

國立臺灣大學工學院化學工程學系

碩士論文

Department of Chemical Engineering

College of Engineering

National Taiwan University

Master Thesis



以 CFD 研究空鼻症患者黏膜下植入前後之鼻空調與鼻
空氣動力學

CFD Prediction of the Nasal Air Condition and
Aerodynamics of a Patient with Empty Nose Syndrome
(ENS-IT) before and after Submucosal Implantation

陳緯峻

Wei-Chun Chen

指導教授：郭修伯 博士

Advisor: Hsiu-Po Kuo, Ph.D.

中華民國 111 年 7 月

July 2022

國立臺灣大學碩士學位論文
口試委員會審定書

以 CFD 研究空鼻症患者黏膜下植入前後之鼻空調與鼻
空氣動力學

CFD Prediction of the Nasal Air Condition and
Aerodynamics of a Patient with Empty Nose Syndrome
(ENS-IT) before and after Submucosal Implantation

本論文係陳緯峻君 (R09524001) 在國立臺灣大學化學工程學系、
所完成之碩士學位論文，於民國 111 年 07 月 15 日承下列考試委員審
查通過及口試及格，特此證明

口試委員：

郭修源

(簽名)

(指導教授)

黃皓哲

張清廷

黃安妮

林祥泰

(簽名)

系主任、所長

誌謝

本碩士論文得以順利完成，首先，由衷感謝指導教授郭修伯博士於這兩年來的提攜與教導，兩年前，找尋碩士班指導教授的不順遂，誤打誤撞地認識了與我一樣剛進到台大化工系的新老師，於是開啟了我碩士班兩年的生活。在研究的過程中，很感謝教授讓我參與了與醫師的合作計畫，如何將工程上的知識與醫學領域做一個連結，試圖去利用流體動力學解釋每個臨床病徵，我認為是一個很新穎且很有發展性的研究，畢竟研究就是要對這個世界有個小小的貢獻，這讓我在研究過程中總是不會感到枯燥乏味。然而，在遇到瓶頸以及找尋突破點時，謝謝教授總是會在討論時給予不同的意見以及想法，讓學生得以更加順利地進行研究並讓整個研究方向與架構更加清晰。感謝教授也積極地督促學生參與各式的研討會，松柏化工產品海報展、化工年會、碩博士生論文展以及亞洲氣膠學會等，每一次的研討會都讓學生有訓練口頭表達的能力並開拓我的眼界，讓學生成長許多。除此之外，也感謝黃啓哲醫師和巫清隆醫師總是在百忙之中抽空給予學生病人在臨床上實質感受與病徵，並對我們工程領域所提出來的觀點給予是否能實際應用在臨床上的相關意見，也感謝黃安婉教授和許婉儀助理在模擬軟體使用上的一些教導與協助。在學位論文口試期間，感謝四位口試委員給予諸多的建議與指教，使本論文內容更加的完整，致深感謝。

此外，感謝實驗室的全體研究生，謝謝我的好同學們煥庭和家佑陪我一起走過了碩士班兩年的風風雨雨，謝謝學長姐們偉智、建丞、令琇和學弟妹們易鑫、孟融、廣欣、宜蓁在我研究過程中給予的建議與鼓勵。祝我的好同學們畢業後鵬程萬里、就業順利，也期許學弟妹們研究順利，讓台大粉體與流體操作實驗室聲名遠播。

最後，感謝我遠在高雄的父母，謝謝您們願意讓我多花兩年取得碩士文憑並給予我精神上的支持以及金援的支助，讓我無後顧之憂地完成兩年的挑戰，感謝在天上的爺爺和奶奶，沒能盡早的畢業與您們分享喜悅，希望在天上的您們有看到，也感謝御恩在我遇到困難及挑戰時給予的鼓勵與陪伴，期許自己能夠將在碩士班所學的軟硬實力在未來都能夠有所發揮，對這個社會做出小小的貢獻。

陳緯峻 謹致

2022 年 7 月

摘要



透過 CFD 數值模擬可以幫助我們了解真實手術或虛擬手術前後空鼻症(ENS)患者鼻腔的空氣動力學和空氣調節能力。鼻腔模型計算區域是由鼻黏膜下植入手術前後的 CT 掃描圖像和臉部特徵建立。真實手術後，患側和健康側的流量分配比率從 1.13 增加至 1.57，鼻甲區流量分布的改善使得流經受器豐富的下鼻道氣流增加和上鼻道嗅覺區更大的壁剪切應力都可使空鼻症症狀獲得改善。真實手術後還增加了鼻黏膜表面的熱通量和水蒸氣通量，於患側鼻腔前部和鼻甲區熱通量大於 50 W/m^2 閾值的鼻表面積也增加，因此可以提升對吸入空氣的感知。在三種不同氣候條件(環境條件、夏天條件、乾冷條件)下於後鼻孔的空氣品質也分別從 33.62°C , 92.98% 升至 33.70°C , 93.98%； 33.85°C , 94.60% 升至 33.92°C , 95.24%； 33.14°C , 93.71% 升至 33.48°C , 94.29%。此外，無論是鼻側壁植入虛擬手術還是下鼻壁植入虛擬手術，患側鼻腔中的流態都會均勻分布且減少渦流的產生，熱通量感知的提升、嗅覺區更大的壁剪切應力和鼻中隔末端空氣品質的改善都可使空鼻症症狀舒緩，其中 V1(側壁植入位置與較大植入物體積)手術方式又是這五種虛擬手術中表現最好的。在預測空鼻症患者鼻腔對微米等級顆粒的捕捉時發現，下鼻道的低速渦流會降低對顆粒的慣性效應，使寬大的鼻腔沉積效率低於正常鼻腔。無論是真實還是虛擬黏膜下植入手術後，氣流流態的改善使慣性效應增加和鼻腔空間的縮小都會促使顆粒撞擊牆壁的機會增加而沉積。

關鍵詞: CFD 數值模擬、空鼻症、黏膜下植入手術、空氣動力學、鼻空調、虛擬手術

Abstract



CFD simulation is conducted to realize the aerodynamics and air conditioning ability of the nasal cavity of empty nose syndrome (ENS) patients before surgery and after real or virtual surgery. The computational domains of nasal cavity models are realistically developed from the computed tomography images and face profiles before and after submucosal implant surgery. After real surgery, the ratio of volumetric flow on the disease side to that on the healthy side increases from 1.13 to 1.57 in a sine respiratory period. The real surgery redistributes the flow in the turbinate region and improves the symptoms by letting more air flow into the sensor-rich inferior meatus and higher wall shear stress on the superior turbinate olfactory region. The real surgery not only increases the heat and water fluxes from the mucous surface but also enhances the surface area on the disease side with heat flux greater than the threshold of 50 W/m^2 at both the anterior and turbinate regions. Therefore, it can elevate the sensation of air on the disease side after real surgery. When breathing three different air conditions, the predicted air quality at choanae increases from 33.62°C , 92.98% to 33.70°C , 93.98% at ambient condition, from 33.85°C , 94.60% to 33.92°C , 95.24% at summer condition, and from 33.14°C , 93.71% to 33.48°C , 94.29% at cold & dry condition.



In the second part of this study, we perform the submucosal implant virtual surgery at the different lateral or inferior positions in the turbinate region. In all cases, the vortex appearing in the inferior meatus reduces after the surgery. After the heat flux and wall shear stress analyses, it is expected that the ENS symptoms will be alleviated after the surgery through the increase of heat flux perception, higher wall shear stress at the olfactory region, and the improvement of the conditioned air quality at choanae. The V1 surgery with the lateral submucosal implant position shows the best ENS symptom improvement performance among the five submucosal implant virtual surgery positions.

Finally, we predict the deposition of micro-size particles in the ENS nasal cavity. The existence of the low-velocity vortex in the ENS inferior nasal airway reduces the inertial deposition effect, causing the wide ENS nasal cavity with a lower deposition fraction than the healthy nasal cavity. After the real submucosal implant surgery, both the reduction of the nasal volume and the reduction of the low-velocity vortex increase the inertial deposition effect.

Keywords: CFD simulation, empty nose syndrome (ENS), submucosal implant surgery, aerodynamics, nasal air condition, virtual surgery.

目錄



目錄.....	I
圖目錄.....	III
表目錄.....	XI
第一章 緒論.....	1
第二章 文獻回顧.....	2
2.1 鼻解剖.....	2
2.2 流速與氣流分布.....	4
2.3 壁剪切應力(Wall shear stress).....	6
2.4 鼻阻力.....	7
2.5 鼻空調.....	8
2.5.1 體內測量.....	8
2.5.2 空調性能.....	10
2.6 鼻黏膜溫度.....	12
2.7 顆粒在人體呼吸道的沉積.....	13
2.7.1 顆粒模擬.....	14
2.8 空鼻症.....	19
2.9 電腦斷層掃描影像圖原理.....	25
2.10 三維結構可視化.....	27
第三章 模擬方法.....	29
3.1 鼻腔三維結構重建.....	29
3.1.1 醫學影像處理.....	29
3.1.2 網格生成.....	30
3.2 CFD 數值模擬.....	33
3.2.1 統御方程式.....	35
3.2.1.1 質量守恆.....	35
3.2.1.2 動量守恆.....	36
3.2.1.3 能量守恆.....	36
3.2.1.4 物質傳輸方程式.....	37

3.2.2 邊界條件.....	37
3.2.3 鼻腔壁面模型.....	39
3.2.3.1 熱交換鼻腔壁面模型.....	39
3.2.3.2 水分交換鼻腔壁面模型.....	40
3.2.4 顆粒模擬.....	41
3.2.4.1 球形拖曳模型(Spherical model).....	42
3.2.4.2 Stokes-Cunningham 拖曳模型.....	43
3.2.4.3 顆粒額外受的力(F , additional forces).....	43
3.2.4.4 邊界條件.....	45
第四章 結果與討論.....	47
4.1 真實手術.....	47
4.1.1 真實手術前、後幾何比較.....	47
4.1.2 流量分配.....	49
4.1.3 流線分布.....	52
4.1.4 流速分布.....	54
4.1.5 溫度分布.....	57
4.1.6 水蒸氣質量分率分布.....	66
4.1.7 水蒸氣通量與熱通量分布.....	78
4.1.8 鼻腔感受能力.....	88
4.1.8.1 熱通量感知.....	88
4.1.8.2 壁剪切應力.....	91
4.2 虛擬手術.....	95
4.2.1 患側(右側)鼻腔幾何比較.....	95
4.2.2 流態分析.....	101
4.2.3 鼻空調分析.....	112
4.2.4 鼻腔感受能力.....	132
4.3 顆粒沉積.....	138
4.3.1 顆粒運動模型的選擇.....	138
4.3.2 空鼻症鼻腔的顆粒沉積.....	140
4.3.3 比較手術前後的顆粒沉積.....	154
第五章 結論.....	163
參考文獻.....	165

圖目錄

圖 2.1 外部鼻子側視圖[2]。.....	2
圖 2.2 鼻腔示意圖，從格雷(Henry Gray)的人體解剖學中複製[6]。.....	3
圖 2.3 主鼻氣道的冠狀橫截面圖[8]。.....	3
圖 2.4 人體側面鼻腔示意圖[9]。.....	4
圖 2.5 在吸氣流量為 231 ml/s 下，於健康鼻腔各個剖面的流速分布[9]。.....	5
圖 2.6 比較在不同個體鼻腔中的流線分布，由左至右分別為 Keyhani 等人、Schreck 等人和 Subramaniam 等人的研究[11, 12, 14]。.....	5
圖 2.7 在不同截面於不同流速下的壁剪切應力[17]。.....	7
圖 2.8 健康鼻腔的壁剪切應力分布[18]。.....	7
圖 2.9 五十位受試者在吸氣結束時於鼻腔內不同位置的平均溫度[27]。.....	9
圖 2.10 在呼氣和吸氣結束時於特定檢測部位的黏膜溫度值[28]。.....	9
圖 2.11 吸氣時，鼻腔內各個冠狀橫截面的溫度分布[41]。.....	11
圖 2.12 呼氣時，鼻腔內各個冠狀橫截面的溫度分布[38]。.....	11
圖 2.13 鼻腔壁的結構示意圖[47]。.....	12
圖 2.14 顆粒沉積機制。.....	14
圖 2.15 對於亞微米和微米等級顆粒的沉積曲線[55]。.....	15
圖 2.16 顆粒在鼻腔中不同區域區沉積效率。[57].....	16
圖 2.17 顆粒在蝶骨區域的沉積效率。[59].....	17
圖 2.18 比較穩態和非穩態在不同顆粒粒徑下，顆粒沉積效率的相對誤差[60]。.....	18
圖 2.19 比較穩態和非穩態分析在鼻子不同區域對纖維顆粒的沉積效率[62]。... ..	18
圖 2.20 ENS 三種亞型電腦斷層影像圖。(a) ENS-IT[64]；(b) ENS-MT[68]；(c) ENS-both[69]。.....	20
圖 2.21 空鼻症患者於下鼻甲切除手術前後流量分布比例與正常鼻腔之比較[71]。.....	21

圖 2.22 比較健康鼻腔與空鼻症鼻腔的氣流分布情形[75]。	22
圖 2.23 棉花測試，將棉花放置在下鼻道之電腦斷層影像圖[77]。	23
圖 2.24 黏膜下鼻壁手術和黏膜下鼻側壁手術於 SNOT-22 問卷中各領域子分類術後的評分變化。(SNOT-22, SinoNasal Outcome Test-22)[80]。	23
圖 2.25 (a)手術前和手術後第 3 個月和第 6 個月的嗅覺測試評分，(b)手術前後嗅覺喪失的主觀評分[82]。	24
圖 2.26 CT 掃描儀示意圖。X 射線束圍繞位於掃描儀中心的患者旋轉。X 射線從多個投影穿過患者，並由記錄密度模式的電子探測器陣列檢測。通過複雜的重建方法，生成記錄對象內部結構的圖像[83]。	25
圖 2.27 顯示結構的相對 CT 密度[83]。	26
圖 2.28 重建矩陣。掃描切片由體素組成，每個體素具有衰減係數 μ [84]。	26
圖 2.29 (左)不同方向的正交切片；(中)圖像分割；(右)三維幾何[86]。	27
圖 2.30 (左)人工圖像分割；(右)透過灰階度閾值選擇圖像分割[86]。	27
圖 2.31 不同平滑化方法下的結果。(左上)無平滑；(右上)權重設定；(左下)約束平滑化；(右下)非約束平滑化[86]。	28
圖 3.1 電腦斷層影像圖。(a)手術前 CT；(b)手術前 CT 圖像分割；(c)手術後 CT；(d)手術後 CT 圖像分割；(e)手術前 3D 鼻腔幾何模型；(f)手術後 3D 鼻腔幾何模型。	29
圖 3.2 鼻腔幾何模型的建立。	30
圖 3.3 (a)比較在不同網格數量下於後鼻孔處(choanae, plane 15)的平均速度；(b)比較在不同網格數量下於後鼻孔處某一水平線的速度值。	32
圖 3.4 分離求解器求解步驟。	33
圖 3.5 手術前後的鼻腔模型於吸氣最大流量下 $t = 1\text{ s}$ 不同位置截面的雷諾數。	38
圖 3.6 熱交換鼻腔壁面模型。	39
圖 3.7 水分交換鼻腔壁面模型。	40
圖 3.8 剪切作用於顆粒的抬升力示意圖[2]。	44

圖 3.9 粒子的布朗運動受到流體分子的影響，導致粒子以隨機軌跡運動[2]。...	45
圖 4.1 3D 鼻腔幾何結構以標準化長度分成 19 個截面。	48
圖 4.2 手術前、後左右兩側於不同位置截面積之比較。	48
圖 4.3 在平靜呼吸下，一次呼吸週期體積流量對時間分布圖。(a)鼻腔內總流量分布；(b)手術前、後左右兩側流量分布。	51
圖 4.4 手術前、後左右鼻腔在(a)吸氣最大流量時和(b)呼氣最大流量時流線分布之比較。	53
圖 4.5 手術前、後左右鼻腔在吸氣最大流量時($t = 1s$)於鼻腔中特定平面的流速分布比較。	55
圖 4.6 比較手術前、後於鼻甲區上、中、下鼻道的流量分布比例。	55
圖 4.7 手術前、後左右鼻腔在呼氣最大流量時($t = 3 s$)於鼻腔中特定平面的流速分布比較。	56
圖 4.8 比較手術前、後在吸氣最大流量時($t = 1 s$)於不同平面的溫度分布，(a)環境條件($T=25^{\circ}C$, $RH=35\%$)；(b)夏天條件($T=29.5^{\circ}C$, $RH=66.5\%$)；(c)乾冷條件($T=15^{\circ}C$, $RH=15\%$)。	58
圖 4.9 手術前、後在吸氣階段於不同氣候條件下，左右鼻腔的鼻閥、中鼻甲、後鼻孔的溫度差異比較。(a)環境條件($T=25^{\circ}C$, $RH=35\%$)；(b)夏天條件($T=29.5^{\circ}C$, $RH=66.5\%$)；(c)乾冷條件($T=15^{\circ}C$, $RH=15\%$)。	60
圖 4.10 比較手術前、後在呼氣最大流量時($t = 1 s$)於不同的平面的溫度分布。 .	61
圖 4.11 手術前、後，在呼吸最大流量下於環境條件($T=25^{\circ}C$, $RH=35\%$)下，溫度隨鼻腔內位置改變之比較。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。	63
圖 4.12 手術前、後，呼吸最大流量下於夏天條件($T=29.5^{\circ}C$, $RH=66.5\%$)下，溫度隨鼻腔內位置改變之比較。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。	64
圖 4.13 手術前、後，呼吸最大流量下於乾冷條件($T=15^{\circ}C$, $RH=15\%$)下，溫度隨鼻腔內位置改變之比較。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。	65
圖 4.14 比較手術前、後在吸氣最大流量時($t = 1 s$)於不同平面的水蒸氣質量分率	

分布，(a)環境條件($T=25^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=35\%$)、(b)夏天條件($T=29.5^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=66.5\%$)、(c)乾冷條件($T=15^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=15\%$)。..... 67

圖 4.15 手術前、後在吸氣階段於不同氣候條件下，左右鼻腔的鼻閥、中鼻甲、後鼻孔的相對濕度差異比較。(a)環境條件($T=25^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=35\%$)、(b)夏天條件($T=29.5^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=66.5\%$)、(c)乾冷條件($T=15^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=15\%$)。..... 69

圖 4.16 比較手術前、後在呼氣最大流量時($t = 1\text{ s}$)於不同平面的水蒸氣質量分率分布。..... 70

圖 4.17 手術前、後，在時間 $t = 1\text{ s}$ 和 $t = 3\text{ s}$ ，呼吸最大流量下於環境條件($T=25^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=35\%$)下，相對溼度隨鼻腔內位置改變之比較。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。72

圖 4.18 手術前、後，在時間 $t = 1\text{ s}$ 和 $t = 3\text{ s}$ ，呼吸最大流量下於環境條件($T=25^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=35\%$)下，水蒸氣質量分率隨鼻腔內位置改變之比較。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。..... 73

圖 4.19 手術前、後，在時間 $t = 1\text{ s}$ 和 $t = 3\text{ s}$ ，呼吸最大流量下於夏天條件($T=29.5^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=66.5\%$)下，相對溼度隨鼻腔內位置改變之比較。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。..... 74

圖 4.20 手術前、後，在時間 $t = 1\text{ s}$ 和 $t = 3\text{ s}$ ，呼吸最大流量下於夏天條件($T=29.5^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=66.5\%$)下，水蒸氣質量分率隨鼻腔內位置改變之比較。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。..... 75

圖 4.21 手術前、後，在時間 $t = 1\text{ s}$ 和 $t = 3\text{ s}$ ，呼吸最大流量下於乾冷條件($T=15^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=15\%$)下，相對溼度隨鼻腔內位置改變之比較。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。76

圖 4.22 手術前、後，在時間 $t = 1\text{ s}$ 和 $t = 3\text{ s}$ ，呼吸最大流量下於乾冷條件($T=15^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=15\%$)下，水蒸氣質量分率隨鼻腔內位置改變之比較。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。..... 77

圖 4.23 手術前、後，在時間 $t = 1\text{ s}$ 和 $t = 3\text{ s}$ ，呼吸最大流量下，於環境條件($T=25^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=35\%$)下，熱通量隨鼻腔內位置改變之比較。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。... 80

圖 4.24 手術前、後，在時間 $t = 1\text{ s}$ 和 $t = 3\text{ s}$ ，呼吸最大流量下，於夏天條件($T=29.5^{\circ}\text{C}$,

RH=66.5%)下，熱通量隨鼻腔內位置改變之比較。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。	81
圖 4.25 手術前、後，在時間 $t = 1\text{ s}$ 和 $t = 3\text{ s}$ ，呼吸最大流量下，於乾冷條件($T = 15^\circ\text{C}$, RH=15%)下，熱通量隨鼻腔內位置改變之比較。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。	82
圖 4.26 手術前、後，在時間 $t = 1\text{ s}$ 和 $t = 3\text{ s}$ ，呼吸最大流量下，於環境條件($T = 25^\circ\text{C}$, RH=35%)下，水蒸氣通量隨鼻腔內位置改變之比較。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。	83
圖 4.27 手術前、後，在時間 $t = 1\text{ s}$ 和 $t = 3\text{ s}$ ，呼吸最大流量下，於夏天條件($T = 29.5^\circ\text{C}$, RH=66.5%)下，水蒸氣通量隨位置改變之比較。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。	84
圖 4.28 手術前、後，在時間 $t = 1\text{ s}$ 和 $t = 3\text{ s}$ ，呼吸最大流量下，於乾冷條件($T = 15^\circ\text{C}$, RH=15%)下，水蒸氣通量隨位置改變之比較。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。	85
圖 4.29 比較吸氣階段與呼氣階段時於不同氣候條件下，健康側(左側)、患側(右側)與後部鼻腔的熱通量。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。	86
圖 4.30 比較吸氣階段與呼氣階段時於不同氣候條件下，健康側(左側)、患側(右側)與後部鼻腔的水蒸氣通量。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。	87
圖 4.31 比較手術前後患側(右側)鼻腔於吸氣最大流量下，在不同氣候條件下的(a)熱通量；(b)SAHF50；(c)SAHF50 的比例和(d)上、中、下鼻甲 SAHF50 的比例。	90
圖 4.32 比較手術前後於吸氣最大流量下($t = 1\text{ s}$)患側(右側)鼻腔的壁剪切應力分布。	91
圖 4.33 比較手術前後於吸氣最大流量下($t = 1\text{ s}$)在患側(右側)鼻甲區上、中、下鼻道的平均壁剪切應力。	92
圖 4.34 (a)嗅覺區域；(b)比較手術前後在吸氣最大流量下($t = 1\text{ s}$)於患側(右側)嗅覺區的壁剪切應力分布。	93
圖 4.35 於吸氣最大流量下($t = 1\text{ s}$)，比較手術前後左右兩側嗅覺區在不同壁剪切應力水平區域下的面積比。	93
圖 4.36 比較手術前後，患側(右側)嗅覺區在一次呼吸週期下不同壁剪切應力水平	

區域下的面積比。(a)手術前；(b)手術後。.....	94
圖 4.37 (a)比較手術前、五種虛擬手術(V1-V5)和手術後於鼻甲區前中後三段的橫截面圖。(b)五種虛擬鼻黏膜下植物手術後的三維鼻腔模型，深藍色區域為植入物的植入位置。.....	98
圖 4.38 比較手術前、五種虛擬手術(V1-V5)和手術後患側(右側)鼻腔於不同位置的截面積大小。.....	99
圖 4.39 手術前、後，七種(a)患側(右側)和(b)健康側(左側)鼻腔於吸氣最大流量時的流線分布比較。.....	105
圖 4.40 比較七種不同鼻腔模型於(a)患側(右側)和(b)健康側(左側)鼻腔於下鼻道的流態。.....	107
圖 4.41 比較手術前、五種虛擬手術(V1-V5)和手術後於鼻甲區的流速分布。...	110
圖 4.42 比較手術前後於(a)患側(右側)和(b)健康側(左側)鼻甲區上、中、下鼻道的流量分布比例。.....	111
圖 4.43 手術前、五種虛擬手術(V1-V5)和手術後在吸氣最大流量時($t = 1s$)於鼻甲區的溫度分布。(a)環境條件($T=25^{\circ}C$, $RH=35\%$)、(b)夏天條件($T=29.5^{\circ}C$, $RH=66.5\%$)、(c)乾冷條件($T=15^{\circ}C$, $RH=15\%$)。.....	115
圖 4.44 手術前、五種虛擬手術(V1-V5)和手術後在吸氣最大流量時($t = 1s$)於鼻甲區的水蒸氣質量分率分布。(a)環境條件($T=25^{\circ}C$, $RH=35\%$)、(b)夏天條件($T=29.5^{\circ}C$, $RH=66.5\%$)、(c)乾冷條件($T=15^{\circ}C$, $RH=15\%$)。.....	118
圖 4.45 手術前、五種虛擬手術(V1-V5)和手術後在吸氣階段於不同氣候條件下，鼻前、中、後段患側(右側)鼻腔的溫度差異比較。(a)環境條件($T=25^{\circ}C$, $RH=35\%$)；(b)夏天條件($T=29.5^{\circ}C$, $RH=66.5\%$)；(c)乾冷條件($T=15^{\circ}C$, $RH=15\%$)。.....	122
圖 4.46 手術前、五種虛擬手術(V1-V5)和手術後在吸氣階段於不同氣候條件下，鼻前、中、後段患側(右側)鼻腔的相對濕度比較。(a)環境條件($T=25^{\circ}C$, $RH=35\%$)；(b)夏天條件($T=29.5^{\circ}C$, $RH=66.5\%$)；(c)乾冷條件($T=15^{\circ}C$, $RH=15\%$)。.....	124
圖 4.47 手術前、五種虛擬手術(V1-V5)和手術後在吸氣階段於不同氣候條件下，	

鼻前、中、後段健康側(左側)鼻腔的溫度差異比較。(a)環境條件($T=25^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=35\%$)；
(b)夏天條件($T=29.5^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=66.5\%$)；(c)乾冷條件($T=15^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=15\%$)。..... 127

圖 4.48 手術前、五種虛擬手術(V1-V5)和手術後在吸氣階段於不同氣候條件下，
鼻前、中、後段患側(右側)鼻腔的相對濕度比較。(a)環境條件($T=25^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=35\%$)；
(b)夏天條件($T=29.5^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=66.5\%$)；(c)乾冷條件($T=15^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=15\%$)。..... 129

圖 4.49 比較手術前、五種虛擬手術(V1-V5)和手術後患側(右側)鼻腔的(a)加熱效
率和(b)加濕效率。..... 131

圖 4.50 比較手術前、五種虛擬手術(V1-V5)和手術後於吸氣最大流量下，患側(右
側)鼻腔的壁剪切應力分布。..... 135

圖 4.51 比較手術前後，於吸氣最大流量下($t = 1 \text{ s}$)於鼻甲區的平均壁剪切應力。
..... 136

圖 4.52 比較虛擬手術前後在吸氣最大流量下於右側(患側)嗅覺區的壁剪切應力分
布。..... 136

圖 4.53 於吸氣最大流量下，比較手術前後右側(患側)嗅覺區在不同壁剪切應力水
平區域下的面積比。..... 137

圖 4.54 在 10 L/min 下，比較不同作用力對奈米顆粒沉積的影響。[55]...... 139

圖 4.55 比較不同作用力對 $1 \mu\text{m}$ 顆粒沉積的影響。..... 139

圖 4.56 均勻地釋放 100000 顆粒子於球形計算區域。..... 140

圖 4.57 比較不同粒徑顆粒在鼻腔中隨時間變化的累積沉積分率。..... 141

圖 4.58 比較不同粒徑顆粒在健康側與患側隨時間變化的累積沉積分率。..... 142

圖 4.59 比較不同粒徑顆粒在吸氣階段不同時間間隔下於鼻腔中的沉積速率。 143

圖 4.60 比較不同粒徑在吸氣階段於健康側和患側的沉積速率。(a) $20 \mu\text{m}$ ；(b) $10 \mu\text{m}$ ；
(c) $5 \mu\text{m}$ ；(d) $1 \mu\text{m}$ 。..... 145

