

Verwendete Formelzeichen

A_W	mg/m^2	Aufwand, pro Flächeneinheit ausgebrachte Wirkstoffmenge
A	m^2	Oberfläche des angeströmten Körperteils
A_H	m^2	ungeschützte Hautfläche des angeströmten Körperteils
A_q	m^2	Querschnittsfläche des angeströmten Körperteils
c_W	%	Wirkstoffgehalt in der Spritzflüssigkeit
h	m	Höhe über Boden
h_D	m	Höhe der Spritzdüse über Boden
p	bar	Druck vor der Düse
Q_{resp}	m^3/h	stündlich eingeatmete Luftmenge
t	h	Zeit ab Applikationsbeginn
t_A	h	Zeitdauer der Applikation
t_{Ae}	h	Zeit, Applikationsende
v_L	m/s	horizontale Luftgeschwindigkeit
v_{rw}	m/s	Anströmgeschwindigkeit
β_{resp}	$\mu\text{g}/\text{h}$	inhalative Exposition
β_{dem}	$\mu\text{g}/\text{h}$	dermale Exposition
ϵ		Anteil der partikelförmig gebundenen Wirkstoffe am Gesamtgehalt
ζ	$\mu\text{g}/\text{m}^3$	Wirkstoffgehalt in der Luft bei 20 °C, 1013 mbar
ζ_G	$\mu\text{g}/\text{m}^3$	Wirkstoffgehalt in der Luft im Atembereich (Gewächshaus)
ζ_{GtA}	$\mu\text{g}/\text{m}^3$	mittlerer Wirkstoffgehalt ζ_G während der Applikation
ζ_{GtAe}	$\mu\text{g}/\text{m}^3$	Wirkstoffgehalt ζ_G am Ende der Applikation

$\zeta_{G\text{max}}$	$\mu\text{g}/\text{m}^3$	höchster auftretender Wirkstoffgehalt ζ_G	} Unterscheidung nur, wenn $\zeta^g \neq \zeta^a$
ζ^a	$\mu\text{g}/\text{m}^3$	atembarer Wirkstoffgehalt	
ζ^g	$\mu\text{g}/\text{m}^3$	gesamter Wirkstoffgehalt	
η_{resp}		Respirationsgrad	
η_{derm}		Auftreffgrad	
ϑ_L	°C	Lufttemperatur	
ϑ_B	°C	Bodentemperatur, gemessen 2 cm unterhalb der Oberfläche	
φ	%	relative Luftfeuchtigkeit	

Schrifttum

- [1] Batel, W.: Zur Anwenderexposition beim Ausbringen von Pflanzenbehandlungsmitteln durch Spritzen und Sprühen – eine Zusammenfassung der seitherigen Ergebnisse. *Grundl. Landtechnik* Bd. 34 (1984) Nr. 2, S. 33/53.
- [2] Mejer, G.-J.: Zur Meßtechnik einschließlich Tracermethoden bei der Bestimmung der Wirkstoffkonzentration am Arbeitsplatz. *Grundl. Landtechnik* Bd. 34 (1984) Nr. 2, S. 72/76.
- [3] Batel, W.: Zur inhalativen und dermalen Anwenderexposition bei Arbeiten zum Pflanzenschutz. *Grundl. Landtechnik* Bd. 34 (1984) Nr. 2, S. 77/81.
- [4] Batel, W.: Zur inhalativen und dermalen Anwenderexposition beim Ausbringen von Pflanzenbehandlungsmitteln durch Gebläsemaschinen. *Grundl. Landtechnik* Bd. 35 (1985) Nr. 3, S. 65/70.
- [5] Anwenderexposition und -risiko beim Ausbringen von Pflanzenbehandlungsmitteln. Beiträge zum FAL-Kolloquium am 18. und 19. Mai 1983 im Rahmen des FAL-Schwerpunktes "Humanisierung der Arbeit in der Landwirtschaft" *Landbauforschung Völkenrode, Sonderheft 68* (1984).

Überwachung der Herzschlagrate bei Milchkühen – Sensorentwurf und erste Ergebnisse

Von Wolfgang Paul, Hermann Speckmann, Walter Ihle und Hermann Roth, Braunschweig-Völkenrode*)

Mitteilung aus dem Institut für landtechnische Grundlagenforschung und dem Institut für Betriebstechnik der Bundesforschungsanstalt für Landwirtschaft, Braunschweig-Völkenrode

DK 636.2.034:621.317:591.112.2

In der Milchviehhaltung stehen in enger Verbindung mit der intensiven Milcherzeugung und der darauf abgestimmten produktionsbezogenen individuellen Fütterung zunehmend auch Fragen der Gesundheitsüberwachung und der Brunsterkennung im Vordergrund.

In diesem auch dem weiteren Umfeld des Tierschutzes zugeordneten Bereich lassen sich mit Hilfe der Mikroelektronik durch die Überwachung von physiologischen Größen mit Indikatorfunktionen neue Ansätze verfolgen. Am Beispiel der Überwachung der Herzschlagrate bei Milchkühen wird demonstriert, wie vorhandene Elemente der Mikroelektronik in Hardware und Software an die Aufgabenstellung angepaßt werden. Insbesondere die im Mittelpunkt stehenden Sensoren können robust und preiswert, d.h. auch für den Praxiseinsatz geeignet, ausgelegt werden. Erste Ergebnisse zeigen, daß sich solche automatisierten Überwachungssysteme als Beitrag zum Herdenmanagement anbieten.

*) Dr.-Ing. W. Paul und Dipl.-Ing. H. Speckmann sind wissenschaftliche Mitarbeiter am Institut für landtechnische Grundlagenforschung (Leiter: Prof. Dr.-Ing. W. Batel), W. Ihle ist Versuchstechniker und Dipl.-Ing. agr. H. Roth ist Stipendiat am Institut für Betriebstechnik (Leiter: Prof. Dr. H. Schön) der Bundesforschungsanstalt für Landwirtschaft, Braunschweig-Völkenrode.

