



Hirndruckmodellierung und Regelung einer neuen mechatronischen externen Ventrikeldrainage

Brain Pressure Modelling and Automatic Control of a New Mechatronic External Ventricular Drainage

Inga Margrit Elixmann, Marian Walter, Christine Goffin, Sebastian Hahne, Helmholtz-Institut für Biomedizinische Technik der RWTH Aachen,
Michael Kiefer, Klinik für Neurochirurgie, UK Saarland,
Steffen Leonhardt, Helmholtz-Institut für Biomedizinische Technik der RWTH Aachen

Zusammenfassung Die Ableitung von Hirnwasser durch externe Ventrikeldrainagen ist eine lebensnotwendige Maßnahme bei akutem Hirndruckanstieg und wird bisher in der Regel rein mechanisch umgesetzt. Die neu entwickelte und hier vorgestellte mechatronische Ventrikeldrainage regelt den Hirndruck und ermöglicht dem Patienten damit eine zuverlässigere Therapie. Das Drainagekonzept erlaubt dem Arzt eine umfassendere Beobachtung des Krankheitsverlaufs durch die Darstellung wichtiger Parameter wie Hirndruck, drainiertem Hirnwasserfluss und Compliance. Für die Regelung der externen Ventrikeldrainage wurde eine statische Teilkompensation des nichtlinearen Prozesses mit einem PI-Anteil kombiniert und simulativ erprobt. Im Einsatz an einem Menschmodell-Prüfstand konnte die geregelte Ventrikeldrainage die vorgegebenen Regelziele erfüllen. ▶▶▶ **Summary** The

drainage of cerebrospinal fluid by an external ventricular drainage is an indispensable therapy for acute brain pressure rise which at present is realized commonly with purely mechanical devices. The new drainage concept presented in this work uses a mechatronic device with automatic pressure control to enable a more reliable and automated therapy for the patient and a comprehensive examination of the disease for the doctor by the monitoring of the important parameters brain pressure, drained cerebrospinal fluid and compliance. To control the ventricular drainage, a partial static compensation of the process nonlinearity was combined with a proportional integral controller. This controller was tested in simulations and in a human-like test rig. The controlled ventricular drainage was able to achieve all brain pressure control targets.

Schlagwörter Hydrozephalus, Hirndruck, externe Ventrikeldrainage, Modellbildung, Regelung ▶▶▶
Keywords Hydrocephalus, brain pressure, external ventricular drainage, modelling, control

1 Einleitung

Im Inneren des menschlichen Schädels befindet sich das Hirnwasser (lat. liquor cerebrospinalis) in einem physiologisch geregelten Gleichgewicht. Die Flüssigkeit wird aus

dem arteriellen Blut abfiltriert und vom venösen Kapillarbett wieder resorbiert. Bei raumfordernden Prozessen im Gehirn, wie beispielsweise beim Krankheitsbild des „Hydrozephalus“, ist dieses Fließgleichgewicht gestört,

es sammelt sich zu viel Liquor im Gehirn an und der Hirndruck steigt. Unbehandelt ist dieser Zustand lebensbedrohlich und kann zum Tode führen.

Um dem erhöhten Hirndruck entgegen zu wirken, werden zur akuten Behandlung auf der Intensivstation nach heutigem Stand der Technik fast ausschließlich klassische externe Ventrikeldrainagen (EVDs) verwendet. Dabei wird Liquor über einen Drainageschlauch in eine externe Tropf- und Bilanzierungskammer geleitet. Therapieziel ist dabei, dass dem Patienten weder zu viel noch zu wenig Liquor abgeleitet wird, denn beides wirkt sich negativ auf die Gesundheit des Patienten aus. Diesbezüglich weisen jedoch die passiven EVDs ein deutliches Verbesserungspotential auf.

Aus diesem Grund soll im Folgenden eine mechanische EVD vorgestellt werden, die dem Patienten eine bessere, weil bedarfsangepasste Therapie ermöglicht. Zunächst wird auf die medizinischen Grundlagen und den Stand der Technik eingegangen, um anschließend das Konzept der mechatronischen EVD sowie die Modellbildung des kraniospinalen Raums und den entwickelten Regelalgorithmus vorzustellen. Abschließend werden Simulations- und Prüfstandsergebnisse diskutiert und ein Ausblick auf zukünftige Verbesserungsmöglichkeiten hinsichtlich der Datenanalyse und Reglerauslegung gegeben.

2 Medizinische Grundlagen

Der Liquor cerebrospinalis, eine wässrige Flüssigkeit, umspült das Gehirn, gibt diesem Auftrieb und versorgt es mit Nährstoffen. Er wird im Inneren des Gehirns an der Innenwand von Hohlräumen (sogenannten Ventrikeln) im Plexus choroideus ständig neu gebildet und in den Arachnoidalzotten sowie im Kapillarnetz wieder resorbiert (s. Bild 1). Wie bereits in der Einleitung erwähnt, ist beim Hydrozephalus das Fließgleichgewicht von Liquorproduktion und Resorption gestört. In seltenen Fällen wird zu viel Liquor produziert, meistens aber ist Liquor in seinen Fließwegen blockiert oder an den Resorptionsorten nicht genügend resorbiert. Beim akuten Hydrozephalus, hervorgerufen z. B. durch Blutungen

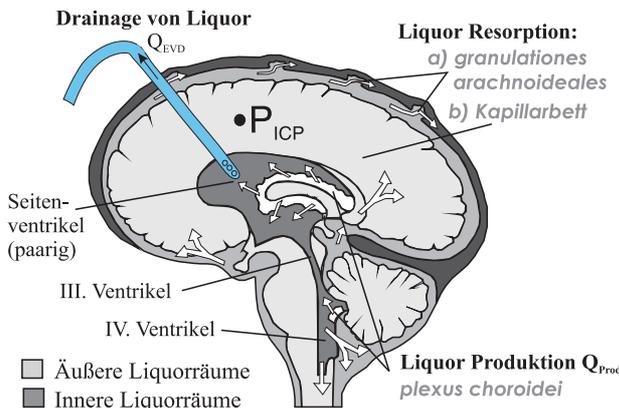


Bild 1 Veranschaulichung des Liquorwegs im Kopf (in Anlehnung an [7]).

