

# $\mu$ CT begleitete in-situ Druckversuche an spongiösem Knochen - Vergleich(ende Bestimmung) des experimentellen und simulierten Verschiebungsfeldes mit der simulierten internen Spannung.

Bernhard ILLERHAUS<sup>1</sup>, Elke KUNISCH<sup>2</sup>, Raimund KINNE<sup>2</sup>

<sup>1</sup> BAM Bundesanstalt für Materialforschung und -prüfung, Unter den Eichen 87, 12205 Berlin

<sup>2</sup> AG Experimentelle Rheumatologie Lehrstuhl für Orthopädie, Universitätsklinikum Jena, Klosterlausnitzer Str. 81, D-07607 Eisenberg

Kontakt E-Mail: [bernhard.illerhaus@bam.de](mailto:bernhard.illerhaus@bam.de)

**Kurzfassung.** Untersuchungen haben gezeigt, dass sich ältere Schafe gut als Modell für die minimalinvasive Behandlung von Osteoporose eignen [1]. Um einen Behandlungseffekt nachzuweisen, wird dabei unter anderem die Belastungsfähigkeit des Knochens durch Druckversuche an kleinen Zylindern aus den behandelten und unbehandelten Knochen bestimmt. Diese hatten hier einen Durchmesser von 10 mm und eine Höhe von 13 mm. Für den in-situ Druckversuch wurde eine Deben CT5000 verwendet. In einer Serie von Druckerhöhungen wurden die Proben jeweils tomographiert. Dabei ergab sich zunächst, dass mit der  $\mu$ CT innerhalb der Knochen im oberen und unteren Bereich schon Brüche nachgewiesen werden können, obwohl die gemessene Kraftaufnahmekurve keine Unstetigkeit zeigt. Deswegen wurden die starren Probenaufnehmer der Deben Anordnung durch bewegliche Aufnehmer ergänzt, die eine leichte Verkippung der belasteten Oberflächen ausgleichen können. Ein Vergleich der gemessenen und der aus den  $\mu$ CT-Daten berechneten Verschiebungsfelder ergab trotz der komplexen Struktur der Knochen gute Übereinstimmungen. Diese Verschiebungen wurden dann mit den aus den  $\mu$ CT Daten simulierten mechanischen Druckversuchen, Von-Mise-Spannungen und daraus berechneten Verschiebungen verglichen. (VGStudioMax Simulation).

## 1. Einführung

Mit zunehmender Häufigkeit von in-situ CT Versuchen stößt die reine Beobachtung der Veränderung der Probe an ihre Grenzen und Informationen über Funktionszustand und Mikrostruktur der Proben sind von großem Interesse. Dabei sollten aus den berechneten Verschiebungen bzw. den Korrelationen zwischen verschiedenen Lastzuständen unter Einsatz von digital volume correlation (DVC) Programmen weitergehende Schlüsse gezogen werden. Bei den verfügbaren DVC Programmen existieren momentan noch deutliche Un-



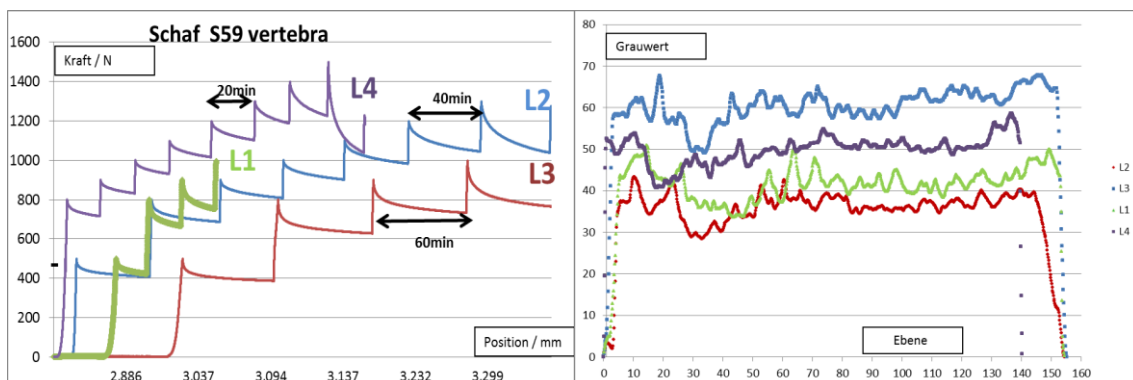
terschiede bezüglich ihrer Leistungsfähigkeit, der Eignung für bestimmte Proben, der Möglichkeit zur Berechnung der Parameter aus den Daten (vom Bild zur Zahl) sowie der Übereinstimmung der gemessenen mit den simulierten Daten. Für Untersuchungen zur Wirksamkeit von Verfahren gegen den Knochenverlust durch Osteoporose wird insbesondere in der Wirbelsäule das „large animal model sheep“ für prä-klinische Untersuchungen eingesetzt [1]. Dabei werden nach einem minimal invasiven Operationsverfahren und einer Beobachtungszeit von mehreren Monaten die Wirbelknochen entnommen und eingefroren. Dies ermöglicht eine strukturelle Untersuchung mit  $\mu$ CT [2] und einen anschließenden Drucktest zur Bestimmung der Knochenfestigkeit [3,4].

