

PHÂN TÍCH ÁP LỰC HÔ HẤP TRÊN CÁC SAI HÌNH XƯƠNG SỌ MẶT KHÁC NHAU

Vũ Thị Thu Trang^{1,✉}, Vũ Đình Việt Anh¹, Lê Đình Tùng¹
Đỗ Hoàng Việt¹, Trần Thị Bích Hòa¹, Nguyễn Thanh Huyền²

¹Trường Đại học Y Hà Nội

²Viện Răng Hàm Mặt Trung ương Hà Nội

Các nghiên cứu trước đây chủ yếu tập trung vào mối liên hệ giữa hình thái đường thở và hình thái sọ mặt, nhấn mạnh nhiều hơn vào chiều trước-sau so với chiều dọc. Tuy nhiên, mối liên quan giữa các dạng sai hình xương và chức năng hô hấp vẫn chưa được làm rõ. Mặc dù các nghiên cứu ba chiều ghi nhận sự gia tăng kích thước đường thở sau điều trị chỉnh nha, những thay đổi hình thái không nhất thiết phản ánh cải thiện chức năng. Chức năng đường thở phụ thuộc vào sức cản luồng khí và hoạt động cơ hô hấp, trong đó áp lực hô hấp tối đa (RMS) là chỉ số quan trọng. Nghiên cứu này nhằm đánh giá RMS ở bệnh nhân có các dạng sai hình xương khác nhau và khảo sát mối liên quan với kích thước đường thở trên CBCT. RMS trong nghiên cứu này dùng để chỉ mức độ thay đổi áp lực dòng khí thu được từ mô phỏng CFD của đường thở trên, không phải sức mạnh cơ hô hấp (respiratory muscle strength) trong sinh lý hô hấp. Kết quả cho thấy RMS cao nhất ở nhóm hạng II ($5,8 \pm 5,5$), tiếp theo là hạng I ($4,6 \pm 4,3$) và thấp nhất ở hạng III ($3,9 \pm 3,0$), với sự khác biệt có ý nghĩa giữa hạng II và hạng III. Những phát hiện này cho thấy sự khác biệt về chức năng hô hấp giữa các dạng sai hình xương, gợi ý rằng kết hợp đánh giá RMS và hình thái đường thở có thể hỗ trợ chẩn đoán và lập kế hoạch điều trị chỉnh nha hiệu quả hơn.

Từ khóa: Đường hô hấp trên, hình thái sọ mặt, sức mạnh cơ hô hấp, CBCT, chức năng đường thở, áp lực hít vào.

I. ĐẶT VẤN ĐỀ

Đường hô hấp trên đóng vai trò quan trọng trong việc duy trì thông khí và ổn định chức năng hô hấp. Trong lĩnh vực chỉnh nha và chỉnh hình xương mặt, nhiều nghiên cứu đã chứng minh mối liên hệ giữa hình thái sọ mặt và kích thước đường hô hấp trên, đặc biệt theo chiều trước – sau. Các dạng sai hình xương (skeletal malocclusion), bao gồm hạng I, II và III, có thể làm thay đổi vị trí tương quan của xương hàm trên, xương hàm dưới và mô mềm vùng hầu họng, từ đó ảnh hưởng đến hình thái và độ thông thoáng của đường thở.^{1,2}

Cone-beam computed tomography (CBCT) hiện được sử dụng rộng rãi trong đánh giá đường hô hấp nhờ khả năng tái tạo hình ảnh ba chiều với độ chính xác cao. Các nghiên cứu trước đây chủ yếu tập trung vào các thông số hình thái như thể tích đường thở, diện tích mặt cắt ngang tối thiểu hoặc chiều dài đường thở. Tuy nhiên, sự thay đổi hình thái không đồng nghĩa với cải thiện chức năng hô hấp. Một đường thở có kích thước lớn hơn chưa chắc phản ánh khả năng thông khí hiệu quả hơn hoặc sức cản luồng khí thấp hơn. Nói cách khác, cải thiện morphology không nhất thiết dẫn đến cải thiện function.^{3,4}

Trong những năm gần đây, động lực học chất lưu tính toán (computational fluid dynamics – CFD) đã được ứng dụng để mô phỏng dòng khí trong đường hô hấp trên, cho phép đánh giá

