Evaluation der Koagulationsvolumina eines monopolaren resterilisierbaren Hochfrequenzapplikators in vitro

L. I. Fleischer, K. Huber, N. Hammerschmitt, J.T. Maurer, K. Hörmann

Universitäts-HNO-Klinik Mannheim

Einleitung:

Die Radiofrequenztherapie (RFT) wird seit Jahren in verschiedenen Teilgebieten der Medizin erfolgreich angewendet. Die klinische Wirksamkeit der RFT im Fachgebiet der HNO-Heilkunde wurde bei der Behandlung von Nasenmuschelhyperplasie, des obstruktiven Schlaf-Apnoe-Syndroms und beim primären Schnarchen nachgewiesen. Es handelt sich um eine minimal-invasive Therapieform. Bei diesem schnellen und blutungsarmen Verfahren wird elektrische Energie mit einem mono- oder bipolaren nadelförmigen Applikator in die Tiefe des Gewebes eingebracht. Dadurch wird das Gewebe erhitzt und eine thermische Devitalisierung erzeugt. Im Rahmen des einsetzenden Heilungsprozesses kommt es zu einer narbigen Schrumpfung und Versteifung des Gewebes.

In der vorliegenden Arbeit wurden neu entwickelte, monopolare, nadelförmige, sterilisierbare Applikatoren (ERBE Elektromedizin, Tübingen) für den Zungengrund, Weichgaumen und Nasenmuscheln, welche mit einem Hochfrequenzchirurgiegenerator (HF-Chirurgiegerät) betrieben werden, unter in-vitro Bedingungen getestet.

Ziel dieser Studie ist es für die entwickelten Applikatoren reproduzierbare Daten für ein intraoperatives „Setting“ zu finden und somit Sicherheit über eine limitierte, reproduzierbare Devitalisierungszone in vivo geben zu können.

Abb.1 VIO 300 HF Chirurgiegenerator

Abb.2 Applikatoren für Weichgaumen (WG), Zungengrund (ZG), Nasenmuschel (NM)

Abb.3 Koagulationszone in Schweinezung (mm-Skala)

Methodik:

Unter standardisierten und kontrollierten Bedingungen wurden verschiedene Applikationszeiten an temperierten Schweinezungen (34°C) in einer Klimakammer getestet. Ein konstanter Strom- und Spannungsverlauf war während der Applikation gewährleistet. Der Radiofrequenzgenerator VIO 300D (ERBE Elektromedizin, Tübingen) lieferte eine konstante Leistung von 12 Watt (Abb.1). Es wurden jeweils 5 Applikationen pro Zeiteinheit durchgeführt und das Koagulationsvolumen und die Länge der Läsionen gemessen (Abbildung 3). Das distale Ende des Applikators besteht aus einer nicht schneidenden 18 mm langen Nadel mit einem Durchmesser von 0,8 mm. Die Nadel des Zungengrundapplikators besitzt eine aktive Länge von 10 mm und proximal isolierte 8 mm, um eine Koagulation oberflächlicher Gewebestrukturen zu verhindern. Die Nadel für den Weichgaumen und die Nasenmuscheln haben ebenfalls einen Durchmesser von 0,8 mm, eine Isolierung von 6 mm und eine aktive Länge von 6 mm (Abb.2, Abb.5).

Ergebnisse:

Am Weichgaumen (WG) zeigte sich bei 10 Sekunden (s) Applikationsdauer ein durchschnittliches Koagulationsvolumen von 0,057 cm³, bei 15s 0,123 cm³, bei 20s 0,137 cm³. An der Nasenmuschel (NM) betrug das Koagulationsvolumen bei 10s 0,053 cm³, bei 15s 0,084 cm³, bei 20s 0,116 cm³. Am Zungengrund (ZG) wurde bei 15s 0,048 cm³, bei 30s 0,17 cm³ und bei 45s 0,23 cm³ gemessen. Die durchschnittliche Länge der Koagulationszone betrug bei den Nasenmuscheln 10,08 mm, beim Weichgaumen 8,86 mm, beim Zungengrund 10,78 mm (Abb.4).

Abb.4 durchschnittliche Koagulationsvolumina pro Applikationsdauer

Abb.5 Detailaufnahme der Spitze des Nasenmuschelapplikators mit aktiver Spitze von 6 mm Länge, 6 mm schwarze Isolierung

Fazit:

Die submuköse Läsionsgröße kann mit einer Abweichung von ±15% für in-vitro Bedingungen bestimmt werden. In vivo stattfindende Perfusion bewirkt, dass der Energieabfluss schneller erfolgt. Es kommt dadurch zu kleineren Koagulationsvolumina, was einen zusätzlichen Sicherheitsfaktor bieten könnte. In vivo Studien laufen derzeit mit vielversprechenden Ergebnissen.

Diskussion:

Die vom HF-Chirurgiegerät abgegebene Energie in Form von Strom und Spannung wurde so gewählt, dass eine indirekte Temperaturkontrolle über den Energieeintrag und den elektrischen Gewebewiderstand ohne zusätzliche Sensoren erfolgen konnte. Während der Dauer des gesamten Koagulationsvorgangs wurde die eingebrachte Energie pro Zeit konstant gehalten um ein definiertes Temperaturprofil zu erzeugen. Andere Verfahren der HF-Chirurgie verwenden beispielsweise als Kontrolle des Energieeintrags die Messung der Temperatur im Gewebe, welche jedoch von anderen Parametern z.B. der Temperatur des verwendeten Lokalanästhetikums abhängig sein kann. Der Wert für das errechnete Koagulationsvolumen ist mit einer Ungenauigkeit von ±15% behaftet. Bei allen durchgeführten in-vitro Applikationen hat sich gezeigt, dass die Koagulation nur in der Tiefe des Gewebes um den aktiven, distalen Teil der Elektrode stattgefunden hat. Dies führt zu einer Schleimhautschonung. Die verwendeten Applikatoren erlauben eine einfache Handhabung. Das Einbringen in das Schweinezungengewebe war ohne großen manuellen Druck möglich. Der distale Teil der Elektrode hat einen Durchmesser von 0,8 mm, wohin gegen vergleichbare Verfahren Durchmesser von bis zu 1,3 mm aufweisen. Dünnere Durchmesser an der Elektrodenspitze erlauben eine weniger traumatische Applikation. Im Gegensatz zu anderen in der Literatur beschriebenen Applikatoren können die in dieser Studie verwendeten Applikatoren mit einem in operativen Einheiten weit verbreiteten HF-Chirurgiegerät verwendet werden. Die nadelförmigen Elektroden können auf Grund ihres Aufbaus und der verwendeten Materialien sterilisiert und wieder verwendet werden. Die erhobenen Daten dienen als Grundlage für die Anwendung in vivo, um unerwünschte Wirkungen wie Ulzerationen, Abszedierungen, Nervenschädigungen u.a. zu vermeiden.