## 2. Proben in der in-situ-CT

**Tabelle 1.** Proben und Belastung

Schaf / Wirbel	Bild Nr.	Kraft / N
T18 / L1	0627-0635	20-1450
T18 / L2	0643-0649	20-1300
T18 / L3	0650-0657	20-1400
T18 / L4	0636-0642	25-1300
S59 / L1	0966-0971	5-993
S59 / L2	0950-0955	5-1000
S59 / L3	0956-0965	5-1276
S59 / L4	0972-0981	5-1550

Für die in-situ Drucktests während der  $\mu$ CT wurden von zwei Schafen jeweils die lumbalen Wirbel L1 bis L4 ausgewählt. Die Tests wurden mit einer GE-VTomex 300 CT Anlage und der Deben 5000 N Zug-Druck Belastungseinheit durchgeführt. Die Knochenproben waren Spongiosa-Zylinder aus dem Zentralbereich der Wirbelkörper (Durchmesser: 10 mm; Höhe: 15 mm). Gemessen wurde mit 100k V, 160  $\mu$ A, ohne Vorfilter, bei 1200 Projektionen mit je 1 bis 4 Sekunden Meßzeit. Der Abstand zwischen Quelle und Detektor war auf 800 mm begrenzt. Bei größtmöglicher Annäherung ergab sich eine Voxelgröße von 15  $\mu$ m. Bei den Druckversuchen wurde zunächst der Stempel solange angehoben bis eine Andruckkraft von 5 N (bzw. in einigen Fällen 20 N) erreicht war. Die nächsten Stufen waren dann 500 N, 800 N und anschließend Steigerungen von jeweils 100N bis zum Bruch der

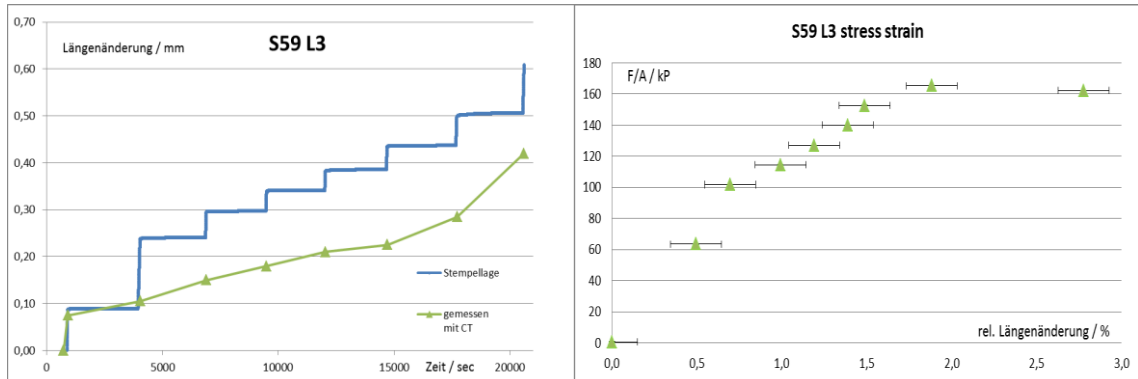


**Abb. 1.** Links: Kraft-Weg-Diagramme der einzelnen Wirbelknochen L1 bis L4 von S59; Rechts: CT-Dichte schichtweise über die jeweilige Höhe in der Probe gemittelt; Farbcodierung der Kurven für L1 bis L4 wie in der linken Abb.

