

Laryngoplastik unter Verwendung metallischer Implantate – eine In-vitro-Studie zur Haltekraft der Kehlkopfknorpel

Andrea Robertz¹, Bernhard Ohnesorge² und Karl-Josef Boening¹

Tierärztliche Klinik für Pferde, Telgte¹, und Stiftung Tierärztliche Hochschule Hannover, Klinik für Pferde, Hannover²

Zusammenfassung

Eine im Aryknorpel und Ringknorpel verlaufende geflochtene Fadenprothese, wie bei der Laryngoplastik nach „MARKS“ führt zwangsläufig zu sägend-, einschneidenden Bewegungen des Fadens und somit zur Schwächung des Knorpellager-Implantat-Komplexes. Die biomechanische Messung der Elastizität und Haltekraft isolierter laryngealer Stell- und Ringknorpel gibt Auskunft über die Stabilität der Knorpellager-Implantat-Komplexe bei einer Laryngoplastik. Es wurde neben dem Goldstandard, der Implantationstechnik nach „MARKS“, eine modifizierte Laryngoplastik getestet. Hierbei bestand das Implantat aus einer Titanschraube als Fadenanker im Processus muscularis sowie einer stressreduzierenden Unterlegscheibe am Cartilago cricoidea. Zusätzlich wurde ein Mersilene® Faden verwendet. Hinsichtlich der Zugbelastbarkeit waren die metallischen Implantate den konventionellen Implantaten in vitro signifikant überlegen.

Schlüsselwörter: Kehlkopflähmung, Laryngoplastik, Knorpelhaltekraft, metallische Implantate, Corkscrew™, SutureButton™

Laryngoplasty with metallic implants - biomechanical tension test of the arytenoid and cricoid of the horse using metallic prostheses

Since 1970, Marks et al. laryngoplasty has been considered the gold standard in surgical treatment of RLN. Successful clinical application of this technique requires significant surgical experiences and continuous great case numbers. Only permanent use of the initial procedure will guarantee sufficient success. A simplification and reduction of failures was achieved by application of metallic implants – Titanium Corkscrew™ as suture anchor at the muscular process of the arytenoid and stress reducing metallic washer at the cricoid. In an in vitro study the holding strength and elasticity of the cartilage were biomechanically ascertained depending on two different types of prosthesis implantation. In comparison to the Marks implantation technique, a significant superiority of the metallic prosthesis could be identified concerning the achieved maximum holding strength of the cartilage implantation side. Arytenoids of the Marks group exhibited a significant greater elasticity, whereas cricoids showed an advantage of the metallic enhanced prosthesis. An influence of sex on the holding force and elasticity of the cartilage was not determined. The study shows that the risk of post surgical abduction loss decreases significantly by using metallic implants. The simplified implantation technique has been tested in a small group of clinical cases. Excellent post surgical results in this group amplify use in more cases.

Keywords: laryngoplasty, metallic implants, Corkscrew™, SutureButton™

Einleitung

Die recurrent laryngeal neuropathy (RLN) bezeichnet eine chronisch degenerative distale Axonopathie des Nervus laryngeus recurrens sinister, deren progressiver Verlauf in einer vollständigen Atrophie des Musculus cricoarytaenoideus dorsalis sinister endet. Der linke Aryknorpel sinkt ins Kehlkopflumen und verengt die Stimmritze. Ihre chirurgische Erweiterung stellt die einzige Therapiemöglichkeit dar. Hierbei gilt die Laryngoplastik nach Marks et al. (1970b) heute weltweit als Mittel der Wahl. Ein synthetisches, semielastisches Band zwischen Processus muscularis und Cricoid soll den fehlenden abduktorisches Muskeltonus ersetzen.

Ein großes Problem einer laryngoplastischen Operation zur Therapie der RLN stellt der postoperative Abduktionsverlust des Arytaenoids und somit das Versagen der Laryngoplastik dar. Sein Auftreten wird meist innerhalb der ersten vier Monate nach der chirurgischen Therapie endoskopisch festgestellt (Dixon et al. 2002). Bereits eine geringgradige Lockerung der Prothese aus dem Knorpel kann zu einer Relaxation des Aryknorpels und somit zu einer negativen Beeinflussung des Luft-

flusses und der Leistungsfähigkeit des Pferdes führen (Ferraro 1990).

Viele Untersuchungen bezüglich der Haltekraft und Elastizität des Knorpellager-Implantat-Komplexes befassten sich ausschließlich mit isolierten Processi musculares (Boswell et al. 2000, Herde 2001, Riedel 2006, Rossignol et al. 2006 und Boening et al. 2007), oder es wurden auf beide Implantatlager gleichzeitig Zugkräfte ausgeübt, bis das erste, meist der Processus muscularis, versagte (Dean et al. 1990 und Schumacher et al. 2000). Dixon et al. (2003) hingegen beobachtete bei fünf von zehn Pferden, die einen postoperativen Abduktionsverlust zeigten, das Einschneiden der Fadenprothese in den dünneren Ringknorpel.

