

# Der PDL

## Programmable Datalogger

Robert Berger, Markus Bickert, Projektbetreuer: D.I. Ch. Kollmitzer

Im Speziallehrgang für Mikroelektronik am TGM haben wir auf Wunsch des Allgemeinen Krankenhauses in Wien ein Gerät entwickelt, welches während des Gehens die Druckverteilung an der Fußsohle mißt und aufzeichnet. Wichtig ist dies vor allem in der orthopädischen Diagnostik. Durch entsprechend genaue und objektive Messungen können Therapieerfolge frühzeitig abgeschätzt, bzw. präzise Diagnosen erstellt werden. Derzeit werden einige Geräte auf dem Markt angeboten, mit denen sich in diversen Auflösungen, Genauigkeitsklassen und Abstraten, das Druckprofil, das sich beim Gehen am Fuß ausbildet, messen läßt. Aufgrund einiger, bis dato unüblicher Features, ist es mit unserem Gerät jedoch möglich, Marktlücken auf diesem Sektor abzudecken.

## Das Prinzip des PDL

Grob gesagt bestehen die Aufgaben des PDLs darin, Daten von einer Sensorsohle aufzunehmen, auf eine für den Benutzer brauchbare Art und Weise umzuformen und zu speichern. Das Gerät kann dann nach Beendigung der Messungen an die serielle Schnittstelle eines PC angeschlossen werden. Über ein Monitorprogramm können die im PDL gesammelten Daten auf den PC übertragen und dort weiterverarbeitet, bzw. visualisiert werden. Während einer Messung, und das ist neu, wird von unserem Gerät ein Signal zur Verfügung gestellt, welches sich an eine Telemetriefunkstrecke anschließen läßt. Es dient dazu, die Druckmessungen, die am Fuß durchgeführt werden, mit anderen Messungen zu synchronisieren. Eine Telemetriefunkeinrichtung ist ein für die Medizintechnik adaptiertes Funkgerät zur Sendung von diversen am Patienten aufgenommenen Messdaten. Beispielsweise können auf diese Art Muskelsignale gemessen und zu einem Empfänger gesendet werden (EMG Elektromyographie); auch wenn das Meßgerät am Patienten nicht an einem (seinen Bewegungsablauf beeinträchtigenden) Kabel angeschlossen ist. Üblicherweise werden die von der Telemetrieeneinrichtung empfangenen Daten mittels einer PC Einschubkarte (Data Acquisition Card) digitalisiert und am Rechner dargestellt. Das von unserem Gerät zur Verfügung gestellte Telemetriesignal ist ein Rechtecksignal variabler Amplitude und Frequenz. Es beinhaltet folgende Informationen:

1. Die Periodendauer entspricht der Länge eines Full Scan (=komplette Abtastung und Verarbeitung aller Sensoren) der Sensorsohle. Ein Full Scan kann wahlweise 10ms oder 5ms dauern. Dies entspricht einer Abtastrate der Sohle mit 100Hz bzw. 200Hz.
2. Die Amplitude des Rechtecks gibt bereits Aufschluß über die Druckverhältnisse am Fuß. In der derzeitigen Ausführung des Geräts werden zwei mögliche Amplitudenwerte zur Verfügung gestellt. Halbe Amplitude signalisiert dem Arzt, daß zwar derzeit eine Messung vorgenommen wird, aber keiner der Sensoren den vom Arzt programmierbaren Grenzdruck erreicht. Die volle Amplitude zeigt, daß mindestens ein Sensor den Grenzdruck erreicht bzw. überschritten hat. Mit diesen Informationen kann der Benutzer bereits 'On Line' den genauen Zeitpunkt des Auftretens des Patienten überprüfen, bzw. Unregelmäßigkeiten im Gangverhalten objektiv (vom PC Bildschirm) ablesen. Weiters ist es hierbei möglich, sofort Abhängigkeiten mit anderen Messungen (z.B. Muskel und Nerven-tätigkeit) zu erkennen, da ja alle Telemetriedkanäle (bis zu 16 auf einem Telemetriesender) problemlos auf einem Bildschirm dargestellt (und selbstverständlich auch abgespeichert) werden können.

Leider sind die meisten in der Medizintechnik eingesetzten Telemetriefunkstrecken auf eine maximale übertragbare Bandbreite von ca. 200Hz begrenzt, was die On Line Übertragung von Daten (gemäß der Nyquist'schen Informationstheorie) begrenzt. Das übertragene Signal muß weiters gleichspannungsfrei sein, bzw. darf es sich nur in einem Bereich von +/- 5mV bewegen. Dadurch wird eine effiziente und störungsfreie Datenübertragung mittels Telemetrie-anbindung nicht gerade zum Kinderspiel.

