

Kapazitive Auswertung von Piezokeramiken zur Belastungsmessung

Engelsberger, Sophie; Harasim, Anton

Hochschule Landshut

Kurzfassung

Ziel des Projekts MedLast (MEDizinischer BeLASTungssensor) ist die Entwicklung eines gekapselten Sensorsystems, welches die Belastungen misst, die auf das Bein eines Patienten einwirken, diese speichert und drahtlos an eine Anzeigeeinheit in Form einer Armbanduhr überträgt. Anwendung findet ein solches System z.B. zur kontinuierlichen Belastungsüberwachung im Rahmen der Rehabilitation nach Hüftoperationen oder ähnlichem. Da es sich um ein batteriebetriebenes Medizinprodukt handelt, bei dem der Fokus auf Zuverlässigkeit und möglichst niedrigem Energieverbrauch liegt, war es nötig, einen neuartigen Belastungssensor zu entwickeln und zu testen.

Dieser Artikel gibt einen Überblick der gemachten Entwicklungen.

In Zusammenarbeit mit unseren Projektpartnern ist die Wahl auf einen Sensor aus Piezokeramik gefallen, bei dem die Kapazitätsänderung unter Belastung ausgewertet wird. Durch schrittweise Variation der unterschiedlichen Parameter wie Dicke, Durchmesser, Material und Polarisation wurde eine Festlegung auf einen bestimmten Sensor getroffen. Um verlässliche Ergebnisse zu erhalten, musste der Temperatureinfluss erforscht und kompensiert werden. Des Weiteren wurde das Hystereseverhalten untersucht und bei der Auswertung miteinbezogen. Auch Höhe und Dauer der Vorbelastung üben einen maßgebenden Einfluss auf die Ergebnisse des Sensors aus. All diese Einflüsse mussten untersucht, analysiert und kompensiert werden, um die geforderte Genauigkeit der Belastungsmessung realisieren zu können.

Zusätzlich war es nötig, ein passendes Gehäuse für das Sensorsystem zu entwickeln. Vielgestaltige Anforderungen an dieses, wie mechanische Stabilität, Vorspannung des Sensors und möglichst geringes Ableiten der aufgebrachten Kraft über den Rand des Gehäuses, hatten einen umfangreichen Entwicklungsprozess erfordert. Unter Einbeziehung von additiven Fertigungsmöglichkeiten wurde ein Gehäuse entwickelt und schrittweise optimiert, so dass es die Anforderungen des Projekts erfüllte.

1. Aufgabenstellung

Es musste ein neuartiger Belastungssensor entwickelt werden, um Absolutbelastungen auf ein Bein zu messen. Dies kann zum Beispiel nach bestimmten Operationen (Kreuzband, Hüftgelenk) oder Verletzung (Mittelfußknochenbruch) notwendig sein, wenn der Patient nur eine definierte Teilbelastung auf das Bein (z.B. 20kg) aufbringen darf. Im Projekt „MedLast“ wurde ein Sensorsystem entwickelt, das die auf den Fuß aufgebrachte Belastung misst, speichert und drahtlos an eine Anzeigeeinheit in Form einer Armbanduhr überträgt.

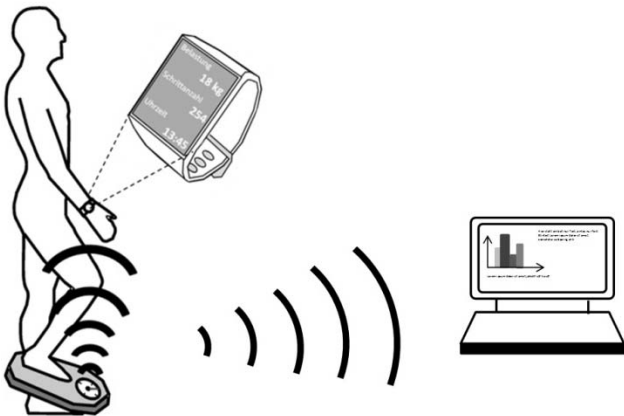


Abb. 1: Sinnbildliche Darstellung des Sensorsystems: Die Sensoreinheit unter dem Fuß wertet die Daten aus, speichert diese und überträgt sie an die Anzeigeeinheit am Handgelenk des Patienten in Form einer Armbanduhr. Zusätzlich werden die Daten per Funk auf den PC des Arztes übertragen, auf dem die dazugehörige Applikation installiert ist.

Ziele hierbei sind, dem Patienten seine Angst zu nehmen und seinen Bewegungsfreiraum zu erhöhen, auch um etwaige Versteifungen vorzubeugen. Durch die Konditionierung des Patienten können Überbelastungen vermieden werden und somit schmerzhafte, zeit- und kostenintensive Nachbehandlungen. Dem Arzt werden durch das System Daten geliefert, um situationsgerecht in den Heilungsverlauf eingreifen zu können.

