

Tomoelastographie der nativen Niere – regionale Unterschiede und physiologische Effekte auf die renale Steifigkeit *in vivo*

Marticorena Garcia SR^{1*}, Grossmann M¹, Lang ST¹, Tzschätzsch H¹, Dittmann F¹, Hamm B¹, Braun J², Guo J¹, Sack I¹

¹ Klinik für Radiologie, Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin, DE.

² Institut für Medizinische Informatik, Charité – Universitätsmedizin Berlin, Berlin, DE.

* stephan.marticorena-garcia@charite.de

Abstract: Renal stiffness of 36 volunteers was examined by tomoelastography. Subregions, reproducibility and physiological effects were analyzed. Renal perfusion was simulated using a porcine kidney. Shear wave speed (stiffness) of parenchyma was 2.46 ± 0.12 m/s (CI: 2.91 ± 0.17 m/s; CO = 2.52 ± 0.11 m/s; ME = 2.15 ± 0.08 m/s) with corresponding ICC of 0.78 (CI = 0.8; CO = 0.81; ME = 0.8). Water drinking resulted in higher stiffness in CI and decrease in ME, which is consistent with the porcine experiments. A full bladder led to higher stiffness in pelvis. Reference values could be used in the future.

Zusammenfassung: Die Nierensteifigkeit von 36 Probanden wurde mittels Tomoelastographie bestimmt. Subregionen, Reproduzierbarkeit und physiologische Einflüsse wurden analysiert. Die Perfusion wurde mittels einer Schweineniere simuliert. Die Scherwellengeschwindigkeit (Steifigkeit) des Parenchyms betrug $2,46 \pm 0,12$ m/s (CI: $2,91 \pm 0,17$ m/s; CO = $2,52 \pm 0,11$ m/s; ME = $2,15 \pm 0,08$ m/s) mit korrespondierendem ICC von 0.78 (CI = 0.8; CO = 0.81; ME = 0.8). Die Wasseraufnahme führte zu einer Erhöhung im CI und Erniedrigung der Steifigkeit in der ME (entsprechend der Experimente der Schweineniere). Eine gefüllte Harnblase führt zu einer erhöhten Steifigkeit des Beckens. Referenzwerte wurden für zukünftige Studien generiert.

Motivation

Die Niere ist ein lebenswichtiges Organ und nimmt eine zentrale Rolle bei der Harnbildung und Regulation des Wasser- und Elektrolythaushaltes ein. Die Diagnose einer Nierenschädigung wird in der klinischen Routine über Blut- und Urinuntersuchungen sowie invasiven Biopsien gestellt – jedoch meist zu einem fortgeschrittenen Zeitpunkt. Eine Früherkennung renaler Pathologien kann entscheidend zu einer Wiederherstellung der renalen Funktion beitragen.

Jüngere Forschungen haben gezeigt, dass elastographische Methoden sensitiv für strukturelle Veränderungen in pathologisch verändertem Weichteilgewebe sind. Eine kürzlich eingeführte Magnetresonanzelastographie (MRE)-Technik, die Tomoelastographie, erlaubt die Anfertigung hochaufgelöster Elastizitätskarten.

Das Ziel dieser Arbeit ist i) die Anfertigung hochaufgelöster Elastizitätskarten der nativen Nieren an gesunden Probanden, einschließlich anatomischer Substrukturen, ii) die Erstellung von Referenzwerten für zukünftige Studien an der pathologisch veränderten Niere iii) sowie die Analyse physiologischer Einflüsse auf die renale Steifigkeit.

Material und Methoden

Die *in vivo* Tomoelastographie wurde an 36 gesunden Probanden (mittleres Alter 35 – 11 Jahre, 17 weiblich) nach genehmigtem Ethikvotum durchgeführt.

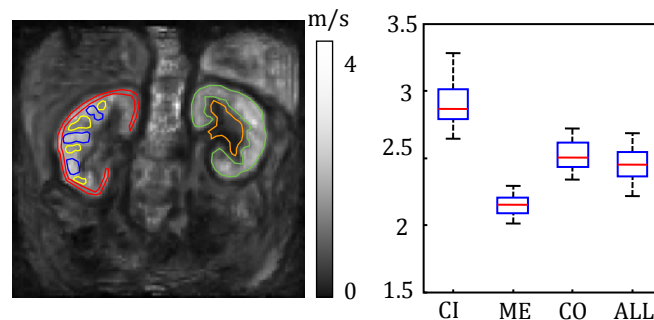


Fig. 1: A) Elastizitätskarte der Niere. ALL=Grün, CI=Gelb, CO=Rot, ME=Blau; Becken=Orange. B) Scherwellengeschwindigkeiten in m/s.

Die Reproduzierbarkeit wurde anhand einer Subgruppe von 10 Probanden analysiert. Die physiologischen Einflüsse einer gefüllten Harnblase sowie einer Wasseraufnahme auf die verschiedenen anatomischen Substrukturen (Cortex/Medulla) wurden an 9 Probanden getestet. Um potentielle Zusammenhänge zwischen einer Nierenperfusion und der Scherwellengeschwindigkeit aufzeigen zu können, wurde eine Schweineniere *ex vivo* mit Wasser bei

verschiedenen Drücken perfundiert (-20 cm bis 120 cm Wassersäule).

