

# Ein neues Konzept zur Knochendickemessung mittels optischer Strahlung

Regine Wolff<sup>1</sup> und Tim C. Lüth<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Lehrstuhl für Mikrotechnik und Medizingerätetechnik, Technische Universität München, München, Deutschland  
Kontakt: regine.wolff@tum.de

## Einleitung

In diesem Artikel wird ein neues Konzept zur Messung der Knochendicke mittels optischer Strahlung vorgestellt. Während der medizinischen Knochenbearbeitung, im dentalen Bereich durch Bohrer oder Laser oder im HNO Bereich durch Fräsen, besteht die Gefahr, dass sensible Strukturen wie Nerven, die im Knochen oder im darunter liegenden Weichgewebe verlaufen, verletzt werden können. Durch eine präoperative Bildgebung, wie beispielsweise der Computertomographie, kann ermittelt werden, wieviel Knochen abgetragen werden darf, bevor es zu einer Verletzung der Risikostrukturen kommt [1]. Die Ungenauigkeiten der Messung dünner Strukturen mit dem CT wurden jedoch verifiziert und sind in der Literatur dokumentiert [2, 3]. Auch fehlt dem Chirurgen während des Knochenabtrags die Information über die aktuell verbleibende Knochendicke.

Durch eine Messung der Knochendicke parallel zur Knochenbearbeitung - speziell bei nur noch wenig verbleibendem Knochen - könnte ein Durchbruch durch den Knochen verhindert werden. Ziel einer intraoperativen optischen Gewebeanalyse ist es, durch Einbringen von Lichtwellen, Informationen über das Gewebe zu erhalten. Hierbei spielen der Schwächungskoeffizient, der Absorptionskoeffizient und der Streukoeffizient des Gewebes eine Rolle [4]. Um eine solche Messung intraoperativ durchführen zu können, soll hier ein Konzept vorgestellt werden, mit dem die Knochendicke durch Bestrahlung mit optischer Strahlung (Licht oder infrarotes Licht) und der daraus resultierenden Reflektion bestimmt werden kann. Die Knochendicke, primär im Bereich von sehr dünnem Knochen, soll mittels der reflektierten optischen Strahlung ermittelt werden können. Ziel ist es ein Modul zu entwickeln, das an einem Instrument, beispielsweise einem Laserhandstück installiert werden kann. Mittels dieses Moduls soll optische Strahlung ausgesandt werden und über einen Detektor in diesem Modul die Reflektion gemessen und ausgewertet werden können. Die Bearbeitung des Knochens soll nicht für die Messung unterbrochen werden müssen.

## Methoden und Materialien

Zunächst wird die prinzipielle Machbarkeit dieses Konzepts untersucht. Hiermit wird nachgewiesen, ob und für welche Knochendicken sich relevante Unterschiede im reflektierten Anteil des Lichts ergeben. Nach dem Nachweis der Machbarkeit wird untersucht, wie das Reflexionsverhalten von unterschiedlich dicken Knochen bei unterschiedlichen Wellenlängen des eingestrahelten Lichts ist - mit der

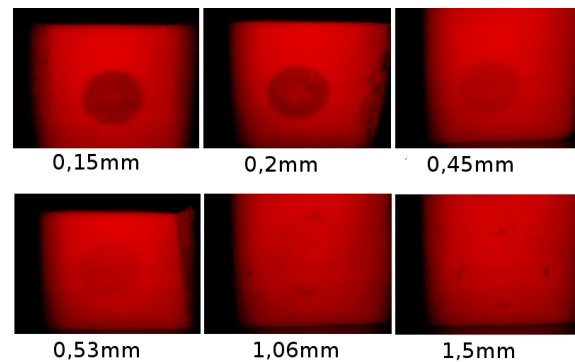
Fragestellung ob bestimmte Wellenlängen besser zur Messung geeignet sind als andere.