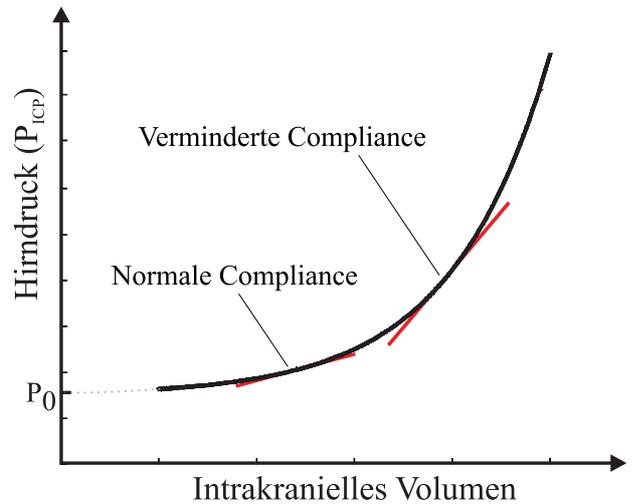


Bild 2 Intrakranielle Druckvolumenbeziehung im Kopf (in Anlehnung an [7]).

in den inneren oder äußeren Liquorräumen, führt die vermehrte Ansammlung von Flüssigkeit zu einem exponentiellen Anstieg des Hirndrucks, da der knöchernen Schädel (Kranium) kaum Volumenausdehnung zulässt (s. Bild 2). Beim Stehen verschiebt sich allerdings in geringem Umfang das Gewebe sowie intrakranieller Liquor vom kranialen Raum hinunter in den Spinalraum, wodurch der Hirndruck sinkt. Bei einem gesunden Menschen ist der intrakranielle Druck im Stehen bis zu 6 mmHg niedriger und im Liegen bis zu 15 mmHg größer als der Umgebungsdruck [3].

Die Elastizität des Gehirns, beziehungsweise das Speichervermögen dV für Flüssigkeit, wird durch die sogenannte Compliance C mit

$$C = \frac{dV}{dP_{ICP}} \quad (1)$$

beschrieben, wobei P_{ICP} der Hirndruck ist. Ist das Weichgewebe im Gehirn weniger elastisch, z. B. aufgrund erhöhten Hirndrucks oder pathologischen Veränderungen, verursachen bereits kleine Volumenänderungen durch den Herzschlag höhere Hirndruckamplituden. Aus diesem Grund ist die Compliance ein wichtiger Diagnoseparameter für Neurochirurgen. Eine physiologische Compliance hat einen Wert zwischen 0,5 und 1 ml/mmHg und eine pathologische Compliance liegt unterhalb dieses Wertes [8].

3 Stand der Technik

Die in der Intensivmedizin gegenwärtig eingesetzte klassische EVD leitet Liquor über einen Drainageschlauch in eine Tropf- und Bilanzierungskammer. Die hydrostatische Höhe dieser Kammer im Bezug zur Höhe des Kopfes wird vom klinischen Personal manuell eingestellt und bestimmt bei welchem P_{ICP} Liquor abgeleitet wird (s. Bild 3a). Diese passive Anordnung bringt einige Nachteile mit sich. So erfordert eine physiologische P_{ICP} -Verschiebung durch Änderung der

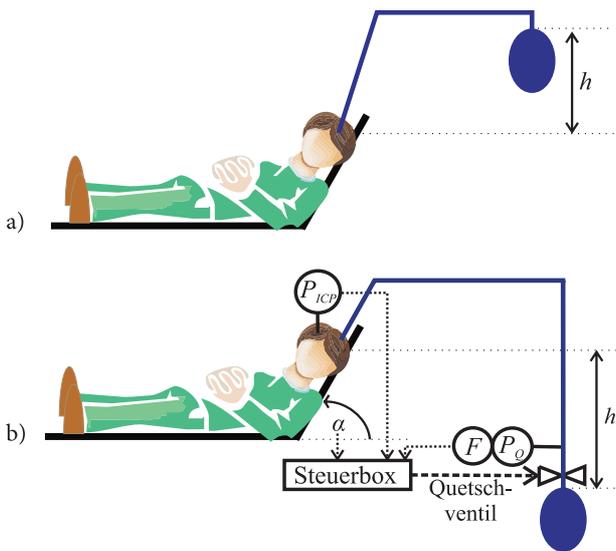


Bild 3 Schematischer Aufbau: klassische mechanische (a) versus neue passive mechatronische EVD (b).

Körperlage eine entsprechende Verstellung der Tropfkammer. Um der Änderung der hydrostatischen Höhe im Drainageschlauch durch Lageänderung des Patientenkopfteils entgegenzuwirken, wurden in der Vergangenheit mechanische Konstruktionen gewählt, bei denen der Ablaufbeutel am Kopfteil befestigt wird. Jedoch wird nur die hydrostatische Höhe verändert, nicht aber der veränderte Sollwert für den Hirndruck. Ein weiterer Nachteil der existierenden passiven Drainagen ist, dass sie bei starken Druckanstiegen wie z. B. beim Husten oder auch bei pflegerischen Eingriffen überdrainieren und der Hirndruck bzw. Flussverlauf nicht kontinuierlich und automatisch aufgezeichnet wird.

Vor kurzem wurde eine mechatronische aktive EVD auf dem Markt zugelassen [5]. Sie basiert auf einer

Peristaltik-Pumpe, die bei erhöhtem Druck Liquor aktiv ableitet. Auch wenn damit viele Nachteile behoben werden, reagiert diese EVD nicht auf Lageänderungen.

Es wurde von einem Teil der Autoren dieses Artikels bereits eine passive mechatronische Drainage mit einem diskreten Auf-Zu-Schlauchquetschventil entwickelt, welche die Lage des Patienten misst [7]. Diese EVD hat im Vergleich zur aktiven EVD mit der Pumpe den sicherheitstechnischen Vorteil, dass die maximale Sogwirkung durch die maximale Wassersäule von Kopf bis Tropfkammer begrenzt ist, weniger Energie verbraucht und kleinere Abmaße hat. Die folgende Arbeit stellt die Weiterentwicklung der mechatronischen passiven Drainage dar, bei der ein Flussensor sowie ein zusätzlicher Drucksensor zur Messung der Wassersäule vor dem Schlauchquetschventil integriert wurde und die Quetschung des Schlauches mit einem Piezomotor nunmehr graduell (proportional) erfolgen kann. Vorarbeiten wurden in [4] vorgestellt. Dabei ermöglicht der selbsthemmende Piezomotor eine energiearme Ansteuerung, und der integrierte Flussensor die Bestimmung der Compliance (s. Bild 3b). Die Messung der Wassersäule erlaubt ferner die Implementierung einer Störgrößenaufschaltung im Reglerkonzept und durch die Einbindung eines Hirndruckmonitors können Sensorwerte online im Display dargestellt werden.

