

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



**„Simulation der Thermoregulation von Früh- und
Neugeborenen in verschiedenen Wärmetherapiegeräten“**

J. Koch, O. Bußmann
Drägerwerk AG Lübeck, Lübeck, Deutschland
E-Mail: jochim.koch@draeger.com

Band: Beiträge zum 3. Workshop Automatisierungstechnische Methoden und
Verfahren für die Medizin
Editors: Jürgen Werner, Martin Hexamer
ISBN: 3-00-008240-9
Pages: 22-23

Simulation der Thermoregulation von Früh- und Neugeborenen in verschiedenen Wärmetherapiegeräten

J. Koch, O. Bußmann

Drägerwerk AG Lübeck

jochim.koch@draeger.com

EINLEITUNG

Frühgeborene und Neugeborene werden heute in verschiedenen Wärmetherapiegeräten, wie Inkubatoren oder offenen Pflegeeinheiten, therapiert. Das Ziel der Wärmetherapie ist es, das zum Überleben notwendige Wärmegleichgewicht durch entsprechende Wärmezufuhr herzustellen mit einem möglichst komfortablem Klima für die kleinen Patienten. Die mit zunehmender Reife erforderlichen Anpassungen der Wärmezufuhr geschehen heute iterativ durch das Pflegepersonal oder durch einfache Hauttemperatur-Regelungen. Jeder Zugriff auf den Patienten kann Störungen seines Wärmehaushaltes bewirken.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein Simulationsmodell entwickelt, das auf Basis der Physiologie der Thermoregulation des Früh- und Neugeborenen und der Beeinflussung durch unterschiedliche Wärmetherapiegeräte typische Situationen während der Pflege beschreiben kann.

Die bekannten Wärmetherapiegeräte bedienen sich unterschiedlicher Wärmequellen. Während die Inkubatoren überwiegend durch Konvektionswärme die notwendige Warmhaltung erzeugen, verwenden die offenen Pflegeeinheiten zum grössten Teil nur die Strahlungswärme. Einige Geräte sind auch mit einer zusätzlichen Matratzenheizung versehen. Der Vorteil der Inkubatoren liegt in dem thermischen Komfort; sie können auch eine hohe Feuchte in einem abgeschlossenen Mikroklima bereitstellen.

Beide Gerätearten werden heute in der Intensivpflege verwendet. Die offenen Pflegeeinheiten haben den Vorteil des ungehinderten Zuganges zu dem Patienten, während die Inkubatoren durch ihre Abgeschlossenheit den Zugang zum Patienten einschränken. Besonders intensiv zu behandelnde Neugeborene werden oft erst einige Zeit in der offenen Einheit gepflegt, bis sie sich gesundheitlich stabilisiert haben und in den Genuss des komfortablen Klimas eines Inkubators kommen können. So liegt es nahe, Geräte zu konzipieren, die beide Therapieformen anbieten können, sogenannte Hybriden. Diese Geräte können relativ schnell von einem Gerätetyp auf den anderen umgeschaltet werden. Der Vorteil liegt darin, dass der Patient nicht von einem Gerät in das andere verlegt werden muss. Bei beatmeten und mit Infusionen verbundenen Patienten,

deren Vitalfunktionen durch mehrere Sensoren überwacht werden, kann eine Verlegung eine aufwändige Angelegenheit sein.

Mit Hilfe des Simulationsprogrammes sollen die thermischen Auswirkungen auf die Neugeborenen aufgezeigt werden.

THERMOREGULATION

Die Thermoregulation des Früh- und Neugeborenen unterscheidet sich noch sehr von der bei Erwachsenen. Zum einen ist die Haut noch nicht vollständig entwickelt. Die Haut ist sehr wasserdurchlässig [1] und die Frühgeborenen haben deshalb in den ersten Lebensstagen einen hohen Wärmeverlust durch die Wasserverdunstung.