2. Wahl des Sensors und der Messmethode

Um diese Funktionen zu erfüllen, musste ein neuartiger Belastungssensor entwickelt, untersucht und getestet werden. Es wurden verschiedene mögliche Sensortypen vor allem in Hinblick auf Zuverlässigkeit – es handelt sich um ein Medizinprodukt – und auf einen möglichst niedrigen Energieverbrauch untersucht. Bisherige Systeme haben für eine Langzeitüberwachung einen zu hohen Energieverbrauch und erreichen somit die geforderte mehrwöchige Laufzeit nicht. Des Weiteren wird die geforderte Toleranz ($\pm 50\text{N}$) in der Absolutmessung nicht erreicht, vor allem, wenn keine dynamische Belastung, sondern eine statische mit kleinen Änderungen erfolgt.

Neben Sensoren, die den piezoresistiven und piezoelektrischen Effekt nutzen, wurden auch herkömmliche Kraftsensoren in Betracht gezogen. In Zusammenarbeit mit unseren Projektpartnern ist die Wahl auf einen Sensor aus Piezokeramik gefallen, bei dem die Kapazitätsänderung unter Belastung ausgewertet wird. Zu Beginn wurden die verschiedenen Parameter des Sensors variiert und die Ergebnisse unter den Gesichtspunkten Wiederholgenauigkeit und Eindeutigkeit analysiert. Um dies zu erreichen, sollte der Anstieg der Kapazität in Abhängigkeit der Belastung möglichst linear sein. Von den Ärzten wurde eine Genauigkeit von $\pm 50\text{N}$ im Bereich von 200N - 1500N gefordert. Des Weiteren sollte die Empfindlichkeit ($\Delta\text{Kapazität}/\Delta\text{Belastung}$) möglichst groß sein, damit Störeinflüsse geringstmögliche Auswirkungen auf die Richtigkeit haben. Die Geometrie des Sensors muss stabil genug sein, um Überbelastungen bis 2000N auszuhalten. Außerdem sollte der Sensor so unabhängig wie möglich von Umwelteinflüssen wie Temperatur, Luftdruck usw. sein oder diese kompensieren können. Der Hysteresis-Effekt nach Vorbelastungen und die Alterung der Sensoren sollten bei den Messungen möglichst gering ausfallen.

2.1. Variation der Parameter

Zur Verfügung standen verschiedene Piezokeramiken des Projektpartners CeramTec. Die Sensoren unterschieden sich hinsichtlich Material, Dicke, Durchmesser und Polarisierung. Ausschlaggebend waren die Wiederholgenauigkeit und die Empfindlichkeit, um die optimalen Sensorparameter auszuwählen.

Zu Beginn wurden Messreihen durchgeführt, um das am besten geeignete Material für den Sensor zu ermitteln. Untersucht wurden verschiedene piezoelektrische weiche und harte Werkstoffe. In einer ersten Versuchsreihe wurde eine steigende und anschließend fallende Belastung von 0 - 2000N in Schritten von 200N auf den Sensor aufgebracht und die sich ändernde Kapazität gemessen, um die Empfindlichkeit und die Wiederholgenauigkeit der Materialien im relevanten Messbereich zu untersuchen. Die zweite Versuchsreihe bestand aus wiederholten Messungen bei wiederkehrender gleicher Belastung. So wurde die Wiederholgenauigkeit über einen längeren Zeitraum bestimmt. Die weichen PZT (Blei-Zirkonat-Titanat) Massen haben sich hierbei im Verhalten als zu ungenau herausgestellt, die Wiederholgenauigkeit war für ein Medizinprodukt nicht ausreichend. Die Proben der verschiedenen harten Testmaterialien waren zwar besser reproduzierbar, unterschieden sich aber in ihrer Sensitivität gerade im Bereich höherer Belastungen. Nach Revision der applikationsseitigen Anforderungsparameter wurde der relevante Belastungsbereich auf 0 - 1500N festgelegt – für diesen Bereich wurde auf Basis der Messdaten der am besten geeignete Sensor ausgewählt.

Nachdem das Material festgelegt war, wurden die Parameter Dicke und Durchmesser der Sensoren variiert, um eine ideale Kombination zu finden. Wie man in Abb. 2 sehen kann, besitzt Geometrie 2 (genaue Angaben zur Geometrie sind auf Grund eine laufenden Patentverfahrens leider nicht möglich) die geringste Standardabweichung der Kapazität, die über den gesamten benötigten Belastungsbereich konstant bleibt. Je geringer die Streuung der Werte, desto größer die Zuverlässigkeit der Ergebnisse, die der Sensor liefert. Auch die von den Ärzten geforderte Toleranz kann bei dieser Standardabweichung eingehalten werden.