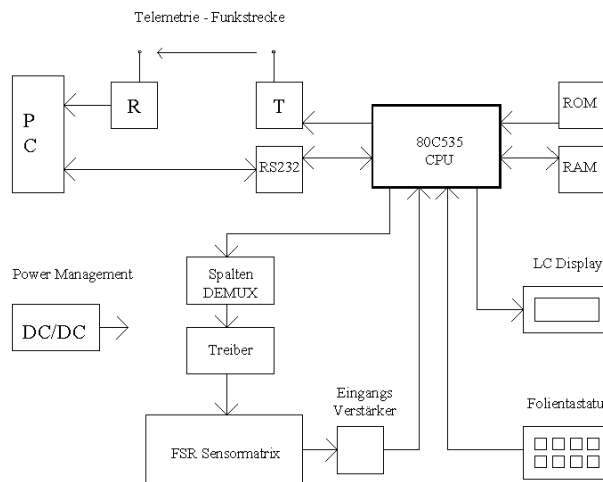


Bild 1: Blockschaltbild des PDL

## Gruppeneinteilung der Sensorsohle

Da es schon eine Vielzahl von Geräten gibt, die eine Sensormatrix abtasten und für jeden Sensor den entsprechenden Druckwert abspeichern (meist mit einer Auflösung von 8 bis 12 Bit), haben wir auf Wunsch des AKH - Wien eine völlig andere Art der Meßwertaufbereitung realisiert. Wie sich in der praktischen Anwendung gezeigt hat, ist es für den Arzt vielfach sinnvoll, den Fuß in Bereiche einzuteilen, um festzustellen, ob der Druck in einer solchen, individuell auf den Patienten zugeschnittenen Gruppe von Sensoren, einen bestimmten Wert überschreitet. Diese binäre Information (also ob eine Gruppe anspricht oder nicht) dient nicht nur zur Vermeidung von Datenbergen, sondern erleichtert auch das Auswerten von Untersuchungen. Auch das Vergleichen von Messungen vor bzw. nach einer Therapie wird hierbei vereinfacht. Es erfordert jedoch einige Erfahrung und Fingerspitzengefühl, für einen Patienten die geeignete Maske auszuwählen oder neu zu erstellen. Bei unserem Gerät ist es möglich, den Fuß in maximal 8 Gruppen zu unterteilen, die vom Arzt am PC frei konfiguriert werden können. Jedem Sensor einer Gruppe kann hierbei auch ein beliebiger Schwellwert 'zugeordnet' werden. Werden bei einer Messung ein oder mehrere Sensorschwellwerte überschritten, so gilt die Gruppe, der diese Sensoren angehören, als 'aktiviert'. Das heißt, daß die Überschreitung von Schwellwerten eine logische ODER - Verknüpfung darstellt, deren Ausgang die Gruppeninformation 'aktiv' oder 'passiv' angibt. Die binäre Gruppeninformation von 8 Gruppen kann nun in nur ein Byte gepackt und in einem RAM abgelegt werden. So gewinnt der Arzt durch geschicktes Konfigurieren der Sensorsohle die für ihn interessanten Informationen bei gezielter Minimierung der anfallenden Daten, was sich bei einem 128KByte DatenRAM in einer Messdauer von über 20 Minuten (bei 10ms/Full Scan) zu Buche schlägt. Es können daher mit unserem Gerät auch Veränderungen im Gang - bedingt durch Ermüdungserscheinungen (oder dergleichen) - gemessen werden, was sich sonst bei Low-Cost-Geräten auf diesem Sektor kaum findet.

Der Datenaustausch erfolgt beim PDL grundsätzlich über die serielle Schnittstelle. Diese dient sowohl dazu, die Maske vor Beginn der Untersuchungen am Patienten in das portable Gerät zu laden, als auch nach erfolgten Messungen die Meßdaten an den PC zu übermitteln.

