

Eine neue automatisierte externe Liquor-Drainage

Inga Krause¹, Sebastian Hahne¹, Marian Walter¹, Sabine Linke², Klaus Radermacher², Sebastian Antes³, Michael Kiefer³, Regina Eymann³, Wolf-Ingo Steudel³ und Steffen Leonhardt¹

¹Lehrstuhl für Medizinische Informationstechnik, RWTH-Aachen, Kontakt: krause@hia.rwth-aachen.de

²Lehrstuhl für Medizintechnik, RWTH-Aachen

³Klinik für Neurochirurgie, Universität des Saarlandes

Einleitung

Das Gehirn ist in Liquor cerebrospinalis eingebettet, einer wässrigen Lösung, die sowohl dem Auftrieb als auch der Nährstoffversorgung des Gehirns dient. Der Liquor wird im Plexus choroideus ständig neu gebildet und an unterschiedlichen Orten wieder resorbiert. Das Gleichgewicht dieses Kreislaufs ist beim Hydrozephalus gestört. In seltenen Fällen wird zuviel Liquor produziert, meistens aber ist Liquor in seinen Fließwegen blockiert oder es wird an den Resorptionsorten nicht genügend resorbiert. Beim akuten Hydrozephalus, hervorgerufen z.B. durch Subarachnoidalblutungen oder Ventrikelblutungen, führt die vermehrte Ansammlung von Flüssigkeit zu einem exponentiellen Anstieg des Hirndrucks (ICP).

Um einem erhöhten ICP entgegenzuwirken, werden nach dem heutigen Stand der Technik zur akuten Behandlung auf der Intensivstation fast ausschließlich klassische Ventrikeldrainagen verwendet. Dabei wird Liquor über einen Drainageschlauch in eine Tropf- und Bilanzierungskammer geleitet. Die manuell einstellbare hydrostatische Höhe dieser Kammer bestimmt, bei welchem ICP Liquor abgeleitet wird. Diese passive Anordnung bringt einige Nachteile mit sich, z.B. wird eine physiologische ICP-Verschiebung durch Änderung der Körperlage nicht durch eine entsprechende Verstellung der Tropfkammer angepasst. Auch wird bei starken Druckanstiegen, hervorgerufen z.B. durch Husten, zu viel drainiert. Um diesen Nachteilen entgegenzuwirken wurden bereits sowohl mechanische Konstruktionen als auch zwei elektromechanische Liquorableitungen ([1], [2]) entwickelt. Für eine bestmögliche Liquorableitung, wurde am Lehrstuhl für Medizinische Informationstechnik eine automatisierte externe Ventrikeldrainage konzipiert. Erste Messungen an einem Prüfstand mit einem optimierten PI-Regler sowie Messungen der Compliance wurden erfolgreich durchgeführt.

Systemaufbau

Der Systemaufbau der entwickelten Drainage-Einrichtung auf der Intensivstation ist in Abb. 1 zu sehen. Die treibende Kraft für die Liquorableitung ist der ICP bezogen auf den Umgebungsdruck. Ist die Tropfkammer nicht wie in der hier betrachteten Anordnung auf gleicher Höhe mit dem Patientenkopf, so muss der hydrostatische Druck noch mitberücksichtigt werden.

Die Menge des abzuleitenden Liquors wird durch einen Schlauchquetscher automatisiert eingestellt. Die eigens entwickelte Steuerbox mit zwei integrierten Mikrocontrollern ist für das Abfragen der Sensorwerte und die intelligente Ansteuerung des Motors zuständig.

Sie erhält über eine serielle Schnittstelle auf Atmosphärendruck bezogene ICP-Werte von einem Patientenmonitor Typ „Datalogger“ der Firma Raumedic.

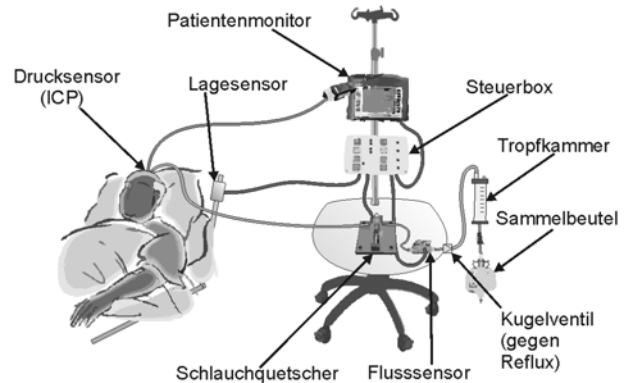


Abb. 1: Anordnung der externen Drainage

Die Schlauchquetscheinrichtung beinhaltet einen Piezomotor, der den Durchmesser des Drainageschlauchs zwischen 0 und 1.2 mm stufenlos einstellen kann. Die Quetschposition wird mit einem hochauflösenden Hall-Sensor gemessen.