圖 4.61 比較不同粒徑在吸氣階段有考慮重力和無考慮重力隨時間變化的累積沉積
分率。..... 146

圖 4.62 比較不同粒徑顆粒在吸氣階段有考慮重力和無考慮重力的沉積速率。(a) 20

μm ; (b) $10\ \mu\text{m}$; (c) $5\ \mu\text{m}$; (d) $1\ \mu\text{m}$ 。	149
圖 4.63 顆粒於健康側和患側不同區域的沉積分率，(a) $20\ \mu\text{m}$; (b) $10\ \mu\text{m}$; (c) $5\ \mu\text{m}$; (d) $1\ \mu\text{m}$ 。 (e)不同粒徑大小於鼻腔中不同位置的沉積分率。	152
圖 4.64 $1, 5, 10$ 和 $20\ \mu\text{m}$ 的顆粒於手術前鼻腔模型中的顆粒沉積分布圖。	153
圖 4.65 環境顆粒物的理想分布，利用尺寸選擇採樣器收集的細模式粒子和粗模式粒子。 [102]	155
圖 4.66 PM10 顆粒粒徑分布的(a)數量分率和(b)質量分率。	156
圖 4.67 均勻地釋放 100000 顆 PM10 顆粒於球形計算區域。	157
圖 4.68 比較 PM10 顆粒在手術前、手術後、V1 和 V5 的鼻腔模型中於吸氣階段隨時間變化的累積沉積分率。	158
圖 4.69 比較 PM10 顆粒在手術前、手術後、V1 和 V5 的鼻腔模型中於健康側和患側在吸氣階段隨時間變化的累積沉積分率。	158
圖 4.70 比較 PM10 顆粒在手術前、手術後、V1 和 V5 的鼻腔模型中於吸氣階段不同時間間隔下的沉積速率。	160
圖 4.71 比較 PM10 顆粒在手術前、手術後、V1 和 V5 的鼻腔模型中於患側在吸氣階段不同時間間隔下的沉積速率。	160
圖 4.72 比較不同鼻腔模型對 PM10 顆粒的沉積分布圖。	161
圖 4.73 比較不同鼻腔模型對 PM10 顆粒的沉積分率，並與前人體內測量實驗數據做比較。	162

表目錄



表 3.1 鼻腔網格品質。.....	31
表 3.2 數值模擬參數設定。.....	34
表 3.3 邊界條件設置。.....	38
表 3.4 Morsi 和 Alexander 提出的拖曳係數相關參數[92]。.....	43
表 3.5 顆粒模擬參數設定。.....	46
表 4.1 手術前、後鼻腔的幾何特徵。.....	49
表 4.2 比較手術前後於不同氣候條件下在吸氣階段時的平均空氣溫度。.....	59
表 4.3 比較手術前後於呼氣階段時的平均空氣溫度。.....	61
表 4.4 比較手術前後於不同氣候條件下在吸氣階段時的平均空氣相對濕度。...	68
表 4.5 比較手術前後於呼氣階段時的平均空氣相對濕度。.....	70
表 4.6 手術前、五種虛擬手術(V1-V5)和手術後患側鼻腔的幾何特徵。.....	100
表 4.7 七種患側(右側)鼻腔於不同區域的鼻表面積。.....	100
表 4.8 比較七種鼻腔模型於下鼻道的渦流佔據大小和 plane 10 下鼻道 Y 方向的渦度。.....	107
表 4.9 比較七種鼻腔模型於 plane 8 下鼻道不同方向的渦度大小。.....	108
表 4.10 比較七種鼻腔模型於 plane 10 下鼻道不同方向的渦度大小。.....	108
表 4.11 比較七種鼻腔模型於 plane 12 下鼻道不同方向的渦度大小。.....	109
表 4.12 比較七種鼻腔於 plane 18 鼻咽區不同方向的渦度大小。.....	109
表 4.13 比較七種不同鼻腔模型於患側(右側)在不同氣候條件下於吸氣階段時的平均空氣溫度和平均相對濕度。.....	125
表 4.14 比較吸氣最大流量下($t = 1$ s)於患側鼻甲區的平均熱通量、SAHF50 和 SAHF50 於鼻甲區所佔的比例。.....	133
表 4.15 比較吸氣最大流量下($t = 1$ s)於健康側鼻甲區的平均熱通量、SAHF50 和 SAHF50 於鼻甲區所佔的比例。.....	133

表 4.16 PM10 顆粒粒徑大小分布。	155
-----------------------------	-----



第一章 緒論



鼻腔為人體上呼吸道的第一個器官，其提供了我們呼吸、嗅覺、抵禦外部物質和調節外界空氣的功能，避免外部空氣直接損害體內器官。然而，並非每個人都擁有完整且健康的鼻腔，少數人有鼻甲肥大和鼻中膈偏離等問題，患有這類鼻腔疾病的患者往往會透過鼻甲切除術和鼻中膈成形術來治療，手術後大多數人也都康復且改善呼吸問題。然而，有極少數人在鼻甲切除術後反而使呼吸問題惡化，甚至是影響整個身體與心靈狀況，導致生活品質下降，最典型的案列就是空鼻症(Empty Nose Syndrome, ENS)。

空鼻症是紀錄最少的鼻呼吸併發症之一，其大多發生於鼻竇手術或鼻甲切除術後。然而，大多數的醫生認為透過鼻甲切除術擴大鼻腔可以成功改善鼻塞症狀，但與空鼻症患者感受背道而馳，因此，通常會錯誤地認為這些症狀是身心症狀。耳鼻喉科醫生往往會透過電腦斷層掃描影像判斷鼻甲是否受損來診斷空鼻症，現今，最常用來治療空鼻症患者的方法為幫助恢復鼻氣道內的幾何結構，來緩解空鼻症症狀。

目前，對於空鼻症的鼻腔病理學研究尚不清楚，但鼻腔空氣動力學的改變可能是影響的主要原因，透過計算流體力學(Computational Fluid Dynamics, CFD)可以得知詳細的鼻腔空氣動力學且有助於提高我們對空鼻症的理解。本研究試圖利用CFD 數值模擬技術客觀地分析空鼻症患者在手術前後鼻空調能力的改善與否，並進一步了解空鼻症鼻腔的鼻空氣動力學，透過流速分布、加溫空氣能力、加濕空氣能力、黏膜水蒸氣通量和熱通量等分析，比較患者在手術前、後的變化並進行其與症狀的探討。

第二章 文獻回顧



2.1 鼻解剖

鼻子是人體呼吸系統唯一的外部部分，它由骨骼(bone)和軟骨(cartilage)以及纖維脂肪組織(fibro fatty tissue)組成。從外部看，鼻子由臉部中央的三角形突起組成，被稱為隔膜(septum)的軟骨分成左右腔室，圖 2.1 為鼻子外部軟骨與骨骼的結構。成人的內外口之間的鼻道軸向長度約為 10 公分[1]。

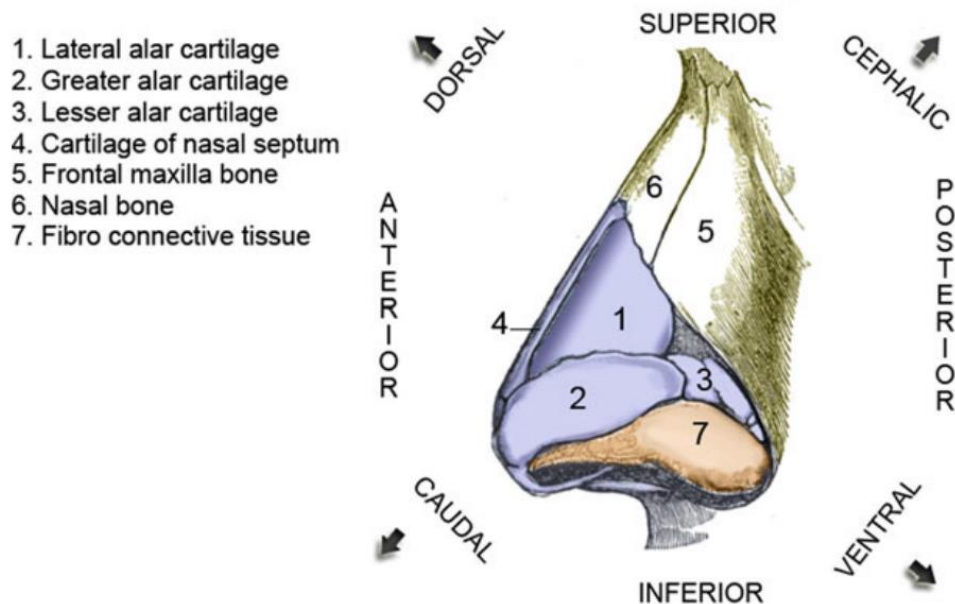


圖 2.1 外部鼻子側視圖[2]。

如圖 2.2 所示，鼻子上有兩個外部開口，稱為鼻孔(nostrils)，在呼吸時允許空氣進入或離開身體，在鼻孔後像漏斗狀的區域稱為鼻前庭(nasal vestibule)，其內襯有分層鱗狀上皮細胞，並包含鼻毛突出到氣流中[3, 4]。在鼻前庭的末端有一個截面積最窄的區域，稱為鼻閥(nasal valve)。鼻閥是鼻道最窄的區域，對鼻功能和鼻腔氣流模式具有特殊意義[5]。在鼻閥末端，氣道的截面積增加，這表示著主要鼻道的開始。

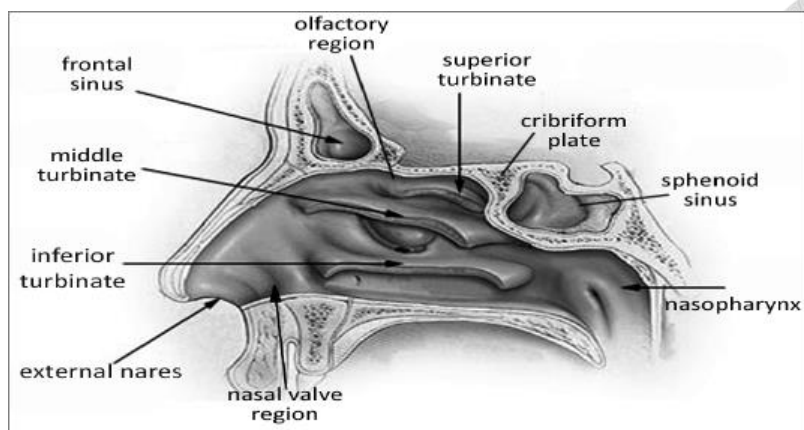


圖 2.2 鼻腔示意圖，從格雷(Henry Gray)的人體解剖學中複製[6]。

在鼻腔側壁(lateral wall)上，有三個水平突起的組織，稱為鼻甲(turbinate)，其將鼻腔分成三個氣道。這三個鼻甲依照其位置和功能分為下、中、上鼻甲(inferior, middle, and superior turbinate)，如圖 2.3 所示。下鼻甲是三者之中最大的，幾乎跨越了主要鼻道的整個長度；中鼻甲和下鼻甲幾乎一樣大；而上鼻甲只有中鼻甲的一半長度，並且在主要鼻道的後部。鼻甲和中央鼻中隔壁之間的氣道間隙是鼻道(meatus)。鼻道非常狹窄，通常約為 0.5-1 毫米[7]。在主要鼻道的後端，鼻甲和鼻中隔在同一點結束。左右兩個鼻腔合併為後鼻孔(choanae)，表示鼻咽(nasopharynx)區的開始。由此開始，氣流 90°向下彎曲流向下呼吸道支氣管，如圖 2.4。

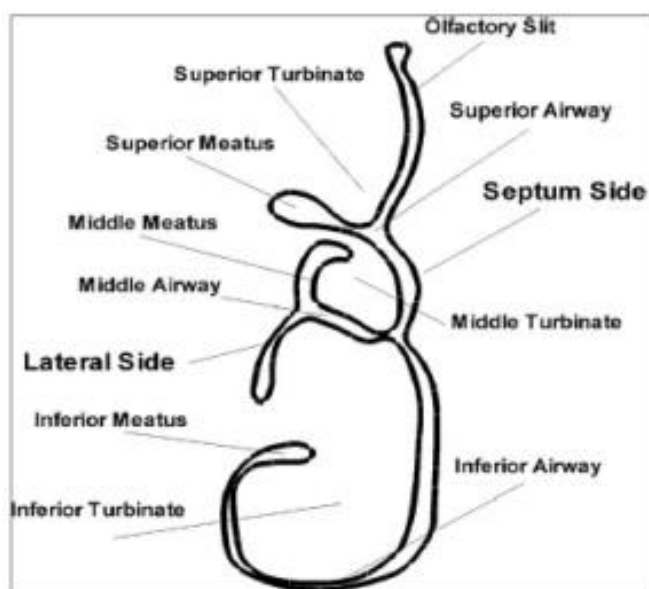


圖 2.3 主鼻氣道的冠狀橫截面圖[8]。

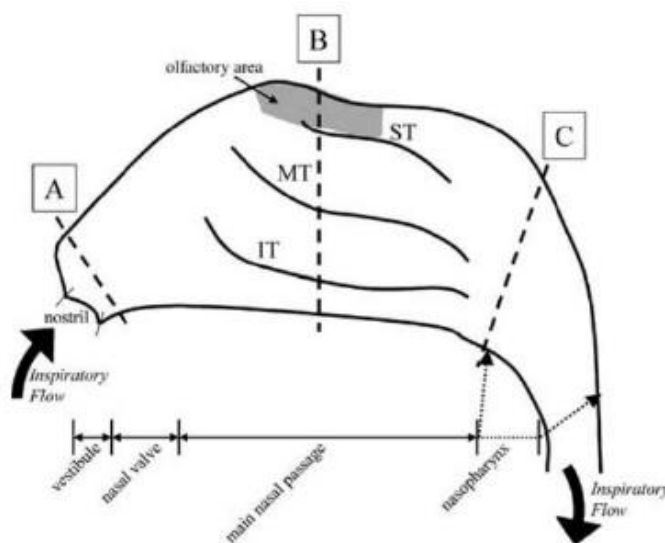


圖 2.4 人體側面鼻腔示意圖[9]。

2.2 流速與氣流分布

許多研究都發現氣流從外部進到鼻腔時，先經過左右兩側橢圓形的鼻孔進入鼻前庭後，90 度轉向經過狹窄的鼻閥區導致氣流加速，在經過鼻甲區分配氣流、流速減緩，最後左右兩鼻腔氣流在後鼻孔(choanae)混合，再經 90 度轉向流出鼻咽。Segal 等人[10]發現在鼻前庭與鼻閥區有最大氣流速度，這是由於該區域截面積縮小導致；而 Croce 等人[9]發現由於鼻閥區後的鼻甲區截面積突然擴大而導致氣流速度大幅降低。

氣流在鼻腔中主要分布在中下鼻道區域[9-11]，Keyhani 等人[11]透過 42 張 CAT 掃描圖像建構三維單側鼻腔模型，並利用有限元素法進行在平靜吸氣下，層流、穩態的流場分析，其結果證實層流模型適合用在平靜呼吸下並與實驗結果相符，而大約有 30% 的氣流會流經下鼻道、10% 流過嗅覺區，此外，在流量為 125 ml/s 和 200 ml/s 其流動形式差異不大。Subramaniam 等人[12]也發現在流量為 15 L/min 和 26 L/min 兩種不同呼吸條件下，鼻氣流在鼻腔內分布幾乎不變。Croce 等人[9]對真實的鼻氣道進行數值模擬，也發現氣流主要流經中、下鼻道，如圖 2.5。

由於鼻腔結構幾何複雜，即使和平靜呼吸下可能還是會有渦流的情況發生，渦流產生的原因是由於氣流從鼻閥區到鼻甲區截面積突然增大而導致不利的壓力梯度[13]，而渦流發生的位置以及強度則因個體差異而有所不同，但整體的鼻腔氣流流動模式大致相同，Croce 等人[9]觀察到在鼻閥區後和嗅覺區有兩個主要的渦流；Subramaniam 等人[12]發現渦流主要發生在鼻前庭和兩鼻腔氣流混合後的鼻咽區；Segal 等人[10]利用數值分析四位擁有不同健康的鼻腔結構，他們也發現渦流主要出現在鼻前庭和鼻咽區，但渦流的強度不盡相同，如圖 2.6。由於幾何上的不同使得模型之間渦流的大小和位置存在一些差異，例如鼻氣道高度增加可以增加氣流的分離[11]。

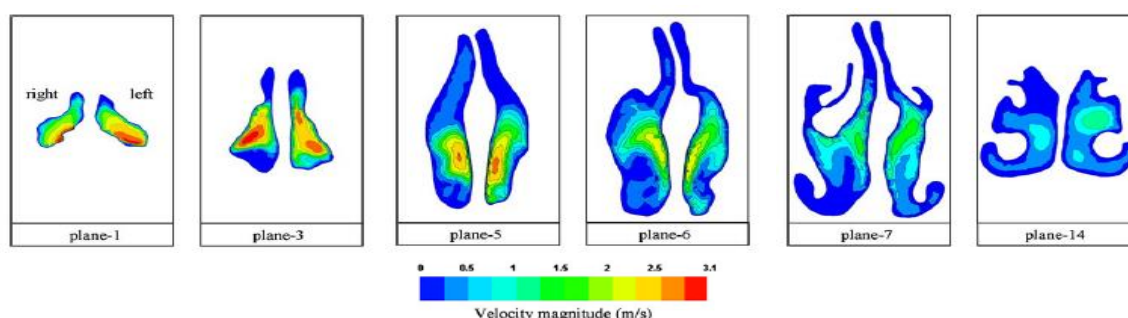


圖 2.5 在吸氣流量為 231 ml/s 下，於健康鼻腔各個剖面的流速分布[9]。

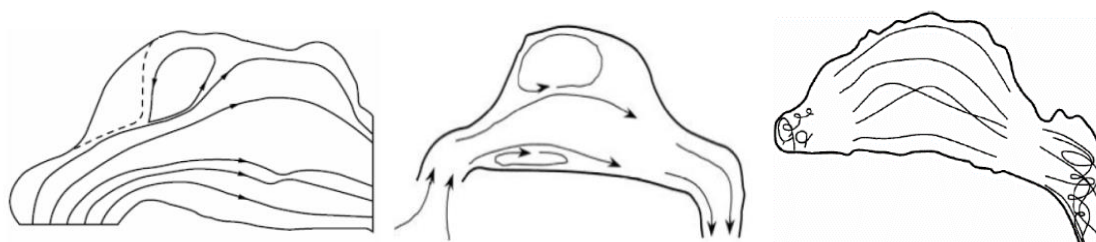


圖 2.6 比較在不同個體鼻腔中的流線分布，由左至右分別為 Keyhani 等人、Schreck 等人和 Subramaniam 等人的研究[11, 12, 14]。

2.3 壁剪切應力(Wall shear stress)

當外界空氣進入鼻腔後，空氣與鼻腔壁面接觸產生的摩擦力，稱為壁剪切應力。壁剪切應力為鼻腔內的上皮細胞提供了輔導機制(transduction mechanism)以響應外部環境變化[15]，這種機制很可能是成長和生活過程中的一種刺激，它決定了個體環境變化時的結構和行為適應。這種交互作用使空氣和鼻腔壁之間的熱量和質量傳遞能夠調節吸入的空氣，在壁剪切應力較低區域，由於鼻黏膜冷卻不足，導致這些區域往往反應出較高的空氣溫度[16]。由於剪切應力與速度成正比線性關係，當呼吸力道增加時，壁剪切應力也隨之增加，空氣與鼻腔壁的作用力也就增加。Wen 等人[17]發現壁剪切應力隨鼻通道擴大而逐漸減小，在進入鼻咽區後兩腔室氣流混合壁剪切應力又上升，如圖 2.7。Kim 等人[18]發現在吸氣流量 15L/min 下，壁剪切應力最大處出現在鼻閥區，並認為壁剪切應力可以作為鼻通道阻塞(nasal airway obstruction)的客觀指標，如圖 2.8。Gabory 等人[16]也發現不論是吸氣還是呼氣，壁剪切應力最大處都出現在鼻閥區，而在鼻竇處完全沒有壁剪切應力，這是由於鼻竇處幾乎完全沒有速度。在 Elad 等人[15]的研究中發現在健康的鼻腔結構中，其壁剪切應力高達 0.3-1.5 pa，在這個水平上，壁剪切應力很有可能會刺激鼻腔上皮內襯的細胞機制，如杯狀細胞分泌黏液。此外，在體外實驗中，Even-Tzur 等人[19]發現與未受壓力的細胞相比，受到 0.01 pa 和 0.1 pa 壁剪切應力的細胞，其分泌的黏液增加，因此，壁剪切應力在上皮功能的機械調節中具有重要作用。Hildebrant 等人[20]也提出當壁剪切應力在 0.01-0.1 pa 的範圍內會引起機械細胞反應進而分泌黏液。

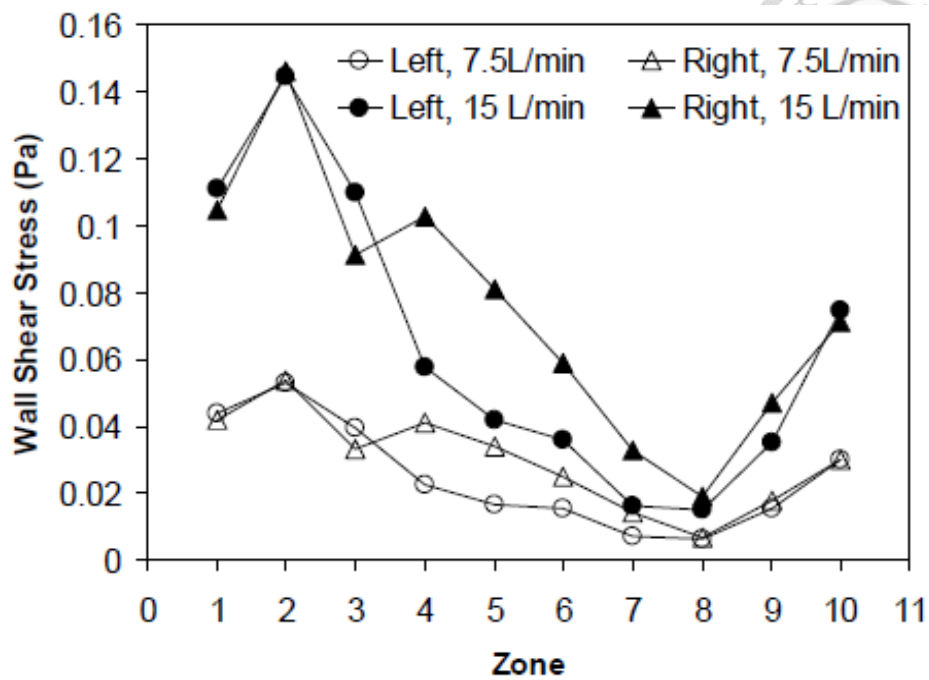


圖 2.7 在不同截面於不同流速下的壁剪切應力[17]。

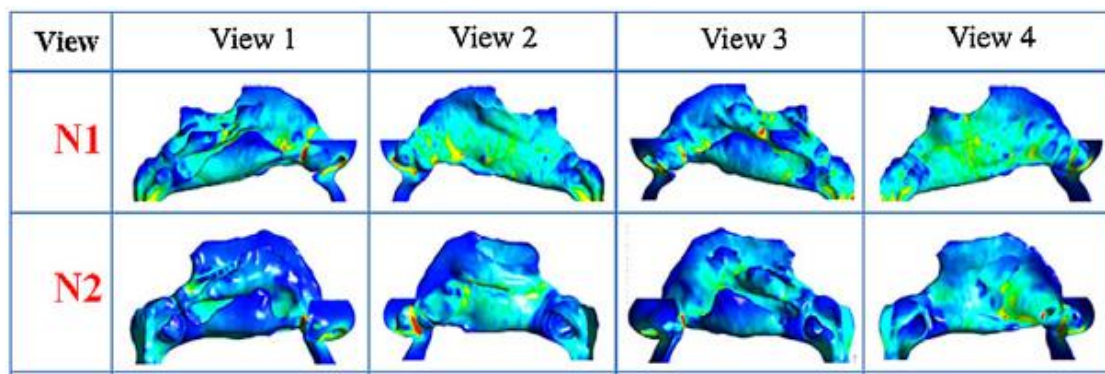


圖 2.8 健康鼻腔的壁剪切應力分布[18]。

2.4 鼻阻力

鼻阻力是考慮呼吸氣道阻力的重要因素，也是鼻通道是否阻塞參考的客觀指標，定義為壓力差(ΔP)/流量(Q)， $NR = \Delta P / Q$ ，壓力差的選擇有二，第一種(NR1)為鼻孔與鼻隔膜最末端的壓力差，第二種(NR2)為鼻孔與鼻咽出口端壓力差。而鼻阻力會因鼻腔幾何結構不同而有所不同。Kim 等人[18]發現 NR1 與鼻氣道阻塞症狀比 NR2 高度相關。Strien 等人[21]透過 3D 列印技術製作出鼻腔結構並進行壓力

分佈實驗與 CFD 數值模擬研究都發現由於鼻閥區截面積縮小，導致鼻阻力大部分都由此處貢獻，此外，他們也推論整個鼻腔內最小截面積的鼻阻力勝過其他區域的鼻阻力。



2.5 鼻空調

鼻腔是整個呼吸道中最重要的一部分，它不僅提供生物呼吸的功能也提供了嗅覺和抵禦外部粒子入侵的作用，除此之外，還有一項最重要的生理功用就是空氣的調節，鼻腔會調節吸入空氣的濕度與溫度至接近肺泡的程度，避免人體下呼吸道(肺、支氣管)受到損害[22]。

有許多研究都發現鼻腔會將吸入的空氣在抵達鼻咽處時加熱至 31-34°C、加濕至相對濕度 90-100% [22-26]。從鼻孔至鼻咽這短短的鼻氣道距離就得將空氣調節至肺泡程度，這也突顯了鼻甲區的重要性，由於鼻甲區確保了空氣與鼻黏膜層的緊密接觸，使空氣可以獲得足夠的熱和水分。