Mit dem Ziel einer Optimierung der Operationstechnik wurde in dieser Studie in vitro die biomechanische Knorpelhaltekraft und Elastizität des Knorpellager-Implantat-Komplexes des Processus muscularis und Cartilago cricoidea von getöteten Pferden nach einfacher Fadenprothese (nach MARKS) im Vergleich zur Verwendung metallischer Implantate (Fa. Arthrex¹) gemessen.

Material und Methodik

Es wurden 80 larynxgesunden deutschen Warmblutpferden unmittelbar post mortem die linken Processus musculares sowie die Cartilagine cricoideae entnommen. Nach Entfernung aller Muskel- und Sehnenanteile wurden sie einzeln vakuumverpackt bei -20 Grad Celsius tiefgekühlt und erst 24 Stunden vor Versuchsdurchführung schonend bei Raumtemperatur aufgetaut. Unter Anstrengung einer gleichmäßigen Alters- und Geschlechtsverteilung erfolgte die Einteilung in eine Untersuchungsgruppe und eine Kontrollgruppe.

Implantationstechnik: PmK- Processus muscularis – Kontrollgruppe

40 Aryknorpeln der Kontrollgruppe nach Marks et al. (1970b) wurde mit Hilfe einer Kanüle für Punktion und Anästhesie, Größe 2.0, mit Luer-Lock-Ansatz der Firma Acufirm² einen cm distal des Muskelansatzes des Musculus cricoarytaenoideus dorsalis sinister ein Kanal ausgestanzt. Der Abstand zwischen Ein- und Ausstich betrug einen cm und die Stichführung erfolgte parallel zur Längsachse des Cricoarytaenoidgelenkes. Der Kanal diente als Implantatlager für einen Mersilene^{®3} Faden, metric sechs, welcher anschließend mit einer feinen Häkelnadel eingebracht wurde (Abb. 1).

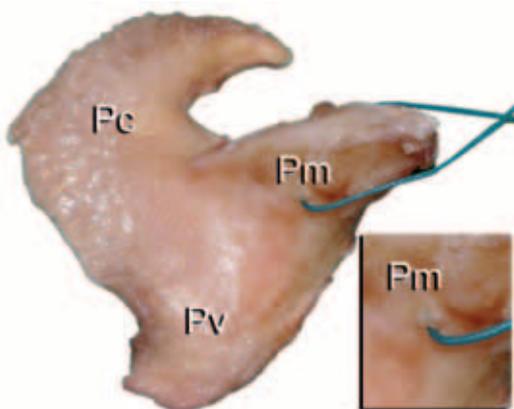


Abb. 1 Präparierter Processus muscularis der Kontrollgruppe. Pm= Processus muscularis, Pc=Processus corniculatus, Pv=Processus vocalis
Isolated muscular process, control group.

Implantationstechnik: PmU – Processus muscularis – Untersuchungsgruppe

Weiteren 40 linken Aryknorpeln der Untersuchungsgruppe wurde ein 3,5 mm Corkscrew^{TM1} Fadenanker (REF AR 1915SF) der Firma Arthrex implantiert (Abb. 2). Sein konisches Spongiosa-Gewinde mit schmalen Kern und scharfer Spitze erlaubte eine Implantation ohne Vorbohrung. Ein zugehöriges Einmal-Einsetzinstrument besitzt an seinem distalen Ende eine Lasermarkierung, welche die Ausrichtung des Fadenöhres anzeigt und so die exakte Positionierung im Faserverlauf des Musculus cricoarytaenoideus dorsalis ermöglichte (Abb. 3). Die Titanschraube wurde an der Basis des Muskelansatzes des Musculus cricoarytaenoideus dorsalis sinister in das Knorpelinnere versenkt. Bei einer Schraubenlänge von 12 mm ist die Gefahr der Durchstechung des

Processus muscularis nach medial ausgeschlossen. In das Fadenöhr der Schraube wurde zuvor ein Mersilene^{®3} Faden, metric sechs, eingeführt.

