

Achim Heinrich Klein
Dr.med.

Intraoperative Sonographie bei Wirbelfrakturen zur Quantifizierung der Spinalkanaleinengung -eine experimentelle Studie-

Geboren am 07.10.1970 in Lorsch
Reifeprüfung am 12.06.1990 in Bensheim
Studiengang der Fachrichtung Medizin von WS 1992/93 bis WS 1998/99
Physikum am 31.08.1994 an der Universität Heidelberg
Klinisches Studium am Klinikum Mannheim
Praktisches Jahr im Diakonissenkrankenhaus Mannheim
Staatsexamen am 11.05.1999 an der Universität Heidelberg, Klinikum Mannheim

Promotionsfach: Chirurgie
Doktorvater: Prof. Dr. med. P.-J. Meeder

Im Rahmen dieser experimentellen Arbeit sollte ein Trainingsmodell zur Erlernung der intraoperativen Spinalkanaldiagnostik bei instabilen Wirbelkörperfrakturen geschaffen werden. Da bei instabilen Wirbelkörperfrakturen Stenosen des Spinalkanals durch dislozierte Knochenfragmente vorkommen können, mußte dieses Modell in der Lage sein, den intraoperativen Befund exakt zu simulieren. Außerdem sollte eine Aussage über die Genauigkeit der sonographischen Spinalkanaldiagnostik getroffen werden.

Für die Untersuchungen wurde eine Hartplastiklendenwirbelsäule in ein Osteotomiemodell umgewandelt. Es läßt die Simulation von Spinalkanalstenosen in drei verschiedenen Höhen des vierten Lendenwirbelkörpers zu. Außerdem erlaubt es eine Fixateur interne-Montage.

Nach Erarbeitung der sonographischen Anatomie des Hartplastikmodells mit einem 7,5-MHz-Sektor-Schallkopf, wobei wegen des fehlenden Weichteilgewebes auf eine Laminektomie verzichtet werden konnte, wurden Blindversuche mit neun Untersuchern unterschiedlichen Ausbildungsstandes nach kurzer Einweisung in die sonographische Spinalkanaldiagnostik am Hartplastikosteotomiemodell durchgeführt. Hierbei mußte jeder Proband 20 verschiedene Spinalkanalbefunde sonographisch untersuchen und eine eventuelle Einengung vermessen.

Zur Validierung der Ergebnisse wurden weitere Blindversuche nach vorausgehender Erarbeitung der sonographischen Anatomie am vierten Lendenwirbelkörper des Osteotomiemodells einer humanen Leichenwirbelsäule durchgeführt. Am Osteotomiemodell des Leichenpräparates wurde eine Stenose in zwei verschiedenen Höhen des vierten Lendenwirbelkörpers simuliert. Die Einarbeitung der Untersucher erfolgte hierbei allerdings erneut am Hartplastikosteotomiemodell. Anschließend wurden vergleichende Untersuchungen am zweiten und dritten Lendenwirbelkörper des humanen Wirbelsäulenosteotomiemodells durchgeführt. An jedem Untersuchungswirbel des humanen Leichenwirbelsäulenmodells waren je 20 Spinalkanalbefunde pro Untersucher sonographisch zu diagnostizieren.

In den sonographisch anatomischen Experimenten am vierten Lendenwirbelkörper des Hartplastikosteotomiemodells als auch des Osteotomiemodells der humanen Leichenwirbelsäule konnte gezeigt werden, daß am vierten Lendenwirbelkörper des Hartplastikosteotomiemodells eine Erweiterung der beiden angrenzenden Intervertebralfenster L3/L4 und L4/L5 zur sonographischen Untersuchung der Wirbelkörperhinterkante L4 nicht nötig ist. Bei der Untersuchung der Wirbelkörperhinterkante des vierten Lendenwirbelkörpers am humanen Leichenosteotomiemodell ist diese partielle Laminektomie unumgänglich. Diese

Erweiterung erfolgt durch sparsame Wirbelbogenresektion der Wirbelbögen L4 und L5 nach kaudal jeweils am medialen oberen Rand auf eine Größe von 10×8mm (H×B). Die Resektion entspricht etwa 30% der Breite des Wirbelbogens. Zur Darstellung der Wirbelkörperhinterkante ist es nötig, den Schallkopf interlaminär genau zwischen Processus spinosus und den Gelenkfacetten zu positionieren, um von hier aus den Schall zu applizieren. Durch Drehen des Schallkopfes kann der Kegel des Sektorscanners den Spinalkanal ausleuchten und dadurch die kraniale Hälfte der Wirbelkörperhinterkante des jeweiligen Wirbelkörpers begutachtet und das kaudale Drittel der Wirbelkörperhinterkante des darüberliegenden Wirbelkörpers inspiziert werden.

Die intakte Wirbelkörperhinterkante stellt sich im Ultraschall an beiden Modellen als signalintensive Linie mit vollständiger Schallauslöschung dar, die Osteotomiesegmente sind im Ultraschall als echoreiche Vorsprünge im Spinalkanal ohne Qualitätsunterschiede gut darstellbar. Das obere Segment und das am Hartplastikosteotomiemodell zusätzlich vorhandene Bandscheibensegment können nur vom Interlaminarraum L3/L4 aus begutachtet werden, während das untere Segment nur vom Interlaminarraum L4/L5 aus dargestellt werden kann. Simulierte Spinalkanalstenosen lassen sich exakt vermessen.

Von den nach ihrem Ausbildungsstand in drei Gruppen eingeteilten neun Untersuchern werden sowohl die Segmente als auch die Spinalkanaleinengung an beiden Osteotomiemodellen sonographisch gleich gut erkannt. Jedoch kann im Modellvergleich von einer Tendenz zur genaueren Vermessung der Spinalkanaleinengung am Hartplastikosteotomiemodell gesprochen werden.

An beiden Osteotomiemodellen besteht laut negativem Mittelwert der Meßfehler in allen drei Gruppen die Tendenz, die Einengung zu klein zu diagnostizieren.

Wegen der Durchschnittsstandardabweichung der Meßergebnisse von 0,47mm am Hartplastikosteotomiemodell bzw. 0,58mm am humanen Leichenosteotomiemodell kann die sonographische Spinalkanaldiagnostik als hochgenaues Meßverfahren für Spinalkanaleinengungen bezeichnet werden.

Da auch an den Untersuchungswirbeln L2 und L3 keine signifikanten Meßunterschiede sowohl zwischen dem Hartplastikosteotomiemodell einerseits, als auch dem vierten Lendenwirbelkörper des humanen Leichenosteotomiemodells andererseits bestehen, sind diese Ergebnisse auf den gesamten thorakolumbalen Bereich der Wirbelsäule übertragbar.

Das Hartplastikosteotomiemodell ermöglicht somit eine schnelle Erlernbarkeit der Methode; die Untersuchungsqualität ist unabhängig vom Ausbildungsniveau des Untersuchers.

Die intraoperative Sonographie stellt aufgrund der Ergebnisse eine deutliche Verbesserung der intraoperativen Überprüfung einer Spinalkanalstenose gegenüber der Myelographie dar. Sie ermöglicht einen direkten Einblick auf die Wirbelkörperhinterkante und in den Spinalkanal. Sie ist beliebig oft wiederholbar und zeichnet sich zudem durch ihre hohe Meßgenauigkeit und fehlende Strahlenbelastung aus.

Mit unserem Osteotomiemodell tragen wir zur weiteren Verbreitung der Methode bei, die bisher nur an wenigen Zentren in Deutschland angewandt wird.