körperkreis. Während dieses Verdichtungshubes wird gleichzeitig im Zulauf zur rechten Herzkammer das Einlassventil geöffnet, und die rechte Herzkammer saugt das sauerstoffarme Blut aus dem Körperkreislauf an. Die sich beim Bestromen des Magneten aufbauende Magnetkraft führt zu einem Druckaufbau in der linken Herzkammer und gleichzeitig zu einer Vorspannung der axial angeordneten Rückholfeder. Im nächsten Schritt wird der Gleichstrommagnet stromlos geschaltet. Durch die vorgespannte Feder wird das in der rechten Herzkammer angesaugte Blutvolumen verdichtet und über das Auslassventil dem Lungenkreis zugeführt. Dieser Verdichtungshub führt gleichzeitig dazu, dass in der linken Herzkammer über ein sich öffnendes Einlassventil sauerstoffreiches Blut aus dem Lungenkreis angesaugt wird.

Der Antrieb

Der Antrieb besteht aus einem Gleichstrommagneten, der gegen eine Rückstellfeder arbeitet. Dieses Design hat den Vorteil einer sehr kompakten, gewichtsparenden Bauweise, da hiermit über die ohnehin hohe Magnetkraft das Hochdrucksystem (Körperkreis) und über die schwächere Federkraft das Niederdrucksystem (Lungenkreis) realisiert werden kann. Der Gleichstrommagnet schaltet entsprechend der natürlichen Herzfrequenz mit 60 – 80 Herzschlägen pro Minute. Aufgrund dieser kleinen Schaltfrequenz ist gewährleistet, dass der Magnet sicher seine Endlagen erreicht. ***Abb. 3*** zeigt die Magnetkonstruktion.

>

Abb. 3: Magnetdesign



Die Darstellung der Magnetkraft über einen Hub von über 7 mm erfordert einen Tauchanker. Der Magnet besteht aus einem Kern, einem Anker mit eingepresstem Bolzen, einer Spule mit Spulenkörper und einem Gehäuse, bestehend aus Deckel und Hülse. Der Anker läuft in reibungsarmen PTFE – Lagern. Die Spule weist eine Schräge auf, so dass möglichst viele Kupferwindungen mit kleinem Durchmesser realisiert werden können. ***Abb. 4*** zeigt für verschiedene Materialkombinationen die simulierten Magnetkraftverläufe sowie die Kennlinie für die Rückstellfeder.

Die Simulation ergibt, dass die Kombination eines Ankers aus FeCo und der sonstigen Magnetteile aus Automatenstahl zur Darstellung der erforderlichen Kräfte ausreichend ist (rote Linie mit Dreiecken). Die Verdichtung in der rechten Herzkammer beginnt somit bei Luftspalt 0 mm mit einer Federkraft von 25 N. Der Magnet ist stromlos und erzeugt somit keine Kraft. Die Verdichtung in der linken Herzkammer beginnt bei Luftspalt 7mm mit einer Magnetkraft von 115N (= Magnetkraft von 135N – Federkraft von 15N).

Pumpe mit Antrieb

Abb. 5 zeigt den Antrieb mit den beidseitig angeordneten Membranpumpen.

Die Membrane bestehen aus Elastomer mit einem mittigen Stützkörper aus Blech. Das Pumpengehäuse ist aus einem Thermoplast. Die Festigkeit des Gehäuses wird über gezielte Rippen erreicht. Gleichzeitig hat das Gehäuse jedoch auch elastische Bereiche, wodurch Druckstöße abgemildert werden. Zwischen den Stirnseiten des Magneten und der Membrane ist ein Luftpolster, das den Magneten thermisch vom Blut abkoppelt. ***Abb. 6*** zeigt die thermodynamische Auslegung. Bei einer Verlustleistung von 20W stellt sich oberhalb des großen PTFE-Lagers eine Temperatur von 39,5°C ein. Dies ist der Bereich, der dem Blut am nächsten kommt.