## Genauigkeit der Messungen

Die Schwellwertinformation wird grundsätzlich mit 8 Bit kodiert. Dies mag auf den ersten Blick wenig erscheinen, wenn man sich vor Augen hält, daß bei der Messung an Kindern möglicherweise nur 20% des Full Scale Wertes interessant sind. Des Pudels Kern liegt hierbei im 80C535 Controller, welchen wir als 'Gehirn' des PDLs verwenden. Dieser Controller ist ein 8051 Derivat, das einen internen A/D Converter besitzt. Zusätzlich ist es möglich, die extern eingespeiste Referenzspannung für den ADC über einen internen, programmierbaren Spannungsteiler zu

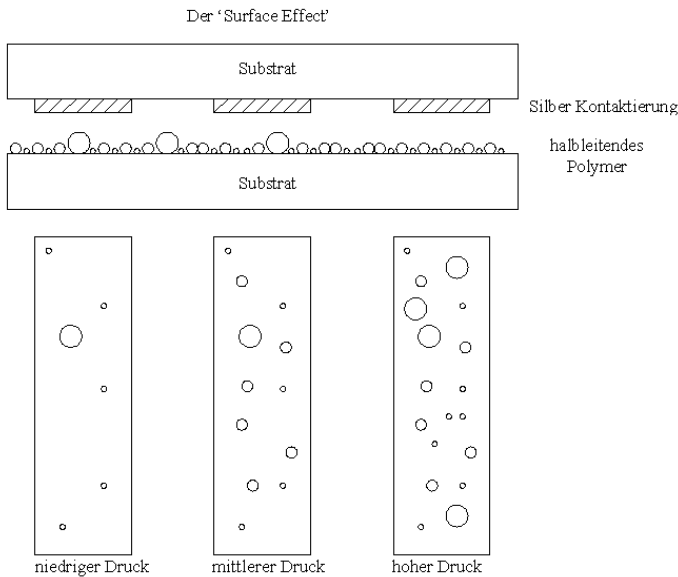
führen. Die Empfindlichkeit des ADC kann softwaremäßig - mittels eines SFR (Special Function Register) - durch Teilen der Referenzspannung erhöht werden.

Es ist uns somit möglich, je nach Gewicht des Patienten die Druckmessung mehr oder weniger empfindlich vorzunehmen.

Ein weiteres Problem, welches sich bei fast jeder Messung (vor allem nichtelektrischer Größen) stellt, ist die Einbeziehung von Offsetgrößen. Bei unserer Anwendung ist es beispielsweise möglich, daß die Sensorsohle mit aufgebogenen Rändern im Schuh liegt. In diesem Fall würden am Rand befindliche Sensoren bereits einen Druck signalisieren, obwohl der Patient noch gar nicht aufgetreten ist. Zu diesem Zweck gibt es am PDL eine 'Zero Adjust' Funktion. Der Patient muß den Fuß heben und alle Sensor - Schwellwerte werden auf die auftretenden Offsetgrößen hin korrigiert. Es wird dabei die 'Originalmaske' allerdings nicht verändert, sodaß bei einem weiteren 'Zero Adjust' wieder die vom Arzt konfigurierte Maske (und nicht die bereits einmal abgeglichene) als Quelle dient. Funktionen wie 'Messung starten', 'Messung beenden', oder 'Zero Adjust' werden vom Arzt über einen externen 'Start/Stop - Trigger' bedient. Dies ist ein Taster, der über ein Kabel mit dem PDL verbunden ist. Der Arzt kann damit Funktionen auslösen, ohne eine Taste am Gerät selber drücken zu müssen. Dies gewährleistet, daß die Bewegungen des Patienten (zB. Gehen auf einem Laufband) kaum beeinträchtigt werden.

### Die Sensorsohle

Bei der Sensorsohle handelt es sich um eine matrixförmige Anordnung von FSRs (Force Sensing Resistors). FSRs sind Widerstandssensorelemente, deren Impedanz sich bei Krafteinwirkung (durch Zusammendrücken) verringert. Der Widerstand bei den von uns verwendeten Sensormatrixelementen beträgt im unbelasteten Zustand einige Megaohm, bei Belastung mit 10kg/cm<sup>2</sup> sinkt er auf wenige Kiloohm. Ein FSR besteht aus zwei Silberfolien zwischen denen sich Kügelchen aus halbleitenden Polymeren befinden. Bei Krafteinwirkung werden die Kügelchen zwischen den Silberflächen plattgedrückt und der Übergangswiderstand verkleinert sich. Die FSR - Sohlen werden bis zu einer maximalen Größe von 72 Sensoren (ca. Schuhgröße 45) angeboten.

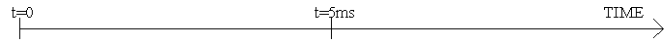


**Bild 2:** Aufbau und Funktion eines FSR

Die effiziente Auswertung der Sensorsohle ist sowohl software- als auch hardwaremäßig sehr anspruchsvoll. Da in der Matrix nicht alle Positionen mit einem Sensor belegt sind, sondern nur jene, die der Form eines Fußes entsprechen (und diese ist je nach verwendeter Sensormatrix bzw. Schuhgröße unterschiedlich), müssen die Adressen an denen sich Sensoren befinden, ebenfalls (im Gruppen - File enthalten) an den PDL geschickt werden. Somit läßt sich unser Gerät für die Verwaltung eines beliebigen, maximal 16 x 8 großen FSR Feldes verwenden.