Probe. Abbildung 1 links zeigt die aufgezeichneten Kraft-Weg-Diagramme.

Aus den CT-Aufnahmen im unbelasteten Zustand wurde die relative Knochendichte ermittelt (Abb.1, rechts). Dabei zeigten die Wirbelkörper L1 bis L4 eine Schwankung des mittleren Werts zwischen 35 und 60 „arbitrary units“ (a.u.). Andererseits war im Mittel kein kla-

rer Unterschied zwischen dem unteren (Ebene 0) und oberen Teil des Knochenzylinders (Ebene 150) zu erkennen, obwohl sich im oberen Bereich eine Knochenaussparung für eine Vene sowie ein angrenzender verstärkter Knochenbereich befinden. Der Vergleich der Abb. 1 links und rechts scheint mit Ausnahme der Kurven für L2 auf ein früheres Versagen bei geringerer gesamter Knochendichte hinzuweisen.

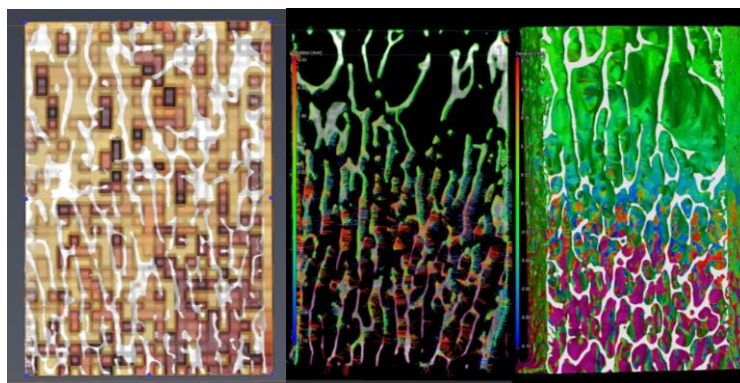


**Abb. 2.** Links: Kraft-Weg-Zeit-Diagramm des Wirbels L3;  
Rechts: Stress-strain Kurve für L3 aus den CT-Daten

Abb. 2 links zeigt das Kraft-Weg-Zeit-Diagramm für den Wirbel S59L3. In den CT-Bildern wurde dazu jeweils die effektive Länge der Probe auf jeder Druckstufe gemessen (Genauigkeit von 1 Voxel auf jeder Seite: 15 µm). Die mit der CT gemessene Länge (grün) unterscheidet sich ab 800 N deutlich von der durch den Verfahrenweg der Deben gemessenen Länge (blau). Bei diesem Druck sind evt. kleinere Unebenheiten des Randes der Probe zerstört worden. Abb. 2 rechts zeigt das aus Werten des Kraft-Weg-Diagramms entwickelte Stress-strain-Diagramm, mit einem für ein sprödes Material typischen Verlauf.

### 3. Digitale Volumen Korrelation (DVC) und Simulation

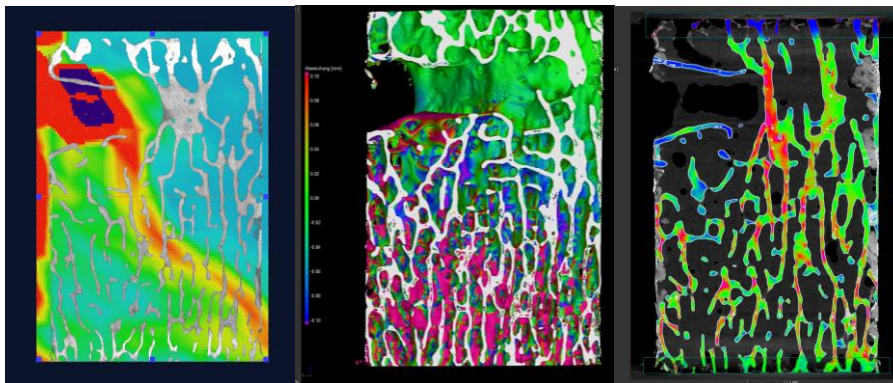
Die untersuchten Spongiosa-Zylinder erscheinen durch ihre hohe Strukturierung für die Berechnung der Verschiebung und der daraus abzuleitenden Kompression sehr gut geeignet, andererseits entstehen aber Probleme bei der Berechnung einer Korrelation daraus, dass die Knochenstege selbst kaum strukturiert sind und die Hohlräume dazwischen nicht berechnet werden können.