Zum anderen ist der Metabolismus noch sehr schwach und in seiner Leistungsfähigkeit noch stark eingeschränkt [2], so dass der Frühgeborene zusätzlicher Wärmezufuhr von aussen bedarf, wenn seine Körpertemperatur nicht absinken soll. Frühgeborene können nicht schwitzen und ihre Muskelaktivitäten sind verhältnismässig gering, zu einem Kältezittern sind sie noch nicht in der Lage. In den ersten Lebensstunden entwickeln sie erst die Fähigkeit, mit Hilfe der Vasomotorik ihre Körpertemperatur selbst zu stabilisieren; zunächst verhalten sie sich nach der Geburt poikilotherm, d.h. wechselwarm.

AUFBAU DES MODELLS

Die verschiedenen Wege, Wärme zu- bzw. abzuführen (Konvektion, Konduktion, Radiation), können durch physikalische Gleichungen bzw. empirische Algorithmen beschrieben werden. Ebenso die evaporativen Wärmeverluste; sie sind durch klinische Studien in Abhängigkeit von der Reife der Haut, d.h. von Gestationsalter und Lebensalter, bekannt [3]. Die Wärmeproduktion ist in Abhängigkeit von Gewicht und Lebensalter bekannt [2].

Der Blutfluss zwischen den zentralen Organen und der Peripherie kann in Abhängigkeit von der Temperaturdifferenz beschrieben werden [4]. Der Blutfluss zwischen den zentralen Organen ist ungehindert, die Vasomotorik beeinflusst mit zunehmender Reife im wesentlichen nur den Blutfluss zu der Peripherie. Ebenso sind die Wärmekapazitäten der einzelnen Regionen und deren Zeitkonstanten im Modell abgebildet.

Die Körperoberfläche lässt sich durch eine empirisch ermittelte Beziehung abschätzen. Die Berechnung der Geometrie der Körpersegmente basiert auf den Beziehungen zwischen Körperoberflächen und Gewichten, die aus klinischen Untersuchungen bekannt sind [5]. Die Wärmeleitfähigkeiten und Schichtdicken von Haut, Fett und Knochen können geschätzt werden [4].

Die verschiedenen Wärmetherapiegeräte können mit ihren physikalischen Wärmetransfereigenschaften beschrieben werden. Dazu gehört auch das zeitliche Verhalten des Temperaturverlaufes beim Aufheizen und Abkühlen, das jeweils unterschiedliche Zeitkonstanten besitzt.

Bei der Konvektion werden sowohl die Lufttemperatur als auch die Luftgeschwindigkeit und die Feuchte berücksichtigt. Bei der Strahlung geht die Hauttemperatur des Patienten ein und die Temperatur der umgebenden Wände. Beim Inkubator ist das die Temperatur der dem Patienten nahestehenden Wand, z.B. der Doppelwand der im sichtbaren Bereich transparenten Haube. Bei der Strahlungsheizung wird die flächenspezifische Strahlungsenergie in der Ebene des Patienten berücksichtigt. Die Wärmeübertragung durch Konduktion, z.B. über eine beheizte oder eine isolierende Matratze geht in das Modell mit ein. Die für die Evaporation wichtige Feuchte des den Patienten umgebenden Raumes (Mikroklima im Inkubator oder Feuchte der Intensivstation) ist in der Wärmebilanzrechnung des Patienten enthalten.

Somit ist das Rechenmodell in der Lage, die Kern- und Peripherietemperaturen vom hypothermen bis zum hyperthermen Zustand des kleinen Neugeborenen dynamisch darzustellen.

ERGEBNISSE

Die Simulation der Kern- und Peripherietemperatur eines Frühgeborenen mit 500 g Körpergewicht, mit einem Gestationsalter von 26 Wochen und einem Lebensalter von 4 Tagen in einem Hybrid wird in Abb. 1 gezeigt.