Tác giả liên hệ: Vũ Thị Thu Trang

Trường Đại học Y Hà Nội

Email: babyortho@gmail.com

Ngày nhận: 15/04/2026

Ngày được chấp nhận: 25/05/2026

vận tốc dòng khí, phân bố áp suất và sức cản đường thở. Thông qua mô phỏng CFD, áp lực hô hấp tối đa (maximum respiratory pressure – RMS) được xác định dựa trên chênh lệch áp suất giữa cửa vào và cửa ra của đường hô hấp trong điều kiện dòng khí ổn định, từ đó phản ánh mức độ cản trở luồng khí và đặc điểm chức năng của đường thở.^{5,6}

Mặc dù đã có nhiều nghiên cứu đánh giá hình thái đường thở bằng CBCT, số lượng nghiên cứu kết hợp CBCT với CFD để phân tích chức năng hô hấp ở các dạng sai hình xương vẫn còn hạn chế. Đặc biệt, mối liên quan giữa RMS và kích thước đường thở trên ở bệnh nhân có các dạng sai hình xương khác nhau chưa được làm rõ đầy đủ. Nghiên cứu này được thực hiện nhằm: 1) So sánh áp lực hô hấp tối đa (RMS) giữa các nhóm bệnh nhân có sai hình xương hạng I, II và III; 2) Phân tích mối tương quan giữa RMS và kích thước đường hô hấp trên đo bằng CBCT.

II. ĐỐI TƯỢNG VÀ PHƯƠNG PHÁP

1. Đối tượng

Các bệnh nhân đến khám và điều trị nắn chỉnh răng, có chụp phim X-quang tại Viện Đào tạo Răng Hàm Mặt – Trường Đại học Y Hà Nội và Viện Răng Hàm Mặt Trung ương Hà Nội được đưa vào nghiên cứu. Đối tượng nghiên cứu là người Việt Nam trong độ tuổi từ 18 – 35, đã mọc đầy đủ 28 răng và tự nguyện đồng ý tham gia nghiên cứu. Các đối tượng bị loại trừ khỏi nghiên cứu bao gồm phụ nữ mang thai; người có chỉ số khối cơ thể (BMI) > 22,9; có dị tật bẩm sinh vùng hàm mặt hoặc họng hầu; có tiền sử phẫu thuật hàm mặt hoặc đã từng điều trị chỉnh nha; mắc các bệnh mạn tính như động kinh, viêm đa khớp, rối loạn chuyển hóa; có tình trạng hô hấp hoặc huyết động không ổn định; hoặc có tổn thương, khối u vùng họng hầu.

Dữ liệu được lựa chọn khi phim đạt chất

lượng chẩn đoán, đã được ẩn danh và sử dụng cho mục đích nghiên cứu sau khi được Hội đồng Đạo đức phê duyệt.

2. Phương pháp

Thiết kế nghiên cứu

Nghiên cứu thực hiện theo thiết kế mô tả cắt ngang, trên phim CBCT

Thời gian và địa điểm nghiên cứu

Địa điểm: Chụp phim CBCT tại Viện Đào tạo Răng Hàm Mặt, Trường Đại học Y Hà Nội và Viện Răng Hàm Mặt Trung ương Hà Nội.

Đo kích thước đường hô hấp và áp lực hô hấp bằng phần mềm phân tích 3D tại Trường Đại học Y Hà Nội

Thời gian: Từ tháng 05/2025 đến tháng 02/2026

Cỡ mẫu nghiên cứu

Cỡ mẫu tối thiểu được tính toán là 341 đối tượng dựa trên nghiên cứu trước đó với độ mạnh thống kê 80% và sai số alpha 5%.⁴

Phương pháp nghiên cứu

Dữ liệu CBCT được xuất dưới định dạng DICOM và nhập vào phần mềm Anatomage để tái tạo mô hình ba chiều đường hô hấp trên. Vùng đường thở được phân đoạn từ nền sọ đến thanh quản dựa trên ngưỡng xám tiêu chuẩn. Sau khi tái tạo hình học, mô hình đường hô hấp được chuyển sang định dạng STL và xử lý bề mặt nhằm loại bỏ nhiễu, làm mượt hình học và sửa lỗi lưới trước khi nhập vào phần mềm ANSYS Fluent để mô phỏng CFD.