**Abb. 3** Probe S59L3 Berechnung des Soll-Ist-Vergleichs:  
links AVIZO, Schnitt in X-Z Ebene,  
Mitte und rechts VGStudioMax: Schnitt in Y-Z Ebene, sowie angeschnittene 3D-Darstellung.

Drei der getesteten DVC Programme berechnen die Korrelation von zwischen kubischen Voxelpaketen. Dabei kann die Anzahl der möglichen Pakete begrenzt sein (z. B. Avizo auf 1000 Punkte, welches eine Größe von  $100^3$  Voxeln als kleinstes Paket in einem  $1000^3$  Voxel enthaltenden Bild bedeutet). Die Verschiebung zwischen den, z. B. durch Druckbelastung verschobenen, berechneten Punkten wird dann interpoliert.

Dieses Verfahren ist für homogene, duktile Werkstoffe geeignet, nicht aber für die hier gezeigten hoch strukturierten Proben. Abb. 3 zeigt die Berechnungen von Avizo und VGStudio Max im Vergleich. Im Bild ganz links ist die berechnete Verschiebung in den Quadraten durch die Helligkeit skaliert (je dunkler, je höher die Verschiebung). Auffallend ist, dass einige Quadrate in einem Bereich ohne Knochen zu Ausreißern führen. Wählt man die Quadrate größer, können allerdings lokale Verschiebungen nicht mehr wiedergegeben werden. Hinzu kommt, dass bei einer größeren Anzahl von Vergleichsvolumina die Grenze der Rechnerkapazität erreicht wird, da intern mit 64 bit gerechnet wird, diese Genauigkeit aber in Bezug auf die Verschiebung einzelner Knochenvoxel nicht erreicht werden kann. Durch den relativ großen Bereich ohne Knochenmaterial im oberen linken Bereich der Probe ergibt sich so eine interessante, aber evt. fehlerhafte Berechnung der Spannung. So wird im Hohlraum ein fiktives Ergebnis (blau) angezeigt und beeinflusst dadurch die korrekt berechneten Bereiche (rot), obwohl im Hohlraum die Verschiebung nicht berechnet werden kann. (Abb. 4 links).

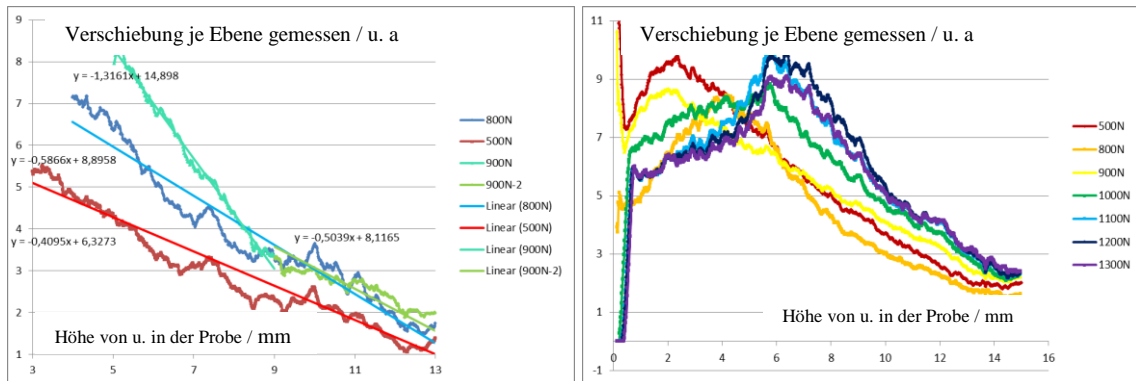


**Abb. 4** Berechnete Spannungen für Probe T18L1:  
links AVIZO, rechts VGStudioMax.  
Mitte mit VGStudioMax gemessenes Verschiebungsfeld,.