1. Einleitung

In der Milchviehhaltung findet — begünstigt durch die Fortschritte auf dem Gebiet der Mikroelektronik und die entsprechenden, schon sehr früh durchgeführten begleitenden Forschungsarbeiten zum Einsatz automatischer Systeme im Hinblick auf eine leistungsbezogene individuelle Fütterung — die Systemtechnik zunehmend auch ihren Weg in die Praxis. Die Industrie hat dieses Thema aufgenommen und steht hier mit zahlreichen funktionsfähigen Systemen bereit.

Geringere Beachtung haben bisher noch die elektronischen Möglichkeiten zur Überwachung der Tiere im allgemeinen Problemfeld Gesundheit, Tierschutz und Tierverhalten gefunden. Jedoch ergeben sich auch hier mit Hilfe der Mikroelektronik durch die Überwachung physiologischer Größen mit Indikatorfunktionen vielversprechende neue Ansätze.

Im gesunden Körper von Säugetieren werden zahlreiche physiologische Ordnungszustände aufrechterhalten, deren exakte Regulierung Voraussetzung für ein ordnungsgemäßes Funktionieren des Organismus ist. Abweichungen vom Normalwert sind bei diesen Zustandsgrößen in der Regel ein sicheres Indiz für Störungen. So kann zum Beispiel eine Abweichung vom Normalwert der Temperatur (Fieber) zwar eine Vielzahl von Ursachen haben, ist im Sinne eines Herdenmanagements jedoch stets als Alarmzeichen aufzufassen [1]. Die Ursachen für eine Abweichung in der Leitfähigkeit der Milch beispielsweise sind dagegen sehr viel enger zu lokalisieren und liegen meist in einer Erkrankung des Euters [2].

Auch die Herzschlagrate ist so betrachtet eine zentralregulierte Zustandsgröße, bei der Abweichungen vom Normalwert oftmals auf Störungen wie Streß, Gesundheitsprobleme oder auch Sonderzustände wie Brunst zurückzuführen sind. Es soll deshalb untersucht werden, ob in diesem Sinne die Überwachung der Herzschlagrate einen Beitrag zur Verbesserung des Herdenmanagements leisten kann. Hierzu wird ein Sensor entwickelt, dessen Signalverarbeitung in Hardware und Software zusammen mit ersten Ergebnissen vorgestellt wird.

2. Überblick über nichtinvasive Techniken der Herzschlagmessung

Mit den enormen Fortschritten auf dem Gebiet der Mikroelektronik ist auch bei den Meßwertaufnahmen eine Entwicklung zu beobachten, die durch immer kleinere, preiswertere, schnellere und intelligentere Sensoren gekennzeichnet ist. Dies kommt den Anforderungen der landwirtschaftlichen Praxis entgegen, wonach im Herdenmanagement nur solche Meßmethoden Berücksichtigung finden, die preiswert, robust und problemlos durch den Landwirt zu handhaben sind. Im besonderen Fall der Messung der Herzschlagrate muß ferner die Meßmethode praktisch rückwirkungsfrei und im wesentlichen unblutig sein.

Ausgangspunkt der Überlegungen ist deshalb die Frage, inwieweit die in der Humanmedizin bewährten Verfahren zur Messung der Herzschlagrate, die auch in der Veterinärmedizin Anwendung finden, für eine automatisierte Überwachung geeignet und im Sinne der modernen Mikroelektronik realisierbar sind. Von den bekannten Verfahren:

1. Phonokardiographie,
2. Elektrokardiographie,
3. Lichtabsorptionskardiographie,
4. Blutdruckmessung,
5. Ultraschallkardiographie,
6. Impedanzkardiographie

sind aus Gründen der Handhabbarkeit und des Aufwandes im Rahmen eines Herdenmanagements die ersten drei einer genaueren Betrachtung unterzogen worden.

2.1 Phonokardiographie

Die Systole und Diastole des Herzens erzeugen Pumpgeräusche, die sich als Körperschall fortpflanzen und mit dem Stethoskop überwacht werden können. Moderne und preiswerte Miniaturaufnehmer arbeiten auch bei den beim Körperschall vorherrschenden tiefen Frequenzen (dumpe Geräusche). Gegenüber dem Menschen ist bei Milchkühen das Frequenzband jedoch deutlich hin zu noch tieferen Frequenzen verschoben, so daß mit handelsüblichen elektronischen Stethoskopen im Frequenzband für die Humanmedizin kein sicher auswertbares Signal zu erhalten ist.

Bild 1 zeigt für die Analyse des Herzgeräusches, daß beim Schalldruckpegel das Maximum der Frequenzverteilung noch unter 30 Hz liegt. Eine durch sorgfältige Handmessung gewonnene Herzschlagkurve, die das Ausgangsgeräusch gefiltert über einen Tiefpaß mit der Eckfrequenz von 35 Hz zeigt, ist in Bild 2 dargestellt.

In der Praxis erweist sich die Phonokardiographie derzeit als nicht automatisierbar, weil zum einen die Auswahl der Meßstelle sehr sorgfältig zu geschehen hat und zum anderen die Anbringung des Sensors nicht unkritisch ist. Denn eine beliebige Messung des Herzschlaggeräusches an der Körperoberfläche ist nicht möglich, weil an Positionen, die sich nicht unmittelbar peripher über dem Herzen des Tieres befinden, das Signal entweder zu schwach ist oder aber durch Pansengeräusche übertönt wird. Die Anbringung des Sensors hat überaus sorgfältig zu erfolgen, da sonst unkontrollierbare Reibegeräusche das Nutzsignal überlagern und eine Auswertung unmöglich machen. Vom Einsatz der Phonokardiographie im Herdenmanagement wurde deshalb Abstand genommen.

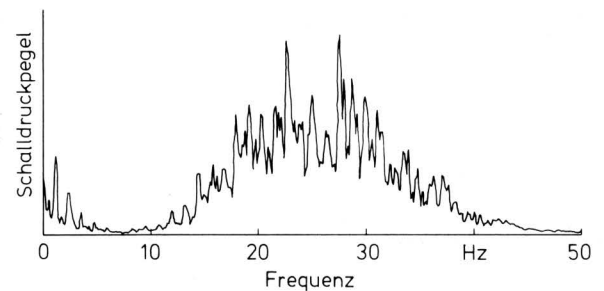


Bild 1. Spektrale Verteilung des Schalldruckpegels der Herzgeräusche einer Kuh.

