

Effects of Rapid Maxillary Expansion on the Cranial Base – an FEM-Analysis*

Auswirkungen der forcierten Gaumennahterweiterung auf die Schädelbasis – eine FEM-Analyse*

Christof Holberg¹

Abstract

Background and Aim: Rapid maxillary expansion not only has local effects on the midpalatal suture and the maxillary region, but also on deep anatomical structures of the viscer- and neurocranium. This study's aim was to analyze the distribution pattern of stresses on the juvenile and adult sphenoid by the finite element method (FEM) induced by rapid maxillary expansion. Of special interest were stresses and deformations around the sphenoidal foramina with their vulnerable neural and vascular structures.

Material and Method: A finite element model of the sphenoid consisting of 19,383 single elements was used for the analysis.

Results: The virtual experiments showed that rapid maxillary expansion leads to moderate stresses and deformations in the juvenile sphenoid, so serious complications are unlikely in this region. The situation is different in adulthood because of decreasing elasticity of the skeletal structures. Due to lateral bending of the pterygoid processes, marked stress develops in the round and oval foramen regions and those of the superior orbital fissure, where fractures causing neural and vascular injury can occur.

Conclusion: The surgical separation of the maxilla from the sphenoid is an important means of preventing complications in the region of the cranial base in adults.

Key Words: Maxillary expansion · Cranial base · Sphenoid · Finite element method (FEM) · Stress · Deformation · Fracture

Zusammenfassung

Hintergrund und Ziel: Neben lokalen Effekten auf Maxilla und Sutura palatina mediana hat die forcierte Gaumennahterweiterung auch Auswirkungen auf tief liegende anatomische Strukturen des Viszero- und Neurokraniums. Ziel dieser Studie war es, die bei einer forcierten Gaumennahterweiterung induzierten Spannungen am juvenilen und adulten Keilbein mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode (FEM) zu analysieren. Von besonderem Interesse waren dabei Spannungen und Deformationen, die in der Nähe der sphenoidalen Foramina mit ihren vulnerablen Nervenstrukturen auftraten.

Material und Methode: Zur Analyse wurde ein Finite-Elemente-Modell des Keilbeins, das aus 19383 Einzelementen bestand, eingesetzt.

Ergebnisse: Die virtuellen Experimente zeigten, dass die forcierte Gaumennahterweiterung beim juvenilen Keilbein zu moderaten Spannungen und Deformationen führt, so dass ernste Komplikationen unwahrscheinlich sind. Aufgrund der abnehmenden Elastizität knöcherner Strukturen ist die Situation bei Erwachsenen anders. Aufgrund der Aufbiegung beider Pterygoidfortsätze nach lateral traten im Bereich des Foramen rotundum, des Foramen ovale und der Fissura orbitalis superior beachtliche Spannungen auf, die zu Mikrofrakturen mit Verletzung nervaler und vaskulärer Strukturen führen könnten.

Schlussfolgerung: Eine chirurgische Trennung der Maxilla vom Keilbein ist eine wichtige Maßnahme, um bei Erwachsenen Komplikationen an der Schädelbasis vorzubeugen.

Schlüsselwörter: Gaumennahterweiterung · Schädelbasis · Keilbein · Finite-Elemente-Methode (FEM) · Spannungen · Verformungen · Fraktur

¹ Department of Orthodontics, University of Munich, Germany.

* This paper received the Arnold Biber Research Award of the German Orthodontic Society for the year 2004.

Received: November 11, 2004; accepted: November 15, 2004

Introduction

During rapid maxillary expansion, an opening in the midpalatal suture is intended to bring about a transverse widening of the maxilla [4, 5]. A transverse force is created using a securely fitted device that is routed via anchoring teeth to both maxillary halves so that they become separated [5]. Since both maxillae are connected via sutures to neighboring skull bones such as the zygomatic, sphenoid and nasal bones, rapid maxillary expansion not only has local effects on the maxillary region, but it also influences deep skeletal structures of the viscerocranium and neurocranium [35]. Special attention is therefore warranted at the cranial base, with its vulnerable neural and vascular structures running from the inside to the outside of the skull through foramina [6]. The transverse forces generated during the rapid maxillary expansion are transmitted via the pterygomaxillary connection to the unpaired sphenoid of the cranial base where they lead to stress, the extent and effects of which have yet to be determined [18, 20]. Gardner & Kronman [6] were able to verify these undesirable effects on the cranial base using rhesus monkeys, and there was even a 1.5 mm opening of the sphenoid-occipital synchondrosis in one animal during the rapid maxillary expansion. There are also clinical reports on serious complications in the cranial base after rapid maxillary expansion [26–28, 30]. Lanigan & Mintz [27] reported on one case in which partial paralysis of the oculomotor nerve occurred after surgically-assisted rapid maxillary expansion without separation of the pterygomaxillary connection. CT of the cranial base revealed a sphenoid bone fracture. A possible cause for such unfortunate side effects in the cranial base appears to be the lateral bending of the pterygoid processes [2], inducing previously unexplained stresses to, and deformations of the sphenoid. The aim of this study was therefore to analyze qualitatively and quantitatively such stresses and deformations occurring with juvenile and adult sphenoids using a finite element method (FEM). Of special interest here is the distribution pattern of stresses around the foramina with their vulnerable neural and vascular structures. Preventive measures should be considered when carrying out rapid maxillary expansion to prevent potential complications at the cranial base.

Biomechanics of Rapid Maxillary Expansion

The aim of rapid maxillary expansion is to widen the maxillary base in order to improve transverse occlusal conditions and create space in the maxillary dental arch [4]. Usually, a rapid maxillary expansion device is attached to anchoring teeth in the maxilla, which, upon intermittent turning (activation) of the central expansion screw, causes an opening in the midpalatal suture [7]. After separation of the two maxillae at the median plane, the opening that arises ossifies over the ensuing months, so that a genuine skeletal broadening of the maxilla occurs in the transverse

Einleitung

Bei der forcierten Gaumennahterweiterung wird eine Öffnung der Sutura palatina mediana angestrebt, um eine transversale Verbreiterung der Maxilla zu erreichen [4, 5]. Dazu wird mit Hilfe einer festsitzenden Apparatur eine transversale Kraft erzeugt, die über Ankerzähne auf die beiden Maxillahälften fortgeleitet wird, um diese zu trennen [5]. Da die beiden Maxillae über Suturen mit benachbarten Schädelknochen, wie dem Os zygomaticum, dem Os sphenoidale und dem Os nasale, verbunden sind, hat die forcierte Gaumennahterweiterung nicht nur lokale Auswirkungen auf den Bereich der Maxilla, sondern beeinflusst auch die tiefen skeletalen Strukturen des Viszerocraniums und Neurocraniums [35]. Ein besonderes Augenmerk gilt dabei der Schädelbasis mit ihren vulnerablen neuralen und vaskulären Strukturen, die dort durch entsprechende Formina von intra- nach extrakranial verlaufen [6]. Die während der Gaumennahterweiterung auftretenden transversalen Kräfte werden über die pterygomaxilläre Verbindung auf das unpaarige Sphenoid der Schädelbasis übertragen und führen dort zu Spannungen, deren Größe und Auswirkung bisher ungeklärt sind [18, 20]. Schon Gardner & Kronman [6] konnten in einem Tierversuch mit Rhesusaffen diese unerwünschten Effekte auf die Schädelbasis nachweisen; bei einem der Versuchstiere kam es während der forcierten Gaumennahterweiterung sogar zur Öffnung der Synchondrosis sphenooccipitalis um 1,5 mm. Auch gibt es einige klinische Berichte über ernste Komplikationen an der Schädelbasis nach forciertem Gaumennahterweiterung [26–28, 30]. So berichten Lanigan & Mintz [27] von einem Fall, bei dem nach chirurgisch unterstützter, forciertem Gaumennahterweiterung ohne Trennung der pterygomaxillären Verbindung eine Parese des Nervus oculomotorius aufgetreten ist. Im daraufhin durchgeführten CT der Schädelbasis ließ sich eine Fraktur des Os sphenoidale nachweisen. Eine mögliche Ursache für diese unerwünschten Nebenwirkungen an der Schädelbasis scheint die laterale Aufbiegung der Pterygoidfortsätze zu sein [2], die bisher ungeklärte Spannungen und Verformungen am Sphenoid induziert. Ziel der vorliegenden Studie war es daher, diese am juvenilen und adulten Sphenoid auftretenden Spannungen und Verformungen mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode (FEM) qualitativ und quantitativ zu analysieren. Von besonderem Interesse war dabei das Verteilungsmuster der Spannungen um die Foramina mit ihren vulnerablen neuralen und vaskulären Strukturen. Es stellt sich die Frage, welche präventiven Maßnahmen bei Durchführung einer forcierten Gaumennahterweiterung beachtet werden müssen, um mögliche Komplikationen an der Schädelbasis zu vermeiden.