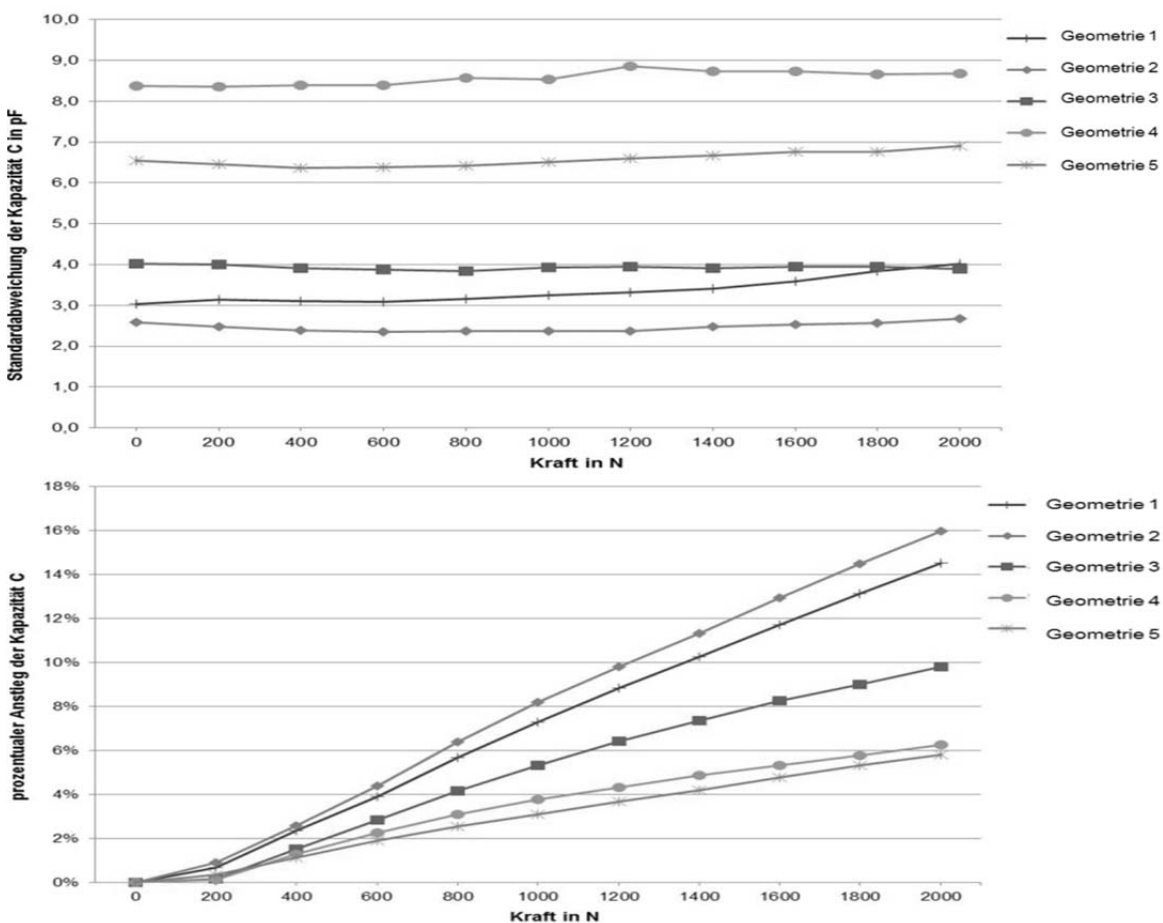


Abb. 2: Oben: Vergleich der Standardabweichungen bei Variation von Dicke und Durchmesser der Sensoren. Unten: Vergleich des prozentualen Anstiegs der Kapazität bei Variation von Dicke und Durchmesser der Sensoren. Je linearer und steiler der Verlauf ist, desto besser ist der Sensor für das Vorhaben geeignet (Quelle: CeramTec).

Auch beim Vergleich des prozentualen Anstiegs der Kapazität in Abhängigkeit von der Belastung ist Geometrie 2 am besten geeignet. Der Anstieg ist außer im untersten Bereich linear, die Kompensation des nichtlinearen Bereichs wird im Abschnitt 4 behandelt. Überdies ist die Kapazitätsänderung in Abhängigkeit der Belastung möglichst groß, was den Einfluss von Störungen minimiert und eindeutigere Ergebnisse liefert. Zusammenfassend lässt sich sagen, je größer der

Durchmesser des Sensors gewählt wurde, desto höher fiel die Streuung aus. Der Sensor ließ sich allerdings nicht beliebig verkleinern, einerseits auf Grund der zu hohen Belastung, die auf die Fläche unterhalb des Sensors aufgebracht werden würde, andererseits wurde die Sensitivität geringer. Ähnliches galt für die Dicke des Sensors. Durch viele vergleichende Tests wurden die bestmöglichen Parameter für den Sensor gefunden.