4 Neues Konzept für eine mechatronische externe Ventrikeldrainagen

Die geregelte externe Ventrikeldrainage besteht aus einem Drainageschlauch, Sensoren und einem Schlauchquetschventil in einer Drainagebox sowie einer Tropfkammer für die Ansammlung des drainierten Liquors (s. Bild 4). Treibende Kraft der Drainage ist der Hirndruck und die hydrostatische Druckdifferenz aufgrund der Wassersäule zwischen dem Foramen Monroi, ein Be-

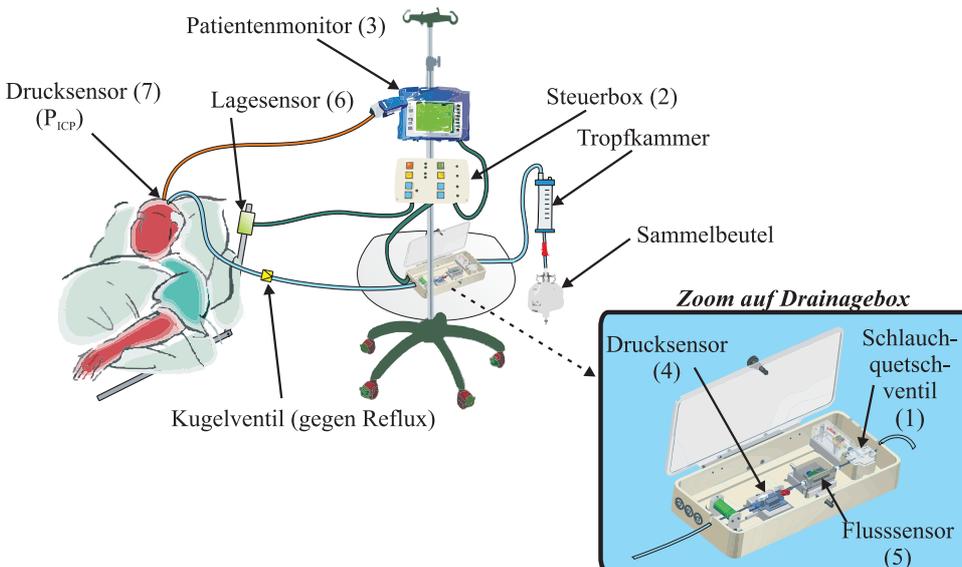


Bild 4 Anordnung des neuen geregelten Drainagekonzeptes. Der Regler befindet sich in der Steuerbox (2), die Drainagebox beinhaltet Sensoren (4,5) und den Aktuator (1).

zugspunkt in der Mitte des Kopfes, und der Position der Tropfkammer. Der Liquorabfluss wird durch ein Schlauchquetschventil (1) geregelt, dessen Öffnung durch einen Piezomotor (Typ Piezo LEGS[®] 10N, PiezoMotor AB, Schweden) eingestellt wird. Der Innendurchmesser des Schlauches beträgt ungequetscht 1,2 mm. Die Steuerbox (2) liest die Sensoren aus und berechnet anhand des Hirndruckwertes die anzufahrende Position des Schlauchquetsch-Mechanismus. Die Sensorabfrage, das Regelgesetz und die Ansteuerung wurden auf einem Mikrocontroller implementiert. Aus Sicherheitsgründen wird ein zweiter Mikrocontroller eingesetzt, der zur Überwachung des ersten Mikrocontroller dient und im Notfall das Schlauchquetschventil vollständig verschließt (Fail-Safe-Zustand). Die Steuerbox ist über eine serielle Schnittstelle mit dem Patientenmonitor namens Datalogger (3) verbunden (Raumedic AG, Deutschland). Dieser Datalogger soll dem Arzt als Benutzerschnittstelle dienen, über die er den Soll-, Maximal- und Minimalwert für den Hirndruck eingeben kann. Gleichzeitig soll er Fluss- und Hirndruckverlauf graphisch darstellen. Die Sensoren im Liquorweg sind der Drucksensor (4) direkt vor dem Schlauchquetschventil zum Messen der hydrostatischen Höhe, ein Positionssensor basierend auf Halleffekt zum Messen der Aktorstellung und damit des Öffnungsgrads des Schlauchquetschventils und ein thermischer Fluss-sensor (5). Ein einfaches Kugel-in-Konus-Ventil vor der Drainagebox dient der Vermeidung eines möglichen, aber unerwünschten Liquor-Rückflusses (Reflux). Außerhalb des Liquorwegs befinden sich der Lagesensor (6) am Kopfteil des Patientenbettes sowie der Hirndrucksensor im Patienten (7).

5 Modellbildung und Reglerentwurf

Der kraniospinale Raum mit der externen Ventrikel-drainage kann vereinfachend durch ein Modell erster Ordnung mit konzentrierten Parametern dargestellt werden (s. Bild 5). Der Hirndruck (P_{ICP}) ist abhängig von der Produktionsrate des Liquors Q_{prod} , der zeitlichen Ände-

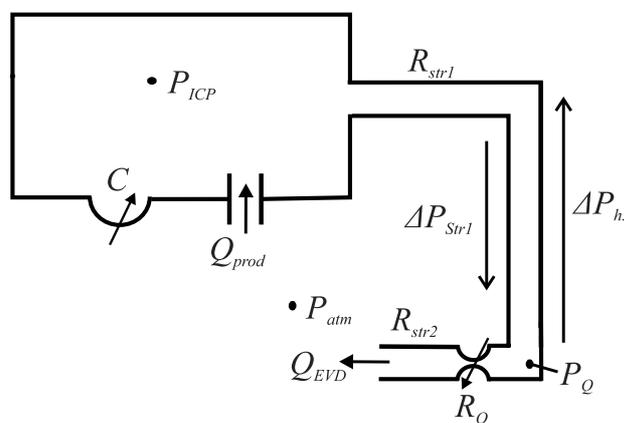


Bild 5 Mechanisches Modell der Liquordynamik mit der Liquorproduktion im Kopf Q_{prod} , dem Drainagefluss Q_{EVD} sowie den Quetschventil- und Schlauchwiderständen R_Q und R_{Stri} in Anlehnung an [6].