Biomechanik der forcierten Gaumennahterweiterung

Das Ziel einer forcierten Gaumennahterweiterung ist die Verbreiterung der Oberkieferbasis, um so die transversalen Okklusionsverhältnisse zu verbessern und Platz im Oberkieferzahnbogen zu gewinnen [4]. Meist wird eine festsit-

direction [1]. When the appliance for rapid maxillary expansion is used, strong transverse forces are created that are transmitted to the skeletal structures via the anchoring teeth. The maximum force generated, usually attained while the screw is being activated, is dependent on mode of activation [43]. According to Isaacson et al. [16, 17], average forces of 15–50 N are then transmitted to the maxilla. Within a few minutes after activation is completed, a partial reduction in the acting forces occurs, whereby the remaining residual force provides an accumulative effect when activation is resumed [16, 17]. After several activations values of 100 N and more can be achieved [16, 17], whereby an opening in the midpalatal suture usually occurs between the 9th and 12th individual activations with central diastema formation [17]. Apart from the desired skeletal effects in the suture area, these large forces also exert unwanted effects on the anchoring teeth, periodontium, the alveolar process, and other, more remote skeletal structures. According to Haas [9], they can result in compression of the periodontal ligament, buccal tilting, extrusion of the anchoring teeth, and lateral bending of the alveolar process. The timing of the midpalatal suture opening depends on its grade of ossification, meaning that a rapid and complication-free suture opening can be expected up to juvenile age [19, 34]. In 80% of cases the suture opening is not performed in parallel [14, 41] and in the posterior area it is on average only half as large as it is between the incisors [22–24]. The extent of suture opening was given as up to 10 mm by Korkhaus [21] and Krebs [22–24]. The clinical term used to describe the status after suture opening is "midline diastema", which corrects itself within the subsequent 4 months and whereby medial tilting and an alignment of the central incisors occurs through the actions of transeptal fibers and the strength of the orbicularis oris muscle [10, 41]. From a pathophysiological perspective, the opened suture represents a bone injury which is regenerated via callus formation after osteoblast infiltration [27], and is therefore considered a distraction osteogenesis. The timing of the suture opening is determined by the suture's ossification status and the rigidity of neighboring anatomical structures [1]. The sphenoid and zygomatic bones in particular, but also various connective tissue elements such as the fasciae, masticatory, and facial muscles contribute to resistance to rapid suture opening [1]. This structural rigidity is also implicated in the occurrence of recesses after rapid maxillary expansion, something Hicks [13] estimated would occur on average in 45% of cases without retentive measures, 22–25% with removable retention devices, and 10–23% of cases with fixed retention devices. Forced palatal suture expansion also affects remote skeletal structures above and beyond its local dental and skeletal influences. Using rhesus monkeys, Gardner & Kronman [6] showed that even sutures in the cranial base can open with rapid maxillary expansions. A

zende Gaumennahterweiterungsapparatur an Ankerzähnen des Oberkiefers befestigt, die nach regelmäßiger Aktivierung der zentralen Dehnschraube eine Öffnung der Sutura palatina mediana bewirkt [7]. Nach Trennung der beiden Maxillae in der Medianebene verknöchert der entstandene Spalt in den nächsten Monaten, so dass eine echte skelettale Verbreiterung der Maxilla in transversaler Richtung resultiert [1]. Durch die Apparatur zur Gaumennahterweiterung werden starke transversale Kräfte erzeugt, die über Ankerzähne auf die skelettalen Strukturen übertragen werden. Die Höhe des erzielten Kraftmaximums, das meist noch während der Aktivierung erreicht wird, ist vom Aktivierungsmodus abhängig [43]. Nach Isaacson et al. [16, 17] werden dabei durchschnittlich Kräfte von 15–50 N auf die Maxilla übertragen. Schon wenige Minuten nach Abschluss der Aktivierung kommt es zu einer partiellen Reduktion der einwirkenden Kräfte, wobei die verbliebene Restkraft bei erneuter Aktivierung für einen Kumulationseffekt sorgt [16, 17]. Nach mehreren Aktivierungen können so Werte von 100 N und mehr erreicht werden [16, 17], wobei es meist zwischen der 9. und 12. Einzelaktivierung zu einer Öffnung der Sutura palatina mediana mit Ausbildung eines Diastema mediale kommt [17]. Neben den erwünschten skelettalen Effekten auf den Bereich der Sutura haben diese hohen Kräfte auch unerwünschte Auswirkungen auf die Ankerzähne, das Parodontium, den Alveolarfortsatz und weiter entfernte skelettale Strukturen. So resultiert nach Haas [9] eine Kompression des Parodontiums, eine bukkale Kippung und Extrusion der Ankerzähne und eine Verbiegung der Alveolarfortsätze nach lateral. Der Zeitpunkt der Öffnung der Sutura palatina mediana hängt von ihrem Verknöcherungsgrad ab, was eine schnelle und komplikationsfreie Suturaöffnung im Wechselgebiss erwarten lässt [19, 34]. Die Suturaöffnung verläuft dabei in 80% der Fälle nicht parallel [14, 41] und ist im posterioren Bereich durchschnittlich nur halb so groß wie zwischen den Inzisivi [22–24]. Von Korkhaus [21] und Krebs [22–24] wird das Ausmaß der Suturaöffnung mit bis zu 10 mm angegeben. Nach Öffnung der Sutura tritt klinisch ein Diastema mediale auf, das sich innerhalb der nächsten 4 Monate von selbst verschließt, wobei es durch Einwirkung transeptaler Fasern und der Muskelkraft des Musculus orbicularis oris zu einer Mesialkippung und Aufrichtung der zentralen Inzisivi kommt [10, 41]. Aus pathophysiologischer Sicht stellt die geöffnete Sutura eine knöcherner Gewebeerletzung dar, die nach Einwandern von Osteoblasten über Kallusbildung regeneriert wird [27] und somit als eine Distractionsosteogenese bezeichnet werden kann. Der Zeitpunkt der Suturaöffnung wird bestimmt durch den suturalen Verknöcherungsgrad und die Rigidität der benachbarten anatomischen Strukturen [1]. Besonders das Sphenoid und das Os zygomaticum, aber auch verschiedene Weichteile, wie Faszien, Kau- und Gesichtsmuskeln, tragen zum Widerstand gegen eine schnelle Öffnung der Sutura bei [1]. Diese Rigidität der Strukturen wird auch für das Auftreten von Rezidiven nach forcierter Gaumennahterweiterung verantwort-

1.5-mm opening of the speno-occipital synchondrosis was found in one experimental animal. All skeletal structures directly or indirectly connected to the maxilla are affected by forces released during rapid maxillary expansion [25]. Since the pterygoid processes of the unpaired sphenoid are united with the two maxillary halves indirectly via the palatine bone, they become laterally bent after suture opening [39]. Melsen & Melsen [31] verified that after rapid maxillary expansion, one cannot count on a separation of this joint, since the opposing bone surfaces are extensively interlocked with one another. Rapid maxillary expansion also exerts immediate skeletal effects on the neighboring nasal cavity [11, 14], where a widening of around 8–10 mm can occur in the inferior area [8], while in the superior area, a narrowing has been reported by Pavlin & Vuvicvik [33]. A significant improvement in nasal breathing is then only achieved when the obstruction lay previously in the lower part of the nasal cavity [41]. According to studies by Hershey et al. [12] and Turbyfill [40], the average decrease in air resistance is 45–53% after rapid maxillary expansion has been carried out.

Results from animal and clinical studies have laid the basis for most findings regarding rapid maxillary expansion up to now. However, such studies have usually only registered the effects of large forces not reproducible ad libitum [6, 9, 33, 36, 41]. Consequently, simulation procedures largely based on finite element modeling have been established recently, and together with classical studies, they have been applied to study the effects of rapid maxillary expansion [18, 20]. Using these virtual computer-aided simulations one can analyze the anatomical effects of even the smallest forces. Another advantage of such virtual procedures is that they can be repeated at any time with modified starting parameters [18, 20]. In this way stresses, strain, and deformations of the viscer- and neurocranium can be reliably analyzed and simulated in three dimensions at arbitrarily-chosen measurement points [20]. The methods' validity was determined by comparisons with real studies [9, 13, 17, 39, 41, 42]. When interpreting results produced by such virtual simulation, however, the individual variability of anatomical structures must always be adequately taken into account [20]. Using finite element studies, Jafari et al. [20] and Iseri et al. [18] were able to confirm the findings of earlier research groups [3, 9, 32, 41] regarding the rotation of the maxilla around a virtual center in the frontonasal suture area, for example. Also, the theory of Chaconas & Caputo [2] – that a key problem with rapid maxillary expansion is the indirect connection between the maxilla and the sphenoid's pterygoid processes – was confirmed by Jafari et al. [20] in an FEM study. By separating the two maxillae transversely, the pterygoid processes are powerfully bent laterally [20]. Such a curvature leads to as yet uncertain effects on the sphenoid and the entire cranial base with its vulnerable foramina, through which important neural and