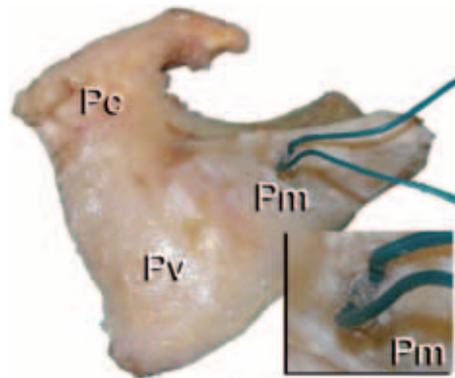


Abb. 2 Präparierter Processus muscularis der Untersuchungsgruppe.
Isolated muscular process, examination group.



Abb. 3 3,5 mm CorkscrewTM-Fadenanker mit Einmal-Einsetzinstrument.
3.5 mm CorkscrewTM with pusher.



Abb. 4 Cricoid nach Doppeldurchstechung von caudal.
Cricoid with double perforation.

Implantationstechnik: CDK – Cricoid Doppeldurchstechung – Kontrollgruppe

Bei 40 Ringknorpeln der Kontrollgruppe wurde am caudalen Pol der Lamina cricoidea eine doppelte Perforation vorgenommen. Die Knorpeldurchstechung erfolgte mit Hilfe eines NeedlePunchesTM (AR-13980S)¹ (Abb. 5) ventral der individuell unterschiedlich stark ausgeprägten Einkerbung. Der Abstand zwischen beiden Durchstechungen betrug 0,7 cm (Abb. 4). Der NeedlePunch^{TM1} ermöglicht es dem Chirurgen mit nur einer Hand Gewebe fest zu fassen und eine Nadel sicher hindurch zu führen. Hierbei handelt es sich um eine spezielle Nadel-Fadenschlaufen-Kombination, die jeden anderen Faden mit durch das gefasste Gewebe nehmen kann. Hier wurde ebenfalls ein Mersilene^{®c}-Faden implantiert. Die 10 mm lange Nadel (AR-7204)¹ wurde in den Auf-

nahmeschlitz an der linken Seite des unteren Maulteils des Instrumentes eingelegt. Der NeedlePunch™ erlaubt eine Positionierung des Fadens bis 16 mm medial des Geweberands.



Abb.5 NeedlePunch™ (AR-13980S).



Abb.6 Nadel-Faden-Kombination im Maul des NeedlePunches™. NeedlePunch™ with loaded Needle-Thread-Loop combination.



Abb. 7 Cricoid mit implantierter Unterlegscheibe von medial. Cricoid with implanted washer, aspect medial.

Sein Maul (Abb. 6) fasste das Knorpelgewebe und wurde dann mittels eines Feststellgriffes arretiert. Druck auf die Rückseite des NeedlePunches™ bewirkte den Einsatz des Schiebers. Dieser drückte die Nadel durch den gebogenen Kanal im unteren Maulteil und das gefasste Gewebe in den Aufnahme-mechanismus des oberen Maulteils. Dort wurde die Spitze der Nadel fixiert. Nach Öffnung der Zange ließ sich der NeedlePunch™ inklusive Nadel gradlinig aus dem Gewebe herausziehen.

Implantationstechnik: CBU – Cricoid Button – Untersuchungsgruppe

Bei den übrigen 40 Ringknorpeln erfolgte eine analoge Durchstechung. Jedoch wurde vor der zweiten Durchstechung

des Knorpels ein 3,5 mm SutureButton™ (REF AR-8920)¹ auf den Mersilene®³ Faden aufgefädelt. Nach Anzug der freien Fadenenden lag die Unterlegscheibe zwischen der medialen Seite der Lamina cartilaginea cricoidea und dem Faden (Abb. 7).

Alle Knorpelpräparate wurden mit Hilfe einer Materialprüfmaschine, Modell ZWICK Z 050, der Firma ZWICK GmbH & Co KG⁴ im Besitz der Firma tBU GmbH⁵, im Hinblick auf die zu erreichenden maximalen Kraft- und Dehnungswerte der Implantatlager biomechanisch untersucht. Die Fixierung der Präparate erfolgte in jeweils speziell für Aryknorpel beziehungsweise Ringknorpel entwickelten Stahlkäfigen. Sie ermöglichten eine Zugkrafteinwirkung auf die Implantationsstelle in Traktionsrichtung des Musculus cricoarytaenoideus dorsalis sinister. Von jedem Zugversuch wurden Kraft-Dehnungs-Diagramme aufgezeichnet, denen Daten bezüglich der Kraft- und Dehnungswerte entnommen werden konnten. Viele Knorpellager-Implantat-Komplexe zeigten eine graphische Plateauphase. Diese kennzeichnete ein erstes partielles Nachgeben beziehungsweise Einreißen der Knorpellager. Anschließend erfolgte eine statistische Auswertung mit dem Programmpaket STATISTICA Version 7.1⁶.