ring der Ausdehnung des kraniospinalen Liquorraums bestimmt durch die Compliance C sowie des Liquorabflusses durch die externe Ventrikel-drainage Q_{EVD} . Bei gesunden Menschen wird Liquor resorbiert. Da Patienten mit gestörter Liquorresorption die Zielgruppe für die externe Ventrikel-drainage darstellen, wird die Resorption in der Modellierung vernachlässigt. Die Compliance ist abhängig vom Hirndruck, wird aber im interessierenden Arbeitspunkt als konstant angenommen. Die hydrostatische Druckdifferenz ΔP_h durch die Wassersäule verändert sich, wenn die Krankenschwester die Tropfkammer auf einer anderen Höhe befestigt oder aber der Patient sich aufrichtet bzw. hinlegt. R_{Str1} und R_{Str2} sind die Strömungswiderstände des Schlauches vom Patient zum Schlauchquetschventil bzw. vom Schlauchquetschventil bis in die Tropfkammer. Sie erzeugen einen flussabhängigen Druckabfall ΔP_{Stri} . Das Schlauchquetschventil besitzt den einstellbaren Widerstand R_Q und vor dem Ventil wird der Druck P_Q gemessen. Der Widerstand des Schlauchquetschventils und des Schlauches zur Tropfkammer werden zu R_{ges} zusammengefasst. Wird die Massenstrom- bzw. Volumenstrombilanzen unter Annahme von inkompressiblen Flüssigkeiten aufgestellt, so ergibt sich die folgende Bilanzgleichung

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} P_{ICP}(t) &= \frac{1}{C} \cdot (Q_{Prod}(t) - Q_{EVD}(t)) \\ &= \frac{1}{C} \cdot \left(Q_{Prod}(t) - \frac{P_Q(t)}{R_{ges}(t)} \right), \end{aligned} \quad (2)$$

dabei setzt sich der Druck vor dem Schlauchquetschventil P_Q als

$$P_Q(t) = P_{ICP}(t) + \Delta P_h(t) - \Delta P_{Str1}(t) \quad (3)$$

zusammen. Bei den für diese Anwendung typischen geringen Volumenströmen von wenigen ml/h kann eine laminare Strömung angenommen werden, welche bei konstantem Widerstand proportional zum Druck ist. Die Schlauchwiderstände R_{Str1} und R_{Str2} können folglich nach dem Gesetz von Hagen-Poiseuille berechnet werden. Für den hydraulischen Widerstand R_Q am Schlauchquetschventil wurde die Kennlinie

$$R_Q = R_Q(d) \quad (4)$$

am Prüfstand ermittelt. Somit ergibt sich

$$\begin{aligned} R_{ges}(t) &= R_Q(d(t)) + R_{Str2} \\ &= R_Q(d(t)) + \frac{128 \cdot \eta \cdot l_{Str2}}{d_{Str2}^4 \cdot \pi} \end{aligned} \quad (5)$$

mit d als Öffnung des Schlauchquetschventils und dem Innendurchmesser d_{Str2} und der Länge l_{Str2} des Anschlussschlauches mit dem Widerstand R_{Str2} sowie η , der dynamischen Viskosität von Wasser.

Es handelt sich bei der Drainage wie aus der Gl. (2) abzulesen ist, um ein nichtlineares System erster Ord-

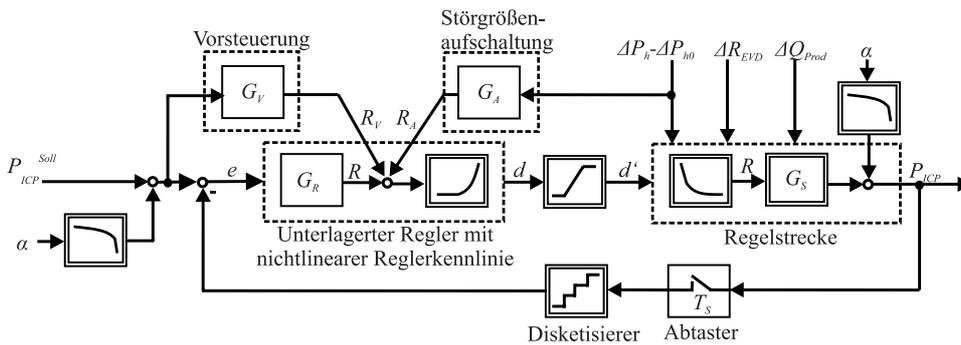


Bild 6 Blockschaltbild des diskreten Druck-Regelkreis (mit der Abtastzeit $T_s = 1$ s).

nung mit der Stellgröße $u(t) = d(t)$ und dem Ausgang $y(t) = P_{ICP}(t)$. Das System ist strukturstabil, da C und R_{ges} beide positiv sind.

Im Folgenden werden Phänomene beschrieben, die sich als Störgrößen auf das System auswirken. Durch Partikel in Liquor können Ablagerungen in den Schläuchen zu einer Vergrößerung des Schlauchwiderstandes führen. Die Produktionsrate vom Liquor ändert sich im Tagesverlauf [1] und abhängig von der Lage des Patienten ergibt sich ein anderer physiologischer Hirndruck sowie ein anderer hydrostatischer Druck aufgrund einer sich verändernden Höhe der Wassersäule.

Als Reglerarchitektur wurde eine Zwei-Freiheitsgrade-Struktur gewählt, um den Regler für gutes Führungsverhalten als auch Störverhalten auslegen zu können. Bild 6 zeigt die Reglerstruktur mit der Vorsteuerung für das Führungsverhalten und dem unterlagerten Regler für das Störverhalten. Die nichtlineare statische Umrechnung vom Widerstand R_Q auf den Durchmesser d , im Folgenden als nichtlineare Reglerkennlinie bezeichnet, wurde in den Regler integriert. Die Vorsteuerung berechnet sich im Arbeitspunkt bei vernachlässigtem Einfluss der Strömungswiderstände R_{Str1} bzw. R_{Str2} zu

$$R_v(P_{ICP}^{soll}) = - \frac{P_{ICP}^{soll} + \Delta P_{h0}}{Q_{Prod0}}. \quad (6)$$

Wie bereits in Abschnitt 2 beschrieben, sinkt beim Aufrichten des Patienten der Hirndruck. Diese Kennlinie $P_{ICP}(\alpha)$ kann im Regler hinterlegt werden, so dass aufgrund des Wertes α vom Lagesensor der Sollwert des Hirndrucks angepasst wird. Die größte wirkende Störgröße wird eindeutig durch die Änderung der Wassersäule bzw. des hydrostatischen Druckes ΔP_h beim Aufrichten des Patienten oder Veränderung der Höhe der Tropfkammer erzeugt. Aus dem Messwert P_Q kann eine Änderung in ΔP_h nach Gl. (3) berechnet und für diese Änderung eine Störgrößenaufschaltung implementiert werden. Aus Gl. (2) ist ersichtlich, dass eine Kompensation einer Änderung von ΔP_h gegeben ist, wenn das Verhältnis P_Q zu R_{ges} konstant bleibt, d. h.

$$\frac{P_Q}{R_{ges}} = \frac{P_Q + \Delta P_h - \Delta P_{h0}}{R_{ges} + R_A}. \quad (7)$$

Mit der Aufschaltung R_A auf den Reglerausgang ergibt sich die Störgrößenübertragungsfunktion

$$G_A = \frac{R_A}{\Delta P_h - \Delta P_{h0}} = \frac{R_{ges}}{P_Q}. \quad (8)$$

Als unterlagerter Regler für die Regelung des Hirndrucks wurde eine nichtlineare Kennlinie mit einem diskreten PI-Regler mit Anti-Windup und folgender Übertragungsfunktion

$$G_R(z) = \frac{K_P \cdot (z - 1) + K_I \cdot T_0}{z - 1} \quad (9)$$

implementiert. Der Regler arbeitet mit einer Abtastfrequenz von 1 Hz. Der Drucksensor arbeitet mit einer Auflösung von 0,1 mmHg und vernachlässigbarer Grenzfrequenz von 20 kHz. Die Verfahrzeit der Aktorik kann bei einer maximal möglichen Geschwindigkeit von 12 mm/s gegenüber der Abtastfrequenz des Reglers vernachlässigt werden.