## Aufbau

Um die hierfür benötigte Strahlung im Bereich von 400nm bis 2000nm zu erzeugen, wurde ein Monochromator verwendet. Dieser zerlegt mit Hilfe von Gittern die Strahlung einer weißen Lichtquelle in quasi-monochromatisches Licht. Die Knochenproben wurden der monochromatischen Strahlung ausgesetzt und die Reflektion der Proben wurde mit einem infrarotempfindlichen Sensor aus der gleichen Richtung, aus der auch die Bestrahlung erfolgte, aufgenommen. Die Proben wurden aus dem Oberschenkelknochen eines Rindes erstellt. Sie besaßen jeweils eine Dicke von 3mm, jedoch mit unterschiedlich tiefe Ausfräsung zwischen 0,15 mm und 1,5 mm.

## Durchführung

Die Knochenproben wurden im ersten Schritt mit einer Wellenlänge von 685nm nacheinander bestrahlt und die Reflektion mit einer Kamera (SCB12 der Firma WOLFFVISION) aufgenommen.



**Abb. 1:** Reflektion bei unterschiedlicher Knochendicke

Die Bilder, die bei der Bestrahlung der unterschiedlichen Knochendicken der ersten Knochenprobe entstanden sind, sind in Abbildung 1 zu sehen. Die aufgenommenen Bilder wurden hinsichtlich ihrer Intensität analysiert. Um die gemessenen Werte vergleichen zu können, wurde jeweils der Mittelwert der farbgemittelten Intensitäten im Bereich einer Region of Interest (ROI) berechnet. Sei

$$\Omega := \{(x, y) \in \mathbb{N} \times \mathbb{N} \mid 1 \leq x \leq b, 1 \leq y \leq h\}$$

die Menge aller Pixel des Bildes mit der Breite  $b$  und der Höhe  $h$ . Sei hier vereinfacht angenommen, dass sich die

(ROI) mit einer Breite von  $b_{ROI} = 200$  Pixel und einer Höhe von  $h_{ROI} = 200$  Pixeln immer in der Mitte des Bildes befindet. Dann gilt

$$ROI = \{(x,y) \in \Omega \mid \frac{b-b_{ROI}}{2} \leq x < \frac{b+b_{ROI}}{2}, \frac{h-h_{ROI}}{2} \leq y < \frac{h+h_{ROI}}{2}\}$$

Für die Farbwerte gilt

$$I(x,y) := \begin{pmatrix} r_{x,y} \\ g_{x,y} \\ b_{x,y} \end{pmatrix} \in N^3 \quad \forall (x,y) \in \Omega$$

mit  $N := \{n \in \mathbb{N} \mid 0 \leq n \leq 255\}$

Die Intensitätswerte (Grauwerte) in dem Bereich werden definiert durch

$$I_{grey}(x,y) := \frac{r_{x,y} + g_{x,y} + b_{x,y}}{3} \in N \quad \forall (x,y) \in \Omega$$

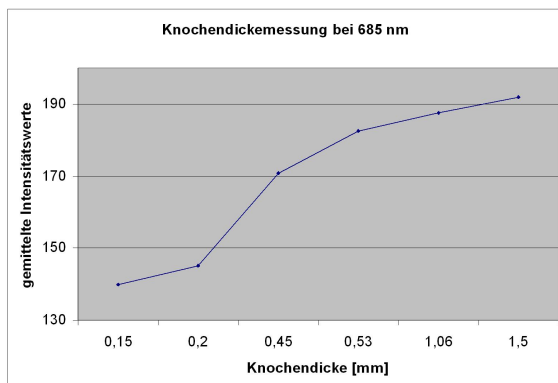
Um die Bilder vergleichen zu können wurden die Mittelwerte der Intensitätswerte berechnet durch

$$I_{grey,mean} := \frac{\sum_{(x,y) \in ROI} I_{grey}(x,y)}{b_{ROI} \cdot h_{ROI}}$$

Im zweiten Schritt wurde mit vier prägnanten Knochendicken - 0,36mm, 0,49mm, 0,98mm und 1,10mm – der Einfluss der unterschiedlichen Wellenlängen untersucht. Auch hier wurde die reflektierte Strahlung aufgenommen und ihre gemittelten Intensitäten im Bereich einer ROI miteinander verglichen.