Als nächstes wurde untersucht, ob unpolarisierte oder polarisierte Piezokeramiken besser geeignet sind. Hierbei wurde festgestellt, dass die unpolarisierten Proben besser reproduzierbare Werte aufweisen. Eine mögliche Erklärung hierfür ist, dass gepolte Domänen unter Druck umklappen können. Des Weiteren ergibt sich bei den polarisierten Proben auf Grund des auftretenden Piezoeffekts folgendes Problem bei der Auswertung: Die kurzzeitig auftretende Spannungsspitze stört die Frequenzmessung, es werden mit dem verwendeten Messverfahren falsche Werte gemessen.

2.2. Messmethode

Zur Auswertung der Belastung wurde die Kapazitätsänderung des Piezosensors bei Belastungsänderung betrachtet. Hierfür wurden verschiedene Messmethoden verglichen. Diese sollte möglichst energiearm messen und in der erlaubten Messzeit ausreichend genaue Ergebnisse liefern. Die ausgewählte Methode ist in Abb. 3 zu sehen. Der abgebildete Relaxationoszillator lädt und entlädt den Sensor periodisch. Die Auswertung erfolgt über den Mikrocontroller, ein Timer misst dort eine bestimmte Zeitspanne, während dieser zählt ein zweiter Timer die Flanken. Je größer die Kapazität ist, desto weniger Flanken werden pro Zeiteinheit gemessen. Somit wird die Frequenz als Maß für die Kapazität des Sensors genutzt.

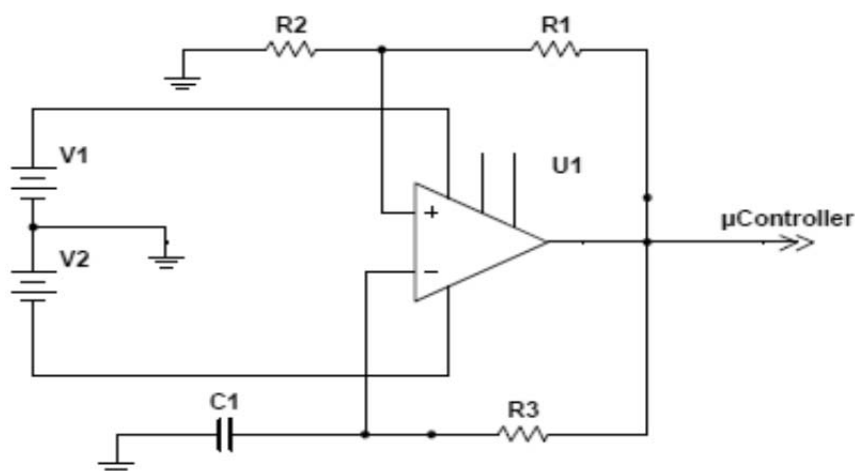


Abb. 3: Schaltbild des Relaxationoszillators. Ändert sich die Kapazität des Piezosensors (C1), ändert sich die erzeugte Frequenz.

3. Abhängigkeit der Messergebnisse von Umwelteinflüssen

Als nächsten Schritt wurde der Sensor auf seine Abhängigkeit von Umwelteinflüssen wie Temperatur, Feuchte und Luftdruck untersucht. Hier soll exemplarisch die Abhängigkeit von der Umgebungstemperatur gezeigt werden.

Abb. 4 zeigt, wie sich die Flankenanzahl verändert, wenn Temperatur und Belastung gleich bleiben. Der Sensor wurde für diese Messung in eine Halterung eingespannt, die einen leichten konstanten Druck auf den Sensor ausübt. Zu erkennen ist, dass die Flankenanzahl langsam ansteigt. Eine mögliche Erklärung hierfür ist die langsame Entspannung sowohl des Sensorelements als auch des Gehäuses, in dem der Sensor eingespannt ist. Um diesen Drift zu kompensieren, wird nicht die momentane absolute Flankenanzahl, sondern die Differenz zwischen der aktuellen Flankenanzahl und der Flankenanzahl im letzten gemessenen unbelasteten Zustand für die Auswertung herangezogen.