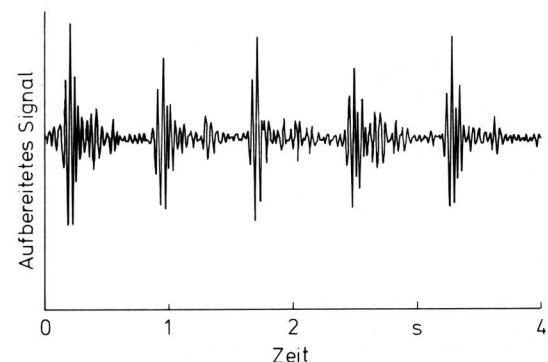


Bild 2. Phonokardiographisch gemessene Herzschlagkurve.

2.2 Elektrokardiographie

Biophysikalische Signale müssen im allgemeinen erst durch den Sensor in elektrische Signale umgewandelt werden, bevor sie der weiteren Verarbeitung zugeleitet werden. Es liegt deshalb nahe, bioelektrische Signale, deren ausgeprägteste Vertreter die Herzaktionsspannung ist, direkt abzugreifen. Die Technik der Elektrokardiographie (EKG) gehört in der Humanmedizin zum klassischen Repertoire, die Anzeige der Herzschlagrate zusammen mit dem Abgriff des Aktionspotentials ist im Freizeitbereich bereits in herkömmlichen Armbanduhr (Jogger-Uhren) als Zusatzbaustein mit integriert.

Jedoch verlangen Potentialmessungen stets möglichst kleine, auf jeden Fall sauber definierte und konstante Übergangswiderstände. Was auf nackter, eventuell sogar schweißbedeckter Haut mit entsprechend präparierten Elektroden erreicht werden kann, ist bei behaarter, im allgemeinen unrasierter Haut kaum zu verwirklichen. Ferner ist im Herdenmanagement die erforderliche Ruhigstellung nicht zu gewährleisten, so daß wegen der undefinierten Übergangswiderstände ein Potentialabgriff wenig erfolgversprechend erscheint. Auch eine auf ein Minimum beschränkte Verkabelung des Tieres wäre stets extrem störanfällig.

2.3 Fotoelektrische Pulsabnehmer

Der Herzschlag mit seinem rhythmischen Pumpvorgang pflanzt sich mit sich ändernden Druck/Volumen-Verhältnissen unter Abschwächung bis in periphere Gefäße fort. Dort bewirkt eine sich mit dem Herzschlag ändernde Blutmenge des Gewebes auch eine unterschiedliche Transmission oder Reflexion von Licht geeigneter Wellenlänge. Es gilt jetzt diese Änderungen der Durchblutung als Maß für die Herzschlagrate zu erfassen. Dabei ist zu erwarten, daß die erzielbaren Signale um so schwächer anfallen, je geringer das Gewebe an der Meßstelle durchblutet wird. Deshalb werden fotoelektrische Pulsaufnehmer bevorzugt an gut durchbluteten peripheren Körperstellen (z.B. Fingerkuppen) angebracht. Bei den Kühen lassen sich derart günstige Meßstellen nicht finden, so daß zum Kompromiß auf die Ohrmuschel zurückgegriffen werden muß, die zwar weniger gut durchblutet, dafür aber leicht zugänglich ist.

Versuche mit handelsüblichen Ohrpulsclips aus der Humanmedizin haben ergeben, daß auch am Ohr ein noch ausreichendes Signal gewonnen werden kann, Bild 3, das zwar nicht so deutlich wie ein EKG-Signal ist, jedoch eine eindeutige Bestimmung der Herzschlagrate erlaubt. Deshalb wurden die Möglichkeiten der Lichtabsorptionskardiographie weiter untersucht. Die erwähnten Versuche auch an anderen Körperstellen haben ergeben, daß ganz wesentlich für einen späteren Praxiseinsatz eine gegen Verschiebungen sichere Anbringung des Sensors ist.

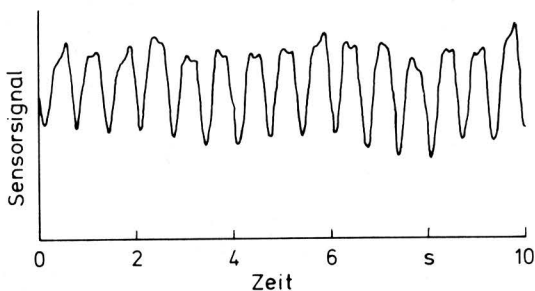


Bild 3. Fotoelektrisch gemessene Ohrpulscurve.

3. Theorie der Meßwertaufnahme

Die Absorption von Licht bei der Transmission durch ein Gewebe erfolgt nach dem Lambert-Beerschen Gesetz. Danach ist der Lichtstrom I nach Durchstrahlung des Gewebes, Bild 4, gleich dem ausgesetzten Lichtstrom I_0 mal einer Exponentialfunktion aus Schichtdicke d , Dichte c und spezifischer Absorptionskonstante k :

$$I = I_0 \exp(-kcd)$$

oder

$$-\ln(I/I_0) = kcd.$$

Die Absorptionskonstante k ist im allgemeinen stark wellenlängenabhängig. Bei Gewebe hat sich für Messungen der nahe Infrarotbereich als geeignet erwiesen. Aus Messungen, die auch weitergehende Fragestellungen im Zusammenhang mit dem Transportmedium Blut in der Humanmedizin verfolgen [3, 4], ist bekannt, daß im Wellenlängenbereich 700–1000 nm nur geringe Änderungen in der Absorptionskonstante auftreten. Die Verwendung preiswerter und handelsüblicher lichtemittierender Infrarotdioden ist deshalb möglich. Im folgenden wird ein Vorschlag für einen Sensorentwurf näher beschrieben.