lich gemacht, die nach Hicks [13] ohne retentive Maßnahmen durchschnittlich 45%, mit herausnehmbaren Retentionsgeräten 22–25% und bei festsitzenden Retentionsgeräten 10–23% der initial erreichten Suturöffnung ausmachen. Die forcierte Gaumennahterweiterung hat neben lokalen dentalen und skelettalen Effekten auch Auswirkungen auf entfernte skelettale Strukturen. Gardner & Kronman [6] konnten tierexperimentell an Rhesusaffen zeigen, dass sich im Rahmen einer forcierten Gaumennahterweiterung selbst Suturen der Schädelbasis öffnen können. So zeigte sich bei einem Versuchstier eine Öffnung der Synchondrosis spenooccipitalis um 1,5 mm. Alle direkt oder indirekt mit der Maxilla verbundenen skelettalen Strukturen sind bei der forcierten Gaumennahterweiterung von den freigesetzten Kräfte betroffen [25]. Da die Pterygoidfortsätze des unpaarigen Sphenoids indirekt über das Os palatinum mit den beiden Maxillahälften vereinigt sind, werden sie nach Suturöffnung nach lateral verbogen [39]. Melsen & Melsen [31] haben nachgewiesen, dass bei einer forcierten Gaumennahterweiterung nicht mit einer Trennung dieser Verbindung gerechnet werden kann, da die korrespondierenden Knochenoberflächen sehr stark miteinander verzahnt sind. Unmittelbare skelettale Auswirkungen hat die forcierte Gaumennahterweiterung auch auf das benachbarte Cavum nasi [11, 41], wo es im inferioren Bereich zu einer Aufweitung um 8–10 mm kommen kann [8], während im superioren Bereich sogar eine Verschmälerung von Pavlin & Vuvicvik [33] beschrieben wird. Eine signifikante Verbesserung der Nasenatmung wird daher nur dann erreicht, wenn die Obstruktion im unteren Anteil des Cavum nasi vorgelegen hat [41]. Nach Untersuchungen von Hershey et al. [12] und Turbyfill [40] beträgt nach durchgeführter Gaumennahterweiterung die durchschnittliche Abnahme des Luftwiderstandes 45–53%.

Grundlage für die meisten Erkenntnisse zur forcierten Gaumennahterweiterung waren bisher Ergebnisse aus tierexperimentellen oder klinischen Studien. Diese Studien erfassen jedoch meist nur die Auswirkungen großer Kräfte und sind nicht beliebig wiederholbar [6, 9, 33, 36, 41]. Daher haben sich in den letzten Jahren Simulationsverfahren, die meist auf der Finite-Elemente-Methode basieren, neben den klassischen Studien zur Untersuchung der forcierten Gaumennahterweiterung etabliert [18, 20]. Anhand dieser virtuellen, computer-gestützten Simulationen können die Auswirkungen auch kleinster Kräfte auf anatomische Strukturen analysiert werden. Diese virtuellen Verfahren bieten zudem den Vorteil, dass sie jederzeit auch mit modifizierten Ausgangsparametern wiederholt werden können [18, 20]. Spannungen, Dehnungen und Verformungen des Viszero- und Neurokraniums können so zuverlässig dreidimensional an beliebigen Messpunkten analysiert und simuliert werden [20]. Die Validität der Methode konnte dabei durch Vergleiche mit realen Studien bestimmt werden [9, 13, 17, 39, 41, 42]. Bei der Interpretation der durch diese virtuelle Simulation ermittelten Ergebnisse muss jedoch immer die individuelle Variabilität anatomischer Strukturen



Figure 1. Real 3-D-model of the sphenoid (Somso Inc., Coburg, Germany).

Abbildung 1. 3-D-Modell des Keilbeins (Firma Somso, Coburg, Deutschland).

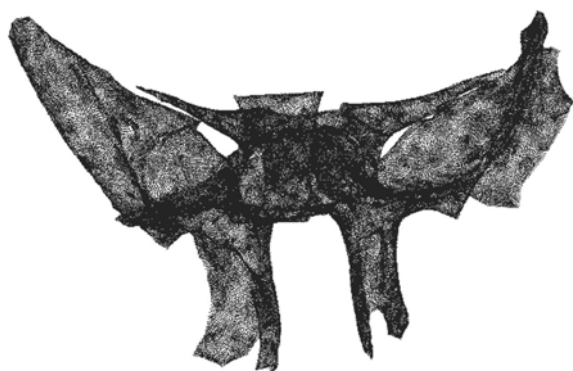


Figure 2. Digitized surface of the sphenoid consisting of 127,278 points.

Abbildung 2. Digitalisierte Oberfläche des Keilbeins bestehend aus 127 278 Punkten.

vascular structures run. In this finite element study, we tested how large such induced stresses actually are in the foramina area in the juvenile and adult sphenoid, and when a risk of fracture or injury of important structures arises.

Materials and Methods

A tailor-made anatomical model of the sphenoid provided by Somso®, Coburg, Germany (Figure 1) served as the basis for the simulations. The surface of this anatomical model was digitalized using a 3-D scanner (Vivid 700, Konica Minolta Inc., Langenhagen, Germany) and the individual point clouds were matched to an entire point cloud consisting of 127,278 single points (Figure 2). After redundancy optimization, the total point number was reduced to 34,000 single points. The point clouds were then

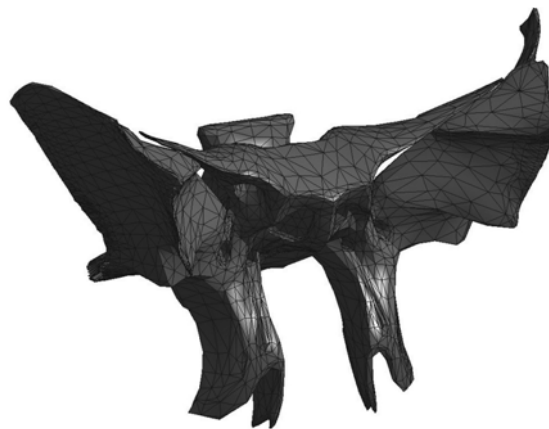


Figure 3. The 3-D finite element model of the sphenoid consisting of 19,383 elements with 35,771 nodes.

Abbildung 3. Dreidimensionales Finite-Elemente-Modell des Keilbeins, bestehend aus 19 383 Elementen und 35 771 Knotenpunkten.

ausreichend Beachtung finden [20]. Im Rahmen von Finite-Elemente-Studien konnten Jafari et al. [20] und Iseri et al. [18] beispielsweise die Erkenntnisse von früheren Arbeitsgruppen [3, 9, 32, 41] zur Rotation der Maxilla um ein virtuelles Zentrum im Bereich der Sutura frontonasalis bestätigen. Auch die von Chaconas & Caputo [2] aufgestellte Vermutung, dass ein wichtiger, problematischer Faktor bei der Gaumennahterweiterung die indirekte Verbindung zwischen der Maxilla und den Pterygoidfortsätzen des Sphenoids ist, konnte in einer FEM-Studie von Jafari et al. [20] bestätigt werden. Durch Trennung der beiden Maxillae in transversaler Richtung werden die Pterygoidfortsätze stark nach lateral verbogen [20]. Diese Verbiegung führt zu bisher ungeklärten Auswirkungen auf das Sphenoid und die gesamte Schädelbasis mit ihren vulnerablen Foramina, durch die wichtige neurale und vaskuläre Strukturen verlaufen. Im Rahmen der hier vorgestellten Finite-Elemente-Studie soll nun untersucht werden, wie groß diese induzierten Spannungen im Bereich der Foramina beim juvenilen und adulten Sphenoid sind und wann eine Fraktur- oder Verletzungsgefahr wichtiger Strukturen besteht.

Material und Methode

Als Grundlage für die durchgeführten Simulationen diente ein konfektioniertes anatomisches Modell des Sphenoids der Firma Somso®, Coburg (Abbildung 1). Die Oberfläche dieses anatomischen Modells wurde mit Hilfe eines 3-D-Scanners (Vivid 700, Konica Minolta Inc., Langenhagen, Deutschland) digitalisiert und die einzelnen Teilpunktfolgen zu einer Gesamtpunktfolge gemacht, die aus 127 278 Einzelpunkten bestand (Abbildung 2). Nach Redundanzoptimierung konnte die Gesamtpunktzahl auf 34 000 Einzelpunkte verringert werden. Nun erfolgte eine Vernetzung der Punktfolge durch Delauney-Triangulation in ein Polygonnetz, das von überkreuzenden und nicht-mannigfaltigen Flächen gereinigt

Table 1. Conditions of experimental parameters.