2.5.1 體內測量

Keck 等人[27]使用小型熱電偶測量 50 位自願受試者的鼻前庭、鼻閥、鼻甲區中段和鼻咽處的空氣溫度，發現空氣主要在鼻子前段被加溫，並且以對數函數的形式增加到大約 34°C，如圖 2.9。Lindemann 等人[28]也使用小型熱電偶測量 15 位受試者的鼻黏膜溫度，在吸氣階段，鼻黏膜溫度下降，在鼻閥區，平均黏膜溫度 $30.2 \pm 1.7^\circ\text{C}$ ；在鼻咽區，平均黏膜溫度 $33.2 \pm 2.3^\circ\text{C}$ ；在呼氣階段，鼻黏膜溫度上升，在鼻閥區，平均黏膜溫度 $32.5 \pm 1.1^\circ\text{C}$ ；在鼻咽區，平均黏膜溫度 $34.4 \pm 1.1^\circ\text{C}$ ，如圖 2.10，另外，他們也發現鼻黏膜溫度會由偵測位置和一次呼吸循環中的檢測時間點決定。

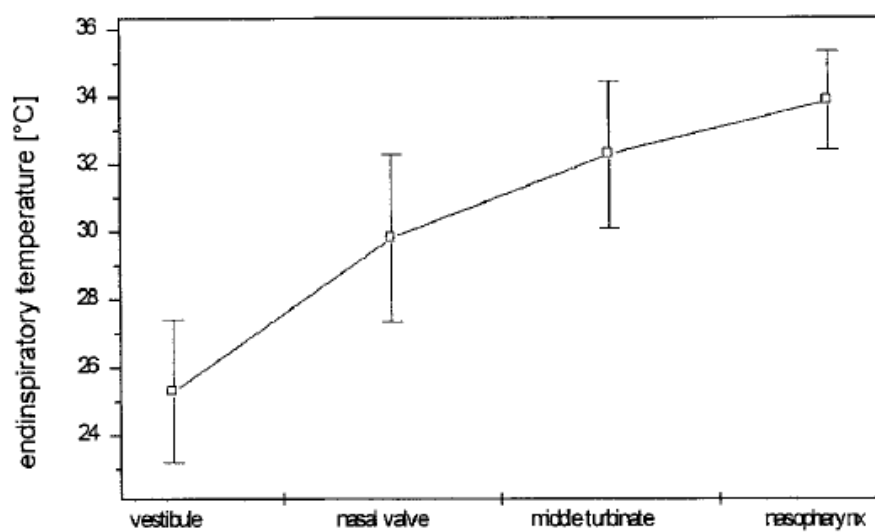


圖 2.9 五十位受試者在吸氣結束時於鼻腔內不同位置的平均溫度[27]。

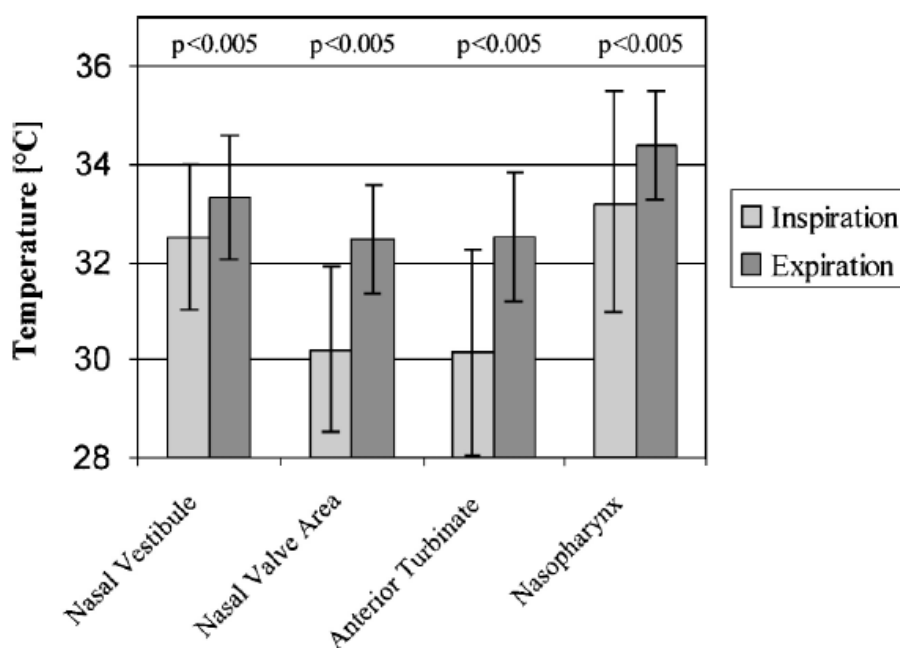


圖 2.10 在呼氣和吸氣結束時於特定檢測部位的黏膜溫度值[28]。

然而，由於鼻部解剖結構的複雜性導致直接量測的困難度增加，並且偵測器和傳感器的插入可能會導致流動的擾動造成測量的不準確[29]。因此，紅外線熱成像已被用於測量鼻腔溫度，但此方法只侷限在鼻前庭處，無法提供鼻腔內的數據[30]。Willatt 等人[31]透過紅外線熱成像測量的鼻中隔黏膜溫度範圍從吸氣時的



30.4°C 到呼氣時的 32.0°C，但沒有提供準確的鼻內檢測部位的資訊。雖然紅外線溫度計可以達到未接觸的量測，但有實際響應時間太長和不允許呼吸同步測量的缺點[32]。

2.5.2 空調性能

鼻氣道的幾何結構被認為是是否能有效進行熱量與水分傳輸的關鍵因素[33]，透過 CFD 我們可以更加地了解在鼻腔三維結構中空調行為是如何發生的。在 CFD 的預測結果中，我們可以得到在吸氣階段結束時，鼻腔內不同位置的平均空氣溫度，在鼻前庭區為 25°C、鼻閥區 29.2°C、鼻咽區 31.9°C[34]。這些模擬預測結果都與使用微型熱電偶測量鼻腔空氣溫度的研究一致[27]。

有許多研究都發現在吸氣時熱量交換與水分傳輸的空氣調節主要發生在鼻腔前半段[35-37]，而在呼氣時鼻黏膜的熱量和水分回收主要發生在鼻腔後半段[38, 39]。在吸氣時，Keck[27]等人觀察到在鼻閥區至中鼻甲前部溫度上升最大；Lindemann 等人[28]表明鼻氣道前半段的黏膜冷卻效果比後半段的冷卻效果更明顯。因此，可以推測包括鼻閥在內的鼻氣道前半段是吸入空氣主要增濕的地方。

CFD 模擬已被證明為評估鼻腔內空氣調節能力的一個有效工具，它可以提供有關空氣溫度和相對濕度隨空間變化的詳細資訊。Naftali 等人[40]使用三維鼻子狀的模型研究了鼻腔對吸入空氣的空調能力，壁邊界條件設為定溫 37°C、相對溼度 100%，他們發現吸入的空氣在到達鼻咽部之前幾乎達到了肺泡狀態，此外，他們還強調鼻甲的角色在於增加局部熱量和水分傳輸速率方面的作用。Lindemann 等人[41]使用 CFD 在固定 600 mL/s 的流量下和固定表面溫度 34°C 下得到了鼻腔內空氣溫度分布，如圖 2.11。其研究指出，鼻前段包括鼻閥和中鼻甲頭部之間的區域，是加熱吸入空氣最有效的部分。呼吸空氣的調節除了吸氣時吸入空氣被黏膜供給的熱量加溫之外，呼氣時呼出的空氣也會被黏膜進行熱量的回收。在呼氣期間，水分也會從飽和及溫暖的呼出空氣中回收至黏膜上。因此，在隨後的吸氣期間，水分被保留用於空氣加濕[38]。Pless 等人[38]研究發現在固定 500 mL/s 的流量下和固定

表面溫度 31°C 下，冷卻呼出溫度較高的空氣主要發生在鼻腔後半部的中、下鼻甲，如圖 2.12。Na 等人[39]又更進一步發現呼氣時黏膜的熱回收大約是吸氣時黏膜的熱供給的 1/3，呼氣時的水分回收大約是吸氣時的水分供給的 1/5。

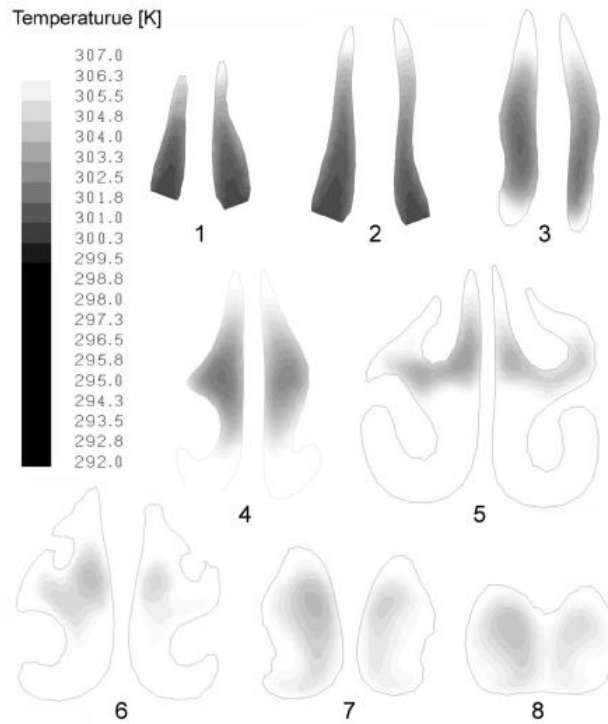


圖 2.11 吸氣時，鼻腔內各個冠狀橫截面的溫度分布[41]。

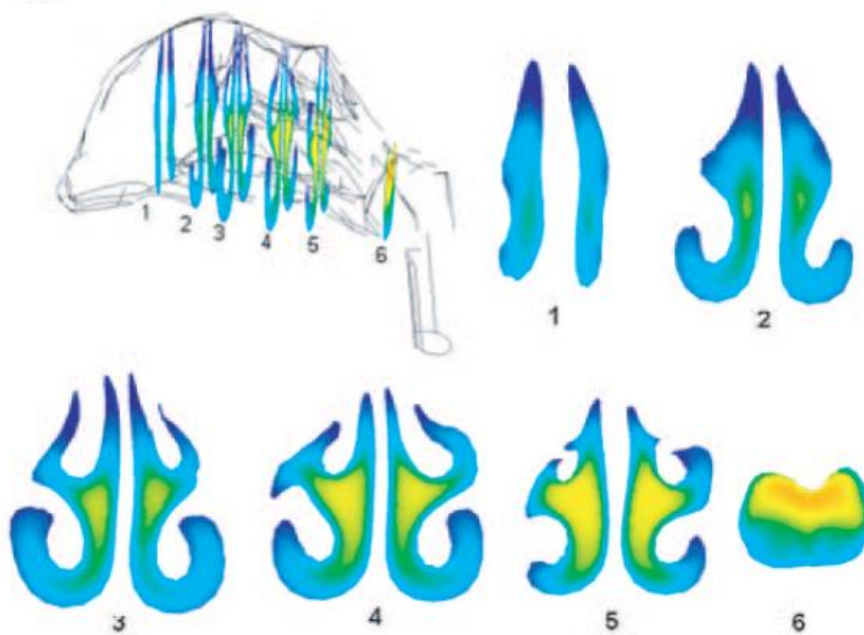


圖 2.12 呼氣時，鼻腔內各個冠狀橫截面的溫度分布[38]。

2.6 鼻黏膜溫度

空氣的加熱和加濕是密切相關的，吸氣和呼氣時鼻黏膜表面與呼吸空氣的溫度差是黏膜與空氣進行熱交換和水分交換的前提[42]。由於從上皮表面(epithelial surface)至空氣的熱傳速率會受到空氣的流體動力學影響，因此，呼吸過程中空氣溫度和上皮表面的變化會取決於氣流速度[23]。除此之外，評估真實的表面溫度分布很重要，無論是在吸氣還是呼氣期間，其熱供給和熱回收的主要驅動力是空氣和表面之間的溫度差。事實上，在 Lindemann 等人[28]測量的數據中，可以發現鼻黏膜溫度在一次呼吸週期中會隨著時間和位置改變。儘管如此，由於描述更加真實的壁表面邊界條件很困難，大多數 CFD 的研究還是假設表面溫度為定溫[40, 43-45]。因此，在表面溫度恆定的假設下進行的大多數 CFD 研究在提供有關鼻腔空調能力的準確信息方面可能會受到限制。為了避免直接給定一個溫度當作鼻腔表面溫度，有一些學者開始提出了鼻腔的壁面模型。

眾所皆知，鼻腔壁擁有一層層的結構，其微血管系統由緻密的上皮下(subepithelial)毛細管(capillaries)網絡組成，在內皮細胞(endothelial cells)之間有開窗(fenestrations)，允許水進入管腔(lumen)進行蒸發，另外，鼻竇和動靜脈吻合系統(arteriovenous anastomoses)允許血液快速通過黏膜[46]。簡單來說，鼻腔壁是由黏膜層和佈滿一堆微血管的器官層所組成，如圖 2.13。

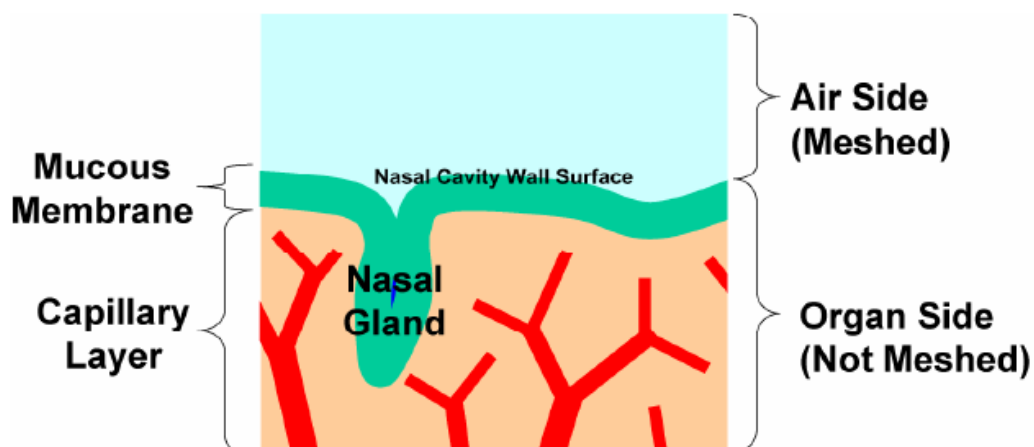


圖 2.13 鼻腔壁的結構示意圖[47]。



Kumahata 等人[47]提出了一個簡化的壁面模型，他們忽略了真實黏膜層上擁有的鼻腺體(nasal gland)和纖毛(cilia)，並說明了器官側和空氣側之間的熱交換會通過一個厚度為 δ_{memb} 的黏膜層，定義空氣層和黏膜層的交界面為鼻腔壁表面並假設器官側溫度為恆定。Kim 等人[22]也提出類似的模型並把假設說明得更加詳細，(1) 含有豐富微血管的組織層(器官側)為儲熱器以保持恆定溫度；(2) 黏膜下的腺體均勻分布在器官側可無限分泌黏膜液；(3) 儘管已知位於纖毛柱狀上皮細胞(ciliated columnar epithelial cells)頂部的外部黏性黏膜層是由水、碳水化合物、蛋白質和脂質組成的非均質黏彈性凝膠[48]，但它被建模為厚度為 δ_m 的導熱層。

2.7 顆粒在人體呼吸道的沉積

一個成年人一天大約呼吸 10000 至 20000 公升的空氣，空氣中常常會帶來許多微粒，如微生物、灰塵、煙霧、過敏原和有毒或無毒的氣溶膠，這些微粒都可能經由呼吸而沉積在我們的呼吸道上，其中，鼻吸氣是吸入性空氣污染物進入人體的主要途徑，因此，鼻子過濾有毒微粒的功能被認為是很重要的。

可吸入顆粒的粒子大小範圍從幾奈米到通常幾微米都有[49]，而天然和人造顆粒的尺寸範圍可以很大。例如，職業粉塵大約是 0.001~1000 微米，花粉顆粒約 20~60 微米，消費氣溶膠產品約 2~6 微米，大多數香菸煙霧約 0.2~0.6 微米，病毒和蛋白質約在 0.001~0.05 微米[50]。從毒物學的角度來看，所有直徑小於 10 微米的微粒都具有生物活性，可能引起過敏反應，甚至易患癌症[51]。因此，氣溶膠沉積在氣道中的位置對於將吸入的毒素或致癌物與疾病部位聯繫起來以及開發潛在的治療方法很重要[52]。另一方面，氣道也可以為藥物輸送提供另一條路徑，因此，對於呼吸系統中氣流特性、顆粒運輸和沉積的認識非常重要，從吸入顆粒的運輸和沉積中獲得的知識可用於進一步了解透過上呼吸道的治療藥物遞送。

2.71 顆粒模擬

數值計算方法可以方便地預估顆粒在鼻腔中沉積的位置，因此，有許多研究人員已對人體鼻腔中的粒子運輸和沉積進行研究，以了解沉積的機制和模式。Lippman 等人[53]討論了吸入藥物顆粒在鼻腔中沉積的四種機制，分別為慣性撞擊(Inertial impaction)、重力沉降(Sedimentation)、布朗擴散(Brownian diffusion)和攔截(Interception)，如圖 2.14，他們發現細長形狀的顆粒，如纖維，會導致更高機會的攔截。亞微米(submicron)範圍內的顆粒沉積則主要透過布朗擴散[54]。在亞微米範圍內，隨著粒徑接近 1 nm，布朗擴散的影響變得越來越重要，而對於通常大於 1 μm 的微米級顆粒，顆粒慣性的影響變得很重要，慣性撞擊沉積機制主導，如圖 2.15 [55]。

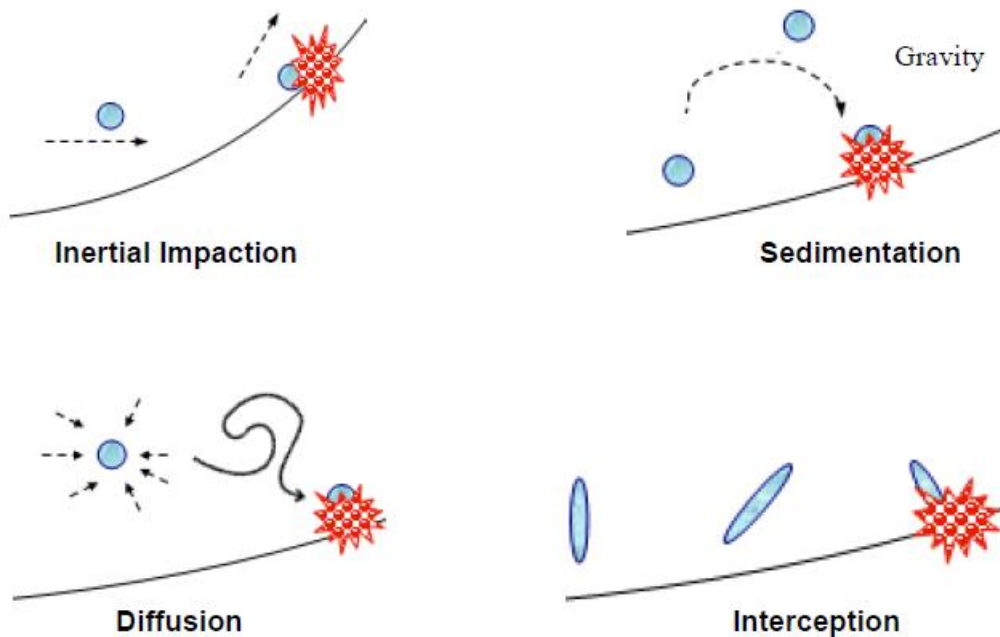


圖 2.14 顆粒沉積機制。

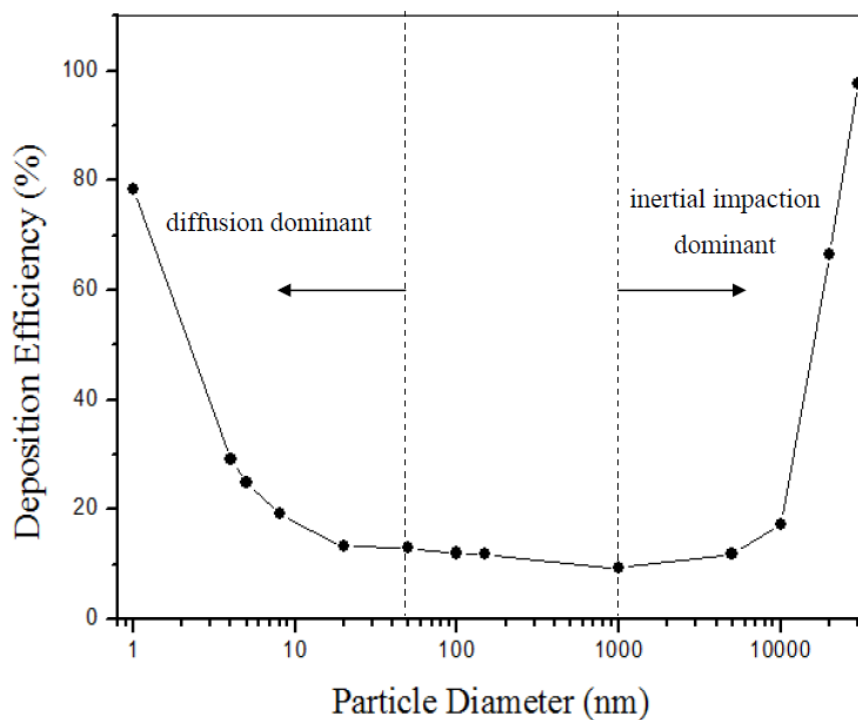


圖 2.15 對於亞微米和微米等級顆粒的沉積曲線[55]。

對於顆粒在鼻腔中的沉積行為有非常多的研究。Wang 等人[56]研究了玻璃纖維在三種人鼻模型中的運輸和沉積效率的影響，並討論了五種吸入速率(4, 8, 12, 15, 18 L/min)和四種纖維長度範圍(10-19, 20-29, 30-39, 40-49 μm)的沉積效率，他們發現直徑約為 1 μm 的玻璃纖維在人鼻道中的沉積主要是由於慣性撞擊，並且這些纖維在沉積發生前其自身與流動方向垂直。Hazeri 等人[57]研究了過敏原和微氣溶膠在健康人鼻氣道中不同區域的沉積行為，他們發現當撞擊參數(Impaction parameter, IP)等於 30000 時，顆粒大多沉積在中鼻甲(middle turbinate)和鼻咽(nasopharynx)區域；而當 IP 等於 300000 時，顆粒大多沉積在鼻前半部區域；對於較小的 IP 值，顆粒則是均勻的分佈在鼻腔中每個區域，如圖 2.16。

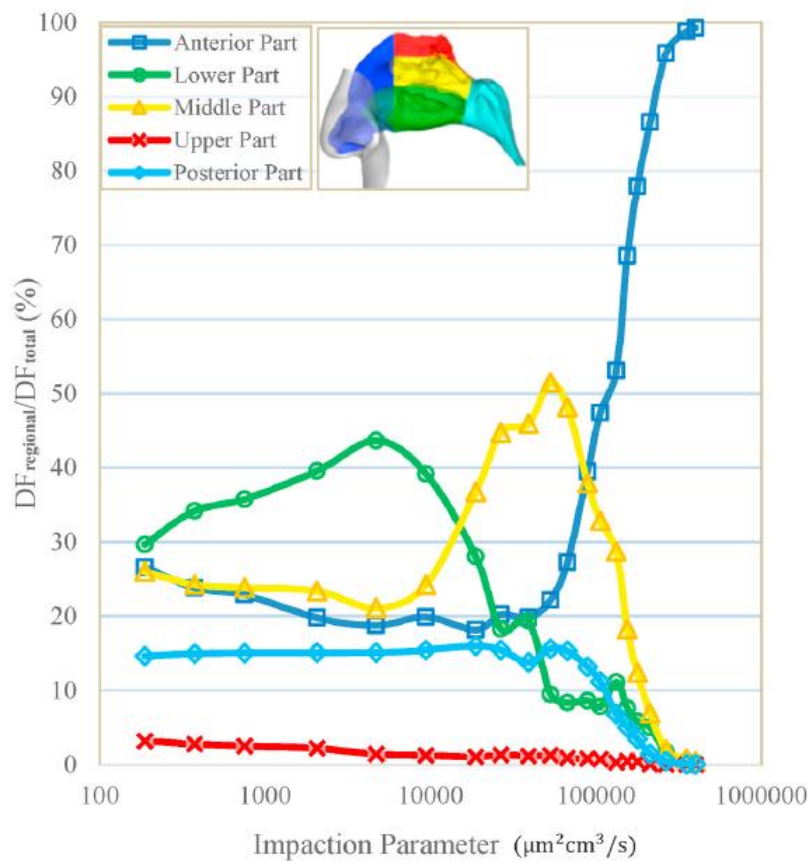


圖 2.16 顆粒在鼻腔中不同區域區沉積效率。[57]

除了探討健康鼻腔內的粒子沉積行為，也有學者開始研究不健康鼻腔於手術前後的粒子沉積。Abouali 等人[58]研究了虛擬鉤狀切除術和中鼻道吻合術(Uncinectomy and Middle Meatal Antrostomy)對鼻氣道、上頤竇(maxillary sinus)和額竇(frontal sinus)中氣流分布和顆粒沉積的影響。他們發現於手術前幾乎不會有顆粒進入鼻竇中，然而，由於術後增加了氣流流入鼻竇導致吸入的奈米級和微米級顆粒都很輕易地流入鼻竇中。Bahmanzadeh 等人[59]研究了內窺鏡蝶骨切開術(endoscopic sphenoidotomy)對人鼻道左側蝶竇的流動模式和微粒沉積的影響，且使用 Lagrangian 方法追蹤顆粒，其研究發現蝶骨切開術增加了氣流，因而增加了蝶骨區域中微粒的沉積，且高達 25 μm 的粒徑都能穿透到蝶骨區域，圖 2.17 表示了顆粒在蝶骨區域的沉積效率。

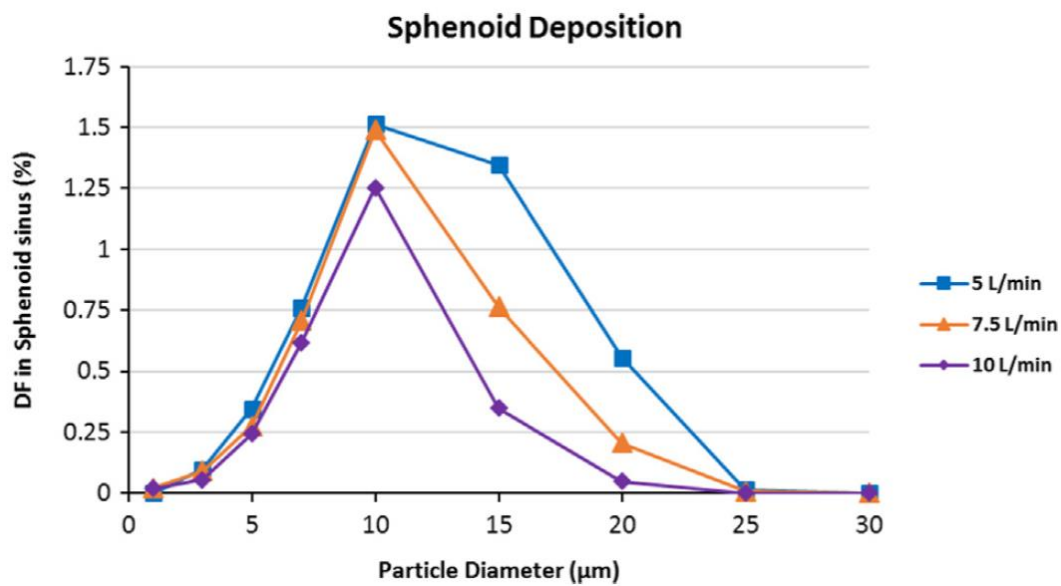


圖 2.17 顆粒在蝶骨區域的沉積效率。[59]