Mô phỏng CFD cung cấp phân bố áp suất và vận tốc khí trong toàn bộ đường hô hấp trên. Áp lực hô hấp tối đa (RMS) được tính từ chênh lệch áp suất giữa cửa vào và cửa ra của đường hô hấp trong trạng thái dòng chảy ổn định. Dữ liệu áp suất thu được từ ANSYS Fluent sau khi hội tụ mô phỏng 1000 lần lặp, được xử lý để xác định giá trị áp lực cực đại và trung bình tương ứng với từng bệnh nhân, phục vụ đánh giá chức năng hô hấp.

Không khí được giả định là một chất lỏng Newtonian, đồng nhất và không nén được. Sự cản trở đường hô hấp lớn hơn trong quá trình thở ra so với khi hít vào trong quá trình hô hấp tự nhiên. Như vậy, cần thiết lập mô hình với:

Điều kiện biên tại phần khí vào: Lưu lượng

dòng chảy là 200 mL mỗi giây, vuông góc với mặt cửa vào.

Điều kiện biên tại phần khí ra: Áp suất khí quyển chuẩn.

Điều kiện biên tại các bề mặt xung quanh: Các bề mặt còn lại không trơn trượt

Bảng 1. Biến số nghiên cứu

Biến số	Định nghĩa – Cách xác định	Loại biến	Chỉ số	Công cụ thu thập
Giới	Nam/nữ	Định tính		Bệnh án
Tuổi	Năm	Định lượng	SD	Bệnh án
Góc SNA	Góc tạo bởi Sella, Nasion và điểm A	Định lượng	SD	Phim CBCT, phần mềm Anatomage
Góc SNB	Góc tạo bởi Sella, Nasion và điểm B	Định lượng	SD	Phim CBCT, phần mềm Anatomage
Góc ANB	SNA- SNB(°) Khác biệt giữa SNA và SNB	Định lượng	SD	Phim CBCT, phần mềm Anatomage
Áp suất lớn nhất	Đo CFD	Định lượng	P/a	Phim CBCT, phần mềm Ansys

Số liệu được thu thập và xử lý theo chương trình Epi-info 6.0 bằng phần mềm SPSS 22.0 và thuật toán thống kê.

3. Đạo đức nghiên cứu

Các thông tin của người bệnh có hình ảnh

X-quang được sử dụng trong nghiên cứu đều được mã số hóa và bảo mật, chỉ sử dụng với mục đích nghiên cứu và chỉ cung cấp cho các cơ quan có thẩm quyền.

III. KẾT QUẢ

Bảng 1. Kết quả phân bố tỉ lệ giới tính và sai hình xương theo chiều trước sau

Giới tính	Sai hình xương			p
	Hạng I	Hạng II	Hạng III	
Nam	49 (34,3%)	44 (30,8%)	50 (35,0%)	0,027*
Nữ	74 (37,4%)	80 (40,4%)	44 (22,2%)	
Tổng	123 (36,1%)	124 (36,4%)	94 (27,6%)	

Bảng dữ liệu cho thấy sự phân bố giới tính giữa các nhóm sai hình xương hạng I, II và III. Trong số 143 bệnh nhân nam, nhóm hạng III chiếm tỷ lệ cao nhất (35,0%), tiếp theo là hạng I (34,3%) và hạng II (30,8%). Trong khi đó, ở

198 bệnh nhân nữ, nhóm hạng II chiếm tỷ lệ cao nhất (40,4%), tiếp theo là hạng I (37,4%) và hạng III (22,2%).

Tổng số bệnh nhân trong nghiên cứu là 341, trong đó nhóm hạng II chiếm tỷ lệ cao nhất

(36,4%), tiếp theo là hạng I (36,1%) và hạng III (27,6%). Phân tích thống kê cho thấy có sự khác biệt có ý nghĩa về phân bố giới tính giữa các

nhóm sai hình xương ($p = 0,027$), cho thấy nữ giới xuất hiện nhiều hơn ở nhóm hạng II trong khi nam giới chiếm ưu thế hơn ở nhóm hạng III.

Bảng 2. Kết quả ảnh hưởng của độ tuổi theo các nhóm sai hình xương theo chiều trước sau.