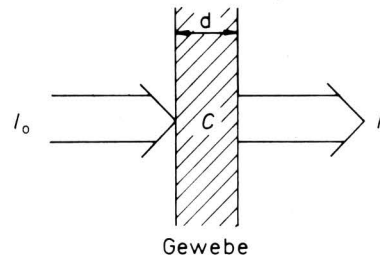


Bild 4. Schema der Lichtstromschwächung beim Durchstrahlen von Gewebe.

4. Elektrischer Schaltungsentwurf

Kern des Sensors zur Aufnahme der Herzschlagrate (Pulsfrequenz) ist eine Infrarot-Meßstrecke, bestehend aus einer lichtemittierenden Diode als Sender und einer lichtempfindlichen Diode als Empfänger. Das Blockschaltbild der Auswertelektronik ist in Bild 5 dargestellt, die elektrische Schaltung in Bild 6. Da sich in Abhängigkeit von der durch den Herzschlag beeinflussten örtlichen Blutmenge — bei konstant gehaltenem Strom durch die Infrarot-Sendediode — am Infrarot-Empfänger eine unterschiedliche Spannung bzw. ein unterschiedlicher Strom einstellt, gilt es, diese Änderung zu verstärken und entsprechend auszuwerten.

Hierfür wurde eine Schaltung (Bild 6) mit einem 10 kHz-Trägerfrequenzverstärker gewählt, die es gestattet, weitgehend unabhängig von Fremdeinflüssen und Langzeit-Arbeitspunktverschiebungen zu sein. Als Trägerfrequenzoszillator dient dabei die integrierte Schaltung 3. Die 10 kHz-Schwingung mit einem Tastverhältnis von 1 : 1 wird über den Treibertransistor T1 der Sendediode zugeführt. Der Baustein 4.1 dient als Anpassungsverstärker für den Infrarot-Empfänger, Verstärker 4.2 ist als Bandpaß geschaltet. Dieser ist mit einer Güte von $Q = 10$ so dimensioniert, daß er ausreichend selektiv arbeitet, andererseits aber keinen hochkonstanten Oszillator (z.B. Quarzoszillator) erfordert.

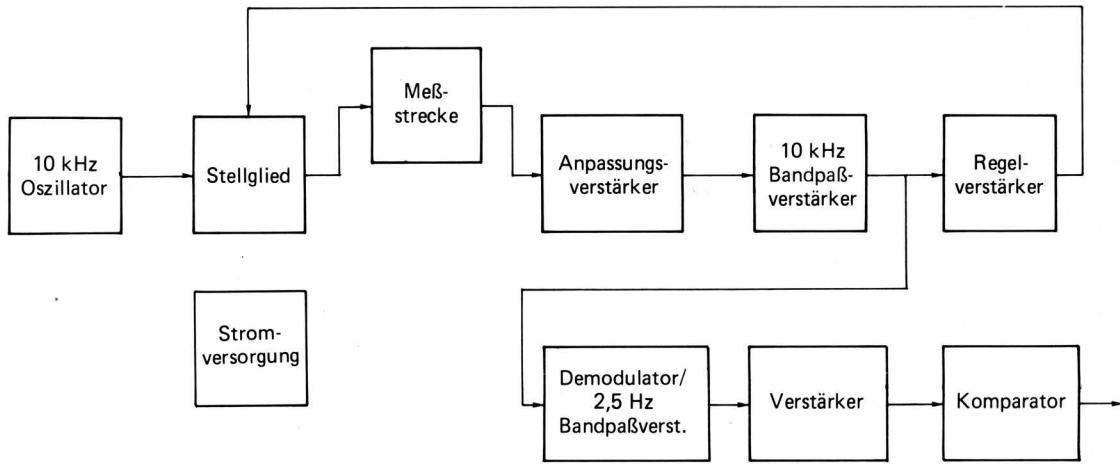


Bild 5. Blockschaltbild eines Sensors zur fotoelektrischen Ermittlung der Pulsfrequenz am Ohr einer Kuh.