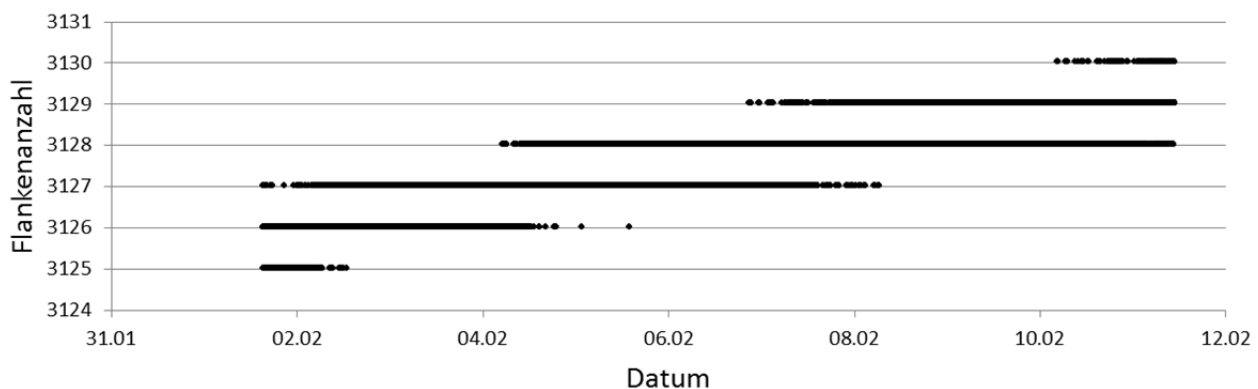


Abb. 4: Gemessene Flankenanzahl bei gleichbleibender Temperatur und gleichbleibender Belastung über elf Tage.

In der Messung, deren Ergebnisse in Abb. 5 abgebildet sind, blieb die Belastung konstant, nur die Temperatur wurde variiert. Die Flankenanzahl hängt stark von der Temperatur ab, eine Erhöhung der Temperatur um 30° ergibt bereits eine Verminderung der Flankenanzahl um etwa 350 Flanken. Würde nur die absolute Flankenanzahl und nicht wie oben beschrieben die Flankendifferenz zwischen belasteten und dem letzten unbelasteten Zustand ausgewertet werden, würde dies bereits einer Belastung von etwa 1500N entsprechen. Ob zusätzlich ein Temperatursensor zur Auswertung entsprechend den Vorgaben nötig ist, wird in Abb. 7 untersucht.

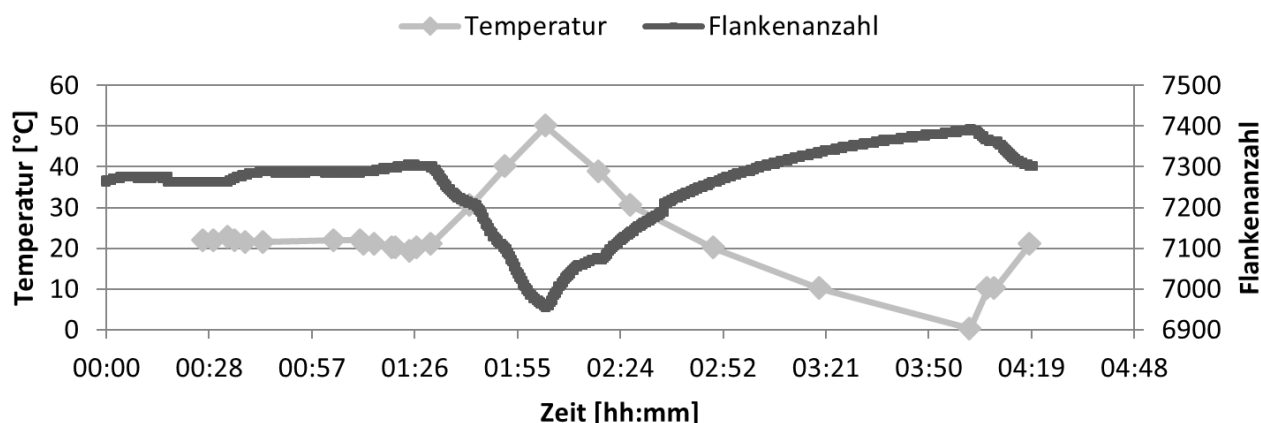


Abb. 5: Gemessene Flankenanzahl ohne Belastung bei wechselnden Temperaturen

In Abb. 6 sind die Ergebnisse der Untersuchung zur Alterung des Sensors zu sehen: Dieser wird über mehrere Stunden einem fortwährenden Belastungszyklus mit kurzen Entlastungen zwischen den Belastungen ausgesetzt. Die Temperatur bleibt während dieser Zeit konstant. Im oberen Diagramm ist zu erkennen, dass sich bereits nach drei Stunden durchgehender Belastung die Flankenanzahl bei gleicher Belastung erheblich unterscheiden: Die Werte bei beispielsweise 400N Belastung unterscheiden sich zwischen dem ersten Belastungszyklus und nach dreistündigem Durchlauf des Belastungszyklus um etwa 30 Flanken, was bei dem ersten Belastungszyklus einem Unterschied von etwa 110N Belastung entsprochen hätte.