Tabelle 1. Eigenschaften der experimentellen Parameter.

Experimental Parameter	Conditions in Study
Young's modulus of juvenile sphenoid	1.370 GPa
Young's modulus of adult sphenoid	10.0 GPa
Poisson's ratio of juvenile sphenoid	0.3
Poisson's ratio of adult sphenoid	0.3
Zero-displacement and zero-rotation	Nodes at the sphenotemporal, sphenoparietal and sphenofrontal suture
Known transversal displacement	Nodes at the inferior part of the right and left medial pterygoid
Magnitude of transversal displacement	1, 2, 3, 4 and 5 mm

Table 2. Von Mises stress distribution at the anatomical structures of the sphenoid following 2 mm of lateral bending of each pterygoid process.

Tabelle 2. Verteilung der Von-Mises-Spannungen an den anatomischen Strukturen des Keilbeins nach Aufbiegen beider Pterygoidfortsätze um jeweils 2 mm nach lateral.

Anatomical Structure	Maximum Stress Values, kg/mm ²	
	Juvenile	Adult
Spinous foramen	18.6	112.5
Oval foramen	37.1	274.1
Lacerated foramen	28.9	135.5
Round foramen	44.5	347.4
Optic foramen	13.9	119.2
Superior orbital fissure	92.3	251.6
Posterior ethmoidal foramen	5.2	38.1
Greater wing of sphenoid	4.7	35.8
Lesser wing of sphenoid	0.5	9.3
Anterior clinoid process	0.7	1.3
Sphenoidal jugum	4.9	36.5
Prechiasmatic sulcus	8.5	49.6
Tubercle of sella	7.3	34.3
Pituitary fossa	4.8	44.1
Posterior clinoid process	0.1	0.3
Dorsum of sella	2.5	18.8
Carotid sulcus	28.6	210.1
Spheno-occipital synchondrosis	1.6	9.0
Pterygoid hamulus	0.1	0.3
Medial lamina	57.2	371.1
Pterygoid fossa	37.2	166.2
Lateral lamina	54.1	220.0
Spine of sphenoid	5.4	66.8

Table 3. Distribution of displacement values at the anatomical structures of the sphenoid following 2 mm of lateral bending of each pterygoid process.

Tabelle 3. Verteilung der Verformungswerte an den anatomischen Strukturen des Keilbeins nach Aufbiegen beider Pterygoidfortsätze um jeweils 2 mm nach lateral.

Anatomical Structure	Maximum Displacement Values, mm	
	Juvenile	Adult
Spinous foramen	0.22	0.21
Oval foramen	0.52	0.52
Lacerated foramen	0.56	0.58
Round foramen	0.53	0.55
Optic foramen	0.59	0.58
Superior orbital fissure	0.58	0.61
Posterior ethmoidal foramen	0.46	0.41
Greater wing of sphenoid	0.19	0.18
Lesser wing of sphenoid	0.79	0.82
Anterior clinoid process	0.66	0.64
Sphenoidal jugum	0.47	0.46
Prechiasmatic sulcus	0.46	0.47
Tubercle of sella	0.51	0.49
Pituitary fossa	0.62	0.59
Posterior clinoid process	0.74	0.74
Dorsum of sella	0.73	0.75
Carotid sulcus	0.75	0.73
Spheno-occipital synchondrosis	0.93	0.95
Pterygoid hamulus	2.43	2.39
Medial lamina	2.00	2.04
Pterygoid fossa	1.74	1.77
Lateral lamina	1.70	1.68
Spine of sphenoid	0.03	0.01

wurde. Sämtliche oben aufgeführten Verarbeitungsschritte der digitalen Punktwolke wurden mit Hilfe der Software Rapidform® (Inus Technology Inc., Südkorea) durchgeführt. Nach Konvertierung des numerischen Polygonnetzes in eine analytische CAD-Darstellung konnte diese über die sogenannte CAD-FEM-Schnittstelle in ein Finite-Elemente-Modell überführt werden, das aus 19 383 Einzelementen mit 35771 Knoten bestand (Abbildung 3). Dieses Finite-Elemente-Modell, das in der Software Design Space (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) generiert wurde, bildete die Grundlage zur Durchführung der einzelnen Simulationen. Das Elastizitätsmodul für den Knochen beim Jugendlichen (1,370 GPa) und beim Erwachsenen (10 GPa) wurde aus der Publikation von Tanne et al. [37] entnommen. Die Poisson's Ratio betrug immer 0,3. Als Lagerbedingungen wurden fixierte Knotenpunkte an der Sutura sphenotemporalis, der Sutura

cross-linked by Delauney triangulation into a polygonal mesh that was cleared of crossing and self-intersecting faces. All the processing steps of the digital point cloud listed above were carried out using the software Rapid-form® (Inus Technology Inc., South Korea). After converting the numeric polygon mesh into an analytical CAD representation, this was transferred via the so-called CAD FEM interface into a finite element model consisting of 19,383 single elements with 35,771 nodes (Figure 3). This finite element model, generated in Software Design Space (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA), represented the basis for implementing the individual simulations. Young's modulus for juvenile bone (1.370 GPa) and adults (10 GPa) was taken from the publication by Tanne et al. [37]. The Poisson ratio was always 0.3. Nodes at the sphenotemporal, sphenoparietal and sphenofrontal sutures were defined as fixed (Table 1). Using this finite element model consisting only of tetrahedron elements, ten single simulations were carried out in all, i.e. five with the juvenile and five with the adult model. Within these individual simulations, both pterygoid processes were bent laterally by 1, 2, 3, 4 and 5 mm, as would occur in a patient during rapid maxillary expansion when the connection between the maxilla and pterygoid processes is not separated [2]. All conditions during the simulations are listed in Table 1. At individual, previously-defined anatomical measurement points (Tables 2 to 4), local structural deformation was measured, as were the von Mises stresses occurring upon loading.

Results

The qualitative distribution of the von Mises stresses over individual regions of the sphenoid bone depended on the anatomical geometry (Figures 4 to 7). Greater expansion led to higher von Mises stress values, revealing an almost linear dependence on the degree of expansion (Table 4, Figure 8). The absolute level of stress was also dependent on bone quality, a fact apparent in the far larger stresses seen in the adult sphenoids (Table 2). Deformation in the individual anatomical regions, on the other hand, was similarly high in juvenile and adult sphenoid (Table 3).

Pterygoid Process

The highest stress values were apparent in the medial and lateral lamina regions, followed by the pterygoid fossa. However, the pterygoid hamulus and the spine of the sphenoid bone showed much lower von Mises stress values. With 2 mm bending per side, the maximum stress in the medial lamina area in juvenile bone lay at 57.2 MPa, much lower than that in the adult sphenoid (371.1 MPa, Table 2). Even with a bending of 5 mm the maximum von Mises stress on the juvenile sphenoid in the medial lamina area lay at 143.2 MPa, which was also much lower than that observed in the adult sphenoid, where a von Mises stress of

Table 4. Von Mises stress distribution at the anatomical structures of the juvenile sphenoid following 1–5 mm of lateral bending of each pterygoid process.

Tabelle 4. Verteilung der Von-Mises-Spannungen an den anatomischen Strukturen des juvenilen Keilbeins nach Aufbiegen beider Pterygoidfortsätze um jeweils 1–5 mm nach lateral.

Anatomical Structure	Maximum von Mises Stress, kg/mm ²				
	1 mm	2 mm	3 mm	4 mm	5 mm
Spinous foramen	10.1	18.6	26.6	42.8	64.3
Oval foramen	17.6	37.1	52.7	72.4	89.0
Lacerated foramen	14.3	28.9	43.5	59.3	69.6
Round foramen	24.3	44.5	72.4	93.8	120.6
Optic foramen	7.7	13.9	27.2	27.8	38.3
Superior orbital fissure	24.8	92.3	120.2	143.1	201.9
Posterior ethmoidal foramen	3.1	5.2	8.1	11.5	15.2
Greater wing of sphenoid	3.1	4.7	9.2	12.9	23.7
Lesser wing of sphenoid	0.2	0.5	1.7	1.9	2.1
Anterior clinoid process	0.1	0.7	0.8	0.8	0.9
Sphenoidal jugum	2.1	4.9	8.1	8.5	9.4
Prechiasmatic sulcus	3.6	8.5	10.7	13.6	17.1
Tubercle of sella	2.9	7.3	8.1	10.8	12.8
Pituitary fossa	2.5	4.8	8.3	9.2	9.9
Posterior clinoid process	0.1	0.1	0.2	0.3	0.3
Dorsum of sella	0.3	0.5	0.8	1.4	2.9
Carotid sulcus	14.5	28.6	43.6	53.5	71.4
Spheno-occipital synchondrosis	0.6	1.6	1.7	2.2	2.5
Pterygoid hamulus	0.1	0.1	0.1	0.1	0.2
Medial lamina	32.2	57.2	93.4	115.3	143.2
Pterygoid fossa	15.6	37.2	45.2	61.9	75.2
Lateral lamina	21.3	54.1	60.5	124.3	138.4
Spine of sphenoid	3.2	5.4	16.2	27.2	45.1

sphenoparietalis und an der Sutura sphenofrontalis definiert (Tabelle 1). Mit Hilfe dieser Finite-Elemente-Modelle, die ausschließlich aus Tetraederelementen bestanden, wurden insgesamt zehn Einzelsimulationen durchgeführt, jeweils fünf an einem juvenilen und fünf an einem adulten Modell. Im Rahmen dieser Einzelsimulationen wurden beide Pterygoidfortsätze jeweils um 1, 2, 3, 4 und 5 mm nach lateral verbogen, so wie dies auch während einer forcierten Gaumennahterweiterung am Patienten abläuft, wenn die Verbindung zwischen Maxilla und Pterygoidfortsätzen nicht getrennt wird [2]. Sämtliche Rahmenbedingungen während der durchgeführten Simulationen sind in Tabelle 1 dargestellt. An einzelnen, vorher definierten anatomischen Messpunkten (Tabellen 2 bis 4) konnte nun neben der bei Belastung aufgetretenen Von-