Die externe Drainage verfügt außer dem ICP- und dem Positionssensor für den Piezomotor über einen Beschleunigungssensor für die Lage des Patienten sowie einen anemometrischen Flussensor. Der Flussensor ermöglicht die Detektion von Verstopfungen in der Drainage, dient aber auch der Ermittlung einer wichtigen Kenngröße für den Arzt: der Compliance C . Diese ist definiert als

$$C = \frac{dV}{dICP} \quad (2)$$

in ml/mmHg mit der Volumenänderung dV und beschreibt die Dehnbarkeit des kraniospinalen Raums. Bei gesunden Menschen beträgt sie 0.5 -1 ml/mmHg, während sie bei hydrozephalen Patienten oder solchen mit erhöhtem ICP erniedrigt ist.

Reglerauslegung und Validierung am Prüfstand

Um die Drainage zu testen, wurde am Prüfstand mit einer Infusionspumpe als Liquorquelle ein definierter Fluss an Wasser in ein dehnbare Gefäß (als Modell für den kraniospinalen Raum) eingebracht. Dort wurde der Druck (ICP) gemessen und über den Schlauchquetscher Flüssigkeit abgeleitet. Zur Vereinfachung wurde auf die resorptive Ableitung (s. gestrichelte Linien in Abb. 2), unter Annahme völlig fehlender physiologischer Resorption, verzichtet.

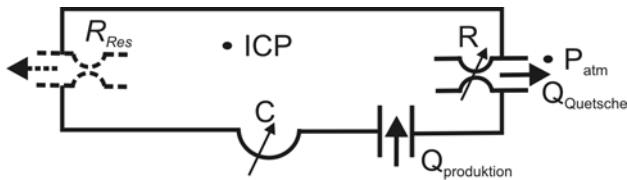


Abb. 2: Mechanisches Modell der Liquordynamik

Damit lässt sich der ICP nach dem Ersatzschaltbild im Zeitbereich wie folgt berechnen

$$\frac{dICP(t)}{dt} = -\frac{ICP(t)}{C(ICP) \cdot R(r(t))} + \frac{Q_{Produktion}(t)}{C(ICP)}, \quad (3)$$

mit dem hydraulischen Widerstand R des Schlauchquetschers und angrenzenden Schläuche, dem Fluss Q und des Parameters C . Folglich ist der dynamische ICP nichtlinear von der Stellgröße R und der Störgröße C sowie linear von der Störgröße Q abhängig. R ist wiederum nichtlinear vom eingestellten Radius r abhängig und errechnet sich mit der Annahme von laminarer Strömung nach Hagen-Poiseuille zu

$$R(r) = \frac{k}{r^4}, \quad (4)$$

dabei ist k eine Konstante, die sich aus der Viskosität der Flüssigkeit und der Länge des gequetschten Schlauches errechnet. Gl. (3) wurde um den Arbeitspunkt ICP_0 , R_0 , Q_0 und C_0 linearisiert und die statische Nichtlinearität von Gl. (4) als Hammerstein-Modell aus der Regelstrecke extrahiert und im Regler kompensiert (s. Abb. 3).