由於鼻呼吸是一個非穩態的過程，近來也有越來越多學者開始研究非穩態的顆粒追蹤，Bahmanzadeh 等人[60]使用了正弦函數作為呼吸的分布，並在此條件下探討顆粒在鼻腔中的沉積情形，他們發現在吸氣區間的加速段和減速段會影響顆粒沉積效率，並且發現使用穩態模擬無法正確地預測出微米級顆粒的沉積情形，特別是 1-5 μm 的顆粒，如圖 2.18。Gu 等人[61]也使用了非穩態的分析，他們發現在不同時間間隔下的顆粒沉積很大程度地取決於入口的瞬時速度，此外，他們還發現使用穩態分析並且忽略重力影響下，在鼻前半部的顆粒沉積效率會過分地高估。Kiasadegh 等人[62]則是使用非穩態模擬分析細長型纖維顆粒在鼻氣道的沉積情形，他們發現穩態分析可以很好地預測出總顆粒沉積效率，卻不能如非穩態分析很好地預測特定區域的顆粒沉積，特別是在鼻下呼吸道的區域，如圖 2.19。

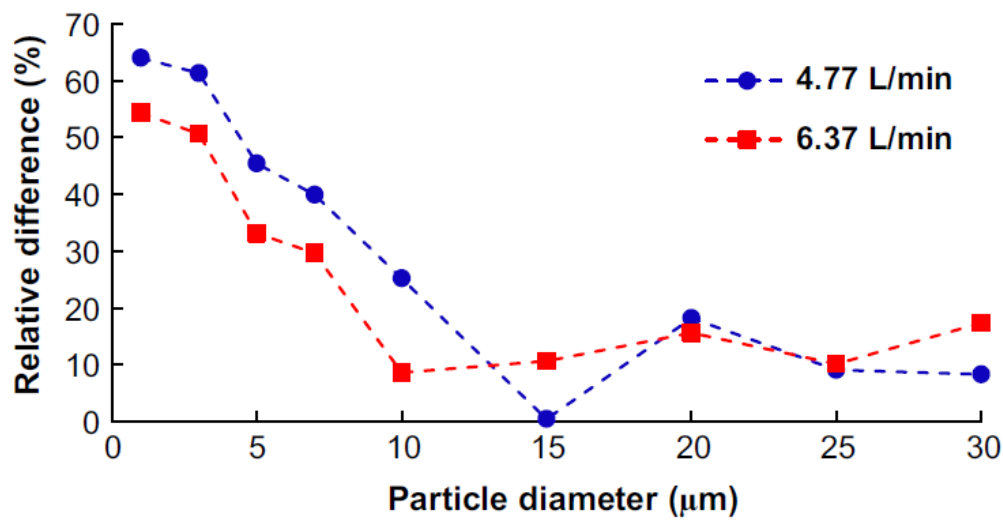


圖 2.18 比較穩態和非穩態在不同顆粒粒徑下，顆粒沉積效率的相對誤差[60]。

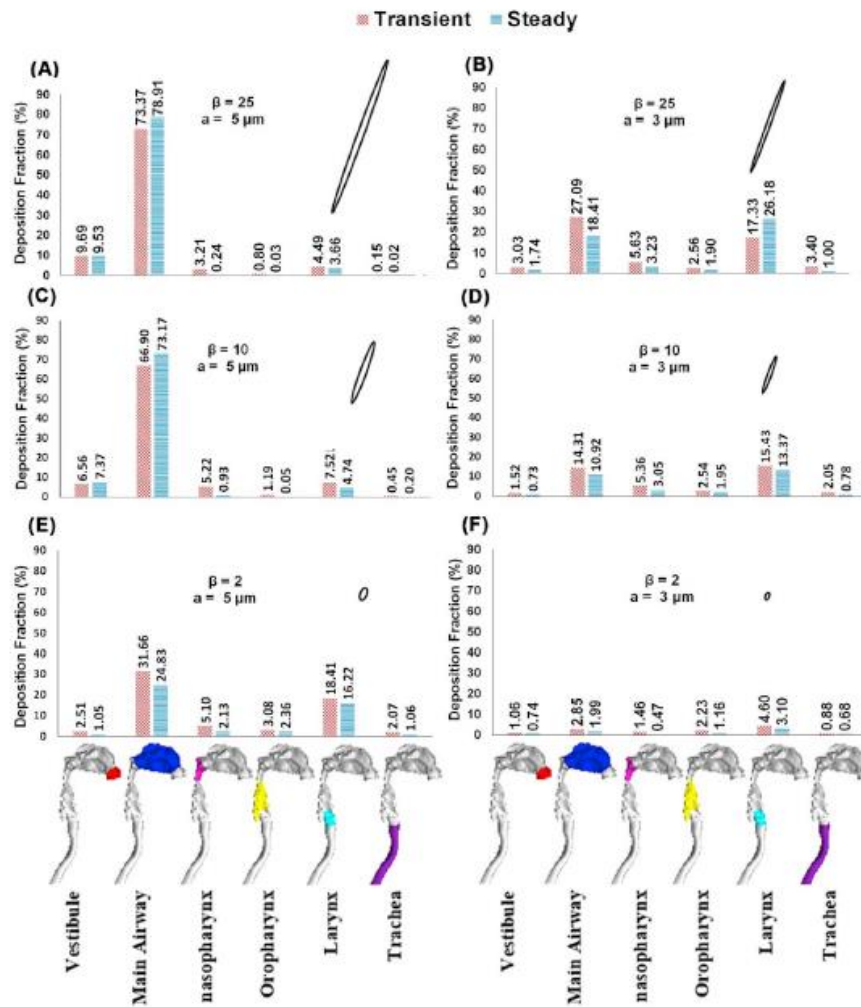


圖 2.19 比較穩態和非穩態分析在鼻子不同區域對纖維顆粒的沉積效率[62]。

目前對於空鼻症患者鼻腔顆粒沉積的研究尚不多，只有一篇研究有提及，Thune 等人[63]使用 50 μ m 的顆粒對空鼻症鼻腔進行分析，發現沉積效率只有 18%，比正常鼻腔要來的低很多，可能是由於鼻表面積的減少使得顆粒附著在鼻黏膜上也減少了，較寬大的鼻腔也使得氣流流動緩慢進而阻止了流動顆粒與鼻黏膜的相互作用。

2.8 空鼻症

空鼻症(Empty Nose Syndrome, ENS)是目前已知的醫源性疾病也被稱為為繼發性的萎縮性鼻炎(Secondary atrophic rhinitis)，主要發生在如鼻甲肥大的鼻腔在臨床上進行鼻甲切除術或鼻氣道擴大手術後引起的一些相關臨床症狀[64]。梅奧醫學中心(Mayo Medical Center)的兩名醫師 Eugene Kern 和 Monika Stenkivist 最早在中下鼻甲切除術後，於電腦斷層影像圖中描述了這種疾病，並命名為「空鼻」[64]。臨床上，儘管由內窺鏡(endoscopy)、影像圖、鼻測壓法(rhinomanometry)或聲學鼻腔測量法(acoustic rhinometry)均未觀察到鼻腔內有障礙，但寬廣的鼻氣道卻為患者帶來矛盾性鼻阻塞(Paradoxical Nasal Obstruction)。除此之外，空鼻症患者經常抱怨鼻咽部乾燥、呼吸困難、鼻腔結痂、注意力不集中、易怒，特別是焦慮或憂鬱[64, 65]。Eugene Kern 和 Monika Stenkivist 於 1994 年提出空鼻症(Empty nose syndrome)的概念來描述上述臨床特徵及醫學影像表現。

幾乎所有的空鼻症患者都曾接受過某種形式的鼻甲切除手術[66]，根據鼻腔組織缺失部位的不同，可將空鼻症分為三種主要的亞型[64]，分別為空鼻症-下鼻甲型(Empty nose syndrome-Inferior Turbinate, ENS-IT)，表示下鼻甲缺失，如圖 2.20(a)；空鼻症-中鼻甲型(Empty nose syndrome-Middle Turbinate, ENS-MT)，表示中鼻甲缺失，如圖 2.20(b)；空鼻症-中下鼻甲型(Empty nose syndrome-Both, ENS-both)，表示下鼻甲和中鼻甲同時缺失，如圖 2.20(c)。另外，Dr. Houser 提出了另一種亞型為無鼻甲缺失型(Empty nose syndrome-Type, ENS-type)，描述了於鼻甲手術後且檢查時有足夠的組織，鼻腔結構接近於正常的患者，卻患有空鼻症的症狀[66]。其中，又

以 ENS-IT 最為常見，下鼻甲的功能在鼻腔中非常重要，雖然有許多研究都指出大部分氣流都傾向走中鼻道，但做為外界氣流進到鼻甲區後第一個碰到的組織，其具有分散氣流和使空氣減速的作用，此外，許多 CFD 的研究也都發現加溫吸入空氣主要發生在鼻甲區頭部，在 Naftali 等人的研究中提到下鼻甲提供了 16% 進行空氣調節而中鼻甲提供 12%，其餘則由鼻中隔壁(septum wall)和鼻側壁(lateral wall)提供。另外，由於下鼻甲周圍有許多神經支配，像是後下鼻神經(posterior inferior nasal nerve, PINN)和上下鼻神經(superior inferior nasal verve)的分支，因此，有許多患者在經過下鼻甲切除術後由於神經的喪失使得無法痊癒[40, 67]。

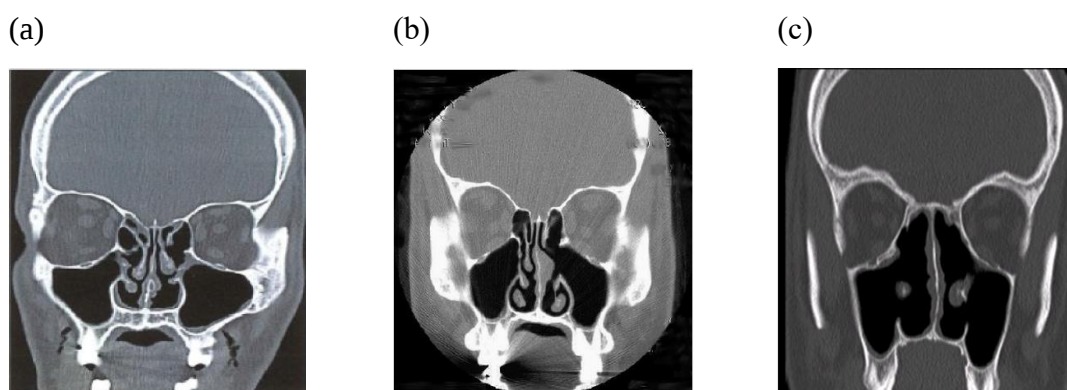


圖 2.20 ENS 三種亞型電腦斷層影像圖。(a) ENS-IT[64]；(b) ENS-MT[68]；(c) ENS-both[69]。

現今，臨床醫師對於空鼻症的認識仍相對有限，甚至有不少醫師懷疑空鼻症是否真的存在，並將其認定為心理的一種疾病[70]。因此，對於空鼻症發生機制的探索及提升醫師對其認知，透過縮小鼻甲手術的範圍來預防其發生以及早期治療，有較為重要的意義。雖然目前對於空鼻症的成因尚不清楚，但鼻腔空氣動力學的改變、感覺神經及黏膜功能的喪失被視為主要病理生理學[65, 71]。

計算流體動力學(CFD)建模技術已應用於探索空鼻症鼻腔的病理氣流[72, 73]。CFD 是一種成熟的工程方法，它使用數值算法來解決流體力學問題[74]。在針對空鼻症的 CFD 研究當中，其研究結果發現空鼻症患者的鼻腔會出現不正常的氣流模式，在 ENS-IT 的亞型中，氣流會過度集中於中鼻道導致在下鼻甲周圍的氣流減少，

如圖 2.21 和圖 2.22[71]。這種不平衡的氣流分布可能會使在下鼻甲周圍的氣流強度和黏膜作用降低進而導致較低的壁剪切應力，因此，在下鼻甲的空氣-黏膜刺激不足及三叉感覺神經功能的喪失可能會造成 ENS 症狀發生[75]。總括來說，鼻甲的缺失使氣流速度降低、下鼻甲周圍的氣流減少，以及與空鼻症症狀評分相關的壁剪切應力降低，這些證據都加強了氣流模式對 ENS 症狀的重要性[71, 72, 75]。此外，Garcia 等人[43]更進一步研究因萎縮性鼻炎而導致寬大鼻腔的鼻空調能力，其研究結果發現單位面積鼻黏膜的水分、熱通量都高於正常鼻腔，但鼻腔內的空氣溫度及濕度都低於正常。ENS 患者則是由於鼻甲的缺失導致寬大鼻腔，其鼻空調的能力可能出現與萎縮性鼻炎相似的變化，進而使患者出現鼻腔乾燥、結痂的病徵[69]。

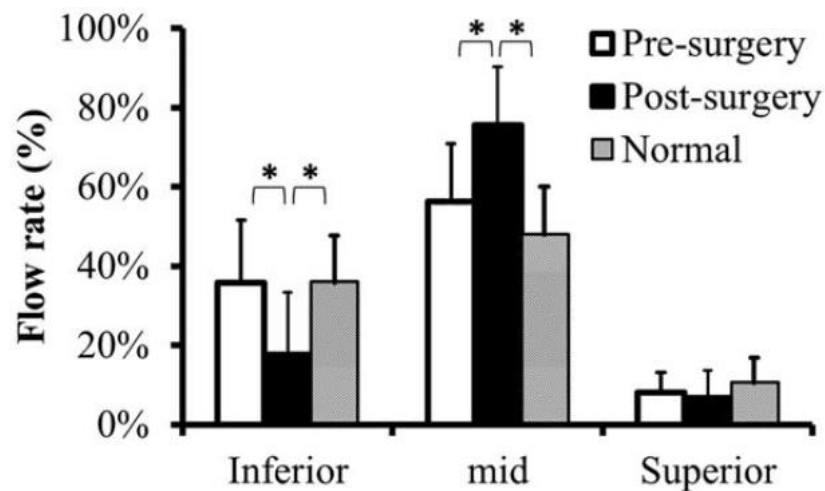


圖 2.21 空鼻症患者於下鼻甲切除手術前後流量分布比例與正常鼻腔之比較[71]。

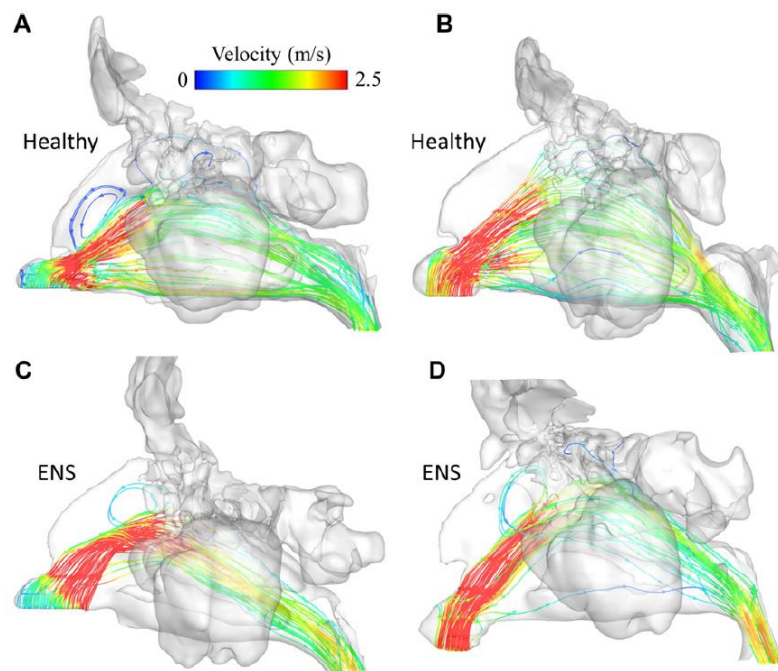


圖 2.22 比較健康鼻腔與空鼻症鼻腔的氣流分布情形[75]。

在臨床上，空鼻症的治療通常是尋找使鼻腔恢復至與正常結構相似的方法。空鼻症的手術治療主要包含黏膜下植入手術來作為鼻甲重建並結合術前棉花測試[76]。手術計畫開始前進行棉花測試有助於診斷，將棉花放置在下鼻道可以改善氣流的分布從中鼻道轉移至下鼻道進而可以舒緩空鼻症的症狀，所以棉花測試常用來當作黏膜下植入手術後可預期症狀改善的依據，如圖 2.23[64, 77]。透過黏膜下注射或黏膜下組織植入物來恢復鼻腔體積，如下鼻道增大術(Inferior Meatus Augmentation Procedure, IMAP)進行生物材料黏膜下植入後，空鼻症於鼻科和心理症狀均有所改善[78, 79]。在 Lee 等人[80]的回顧性研究中，黏膜下植入高分子材料的位置與空鼻症症狀改善有關，他們分別對 16 位空鼻症患者進行鼻側壁植入手術，對 14 位空鼻症患者進行下鼻壁植入手術，並利用問卷統計術前、術後鼻症狀和身心狀況的改善，研究結果發現兩者手術均可以改善症狀，但鼻側壁植入手術在鼻症狀及睡眠功能上更有顯著的進步與舒緩空鼻症的症狀，如圖 2.24。除此之外，空鼻症患者也有嗅覺功能障礙(Olfactory dysfunction)的症狀，但有學者認為嗅覺功能障礙是可逆的，因為嗅覺受體細胞會從嗅覺神經上皮內的水平和球形基底細胞

(horizontal and globose cells)不斷再生[81]。因此，有學者進一步對空鼻症患者嗅覺功能障礙方面進行鼻黏膜下植入手術前後的分析，Lee 等人[82]透過 Sniffin' Sticks® (Burghart Instrument, Wedel, Germany)12 項氣味識別測試(SS-12)對所有患者的嗅覺功能測試，發現在手術 3 個月後 SS-12 分數和主觀氣味評估都有改善，如圖 2.25，且較年輕患者在手術後獲益的又更多。

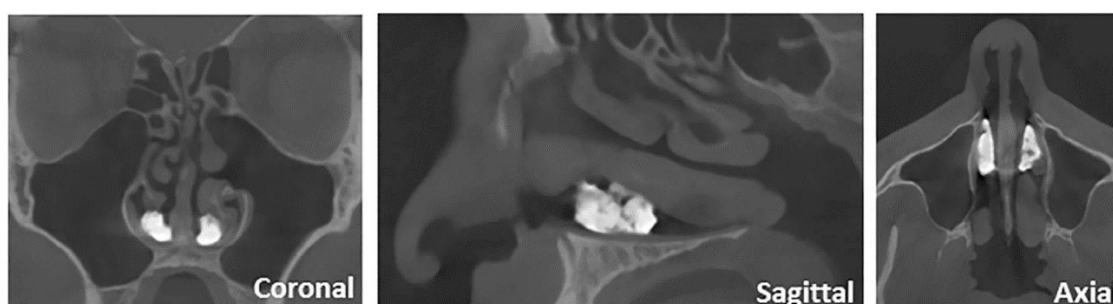


圖 2.23 棉花測試，將棉花放置在下鼻道之電腦斷層影像圖[77]。

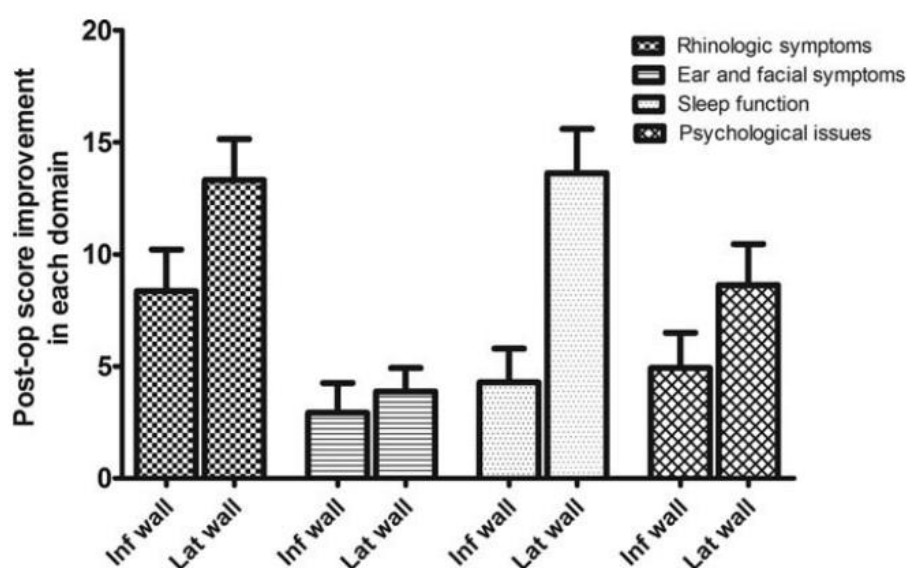
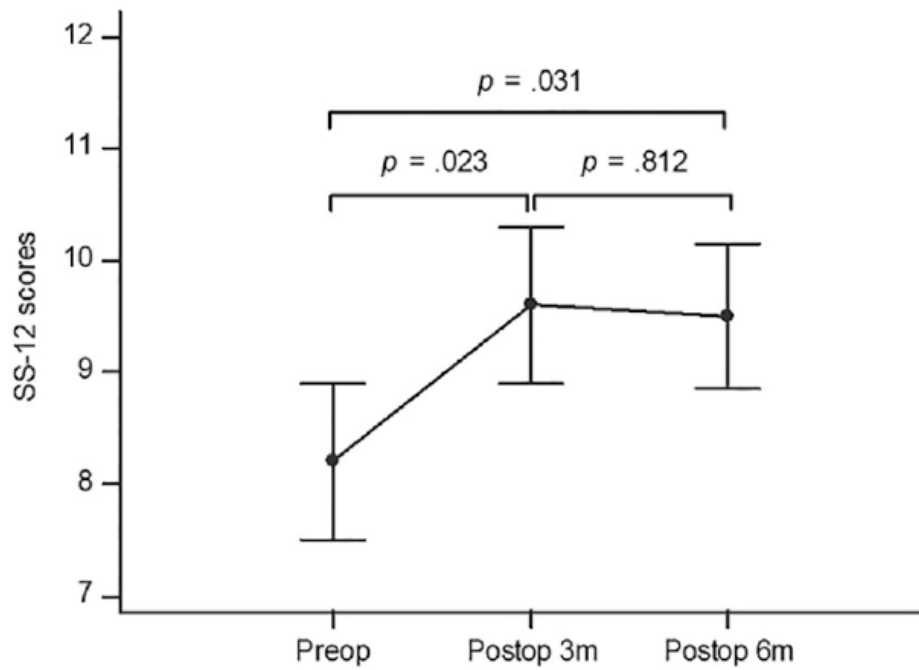


圖 2.24 黏膜下鼻壁手術和黏膜下鼻側壁手術於 SNOT-22 問卷中各領域子分類術後的評分變化。(SNOT-22, SinoNasal Outcome Test-22)[80]。



(a)



(b)

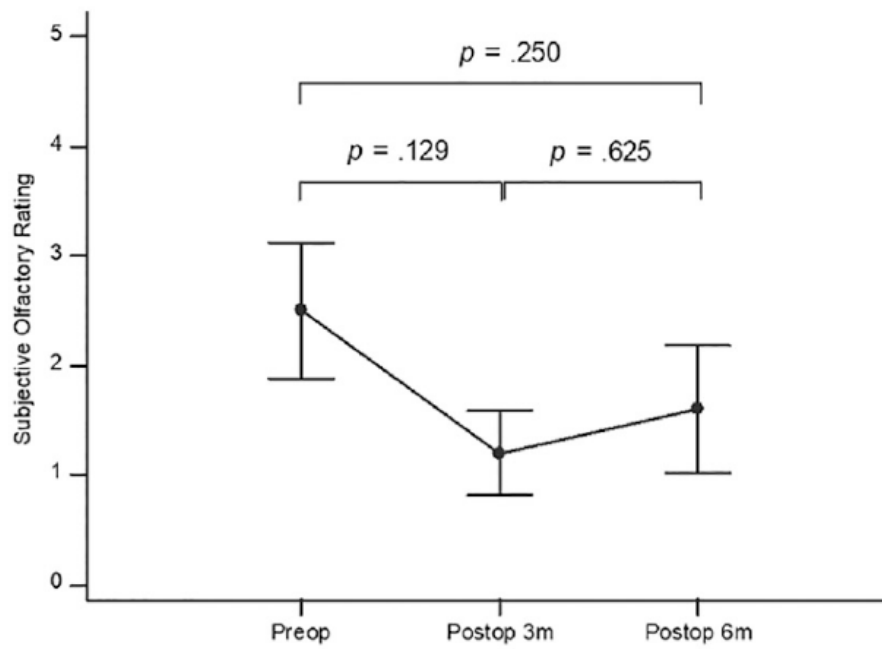


圖 2.25 (a)手術前和手術後第 3 個月和第 6 個月的嗅覺測試評分，(b)手術前後嗅覺喪失的主觀評分[82]。

2.9 電腦斷層掃描影像圖原理

電腦斷層(computed tomography, CT)和核磁共振(magnetic resonance imaging, MRI)是醫學中使用最廣泛的橫截面成像方法。CT 使用電離輻射(ionizing radiation)或 X 射線與電子探測器陣列相結合來記錄密度模式並創建組織切片圖像，如圖 2.26。

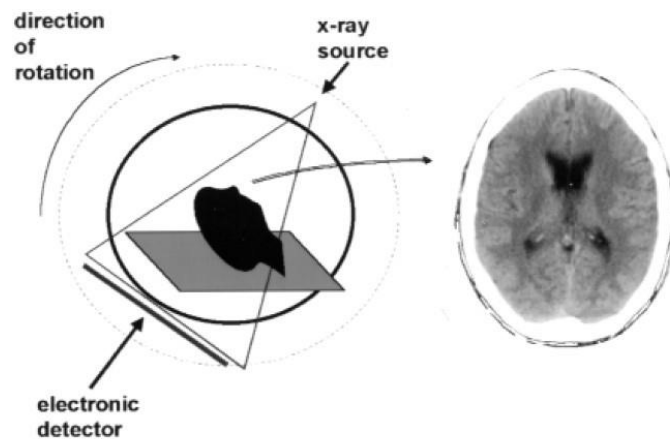


圖 2.26 CT 掃描儀示意圖。X 射線束圍繞位於掃描儀中心的患者旋轉。X 射線從多個投影穿過患者，並由記錄密度模式的電子探測器陣列檢測。通過複雜的重建方法，生成記錄對象內部結構的圖像[83]。

當 X 射線穿透人體器官或組織時，由於人體器官是由多種不同物質成分和密度所組成，所以每個區域對於 X 射線的吸收度不同，X 射線也就會有不同程度地衰減，在二維的 CT 圖像上有灰階值的差異。因此，X 射線成像對比度是由於相鄰組織間的衰減差異而產生。X 射線的衰減越高，CT 圖上的組織越亮；X 射線的衰減越低，CT 圖上的組織越暗。骨骼對於 X 射線的衰減程度最大，可於 CT 圖上觀察到白色區域。富含碳的脂肪 X 射線衰減程度比含氧的水低，在 CT 圖上脂肪比水更黑，而空氣對 X 射線衰減程度又更低，於 CT 圖上可觀察到最黑的地方，如圖 2.27 [83]。