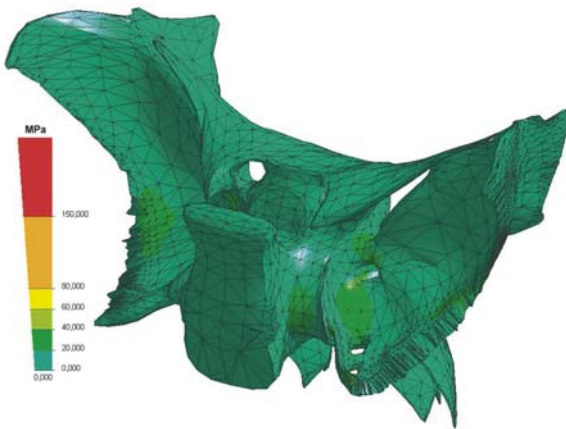


Figure 4. Von Mises stress distribution in juvenile sphenoid following 2 mm of lateral bending of each pterygoid process.

Abbildung 4. Verteilung der Von-Mises-Spannungen am juvenilen Keilbein nach Verbiegung der Pterygoidfortsätze um 2 mm nach lateral.

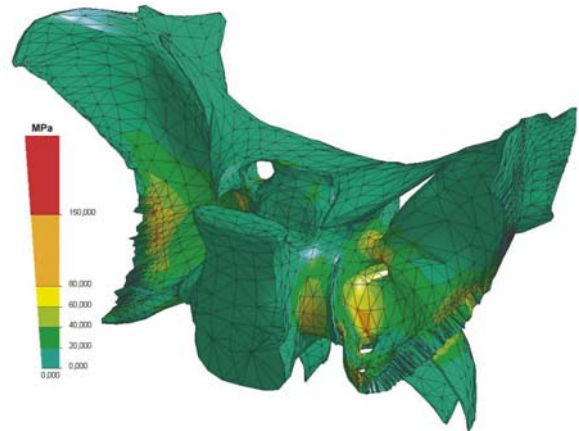


Figure 5. Von Mises stress distribution in juvenile sphenoid following 5 mm of lateral bending of each pterygoid process.

Abbildung 5. Verteilung der Von-Mises-Spannungen beim juvenilen Keilbein nach Verbiegung der Pterygoidfortsätze um 5 mm nach lateral.

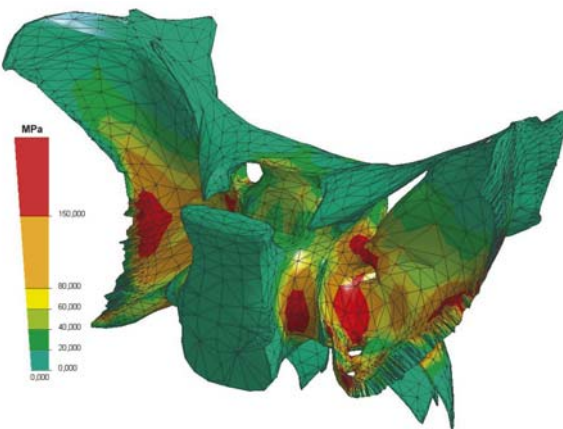


Figure 6. Von Mises stress distribution in adult sphenoid following 2 mm of lateral bending of each pterygoid process (posterior view).

Abbildung 6. Verteilung der Von-Mises-Spannungen beim adulten Keilbein nach Verbiegung der Pterygoidfortsätze um 5 mm nach lateral (Ansicht von hinten).

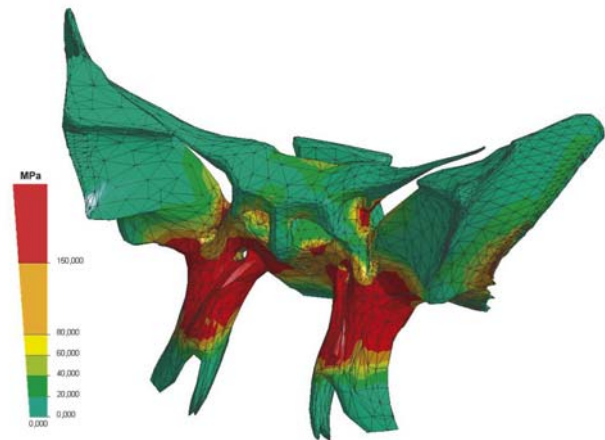


Figure 7. Von Mises stress distribution in adult sphenoid following 2 mm of lateral bending of each pterygoid process (anterior view).

Abbildung 7. Verteilung der Von-Mises-Spannungen beim adulten Keilbein nach Verbiegung der Pterygoidfortsätze um 2 mm nach lateral (Ansicht von vorne).

371.1 MPa was demonstrated with only 2 mm bending. The stresses measured in the pterygoid fossa were usually between the values observed in the lateral and medial laminae. The average deformation of 2 mm in the pterygoid process region corresponded to the prescribed degree of suture expansion (Table 3).

Foramina

In addition to the medial and lateral laminae of the pterygoid processes, several marginal zones of the foramina revealed the highest von Mises stresses (Tables 2 and 4). The oval and round foramina as well as the superior orbital fissure were particularly exposed to high stresses. In the adult

Mises-Spannung auch die strukturelle lokale Verformung gemessen werden.

Ergebnisse

Die qualitative Verteilung der Von-Mises-Spannungen über die einzelnen Regionen des Os sphenoidale war abhängig von der anatomischen Geometrie (Abbildungen 4 bis 7). Eine größere Aufdehnung führte zu höheren Von-Mises-Spannungswerten, die eine nahezu lineare Abhängigkeit vom Grad der Aufdehnung zeigten (Tabelle 4, Abbildung 8). Die absolute Höhe der Spannungswerte war dabei auch abhängig von der Knochenqualität, was sich in deutlich größeren Spannungswerten beim adulten Sphenoid nieder-

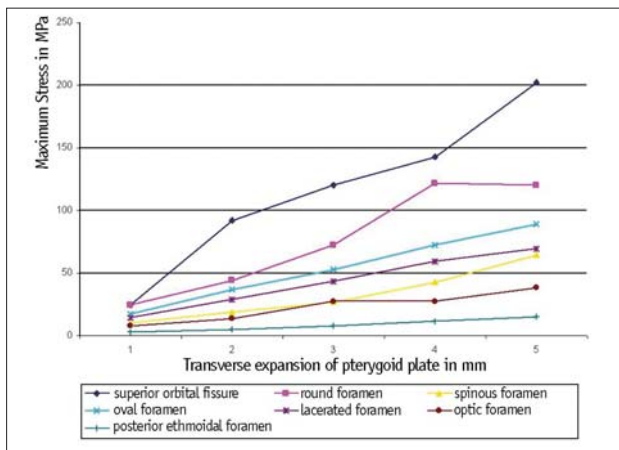


Figure 8. Analysis of von Mises stresses at different foramina of the juvenile sphenoid depending on the magnitude of transverse expansion.

Abbildung 8. Analyse der Von-Mises-Spannungen an verschiedenen Foramina des juvenilen Keilbeins in Abhängigkeit vom Ausmaß der transversalen Expansion.

sphenoid the stresses measured with 2 mm bending amounted to between 251.6 MPa (superior orbital fissure) and MPa 347.4 (round foramen), while the oval foramen experienced a stress of 274.1 MPa. Even with 5 mm bending, the stresses measured in the juvenile sphenoid were far smaller (superior orbital fissure 201.9 MPa, round foramen 120.6 MPa, oval foramen 89.0 MPa). The values measured at the spinous, lacerated, optic and the posterior ethmoidal foramina did not reach the maximums of the above-mentioned anatomical structures. The local deformation measured at the foramina with 2 mm bending of the pterygoid processes lay between 0.21 mm (spinous foramen) and 0.61 mm (superior orbital fissure). The quantitative degree of deformation in this case was nearly identical in the juvenile and adult sphenoids.