Im unteren Diagramm wurde daher die Flankendifferenz zwischen belasteten und unbelasteten Zustand ausgewertet. Die Flankenanzahl bei Belastung wird dabei von der Flankenanzahl ohne Belastung subtrahiert, um einen Teil der Alterung bereits herauszurechnen. In der unteren Abbildung ist anhand der Entwicklung der Flankendifferenz zu sehen, dass auch hier ein Drift auftritt: je länger die Belastungszyklen durchlaufen, desto geringer wird die Differenz der Flanken bei gleicher Belastung. In weiteren Versuchen hat sich herausgestellt, dass dies reversibel ist: lässt man den Sensor eine Zeit ruhen, gleichen sich die Werte wieder denen zu Beginn der Belastungszyklen an. Im Vergleich zur Messung, bei der nur die Flankenanzahl ausgewertet wird, ergibt sich folgende Verbesserung: Bei einer Belastung von etwa 360N beträgt der Unterschied der Flankendifferenz zwischen dem ersten Belastungszyklus und nach dreistündigem Durchlauf nur 4 Flanken, was bei dem ersten Belastungszyklus einem Unterschied von etwa 25N Belastung entsprochen hätte. Bei längerem Durchlauf der Belastung verändern sich die Werte weniger stark, der Unterschied nach weiteren drei Stunden Belastungszyklus beträgt nur noch 1,5 Flanken und nach weiteren drei Stunden wiederum noch 1,5 Flanken. Diese Alterung muss bei der Untersuchung in Abb. 7 herausgerechnet werden, um den eigentlichen Einfluss der Temperatur bestimmen zu können.

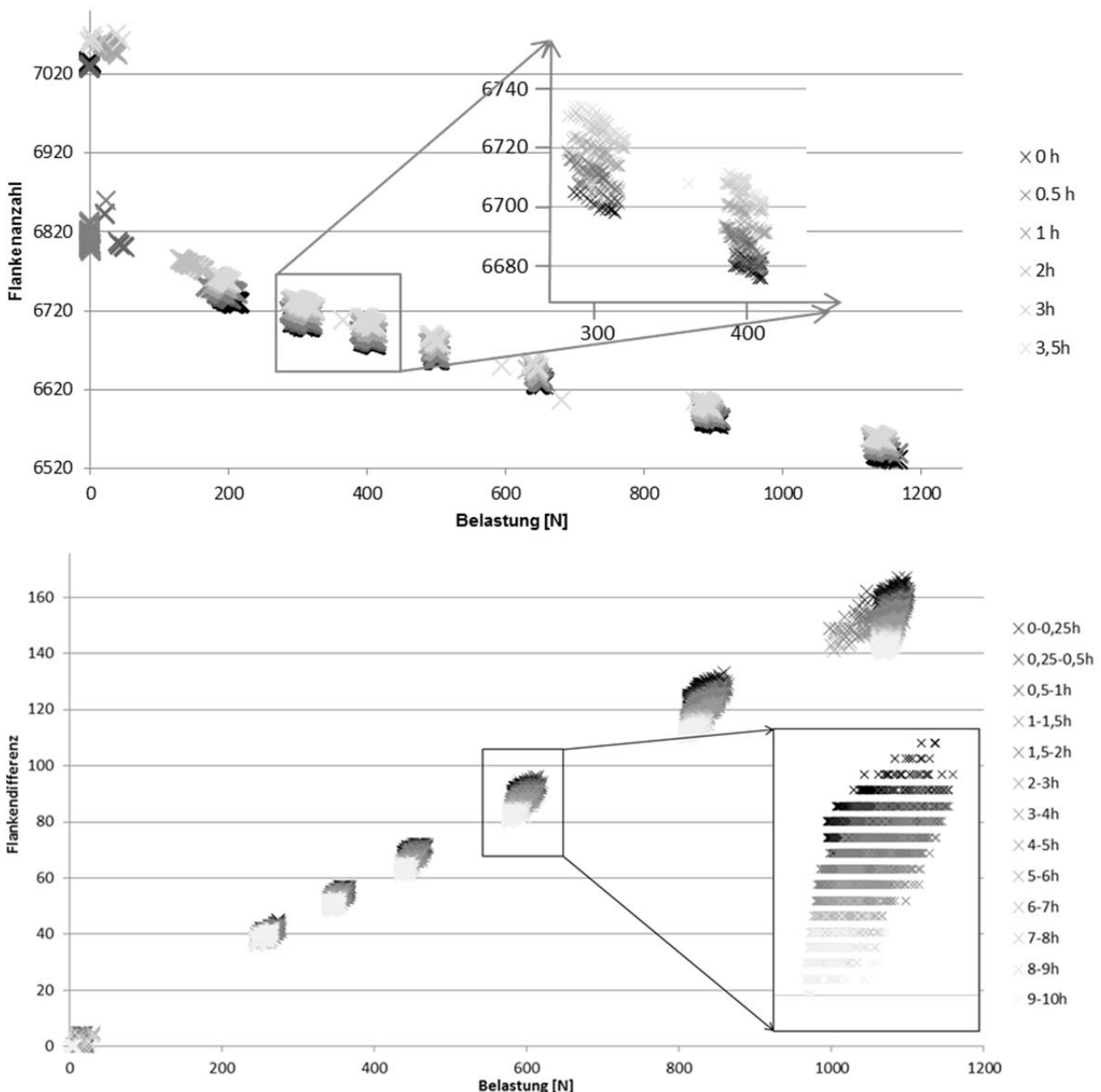


Abb. 6: Oben: Gemessene Flankenanzahl während eines fortwährenden Belastungszyklus bei gleichbleibender Temperatur. Je heller die Punkte sind, desto länger hat die Belastung bereits andauert. Um die Temperatureffekte zu minimieren, wurde im unteren Diagramm die Differenz der Flanken zwischen belastetem und unbelastetem Zustand während einer zehnstündigen Belastung bei gleichbleibender Temperatur ausgewertet.

