



1 Einleitung

Die Evolution führte durch Spezialisierung und Perfektionierung des Aufbaus von Organismen zu einer Anpassung an die gegebenen Umgebungsbedingungen. Diese Spezialisierung erstreckt sich auf alle Lebensformen und reicht von Mikroorganismen, die aufgrund ihres Aufbaus den hohen Umgebungsdrücken der Tiefsee trotzen, bis hin zu Riesenmammutbäumen, die gegen Waldbrände und Stürme über mehrere tausend Jahre bestehen. Der Mensch macht seit Urzeiten von diesen Eigenschaften Gebrauch. Zunächst wurden nur die offensichtlichen Eigenschaften der Knochen, wie Härte und Biegefestigkeit genutzt, um beispielsweise Messer herzustellen. Mit dem Beginn des technischen Zeitalters und den damit einhergehenden verbesserten Bearbeitungs- und Produktionsmethoden kam es zu einer zunehmenden Abkopplung der technischen Entwicklung von der Natur. Die gebogenen und flexiblen Strukturen der Natur wurden durch gerade Linien und starre Materialien ersetzt, die einfacher zu fertigen sind und trotzdem die gewünschten Eigenschaften erfüllen [1]. Mit verbesserten Analyseverfahren und einem Umdenken in vielen Forschungszweigen ist man zu der Ansicht gelangt, dass die Funktionen und Bauweisen der Natur den technischen in vielen Bereichen überlegen sind. Neue Fertigungsverfahren ermöglichen es zudem, die komplexen Strukturen der natürlichen Vorbilder in technischen Maßstäben nachzuahmen.

Seit ungefähr 70 Jahren hat sich Biomimetik als Wissenschaft an der Schnittstelle zwischen Biologie und Technik etabliert [2, 3]. Den Begriff Biomimetik, der sich aus dem griechischen *bios* (Leben) und *mimetikos* (imitieren) zusammensetzt, wurde in den 50er Jahren des 20sten Jahrhunderts durch den Amerikaner Otto Schmitt geprägt [4]. In diesem Forschungszweig werden biologische Objekte analysiert, um diese Erkenntnisse in künstliche Strukturen oder Methoden umzusetzen, die den angestrebten Eigenschaften entsprechen. Dieses Lernen von der Natur ist interdisziplinär und erstreckt sich über naturwissenschaftliche, technische und medizinische Wissenschaften.

Orthopädische Implantate bestehen heute zum großen Teil aus Edelstahl- und Titanlegierungen, sowie keramischen und polymeren Werkstoffen. Sowohl die Form der Implantate als auch die Werkstoffe wurden stetig verbessert und den Einsatzbedingungen angepasst. So liegt heute beispielsweise die Ausfallwahrscheinlichkeit für Knieendprothesen nach 10 Jahren Implantation bei unter 10 % [5]. Grund für das Versagen der Prothesen ist häufig eine Lockerung der Implantate aufgrund von Verschleißerscheinungen und Abrieb. Untersuchungen zu Hüftendprothesen zeigten ebenfalls eine durchschnittliche 10-Jahres-Überlebensrate von über 90 %, wobei jedoch auch Raten von 70 % bei jün-

geren, aktiveren Patienten beobachtet werden [6]. Diese 10-Jahres-Überlebensraten der Implantate sind aus medizinischer und medizintechnischer Sicht noch nicht ausreichend. Es gibt deshalb Bestrebungen neuartige Materialien zu entwickeln, die den Belastungen während der Bewegung des Körpers standhalten. Ein idealer Implantatwerkstoff muss dieselben Festigkeits-, Elastizitäts- und Brucheigenschaften wie Knochen aufweisen, damit es weder zu „stress shielding“ und dem damit einhergehenden Knochenschwund noch zu unerwünschtem Bruch durch ungenügende Festigkeit des Implantatmaterials bei einer angemessenen Flexibilität kommt.