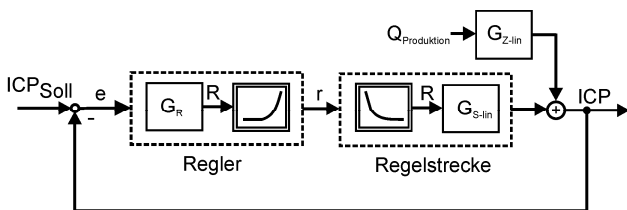


Abb. 3: Blockschaltbild Regelkreis

Der Sollwert ICP_{soll} wird selten vom Arzt modifiziert, allerdings ändert sich der Fluss $Q_{Produktion}$ aufgrund der zeitabhängigen Liquorproduktion regelmäßig. Deshalb wurde der digitale Regler im geschlossenen Regelkreis bei simulierter Störgrößenänderung Q (s. simulierten Fluss in Abb.4) in Matlab Simulink ermittelt. Simulationsergebnisse zeigten, dass die Linearisierung um den Arbeitspunkt bei der Störgrößenänderung nicht mehr hinreichend genau ist und es wurde mit dem nichtlinearen Modell simuliert. Als Ergebnis wurde festgestellt, dass nur ein I-Anteil zur Regelung notwendig ist. Im Prüfstand waren die ermittelten Reglerparameter zu konservativ und wurden modifiziert. Abb. 4 zeigt das Simulationsergebnis im Vergleich mit den am Prüfstand gemessenen Werten. Als Toleranzbereich für den ICP wurde 6-8 mmHg festgelegt. Bei der Berechnung der Compliance nach Gl. (2) wurde für die Bestimmung von dV der abgeleitete Fluss von der Produktionsrate subtrahiert und über ein Zeitfenster ΔT integriert. Dabei erwies sich in der Praxis ein ΔT von 12s am erfolgreichsten. Die statische Compliance wurde durch einen langsamen ICP Anstieg bei geschlossener

Quetsche bestimmt. Abb. 5 zeigt das Ergebnis, der während der Regelung berechneten Compliance verglichen mit einer statischen Compliance Messung.

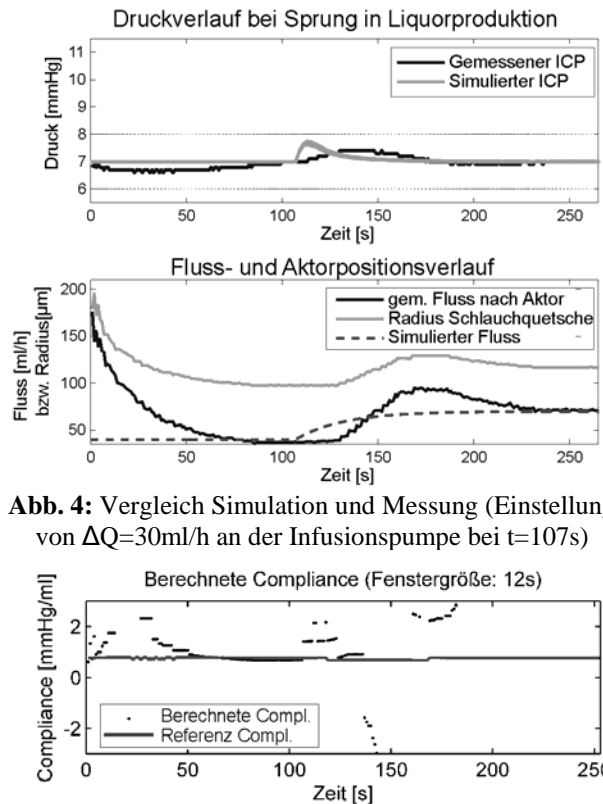


Abb. 4: Vergleich Simulation und Messung (Einstellung von $\Delta Q=30\text{ml/h}$ an der Infusionspumpe bei $t=107\text{s}$)

Abb. 5: Berechnete versus ermittelte Compliance

Diskussion und Schlussfolgerungen

Ein PI-Regler mit Kompensation der statischen Nichtlinearitäten konnte am Prüfstand gute Ergebnisse erzielen. Jedoch ist das ICP-Signal in der Praxis mit Hirndruckwellen durch Veränderungen des Blutvolumens im Krumen überlagert. In Zukunft gilt es zu prüfen, wie der Regler mit solchen Einflüssen umgehen kann und eventuell modifiziert werden muss.

Die Ermittlung der Compliance ist nicht trivial, denn das ICP-Signal muss sich dazu nicht nur hinreichend ändern, der Quetschvorgang erzeugt zusätzlich unerwünschte Volumenströme. Die vereinfachten Modellannahmen ignorieren zudem weitere Kapazitäten und Widerstände in den Zuleitungen. Auch gilt zu prüfen, ob der Flussensor dynamisch genau genug misst.

Literatur

- [1] Moeller Medical GmbH. Liquor-drainagesystem, 2005.
- [2] Marian Walter. *Mechatronische Systeme fuer die Hydrozephalustherapie*. PhD thesis, TU Darmstadt, Germany, 2002.

Danksagung

Wir danken dem BMBF für die Förderung des Projektes iSHUNT sowie für die Hilfe seitens unserer Kooperationspartnern Reco und Raumedic AG.