Ergebnisse

In keinem der 160 Zugversuche wurde ein Zerreißen der Fadenprothese beobachtet. Zu einem ersten partiellen Einreißen des Knorpellagers kam es insgesamt bei 83 von 160 Fällen (51,9%). In der Kontrollgruppe wurde ein Einreißen bei 28 Aryknorpeln (70%) und bei 17 Ringknorpeln (42,5%) beobachtet. In der Untersuchungsgruppe wurde dieses nur bei 8 Aryknorpeln (20%) aber bei 30 Ringknorpeln (75%) festgestellt. Bei allen übrigen Zugversuchen kam es zu einem direkten Ausreißen der Prothese aus dem Knorpel (Abb. 8).

Die durchschnittliche Haltekraft der Aryknorpel bis zum Ausreißen der Prothese betrug in der Kontrollgruppe PmK $108,7 \pm 16,3$ Newton und war damit signifikant geringer ($p=0,00034$) als in der Untersuchungsgruppe PmU ($130,7 \pm 29,5$ Newton) bis zum Ausreißen der Knochenschraube (Abb. 9). Auch zum Zeitpunkt des ersten partiellen Einreißen, das bei 36 Aryknorpeln zu beobachten war, lag die mittlere Haltekraft in der Kontrollgruppe PmK mit $94,6 \pm 17,6$ Newton ebenfalls unter denen der Untersuchungsgruppe PmU mit $126,8 \pm 32,6$ Newton ($p=0,0001$, Abb. 9).

Auch hinsichtlich der Implantate im Bereich der Ringknorpel konnte festgestellt werden, dass die Knorpel der Kontrollgruppe CDK durchschnittlich schon bei $100,3 \pm 17,2$ Newton versagten, während die Knorpel der Untersuchungsgruppe CBU mit SutureButton™ signifikant höhere Werte von $155,7 \pm 33,2$ Newton (Abb. 10) erreichten ($p=0,0001$). Auch ein erstes partielles Einreißen (47 Knorpellager) war in der Kontrollgruppe CDK durchschnittlich bei $85,3 \pm 23,7$ Newton zu beobachten, während sich die Untersuchungsgruppe CBU mit $133,5 \pm 34,7$ Newton wiederum signifikant überlegen zeigte ($p=0,0001$, Abb. 10).

Die Werte der messbaren Knorpeldehnung lagen zum Zeitpunkt des Ausreißen in der Kontrollgruppe PmK (nach MARKS operiert) mit $15,5 \pm 7,2$ % signifikant höher als in der

Untersuchungsgruppe mit implantierter Corkscrew™ 1 PmU ($12,0 \pm 4,2 \%$) ($p=0,0185$, Abb. 11). Dabei wurde ein erstes partielles Einreißen bei den 28 Aryknorpeln der Kontrollgruppe PmK bei einer Dehnung von $10,7 \pm 3,2 \%$ und in der Untersuchungsgruppe PmU ($n=8$) bei einer Dehnung von $11,6 \pm 4,3\%$ beobachtet ($p=0,5242$, Abb. 11).

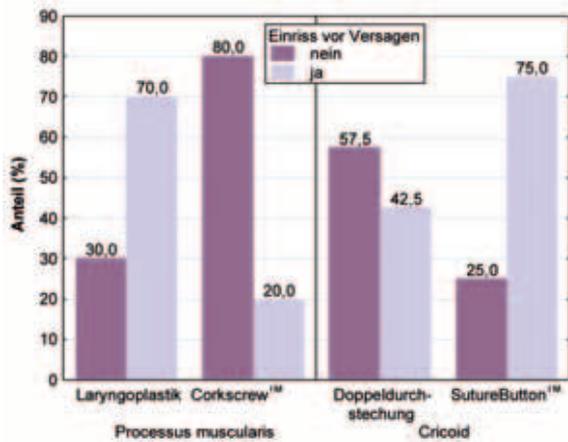


Abb. 8 Anteil der Fälle mit Einriss vor dem Versagen in Abhängigkeit von der Studiengruppe und der verwendeten anatomischen Struktur. Percentage of cases with partial tear out before complete failure related to study group and the anatomical structure.