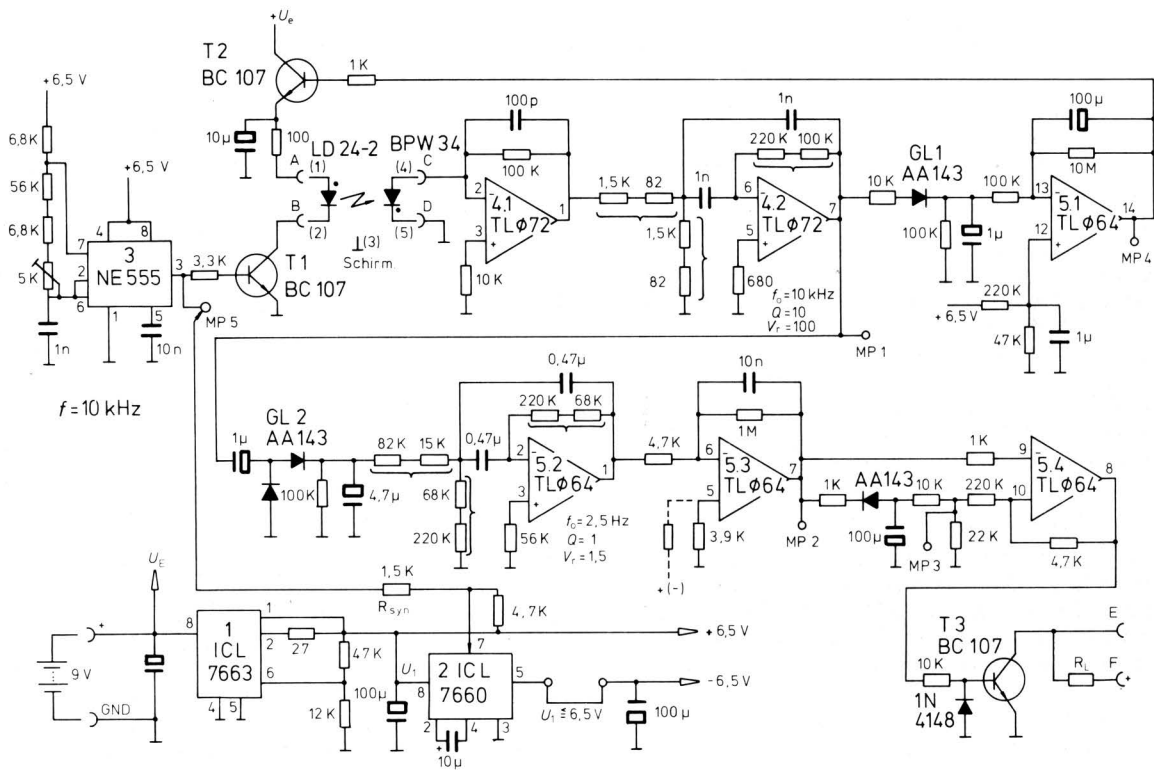


Bild 6. Elektrische Schaltung des Pulsfrequenz-Sensors entsprechend Bild 5.

Der Infrarot-Pulsmesser ist, um ihn für unterschiedliche Einsatzverhältnisse nutzen zu können, mit einer Regelschaltung versehen. Der integrierende Regelverstärker 5.1 wird über die Gleichrichterschaltung GL 1 mit dem Trägerfrequenzsignal versorgt. Die Zeitkonstante beträgt etwa eine halbe Minute. Als Stellglied dient der Transistor T2. Ausgeregelt wird auf konstanten Strom (Mittelwert) aus dem Infrarot-Empfänger, so daß eine Anpassung an die unterschiedlichsten Gewebe (unterschiedliche Tiere, unterschiedliche Verschmutzung u.a.) automatisch vorgenommen wird.

Die weitere Signalverarbeitung erfolgt über den Gleichrichter GL 2, der als Spannungsverdoppler geschaltet ist. Verstärker 5.2 ist für die Pulsfrequenz als Bandpaß mit einer Mittenfrequenz von 2,5 Hz ausgelegt. Um das Nachschwingen dieses Bandpasses gering zu halten, wurde eine Güte von $Q = 1$ gewählt. Der nachfolgende Verstärker 5.3 dient mit seiner Gleichspannungsverstärkung von $V = 200$ zur allgemeinen Signalanhebung.

Der Verstärker 5.4 ist als Komparator geschaltet. Zur sicheren Triggerung und zur Störunterdrückung besitzt diese Schaltung einen gleitenden, signalbezogenen Referenzpunkt. Dieser Referenzpunkt stellt sich automatisch auf ca. $2/3$ der negativen mittleren Signalamplitude ein. Transistor T3 dient als Ausgangsverstärker und Leitungstreiber.

Die geregelte Spannungsversorgung der Operationsverstärker von $\pm 6,5$ V ist mit Hilfe eines Spannungsreglers (Integrierte Schaltung 1) und eines Spannungsinverters (Integrierte Schaltung 2) realisiert. Die Stromaufnahme der Schaltung beträgt je nach Infrarotdurchlässigkeit der durchstrahlten Gewebe 5–25 mA. Bei einem mittleren Strom von 15 mA und einer Versorgungsspannung von 9 V ergibt sich eine noch relativ hohe Leistungsaufnahme von 135 mW.

5. Wahl der Meßstelle und mechanischer Entwurf des Sensors

5.1 Wahl der Meßstelle

Vom Meßprinzip ausgehend (Infrarotdurchstrahlung einer durchbluteten Region), muß nach einer Stelle am Tierkörper gesucht werden, die ausreichend durchblutet ist, für die Anbringung eines Sensors leicht zugänglich ist und vom Tier mechanisch wenig belastet wird, d.h. dem Sensor einen relativ sicheren Platz bietet. Die Ohren erfüllen die beiden zuletzt genannten Forderungen am besten von allen peripheren Organen, und die Durchblutung ist, wie bereits die Vorversuche gezeigt hatten, noch ausreichend, um ein sicheres Signal zu gewinnen. Als wichtiger als der direkte Kontakt zu einer Arterie erwies sich ein genügend fester Sitz des Sensors. Zu locker sitzende Sensoren erfahren durch jede Bewegung eine Positionsänderung, die zu Fehlsignalen führt.

Die Anbringung des Sensors erfolgte deshalb in der Art einer Ohrmarke, Bild 7. Mit Hilfe einer Lochzange wurden zwei Löcher gestanzt, je eins links und rechts von einer sichtbaren Ader. Die Wunden wurden medikamentös versorgt (Mastalone) und durch eingezogene Mullstreifen am Zuwachsen gehindert. Nach Abschluß des Heilprozesses konnte der Sensor angebracht werden.

Die Tiere nahmen die Sensoren problemlos an. Je kleiner der Sensor und seine Masse, um so schneller gewöhnten sich die Tiere an den Sensor, so daß sie ihn schon nach kurzer Zeit nicht mehr zur Kenntnis nahmen. Um den Arbeitsgang des Ohrlochens und die Gefahr einer Entzündung der frischen Wunden nach dem Einbau des Sensors zu vermeiden, ist es auch möglich, vorhandene Löcher (Zuchtohrmarke, Betriebsohrmarke) zu nutzen.

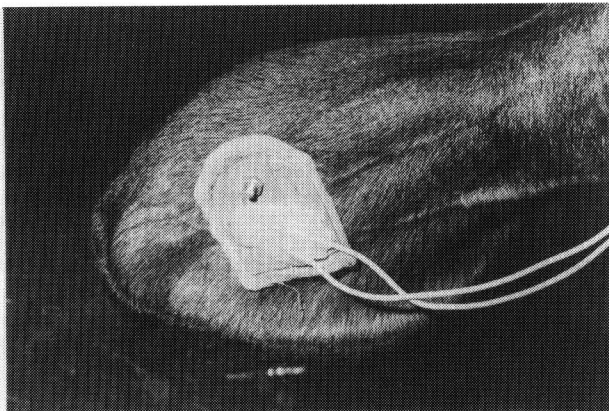


Bild 7. Pulsfrequenz-Sensor im Praxiseinsatz.