Da dieser Bereich jedoch durch das zuvor erwähnte Luftpolster thermisch vom Blut abgekoppelt ist, ist diese lokale Erhöhung als unkritisch einzustufen. Die Simulation hat gezeigt, dass das Blut, das die rechte Herzkammer verlässt, dadurch lediglich von 37,0°C auf 37,3°C erwärmt wird. Für unsere Abschätzung des erforderlichen Gewichts ist dies ausreichend. Für die thermische Auslegung wurde zunächst an einem Schweineschnitzel der Wärmeleitwert λ für das Gewebe bestimmt (***Abb. 7***). Der Sprung in der Kurve zeigt, dass es bei etwa 40°C zur Eiweißgerinnung kommt und der Wärmeleitwert λ stark ansteigt.

Abb. 4: Kraft-Hub-Diagramm

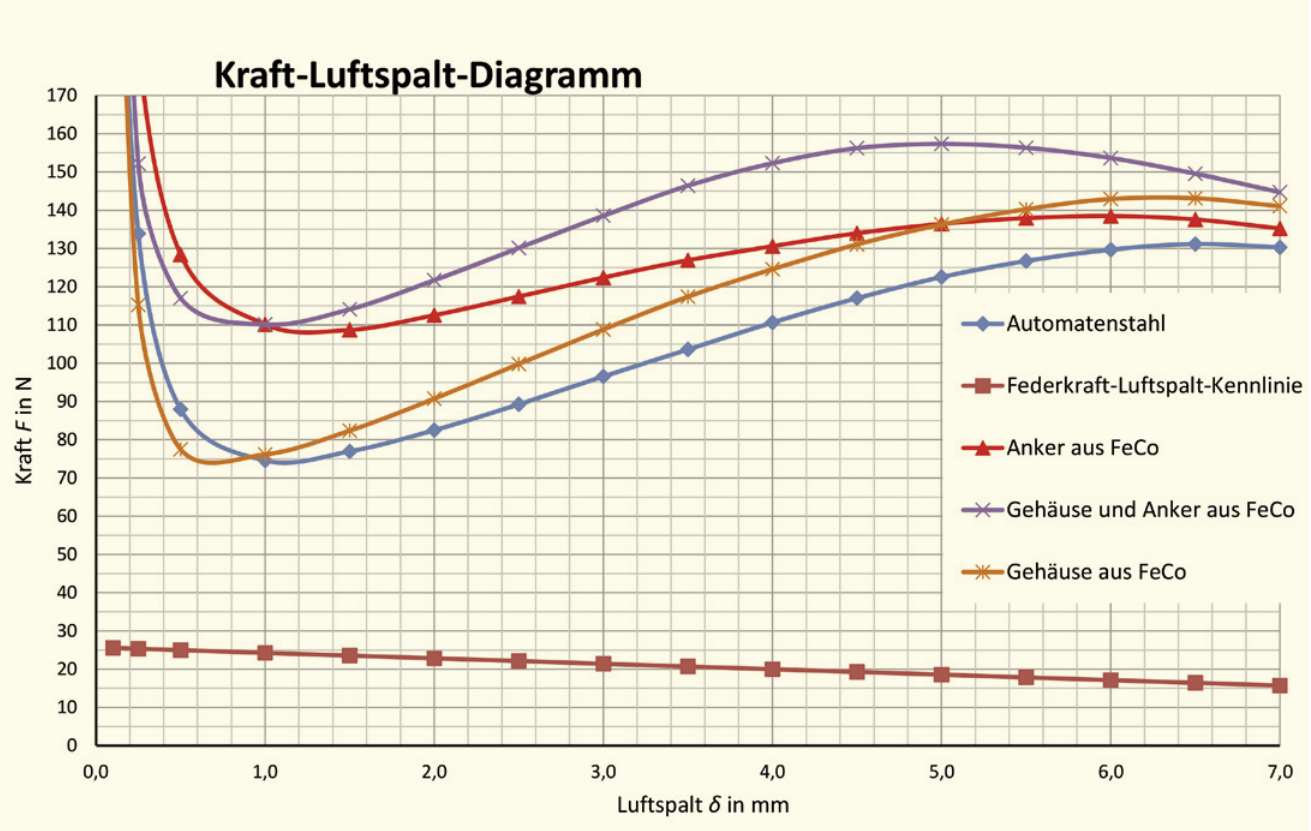


Abb. 5: Doppelpumpe mit Antrieb

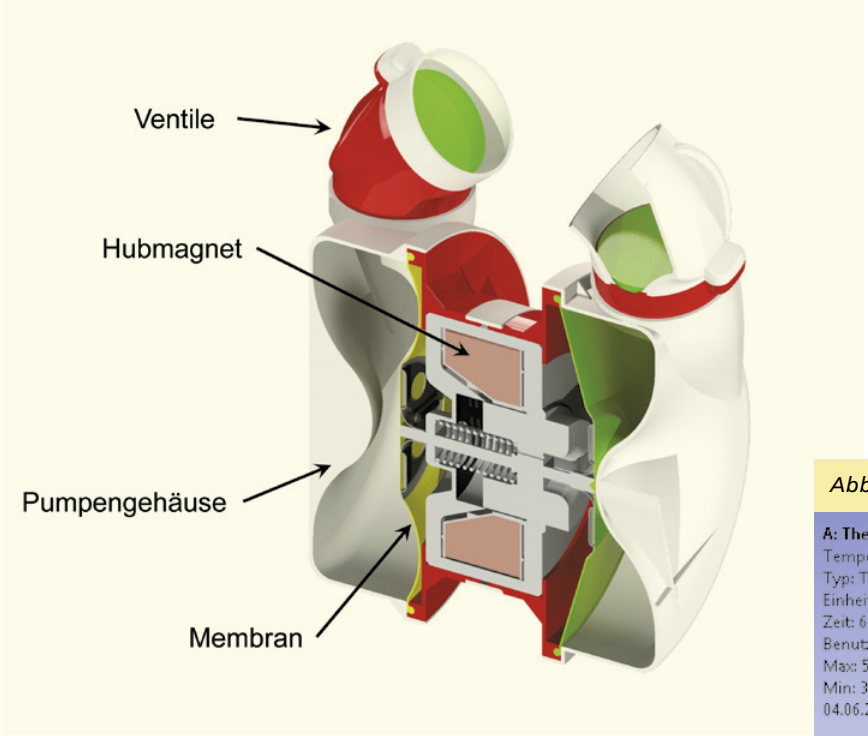


Abb. 6: Temperaturverteilung im Antrieb

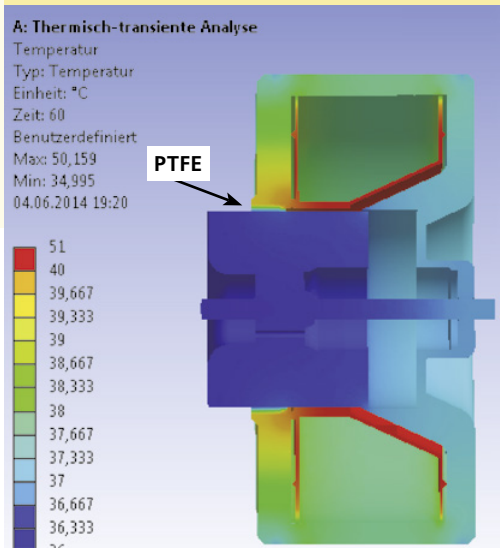


Abb. 7: Wärmeleitwert

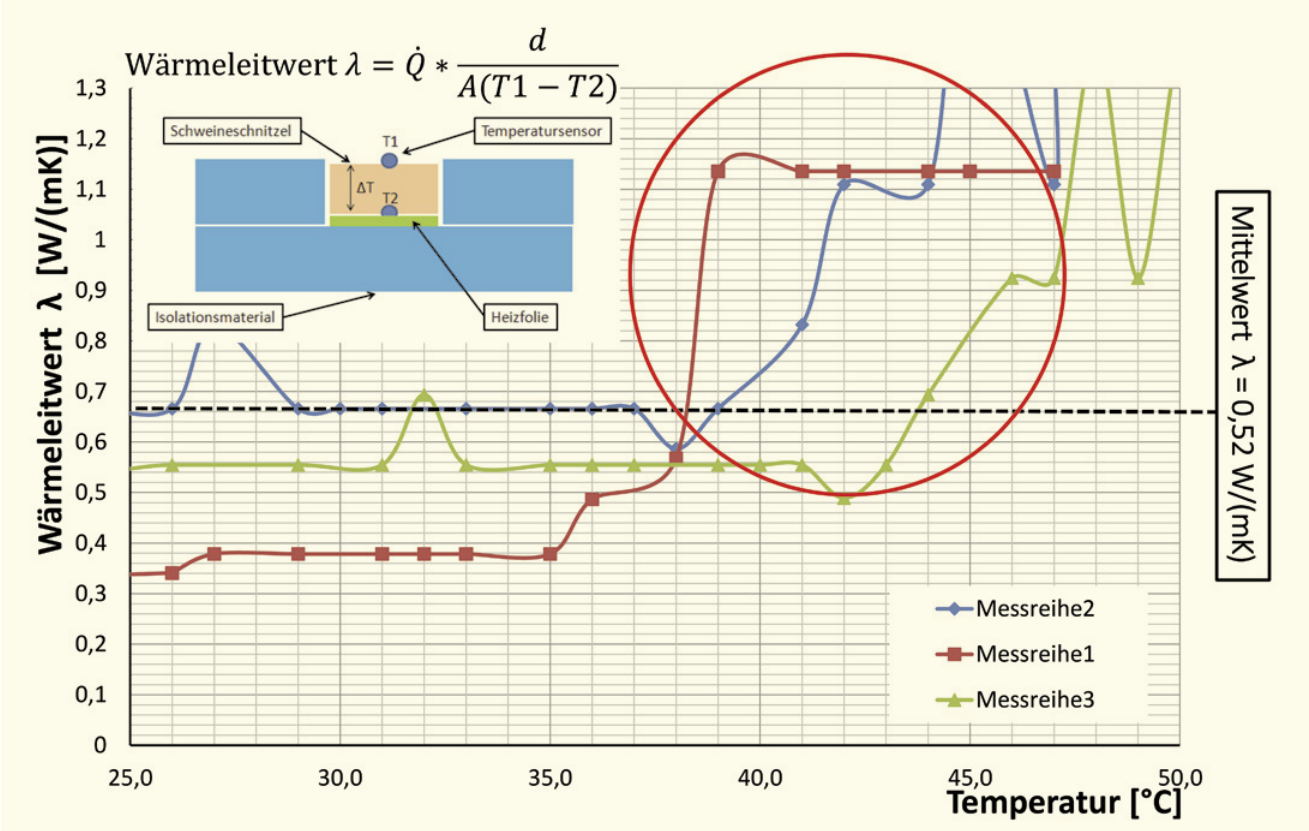
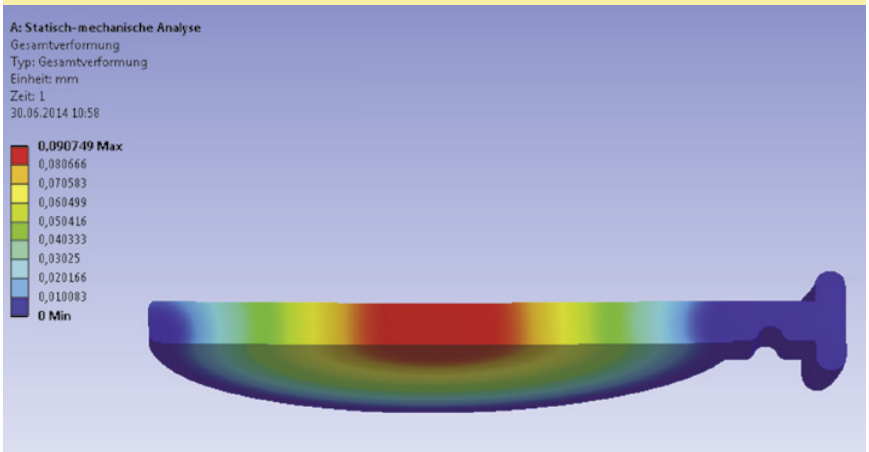


Abb. 8: Auslassventil

Abb. 9: Spannungsverteilung im Auslassventil im geschlossenen Zustand



Gestaltung der Ein- und Auslassventile

Die Ventile des menschlichen Herzens, die als Taschen- und Segelventile ausgebildet sind, haben einen äußerst komplizierten Aufbau. Aus der Technik sind auch einfachere Ausführungen bekannt. Da die Technik im Gegensatz zur Natur die Möglichkeit hat, ideal ebene Ventilsitze darzustellen, untersuchten wir hier die Leistungsfähigkeit von Flachsitzventilen aus Elastomer (***Abb. 8***).

