

Akzelerometrische Meßsysteme in der Biomedizin Anforderungen, Probleme und Perspektiven

E. Gallasch ¹⁾, D. Rafolt ²⁾, W. Löscher ¹⁾, R. Egger ¹⁾

¹⁾ Physiologisches Institut, Universität Graz, A-8010 Graz

²⁾ Institut für Biomedizinische Technik und Physik, Univ. Wien, A-1090 Wien

1. Einleitung

Seit etwa 5 Jahren ist eine Zunahme bei der Anwendung akzelerometrischer Sensoren und Meßsysteme sowohl in verschiedenen Gebieten der medizinischen Forschung als auch im klinischen Bereich feststellbar. Hat hingegen die Nutzung der physikalischen Meßgröße "Beschleunigung" in technisch-wissenschaftlichen Bereichen wie der Ballistik, Struktur- und Körperschallanalyse bereits ein festes Standbein erreicht, was sich durch eine Palette von Sensoren mit verschiedensten Wandlerprinzipien ausdrückt, so steht deren breite Anwendung in der Medizin noch davor. Ohne Anspruch auf Vollständigkeit, soll daher vorerst der Versuch unternommen werden, verschiedene Einsatzgebiete akzelerometrischer Sensoren in der Medizin bezüglich der Abbildung biologischer Meßgrößen im Beschleunigungssignal und der sich in Folge daraus ergebenden Anforderungen an den Meßwandler wie Meßbereich, Frequenzbereich und Meßgenauigkeit zu unterscheiden.

2. Anwendungsgebiete

2.1 Mikrobewegungen und Körperschall

Primäre Ursache sind muskuläre Kräfte, wobei aber (mit Ausnahme von Muskelgeräuschen) sekundäre Effekte wie die Wechselwirkung mit Teilen des Körperskeletts (Tremor, Phonokardiografie, Ballisto- und Seismikardiografie), oder in weiterer Folge Stofftransporte in den Körperhöhlräumen (Atemgeräusche, turbulente Strömung in Blutgefäßen) die eigentlichen Signalquellen sind. Die Anforderung an diese Meßwandler ist eine hohe Empfindlichkeit für die Wechselgröße der Beschleunigung. Signaltechnisch unterscheiden sich die Meßwandler im Frequenzbereich, erstere zeigen eine Häufung der Signalenergie im Bereich bis etwa 100 Hz, für Körperschall erstreckt sich der Bereich bis 5 kHz.

Wichtiger als die Absolutgenauigkeit des Transducers, ist hier sowohl die Signalaufbereitung zur Erkennung typischer Muster in den Meßdaten, als auch die Bauform in Zusammenhang mit der optimalen Meßstelle auf der Körperoberfläche um ein möglichst günstiges Signal/Rauschverhältnis der im Signal abgebildeten Meßgröße zu erhalten.

Im Prinzip lassen sich zur Aufzeichnung von Körperschall auch Mikrophone verwenden. Beim Übergang Körper-Luft-Körper entsteht aber ein ungünstiges Anpassungsverhältnis, weiters wird die Fremdschallempfindlichkeit um Größenordnungen gegenüber der Kontaktmessung erhöht [2]. Die Entwicklungstendenzen gehen deshalb dahin, bereits auf mechanischer Ebene den Transducermechanismus bezüglich maximaler Nutzung des Meßsignals zu optimieren [7].

2.2 Kinematik von Körpersegmenten

Die Bewegung eines Punktes im Raum wird durch 6 Freiheitsgrade (3 Translations- und 3 Rotationskoordinaten) vollständig beschrieben [6]. Dies ist mit einer Anordnung von 9 einachsigen Akzelerometern prinzipiell realisierbar [1], wobei hier die Genauigkeitsanforderungen der ganzen Meßkette (Integratoren) von Bedeutung ist.

Im Vergleich zu bildgebenden Meßmethoden auf Basis von Markern haben Akzelerometer ihre Domäne in Bereichen, wo das Inertialsystem im bewegten System selbst gebildet werden muß, z.B. beim Studium der Bewegungsaktivität in freilebenden Tieren, bei Schlafuntersuchungen oder als Geber zur Verbesserung der funktionellen Stimulation von Gehbehinderten [10]. Hierbei ist das natürliche Gravitationsfeld zur exakten Bestimmung einer Wegtrajektorie aus dem Beschleunigungssignal ein Störfaktor. Andererseits ergibt sich aber gerade durch dieses Feld eine einfache Möglichkeit zur absoluten Winkelbestimmung (Neigungsmessung). Akzelerometer gelten im Gegensatz zu Winkelgebern als gut implantierbar.

2.3 Strukturanalyse

Im Gegensatz zu dem im Körper liegenden muskulären Quellen wird bei der Strukturanalyse Fremdenergie von Außen zugeführt um die mechanische Struktur des Skeletts und der Gewebe anhand der Dissipation dieser Energie zu identifizieren. Die Fragestellungen reichen von der Frakturanalyse, Untersuchungen zur schädigenden Wirkung von Werkzeugen, Crashtests bis hin zur Streßforschung unter Einbezug neurologischer Nebeneffekte. Die in diesem Bereich eingesetzten Akzelerometer liegen allgemein im höheren g- und Frequenzbereich. Die Methoden der Modalanalyse sind aufgrund der Materialinhomogenität biologischer Gewebe meist nur beschränkt anwendbar [3], zur Untersuchung der Ausbreitung von Schwingungen auf dem Rumpf, Kopf und den Extremitäten werden einfache Übertragungsmodelle bestehend aus gekoppelten Feder-Masse-Systemen zugrundegelegt.

Sensortyp	piezo-elekt.	piezo-resistiv	kapazitiv	Servo-aufnehmer
Kriterium				
DC-Genauigkeit	--	-	+	++
AC-Genauigkeit	+	+	+	++
Ansprechschwelle [μ g]	*	*	*	1
Linearität	+	+	+	++
Phasengang (0.1-10Hz)	-	+	+	++
transvers Empf.	+	+	+	+
Schocküberlastung	++	+	+	-
Abmessungen, Gewicht	++	++	+	--
Bauform	+	+	+	-
Sensorinterface	+	+	-	--
Leistungsverbrauch	++	-	-	--
Robustheit	++	+	+	-
Kosten ca. in ECU	300,-	600,-	900,-	1.200,-
Eignung für	1,3	1,2,3	1,2	2

* keine Angaben vom Hersteller

Tab.1 Übersicht über die wichtigsten Wandlerprinzipien und deren Eignung in den verschiedenen Anwendungsgebieten der Biomedizin; (1. Mikrobewegungen/ Körperschall; 2. Kinematik; 3. Strukturanalyse)

3. Vergleich einiger Wandlerprinzipien

Für die Auswahl eines Sensors stehen eine Vielzahl von Wandlermechanismen zu Verfügung, die je nach Applikation ihre Vor-