Sai hình xương	Độ tuổi trung bình	Độ lệch chuẩn	p
Hạng I	22,3	3,4	0,102
Hạng II	22,5	3,4	
Hạng III	21,6	3,1	

Bảng dữ liệu cho thấy độ tuổi trung bình của các nhóm bệnh nhân theo sai hình xương hạng I, II và III tương đối đồng đều: hạng I là $22,3 \pm 3,4$ tuổi, hạng II là $22,5 \pm 3,4$ tuổi, và hạng III là $21,6 \pm 3,1$ tuổi. Kết quả thống kê cho thấy

không có sự khác biệt đáng kể về độ tuổi giữa các nhóm ($p = 0,102$), cho thấy độ tuổi không phải là yếu tố phân biệt các nhóm sai hình xương trong quần thể nghiên cứu này.

Bảng 3. So sánh cặp áp suất lớn nhất các sai hình xương theo chiều trước sau

	Hạng I (1)	Hạng II (2)	Hạng III (3)	p (So sánh giữa các nhóm)	p (One way ANOVA)
	$\bar{x} \pm SD$	$\bar{x} \pm SD$	$\bar{x} \pm SD$		
Áp suất lớn nhất	$4,6 \pm 4,3$	$5,8 \pm 5,5$	$3,9 \pm 3,0$	$p_{1-2} = 0,08$ $p_{2-3} = 0,006^*$ $p_{1-3} = 0,641$	$0,005^*$

Kết quả nghiên cứu cho thấy áp lực hô hấp tối đa (RMS) có sự khác biệt giữa các nhóm sai hình xương. Nhóm hạng II có giá trị RMS cao nhất ($5,8 \pm 5,5$), tiếp theo là nhóm hạng I ($4,6 \pm 4,3$) và thấp nhất là nhóm hạng III ($3,9 \pm 3,0$). Phân tích ANOVA một chiều cho thấy sự khác biệt tổng thể giữa các nhóm có ý nghĩa thống kê ($p = 0,005$).

So sánh từng cặp nhóm bằng phân tích hậu nghiệm cho thấy sự khác biệt có ý nghĩa thống kê giữa nhóm hạng II và hạng III ($p = 0,006$), trong khi sự khác biệt giữa hạng I với hạng II và giữa hạng I với hạng III không có ý nghĩa thống kê.

Kết quả này cho thấy các dạng sai hình xương khác nhau có thể ảnh hưởng đến đặc điểm động học dòng khí và áp lực trong đường hô hấp trên. Giá trị RMS cao hơn ở nhóm hạng II có thể phản ánh sự gia tăng sức cản đường thở và tăng chênh lệch áp suất cần thiết để duy trì lưu lượng khí trong quá trình hô hấp.

Ngoài ra, phân tích tương quan cho thấy RMS có xu hướng tương quan nghịch với thể tích đường thở và diện tích mặt cắt ngang tối thiểu, gợi ý rằng sự thu hẹp đường thở có thể làm tăng pressure drop và thay đổi đặc điểm dòng khí trong đường hô hấp trên.

IV. BÀN LUẬN

Nghiên cứu này đánh giá áp lực hô hấp đường thở trên bằng mô phỏng động lực học chất lưu tính toán (computational fluid dynamics – CFD) trên nền dữ liệu CBCT ở các bệnh nhân có sai hình xương khác nhau. Kết quả cho thấy giá trị áp lực hô hấp tối đa (RMS) khác nhau giữa các nhóm sai hình xương, trong đó nhóm hạng II có RMS cao nhất ($5,8 \pm 5,5$), tiếp theo là nhóm hạng I ($4,6 \pm 4,3$) và thấp nhất ở nhóm hạng III ($3,9 \pm 3,0$). Phân tích ANOVA cho thấy sự khác biệt tổng thể giữa các nhóm có ý nghĩa thống kê ($p = 0,005$), đặc biệt giữa nhóm hạng II và hạng III ($p = 0,006$).

Tuy nhiên, RMS cao hơn không đồng nghĩa với chức năng hô hấp tốt hơn. Trong mô phỏng CFD, RMS phản ánh chênh lệch áp suất cần thiết để duy trì dòng khí đi qua đường hô hấp trên. Khi khẩu kính đường thở giảm, sức cản luồng khí tăng lên, dẫn đến tăng pressure drop dọc theo đường thở và làm tăng RMS. Do đó, RMS cao có thể phản ánh tình trạng tăng sức cản đường thở hoặc tăng nhu cầu tạo áp lực hô hấp để duy trì thông khí, thay vì biểu hiện chức năng hô hấp “tốt hơn”.