5.2 Sensoraufbau

Bei der Konstruktion des Sensorträgers ist zu beachten, daß Sender- und Empfängerdiode so fixiert werden müssen, daß ihre Lage zueinander auch durch Bewegungen des Ohres nicht verändert werden kann. Die verwendeten Materialien müssen korrosionsbeständig sein (Schweiß, Stallluft, Futterstaub, Hautschuppen und Zersetzungsprodukte) und elastisch genug abgepolstert werden, um Druckstellen am Ohr auszuschließen.

Bild 8 zeigt den mechanischen Aufbau des verwendeten Sensors. Er hat in etwa die Form einer doppelten Ohrmarke, wobei je ein Teil an der Ohrinnen- und -außenseite angebracht ist. Die Länge der zwei eingearbeiteten Distanzbuchsen gewährleistet die erforderliche Fixierung des Sensors am Ohr, ohne daß das Ohr unter Druck steht und die Durchblutung gestört wird. Die Distanzbuchsen haben einen etwas geringeren Durchmesser als der nach der Heilung zu erwartende Durchmesser der Löcher im Ohr.

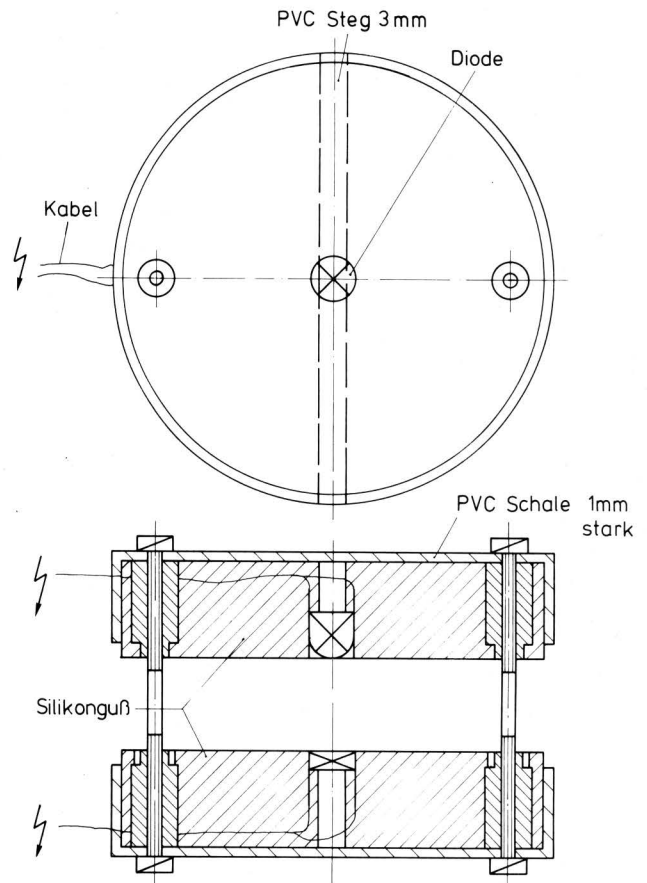


Bild 8. Mechanischer Aufbau des Pulsfrequenz-Sensors.

Die Buchsen werden durch die abgeheilten Löcher geführt und der Sensor verschraubt. Durch die Befestigung an zwei Punkten sitzt der Sensor fest genug, um bei normalen Schüttelbewegungen des Kopfes Fehlsignale auszuschließen. Im beschriebenen System erfolgen die Datenübertragung und Energiebereitstellung noch über Kabel. Die Tiere sind in einem Mobilboxenlaufstall aufgestellt. Einige Tiere nahmen die Kabel anscheinend nicht zur Kenntnis, während andere Tiere anfänglich versuchten, mit den Kabeln zu spielen, jedoch ohne daß dadurch während des Dauerversuchs Unterbrechungen auftraten.

5.3 Aufgetretene Probleme

Die Verschmutzung der Dioden und die Oxidation von Lötstellen und Steckverbindungen waren häufigste Ursachen für Störungen. Da die Oxidation auf die aggressive Stallluft zurückzuführen ist, wird man für den praktischen Einsatz entsprechende Vorkehrungen treffen müssen. Die Verschmutzung der Dioden führt zu stark verminderten Nutzsignalen. Es ist daher notwendig, eine Kontrolle der Sensoren auf Sauberkeit in entsprechenden Zeitabständen durchzuführen. Als besondere Schmutzquelle erwies sich im betrachteten Stall (Unicaranlage) die Kraftfutterzuteilung, die zu beachtlichem Staubanfall im Kopfbereich der Tiere führt. Durch entsprechende Abpolsterung des Sensors ließ sich die Verschmutzung der Dioden reduzieren.

Die Verkabelung zwischen Tier und Meßverstärker stellt sowohl im Hinblick auf die Bewegungsfreiheit des Tieres als auch hinsichtlich der Störanfälligkeit eine Schwachstelle dar, die durch eine drahtlose Signalübertragung vermieden werden könnte. Ein solcher Schritt bietet sich aber erst an, wenn die grundsätzliche Brauchbarkeit des Meßverfahrens geklärt ist. Diese Frage wird daher zunächst nicht weiter erörtert.

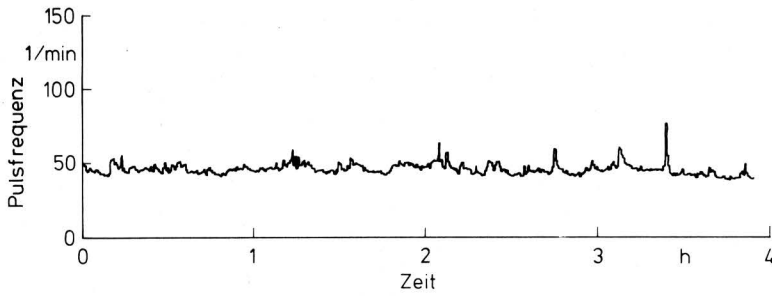


Bild 10. Ausschnitt aus dem Tagesverlauf der Pulsfrequenz.