Eine andere Möglichkeit besteht darin, dass man versucht die Verschiebung der *Oberfläche* zu berechnen. VGStudio Max bietet dazu die Funktion des „Soll-Ist-Vergleichs“ (Abb. 4). Dazu müssen die CT Aufnahmen zunächst gegeneinander registriert (Funktion in VGStudio) werden, in dem ein Bereich beider Messungen als unverändert angenommen wird. Da bei dem Deben 5000 der Druckstempel von unten wirkt, wurde dafür jeweils ein Bereich im oberen Anteil der Probe definiert. Bei dem anschließenden Soll-Ist-Vergleich wird die berechnete Verschiebung (im Vergleich zur unbelasteten Probe gemessen) in Falschfarben kodiert, wobei die Pfeillänge den Betrag und die Farbe (blau oder rot) die negative oder positive Richtung, gemessen zum Richtungsvektor der Oberfläche, anzeigt. Um die Rechenzeit zu beschränken, wurde die maximal zu berechnende Verschiebung auf  $\pm 0,2\text{mm}$  beschränkt.

Trägt man den Anteil aller roten und blauen Voxel aus den 3D Bildern der Verschiebung, wobei die Konturvoxel nicht berücksichtigt werden, gegen die Höhe in der Probe auf, so ergibt sich ein Maß für die bei dem jeweiligen Druck erzeugte Verschiebung. In Abb. 5 ist dies links für den Wirbel S59L2 aufgetragen. Dieser hatte die geringste Knochendichte der Wirbelkörper L1 bis L4. Die bei den Druckstufen 500N und 800N zeigen ein lineares Verhalten, d. h. die gesamte Probe wird homogen komprimiert. Bei der Stufe 900 N wird der

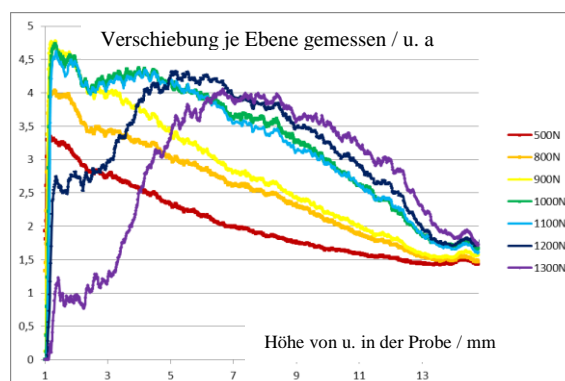




**Abb. 5.** Druckabhängige Verschiebung, Links: S59L2, Rechts S59L3

untere Bereich der Probe dann stärker komprimiert. Der Proben-Bereich zwischen 9 mm und 13 mm dann zeigt ein stark unterschiedliches Verhalten mit einer anderen Linearität in im oberen Bereich der Probe, der Bruch sollte im Bereich des Übergangs der verschiedenen Steigungen liegen. Die Probe S59L3 (Abb. 5 rechts) ist die Probe mit der größten Knochendichte (s. Abb. 1 rechts). Hier ergab sich die Besonderheit des Unterschiedes zwischen der am Joch der Deben5000 und der im CT-Bild gemessenen Längenänderung der Probe (Abb. 2). Dadurch kann die Kurve von 500N in Abb. 5 rechts oberhalb der Kurve von 800N liegen (eine vorher aufgebaute Belastung auf einen kleinen Bereich verteilt sich auf die ganze Probe). Ansonsten ist bei dieser Probe eine kontinuierliche Zunahme der Verschiebung über die gesamte Länge der Probe bis zum Bruch sichtbar: die Steigung der jeweiligen Kurven nimmt zu, die Kurve der Messung nach dem Bruch (festgestellt durch schnell abnehmende Kraft an der Deben5000) liegt unter der vorigen. Die Probe mit der größten Bruchlast S59L4 zeigt in der Abb. 6 für 500N bis 1000N eine kontinuierlich zunehmende Verschiebung, da die Steigungen mit der Kraft zunehmen. Die Kurven für 1100N und 1200N ergeben nur noch eine geringe Zunahme der Verschiebung. Bei 1300N ist der Bruch schon erfolgt (aus der Deben5000). Das Maximum in den einzelnen Kurven entsteht durch die Beschränkung der Verschiebung auf maximal  $\pm 0,2$ mm, darüber hinausgehende Verschiebungen werden also nicht gezählt. Daher ist nur der Bereich rechts vom Maximum zu interpretieren.