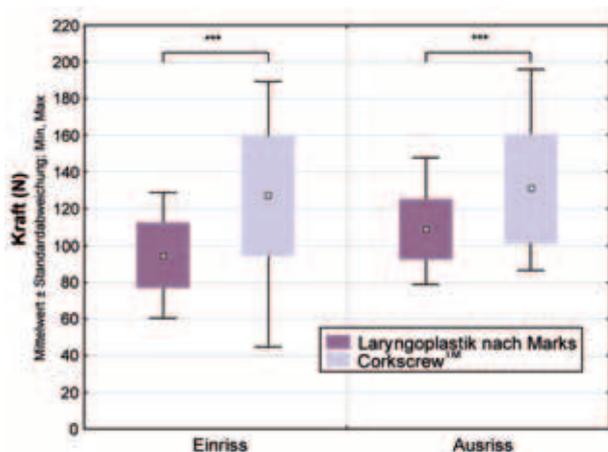


Abb. 9 Vergleich der mittleren Kräfte am Processus muscularis bei Einriss und Ausriss zwischen den beiden Studiengruppen. *** = $p < 0,001$ Comparison of the average force on the muscular process with partial tearing and avulsion between both study groups.

Das vollständige Versagen der Cricoid-Knorpellager trat in der Kontrollgruppe CDK bereits bei einer Dehnung von $11,0 \pm 4,6\%$ auf während in der Untersuchungsgruppe CBU mit Unterlegscheibe eine signifikant höhere Dehnung zu messen war ($16,1 \pm 6,4 \%$, $p=0,0002$, Abb. 12). Das erste partielle Einreißen ($n=47$) trat in der Kontrollgruppe CDK bei Dehnungswerten von $9,3 \pm 5,0 \%$ auf, während in der Untersuchungsgruppe CBU mit $13,1 \pm 5,5\%$ eine signifikant stärkere Dehnung messbar war ($p=0,0017$, Abb. 11).

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die metallischen Implantate in vitro signifikant höhere Haltekraft aufwiesen als die Standardimplantationen nach Marks et al. (1970b). Betrachtet man die erreichte Dehnung der Knorpellager-Implantat-Komplexe aller Stellknorpel, so war diese bei den

Aryknorpeln mit implantierter Fadenprothese größer als bei den Knorpeln mit Metallimplantat. Unter den Ringknorpeln konnte jedoch eine Überlegenheit der metallischen Implantate festgestellt werden. Des Weiteren konnte in dieser Studie ein signifikanter Zusammenhang ($p = 0,05$) zwischen der erforderlichen Ausriss- und Einrisskraft sowie der Einrissdeh-

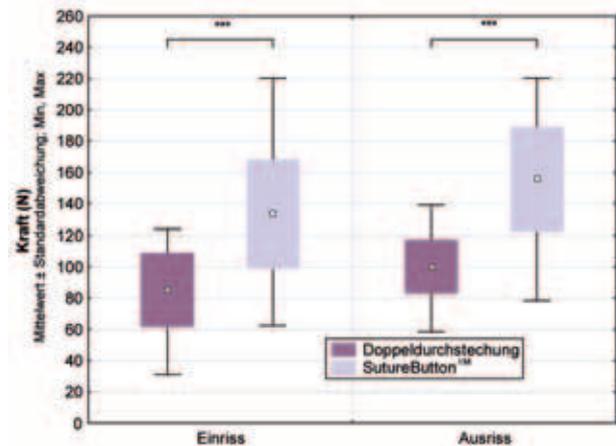


Abb. 10 Vergleich der mittleren Kräfte am Cricoid bei Einriss und Ausriss zwischen den beiden Studiengruppen. *** = $p < 0,001$ Comparison of the average force on the cricoids with partial tearing and avulsion between both study groups.

nung von Arytaenoid und Cricoid beim einzelnen Pferd nachgewiesen werden. Für die Ausrissdehnung wurde ein solcher Zusammenhang nicht bestätigt. Auch erwies sich die Abnahme der erforderlichen Ausrisskraft mit zunehmendem Alter als statistisch signifikant ($p = 0,017$). Ein Einfluss des Geschlechts auf die Haltekraft und Elastizität der Knorpel war nicht festzustellen.

Diskussion

Das Ziel jeder Laryngoplastik bei der chirurgischen Behandlung der Hemiplegia laryngis sinistra ist eine möglichst große Haltekraft der in die Knorpel eingebrachten Implantate. So führt bereits eine geringgradige Lockerung der Prothese aus dem Knorpel zu einer Relaxation des Aryknorpels und somit zu einer negativen Beeinflussung des Luftflusses und der Leistungsfähigkeit des Pferdes (Ferraro 1990). Besonders die Knorpelstruktur des Processus muscularis, der im Vergleich zum Cricoid einer geringeren Krafteinwirkung standhält, kann bereits bei geringerer Krafteinwirkung nachgeben und somit zu einem postoperativen Abduktionsverlust führen, (Dean et al. 1990, Schumacher et al. 2000), eine Aussage, die auch in der vorliegenden Studie bestätigt werden konnte.