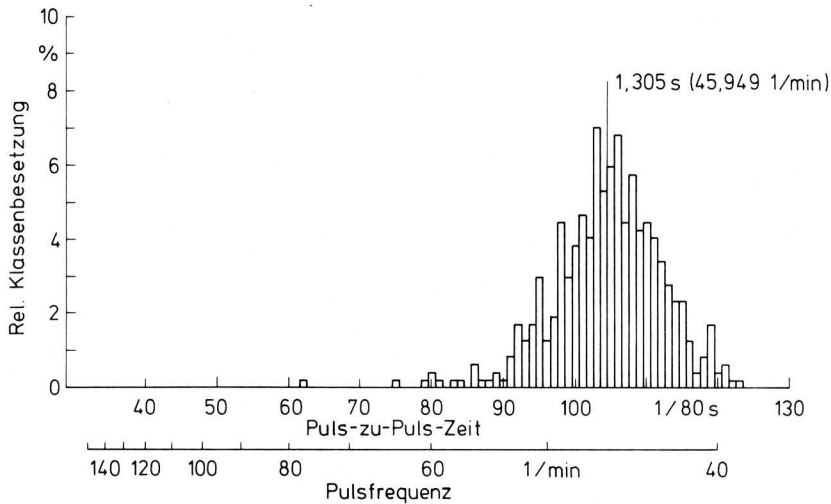


Bild 11. Häufigkeitsverteilung der Puls-zu-Puls-Zeiten für den Verlauf der Pulsfrequenz nach Bild 10.

In Bild 12 ist der zeitliche Verlauf der Pulsfrequenz einer gesunden Kuh im Tagesablauf aufgetragen. Nach der nächtlichen Ruhephase ist die Morgenroutine (Fütterung, Melken usw.) deutlich an der Herzschlagrate abzulesen. Eine weitere Ruhephase trennt die Morgenroutine von der Nachmittagsroutine. Auch die anschließende Abendaktivität der Tiere ist in diesem Beispiel deutlich ausgeprägt. Vergleiche zwischen den einzelnen Tagen bzw. deren Mittelwerten und Verteilungskurven ergeben in ersten Analysen, daß Abweichungen vom Normalzustand wie z.B. Brunst klar erkennbar sind.

Die bisherigen Ergebnisse sprechen dafür, daß das geschilderte Verfahren grundsätzlich für die Verbesserung der Brunsterkennung von Milchkühen geeignet ist. Im Gegensatz zu den zeitaufwendigen Beobachtungen und den genauen, aber vor Ort kaum ausführbaren Analysemethoden zur Bestimmung der Hormonpegel sind es gerade die automatisch meßbaren Parameter, die im Praxiseinsatz eine Hilfe bei der Bestimmung des Zyklusstandes geben können. Die Ergebnisse einer diesbezüglich breit angelegten Studie zur Bewertung verschiedener Verfahren für die Bestimmung des Zyklus werden zu einem späteren Zeitpunkt vorgelegt.

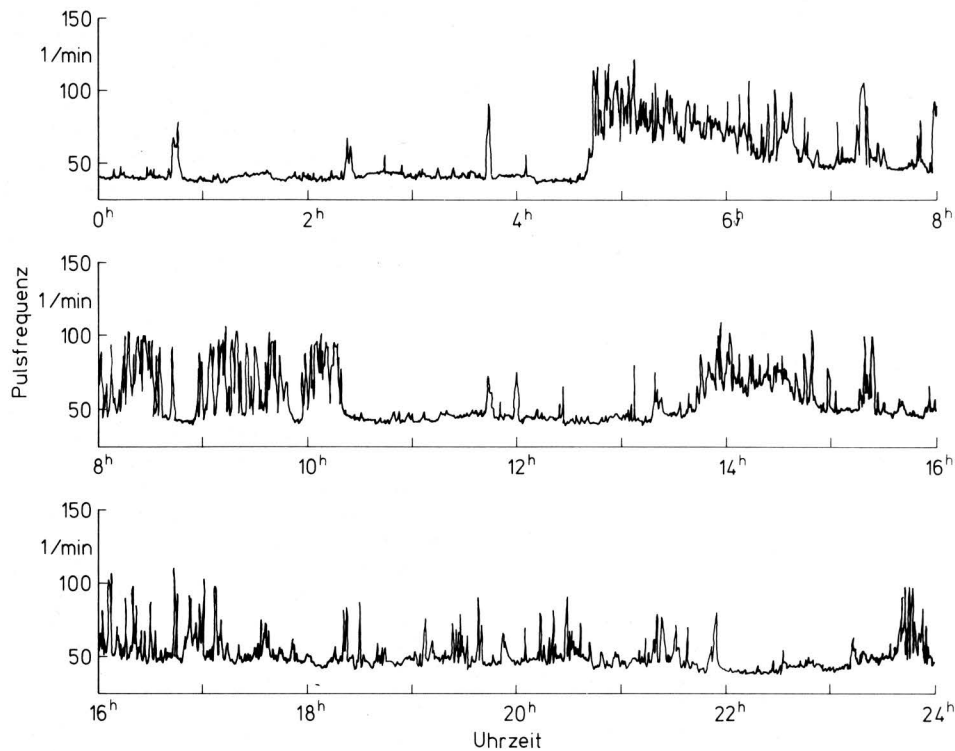


Bild 12. Beispiel für den Tagesverlauf der Pulsfrequenz einer gesunden Kuh.