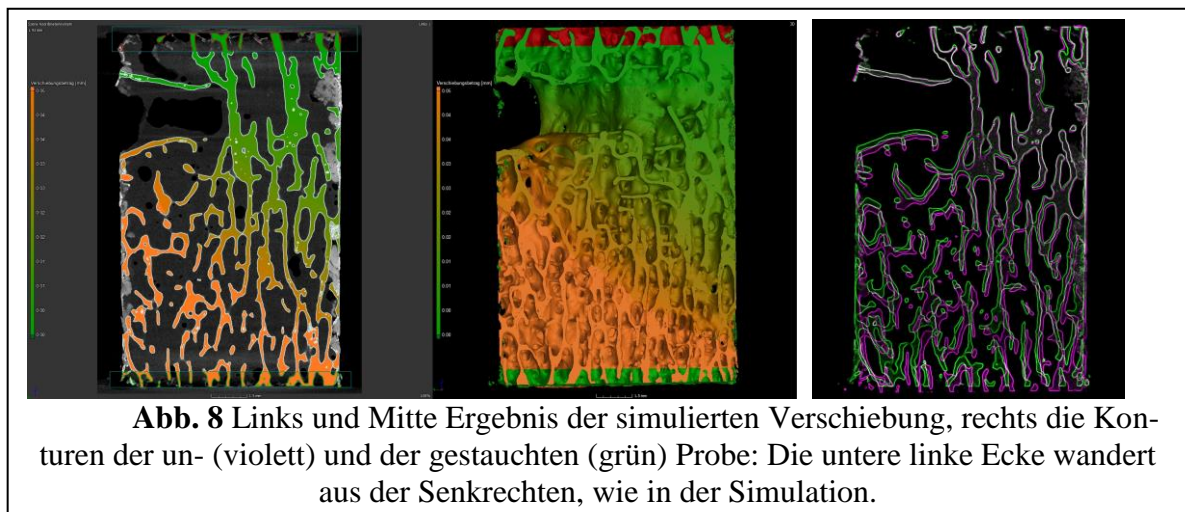
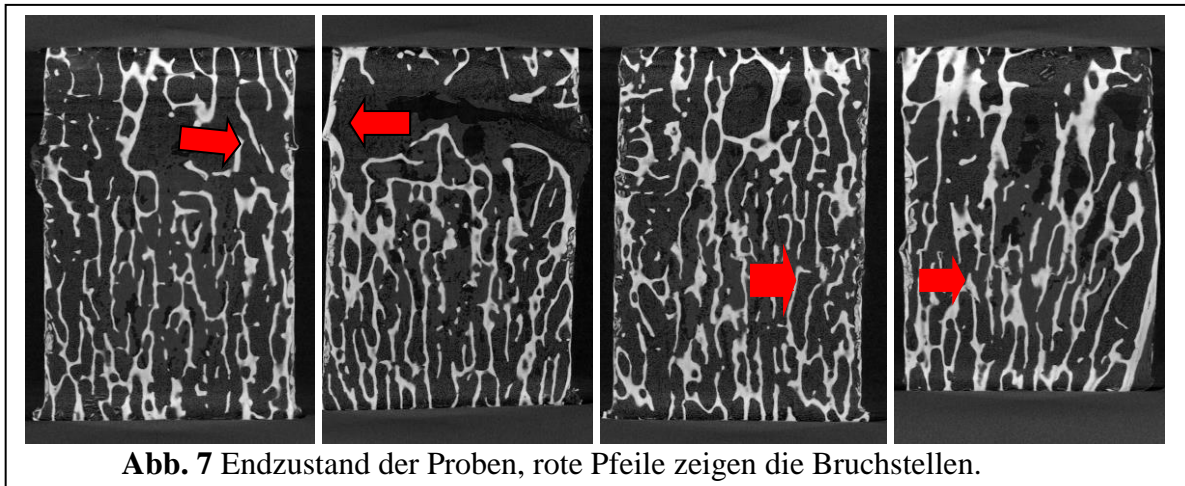
Auch beim Bruchverhalten zeigen die Proben L1/L2 und L3/L4 ein unterschiedliches Verhalten. Während bei L1/L2 der Bruch im Bereich des Kanals verläuft, liegt er bei den anderen im mittleren, homogenen Bereich (Abb. 7; s. Pfeile; es ist die tatsächliche Länge der Probe beim Abbruch des Versuchs unabhängig von der Maximal-Last gezeigt.)



