

**3. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
17.-18. September 2001 in
Bochum**



**„Meß- und Regelungstechnische Maßnahmen für das
explantierte Herz“**

A. Prenger-Berninghoff, A. Kloppe, S. Müller, M. Hexamer, J. Werner
Institut für Biomedizinische Technik, Medizinische Fakultät, Ruhr-Universität, Bochum,
Deutschland
E-Mail: prenger@biomed.ruhr-uni-bochum.de

U. Schütt, H. Knobl, R. Körfer
Klinik für Thorax - und Kardiovaskularchirurgie, Herz- und Diabeteszentrum NRW,
Universitätsklinik, Bad Oeynhausen, Deutschland

Band: Beiträge zum 3. Workshop Automatisierungstechnische Methoden und
Verfahren für die Medizin
Editors: Jürgen Werner, Martin Hexamer
ISBN: 3-00-008240-9
Pages: 76-77

Meß- und Regelungstechnische Maßnahmen für das explantierte Herz

A. Prenger-Berninghoff¹, A. Kloppe¹, S. Müller¹, M. Hexamer¹, U. Schütt², H. Knobl²,
R. Körfer², J. Werner¹

¹Institut für Biomedizinische Technik, Medizinische Fakultät, Ruhr-Universität Bochum,

²Klinik für Thorax - und Kardiovaskularchirurgie, Herz- und Diabeteszentrum NRW,
Universitätsklinik, Bad Oeynhausen

prenger@biomed.ruhr-uni-bochum.de

EINLEITUNG

Bei der Behandlung der terminalen Herzinsuffizienz hat sich die Herztransplantation als effektives Verfahren etabliert. Dabei sind bis heute weltweit in über 260 Transplantationszentren mehr als 30000 Herztransplantationen durchgeführt worden, allerdings mit der Folge einer immer größer werdenden Warteliste. Grund hierfür ist zum einen ein nach wie vor herrschender Spendermangel, zum anderen eine aufgrund der organprotektiven Perfusionslösung (kardioplege Lösungen) bestehende zeitliche Limitation bis zur Implantation des Organs von maximal 4-6 Stunden, wodurch der Radius zur Organbeschaffung deutlich eingegrenzt wird. Wir möchten einen entscheidenden Beitrag zur Erhöhung der Qualität und der Lebensdauer von Spenderorganen bis zur Transplantation durch technische Maßnahmen leisten. Da die Bereitschaft zur Organspende viel zu gering ist, um den Bedarf zu decken, muß jede Möglichkeit genutzt werden, den Rekrutierungsradius und die Qualität des Organs zum Transplantationszeitpunkt zu maximieren.

EXPERIMENTALAUFBAU

Ein isoliert schlagendes und voll funktionsfähiges Schweineherz bietet eine gute Möglichkeit, viele

Untersuchungen, die sonst nur im Ganztierversuch möglich sind, vereinfacht durchzuführen. Um ein solches Organmodell zu schaffen, an dem neuartige Techniken getestet werden können, haben wir einen Experimentalaufbau realisiert, in dem wir ein explantiertes Herz perfundieren und oxygenieren [1]. Das Ziel dieses Experimentalaufbaus ist es, die physiologischen Bedingungen, unter denen das Herz im Körper arbeitet, möglichst gut nachzubilden. Normalerweise pumpt das Herz das Blut in zwei Kreisläufen. Venöses Blut gelangt vom Körper zunächst in den rechten Vorhof (rechtes Atrium RA) und anschließend durch den rechten Ventrikel (RV) in die Lunge, wo es oxygeniert wird. Danach erreicht das Blut den linken Vorhof (LA) und wird durch den linken Ventrikel (LV) in den Körper gepumpt.