Ở bệnh nhân sai hình xương hạng II, đặc điểm hàm dưới lùi (mandibular retrognathism) có thể làm hẹp và mô mềm vùng hầu họng dịch chuyển ra sau, làm giảm diện tích mặt cắt ngang đường thở và tăng sức cản luồng khí. Theo nguyên lý Bernoulli:

$$P + \frac{1}{2}\rho v^2 = \text{constant}$$

Khi dòng khí đi qua vùng hẹp, vận tốc khí tăng lên sẽ kéo theo thay đổi áp suất khí động học và làm tăng chênh lệch áp suất trong đường thở. Điều này có thể giải thích RMS cao hơn ở nhóm hạng II trong nghiên cứu hiện tại. Ngược lại, bệnh nhân hạng III thường có xu hướng hàm dưới nhô hoặc hàm trên kém phát triển, trong một số trường hợp có thể làm tăng

không gian hầu họng và giảm mức độ cản trở luồng khí, từ đó dẫn đến RMS thấp hơn.

Kết quả nghiên cứu cho thấy hình thái đường thở không phản ánh hoàn toàn chức năng hô hấp. Mặc dù nhiều nghiên cứu trước đây sử dụng CBCT để đánh giá thể tích đường thở hoặc diện tích mặt cắt ngang tối thiểu, các thông số hình thái đơn thuần chưa thể hiện đầy đủ đặc điểm khí động học của dòng khí. Một đường thở có thể tích lớn hơn chưa chắc đồng nghĩa với sức cản luồng khí thấp hơn hoặc thông khí hiệu quả hơn. Điều này nhấn mạnh khoảng trống giữa morphology và function trong đánh giá đường thở trên.

Phân tích tương quan trong nghiên cứu cho thấy RMS có xu hướng tương quan nghịch với thể tích đường thở và diện tích mặt cắt ngang tối thiểu, gợi ý rằng sự thu hẹp đường thở có thể làm tăng sức cản luồng khí và tăng pressure drop trong quá trình hô hấp. Ngoài ra, mô hình hồi quy đa biến cho thấy dạng sai hình xương vẫn là yếu tố liên quan độc lập với RMS sau khi hiệu chỉnh các yếu tố nhiễu như tuổi, giới tính và BMI. Những kết quả này cho thấy chức năng đường thở không chỉ phụ thuộc vào kích thước hình thái mà còn liên quan đến động học dòng khí và cơ chế bù trừ của hệ hô hấp.

Ngoài cấu trúc xương sọ mặt, hoạt động của cơ hầu họng cũng đóng vai trò quan trọng trong duy trì độ ổn định của đường thở trên. Ở bệnh nhân có đường thở hẹp, cơ hầu họng có thể tăng hoạt động nhằm hạn chế xẹp đường thở trong quá trình hô hấp, từ đó làm thay đổi áp lực và đặc điểm dòng khí. Điều này có thể góp phần giải thích sự khác biệt RMS giữa các nhóm sai hình xương mặc dù thể tích đường thở không khác biệt quá lớn.

Các kết quả của nghiên cứu này phù hợp với những nghiên cứu trước đây về CFD đường thở trên. Mihaescu và cộng sự cho thấy CFD có khả năng mô phỏng chính xác đặc

điểm dòng khí và phân bố áp suất trong đường hô hấp trên ở bệnh nhân ngưng thở khi ngủ.¹³ Zhao và cộng sự cũng ghi nhận rằng CFD có thể đánh giá hiệu quả sự thay đổi chức năng đường thở sau điều trị bằng khí cụ nâng hàm.¹⁴ Các nghiên cứu của Vos, De Backer và Xu cho thấy pressure drop và airflow resistance có liên quan chặt chẽ đến mức độ hẹp đường thở và hình thái sọ mặt.⁷⁻⁹

Ngoài ra, việc sử dụng thuật ngữ RMS trong nghiên cứu này cần được hiểu là áp lực hô hấp được tính toán từ mô phỏng CFD, phản ánh đặc điểm khí động học của dòng khí trong đường thở trên, chứ không phải phép đo trực tiếp sức mạnh cơ hô hấp sinh lý như MIP (maximum inspiratory pressure) hoặc MEP (maximum expiratory pressure). Theo hướng dẫn của American Thoracic Society/European Respiratory Society, MIP và MEP là các chỉ số đánh giá sức mạnh cơ hô hấp được đo bằng áp lực miệng tối đa trong điều kiện lâm sàng.²⁰ Do đó, RMS trong nghiên cứu hiện tại chủ yếu phản ánh đặc điểm airflow resistance và pressure gradient hơn là sức mạnh cơ hô hấp thực sự.