Als Ursache für das Versagen der Knorpellager werden verschiedene Faktoren diskutiert. Wird die Prothese intra operationem zu fest angezogen, kann es zum Splintern der Knorpellager oder zu Drucknekrosen innerhalb des Knorpels kommen (Dean et al. 1990). Auch Mikrofissuren im Knorpel reduzieren seine Resistenz gegenüber dem Implantat. Zwar stellte Rossignol et al. (2006) keinen signifikanten Unterschied der Knorpelhaltekraft in Abhängigkeit von der Implantationstechnik (mit einer einfachen Nadel oder einer Vorbohrung des Knorpels) fest. Da sich jedoch in vorgebohrten Aryknorpeln signifikant weniger Mikrofissuren fanden, wurden alle Aryk-

Knorpel der konventionell operierten Kontrollgruppe in dieser Studie mit einer Hohlnadel vorgebohrt.

Als weiterer Einflussfaktor auf die Belastung der Prothese gilt die zyklische Belastung der Prothese während des Schluckakts, welche eine volle Adduktion der Aryknorpel erfordert.

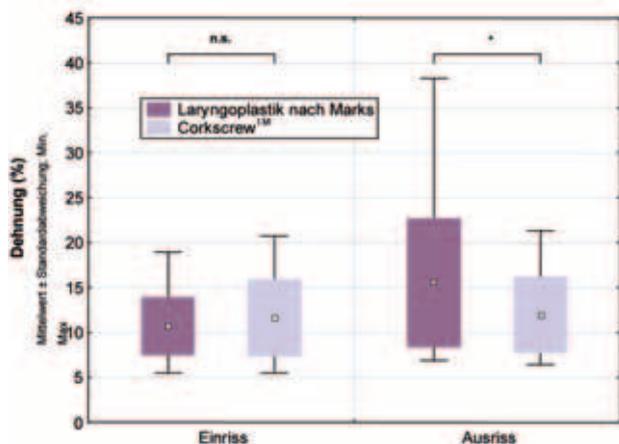


Abb. 11 Vergleich der mittleren Dehnungen am Processus muscularis bei Einriss und Ausriss zwischen den beiden Studiengruppen. *Comparison of the average stretch on the muscular process with tearing and avulsion between both study groups.*

Dabei wird der Futterbolus in einer peristaltischen Welle vom Pharynx in den Oesophagus befördert. Da der arytaenoidopexierte Stellknorpel nach dorsolateral fixiert ist, wird er während dieses Vorgangs einem vermehrten adduktorischen Zug ausgesetzt. Dies kann zu einem progressiven oder auch vollständigen Versagen der intraoperativ erreichten Abduktion beitragen (Dixon et al. 2003). Auch darf eine Abnahme der erforderlichen einwirkenden Kraft bis zum vollständigen Versagen der Aryknorpellager mit zunehmendem Alter der Pferde, wie bereits 2001 von Herde beobachtet und in dieser Studie bestätigt, nicht außer Acht gelassen werden.

Es gab in der Vergangenheit mehrere Ansätze, den postoperativen Abduktionsverlust einer Laryngoplastik zu vermeiden. So wurde vorgeschlagen, die Bewegungen der Prothese beziehungsweise der Implantatlager durch eine zusätzliche Neurektomie des Nervus laryngeus recurrens sinister zu reduzieren (Davenport et al. 2001), ohne dass dadurch jedoch postoperativ bessere Erfolge zu erzielen waren. Angeführt wurde auch eine zusätzliche Arthrodese des Cricoarytaenoidgelenks, die eine vermehrte Stabilität des Arytaenoidknorpels bewirkt und dadurch die postoperativen Ergebnisse verbessert (Marks et al. 1970b).

Die Fadenprothese, die wie bei der Standardmethode nach Marks et al. (1970b) durch den Muskelfortsatzes gelegt ist, führt bei allen Bewegungen dieses Knorpels sägende Bewegungen aus, so dass diese Art der Fixation seit langem als Problem angesehen wird (Robertson 2000). Die Untersuchungen von Riedel et al. (2008) haben gezeigt, dass sich diese einschneidende Bewegung durch die Implantation der Fadenprothese in Form einer Doppelschlinge verringern und das Implantatlager vergrößern lässt. Dabei ist das Implantat im Processus muscularis fest fixiert und erlaubt lediglich ein Gleiten des Fadens durch den Ringknorpel. Nachteilig ist aber, dass ein korrektes Einbringen einer Doppelschlinge größeres

chirurgisches Geschick erfordert als die Methode nach Marks. Die vorliegende Studie hat gezeigt, dass die feste Verankerung der Prothese im Processus muscularis mit Hilfe der hier getesteten Corkscrew™ leicht möglich ist. Da der Faden nicht mehr im Knorpelinneren verläuft, kann er das Knorpelgewebe nicht mittels sägender Bewegungen schädigen. Selbst die bei der