Von medizinischer Seite wurde als Anforderung an die Regelung definiert, dass Abweichungen vom Sollwert bis zu 10 mmHg für kurze Zeit toleriert werden können, aber innerhalb 30 s ausgeglet werden müssen. Der Hirndruck darf im Durchschnitt nicht mehr als 2 mmHg über dem Sollwert liegen [2]. Da hier von idealen Bedingungen ausgegangen wird (Hirndrucksensor ist richtig kalibriert und ohne Drift, der Patient liegt ruhig im Bett), wurde im Rahmen dieses Projektes eine geringere Grenze von ± 1 mmHg um den Sollwert als Regelziel betrachtet.

Die Parameter des diskreten PI-Reglers wurden durch Optimierung in der Software Matlab®/Simulink® mit der folgenden Gütefunktion optimiert

$$J = \sum_{k=1}^{k_{end}} \left[(P_{ICP,k}^{soll} - P_{ICP,k}^{ist})^2 + 100 \cdot \Delta d_k^2 \right] \cdot t_k. \quad (10)$$

Dabei sind die Einheiten der Öffnungsänderung des Schlauchquetschventils Δd in mm, der Drücke in mmHg und der diskreten Zeit t_k in s angegeben. Für eine anfänglich langsame Ausregelung mit geringem Überschwingen wurde die zeitgewichtete quadratische Regelfläche als Gütekriterium gewählt. Für eine geräusch- und energiearme Verstellung der Aktorposition wurde zusätzlich der Strafterm für anhaltende Aktorsprünge ($100 \cdot \Delta d_k^2$) in die Gütefunktion für den Regler integriert.

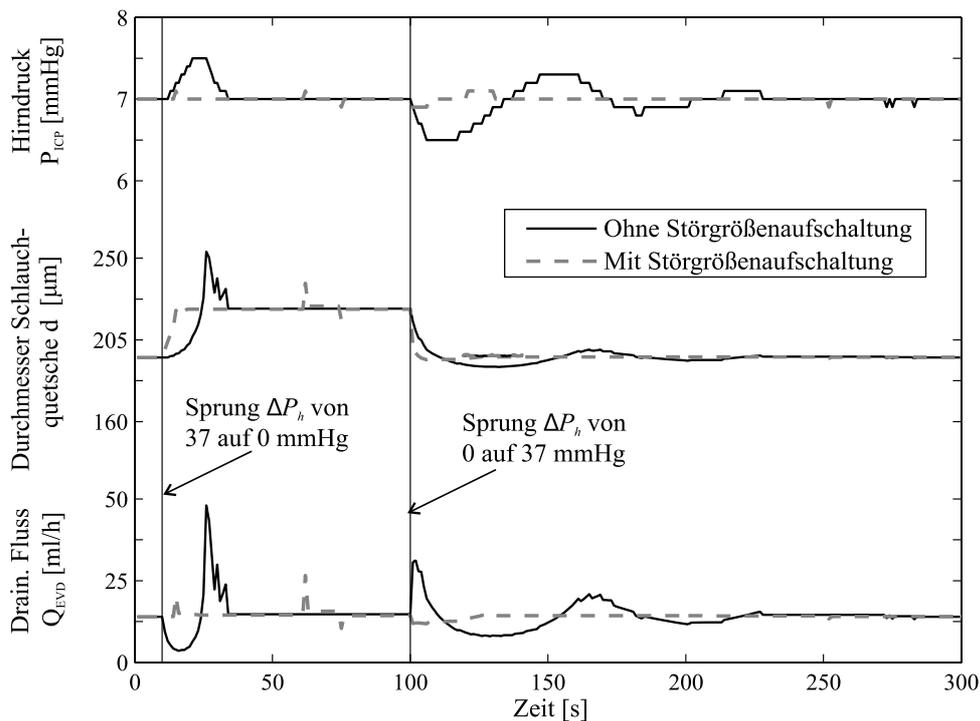


Bild 7 Simulationsergebnis für Sprung von ΔP_h um ± 37 mmHg mit und ohne Störgrößenaufschaltung.

Bild 7 zeigt den Vergleich eines optimierten Reglers mit und ohne Störgrößenaufschaltung bei einem Sprung ΔP_h von ± 37 mmHg. Der Regler wurde bereits auf diesen Sprung optimiert, jedoch zeigt die Störgrößenaufschaltung trotzdem ein wesentlich besseres Verhalten.

An diesem Punkt soll vorweg genommen werden, dass durch Messungen am Prüfstand sich herausgestellt hat, dass die Störgrößenaufschaltung nicht möglich war, weil sich die Kennlinie Widerstand zu Durchmesser $R_Q(d)$ (s. Gl. (3)) und damit auch die nichtlineare Kennlinie für den Regler über die Zeit verändert. Da zum Zeitpunkt der Versuchsdurchführung noch kein Algorithmus zur Online-Detektion der nichtlinearen Reglerkennlinie existierte, musste auf die Aufschaltung und die Vorsteuerung verzichtet werden, und die Änderung des hydrostatischen Druckes allein mit dem PI-Regler ausgeregelt werden. Wegen der zeitlichen Veränderung von $R_Q(d)$ wurde eine konservative nichtlineare Reglerkennlinie $d(R_Q)$ verwendet, die sicherstellt, dass das Schlauchquetschventil den Schlauch vollständig verschließen kann, da es sich um eine sicherheitsrelevante Stellung handelt. Folglich fährt der Regler tendenziell einen zu großen Widerstand an, welcher mit dem I-Anteil ausgeglichen werden muss.