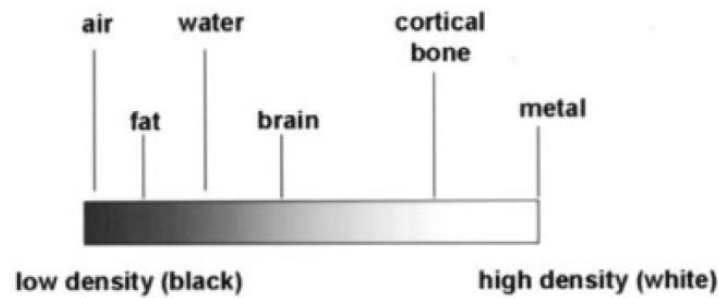


圖 2.27 顯示結構的相對 CT 密度[83]。

CT 圖像的成像原理為確定在重建矩陣的每個體素(voxel)中 X 射線的衰減程度，將這些計算出來的衰減值表示為二維切片圖像中的灰度級(gray level)，於切片平面中的二維體素通常稱為像素(pixel)，這些由黑到白不等灰度的小方塊按矩陣排列，即構成 CT 圖像[84]。

進行 CT 圖像的重建，考慮在數據收集期間特定光線穿過的體素行，如圖 2.28。 N_i 是 X 射線穿過物體厚度後於探測器量測到的強度， N_0 是 X 射線進入物體前的強度，透過比爾定律可以得知 $N_i = N_0 e^{-(\mu_1 w_1 + \mu_2 w_2 + \mu_3 w_3 + \dots + \mu_n w_n)} = N_0 e^{-\sum u_i}$ ，可以推算出沿著射線路徑的體素衰減值為 $X_i = -\ln\left(\frac{N_i}{N_0}\right) = u_1 + u_2 + u_3 + \dots + u_n$ ， μ 為衰減係數， $u_i = \mu_i w_i$ 為體素 i 的衰減值[85]。實際套用中，以水的衰減係數為基準，CT 值定義為被測物體的衰減係數與水的衰減係數的相對值， $CT\ number\ (HU) = K \times \frac{\mu_{voxel} - \mu_{water}}{\mu_{water}}$ ，再將圖面上各像素的 CT 值轉為灰度，即可得到灰度分布，即 CT 影像。

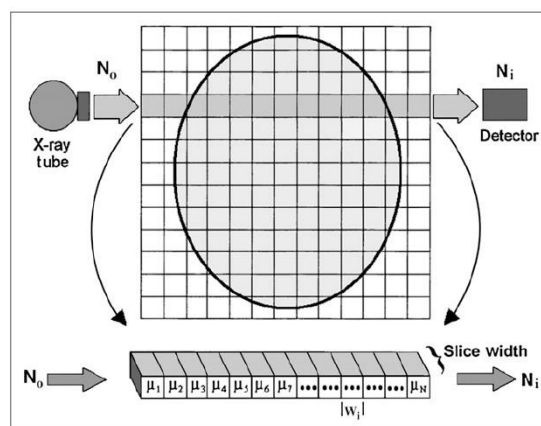


圖 2.28 重建矩陣。掃描切片由體素組成，每個體素具有衰減係數 μ [84]。

2.10 三維結構可視化

Amira 是一種可將三維資料可視化、分析和建模的系統。它可以應用在許多需要三維結構可視化的領域中，例如醫學、生物學、生物醫學和生物工程等，如此一來即可快速分析、比較和量化三維數據。三圍結構的呈現可以表示為適合數值模擬分析的圖像體積(image volumes)或幾何表面(geometrical surfaces)和網格(grid)，尤其是三角形表面(triangular surface)和體積四面體網格(volumetric tetrahedral grids)。而 Amira 提供了從圖像體積的體素數據(voxel data)生成此類三維幾何結構的方法。

三維圖像體積(3D image volumes)是使用標準二維圖像格式(TIFF 或 JPEG)逐個圖像切片儲存，而在醫學影像中常用 ACR-NEMA 或 DICOM 格式儲存，若是其他格式則需另外轉檔。將檔案匯入 AMIRA 後，即可看到不同方向的正交切片(ortho slice)，如圖 2.29。在 AMIRA 中有許多進行圖像分割的方式，有模組可以幫助分割或是人工自己分割都可以做到，如圖 2.30，選擇適當的灰階度閾值對每一張切片進行圖像分割(image segmentation)，即可將想呈現的三維結構表示出來，如圖 2.29(右)。

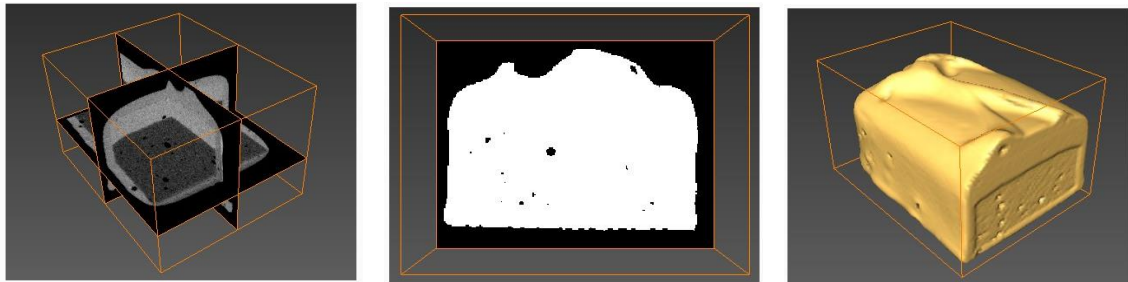


圖 2.29 (左)不同方向的正交切片；(中)圖像分割；(右)三維幾何[86]。

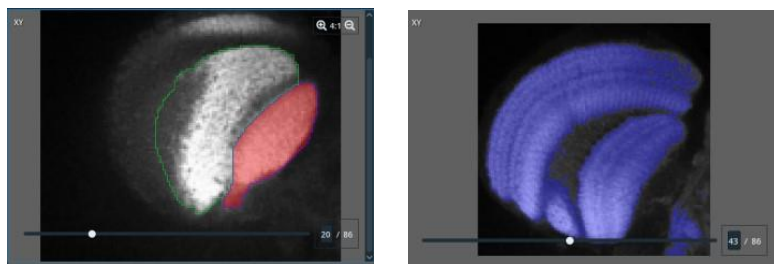


圖 2.30 (左)人工圖像分割；(右)透過灰階度閾值選擇圖像分割[86]。

當圖像分割結束後，AMIRA 會將每一個二維切片的圖像分割結果堆疊起來形成一個三維幾何結構，但此時的表面是非常不規則和粗糙的，此時，AMIRA 有提供平滑化模組來幫助三維幾何達到表面平滑化。根據幾何的形狀與特徵，我們可以適度地進行平滑化，在 AMIRA 中可以很輕易地選擇我們要平滑的程度，第一種方法為在圖像分割時透過高斯過濾器(Gauss filter)在每一個體素(voxel)上定義額外的權重(additional weight)，平滑的三維結構即可被建立。另一種平滑方法則是將局部地形(local topography)視為標量場(scalar field)，並生成一組相鄰頂點之間的距離，然後尋求最小化這些距離，最後則可以使表面上的不規則處變得平滑。然而，以上兩種方法都會使一小部分的圖像分割數據集消失[87]。因此，AMIRA 還提供了約束平滑化(constrained smooth)，將輸入的數據做為可變形表面上的一組約束，迭代地尋求最小化其表面積，然而，這種方法有個缺點是因為最小化表面積會導致表面在約束條件下伸展，這可能會在高曲率的地方產生一種褶皺，所以並非最平滑的解決方案[88]。圖 2.31 為不同平滑方法下的結果。

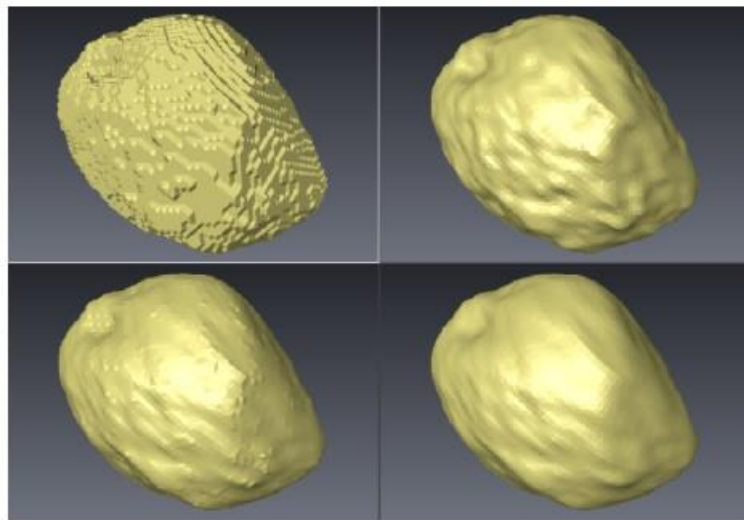


圖 2.31 不同平滑化方法下的結果。(左上)無平滑；(右上)權重設定；(左下)約束平滑化；(右下)非約束平滑化[86]。

第三章 模擬方法



3.1 鼻腔三維結構重建

3.1.1 醫學影像處理

本研究所使用的鼻腔解剖結構均從醫學影像重建得來，重建過程包括數據採集、圖像分割(image segmentation)和表面重建，圖像數據採集主要透過電腦斷層(Computed tomography, CT)掃描獲得間隔為 1.0 mm 的二維平面圖像，疊加二維圖像可以得到三維的人體構造，包含器官、組織和腔體，但由於鼻氣道被視為特定的區域，因此需要透過圖像分割提取。利用 3D 醫學影像軟體 AMIRA™，我們可以將 CT 掃描影像匯入，透過灰階值的識別並選取適當的灰度像素(-1200 HU ~ -320 HU)，可以在每個影像選取呼吸氣道，將選取的區域疊加起來即可生成一個完整的三維鼻氣道模型，如圖 3.1。為了避免因為 CT 掃描不連續性造成三維幾何結構表面的不平整，適度地進行表面平滑(使用非約束平滑化，平滑程度設定為 2.45)才得到最終的鼻氣道模型，如圖 3.1(e)和圖 3.1(f)，並以.stl (stereolithography)檔形式儲存。另外，為了得到更真實空氣流動，也將臉部幾何特徵導出以.stl 檔形式儲存，如圖 3.2。

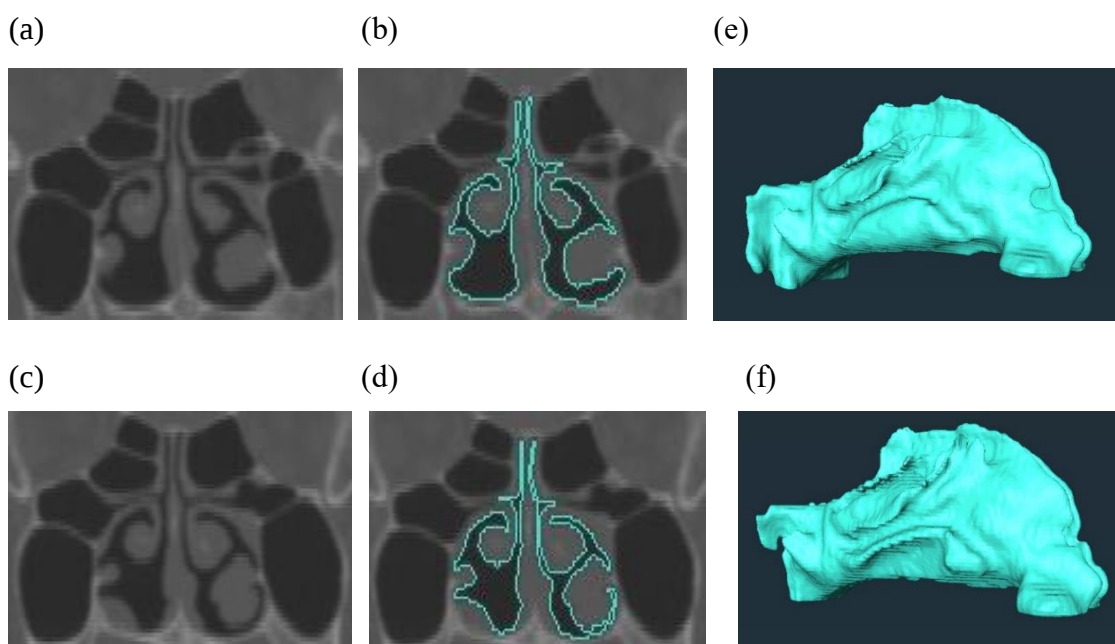


圖 3.1 電腦斷層影像圖。(a)手術前 CT；(b)手術前 CT 圖像分割；(c)手術後 CT；

(d)手術後 CT 圖像分割;(e)手術前 3D 鼻腔幾何模型;(f)手術後 3D 鼻腔幾何模型。

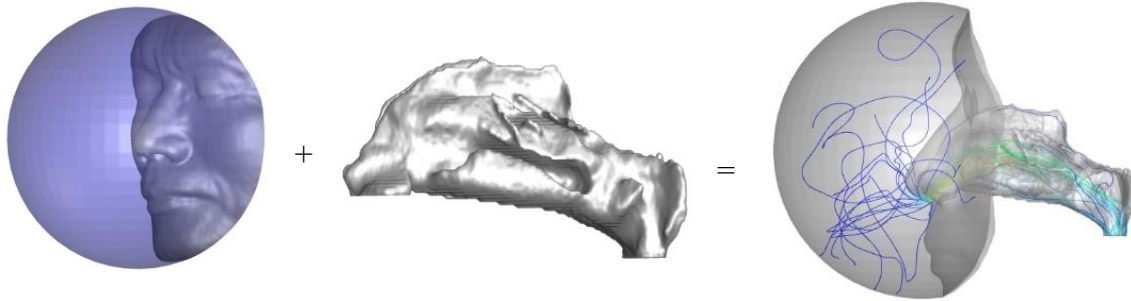


圖 3.2 鼻腔幾何模型的建立。

3.1.2 網格生成

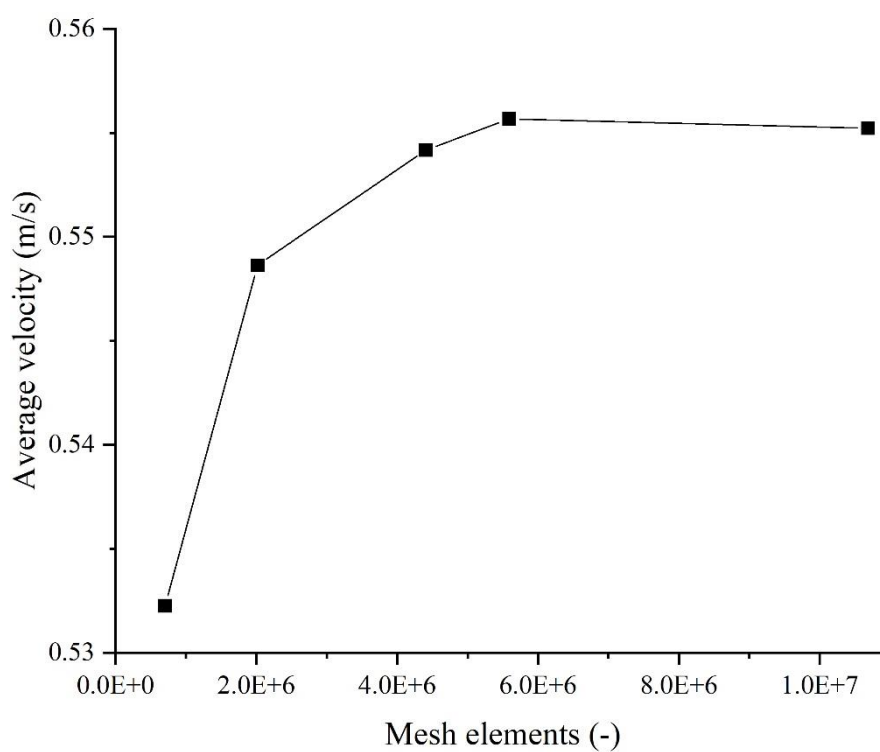
將創建的.stl 檔導入 Ansys SpaceClaim 軟件中建構三維鼻腔幾何結構，並透過 Ansys Meshing 軟體切割計算網格。為了達到有較好的網格品質且避免創建出高縱橫比(aspect ratio)和高度傾斜(skew)的網格，在切割網格前，需透過虛擬拓撲(virtual topology)功能將鼻腔幾何結構表面的許多小碎面合併成一個面，再透過四面體劃分法(tetrahedron method)生成非結構四面體網格(element size = 0.5 mm)，網格數為 4,084,432，平均單元質量(element quality)為 0.91，平均單元縱橫比(aspect ratio)為 1.60，最大傾斜(skewness)為 0.75，表 3.1 為鼻腔網格品質。臉部以外球形區域則是使用大小為 3 mm 的非結構四面體網格，為了確保網格數量不會對模擬結果造成影響，我們考慮在穩態下吸氣流量為 10 L/min 對五種不同網格數量的獨立性測試，總網格數分別為 705,904 (sphere: 514,047; nose: 191,857); 2018348 (sphere: 1,683,934; nose: 334,414); 4406378 (sphere: 1,129,331; nose: 3,277,047); 5586852 (sphere: 1,502,420; nose: 4,084,432); 10,685,555 (sphere: 3,407,248; nose: 7,278,307)。如圖 3.3(a)所示，兩個腔室合併後的後鼻孔區域(choanae, plane 15)中的平均流速與高達 10,685,555 個網格數量進行比較，可以發現使用超過 500 萬個數量的網格，其平均速度的變化可忽略不計，此外，在圖 3.3(b)中，在考慮的網格數量中提取了沿著後鼻孔平面水平線的速度值，發現一旦網格數量超過 500 萬，即可達到網格數量的獨立性，速度值與網格數量的變化無關。



表 3.1 鼻腔網格品質。

Mesh information	Value
Element size	0.5 mm
Skewness	Max: 0.75
Aspect ratio	Max: 11.391 Avg: 1.602
Element quality	Min: 0.164 Avg: 0.91592
Element number	4094431
Node number	748343

(a)



(b)

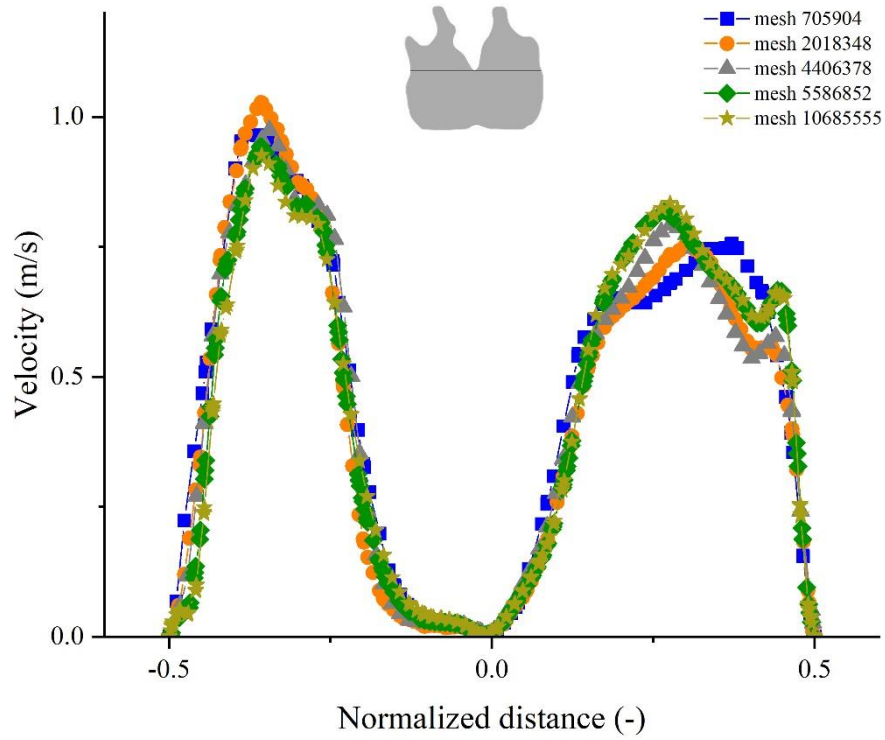


圖 3.3 (a)比較在不同網格數量下於後鼻孔處(choanae, plane 15)的平均速度；(b)比較在不同網格數量下於後鼻孔處某一水平線的速度值。

3.2 CFD 數值模擬

CFD 數值模擬是利用 FLUENT 作為求解器，基於創建的計算網格，將計算域 (domain) 離散化為控制體積 (control volume)，再將統御傳輸方程式 (governing transport equation) 轉換為積分形式，以允許在每個計算網格上對方程式進行積分，然後建立並求解一組用於因變量 (例如速度、壓力和溫度) 的代數方程，且按順序求解統御方程式，圖 3.4 為分離求解方程的流程圖，表 3.2 為模擬參數設定。

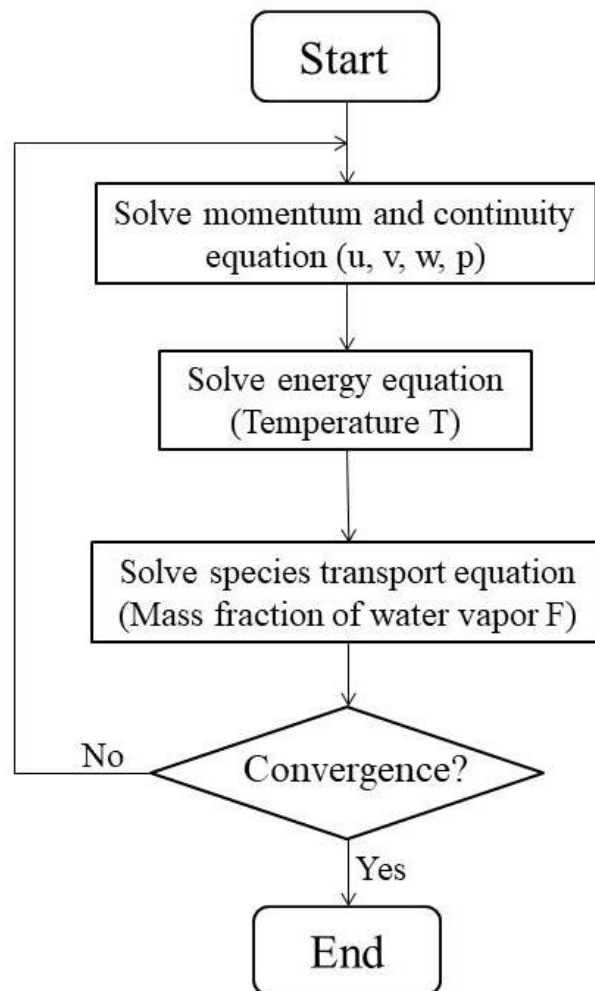


圖 3.4 分離求解器求解步驟。

表 3.2 數值模擬參數設定。

Boundary condition	
Inlet	Mass flow inlet
Outlet	Pressure outlet
Viscous	
Laminar	Laminar model
Discretization	
Pressure-velocity coupling	SIMPLE
Pressure	Second order upwind
Momentum	Second order upwind
Energy	Second order upwind
Species	Second order upwind
Transient	First order Implicit
Time step	0.02 s





3.2.1 統御方程式

CFD 是基於流體的物理特性的守恆定律並由 Navier-Stokes equation 進行迭代計算，式(3.1)為 Navier-Stokes 統御方程式：

$$\frac{\partial \Phi}{\partial t} + \nabla \cdot (\Phi \vec{V}) = \nabla \cdot (\Gamma \nabla \Phi) + S_{\Phi} \quad (3.1)$$

其中 Φ 表示一般流體性質， t 表示時間， $\vec{V}$ 是流體的速度向量， Γ 是一般擴散係數 (general diffusion coefficient)， S_{Φ} 是源項 (source term)。等號左邊第一項表示時間微分項、第二項表示對流項；等號右邊第一項表示擴散項、第二項表示源項。每個傳輸方程都可由此演變而來。

在笛卡爾坐標系 (Cartesian coordinates system) 中， $\vec{V}$ 分別由在 $[x \ y \ z]$ 方向的 $[u \ v \ w]$ 組成，(3.1) 式可進一步表示為：

$$\frac{\partial \Phi}{\partial t} + \frac{\partial (u\Phi)}{\partial x} + \frac{\partial (v\Phi)}{\partial y} + \frac{\partial (w\Phi)}{\partial z} = \frac{\partial}{\partial x} \left[\Gamma \frac{\partial \Phi}{\partial x} \right] + \frac{\partial}{\partial y} \left[\Gamma \frac{\partial \Phi}{\partial y} \right] + \frac{\partial}{\partial z} \left[\Gamma \frac{\partial \Phi}{\partial z} \right] + S_{\Phi} \quad (3.2)$$

3.2.1.1 質量守恆

在 Navier-Stokes 統御方程式中，守恆定律的原理是物理性質的變化由輸入和輸出決定，因此，Navier-Stokes 統御方程式可以迭代不同的物理性質，如質量、動量和能量的守恆方程式。

質量守恆方程式，也就是連續性方程式 (continuity equation)，以式(3.3)表示，式(3.4)為在笛卡爾坐標系中的表示式，其中將一般流體性質 Φ 定義為流體密度 ρ ，並忽略擴散。

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{V}) = 0 \quad (3.3)$$

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial (\rho u)}{\partial x} + \frac{\partial (\rho v)}{\partial y} + \frac{\partial (\rho w)}{\partial z} = 0 \quad (3.4)$$

在不可壓縮流動模擬中，密度保持不變，可將上式簡化為：

$$\nabla \cdot \vec{V} = 0 \quad (3.5)$$

3.2.1.2 動量守恆

由牛頓第二定律(Newton's second law)可以導出動量守恆方程式，以式(3.6)表示，式(3.7)-式(3.9) 為在笛卡爾坐標系中的表示式，其中將一般流體性質 Φ 定義為流體速度 $\vec{V}$ ， Γ 定義為動黏度 $\nu = \frac{\mu}{\rho}$ ，源項(source term)則由壓力 p 和重力加速度 g 取代。

$$\frac{\partial \vec{V}}{\partial t} + \vec{V} \cdot \nabla \vec{V} = \nu \nabla^2 \vec{V} - \frac{1}{\rho} \nabla p + \vec{g} \quad (3.6)$$

X 方向:

$$\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} = \nu \left[\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right] - \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} + g_x \quad (3.7)$$

Y 方向:

$$\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} = \nu \left[\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \right] - \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial y} + g_y \quad (3.8)$$

Z 方向:

$$\frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} = \nu \left[\frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right] - \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial z} + g_z \quad (3.9)$$

3.2.1.3 能量守恆

根據熱力學第一定律，Navier-Stokes 統御方程式也可以導出能量守恆方程式，如式(3.10)，式(3.11)為在笛卡爾坐標系中的表示式，其中將一般流體性質 Φ 由溫度 T 取代， Γ 表示為熱擴散係數(thermal diffusivity) $\alpha = \frac{k}{\rho C_p}$ ，其中 k 為熱導率(thermal conductivity)， C_p 是比熱(specific heat capacity)， S_T 代表內部熱源。

$$\frac{\partial T}{\partial t} + \vec{V} \cdot \nabla T = \alpha \nabla^2 T + S_T \quad (3.10)$$

$$\frac{\partial T}{\partial t} + u \frac{\partial T}{\partial x} + v \frac{\partial T}{\partial y} + w \frac{\partial T}{\partial z} = \frac{k}{\rho C_p} \left[\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right] \quad (3.11)$$