Die Ventile wurden hinsichtlich Öffnungsverhalten und Durchbiegung im geschlossenen Zustand untersucht (***Abb. 9***). Experimente mit ersten Prototypen zeigten ein gutes Öffnungs- und Schließverhalten sowie eine ausreichende Dichtheit im geschlossenen Zustand.

Gewicht der Gesamtbaugruppe

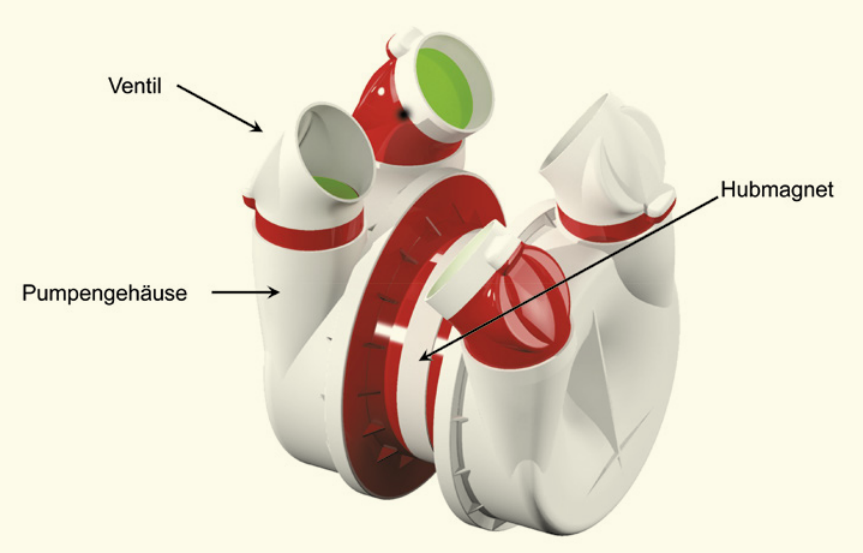
Abb. 10 zeigt die komplette Baugruppe. Unter der Annahme von 70 Herzschlägen pro Minute fördert das vorgestellte Herz etwa 4,6 Liter pro Minute. Dieses Design hat ein Gesamtgewicht von 783g; davon entfallen allein 654g auf den Hubmagneten. Die Pumpe besteht aus Kunststoff und trägt dadurch weniger zum Gewicht bei.

Die Untersuchung zeigt, dass die Leistungsfähigkeit des menschlichen Herzens wohl unerreichbar bleiben wird. Alle Ergebnisse beruhen auf FEM-Simulationen. Da diese Programme ausreichend validiert sind, kann man die Ergebnisse als grobe Abschätzung verstehen. Die vorliegende Untersuchung hatte jedoch den Fokus ausschließlich auf dem Gewicht. Aspekte wie Druckverlaufsformung, Biokompatibilität oder Stromversorgung wurden außer Acht gelassen. Die Druckverlaufsformung wird jedoch zurzeit im Rahmen des Konstruktionsseminars und einer Bachelorarbeit weiterverfolgt. Da diese Maßnahme zu einer Modifikation der bisherigen Kunststoffteile führen kann, ist in Bezug auf das Gewicht eine geringfügige Änderung möglich.

Ich möchte mich bei meinen Studierenden bedanken, die das Thema mit großem Engagement, Begeisterung und Sachverstand bearbeitet haben. Mein Dank geht auch an die Kollegen Professor Dr. Peter Kohmann und Professor Dr. Peter Heidrich, die die Studierenden im Rahmen ihrer Vorlesung fachlich unterstützt haben.

Dr. Ing. Rainer Häberer
ist Professor im Studiengang Maschinenbau.

Abb. 10: Gesamtbaugruppe



Förderer und Alumni
der Hochschule Pforzheim e.V.

FÖRDERER UND ALUMNI DER HOCHSCHULE PFORZHEIM E.V.
Tiefenbronner Str. 65 · 75175 Pforzheim · Telefon 07231 28-6370 · Fax 07231 28-6100 · info@fav-hochschule-pforzheim.de