Zur Entwicklung neuer Werkstoffe mit den gewünschten Materialeigenschaften gibt es verschiedene biomimetische Forschungsansätze [7, 8]. Ein neuartiger Versuch zur Herstellung eines biomimetischen Werkstoffes, der mechanische Eigenschaften wie Knochen aufweist, ist die Verwendung perlmuttähnlicher Strukturen.

Ähnlich dem lamellaren Aufbau der Osteonenstruktur von Knochen hat Perlmutter einen schichtartigen Aufbau, der jedoch aus keramischen, plättchenförmigen Nanopartikeln besteht, die durch eine polymere Komponente zusammengehalten werden. Sie sind ähnlich einer Ziegelmauer regelmäßig aufeinander geschichtet, wie in Abbildung 1.1 dargestellt. Die organischen Bestandteile fungieren zwischen den Plättchen als eine Art „Mörtel“. Die Bruchzähigkeit von Perlmutter ähnelt der von kortikalem Knochen bei höherem Elastizitätsmodul [9]. Risse werden in diesem Schichtaufbau durch Energiedissipation beim Übergang von einer Schicht in die nächste und durch härtende Maßnahmen aufgrund von rissüberbrückenden Kollagenfasern in ihrer Ausbreitung behindert. Dieses dem Knochen ähnelnde Bruchverhalten ist für Implantat- bzw. Knochenersatzmaterialien erstrebenswert [10, 11].

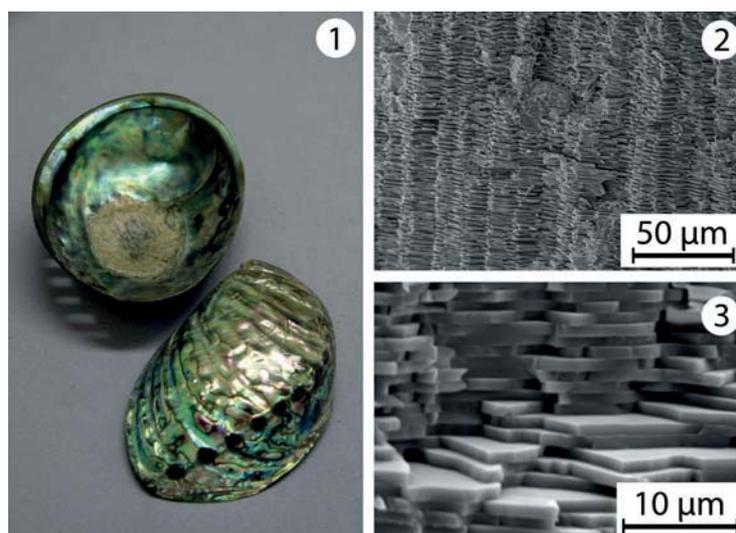


Abbildung 1.1: Perlmutter. (1) Perlmutter in der Schale eines Seeohrs; (2) und (3) REM-Aufnahmen der regelmäßigen Schichtstruktur des Perlmutter.

Es gibt Bestrebungen die Schichtstruktur des Perlmutter auf künstlichem Wege nachzuahmen. In Zusammenarbeit mit Projektpartnern des Teilprojektes D9 im Sonderforschungsbereich 599 „Zukunftsfähige, bioresorbierbare und permanente Implantate aus metallischen und keramischen Werkstoffen“, wurden Verfahren und Materialien zur Charakterisierung des Perlmutter und zur Herstellung perlmuttähnlicher Schichtstrukturen entwickelt und angewandt [12].

Die Methode der gerichteten Erstarrung bietet die Möglichkeit poröse Strukturen herzustellen, in denen die Poren linear ausgerichtet sind. Hierbei werden Partikel in einer wässrigen Suspension durch definierte Eiskristallbildung in die Form der finalen Struktur gepresst. In dieser Arbeit soll untersucht werden, ob es möglich ist, die Methode der gerichteten Erstarrung zu nutzen, plättchenförmige Keramikpartikel über weite Strecken (≥ 50 mm), parallel zueinander auszurichten um perlmuttähnliche Strukturen herzustellen. Des Weiteren soll gezeigt werden, dass durch Befüllen der erzeugten, porösen Struktur mit einer polymeren Komponente ein Kompositmaterial entsteht, dessen mechanischen Eigenschaften über denen der Ausgangsmaterialien liegen.