In Abb. 7 sind die Ergebnisse der Messung zu sehen, bei der der Sensor während eines durchlaufenden Belastungszyklus unterschiedlichen Temperaturen ausgesetzt ist. Die Temperatur wird von 20°C auf 0°C abgesenkt, anschließend auf 50°C erhöht und wieder auf 20°C abgesenkt. Man sieht, dass sich die Flankendifferenzen – aufgetragen auf der y-Achse – in Abhängigkeit der Temperatur bei gleichen Belastungen unterscheiden. In Tab. 1 sind exemplarisch die Ergebnisse bei einer Belastung von 450N zu sehen.

Temperatur [°C]	Vergangene Zeit [min]	Flankendifferenz
19°	0	59
0°	160	50
21°	195	55
41°	230	61
51°	245	62
40°	270	61
20°	310	55

Tab. 1: Abhängigkeit der Flankendifferenz von Temperatur und vergangener Zeit während eines durchlaufenden Belastungszyklus bei einer Belastung von 450N

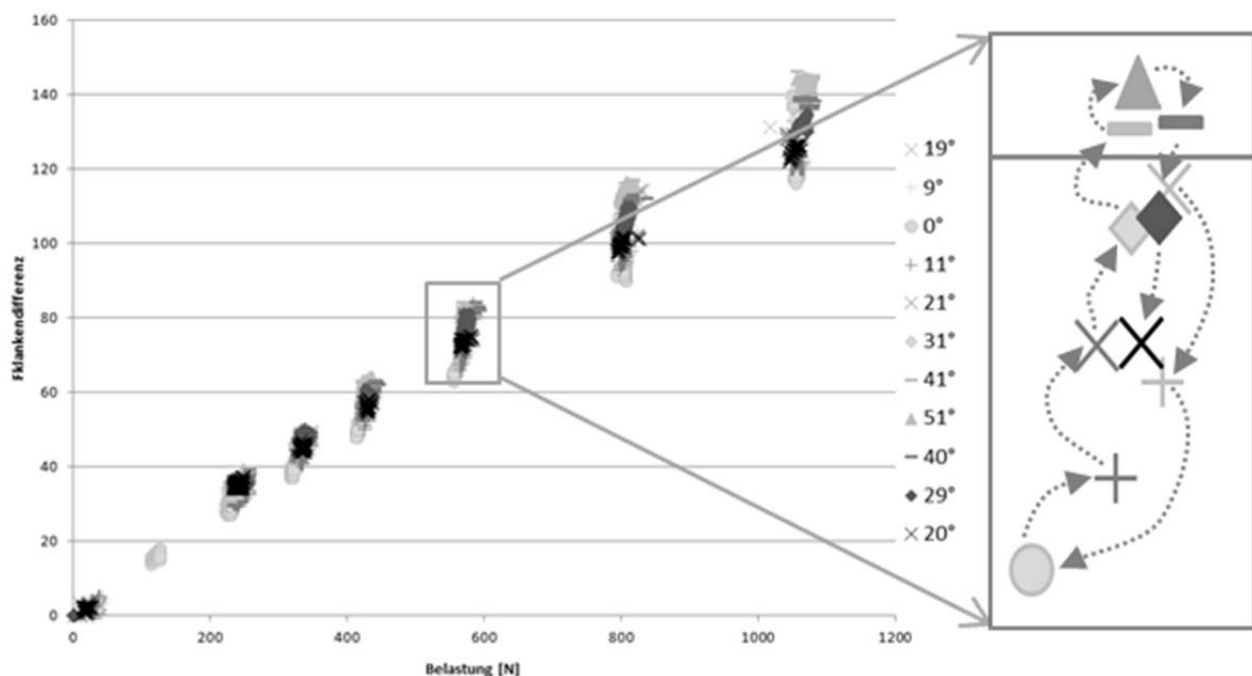


Abb. 7: Flankendifferenz bei Belastung bei unterschiedlichen Temperaturen. Wie man in dem Ausschnitt rechts erkennen kann, bei dem die Mittelwerte aus der Messung aufgetragen wurden, hat die Temperatur erheblichen Einfluss auf die Messwerte.