Tuy nhiên, nghiên cứu hiện tại vẫn còn một số hạn chế cần được xem xét khi diễn giải kết quả. Mô hình CFD được xây dựng dựa trên hình ảnh CBCT tĩnh nên chưa phản ánh được các yếu tố chức năng động của đường thở như tư thế lưỡi, hoạt động cơ hầu họng hoặc sự thay đổi mô mềm trong chu kỳ hô hấp. Ngoài ra, nghiên cứu cũng chưa kết hợp các dữ liệu chức năng hô hấp lâm sàng như đa ký giấc ngủ (polysomnography) hoặc các thông số thông khí thực tế. Do đó, các kết quả về áp lực dòng khí và sức cản đường thở trong nghiên cứu này cần được hiểu như các đặc điểm khí động học mô phỏng từ hình thái đường thở, thay vì đại diện trực tiếp cho chức năng hô hấp lâm sàng.

Nghiên cứu này có một số hạn chế. Mô hình CFD được xây dựng trong điều kiện dòng khí

ổn định và giả định thành đường thở cứng, do đó chưa phản ánh hoàn toàn sự thay đổi động học của mô mềm trong quá trình hô hấp sinh lý. Ngoài ra, các yếu tố như tư thế lưỡi, hoạt động cơ hầu họng, tình trạng hô hấp và đặc điểm mô mềm chưa được đánh giá đầy đủ. Các nghiên cứu tiếp theo nên sử dụng mô hình CFD động học, kết hợp dữ liệu polysomnography hoặc spirometry nhằm đánh giá toàn diện hơn chức năng đường thở trên trong điều kiện sinh lý thực tế.

Nhìn chung, nghiên cứu này gợi ý rằng việc kết hợp CBCT với mô phỏng CFD có thể hỗ trợ đánh giá đồng thời hình thái và chức năng đường thở trên ở bệnh nhân sai hình xương. Tuy nhiên, cần thêm các nghiên cứu đa trung tâm với cỡ mẫu lớn hơn và mô hình CFD chuẩn hóa để xác nhận giá trị ứng dụng lâm sàng của phương pháp này.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

1. Cheng S, Brown EC, Hatt A, Butler JE, Gandevia SC, Bilston LE. Healthy humans with a narrow upper airway maintain patency during quiet breathing by dilating the airway during inspiration. *J Physiol.* 2014;592(21):4763-4774. doi:10.1113/jphysiol.2014.279240
2. Gong X, Li W, Gao X. Effects of craniofacial morphology on nasal respiratory function and upper airway morphology. *J Craniofac Surg.* 2018;29(7):1717-1722. doi:10.1097/SCS.0000000000004638
3. Rangarajan H, Ayub II, Padmanabhan S. Assessment of maximal inspiratory and expiratory pressures in skeletal Class II patients with different growth patterns. *Angle Orthod.* 2024;94(3):328-335. doi:10.2319/071723-496.1
4. Storto CJ, Garcez AS, Suzuki H, et al. Assessment of respiratory muscle strength and airflow before and after microimplant-assisted rapid palatal expansion. *Angle Orthod.*

2019;89(5):713-720. doi:10.2319/070518-504.1

5. Caruso P, Albuquerque AL, Santana PV, et al. Diagnostic methods to assess inspiratory and expiratory muscle strength. *J Bras Pneumol*. 2015;41(2):110-123. doi:10.1590/S1806-3713201500004474

6. Hairfield WM, Warren DW, Hinton VA, Seaton DL. Inspiratory and expiratory effects of nasal breathing. *Cleft Palate J*. 1987;24:183-189.

7. Vos W, De Backer J, Devolder A, Vanderveken O, Verhulst S, Salgado R, et al. Correlation between severity of sleep apnea and upper airway morphology based on advanced anatomical and functional imaging. *J Biomech*. 2007;40:2207-2213.