6 Teststand und Messergebnisse

Der Menschmodellprüfstand besteht aus einer Infusionspumpe als Liquorproduktionsquelle (Q_{Prod}) sowie einem angeschlossenen Gefäß mit einstellbarer Compliance zur Nachbildung des kraniospinalen Raums. An das Gefäß wird der Drucksensor für die Hirndruckmessung sowie die mechatronische externe Ventrikeldrainage angeschlossen. Eine Halterung für das Gefäß kann hö-

henverstellt werden, so dass sich die Wassersäule und damit ΔP_h vor dem Schlauchquetschventil verändert. Die Compliance des Gefäßes wurde im Arbeitspunkt des Hirndruckes von 7 mmHg auf pathologische 0,06 ml/mmHg und die Liquorproduktionsrate auf einen typischen Wert von 14 ml/h eingestellt.

Es wurde der Zusammenhang hydraulischer Widerstand zu Durchmesser des Schlauchquetschventils quasi-statisch vermessen und als Referenzmesswerte in Bild 8 eingezeichnet. Bild 8 zeigt den wichtigsten Ausschnitt der Messwerte im Bereich der Arbeitspunkte bei zwei unter-

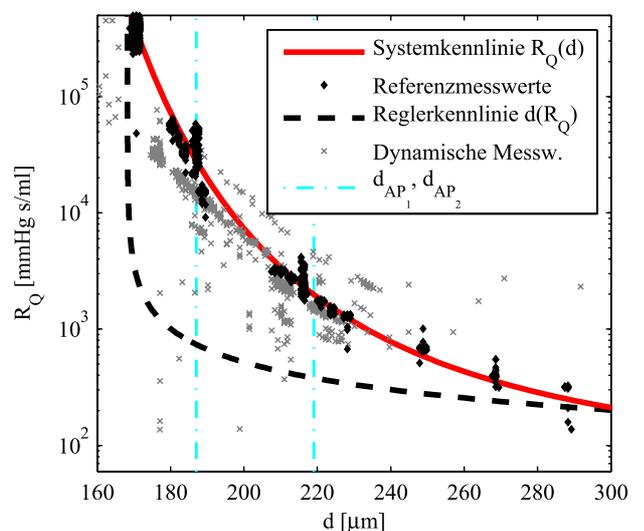


Bild 8 Systemkennlinie $R_Q(d)$ um die zwei Arbeitspunkte d_{AP1} und d_{AP2} sowie die konstante Reglerkennlinie $d(R_Q)$.

schiedlichen hydrostatischen Drücken. Es fällt auf, dass diese Messwerte auch in den Arbeitspunkten streuen. Es lässt sich jedoch eine Systemkennlinie durch diese Punkte legen. Als mathematisch optimale Beschreibung des Zusammenhangs R_Q zu d wurde eine Kennlinie mit

$$R_Q = e^{\frac{6,2 \times 10^5}{(d-66,4)^2} + 4,1} \quad (11)$$

ermittelt. Hierbei hat d die Einheit mm und R_Q mmHg · s/ml. Bei kleiner werdenden Durchmessern tritt eine starke Streuung bedingt durch die Auflösung des Positionssensors und die starke Steigung der Kennlinie auf. In hellgrau mit \times sind dynamische Messwerte während der Regelung des Hirndrucks abgebildet. Aus dieser Messung ist zu erkennen, dass die Kennlinie sich zu diesem Zeitpunkt gegenüber der Referenzmessung verändert hat. Ursachen können temperaturbedingte Änderungen der Viskosität oder Veränderungen des Quetschschlauches sein. Aus diesem Grund wurde, wie im vorigen Abschnitt beschrieben, eine von der Aktorkennlinie abweichende konservativere nichtlineare Reglerkennlinie $d(R_Q)$ verwendet, die gewährleistet, dass das Schlauchquetschventil sicher schließen kann (s. Reglerkennlinie in Bild 8).

Es wurde gemessen, wie der Regler auf Änderungen der Störgrößen reagiert und die Regelstrecke mit der open loop Simulation verglichen. Dabei waren die Druckdifferenz aufgrund der Wassersäule ΔP_h und die Stellgröße d des Reglers die Eingänge der Simulation. Bild 9 zeigt die Messung bei Änderung der Patientenlage, in dem das Gefäß von einer 50 cm höheren Position als die der Tropfkammer herunter auf die gleiche Höhe der Tropfkammer verstellt wurde. Bei diesem Sprung steigt P_{ICP} temporär an, weil der Aktor bei geringerem ΔP_h weiter öffnen muss. Wie aus Bild 8 zu entnehmen ist, befinden sich die Messpunkte im Experiment bei der Regelung bei niedrigeren Widerständen. Es wurden in den zwei Arbeitspunkten die Korrekturfaktoren für den Widerstand bestimmt. Zum besseren Vergleich von Hirndruck und Fluss wurden die simulierten Widerstände in den zwei Arbeitspunkten mit diesen Korrekturfaktoren multipliziert. Die Flussspitzen sind in der Simulation größer. Dies führt wiederum zu größeren Druckabfällen. Eine Vermutung ist die vernachlässigte Simulation der Trägheit der Flüssigkeitssäule, eine andere, die beschränkte Dynamik des Flusssensors. Der Hirndruck wird zwar schnell ausgegletet, der Aktor soll aber weicher mit weniger starken Auslenkungen reagieren. Diese Sprünge treten auf, weil im Arbeitspunkt $d = 220 \mu\text{m}$ die Kennlinie des Reglers $d(R_Q)$ viel steiler als die Systemkennlinie ist.

Als zweiter wichtiger Parameter wurde die Compliance bestimmt. Für die genaue Bestimmung dieses Parameters muss die Produktionsrate bekannt sein (was in diesem Experiment der Fall war) oder durch zurückliegende Flusswerte abgeschätzt werden. Zusätzlich muss der Druck variieren. Druckänderungen um 0,1 mmHg wie es in der vorgestellten Messung fast ausschließlich der Fall war, reichen nicht aus, weil sie unter das Quantisie-