Die Werte bei gleichen Temperaturen sinken in dem Maße, wie es bereits zu Abb. 6 erläutert wurde. Bei einer Temperaturerhöhung um 20°C im Vergleich zum Beginn der Messung stieg die Flankendifferenz um 2 Flanken. Durch das eben beschriebene alterungsbedingte Absinken der Flankendifferenz wäre auf 230 Minuten ein Absinken um 5 Flanken zu erwarten, die Temperaturerhöhung bewirkt also eine Erhöhung der Flankendifferenz um 7 Flanken, was in etwa einer Belastung von 44N entspricht. Da dies sehr nahe an der erlaubten Toleranz liegt, ist ein Temperatursensor zur Kompensation der Einflüsse notwendig, um verlässliche Ergebnisse zu erhalten.

4. Gehäusedesign

Neben dem Sensor war auch das Design des Gehäuses maßgebend. Eine Kapselfung des Sensorsystems ist notwendig, damit es desinfizierbar und gegen Manipulation geschützt ist. Es ergeben sich folgende Anforderungen an das Gehäuse:

- Hochprozentiger Anteil der Belastung muss direkt über den Sensor geleitet werden und darf nicht über den Rand des Gehäuses verloren gehen.
- Das Aufbringen einer gewissen Vorspannung muss möglich sein, um das nichtlineare Verhalten des Sensors im geringen Belastungsbereich zu kompensieren.
- Das Gehäuse muss stabil sein, unterhalb des Sensors ergibt sich bei einer Belastung von 1200N ein Druck von 63MPa.
- Die Belastung muss gerichtet sein. Auch wenn der Patient die Belastung schräg auf das Gehäuse aufbringt, muss mit dem Sensor doch die Absolutbelastung richtig gemessen werden.

Die Entwicklung des Gehäuses fand mittels Reverse Engineering unter Einsatz der 3D-Drucktechnologie statt: Nach ersten Vorüberlegungen, bei denen oben genannte Anforderungen miteinbezogen wurden, sofern bereits bekannt, wurde ein erster Prototyp konstruiert und per Finite Elemente Modell Analyse berechnet. Parallel dazu wurde in einem 3D-Drucker dieser Prototyp gefertigt. Aus den Tests mit Hilfe des Prototyps und der Analyse wurde das Produkt verbessert, erneut konstruiert und produziert. Dieser Schritt wurde im Laufe des Projekts vielfach wiederholt, da neue Erkenntnisse bei den Anforderungen auftraten, wie z.B. die neu geforderte nötige Vorbelastung des Sensors, und sich neue Beurteilungen aus den Tests der Prototypen ergaben.



Abb. 8: Exemplarisch ein Entwicklungsschritt des Gehäuses. Rechts ist die Berechnung der Druckverteilung zu sehen.

In Abb. 8 ist exemplarisch ein Entwicklungsschritt des Gehäuses zu sehen. Dargestellt ist hier der obere Teil des Gehäuses, der in der Mitte zu sehende Dorn drückt auf den Sensorkörper. Bei diesem Prototypen wurde allerdings, wie an-

hand der Berechnung rechts in einem FEM-Programm festzustellen ist, zu viel Kraft über das Gehäuse abgeleitet. Es waren insgesamt sechs Entwicklungsstufen notwendig, bis der passende Prototyp entwickelt wurde, der alle oben genannten Anforderungen erfüllte und der für die klinische Studie einsetzbar war.

5. Ausblick

Mit Hilfe des hier vorgestellten Sensors konnte ein kompletter Prototyp des Systems entwickelt werden, der den Anforderungen der Ärzte entspricht. Die geforderte Messgenauigkeit, die Zuverlässigkeit und der niedrige Energieverbrauch konnten erfüllt werden. Mehrere Prototypen befinden sich momentan in der klinischen Erprobung und werden von Patienten getestet.

Danksagung

Wir bedanken uns für die Förderung der Forschungsarbeiten mit Finanzmitteln durch das Bayerische Staatsministerium für Wirtschaft, Infrastruktur, Verkehr und Technologie und den VDI/VDE-IT im Rahmen des Projekts „MedLast“.

Literatur

- [1] Fischer, Hans; Hofmann, Hansgeorg; Spindler, Jürgen: Werkstoffe in der Elektrotechnik. Carl Hanser Verlag, München, 2007.
- [2] Hochleistungskeramik in der Piezotechnik. CeramTec, Multifunctional Ceramics Division, Broschüre.
- [3] Tichy, Jan; Erhart, Jiri; Kittinger, Erwin; Privratska, Jana: Fundamentals of Piezoelectric Sensorics. Springer Verlag, Berlin, 2010.

Kontakt

Sophie Engelsberger, Dipl.-Wirtschaftsing. (FH)
Hochschule für angewandte Wissenschaften Landshut
Am Lurzenhof 1
84036 Landshut
E-Mail: sophie.engelsberger@haw-landshut.de