Während der ersten Phase befindet sich der Hybrid in der Betriebsart eines nicht optimal vorgewärmten „Inkubators“, die Körpertemperaturen stabilisieren sich auf physiologisch erwünschte Werte. Beim Wechsel auf die Position der „Offene Pflege“ (Phase 2) kühlt das Neugeborene stark aus, sowohl peripher als auch zentral. Das erklärt sich aus den veränderten Umgebungsbedingungen beim Abnehmen der Haube: Die Feuchte und die Lufttemperatur sinken stark ab und die Luftgeschwindigkeit nimmt zu. Die Strahlungsverluste steigen zunächst stark an, bis sich der Wärmestrahler aufgeheizt hat. Es dauert einige Zeit, bis der Patient wieder auf seine ursprünglichen Temperaturen erwärmt ist. Beim erneuten Wechsel zum „Inkubator“ (Phase 3) kühlt das Neugeborene sehr stark aus, weil der „Inkubator“ beim Umschalten aus der „Offenen Pflege“ zu-

nächst noch kalt und trocken ist. Es braucht mehrere 100 Minuten, bis der Patient wieder seine normale Körpertemperaturen erreicht, auch wenn der nicht vorgewärmte „Inkubator“ relativ schnell die erforderliche Lufttemperatur und Feuchte erreicht.

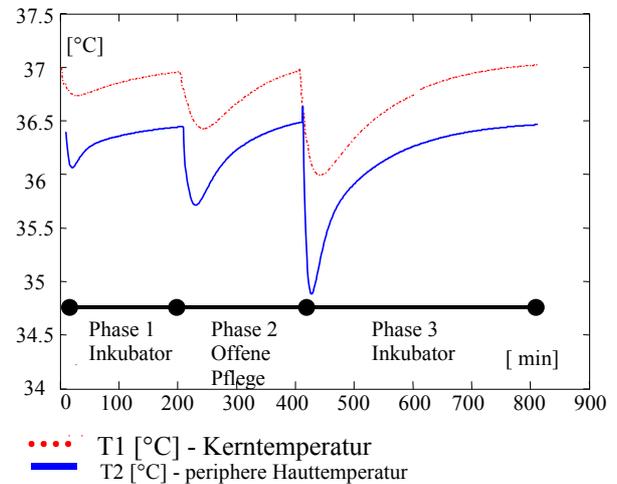


Abb. 1: Simulation der Körpertemperaturen im Hybrid
DISKUSSION

Dies beispielhaftes Ergebnis zeigt, dass der unkritische Einsatz von Hybriden bedenkliche Temperaturabsenkungen der Patienten bewirken können. Eine Validierung dieser Simulation anhand klinischer Studien ist beabsichtigt.

SCHLUSSFOLGERUNG

Die Ergebnisse zeigen, dass es heute möglich ist, verschiedene therapeutische Situationen während der Pflege von Früh- und Neugeborenen in verschiedenen Wärmetherapiegeräten zu simulieren. Der Einfluss der unterschiedlichen Reife von den kleinen Patienten kann dargestellt werden.

LITERATURHINWEISE

- [1] G. Sedin et al., „Measurements of transepidermal water loss in newborn infants“, *Clin. Perinatol.*, 12(1): 79-99, 1985
- [2] E.N.Hey, „The relation between environmental temperature and oxygen consumption in the newborn baby“, *J. Physiol. Lond.*, 200(3): 589-603, 1969
- [3] H.J. Dane, „Climate Control of Incubators related to Growth and Thermoregulation of Newborn Infants“, *Promotionsschrift, Delft University of Technology*, 1987
- [4] O. Bußmann, „Modell der Thermoregulation des Früh- und Neugeborenen unter Einbeziehung der thermischen Reife“, *Dissertation, Medizinische Universität Lübeck*, 2000
- [5] G. Simbruner: „Thermodynamic Models for Diagnostic Purposes in the Newborn and Fetus“, *Facultas Verlag, Wien*, 1983