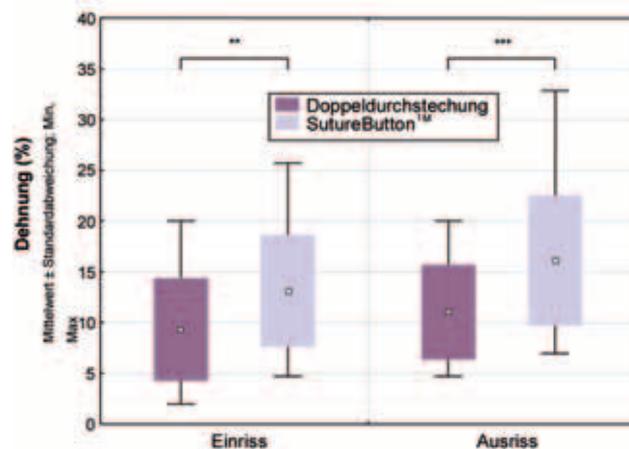


Abb. 12 Vergleich der mittleren Dehnungen am Cricoid bei Einriss und Ausriss zwischen den beiden Studiengruppen. ** = $p < 0,01$; *** = $p < 0,001$

Comparison of the average stretch on the cricoids with tearing and avulsion between both study groups.

Standardmethode unweigerlich während der Knotenfixierung entstehende sägende Fadenbewegung entfällt. Der Faden kann zyklische Belastung wie z. B. während des Schluckakts ausgleichen, indem er durch das Fadenöhr der Schraube gleitet. Die biomechanischen Zugversuche belegen mit signifikant höheren Dehnungswerten zum Zeitpunkt des vollständigen Versagens für die Fadenprothese im Processus muscularis ein langsam fortschreitendes Einreißen und die verminderte Resistenz gegenüber einwirkenden Zugkräften.

Auch der SutureButton™, der in der vorliegenden Studie bei der Befestigung des Fadens im Cricoid untergelegt wurde, erlaubt in vivo die ausgleichende Bewegung des Prothesefadens über seinem Mittelsteg ohne die Gefahr des Einschneidens in den Knorpel. Zudem führt er durch eine vergrößerte Auflagefläche zu einer verbesserten Verteilung der einwirkenden Kräfte, erkennbar an in vitro signifikant höheren Haltekräften und Dehnungswerten. Im Vergleich zur konventionellen Implantation der Prothese in den Ringknorpel, die immer das Risiko einer Schleimhautperforation mit nachfolgender Fistelbildung birgt (Huskamp 1980 und Honnas et al. 1990), ist diese Komplikation des in dieser Studie verwendeten NeedlePunch™ minimiert. Durch das abgerundete Maul kann der Chirurg ohne die Gefahr einer Schleimhautperforation unter den kaudalen Rand des Cricoids fassen. Der Knorpel kann fest fixiert werden, bevor anschließend die Nadel-Fadenschlaufen-Kombinationa punktgenau und kontrolliert durch das im Maul gehaltene Gewebe gleitet. Ein versehentliches Abrutschen der Nadel ist ausgeschlossen, da diese wie in einem Kanal durch das Maul des NeedlePunches™^{TM1} und das gefasste Gewebe geleitet wird. Jedoch ist eine subtotale Skelettierung des Ringknorpels an der Implantationsstelle erforderlich damit die Nadel in vivo vom oberen Maulteil des NeedlePunches™^{TM1} sicher aufgefangen werden kann. Hier wäre die Verwendung einer längeren Nadel von Vorteil.

Die in dieser Studie durchgeführten in vitro Untersuchungen an isolierten Kehlkopfknorpeln zeigen eine deutliche Überlegenheit der ermittelten maximalen Haltekraft bis zum vollständigen Versagen der Knorpellager-Implantat-Komplexe, sobald metallische Implantate verwendet wurden. Die Gefahr eines postoperativen Abduktionsverlustes könnte dadurch wesentlich verringert werden. Erste in vivo Anwendungen metallischer Implantate deuten darauf hin, dass die Operationsergebnisse zumindest zu vergleichbaren postoperativen Ergebnissen führen, wie die konventionelle Technik nach MARKS (Robertz 2008). Die Laryngoplastik mittels Titanimplantaten der Firma Arthrex¹ könnte sich somit als Alternative zur Standardlaryngoplastik nach Marks et al. (1970b) entwickeln. Zur Etablierung dieser Technik ist jedoch die Verwendung von Implantaten in vivo an einer größeren Patientengruppe und von Chirurgen mit unterschiedlicher Operationserfahrung erforderlich.