Als Ausgangsmaterialien werden Aluminiumoxid (Al_2O_3) in Plättchenform, Chitosan zur Stabilisierung der Schichtstruktur und Polymethylmethacrylat (PMMA) als polymerer Bestandteil der Schichtstruktur eingesetzt. Durch Anpassen der Prozessparameter, des Prozessaufbaus und der Ausgangssuspensionen sollen Schichtstrukturen im mikroskaligen Bereich erzeugt werden, die anschließend mit PMMA aufgefüllt werden. Aufgrund der Wahl technischer Werkstoffe und der Nachahmung der natürlichen Perlmutterstruktur sollen auf diese Weise Materialien erzeugt werden, die die Bruchzähigkeit von Knochen haben und als Implantat- oder Knochenersatzmaterial verwendet werden können.



2 Stand der Technik

2.1 Perlmutter

Weichtiere oder Mollusken besitzen in den meisten Fällen eine Schale, die als primärer Schutz der weichen Körper dient. Sie muss Schläge durch Fressfeinde und Umgebungsbedingungen abhalten. Zum Großteil besteht die Schale aus keramischen Phasen und in geringen Anteilen (0,1 - 5 Vol.-%) aus Biopolymeren, insbesondere Proteinen. Bei allen Molluskengruppen ist die Schale ähnlich aufgebaut und weist eine einheitliche, hierarchische Struktur auf. Dieser hierarchische Kompositaufbau ist für die Stabilität und Zähigkeit der Schale verantwortlich. Allein betrachtet sind die anorganischen Komponenten sehr spröde und brüchig. Durch den strukturierten Aufbau der Schale, in Verbindung mit dem Biopolymer, liegt jedoch ein Biokomposit vor, dessen mechanischen Eigenschaften um ein vielfaches höher liegen, als die der einzelnen Komponenten [13–15].

2.1.1 Zusammensetzung und Aufbau

Perlmutter ist Bestandteil der Muschelschale, wie sie in Abbildung 2.1 schematisch für eine Abalone (*Haliotis*) dargestellt ist. Der keramische Bestandteil der Schale besteht aus Calciumcarbonat (CaCO_3), das in einer äußeren Schicht in seiner Modifikation Calcit¹ und in einer inneren Schicht als Aragonit² vorliegt.

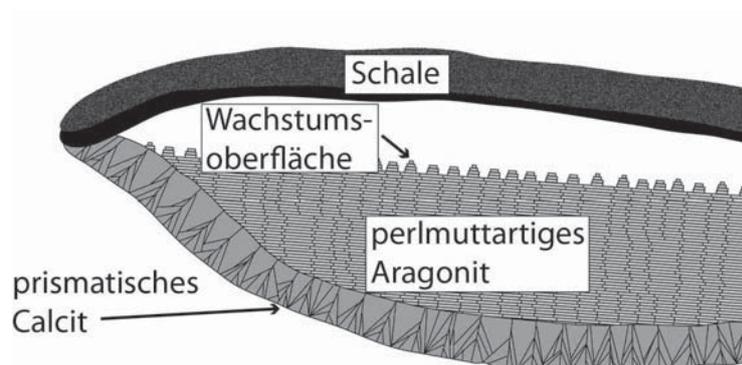


Abbildung 2.1: Schematischer Aufbau einer Abalone-Schale mit einer prismatischen Calcit- und einer inneren, perlmutterartigen Aragonitschicht (nach [16]).

¹Trigonale Kristallstruktur

²Rhombische Kristallstruktur