**Abb. 6** Druckabhängige Verschiebung: S59L4.

Die oben in Abb. 4 rechts gezeigte Simulation eines Druckversuches wurde mit einer Zusatzfunktion in VGStudioMax erzeugt. Die Simulation erfolgt dabei auf Basis der Grauer-

te des gemessenen CT Bildes in jedem zweiten Voxel der Probe. Die erhöhte Belastung des senkrechten Knochenteils (rot) im Gegensatz zum waagerechten (blau) wird sehr gut wiedergegeben. In dieser Simulation kann daraus die unter Belastung entstehende Verschiebung berechnet werden. Für die hier gezeigte Probe T18L1 ergibt sich daraus die Abb. 8 mit grünen, als unverschoben vorhergesagten Bereichen und ansteigend orange gefärbten Bereichen mit einer vorhergesagten zunehmenden Verschiebung. In der Abb. 8, ganz rechts ist ein Vergleich zwischen den Konturen vor und nach Abschluss der Druckbelastung gezeigt, der trotz der sehr komplexen Knochen-Struktur eine gute Übereinstimmung mit den in Abb. 8 links und Mitte gezeigten, simulierten Verschiebungen aufweist.



## 4. Ergebnis

Die Ergebnisse belegen, dass in einem unkontrollierten Drucktest unerkannte Fehler mit einer deutlichen Erhöhung der Unsicherheit auftreten können. Für Knochenproben wäre daher eine DVC Software wünschenswert, die Berechnungen auf der Basis von bekannten Oberflächen und eine detaillierte Ausgabe der Daten ermöglicht. Die hier gezeigten Auswertungen deuten aber bereits darauf hin, dass das mechanische Versagen in unterschiedlicher Höhe der Proben evt. durch die unterschiedliche Knochendichte in verschiedenen Bereichen der Gesamtprobe erklärt werden kann.

## Referenzen

- [1] M. Bungartz et al. "First-time systematic postoperative clinical assessment of a minimally invasive approach for lumbar ventrolateral vertebroplasty in the large animal model sheep", *The Spine Journal*, Vol. 16, pp. 1263-1375, 2016.
- [2] B. Illerhaus et al. "Micro Computer Tomography ( $\mu$ CT) Set-Up for Long-Term Serial Measurements, Image Evaluation, and Subsequent Compressive Strength Tests on Frozen Sheep Vertebrae for Osteoporosis Research.", *DGZfP Proceedings of the WCNDT2016*, Vol. BB 158. 2016.
- [3] S. Maenz et al., "Enhanced bone formation in sheep vertebral bodies after minimally invasive treatment with a novel, PLGA fiber-reinforced brushite cement." *The spine journal* 17, pp. 709-719, 2017.
- [4] M. Bungartz et al. "GDF5 significantly augments the bone formation induced by an injectable, PLGA fiber-reinforced, brushite-forming cement in a sheep defect model of lumbar osteopenia", *The Spine Journal*, Vol. 17. 2017, pp. 1685-1698.