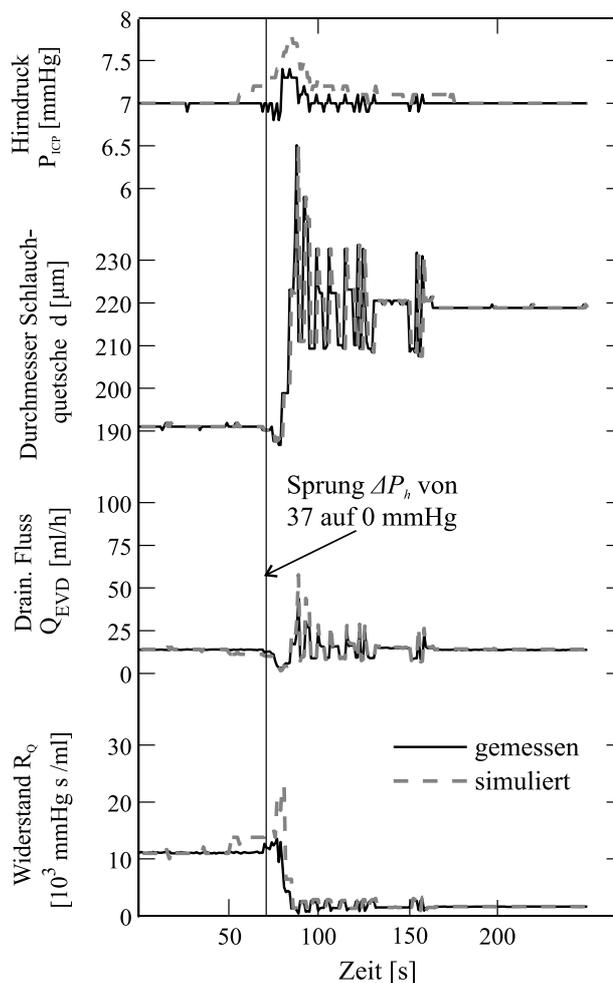


Bild 9 Druck, Fluss, Aktorverlauf und Widerstandsverlauf bei Messung und Open-loop Simulation und einem Störgrößensprung von $\Delta P_h = -37$ mmHg (dies entspricht dem Hinlegen eines Patienten oder dem Hochstellen der Tropfkammer am Stativ).

rungsrauschen fallen. Die Compliance wird im folgenden an einer Messung bestimmt, bei der leichte Schwingungen auftraten. Diese waren bedingt durch eine teilweise verzögerte Übertragung der Druckmesswerte an die Steuerbox. Die Compliance wurde nach der folgenden Formel mit der Abtastzeit T_s berechnet:

$$C(t) = \frac{\int_t^{t+T_s} (Q_{prod}(t) - Q_{EVD}) dt}{P_{ICP}(t + T_s) - P_{ICP}(t)} \quad (12)$$

Zum Eliminieren des Sensor- und Diskretisierungsrauschens wurden die Hirndruck- und Flusssignale mit einem FIR-Tiefpassfilter mit der Grenzfrequenz von 0,045 Hz und 64 Filterkoeffizienten vorverarbeitet. Als Fensterung wurde ein Hamming-Fenster ausgewählt. Um Phasenverschiebung zu vermeiden, wurde der Filter nochmal in die entgegengesetzte Richtung angewendet. Aus Robustheitsgründen wurden nur die Maxima- bzw. Minima der Volumen- und Druckkurve für die Compliancebestimmung verwendet. Das Ergebnis ist in Bild 10 abgebildet. Die gemessene Compliance liegt et-

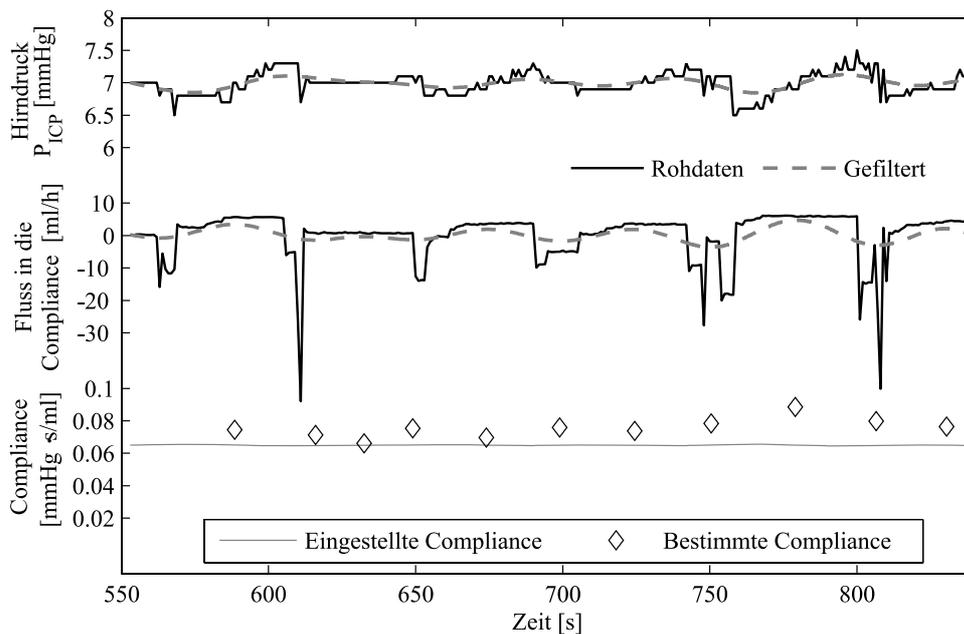


Bild 10 Dynamisch berechnete Compliance.

was oberhalb der eingestellten Compliance vermutlich aufgrund der nicht berücksichtigten Compliance der Drainageschläuche. Die Compliance konnte trotz der geringen Druckschwankungen mit einer maximalen Abweichung von + 36% bestimmt werden.

7 Zusammenfassung und Ausblick

In diesem Beitrag wurde der Aufbau einer automatisierten externen Ventrikeldrainage vorgestellt, die dem Patienten eine automatisierte Drainage mit einem im Vergleich zu den herkömmlichen Drainagen besseren Sicherheitsmanagement ermöglicht. Die automatisierte externe Drainage kann auf Lageänderungen des Patienten reagieren. Überdrainage bei natürlichen Druckspitzen, wie sie z. B. durch Husten verursacht werden, kann anders als bei den klassischen Drainagen durch Schließen des Schlauchquetschventils verhindert werden. Beim Umbetten oder Waschen besteht kein Risiko zur Überdrainage, falls das klinische Personal vergisst das manuelle Ventil zu schließen. Durch die Darstellung der Hirndruck- und Flussverläufe sowie die Berechnung der Compliance kann der Therapieverlauf zeitkontinuierlich beobachtet werden.

Die mechatronische externe Ventrikeldrainage und der Patient wurde mit dem CAE-Tool Matlab®/Simulink® modelliert und die Parameter des Reglers optimiert. Ein PI-Regler mit statischer nichtlinearer Kennlinie konnte die von medizinischer Seite vorgegebenen Regelziele erfolgreich erfüllen. Auch die Ergebnisse am Menschmodellprüfstand zeigten, dass die Änderung des hydrostatischen Drucks durch Lageänderung als größte Störgröße, erfolgreich ausgeglichen werden konnte. Bezüglich der bei einem Schlauchquetschventil über die Zeit veränderlichen Systemkennlinie Widerstand zu Durch-

messer ist angedacht, diese in Zukunft online durch Identifikation zu bestimmen und den Regler nachzuführen (adaptive Regelung). In diesem Fall kann die hier hergeleitete Vorsteuerung und Störgrößenaufschaltung für hydrostatische Druckänderungen zusätzlich verwendet werden, damit der Aktor weniger sprunghaft verfährt. Auch ist geplant, geeignete Tiefpass-Filter für den Hirndruck zu implementieren, da dieser mit Druckschwankungen durch den Puls überlagert ist, welche nicht vollständig ausgeglichen werden sollen.