Da beim isolierten Herz keine Gefäße und Organe angeschlossen sind, muß einerseits eine künstliche Nachlast angeschlossen werden, die den Strömungswiderstand der Blutgefäße simuliert, und andererseits muß die Füllung der Vorhöfe geregelt werden, was im Körper durch den Blutkreislauf sichergestellt ist (Frank-Starling-Mechanismus). In Abb. 1 ist das Konzept des Versuchsaufbaus mit Blutkreislauf und Regelkreisen dargestellt. Das isolierte Organ befindet sich in einem Glasbehälter, der mit Eigenblut gefüllt ist. Aus diesem Behälter muß der linke und der rechte Vorhof mit je

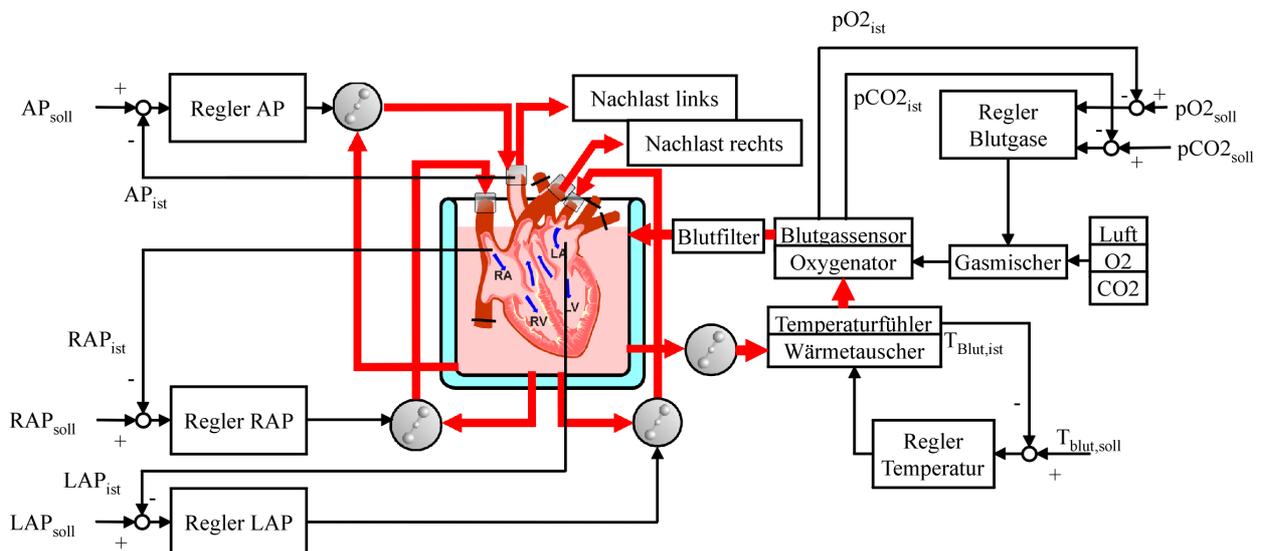


Abb. 1: Regelkreise für das explantierte Herz

einer Pumpe mit Blut gefüllt werden. Die druckgeregelt Füllung hat als Sollgrößen den rechts- und linksatrialen Druck (RAP und LAP). Damit können die verschiedenen Belastungszustände des Herzens simuliert werden.

Die Eigenschaften (Compliance und Strömungswiderstand) der an die Ventrikel angeschlossenen Gefäße sollen durch die linke und rechte Nachlast nachgebildet werden. Die Nachlast besteht aus einem Ventil mit einer Silikonmembran, das sich ab einem bestimmten Druck öffnet. Der Widerstand des Ventils kann eingestellt werden, so daß sich die Ventrikeldrücke und das gepumpte Blutvolumen ändern. Aus den Nachlasten fließt das Blut wieder zurück in den Organbehälter. Ein weiterer Regelkreis muß zu Beginn des Versuchs oxygeniertes Blut in die Aorta des Herzens pumpen. Der Aortendruck (AP) stellt hierbei die Regelgröße dar. Im weiteren Verlauf des Versuchs ist das Herz selbst in der Lage sich zu versorgen, indem es durch den linken Ventrikel Blut in die Aorta und damit in die Koronarien pumpt.

Neben der Druckregelung ist es für die Herzfunktion entscheidend, das Blut in geeigneter Weise aufzubereiten. Hierzu zählt sowohl die Temperaturregelung als auch die Regelung der Blutgasparameter. Die Temperaturregelung erfolgt über einen Wärmetauscher, der in einem separaten Blutkreislauf mit einem Temperatursensor eingesetzt wird. In denselben Kreislauf muß ein Oxygenator mit nachfolgendem Blutgassensor integriert werden, damit der Sauerstoff- und der Kohlendioxidpartialdruck (pO_2 , pCO_2) über den Sensor erfaßt und an einen Regler geleitet werden können. Dieser kann dann über einen Gasmischer, der ein Gasgemisch aus Luft, O_2 und CO_2 durch den Oxygenator leitet, die gewünschten Werte und somit die Blutgasparameter einstellen.