Other Anatomical Structures

The highest stresses were measured at the carotid sulcus, prechiasmatic sulcus, pituitary fossa and the sphenoidal jugum. The von Mises stress at the carotid sulcus was 28.6 MPa in the juvenile, and 210.1 MPa in the adult sphenoid with 2 mm bending of the pterygoid processes. In the adult sphenoid (2 mm extension) the stresses at the prechiasmatic sulcus were 49.6 MPa, at the pituitary fossa 44.1 MPa, and at the sphenoidal jugum 36.5 MPa. The stresses measured in the juvenile sphenoid with 5 mm bending of the pterygoid processes were on average lower. Here 71.4 MPa was achieved at the carotid sulcus, but only 17.1 MPa at the prechiasmatic sulcus, 9.9 MPa at the pituitary fossa, and 9.4 MPa at the sphenoidal jugum. Anatomical structures such as the greater and lesser wings of the sphenoid bone, the clinoid process and the sphenoid-occipital syn-

schlug (Tabelle 2). Die Verformung in den einzelnen anatomischen Regionen dagegen war bei juvenilem und adultem Sphenoid ähnlich hoch (Tabelle 3).

Processus pterygoideus

Die höchsten Stresswerte wurden hier im Bereich der Lamina medialis und lateralis gefunden, gefolgt von der Fossa pterygoidea. Hamulus pterygoideus und Spina ossis sphenoidalis wiesen dagegen deutlich geringere Von-Mises-Spannungswerte auf. Bei 2 mm Aufdehnung pro Seite lag das Spannungsmaximum im Bereich der Lamina medialis beim juvenilen Knochen mit 57,2 MPa deutlich niedriger als beim adulten Sphenoid, das ein Spannungsmaximum von 371,1 MPa zeigte (Tabelle 2). Selbst bei einer Aufdehnung von 5 mm lag die maximale Von-Mises-Spannung beim juvenilen Sphenoid im Bereich der Lamina medialis mit 143,2 MPa noch deutlich niedriger als beim adulten Sphenoid, das bereits bei nur 2 mm Verbiegung eine Von-Mises-Spannung von 371,1 MPa aufwies. Die gemessenen Spannungswerte in der Fossa pterygoidea lagen meist zwischen den Werten der Lamina medialis und lateralis. Die Verformung im Bereich des Processus pterygoideus entsprach mit durchschnittlich 2 mm dem Grad der vorgegebenen Aufdehnung (Tabelle 3).

Foramina

Neben der Lamina medialis und lateralis der Pterygoidfortsätze wiesen einige Randbereiche der Foramina die höchsten Von-Mises-Spannungswerte auf (Tabellen 2 und 4). Besonders betroffen von hohen Spannungswerten waren das Foramen rotundum, das Foramen ovale und die Fissura orbitalis superior. Beim adulten Sphenoid betragen hier die gemessenen Spannungswerte bei 2 mm Aufdehnung zwischen 251,6 MPa (Fissura orbitalis superior) und 347,4 MPa (Foramen rotundum), während der gemessene Wert am Foramen ovale mit 274,1 MPa eine Mittelstellung einnahm. Selbst bei 5 mm Aufdehnung waren die gemessenen Spannungswerte beim juvenilen Sphenoid deutlich kleiner. Hier wurde an der Fissura orbitalis superior mit 201,9 MPa ein Spannungsmaximum gemessen, während die Werte am Foramen rotundum (120,6 MPa) und am Foramen ovale (89,0 MPa) noch niedriger lagen. Die gemessenen Werte am Foramen spinosum, am Foramen lacerum, am Canalis opticus und am Foramen ethmoidale posterior erreichten nicht die Spitzenwerte der vorher genannten anatomischen Strukturen. Die gemessene lokale Verformung an den Foramina lag bei 2 mm Aufdehnung der Pterygoidfortsätze zwischen 0,21 mm (Foramen spinosum) und 0,61 mm (Fissura orbitalis superior). Das quantitative Ausmaß der Verformung war dabei beim juvenilen und adulten Sphenoid nahezu gleich.

Sonstige anatomische Strukturen

Die höchsten Spannungswerte wurden am Sulcus caroticus, am Sulcus praechiasmaticus, an der Fossa hypophysialis und am Jugum sphenoidale gemessen. Bei 2 mm Dehnung der

chondrosis did not demonstrate any critical stress measurement values. Von Mises stresses of 34.3 MPa were measured in the adult sphenoid (2 mm extension) only at the tubercle of sella turcica. Local deformation of individual anatomical structures varied in this case between 0.18 mm (greater wing of sphenoid) and 0.95 mm (spheno-occipital synchondrosis), and was similarly high in juvenile and adult sphenoid.

Discussion

As already shown by Iseri et al. [18] and Jafari et al. [20], the finite element method is a suitable procedure for simulating rapid maxillary expansion. The geometric quality of the simulation models employed has kept improving over the years. While in 1998 Iseri et al. [18] employed a finite element model of the viscerocranium and neurocranium with a total of 2,349 single elements for carrying out simulations at their disposal, by 2003, Jafari et al. [20] were already using a more differentiated simulation model consisting of 6,951 single elements. In this study we were able to improve the geometric differentiation even further, since only a complex individual bone of the cranial base, the sphenoid, was examined. The geometric complexity of this important anatomical structure was represented by a differentiated finite element model of 19,383 single elements. This was the only means possible to analyze the effects of the rapid maxillary expansion on small, but vulnerable structures in the cranial base (i.e., the foramina). As Iseri et al. [18] and Jafari et al. [20] already showed, the finite element method is a suitable instrument for qualitatively analyzing force distributions and structural deformations. However, the precise quantitative recording of single values demands cautious and considered interpretation, since these are strongly influenced by individual factors such as bone thickness and quality. The finite element model therefore represents an artificial simulation model allowing inferences to be made about force and/or stress distributions in complex anatomical structures. For this reason the Young's modulus for the juvenile and adult sphenoid in this study was taken from publications by Tanne et al. [37]. As has often been reported in the literature, rapid maxillary expansion not only has desired effects on the regional skeletal structures of the maxilla [9, 11, 41] and the nasal floor [8, 9, 11, 12, 40, 41], but also unwanted effects on local [9] and more remote skeletal structures [16, 17]. Of these neighboring structures, the zygomatic and sphenoid bones are particularly affected during a rapid maxillary expansion [16, 17, 41]. As Chaconas & Caputo [2] reported, the connection between the two maxillae and the pterygoid processes of the sphenoid bone via the palatine bone is a special problem, since the sphenoid in the cranial base – unlike the maxilla – is not a paired, but an unpaired bone. The two pterygoid processes provide resistance to suture opening during

Pterygoidfortsätze lag die Von-Mises-Spannung am Sulcus caroticus im juvenilen Sphenoid bei 28,6 MPa und im adulten Sphenoid bei 210,1 MPa. Im adulten Sphenoid (2 mm Aufdehnung) lagen die Spannungswerte am Sulcus praechiasmaticus bei 49,6 MPa, an der Fossa hypophysialis bei 44,1 MPa und am Jugum sphenoidale bei 36,5 MPa. Die im juvenilen Sphenoid gemessenen Spannungswerte bei 5 mm Aufdehnung der Pterygoidfortsätze lagen durchschnittlich niedriger. Hier wurden am Sulcus caroticus zwar 71,4 MPa erreicht, am Sulcus praechiasmaticus jedoch lediglich 17,1 MPa, an der Fossa hypophysialis 9,9 MPa und am Jugum sphenoidale 9,4 MPa. Anatomische Strukturen wie Ala major, Ala minor, Processus clinoideus und Synchondrosis sphenooccipitalis zeigten bei den Spannungsmessungen keine kritischen Werte. Lediglich am Tuberculum sellae turcicae wurden Von-Mises-Spannungen von 34,3 MPa im adulten Sphenoid (2 mm Aufdehnung) gemessen. Die lokale Verformung an den einzelnen anatomischen Strukturen schwankte dabei zwischen 0,18 mm (Ala major) und 0,95 mm (Synchondrosis sphenooccipitalis) und war bei juvenilem und adultem Sphenoid ähnlich hoch.