Der Wert der Compliance, welche einen der wichtigsten Parameter darstellt, konnte aus dynamischen Messdaten bestimmt werden. In Zukunft muss evaluiert werden, ob dieser Parameter auch als Regelgröße dienen kann. In diesem Fall muss ein onlinefähiger Algorithmus für den Mikrocontroller entwickelt werden.

Danksagung

Die Autoren danken dem BMBF für die finanzielle Unterstützung des Projektes „iShunt“ innerhalb des Programms „Intelligente Implantate“ (Rahmenprogramm „Mikrosysteme“ (2004–2009).

Literatur

- [1] HARA, M., KADOWAKI, C., KONISHI, Y., OGASHIWA, M., NUMOTO, M., AND TAKEUCHI, K. A new method for measuring cerebrospinal fluid flow in shunts. *Journal of neurosurgery* 58, 4 (Apr. 1983), 557–61.
- [2] JETZKI, S., KIEFER, M., WALTER, M., AND LEONHARDT, S. Concepts for a mechatronic device to control intracranial pressure. In *4th IFAC Symposium on Mechatronic Systems*, 12.–14.09 (Heidelberg, 2006), no. 2.
- [3] KIEFER, M. AND STEUDEL, W.-I. Moderne Hirndruckmessung. *Der Unfallchirurg* 105, 7 (July 2002), 578–586.

- [4] KRAUSE, I., HAHNE, S., WALTER, M., LINKE, S., RADERMACHER, K., ANTES, S., KIEFER, M., EYMANN, R., STEUDEL, W.-I., AND LEONHARDT, S. *Eine neue automatisierte externe Liquor-Drainage*, 279 ed. VDI Verlag GmbH, Düsseldorf, 2010, pp. 17–18.
- [5] MÖLLER MEDICAL GMBH & CO.KG. EP1749549A1 Liquor-Drainagesystem, 2007.
- [6] URSINO, M. AND LODI, C. A. A simple mathematical model of the interaction between intracranial pressure and cerebral hemodynamics. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md.: 1985)* 82, 4 (Apr. 1997), 1256–69.
- [7] WALTER, M., LEONHARDT, S., KIEFER, M., STEUDEL, W.-I., AND ISERMANN, R. Modellbildung und Regelung des Hirndrucks (Modeling and Control of Intracranial Pressure). *at – Automatisierungstechnik* 48, 2 (Feb. 2000), 86.
- [8] ZWECKBERGER, K., SAKOWITZ, O. W., UNTERBERG, A. W., AND KIENING, K. L. Intracranial pressure-volume relationship. *Physiology and pathophysiology. Der Anaesthesist* 58, 4 (Apr. 2009), 392–7.

Manuskripteingang: 30. April 2011

M.Sc. Inga Margrit Elixmann ist wissenschaftliche Mitarbeiterin am Philips Lehrstuhl für medizinische Informationstechnik an der RWTH Aachen. Hauptarbeitsgebiete: Medizintechnik, Hydrozephalustherapie, Regelung mechatronischer Systeme, Modellbildung von biologischen Systemen.

Adresse: RWTH Aachen, Fakultät Elektrotechnik und Informationstechnik, Lehrstuhl für medizinische Informationstechnik, Helmholtz Institut, Pauwelsstr. 20, D-52074 Aachen, Fax: +49 241/80-82442, E-Mail: elixmann@hia.rwth-aachen.de

Dr.-Ing. Marian Walter ist Oberingenieur und Leiter der Arbeitsgruppe „Automatisierung für die Medizin“ am Philips Lehrstuhl für medizinische Informationstechnik an der RWTH Aachen. Hauptarbeits-

gebiete: Automatisierung, Regelung und Fehlerdiagnose für medizintechnische Anwendungen, Modellbildung interagierender physiologisch technischer Systeme.

Adresse: RWTH Aachen, Fakultät Elektrotechnik und Informationstechnik, Lehrstuhl für medizinische Informationstechnik, Helmholtz Institut, Pauwelsstr. 20, D-52074 Aachen, Fax: +49 241/80-82442, E-Mail: walter@hia.rwth-aachen.de

Dipl.-Ing. Christine Goffin ist wissenschaftliche Mitarbeiterin am Lehrstuhl für Medizintechnik an der RWTH Aachen. Hauptarbeitsgebiete: Smart Instruments.

Adresse: RWTH Aachen, Fakultät Maschinenbau, Lehrstuhl für Medizintechnik, Helmholtz Institut, Pauwelsstr. 20, D-52074 Aachen, Fax: +49 241/80-22870, E-Mail: goffin@hia.rwth-aachen.de

Dipl.-Ing. Sebastian Hahne war wissenschaftliche Hilfskraft am Philips Lehrstuhl für medizinische Informationstechnik an der RWTH Aachen.

Adresse: RWTH Aachen, Fakultät Elektrotechnik und Informationstechnik, Lehrstuhl für medizinische Informationstechnik, Helmholtz Institut, Pauwelsstr. 20, D-52074 Aachen, Fax: +49 241/80-82442, E-Mail: sebastian.hahne@rwth-aachen.de

Dr. med. Michael Kiefer ist Oberarzt in der Neurochirurgischen Klinik der Universität des Saarlandes. Hauptarbeitsgebiete: Hirndruckdiagnostik, Hydrozephalus.

Adresse: UK Saarland, Klinik für Neurochirurgie, Kirrberger Straße, D-66421 Homburg/Saar, Fax: +49 6841/16-24480, E-Mail: Michael.Kiefer@uks.eu

Prof. Dr.-Ing. Dr.med. Steffen Leonhardt bekleidet die Philips Stiftungsprofessur für Medizinische Informationstechnik an der RWTH Aachen. Hauptarbeitsgebiete: Automatisierungstechnik für die Medizin und Personal Health Care.

Adresse: RWTH Aachen, Fakultät Elektrotechnik und Informationstechnik, Lehrstuhl für medizinische Informationstechnik, Helmholtz Institut, Pauwelsstr. 20, D-52074 Aachen, Fax: +49 241/80-82442, E-Mail: medit@hia.rwth-aachen.de