MESSROUTINE

Adressierung von Sensor 2		Sensorwert 2 digitalisieren		Sensorwert 2 auswerten
	Sensorwert 1 auswerten			
			Adressierung von Sensor 3	Sensorwert 3 digitalisieren



**Bild 3:** Logische Abfolge der Messung und Verarbeitung, der hintereinander liegenden Sensoren '1, 2, 3'.

Durch die schnelle Abfolge der Messungen (bei 72 Sensoren in 5ms bleiben weniger als 70µs pro Sensor) sind auch die Anforderungen an die in 8051-Assembler geschriebene Meßroutine sehr hoch. Die Verarbeitung der Sensordaten erfolgt verschachtelt. Um jedem Sensor zwischen Adressierung und Messung die maximale Einschwingzeit zu gewährleisten, werden in der Zwischenzeit die Daten des vorigen Sensors (bezüglich Gruppenzugehörigkeit und Schwellwert) ausgewertet. Weiters werden 128KByte Daten RAM über Pages verwaltet (da der Controller nur 16 Adressleitungen = 64KByte zur Verfügung stellt).

Hardwaremäßig ergibt sich bei der Verwaltung der Sensormatrix die Forderung, die gegenseitige Beeinflussung der Matrixelemente zu vermeiden. Dies ist nur möglich, wenn man an die Zeilen eine genau definierte und vor allem ausreichend stabile Spannung anlegt und den Strom in den Spalten mißt. Dabei ist darauf zu achten, daß alle Spaltenenden auf 0V liegen, da sich sonst die Sensoren gegenseitig beeinflussen. Dies ist in unserem Gerät mit invertierenden OPV - Schaltungen gewährleistet. Die Spalten liegen dabei auf virtueller Masse. Da der ADC des Controllers nur positive Spannungen verarbeiten kann (negative Eingangsspannung würde die Zerstörung der Controllers bedeuten) müssen die Ausgangsspannungen der invertierenden Verstärker nochmals invertiert werden, bevor sie dem ADC zugeführt werden. Um Störungen des Analogsignals durch das Übersprechen digitaler Schaltflanken zu unterdrücken (ewiges Problem bei der Kombination von digitalen und analogen Schaltungen) sind alle invertierenden Verstärker als aktive Tiefpaßfilter ausgelegt bzw. mit Hilfe von Masseflächen geschirmt.

### Die Schnittstelle

Zur Anbindung an einen PC wird, wie bereits erwähnt, eine RS232 (serielle) Schnittstelle verwendet. Das speziell für diese Anwendung ausgelegte Softwareprotokoll wird PC-seitig vom PDL-Monitorprogramm, welches wir in 'C' geschrieben haben, übernommen. Hardwaremäßig stellt der Schnittstellenbaustein im PDL (MAX252) eine vollständig galvanisch getrennte Anbindung zum PC dar. Durch einen Übertrager bzw. Optokoppler weisen alle Ein- und Ausgänge eine Spannungsfestigkeit von 1500V auf, wenngleich das Gerät nicht dazu gedacht ist, es mit dem PC zu verbinden, während es der Patient trägt.

### Battery Management

Wie bei allen batteriebetriebenen Geräten ist auch hier das Stromsparen von Bedeutung. Aus diesem Grund werden alle gerade nicht verwendeten peripheren Bauelemente mit dem sogenannten 'Shut Down Mode' in 'Tiefschlaf' versenkt. Außerdem wird bei der Umformung der Batteriespannung (in unserem Fall von 9V auf +/- 5V) auf einen optimalen Wirkungsgrad geachtet. Wir verwenden hierzu DC/DC Converter von Maxim, die für Batterieanwendungen ausgelegt sind (einen BACK Converter für +5V und einen BACK/BOOST Converter für -5V).

### User Interface

Das User Interface am PDL ist vor allem aufgrund seines zweizeiligen, hintergrundbeleuchteten LCD und seiner Folien-Matrixtastatur sehr komfortabel. Das Display gestattet es, dem Benutzer die wichtigsten Informationen bzw. Fehlbedienungen mitzuteilen. Funktionen, die die noch zur Verfügung stehende Meßdauer bzw. die jeweiligen Betriebsmodi anzeigen, sorgen für ein angenehmes Arbeiten mit dem PDL.

Für genauere Auskünfte stehen wir gerne zur Verfügung. (Tel: 0222/89 40 158 oder Tel/Fax.: 0222/97 10 555)