Diskussion

Wie bereits von Iseri et al. [18] und Jafari et al. [20] gezeigt, ist die Finite-Elemente-Methode ein geeignetes Verfahren zur Simulation einer forcierten Gaumennahterweiterung. Im Laufe der Jahre hat sich dabei die geometrische Qualität der verwendeten Simulationsmodelle immer weiter verbessert. Während Iseri et al. [18] im Jahre 1998 ein Finite-Elemente-Modell des Viszero- und Neurokraniums mit insgesamt 2 349 Schalenlementen für die Durchführung der Simulationen zur Verfügung hatten, benutzten Jafari et al. [20] im Jahre 2003 bereits ein deutlich differenzierteres Simulationsmodell, das aus 6 951 Einzelementen bestand. In der hier vorgelegten Studie konnte die geometrische Differenzierung noch weiter verbessert werden, da nur ein besonders komplexer Einzelknochen der Schädelbasis, das Sphenoid, untersucht wurde. Die geometrische Komplexität dieser wichtigen anatomischen Struktur wurde durch ein differenziertes Finite-Elemente-Modell aus 19 383 Einzelementen repräsentiert. Nur so war es möglich, die Auswirkungen der forcierten Gaumennahterweiterung auf kleine, aber vulnerable Strukturen der Schädelbasis (z.B. Foramina) zu analysieren. Wie bereits Iseri et al. [18] und Jafari et al. [20] gezeigt haben, ist die Finite-Elemente-Methode ein geeignetes Instrument zur qualitativen Analyse von Spannungsverteilungen und strukturellen Verformungen. Die exakte quantitative Erfassung von Einzelwerten erfordert jedoch eine vorsichtige und überlegte Interpretation, da diese stark von individuellen Faktoren wie Knochendicke und Knochenqualität beeinflusst werden. Das Finite-Elemente-Modell stellt somit ein konfektioniertes Simulationsmodell dar, das Rückschlüsse auf prinzipielle Spannungsverteilungen an komplexen anatomischen Strukturen erlaubt. So wurden die Elastizitätsmodule für das juvenile

rapid maxillary expansion, especially in the posterior area, and they become laterally bent during this process [20]. With a suture opening of 5 mm in the anterior region of the maxilla, the bending of the lateral pterygoid process amounts to 2 mm, according to Jafari et al. [20]. In this study we analyzed the effects of this bending on the sphenoid bone and its vulnerable structures (foramina), and found that the stresses induced by rapid maxillary expansion in the juvenile sphenoid are far smaller than they are in the adult sphenoid. Even strong bending of the pterygoid processes in the juvenile sphenoid of up to 5 mm resulted in far lower stresses than moderate bending in the adult sphenoid. This confirms the studies of Bishara & Staley [1], which maintain that the main resistance to suture opening in the posterior area can be explained by the decreasing elasticity of the pterygoid processes during adulthood. The results are an indication that the unwanted effects of rapid maxillary expansion on the cranial base are rather unlikely in children, but cannot be ruled out with increasing age and rigidity in skeletal structures. The simulations carried out provide a good and plausible explanation for the case presented by Lanigan & Mintz [27], where a fracture of the sphenoid occurred with neurological symptoms in an adult (partial paralysis of the oculomotor nerve) after rapid maxillary expansion without previous separation of the pterygomaxillary junction. The margins of the superior orbital fissure through which the oculomotor nerve passes revealed particularly high stresses in our measurements. The simulation results suggest that when performing surgically-assisted rapid maxillary expansion during adulthood, the surgical separation of the maxilla and the pterygoid process is especially important in order to avoid serious complications at the cranial base. The recommendation by Matteini & Mommaerts [29] for a preventive separation of this connection is supported by the results of this study. The sphenoid apparently shows a characteristic stress distribution during the activation phase of rapid maxillary expansion, determined in turn by this bone's complex geometry. The margins of the round foramen, the oval foramen, and the internal angle of the superior orbital fissure are affected by particularly strong stresses. Neural structures running through these foramina include the maxillary, mandibular, oculomotor, trochlear, ophthalmic and sixth cranial nerves. Because of the relatively low stresses measured in the simulations, one need not anticipate damage to these neural structures in the juvenile sphenoid. In the adult sphenoid, however, such injury cannot be entirely ruled out if the pterygomaxillary connection is left intact, as the adult sphenoid shows far greater peak stresses during rapid maxillary expansion. This opinion is supported by several publications reporting on neurological and vascular complications in adults after rapid maxillary expansion [26–28, 30].

und das adulte Sphenoid in dieser Studie über die Auswirkungen der forcierten Gaumennahterweiterung aus Veröffentlichungen von Tanne et al. [37] übernommen. Wie vielfach in der Literatur berichtet wurde, hat die forcierte Gaumennahterweiterung nicht nur erwünschte Auswirkungen auf die regionalen skelettalen Strukturen der Maxilla [9, 11, 41] und des Nasenbodens [8, 9, 11, 12, 40, 41], sondern auch unerwünschte Wirkungen auf lokale [9] und weiter entfernte skelettale Strukturen [16, 17]. Von diesen benachbarten Strukturen sind vor allem das Os zygomaticum und das Os sphenoidale während einer Gaumennahterweiterung betroffen [16, 17, 41]. Wie Chaconas & Caputo [2] in ihrer Veröffentlichung festgestellt haben, ist die Verbindung der beiden Maxillae über das Os palatinum mit den Pterygoidfortsätzen des Os sphenoidale ein besonderes Problem, da dieser Knochen der Schädelbasis im Gegensatz zur Maxilla kein paariger, sondern ein unpaariger Knochen ist. Die beiden Pterygoidfortsätze setzen während der Gaumennahterweiterung der Sutureöffnung vor allem im posterioren Bereich einen Widerstand entgegen und werden dabei nach lateral aufgebogen [20]. Bei einer Sutureöffnung von 5 mm im anterioren Bereich der Maxilla liegt nach den Untersuchungen von Jafari et al. [20] diese Aufbiegung des Processus pterygoideus lateralis bei 2 mm. Im Rahmen der hier durchgeführten Studie wurden nun die Auswirkungen dieser Aufbiegung auf das Os sphenoidale und seine vulnerablen Strukturen (Foramina) analysiert. Dabei zeigte sich, dass die durch eine forcierte Gaumennahterweiterung im juvenilen Sphenoid erzeugten Spannungen deutlich kleiner sind als im adulten Sphenoid. Selbst eine starke Verbiegung der Pterygoidfortsätze im juvenilen Sphenoid auf bis zu 5 mm hatte deutlich niedrigere Spannungen zur Folge als moderate Aufbiegungen im adulten Sphenoid. Dies bestätigt die Untersuchungen von Bishara & Staley [1], wonach der Hauptwiderstand für die Sutureöffnung im posterioren Bereich im Erwachsenenalter durch die abnehmende Elastizität der Pterygoidfortsätze erklärt werden kann. Die Ergebnisse sind ein Indiz dafür, dass unerwünschte Auswirkungen der forcierten Gaumennahterweiterung auf die Schädelbasis bei Kindern eher unwahrscheinlich sind, mit zunehmendem Lebensalter, und damit zunehmender Rigidität der skelettalen Strukturen, aber nicht ausgeschlossen werden können. Die durchgeführten Simulationen geben eine gute und plausible Erklärung für den von Lanigan & Mintz [27] vorgestellten Kasus, bei dem es nach Durchführung einer forcierten Gaumennahterweiterung ohne vorherige Trennung der pterygomaxillären Verbindung bei einem Erwachsenen zu einer Fraktur des Sphenoids mit neurologischer Symptomatik (Parese des Nervus oculomotorius) gekommen war. Der Randbereich der Fissura orbitalis superior, durch die der Nervus oculomotorius zieht, wies bei unseren Messungen besonders hohe Spannungswerte auf. Die Simulationsergebnisse sprechen dafür, dass bei Durchführung einer chirurgisch unterstützten Gaumennahterweiterung im Erwachsenenalter die chirurgische Trennung von Maxilla und Processus ptery-

Conclusions

As a well-proven procedure for the transverse enlargement of the maxilla, rapid maxillary expansion leads to moderate stresses in children and adolescents at the cranial base, making serious complications unlikely in the juvenile sphenoid region. The situation is different in adults. Because of decreasing elasticity in adult skeletal structures, a marked degree of stress occurs in the sphenoid region during rapid maxillary expansion, due to bending of the pterygoid processes. Particularly affected are the round foramen, oval foramen, and superior orbital fissure, where fractures leading to neural and vascular injury can occur. Surgical separation of the maxilla from the sphenoid is therefore an important means of preventing complications in the cranial base region in adults.