8. Zusammenfassung

Das automatische Erfassen der Herzschlagrate kann im Herdenmanagement insbesondere für die Erkennung von Abweichungen vom Normalzustand wie Streßzuständen und die Bestimmung der Brunst von praktischem Interesse sein. Es wird deshalb ein Sensor vorgestellt, der auf Infrarotbasis arbeitet und ähnlich wie eine Erkennungsmarke am Ohr des Tieres angebracht wird. Der Aufbau und die elektrische Beschaltung des Ohrpulsensors wird beschrieben. In Hardware und Software ist der Sensor so ausgelegt, daß eine automatische Anpassung an die tierindividuellen Eigenschaften und Verhaltensweisen möglich ist. Zur Unterdrückung zufälliger Fehlimpulse bei der Auswertung der Rohsignale werden Filterfunktionen angegeben. Die Energieversorgung ist im vorgestellten Fall noch für die Zwecke der Versuchstechnik ausgelegt. Eine spätere Minimierung der Schaltung und damit verbunden eine Absenkung des Energieverbrauchs ermöglicht für Praxislösungen einen Batteriebetrieb oder auch eine Einkopplung der Energie analog

den Identifikationsroutinen an Futterstationen. Erste Ergebnisse zum Einsatz des Ohrpulsensors belegen dessen Funktionsfähigkeit und Nützlichkeit im Herdenmanagement.

Schrifttum

- [1] Paul, W. u. H. Speckmann: Die Messung der Milchtemperatur als Mittel zur Überwachung der Tiergesundheit und zur Steuerung des Milchentzuges. *Grundl. Landtechnik* Bd. 29 (1979) Nr. 6, S. 201/208.
- [2] Paul, W., H. Speckmann u. W. Ihle: Die Messung der Leitfähigkeit beim Milchentzug – Meßtechnik und erste Ergebnisse. *Grundl. Landtechnik* Bd. 34 (1984) Nr. 5, S. 192/98.
- [3] Merrick, E.B. u. T.J. Hayes: Continuous non-invasive measurements of arterial blood oxygen levels. *Hewlett-Packard Journal* Bd. 28 (1976) Nr. 2 (Okt.), S. 2/9.
- [4] Patentschrift DE 31 00 610 C2.

Elastizitätsmodul, Kompressibilität und weitere mechanische Eigenschaften von Körnerfrüchten

Von Heinz Dieter Kutzbach, Martin Kustermann und Reinhold Scherer, Stuttgart-Hohenheim*)

DK 633.004.12:531.7

Eine funktionsgerechte Konstruktion von landwirtschaftlichen Maschinen und Anlagen ebenso wie theoretische Untersuchungen des Gutverhaltens erfordern die Kenntnis der entsprechenden Eigenschaften des Gutes. Aufbauend auf früheren Arbeiten zu mechanischen Eigenschaften von Körnerfrüchten [1 bis 7], wird in diesem Beitrag insbesondere über Untersuchungen zur Bestimmung der Kompressibilität und des Elastizitätsmoduls von verschiedenen Körnerfrüchten berichtet. Darüber hinaus werden Gleichungen für die Berechnung der Abmessungen, der Dichte, des Hohlraumvolumens und des Böschungswinkels angegeben. Diese in einer Tafel zusammengefaßten Gleichungen ersetzen entsprechende frühere Angaben [2].

Die Verfasser danken der DFG für die finanzielle Unterstützung zur Durchführung dieser Untersuchungen, Herrn cand. mach. S. Bartel für die Entwicklung der Kompressibilitätsprüfanlage und Frau Dörner-Ibrahim für die exakte Auswertung und Darstellung der Meßwerte.

*) Prof. Dr.-Ing. H.D. Kutzbach ist Inhaber des Lehrstuhls Grundlagen der Landtechnik des Instituts für Agrartechnik der Universität Hohenheim; Dipl.-Ing. M. Kustermann ist wiss. Mitarbeiter an diesem Lehrstuhl; Dr.-Ing. R. Scherer war wiss. Mitarbeiter an diesem Lehrstuhl und ist jetzt bei der Berufsgenossenschaft für Nahrungsmittel und Gaststätten tätig.

1. Einleitung

Für die Auslegung und Berechnung von landwirtschaftlichen Maschinen und Anlagen für Ernte, Transport und Aufbereitung von Körnerfrüchten ist der Konstrukteur auf Daten für die physikalischen Eigenschaften dieser Stoffe wie beispielsweise Abmessungen, Dichten, Hohlraumvolumen und Reibbeiwerte angewiesen. Am Institut für Agrartechnik der Universität Hohenheim werden deswegen seit längerer Zeit Arbeiten mit dem Ziel durchgeführt, entsprechende Daten bereitzustellen [1 bis 7].

Zunehmend werden diese Daten auch für theoretische Untersuchungen von Stoßvorgängen, Diffusionsvorgängen und für die Simulation des Gutverhaltens benötigt. Für die theoretische Beschreibung der mechanischen Stoffeigenschaften spielt der Elastizitätsmodul, der entsprechend dem Hookeschen Gesetz den Zusammenhang zwischen Dehnung und Spannung angibt, eine entscheidende Rolle. Mohsenin [8] hat verschiedene Methoden zur Bestimmung des Elastizitätsmoduls zusammengestellt. Theoretische Überlegungen zur Bestimmung des Elastizitätsmoduls bei nicht vollkommen linearem Zusammenhang zwischen Dehnungen und Spannungen wurden u.a. in [9] dargestellt.

Für theoretische Untersuchungen ist darüber hinaus die Kenntnis der Querkontraktionszahl wichtig. Diese kann jedoch nicht direkt gemessen werden. Im Schrifttum vorliegende Angaben zur Querkontraktionszahl für ganze Körner beziehen sich weitgehend auf eine Arbeit von White [10]. Er kombinierte in seiner Arbeit allerdings Meßergebnisse mit Werten aus dem Schrifttum, um daraus die Querkontraktionszahl zu berechnen, d.h. er benutzte Stoffwerte, die von unterschiedlichen Proben stammten. Um diesen methodischen Nachteil zu umgehen, wurden in der hier vorgestellten Arbeit Elastizitätsmodul und Kompressibilität an Proben vom gleichen Standort zu gleicher Zeit bestimmt und daraus die Querkontraktionszahl berechnet.

Neben der Angabe von Daten und Abhängigkeiten für diese drei Größen wird kurz über den theoretischen Zusammenhang und über die benutzten Versuchseinrichtungen zur Bestimmung der Kompressibilität berichtet.