3.2.1.4 物質傳輸方程式

由個別物質質量守恆和菲克定律(Fick's law)，Navier-Stokes 統御方程式可以導出物質傳輸方程式，如式(3.12)，其中將一般流體性質 Φ 由物質 i 的濃度 ρY_i 取代， ρ 為密度， Y_i 為物質 i 的質量分率， Γ 表示為物質 i 的擴散係數(mass diffusion coefficient) $D_{i,m}$ 。

$$\frac{\partial(\rho Y_i)}{\partial t} + \vec{V} \cdot \nabla (\rho Y_i) = -\nabla \cdot \vec{J}_i \quad (3.12)$$

其中， $\vec{J}_i$ 為物質 i 的擴散通量。

$$\vec{J}_i = -\rho D_{i,m} \nabla Y_i \quad (3.13)$$

3.2.2 邊界條件

考慮流體流動為不可壓縮流體，並根據前人研究可知，在平靜呼吸時，鼻腔內氣流流動狀態為層流，故使用層流模型，於圖 3.5 中可以看到手術前後於吸氣最大流量下在鼻腔中不同截面的雷諾數均小於 2300，因此，平靜呼吸下使用層流模型是合適地。在球形計算區域的入口處設置為 Mass flow inlet，考慮平靜呼吸狀態下，於鼻腔中呼吸最大流量(Q_{peak})為 10 L/min，呼吸週期為 4 秒，以正弦函數作為入口邊界條件， $F_{air_in} = A_{in} \sin(\frac{2\pi t}{T_{cycle}})$ ，其中 $A_{in} = 0.000204 \text{ kg/s}$ ， T_{cycle} 為呼吸週期，0-2 s 和 2-4 s 分別為吸氣階段和呼氣階段，並且考慮不同溫度和相對濕度的吸入空氣，分別為溫度 25°C、相對濕度 35%的環境條件(ambient condition)；溫度 29.5°C、相對濕度 66.5%的夏天條件(simmer condition)和溫度 15°C、相對濕度 15%的乾冷條件(cold & dry condition)。考慮鼻腔透過咽喉與嘴巴相接，在出口鼻咽處設置為 Pressure outlet，1 大氣壓。在呼氣區間時，空氣則以接近肺泡條件，溫度為 36.5°C、相對溼度為 100%呼出[89]。鼻腔壁邊界條件則設為無滑移(no-slip)，在熱量和物質傳輸的邊界條件則採用鼻腔壁面模型。表 3.3 為邊界條件設置。

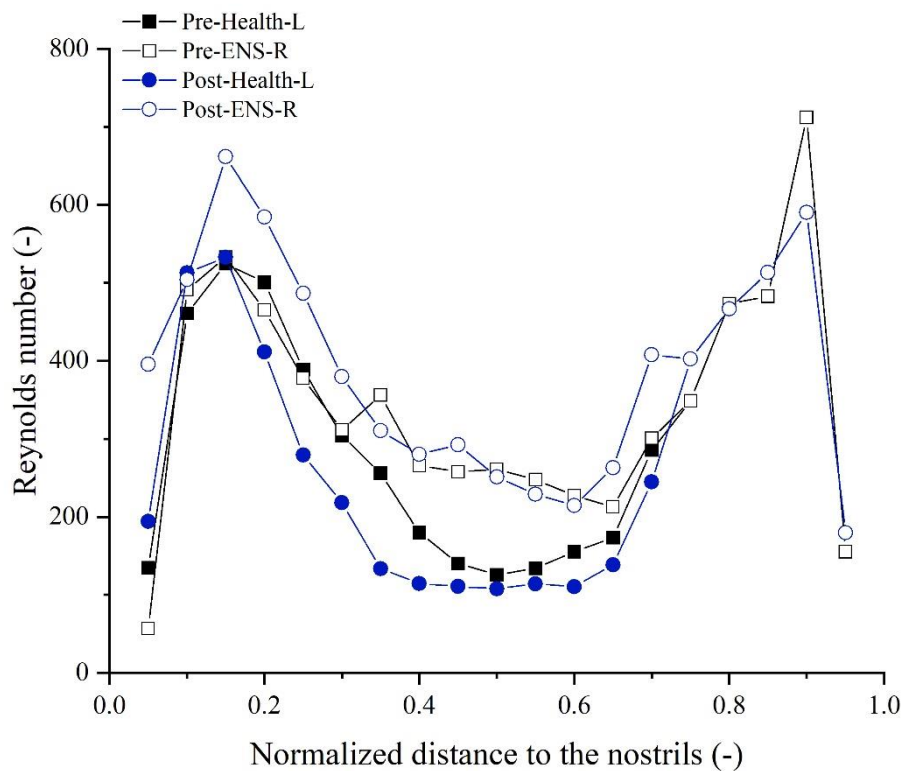


圖 3.5 手術前後的鼻腔模型於吸氣最大流量下 $t = 1\text{ s}$ 不同位置截面的雷諾數。

表 3.3 邊界條件設置。

種類		參數	溫度(°C)	RH (%)	水蒸氣質量分率
Inlet	Mass flow inlet	Sine function	25	35	0.0069
			29	66.5	0.017
			15	15	0.0016
Outlet	Pressure outlet	0 pa	36.5 (back flow)	100	0.0389
Wall	Wall model	No-slip	$T_o = 34$	100	$F_o = 0.033$



3.2.3 鼻腔壁面模型

為了使上述的傳輸方程式得以運算，必須在鼻壁面提供適當的邊界條件，根據前人的研究得知，鼻黏膜表面溫度會隨著位置而改變，因此，設置固定溫度作為邊界條件是不合適的，於是乎開始有學者提出簡化的鼻腔壁面模型，說明了器官側和空氣側之間的熱交換和水分交換會通過一個黏膜層。

3.2.3.1 熱交換鼻腔壁面模型

Kumahata[47]等人提出了空氣與鼻壁面進行熱交換時會通過一層厚度為 δ_{mucous} 的黏膜層(mucous layer)，如圖 3.6，該黏膜層是真實黏膜層的簡化模型，其忽略了真實黏膜層擁有的腺體(gland)和表面的纖毛(cilia)。

空氣區域由計算網格表示，黏膜層和器官區域由附著在鼻腔形狀網格外部的數學模型表示，並定義空氣區域和黏膜層間為鼻壁表面，如圖 3.6 所示。

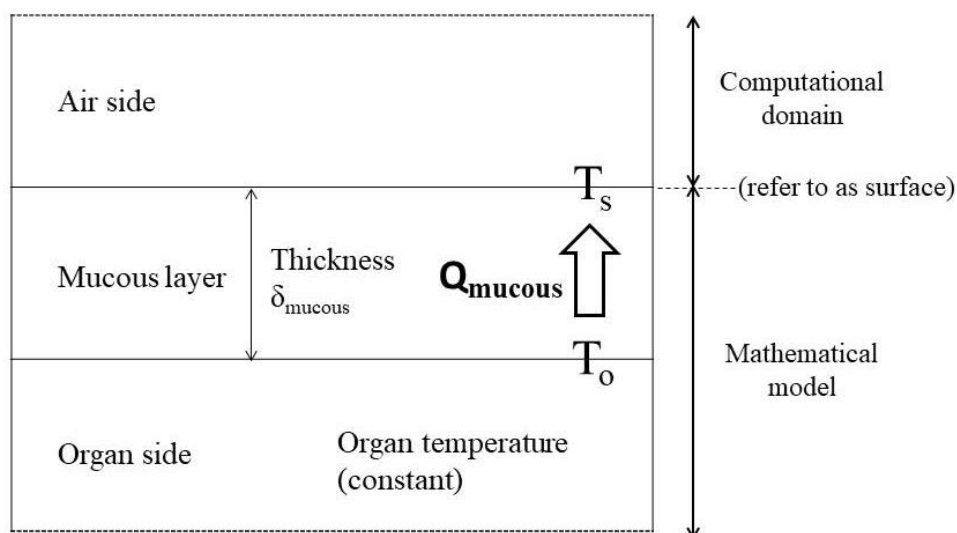


圖 3.6 熱交換鼻腔壁面模型。

由於器官區域佈滿了微血管可以提供足夠的熱源，因此，將器官一側溫度設為常數 T_o ，鼻壁表面溫度定義為 T_s ， Q_{mucous} 則定義為從器官區到空氣區經過黏膜層的熱通量，如式(3.14):

$$Q_{mucous} = k_{mucous} \frac{\partial T}{\partial n} = k_{mucous} \frac{T_o - T_s}{\delta_{mucous}} \quad (3.14)$$

其中， k_{mucous} 為黏膜層的熱導率(=0.5 W/m-K)， δ_{mucous} 為黏膜層厚度。由於模型的建構，黏膜層中要透過式(3.14)求解熱傳導方程式，並隱含地耦合到空氣的統御方程式中，經過反覆迭代求解後，直到空氣和黏膜層的溫度同時滿足式(3.14)，就可以得到 T_s 。

3.2.3.2 水分交換鼻腔壁面模型

Kumahata[47]等人提出了空氣與鼻壁面進行水分交換時會通過一層厚度為 δ_{mucous} 的黏膜層(mucous layer)，並引入了雙膜理論(two-film theory)的觀念建立水分交換鼻腔壁面模型。雙膜理論主要說明了當一物質要從液相傳輸到氣相時，邊界兩側各存在一個薄膜，物質在液相膜的傳輸速率要與在氣相膜的傳輸速率相等，且與物質的濃度梯度成正比。因此，在鼻壁面模型中引入了一層邊界層，如圖 3.7 所示。

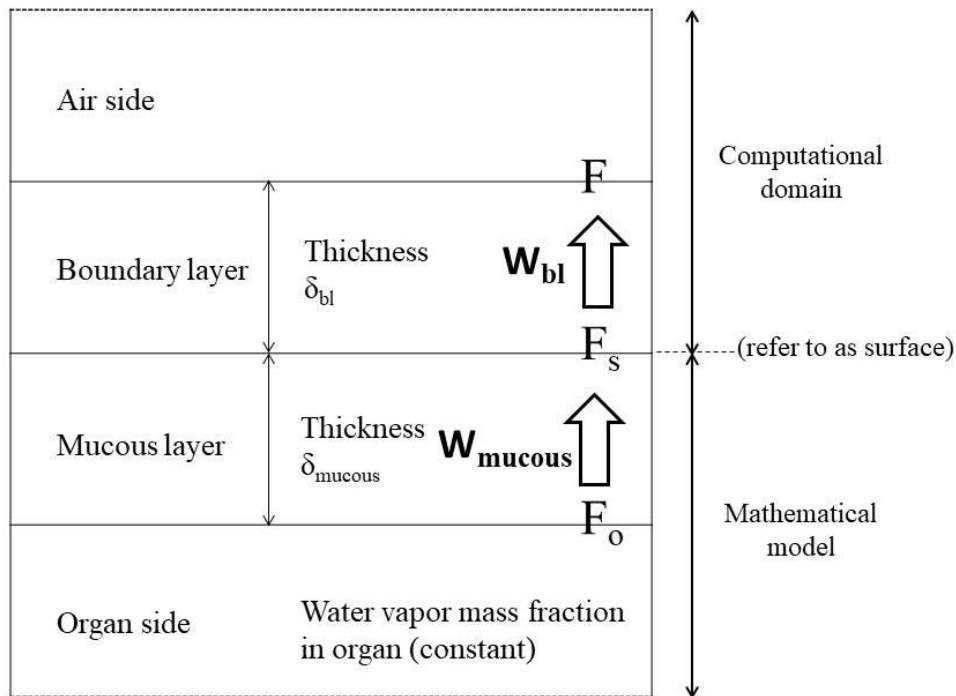


圖 3.7 水分交換鼻腔壁面模型。

由於器官區域佈滿了微血管和杯狀細胞(goblet cell)可以提供足夠的水分，因此，

將器官一側水分質量分率設為常數 F_o ，鼻壁表面水分質量分率定義為 F_s ， W_{mucous} 定義為從器官區到邊界層經過黏膜層的水通量，如式(3.15)，其中， D_{mucous} 為黏膜層中的擴散係數($= 2.6 \times 10^{-5} m^2/s$)， δ_{mucous} 為黏膜層厚度($= 0.5 mm$)， W_{bl} 定義為從黏膜層到空氣區經過邊界層的水通量，如式(3.16)，其中， F 為空氣一側的水分質量分率， D_{bl} 為邊界層中的擴散係數($= 3 \times 10^{-5} m^2/s$)， δ_{bl} 為邊界層厚度($= 0.3 mm$)。[90]

$$W_{mucous} = D_{mucous} \frac{\partial F}{\partial n} = D_{mucous} \frac{F_o - F_s}{\delta_{mucous}} \quad (3.15)$$

$$W_{bl} = D_{bl} \frac{\partial F}{\partial n} = D_{bl} \frac{F_s - F}{\delta_{bl}} \quad (3.16)$$

由於水分由器官區到空氣區經過黏膜層和邊界層，根據雙膜理論的觀念， W_{mucous} 要等於 W_{bl} ，藉由求解式(3.15)和式(3.16)可得 F_s ，如式(3.17)。

$$F_s = \frac{\left(\frac{D_{mucous}}{\delta_{mucous}}\right)F_o + \left(\frac{D_{bl}}{\delta_{bl}}\right)F}{\left(\frac{D_{mucous}}{\delta_{mucous}}\right) + \left(\frac{D_{bl}}{\delta_{bl}}\right)} \quad (3.17)$$

如此一來，我們可以利用式(3.17)作為鼻壁表面的諾依曼型(Neumann-type)的邊界條件(可變的邊界條件)，而不是使用狄利克雷型(Dirichlet-type)的邊界條件(固定水分質量分率為邊界條件)。

3.2.4 顆粒模擬

在追蹤顆粒於鼻腔中的運動行為，我們使用尤拉-拉格朗日方法(Euler-Lagrange Approach)，在 Fluent 中則被稱為拉格朗日離散相模型(Lagrangian discrete phase model)，在此模型中，流體相被視為一連續相並使用 continuity equation 和 Navier-Stokes equation 求解，如式(3.5)和式(3.6)，而顆粒離散相則是透過已計算好的流場來追蹤大量的顆粒，並且顆粒與顆粒之間是沒有交互作用的。由於顆粒所佔的體積分率很小，所以使用單向耦合假設用在顆粒和流體上，也就是說，氣流傳輸顆粒，但顆粒對流體的效應則忽略不計。

離散相顆粒的追蹤是透過顆粒的力平衡計算來預測，而可以表示成如式(3.18)

的顆粒運動方程式(Equation of motion for particles)，式中的等號左右兩側分別平衡了顆粒的慣性力和作用在顆粒上的拖曳力、重力和額外的力如抬升力等。

$$m_p \frac{d\vec{u}_p}{dt} = m_p F_D (\vec{u} - \vec{u}_p) + m_p \frac{\bar{g}(\rho_p - \rho)}{\rho_p} + \vec{F} \quad (3.18)$$

其中， m_p 為顆粒質量， $\vec{u}$ 為流體相速度， $\vec{u}_p$ 為顆粒速度， ρ 為流體密度， ρ_p 為顆粒密度， $m_p F_D (\vec{u} - \vec{u}_p)$ 為顆粒所受的拖曳力， $\vec{F}$ 為顆粒額外所受的力。

對於粒子大小的不同所選用的顆粒拖曳模型也不同，對於微米(micron)等級的粒子通常使用球形拖曳模型(Spherical model)，對於亞微米(submicron)等級或奈米等級的粒子通常使用 Stokes-Cunningham 拖曳模型，在本研究中我們所討論等粒子為微米等級，所以使用球形拖曳模型(Spherical model)，然而，對於位於亞微米(submicron)等級附近的 1 μm 顆粒，我們也有使用 Stokes-Cunningham 拖曳模型來比較與球形拖曳模型(Spherical model)的差異。

3.2.4.1 球形拖曳模型(Spherical model)

F_D 可由下式計算[91]:

$$F_D = \frac{18\mu}{\rho_p d_p^2} \frac{C_D Re}{24} \quad (3.18)$$

其中，拖曳係數(C_D)為顆粒雷諾數 $Re \equiv \frac{\rho d_p |\vec{u}_p - \vec{u}|}{\mu}$ 的函數，如下表示:

當 $Re < 0.1$,

$$C_D = \frac{24}{Re} \quad (3.19)$$

當 $0.1 < Re < 5 \times 10^4$,

$$C_D = a_1 + \frac{a_2}{Re} + \frac{a_3}{Re^2} \quad (3.20)$$

其中的係數 a_1, a_2, a_3 由 Morsi 和 Alexander 提出，整理如表 3.4:

表 3.4 Morsi 和 Alexander 提出的拖曳係數相關參數[92]。

Re	a_1	a_2	a_3
< 0.1	0	24	0
0.1 < 1.0	3.69	22.73	0.0903
1.0 < 10.0	1.222	29.1667	-3.8889
10.0 < 100.0	0.6167	46.5	-116.67
100.0 < 1000.0	0.3644	98.33	-2778
1000.0 < 5000.0	0.357	148.62	-4.75
5000.0 < 10000.0	0.46	-490.546	57.87
10000.0 < 50000.0	0.5191	-1662.5	5.4167

3.2.4.2 Stokes-Cunningham 拖曳模型

對於亞微米(submicron)等級的顆粒，使用 Stokes 拖曳模型並以 Cunningham 修正項(C_c)來計算式(3.18)中的 F_D [93]:

$$F_D = \frac{18\mu}{\rho_p d_p^2 C_c} \quad (3.18)$$

其中，Cunningham 修正項 $C_c = 1 + \frac{2\lambda}{d_p} (1.257 + 0.4e^{-\frac{1.1d_p}{2\lambda}})$ ， λ 為平均自由徑。

3.2.4.3 顆粒額外受的力($\vec{F}$, additional forces)

亞微米(submicron)等級或是奈米(nanometer)等級的顆粒常常會受到除了拖曳力以外的影響，像是抬升力(lift force)或是布朗擴散(Brownian diffusion)，為了比較位於亞微米(submicron)等級附近的 $1 \mu\text{m}$ 顆粒在受到不同額外的力時於鼻腔中顆粒沉積效率，本研究也額外討論了抬升力和布朗擴散對 $1\mu\text{m}$ 顆粒的影響。

由於速度剪切(velocity shear)，通常小於幾微米的顆粒經常受到垂直於流動方向的抬升力，而這種剪切抬升力(shear lift force)是源於顆粒周圍黏性流中的慣性效應，如圖 3.8，這種現象首先是從微血管中的血球傾向於遠離管壁的觀察中發現，



而剪切升力的表示式由 Saffman 提出，如式(3.19) [94, 95]:

$$\vec{F} = m_p \frac{2K\nu^{1/2}\rho d_{ij}}{\rho_p d_p (d_{lk}d_{kl})^{1/4}} (\vec{u} - \vec{u}_p) \quad (3.19)$$

其中， $K = 2.594$ ， d_{ij} 為形變張量(deformation tensor)。

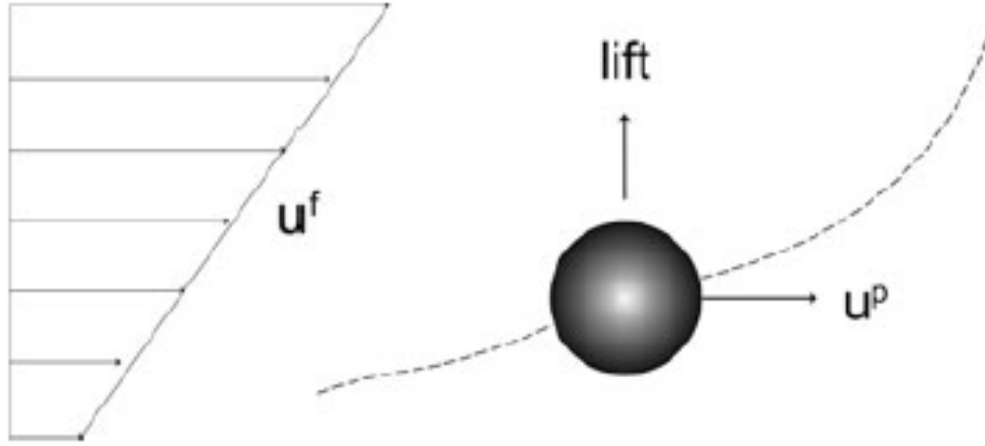


圖 3.8 剪切作用於顆粒的抬升力示意圖[2]。

除此之外，當一個小顆粒懸浮在流體中時，它會受到氣體或液體分子的撞擊。對於極小顆粒，給予了它隨機變化地瞬時動量，這導致顆粒在不穩定的路徑上移動，如圖 3.9。因此，對於亞微米(submicron)等級的顆粒，由氣體分子對顆粒產生布朗隨機力的影響可以作為額外的力項(additional force term)附加在顆粒運動方程式上。布朗力(Brownian force)被建模為具有光譜密度的高斯白噪聲隨機過程(Gaussian white noise process)，如式(3.20) [96]:

$$F_{b_i} = m_p \zeta_i \sqrt{\frac{\pi S_0}{\Delta t}} \quad (3.20)$$

其中， ζ_i 為一平均為 0、變異數為 1 的高斯隨機變數(zero-mean, unit-variance-independent Gaussian random numbers)， $S_0 = \frac{216\nu k_B T}{\pi^2 \rho d_p^5 (\frac{\rho_p}{\rho})^2 C_c}$ ， Δt 為計算時間步。

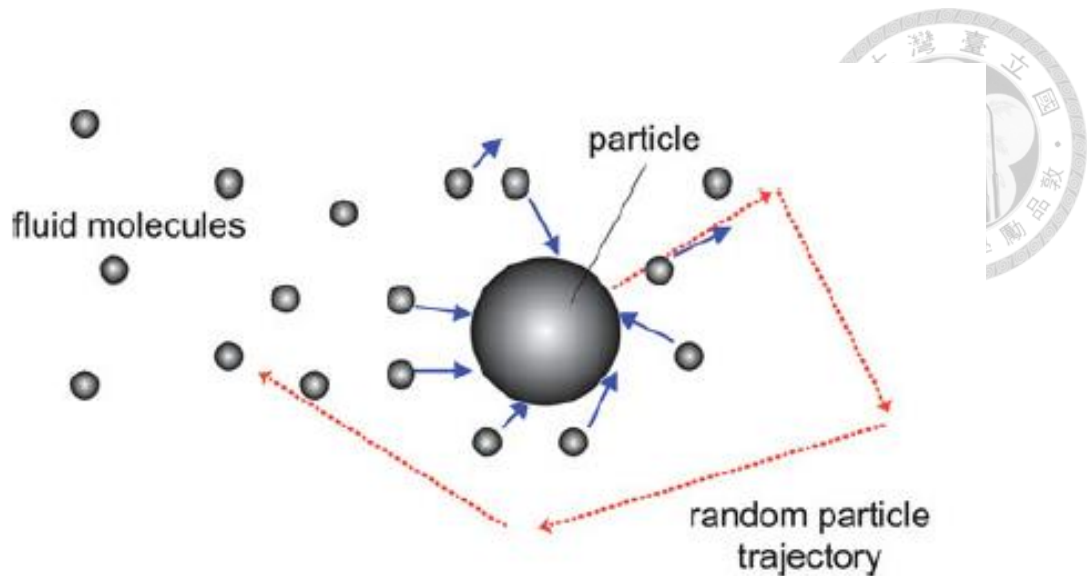


圖 3.9 粒子的布朗運動受到流體分子的影響，導致粒子以隨機軌跡運動[2]。

3.2.4.4 邊界條件

在追蹤顆粒運動的軌跡時，連續相的模擬所使用的邊界條件如同 3.2.2 小節，使用一正弦函數作為呼吸循環，而顆粒離散相的模擬則是在 $t = 0$ s 時於臉部前方的球形計算區域均勻地釋放 100000 顆初始速度為 0 m/s 的球形空氣動力學粒子 (aerodynamics particles)，如圖 4.56，且顆粒密度為 1000 kg/m^3 (for water droplet)，在每 0.02 s 的時間步下計算顆粒隨氣流傳輸的軌跡。在入口處和出口處的邊界條件都設為”escape”，鼻通道的牆壁則設為”trap”，當顆粒的中心與鄰近的鼻通道表面的距離小於或等於顆粒的半徑時，顆粒就會沉積在鼻通道上。另外，由於顆粒會從鼻通道表面反彈的機率非常低，所以將此現象忽略不計。表 3.5 為顆粒模擬的邊界條件設定。

表 3.5 顆粒模擬參數設定。

Boundary condition	
Inlet	Mass flow inlet / Escape
Outlet	Pressure outlet / Escape
Wall	No-slip / Trap
Viscous	
Laminar	Laminar model
Discretization	
Pressure-velocity coupling	SIMPLE
Pressure	Second order upwind
Momentum	Second order upwind
Transient	First order Implicit
Time step	0.02s
Discrete phase modelling	
Assumption	Spherical particle
Drag model	Spherical model

第四章 結果與討論



空鼻症患者經常抱怨鼻和咽部乾燥、呼吸困難、鼻腔結痂和感覺氣流消失，雖然造成空鼻症的病因尚不清楚，但鼻黏膜的功能喪失、鼻甲組織中的異常神經感覺以及氣流模式的變化被認為是主要的病理生理學，本章節將分成兩個部分探討空鼻症患者在經過鼻黏膜下植入手術前、後的鼻空調能力與鼻感覺能力，第一部分為比較真實手術前後左右兩鼻腔差異，第二部分為單獨比較患側(右側)進行五種虛擬手術後的差異。透過 CFD 數值模擬結果，我們將從幾何形狀、流速分布、溫度、濕度、熱通量和水蒸氣通量等參數比較手術前後的差異。

4.1 真實手術

4.1.1 真實手術前、後幾何比較

將手術前、後鼻腔幾何結構以等距離分成 19 個冠狀截面，患者鼻腔長度約為 9.5 公分，並將其標準化後定義出鼻腔前部區域、鼻甲區、鼻腔後部區域分別為標準化長度 0~0.3、0.3~0.75、0.75~1.0，其中鼻甲區又細分為下鼻甲頭部、中鼻甲頭部和上鼻甲頭部，如圖 4.1。圖 4.2 為手術前、後健康側(左側)與患側(右側)鼻腔截面積大小比較。由圖中可以發現在經過黏膜下植入手術後，患側(右側)的鼻甲區截面積變小，有達到手術縮小鼻通道的目標，而健康側(左側)則是由於鼻週期的因素於手術後 CT 影像中觀察到截面積大幅變小，雖然健康側(左側)鼻腔出現大幅變化，但我們還是基於 CT 影像圖的呈現來做後續的分析。儘管手術前後左右兩側截面有所差異，但整體趨勢都是相同的，在經過鼻閥區(Normalized distance = 0.2)後，進入鼻甲區截面積開始增加，一直到鼻中膈末端處，兩腔室合併進入鼻後部區域。