Darüber hinaus werden in dem Experimentalaufbau noch weitere Parameter gemessen. In den Ventrikeln befinden sich ebenfalls Drucksensoren, die den rechts- und linksventrikulären Druck messen. Direkt hinter dem linken und rechten Ventrikel sind Flußsensoren angeschlossen, um messen zu können, wieviel Blut in die beiden Kreisläufe jeweils gepumpt wird. Im Körper muß der Blutfluß im linken und im rechten Herzen gleich sein, da beide funktionell hintereinander geschaltet sind, im Versuchsaufbau ist dies nicht zwingend notwendig. Zur Überwachung der Herzfunktion wird zusätzlich das EKG aufgezeichnet und bei fehlendem Eigenrhythmus oder bei Arrhythmien bedarfsweise stimuliert bzw. defibrilliert.

MOBILES OXYGENATIONSSYSTEM

Aus dem bestehenden Experimentalaufbau für die volle Funktion des explantierten Herzens ist ein mobiles Oxygenationssystem entwickelt worden (Abb. 2). Dieses System verfolgt das Ziel, das Herz während des Transports möglichst schonend durch normotherme Perfusion mit oxygeniertem Eigenblut zu erhalten [2]. So stünde eine alternative Methode zum hypothermen

Organtransport in kardiopleger Lösung bei Herztransplantationen zur Verfügung. Hierzu wird nur die Aorta angeschlossen, die anderen Gefäße des Herzens bleiben offen. Das Herz ist so nicht in der Lage, sich selbst mit Blut zu versorgen, da ohne ausreichende Füllung des linken Vorhofs kein Perfusionsdruck (=AP) in der Aorta durch den linken Ventrikel aufgebaut werden kann. Das Herz wird deshalb kontinuierlich mit einer Pumpe druckgeregelt über die Aorta perfundiert und somit mit oxygeniertem Blut versorgt. Die benötigten Regelkreise aus Abb. 1 reduzieren sich auf den AP-, den Temperatur- und den Blutgasregler.

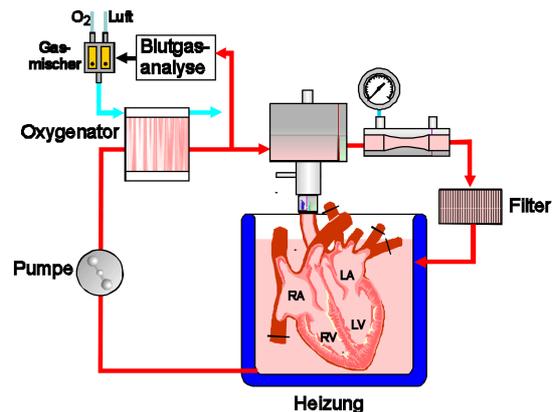


Abb. 2: Mobiles Oxygenationssystem

SCHLUSSFOLGERUNGEN

Mit dem isolierten vier-Kammer-perfundierten und Pumparbeit verrichtenden Herzen lassen sich unter kontrollierten Bedingungen die physiologischen Organfunktionen untersuchen sowie gezielt Defekte setzen, um spezifische kardiotherapeutische Probleme und Fragestellungen bearbeiten zu können. Das mobile Oxygenationssystem erlaubt den extrakorporalen Organerhalt über mehrere Stunden. Wir streben mindestens eine Verdopplung der zulässigen tolerablen Transportzeit an und damit einen Impact auf die Versorgungssituation, der gar nicht hoch genug eingeschätzt werden kann.

LITERATURHINWEISE

- [1] A. Kloppe, K. Hoeland, M. Hexamer, M. Meine, J. Werner, U. Schütt, H. Knobel, R. Körfer, „A new concept of hemodynamic control for explanted human size hearts.“, in *Cardiovasc. Engineering*, 5, 46-49, 2000.
- [2] A. Prenger-Berninghoff, A. Kloppe, M. Hexamer, K. Hoeland, J. Werner, „Ein neues Konzept zur organerhaltenden normothermen Perfusion von Spenderherzen“, in *Biomedizinische Technik*, Band 45, Ergänzungsband 1, 414-415, 2000.