In vivo Tomoelastographie

2 druckluftbetriebene Aktoren wurden unterhalb der Nieren platziert (Rückenlage). An einem 1,5T MRT-Scanner (Sonata, Siemens, Erlangen, DE) mit einer 12-Kanal-Spule wurde das 3D-Wellenfeld mit einer „Single-shot, spin-echo planar imaging“ Sequenz mit flusskompensierten Bewegungskodiergradienten für 4 Frequenzen (40–70 Hz) und *k*-MDEV Rekonstruktion erstellt (1). Es wurden 11 paracoronare Schichten und ROIs für das gesamte Nierenparenchym (ALL), den inneren (CI) und äußeren Cortex (CO), die Medulla (ME) und das Nierenbecken angefertigt (Fig. 1A).

Ergebnisse

Ex vivo Experimente: Schweineniere

Während bei zunehmendem Perfusionsdruck eine Erhöhung der Steifigkeit im Cortex (16%) beobachtet werden konnte, wurde in der Medulla eine Abnahme dieser (-40%) bei einer Gesamtvolumenzunahme der Niere von 14% verzeichnet.

In vivo Experimente: Humane Eigennieren

Die Scherwellengeschwindigkeit (Steifigkeit) des Nierenparenchyms (ALL) beträgt $2,46 \pm 0,12$ m/s (CI: $2,91 \pm 0,17$ m/s; CO: $2,52 \pm 0,11$ m/s; ME: $2,15 \pm 0,08$ m/s). Alle regionalen Unterschiede waren signifikant ($p < 0.0001$) (Fig. 1B). Der korrespondierende Intraklassen-Korrelationskoeffizient entsprach einem Wert von 0.78 (CI: 0,80; CO: 0,81; ME: 0,80). Die Wasseraufnahme führte analog zu den *ex vivo* Ergebnissen zu einer leichten Erhöhung der Steifigkeit im CI und einer leichten Abnahme in der ME ($p = 0.039$). Eine volle Harnblase führte zu einer Steifigkeitserhöhung im Nierenbecken ($p=0.004$) bei unveränderten Werten im Nierenparenchym (Fig. 2).

Diskussion

Bereits in vorangegangenen Studien konnte der Vorteil der Tomoelastographie in der Erstellung hochaufgelöster Elastizitätskarten gezeigt werden. Bei allen Probanden wurden höhere Steifigkeitswerte für den Cortex im Vergleich zur Medulla gefunden. Lokale Unterschiede zwischen CI und CO können auf anatomische Unterschiede wie der Dichte der Glomeruli sowie unterschiedliche Perfusionen zurückgeführt werden.

Im Gegensatz zum CI (Widerstandsgefäße in den Glomeruli und Arteriolen) beinhaltet die

ME Henle'sche Schleifen und Sammelrohre mit einer hohen Compliance. Eine Wasseraufnahme bewirkt einen erhöhten Widerstand im präglomerulären Gefäßbett, wodurch die Steifigkeit erhöht werden kann (2). Die beobachteten Effekte in der ME dagegen könnten insbesondere durch dehnbare Gefäße Flüssigkeitsverschiebungen in tubulären und peritubulären Kompartimenten verursacht sein (3).

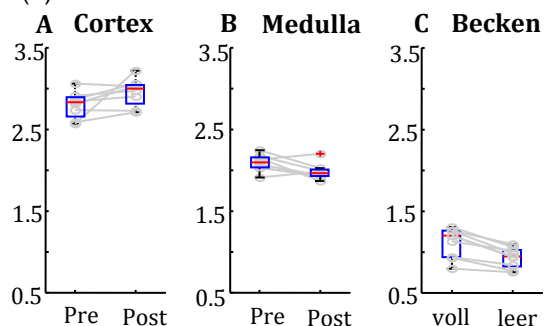


Fig. 2: Scherwellengeschwindigkeiten in m/s: Wasseraufnahme im CI (A) und in der ME (B) sowie bei C) Harnblasenfüllzustand.

Limitierend wirkt sich insbesondere die Vernachlässigung anisotroper Effekte (tubuläre Strukturen innerhalb der Medulla) aus.

Zusammenfassung

Tomoelastographie erlaubt hochaufgelöste „full field of view“ Elastizitätskarten der Nierensteifigkeit und ist sensitiv gegenüber physiologischen Effekten. Die hier präsentierten Daten dienen als Referenzwerte für zukünftige Studien.

Referenzen

1. Dittmann F, Tzschatzsch H, Hirsch S, *et al.* Tomoelastography of the abdomen: Tissue mechanical properties of the liver, spleen, kidney, and pancreas from single MR elastography scans at different hydration states. *Magn Reson Med* 2016.
2. Carlstrom M, Wilcox CS, Arendshorst WJ. Renal autoregulation in health and disease. *Physiol Rev* 2015;95(2):405-511.
3. Lopez JI, Larrinaga G, Kuroda N, Angulo JC. The normal and pathologic renal medulla: a comprehensive overview. *Pathol Res Pract* 2015;211(4):271-280.

Publiziert in *Magn Reson Med* 2017