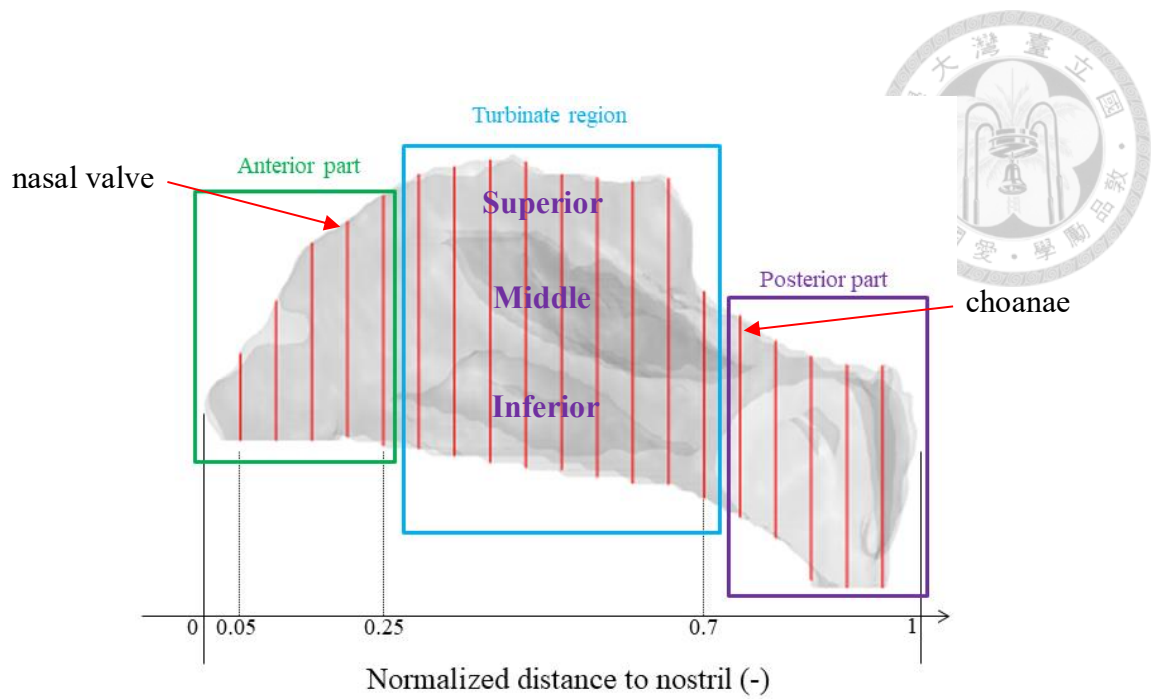


圖 4.1 3D 鼻腔幾何結構以標準化長度分成 19 個截面。

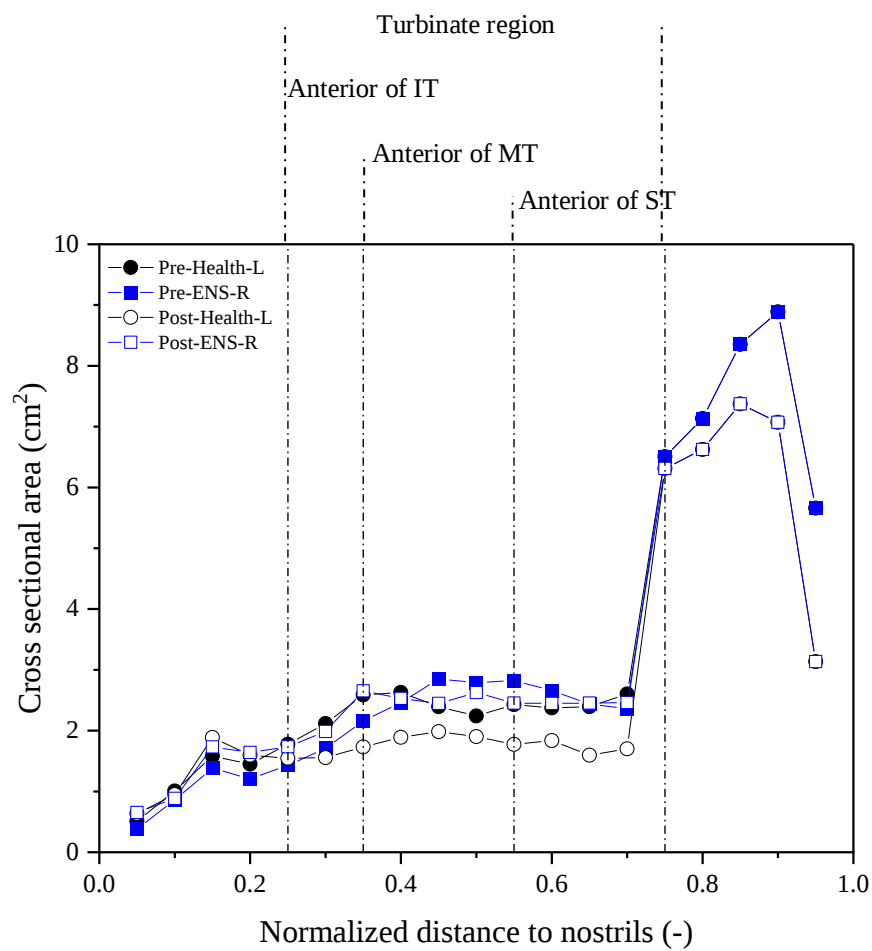


圖 4.2 手術前、後左右兩側於不同位置截面積之比較。

4.1.2 流量分配

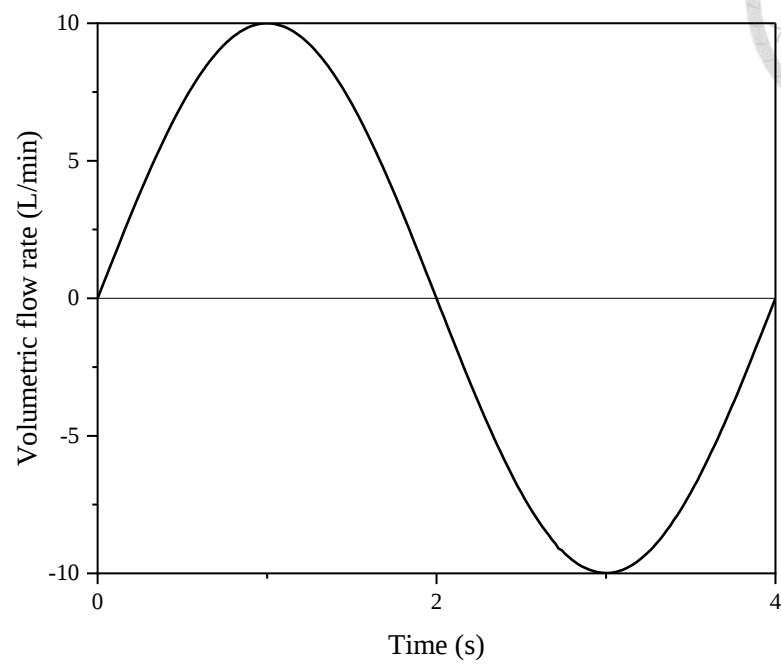
由於手術前、後左右兩腔室的體積與表面積都有所改變，使得吸入空氣於左右兩腔室產生流量分配，由表 4.1 可以發現手術後健康側(左側)鼻腔體積較手術前縮小了大約 18.1%，右側(患側)鼻腔體積縮小了大約 6.3%，但表面積分別增加了約 3.2%和 2.9%，透過表面積和體積比(surface area to volume ratio; SAVR)可以發現當 SAVR 越大，代表鼻腔越窄，反之，當 SAVR 越小，代表鼻腔越寬大。經由鼻黏膜下植入手術後，可以發現患側(右側)鼻腔的 SAVR 從 0.51 增大至 0.56，代表患側鼻腔變窄，有達成鼻腔表面積增加和鼻腔空間變窄的手術目的。

表 4.1 手術前、後鼻腔的幾何特徵。

	Pre-surgery		Post-surgery	
	Health-L	ENS-R	Health-L	ENS-R
Airway volume from nostril to choanae [10^3 mm^3]	13.8	14.4	11.3	13.5
Surface area from nostril to choanae [10^3 mm^2]	8.72	7.30	9.00	7.51
SAVR (surface area to volume ratio) [mm^{-1}]	0.63	0.51	0.80	0.56
Flow partition ratio [%]	46.8	53.2	38.8	61.2

然而，因為左右鼻腔空間不同，導致產生了流量分配差異，手術前、後患側(右側)與健康側(左側)的流量分配比差異從 1.13 增加至 1.57，表示手術後有較多的空氣流入患側(右側)鼻腔，這可能是由於鼻週期使健康側(左側)的截面積縮小導致。鼻週期是在人類鼻氣道中觀察到的自然過程，為了讓呼吸系統發揮最佳的加溫加濕功能，腺體會及時、有規律地分泌出鼻黏液覆蓋鼻腔內表面。[24]在鼻週期過程中，其中一側的鼻腔會比另一側來的更大，進而導致有較多的氣流流入較寬大的那一側鼻腔，而這個過程是反覆且自動進行，在本研究中患者無過敏情形，因此，我們認為造成手術後 CT 影像圖中健康側(左側)鼻腔縮小的原因是鼻週期。圖 4.3 為手術前、後在平靜呼吸下進行一次完整呼吸於鼻腔中體積流率對時間的分布圖。在圖 4.3(b)中可以發現手術後有明顯的左右鼻腔流量差異，這可能導致右側鼻腔空氣調節負擔較大。

(a)



(b)

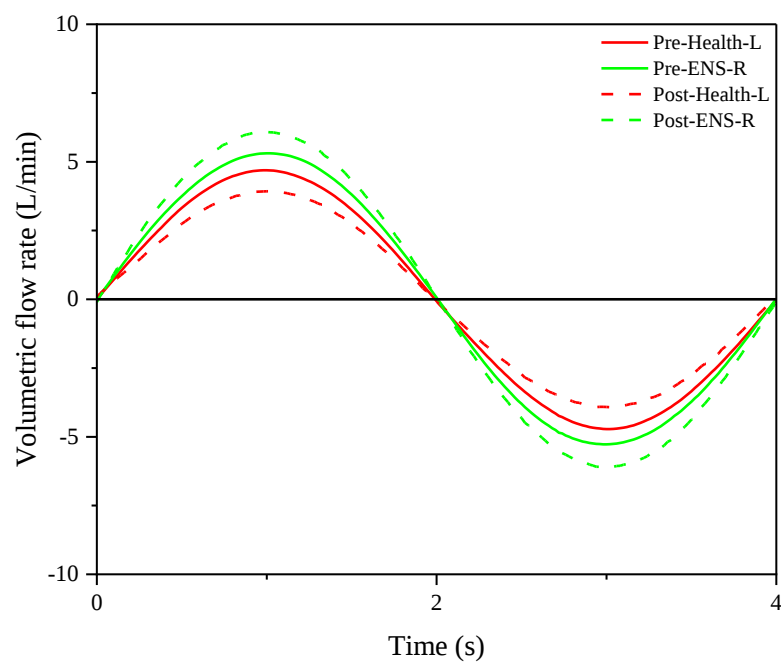


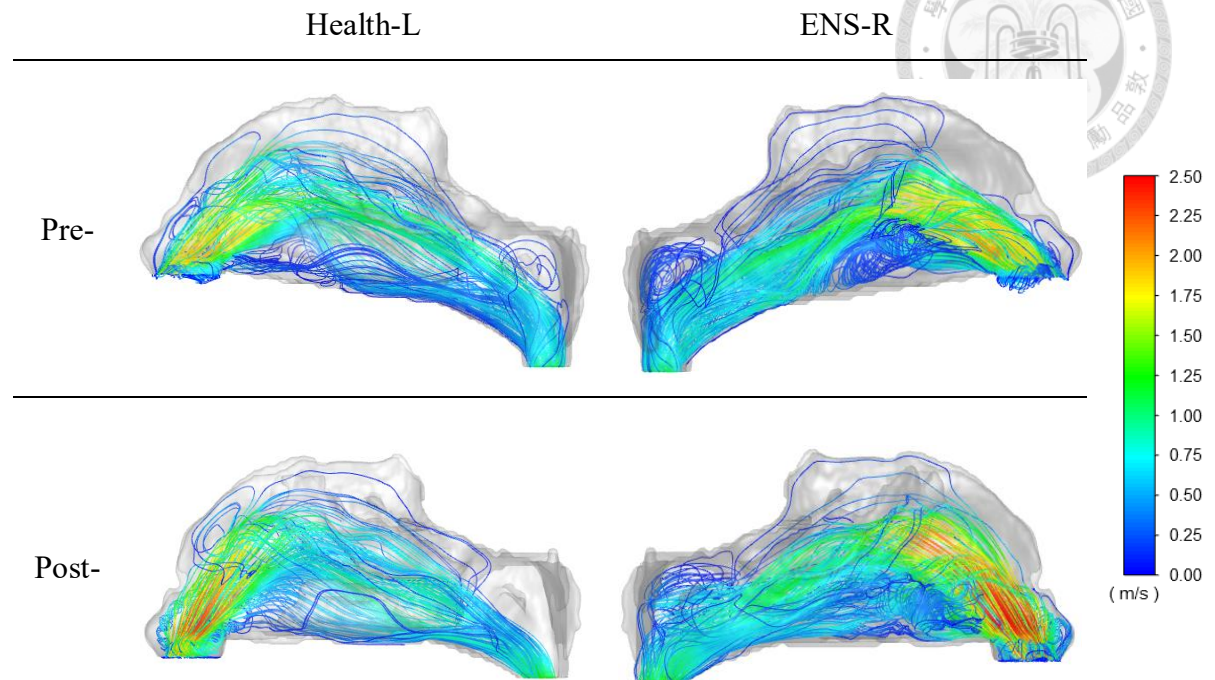
圖 4.3 在平靜呼吸下，一次呼吸週期體積流量對時間分布圖。(a)鼻腔內總流量分布；(b)手術前、後左右兩側流量分布。

4.1.3 流線分布

從鼻孔處釋放流線以供流場的定性可視化，圖 4.4 為在時間 $t = 1s$ 和 $t = 3s$ 呼吸最大流量為 10 L/min 時的流線分布圖。由圖 4.4 (a)可以發現在吸氣流量為 10 L/min 下，健康側(左側)在鼻閥區後有流動分離和相反的氣流流動，導致在鼻前上半部有小渦流產生，這是由於氣流在進入鼻甲區時截面積突然擴大導致不利的壓力梯度產生，在患側(右側)鼻腔則無此情況發生。在手術前，由於患側(右側)鼻腔鼻前庭處有一個缺口導致氣流無法往上面走，被侷限在中下鼻道，又因下鼻甲的缺失導致寬大的下鼻道進而造成氣流在下鼻道形成低流速的渦流，無法如同健康側(左側)般有效分散氣流並呈層流流動，此外，又發現氣流主要流向中鼻道，與[71]的研究結果相同。經過鼻黏膜下植入手術後，可以發現患側(右側)流線分布較手術前均勻，且鼻前庭處缺口變小，使氣流可以向上半部鼻腔流動，也減少了下鼻道渦流的產生，這有助於空氣在鼻腔內的調節。

圖 4.4 (b)為在呼氣流量為 10 L/min 下的流線分布圖，可以發現在呼氣時，氣流從鼻咽處呼出直接撞擊鼻後部上壁再進入鼻甲區呼出氣體，此外，健康側(左側)與患側(右側)的流線分布類似且比吸氣時分布均勻，可以預測左右兩側在呼氣時的鼻空調能力差異不大且較不會有如吸氣時不舒服的情況發生，與空鼻症患者實際在呼氣時的感受相似。

(a)



(b)

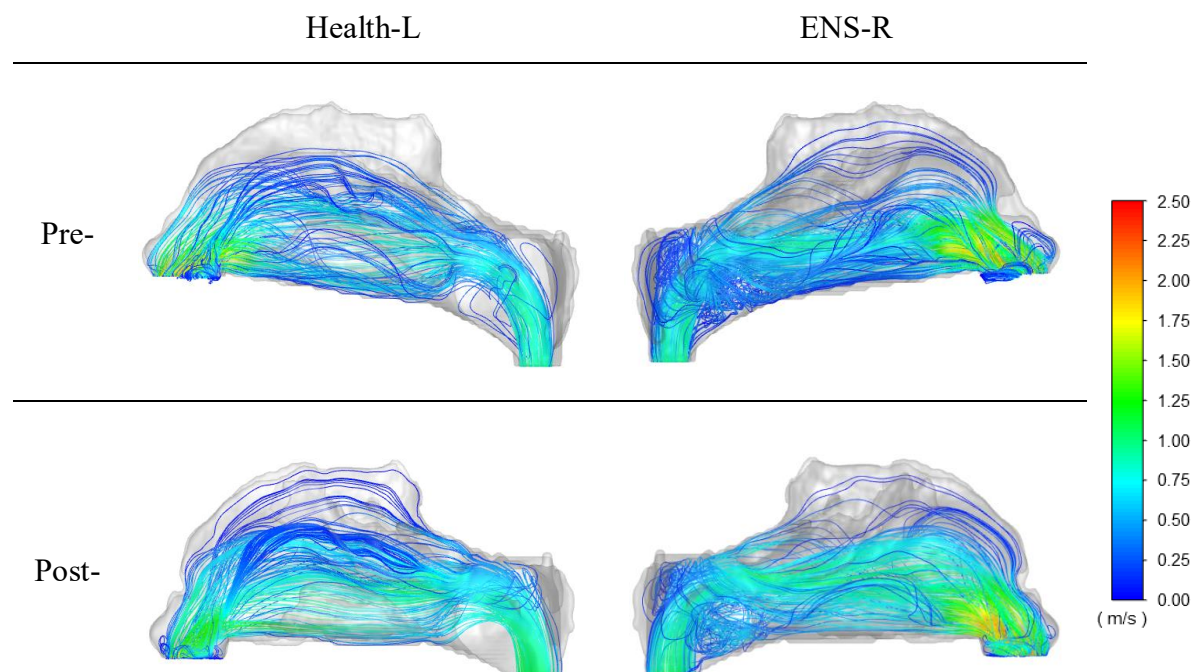


圖 4.4 手術前、後左右鼻腔在(a)吸氣最大流量時和(b)呼氣最大流量時流線分布之比較。

4.1.4 流速分布

圖 4.5 為手術前、後在時間 $t = 1s$ 吸氣最大流量時的流速分布圖，由圖可以發現氣流在鼻腔內的整體運動模式為，氣流流經鼻閥區(plane 4)時流速增加，且主要靠近內側壁和下半部，在進入截面積較大的鼻甲區後，流速下降且開始分散氣流，最後左右兩側氣流混合流入鼻咽。

手術前，健康側(左側)在鼻甲區的氣流分布主要在中、下鼻道，符合一般健康鼻腔的氣流分布模式，在手術後，由於截面積的縮小使得流經下鼻道外側的氣流減少，但整體氣流分布還是在中、下鼻道。另外，手術前患側(右側)在鼻甲區的氣流分布主要在中鼻道，鼻甲區無形形成一個好的均勻擴散器，由於下鼻甲的缺失，使氣流無法分散在鼻腔中，使得在中鼻道的流速遠大於其他區域，這也可能導致氣流無法完整接觸鼻腔壁，使空鼻症患者有空氣調節不足的情形，在經過鼻黏膜下植入手術後，可以觀察到氣流在鼻甲區的分布有向下鼻道走，不再過度集中於中鼻道，流速分布也較手術前來的均勻，這有助於空氣與黏膜的接觸。圖 4.6 為比較手術前後氣流流量在鼻甲區上、中、下鼻道分布的比例，患側(右側)鼻腔中鼻道的氣流比例從 65.3%下降至 58.6%，進而分布到上鼻道和下鼻道，分別從 2.1%上升至 3.8%和 32.6%上升至 37.6%，患側(右側)鼻腔氣流分布的改變有助於患側鼻腔的感受提升和嗅覺改善。

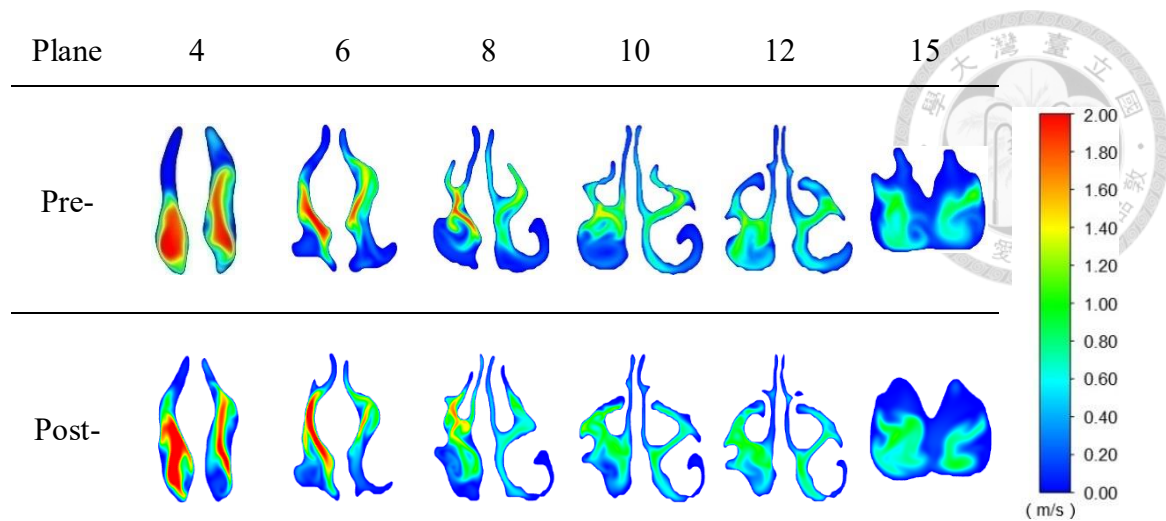


圖 4.5 手術前、後左右鼻腔在吸氣最大流量時($t = 1s$)於鼻腔中特定平面的流速分布比較。

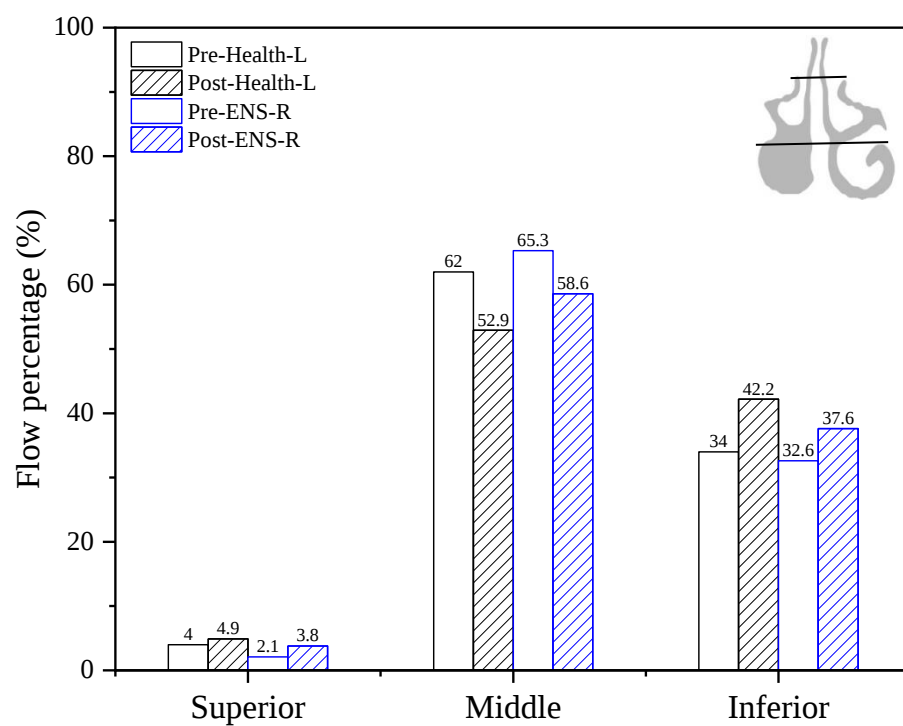


圖 4.6 比較手術前、後於鼻甲區上、中、下鼻道的流量分布比例。

圖 4.7 為手術前、後在時間 $t = 3\text{ s}$ 呼氣最大流量時的流速分布圖，由圖可以發現氣流在鼻腔內的整體運動模式為，氣流從鼻咽呼出直接撞擊鼻後部上壁，可於圖中後鼻孔(choanae)的截面(plane 15)發現流速都集中於上半部，再分流進入左右兩側鼻腔。在手術前、後，可以觀察到呼氣氣流在鼻甲區的分布類似且分布較吸氣時均勻，無論是健康側(左側)還是患側(右側)氣流主要分布在中下鼻道，這可以反應出空鼻症患者在乎氣時對氣流的感受可能優於吸氣時。最後，流速分佈會根據呼吸階段的不同而變化，並且速度分佈的差異可能導致空氣溫度和水蒸氣質量分率分佈相對應的不同。

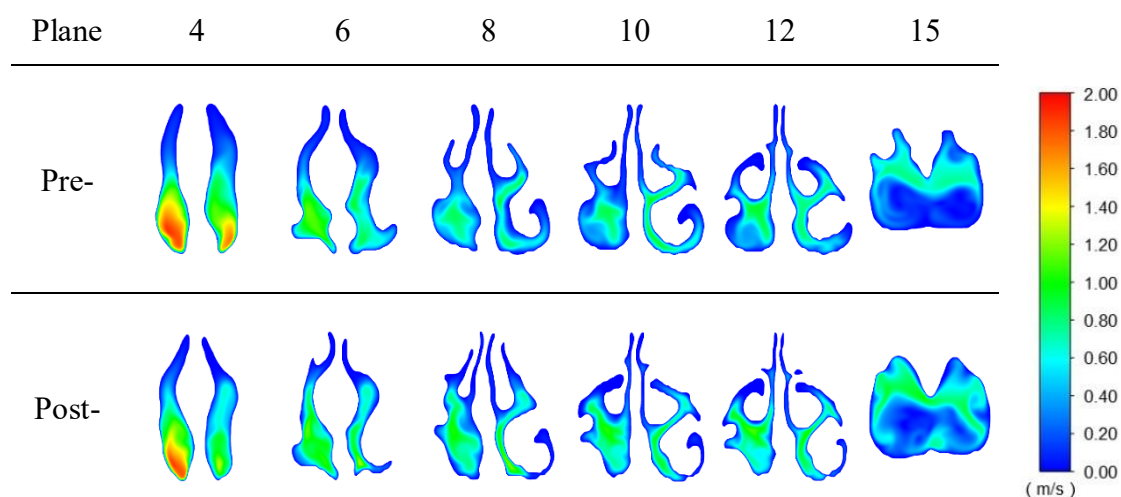


圖 4.7 手術前、後左右鼻腔在呼氣最大流量時($t = 3\text{ s}$)於鼻腔中特定平面的流速分布比較。

4.1.5 溫度分布

圖 4.8 為手術前、後在 $t=1\text{ s}$ 吸氣最大流量時於不同氣候條件下的溫度分布圖，由圖中可以發現無論是在何種氣候條件下，氣流在進入鼻腔後隨著進入的位置越接近體內，空氣溫度會迅速被加溫至接近體內肺泡條件，在三種不同氣候條件下於不同冠狀截面的溫度分布均類似，此外，氣流分布的位置與空氣溫度分布相關，手術前，患側(右側)鼻腔在鼻甲區的氣流主要在中鼻道，氣流無法分散與鼻黏膜進行充足的熱交換，導致了空氣溫度的最低溫出現在中鼻道，相反地，健康側(左側)鼻腔在鼻甲區的氣流可以有效地被鼻甲分散，使空氣可以獲得足夠的熱交換，因此，鼻甲的缺失對空鼻症患者對空氣調節的能力有很大的影響。