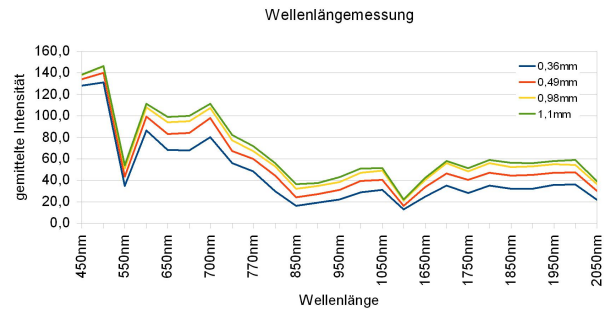
## Ergebnisse

In Abbildung 2 ist der gemessene Intensitätsverlauf bei einer Knochenprobe dargestellt. Auf der x-Achse sind die Knochendicken aufgetragen, auf der y-Achse die gemittelten Intensitäten im Bereich der ROI. Man sieht deutlich den Anstieg der gemittelten Intensitäten bei einem Anstieg der Knochendicke.



**Abb. 2:** Intensitätsverlauf bei zunehmender Knochendicke

Die ersten Ergebnisse der Messungen zur Reflektion bei unterschiedlichen Wellenlängen sind in Abbildung 3 dargestellt. Bei der geringsten Knochendicke (unterste Linie) sind die Intensitäten, wie durch den vorhergehenden Versuch zu erwarten, am niedrigsten, bei der höchsten Knochendicke (höchste Linie) sind sie am höchsten. Der größte Abstand zwischen den einzelnen Kurven ist im Bereich von rotem Licht (650nm - 750nm) und im infraroten Bereich (1800-2000nm) zu sehen.



**Abb. 3:** Intensitätsverlauf bei unterschiedlicher Knochendicke im zunehmenden Wellenlängenbereich

## Diskussion

Die bisher durchgeführten Messungen lassen darauf schließen, dass anhand eines Unterschieds in der Knochendicke auch ein wirklich erkennbarer Unterschied in den Reflektionsbildern ermittelt werden kann. Dies gilt insbesondere für Knochendicken kleiner als 1,5mm - die relevante Knochendicke, wenn man einen Durchbruch zu Risikostrukturen vermeiden will. Als Ergebnis der Messungen in unterschiedlichen Wellenlängenbereichen ist der rote Bereich des sichtbaren Lichts sowie der nahe infrarote Bereich am vielversprechendsten. Die ersten Ergebnisse sollen in weiteren Versuchen untersucht werden.

## Schlussfolgerungen

Es wurde gezeigt, dass mit der Messung der Reflektion von optischer Strahlung Rückschlüsse auf die verbleibende Knochendicke gezogen werden können. Die Zusammenhänge zwischen den gemessenen Intensitätswerten und der Knochendicke müssen nun an weiteren Proben gemessen werden um die Auswirkungen unterschiedlicher Knochenstrukturen zu verifizieren.

## Literatur

- [1] ALMOG, D.M. ; ROMANO, P.R.: CT-based dental imaging for implant planning and surgical guidance. In: *N.Y.State Dent.J* 73 (2007), Nr. 1, S. 51–53
- [2] NEWMAN, D.L. ; G.DOUGHERTY ; OBAID, A. A. ; HAJRASY, H. A.: Limitations of clinical CT in assessing cortical thickness and density. In: *Phys.Med.Biol* 43 (1998), Nr. 3, S. 619–626
- [3] V.GILSANZ, T.N. H.: Evaluation of cortical bone by computed tomography. In: *Bone Miner Res.* 11 (1996), Nr. 10, S. 1518–25
- [4] DÖSSEL, O. (Hrsg.): *Optische Tomographie in Bildgebende Verfahren in der Medizin.* Springer, 2000

## Danksagung

Wir möchten uns bei der Dr. Johannes Heidenhain-Stiftung für die Förderung der Machbarkeitsstudie zur Messung von optischen Hartgewebeparametern recht herzlich bedanken. Außerdem ein Dankeschön an A. Savic für die große Hilfe.