References

1. Bishara SE, Staley RN. Maxillary expansion: clinical implications. *Am J Orthod Orthop* 1987;91:3–14.
2. Chaconas SJ, Caputo AA. Observation of orthopedic force distribution produced by maxillary orthodontic appliances. *Am J Orthod* 1982;82:492–501.
3. Davis WM, Kronman JH. Anatomical changes induced by splitting of the midpalatal suture. *Angle Orthod* 1969;39:126–32.
4. Derichsweiler H. Die Gaumennahterweiterung. *Fortschr Kieferorthop* 1953;14:5–23.
5. Derichsweiler H. Gaumennahterweiterung. Methode, Indikation und klinische Bedeutung. Hanser: München, 1956.
6. Gardner GE, Kronman JH. Cranioskeletal displacement caused by rapid palatal expansion in the Rhesus monkey. *Am J Orthod* 1971;59:146–55.
7. Göz G. Rasche Gaumennahterweiterung. In: Diedrich P, Hrsg. *Kieferorthopädie II. Praxis der Zahnheilkunde. Bd. 11/II.* München–Jena: Urban & Fischer, 2002:271–9.
8. Gray LP. Results of 310 cases of rapid maxillary expansion selected for medical reasons. *J Laryngol Otol* 1975;89:601–14.
9. Haas AJ. Rapid expansion of the maxillary dental arch and nasal cavity by opening the mid-palatal suture. *Angle Orthod* 1961;31:73–90.
10. Haas AJ. The treatment of maxillary deficiency by opening the mid-palatal suture. *Angle Orthod* 1965;35:200–17.
11. Haas AJ. Just the beginning of dentofacial orthopedics. *Am J Orthod* 1979;57:219–55.
12. Hershey HG, Stewart BL, Warren DW. Changes in nasal airway resistance associated with rapid maxillary expansion. *Am J Orthod* 1976;69:274–84.
13. Hicks AJ. Slow maxillary expansion: A clinical study of the skeletal vs. dental response to low magnitude force. *Am J Orthod* 1978;73:121–41.
14. Inoue N. Radiographic observation of rapid expansion of human maxilla. *Bull Tokyo Med Dent Univ* 1970;17:249–61.
15. Isaacson RJ, Murphy TD. Some effect of rapid maxillary expansion in cleft lip and palate patients. *Angle Orthod* 1964;34:143–54.
16. Isaacson RJ, Wood JL, Ingram AH. Forces produced by rapid maxillary expansion. Part I. Design of the force measuring system. *Angle Orthod* 1964;34:256–60.
17. Isaacson RJ, Ingram AH. Forces produced by rapid maxillary expansion. Part II. Forces present during treatment. *Angle Orthod* 1964;34:261–70.

goideus besonders wichtig ist, um schwerwiegende Komplikationen an der Schädelbasis zu vermeiden. Die Forderung von Matteini & Mommaerts [29] nach präventiver Durchtrennung dieser Verbindung werden durch die in dieser Studie erhaltenen Ergebnisse gestützt. Das Sphenoid zeigt offenbar in der Aktivierungsphase der forcierten Gaumennahterweiterung eine charakteristische Spannungsverteilung, die durch die komplexe Geometrie dieses Knochens bedingt ist. Von besonders hohen Spannungen sind die Randbereiche des Foramen rotundum, des Foramen ovale und des inneren Winkels der Fissura orbitalis superior betroffen. Die durch diese Foramina verlaufenden neuralen Strukturen sind der Nervus maxillaris, der Nervus mandibularis und die Augenerven Nervus oculomotorius, Nervus trochlearis, Nervus ophthalmicus und Nervus abducens. Aufgrund der in den Simulationen gemessenen relativ niedrigen Spannungen ist beim juvenilen Sphenoid nicht mit einer Schädigung dieser neuralen Strukturen zu rechnen. Beim adulten Sphenoid dagegen, das während der forcierten Gaumennahterweiterung deutlich größere Spannungsspitzen zeigt, können solche Schädigungen nicht gänzlich ausgeschlossen werden, wenn die pterygomaxilläre Verbindung belassen wird. Diese Auffassung wird durch mehrere Veröffentlichungen gestützt, die von neurologischen und vaskulären Komplikationen nach forciertem Gaumennahterweiterung bei Erwachsenen berichten [26–28, 30].

Schlussfolgerung

Als bewährtes Verfahren zur transversalen Erweiterung der Maxilla führt die forcierte Gaumennahterweiterung bei Kindern und Jugendlichen zu moderaten Spannungen an der Schädelbasis, so dass ernste Komplikationen im Bereich des juvenilen Sphenoids unwahrscheinlich sind. Anders ist die Situation im Erwachsenenalter. Aufgrund der abnehmenden Elastizität der skelettalen Strukturen kommt es durch die Verbiegung der Pterygoidfortsätze während einer forcierten Gaumennahterweiterung zu einer ausgeprägten Spannungsentwicklung im Bereich des Sphenoids. Besonders betroffen sind Foramen rotundum, Foramen ovale und Fissura orbitalis superior, wo Frakturen mit neuralen und vaskulären Schädigungen nicht ausgeschlossen werden können. Eine chirurgische Trennung der Maxilla vom Sphenoid ist somit beim Erwachsenen eine wichtige Maßnahme zur Prävention von Komplikationen im Bereich der Schädelbasis.

18. Iseri H, Tekkaya AE, Oztan O, Bilgic S. Biomechanical effect of rapid maxillary expansion on the craniofacial skeleton, studied by the finite element method. *Eur J Orthod* 1998;20:347–56.
19. Ivanovski V. Removable rapid palatal expansion appliance. *J Clin Orthod* 1985;19:727–8.
20. Jafari A, Shetty K, Kumar M. Study on stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces – a three-dimensional FEM study. *Angle Orthod* 2003;73:12–20.
21. Korkhaus G. Discussion of report: A review of orthodontic research (1946–1959). *Int Dent J* 1953;3:356.
22. Krebs A. Expansion of the midpalatal suture studied by means of metallic implants. *Trans Eur Orthod Soc* 1958;34:163–71.
23. Krebs A. Expansion of midpalatal suture studied by means of metallic implants. *Acta Odontol Scand* 1959;17:491–501.
24. Krebs A. Midpalatal suture expansion studied by the implant method over a 7-year period. *Trans Eur Orthod Soc* 1964:131–42.
25. Kudlich EM. A study utilizing direct human skulls as models to determine how bones of the craniofacial complex are displaced under the influence of midpalatal expansion [Master's thesis]. Rutherford, NJ: Fairleigh Dickinson University, 1973.
26. Lanigan DT. Internal carotid artery and ophthalmic injuries. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 1997;9:271.
27. Lanigan DT, Mintz SM. Complications of surgically assisted rapid palatal expansion: Review of the literature and report of a case. *J Oral Maxillofac Surg* 2002;60:104–10.
28. Li KK, Meara JG, Rubin PA. Orbital compartment syndrome following orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 1995;53:964–8.
29. Matteini C, Mommaerts MY. Posterior transpalatal distraction with pterygoid disjunction: short-term model study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;120:498–502.
30. Mehra P, Cottrell DA, Caiazzo A. Life-threatening delayed epistaxis after surgically assisted rapid palatal expansion. A case report. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57:201–4.
31. Melsen B, Melsen F. The postnatal development of the palatomaxillary region. Studies on human autopsy material. *Am J Orthod* 1982;82:329–42.
32. Memikoglu TU, Iseri H. Effects of a bonded rapid maxillary expansion appliance during orthodontic treatment. *Angle Orthod* 1999;69:251–6.
33. Pavlin D, Vuvcevik D. Mechanical reaction of facial skeleton to maxillary expansion determined by laser holography. *Am J Orthod* 1984;85:498–507.
34. Skieller V. Expansion of the midpalatal suture by removable plates analysed by the implant method. *Trans Eur Orthod Soc* 1964;40:143–57.
35. Starnbach H, Bayne D, Cleall J. Facioskeletal and dental changes resulting from rapid maxillary expansion. *Angle Orthod* 1966;36:152.
36. Storey E. Tissue response to the movement of bones. *Am J Orthod* 1973;64:229–47.
37. Tanne K, Hiraga J, Kakiuchi K, Yamagata Y, Sakuda M. Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex: a study using the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1989;95:200–7.
38. Ten Cate AR, Freeman E, Dickinson JB. Sutural development: Structure and its response to rapid expansion. *Am J Orthod* 1977;71:622–36.
39. Timms DJ. A study of basal movement with rapid maxillary expansion. *Am J Orthod* 1980;77:500–7.
40. Turbyfill WJ. The long term effect of rapid maxillary expansion. [Master's thesis]. Chapel Hill, NC: University of North Carolina, 1976.
41. Wertz R. Skeletal and dental changes accompanying rapid midpalatal suture opening. *Am J Orthod* 1970;58:41–66.
42. Wertz R, Dreskin M. Midpalatal suture opening – a normative study. *Am J Orthod* 1977;71:367–81.
43. Zimring JF, Isaacson RJ. Forces produced by rapid maxillary expansion. Part III. Forces present during retention. *Angle Orthod* 1965;35:178–86.

Correspondence Address

Dr. med. Dr. med. dent. Christof Holberg
 Department of Orthodontics
 University of Munich
 Goethestr. 70
 80336 Munich
 Germany
 Phone: (+49/89) 5160-3225, Fax 5328550
 e-mail: christof.holberg@kfo.med.uni-muenchen.de