Herstelleradressen

- ¹ Fa. Arthrex Med. Inst. GmbH, 85757 Karlsfeld, Germany, www.arthrex.com
- ² Fa. Acufirm Ernst Kratz KG, Nadelfabrik Landsteinerstraße 2, 63303 Dreieich, Germany, www.acufirm.de
- ³ Fa. Eticon GmbH & Co KG, Robert-Koch-Straße 1, 22851 Norderstedt, Germany, www.ethicon.de
- ⁴ Fa. ZWICK GmbH & Co KG, August-Nagel-Straße 11, 89079 Ulm, Germany, www.zwick.de
- ⁵ Fa. tBU GmbH, Gutenbergstraße 29, 48268 Greven, Germany, www.tbu-gmbh.de
- ⁶ STATISTICA Version 7.1, Firma StatSoft, Inc., Tulsa, USA, www.statsoft.de

Literatur

Boening I., Sasse H. L. und Boening K. J. (2007) Zugversuche am Processus muscularis des Arytaenoid zur Bestimmung der altersabhängigen Haltekraft. *Pferdeheilkunde* 23, 517-525

Boswell J. C., Schramme M. C., Schumacher J. und Wilson A. M. (2000) An in vitro study of two surgical variables for suture placement through the muscular process of the arytenoid cartilage for prosthetic laryngoplasty in the horse. 9th Annual Scientific Meeting, European College of Veterinary Surgeons, Proceedings, S. 168-170

Davenport C., Tulleners E. P. und Parente E. J. (2001) The effect of recurrent laryngeal neurectomy in conjunction with laryngoplasty and unilateral ventriculocordectomy in thoroughbred racehorses. *Vet. Surg.* 30, 417-421

Dean P. W., Nelson J. K. und Schumacher J. (1990) Effects of age and prosthetic material on in vitro cartilage retention of laryngoplasty prostheses in horses. *J. Am. vet. Res.* 51, 114-117

Dixon R. M., McCorum B. C., Railton B. C., Hawe C., Tremaine W. H., Darce K. und McCann J. (2002) Clinical and endoscopic evidence of progression in 52 cases of equine recurrent laryngeal neuropathy (RLN). *J. Equine Vet.* 34, 29-34

Dixon R. M., McCorum B. C., Railton D. I., Hawe C., Tremaine W. H., Darce K. und McCann J. (2003) Long-term survey of laryngoplasty and ventriculocordectomy in an older, mixed-breed population of 200 horses. Part 1: Maintenance of surgical arytenoid abduction and complications of surgery. *J. Equine Vet.* 35, 389-396

Herde I., Boening K. J. und Sasse H. L. (2001) Cartilage retention of laryngoplasty in horses – In vitro assessment of effect of age, placement site and implantation technique. *Proc. Am. Ass. Equine Pract.* 47, 115-119

Honnas C. M., Schumacher J. und Dean P. W. (1990) Laryngeal hemiplegia in horses: Diagnosis and surgical management. *Vet. Med.* 1990, 752-763

Huskamp B. (1980) Komplikationen nach Kehlkopfoperativen. *Der prakt. Tierarzt* 10, 848-858

Marks D., Mackay-Smith M. P., Cushing L. S. und Leslie J. A. (1970a) Etiology and Diagnosis of Laryngeal Hemiplegia in Horses. *J. Am. Vet. Med. Assoc.* 157, 429-436

Marks D., Mackay-Smith M. P., Cushing L. S. und Leslie J. A. (1970b) Use of a Prosthetic Device for Surgical Correction of Laryngeal Hemiplegia in Horses. *J. Am. Vet. Med. Assoc.* 157, 157-163

Riedel J., Robertz A., Ohnesorge B. und Boening K. J. (2008) Doppelschlingen-Implantation als Modifikation der Laryngoplastik. *Pferdeheilkunde* 24, 183-192

Robertz A. (2008) Biomechanische Zugversuche am Arytaenoid und Cricoid des Pferdes unter Verwendung von metallischen Implantaten. *Vet. Med. Diss. Hannover*

Rossignol F., Perrin R., Desbrosse F. und Elie C. (2006) In vitro comparison of two techniques for suture prosthesis placement in the muscular process of the equine Arytaenoid cartilage. *Vet. Surg.* 36, 49-54

Schumacher J., Wilson A. M., Pardoe C. und Easter J. L. (2000) In vitro evaluation of a novel prosthesis for laryngoplasty of horses with recurrent laryngeal neuropathy. *J. Equine vet.* 32, 43-46

Dr. Karl-Josef Boening
 Tierärztliche Klinik für Pferde in Telgte
 Kiebitzpohl 35
 48291 Telgte
boening@tierklinik-telgte.com