8. DeBacker JW, Vanderveken OM, Vos WG, Devolder A, Verhulst SL, Verbraecken JA, et al. Functional imaging using computational fluid dynamics to predict treatment success of mandibular advancement devices in sleep-disordered breathing. *J Biomech*. 2007;40:3708-3714.

9. Xu C, Sin S, McDonough JM, Udupa JK, Guez A, Arens R, et al. Computational fluid dynamics modeling of the upper airway of children with obstructive sleep apnea syndrome in steady flow. *J Biomech*. 2006;39:2043-2054.

10. Warren DW. A quantitative technique for assessing nasal airway impairment. *Am J Orthod*. 1984;86:306-314.

11. Crouse U, Laine-Alava MT, Warren DW. Nasal impairment in prepubertal children. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2000;118:69-74.

12. Yucel A, Unlu M, Haktanir A, Acar M, Fidan F. Evaluation of the upper airway cross-sectional area changes in different degrees of severity of obstructive sleep apnea syndrome: cephalometric and dynamic CT study. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2005;26:2624-2629.

13. Mihaescu M, Murugappan S, Kalra M, Khosla S, Gutmark E. Large Eddy Simulation and Reynolds-Averaged Navier-Stokes Modeling of Flow in a Realistic Pharyngeal Airway Model: An Investigation of Obstructive Sleep Apnea. *J Biomech*. 2008;41(10):2279-2288. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.05.009.

14. Zhao M, Barber T, Cistulli PA, Sutherland K, Rosengarten G. Computational fluid dynamics for the assessment of upper airway response to oral appliance treatment in obstructive sleep apnea. *J Biomech*. 2013;46(1):142-150. doi:10.1016/j.jbiomech.2012.10.007.

15. Katyal V, Pamula Y, Martin AJ, Daynes CN, Kennedy JD, Sampson WJ. Craniofacial and upper airway morphology in pediatric sleep-disordered breathing: systematic review and meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013;143(1):20-30.e3. doi:10.1016/j.ajodo.2012.08.021.

16. American Thoracic Society/European Respiratory Society. ATS/ERS Statement on respiratory muscle testing. *Am J Respir Crit Care Med*. 2002;166(4):518-624. doi:10.1164/rccm.166.4.518.

17. Black LF, Hyatt RE. Maximal respiratory pressures: normal values and relationship to age and sex. *Am Rev Respir Dis*. 1969;99(5):696-702. doi:10.1164/arrd.1969.99.5.696.

18. Evans JA, Whitelaw WA. The assessment of maximal respiratory mouth pressures in adults. *Respir Care*. 2009;54(10):1348-1359.

19. Arens R, McDonough JM, Corbin AM, et al. Linear dimensions of the upper airway structure during development: assessment by magnetic resonance imaging. *Am J Respir Crit Care Med*. 2002;165(1):117-122. doi:10.1164/ajrccm.165.1.2106051.

20. Schwab RJ. Upper airway imaging. *Clin Chest Med*. 1998;19(1):33-54. doi:10.1016/S0272-5231(05)70430-7.

Summary

ANALYSIS OF RESPIRATORY PRESSURE ACROSS DIFFERENT CRANIOFACIAL SKELETAL PATTERNS

Previous studies have primarily focused on the relationship between airway morphology and craniofacial structure, with greater emphasis on sagittal rather than vertical dimensions. However, the association between skeletal malocclusion patterns and respiratory function remains unclear. Although three-dimensional studies have reported increased airway size following orthodontic treatment, morphological changes do not necessarily reflect functional improvement. Airway function depends on airflow resistance and respiratory muscle activity, with respiratory muscle strength (RMS) being an important parameter. This study aimed to evaluate RMS in patients with different skeletal malocclusion patterns and to investigate its relationship with airway dimensions measured by CBCT. The results showed that RMS was highest in Class II (5.8 ± 5.5), followed by Class I (4.6 ± 4.3), and lowest in Class III (3.9 ± 3.0), with a significant difference between Class II and Class III ($p = 0.006$; ANOVA $p = 0.005$). These findings indicate differences in respiratory function among skeletal patterns, suggesting that combining RMS assessment with airway morphological analysis may improve orthodontic diagnosis and treatment planning.

Keywords: Upper airway, craniofacial morphology, skeletal pattern, CBCT, airway function, inspiratory pressure.