在鼻黏膜下植入手術後，雖然左右兩側的流量分配比差異增大，使患側(右側)鼻腔吸入空氣比健康側(左側)多 22.4%，導致在鼻前半部左右兩側空氣溫度差較大，患側(右側)的空氣溫度甚至低於手術前，但在進入鼻甲區後，由於氣流分布的改變使空氣可以更均勻地與鼻黏膜接觸，在接近鼻甲區後部時，左右兩側空氣溫度差甚至低於手術前，在兩側氣流混合後，空氣溫度也比手術前更接近體內肺泡條件，如圖 4.9。手術前後，三種氣候條件下(環境條件、夏天條件、乾冷條件)於後鼻孔(choanae, plane 15)的平均溫度分別從 33.62°C 升至 33.70°C ， 33.85°C 升至 33.92°C ， 33.14°C 升至 33.48°C 。除此之外，由圖中可以發現當外界空氣溫度越低，左右兩側溫度差越大，尤其是在鼻子前段部分，隨著氣流更往內走與鼻黏膜接觸越久，無論是任何外界溫度，在鼻中膈末端空氣溫度都可以接近 34°C ，由此可知，當外界溫度越低時，空鼻症患者感受到的不適可能會加劇。表 4.2 為手術前、後在吸氣階段於不同氣候條件下，左右兩側鼻腔中鼻閥(plane 4)、中鼻甲(plane 10)及後鼻孔(choanae, plane 15)的溫度差異比較。

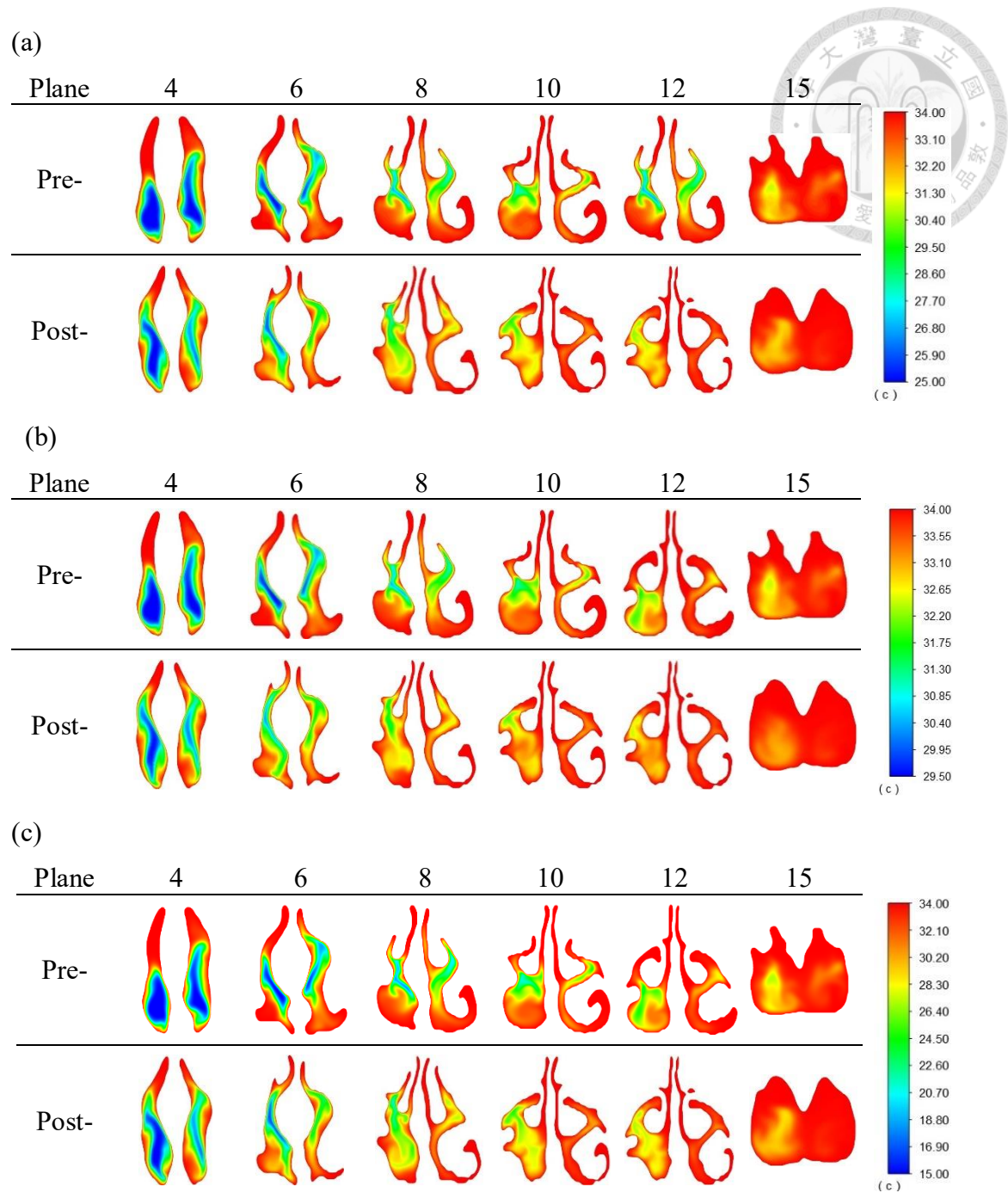
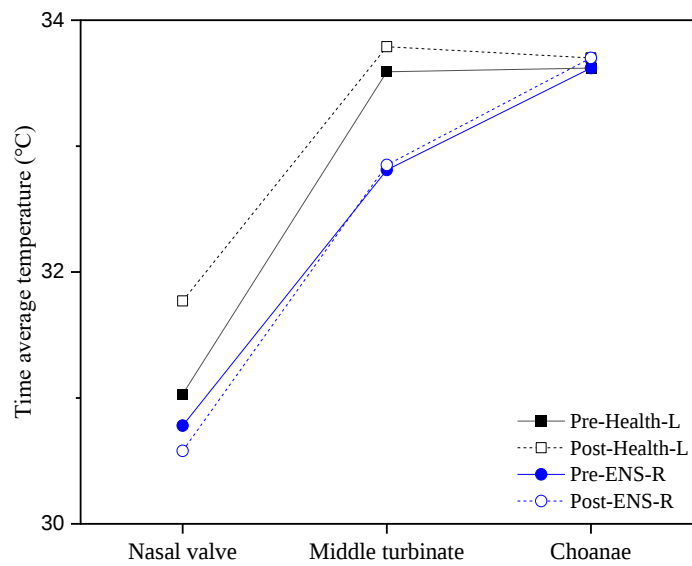


圖 4.8 比較手術前、後在吸氣最大流量時($t = 1$ s)於不同平面的溫度分布，(a)環境條件($T=25^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=35\%$)；(b)夏天條件($T=29.5^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=66.5\%$)；(c)乾冷條件($T=15^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=15\%$)。

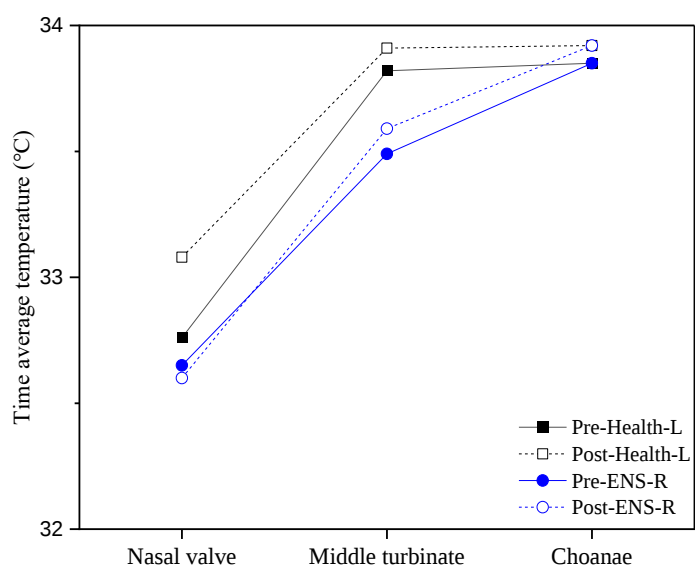
表 4.2 比較手術前後於不同氣候條件下在吸氣階段時的平均空氣溫度。

		Pre-surgery		Post-surgery	
		Health-L	ENS-R	Health-L	ENS-R
		T (°C)	T (°C)	T (°C)	T (°C)
Ambient	Nasal valve	31.03	30.78	31.77	30.58
	Middle turbinate	33.59	32.81	33.79	32.85
	Choanae	33.62		33.70	
Summer	Nasal valve	32.76	32.65	33.08	32.60
	Middle turbinate	33.82	33.49	33.91	33.59
	Choanae	33.85		33.92	
Cold & dry	Nasal valve	27.76	27.22	29.32	27.25
	Middle turbinate	33.09	31.34	33.52	31.89
	Choanae	33.14		33.48	

(a)



(b)



(c)

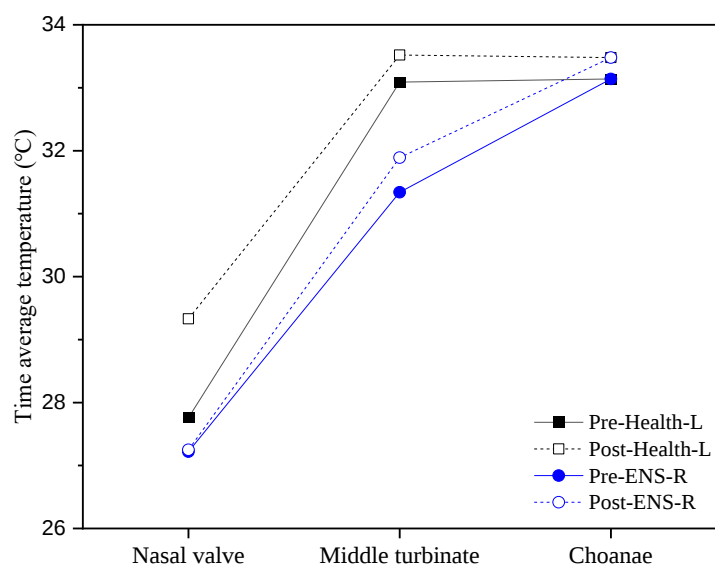


圖 4.9 手術前、後在吸氣階段於不同氣候條件下，左右鼻腔的鼻閥、中鼻甲、後鼻孔的溫度差異比較。(a)環境條件($T=25^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=35\%$)；(b)夏天條件($T=29.5^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=66.5\%$)；(c)乾冷條件($T=15^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=15\%$)。



圖 4.10 為手術前、後在 $t = 3 \text{ s}$ 呼氣最大流量時的溫度分布圖，體內空氣以 36.5°C 從鼻咽處呼出直接撞擊鼻後部上壁，可於後鼻孔(choanae)的平面(plane 15)看到鼻後部上方空氣溫度最高，再分流進入左右兩側鼻腔進行呼出空氣的調節，呼出空氣的溫度分布也與呼出氣流分布有關，由圖中可以發現，無論是手術前、後，呼出空氣溫度分布都較吸氣時均勻，左右兩側空氣溫度差也都較吸氣時小，由此可知呼出空氣的調節對於空鼻症患者影響較小。表 4.3 為手術前、後在呼氣階段左右兩側鼻腔中鼻閥(plane 4)、中鼻甲(plane 10)及後鼻孔(choanae, plane 15)的溫度差異比較。

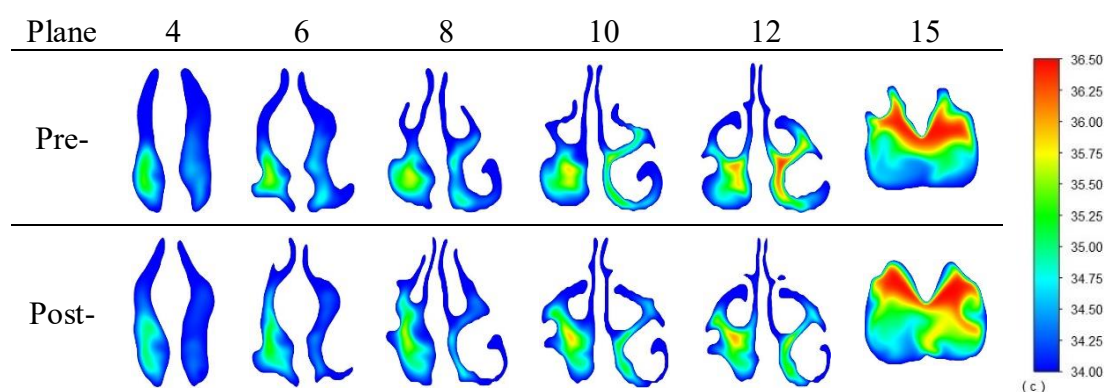


圖 4.10 比較手術前、後在呼氣最大流量時($t = 1 \text{ s}$)於不同的平面的溫度分布。

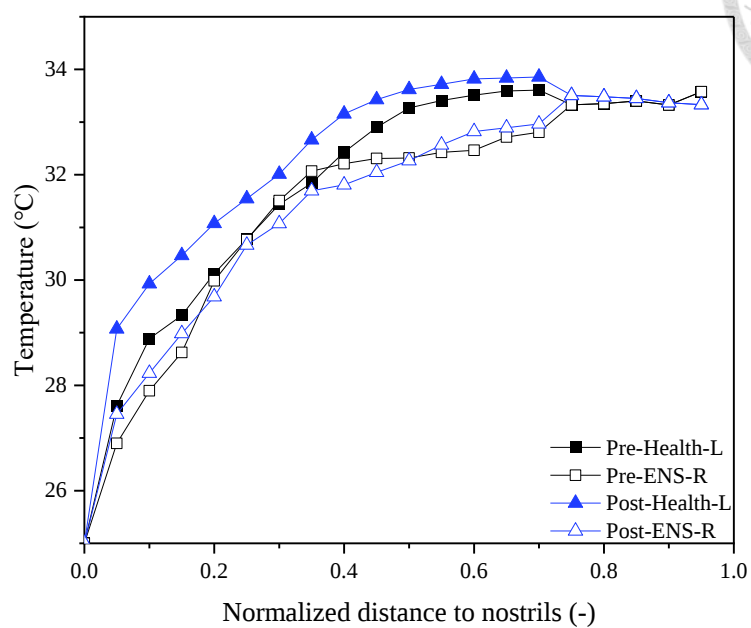
表 4.3 比較手術前後於呼氣階段時的平均空氣溫度。

		Pre-surgery		Post-surgery	
		Health-L	ENS-R	Health-L	ENS-R
		T ($^\circ\text{C}$)	T ($^\circ\text{C}$)	T ($^\circ\text{C}$)	T ($^\circ\text{C}$)
exhaled	Nasal valve	34.07	34.19	34.04	34.21
	Middle turbinate	34.20	34.35	34.16	34.36
	Choanae	34.88		35.05	

圖 4.11 至圖 4.13 為手術前、後，在時間 $t = 1\text{ s}$ 和 $t = 3\text{ s}$ ，呼吸最大流量下，於不同氣候條件下，溫度隨鼻腔內位置改變之比較。由圖 4.11(a)、圖 4.12(a)和圖 4.13(a)可以得知在吸氣階段，於任一氣候條件下，空氣在鼻腔中的加溫趨勢均類似，吸入之空氣主要在鼻子前段被加溫，進入鼻甲區後，空氣溫度開始達到飽和，最後，左右兩側空氣混合達到接近體內肺泡條件，在手術前，由於鼻甲的缺失，可以在鼻甲區看到左右兩側有很明顯的溫度差，在手術後，則是因為左右流量分配比的差異導致在鼻子前半段有很大的溫度差，但在後鼻甲區(normalized distance > 0.5)溫度差異逐漸縮小，至兩側氣流混合後，空氣溫度還略高於手術前。當外界溫度越低，左右兩側溫度差異越大，但隨著鼻腔逐漸加溫空氣，無論何種環境溫度下，左右兩側空氣混合後溫度都可達接近 34°C 。雖然手術後患側(右側)鼻腔的溫度調節仍不如健康側(左側)優異，但與手術前相比，患側(右側)空氣溫度於兩腔室混合前的後鼻甲區(normalized distance > 0.5)都優於手術前，由此可見，即使手術後流量分配比增大使得較多氣流流入患側(右側)，氣流於鼻甲區分布的改善和鼻甲區表面積增大反而使得空氣的品質獲得提升。

另外，由圖 4.11(b)、圖 4.12(b)和圖 4.13(b)可以發現呼出的空氣溫度變化與外界環境無關，並且在呼氣階段空氣溫度的調節主要發生鼻腔後部，由於呼出空氣與鼻黏膜溫度差較小，其溫度的變化沒有吸氣時這麼多，且無論手術前後，呼出空氣溫度變化差異不大，溫度大約為 34°C 。

(a)



(b)

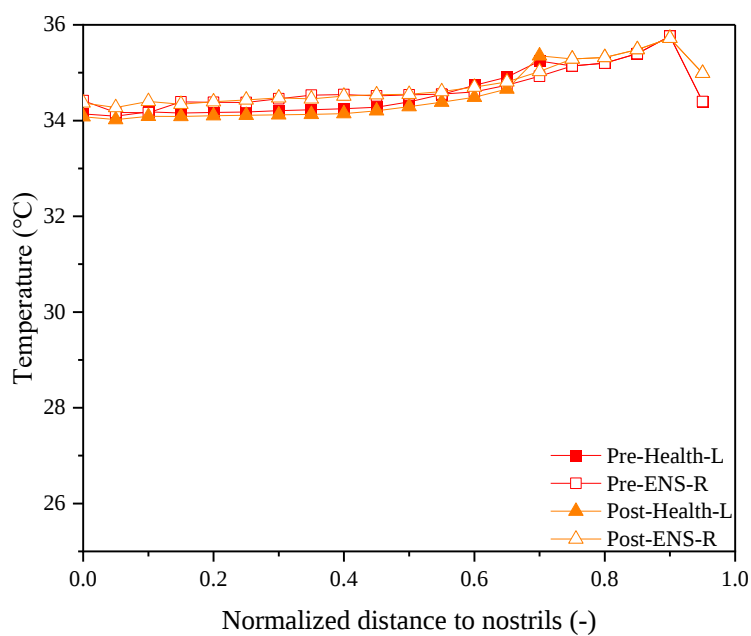
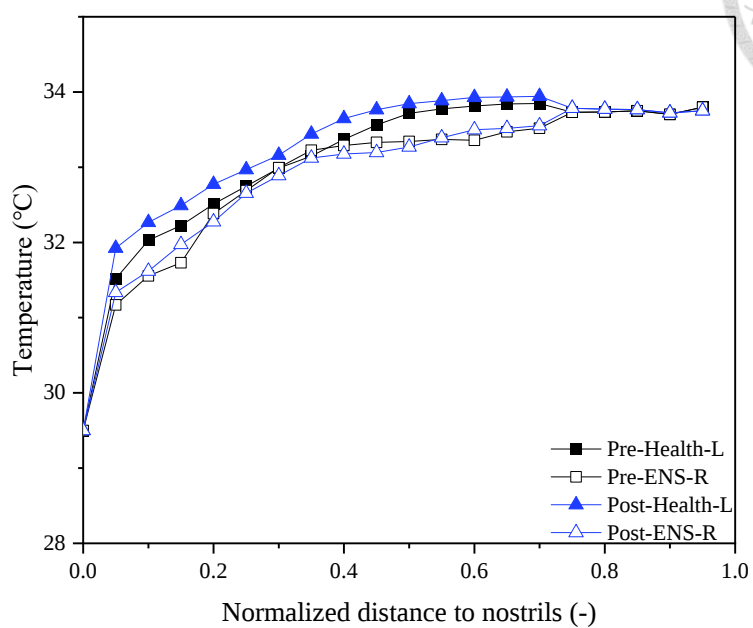


圖 4.11 手術前、後，在呼吸最大流量下於環境條件($T=25^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=35\%$)下，溫度隨鼻腔內位置改變之比較。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。

(a)



(b)

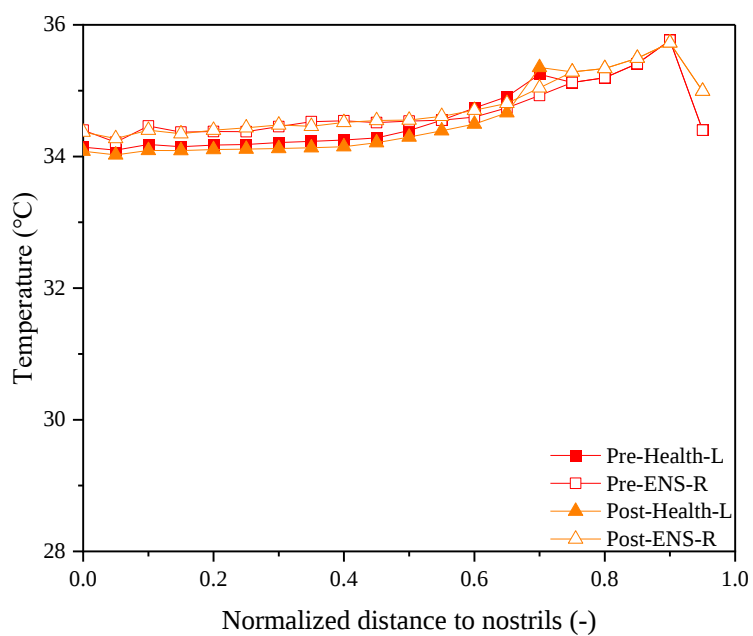
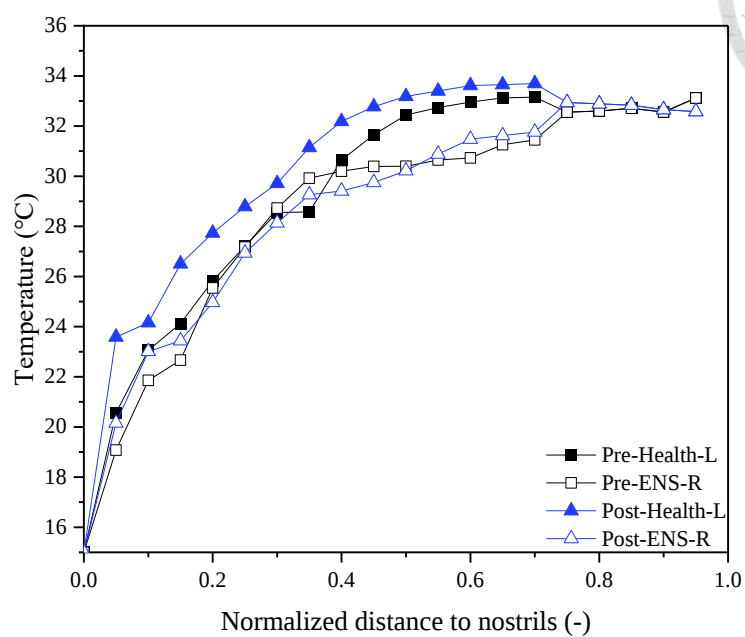


圖 4.12 手術前、後，呼吸最大流量下於夏天條件($T=29.5^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=66.5\%$)下，溫度隨鼻腔內位置改變之比較。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。

(a)



(b)

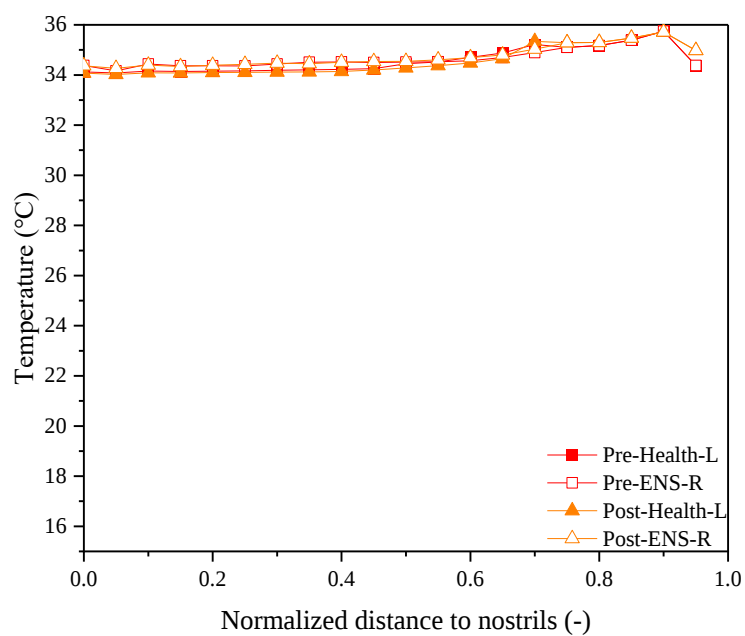


圖 4.13 手術前、後，呼吸最大流量下於乾冷條件($T=15^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=15\%$)下，溫度隨鼻腔內位置改變之比較。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。

4.1.6 水蒸氣質量分率分布

鼻腔除了將空氣加溫之外，其另一項生理功能為對進入鼻腔之空氣加濕、濕潤作用，以保護進入體內之其他器官。圖 4.14 為手術前、後在 $t = 1\text{ s}$ 吸氣最大流量時，於不同氣候條件下的水蒸氣質量分率分布圖，其分布與溫度分布非常類似且與氣流的分布有關，在不同外界條件下，水蒸氣質量分率分布也類似。在鼻子前半部，外界空氣剛進到鼻腔時水蒸氣質量分率還不高，經過鼻甲區再到鼻後部水蒸氣質量分率可增加到約 0.03 接近鼻黏膜的水蒸氣質量分率，另外，由圖中可以發現由於流經上鼻道的氣流不多，所以在這裡的空氣很快就加濕至飽和。

手術前，由於患側(右側)鼻腔氣流之分布主要集中在中鼻道，氣流無法有效地分散與鼻黏膜進行完整的水分交換，導致水蒸氣質量分率無法達到與健康側(左側)相同水平，相反地，健康側(左側)的空氣在進入鼻甲區後可以均勻地分散氣流，使空氣與鼻黏膜接觸面積較多，水蒸氣分率也較快調節至肺泡所需條件。

手術後，因為左右兩側流量分配比差異增加，使較多空氣流入患側(右側)鼻腔，但氣流於鼻甲區分布的改變使氣流不再集中於中鼻道，增加了與下鼻甲黏膜接觸的面積，雖然無法達到與健康側(左側)相同的水平，但在後鼻甲區的水蒸氣質量分率已優於術前的情況。手術前後，三種氣候條件下(環境條件、夏天條件、乾冷條件)於後鼻孔(choanae, plane 15)的平均相對濕度分別從 92.98% 升至 93.98%，94.60% 升至 95.24%，93.71% 升至 94.29%。表 4.4 詳細地列出手術前、後在吸氣階段於不同氣候條件下，左右兩側鼻腔中鼻閥(plane 4)、中鼻甲(plane 10)及後鼻孔(choanae, plane 15)的相對濕度差異比較。

由圖 4.15 可以清楚地看出空氣在吸氣階段時於鼻腔中鼻閥(plane 4)、中鼻甲(plane 10)、後鼻孔(choanae, plane 15)的相對濕度差異，雖然手術後於鼻腔前段相對濕度較術前低，但氣流於鼻甲區分布的改善使得術後的相對濕度已優於術前，乃至於兩腔室氣流混合後空氣品質又較術前更提升。

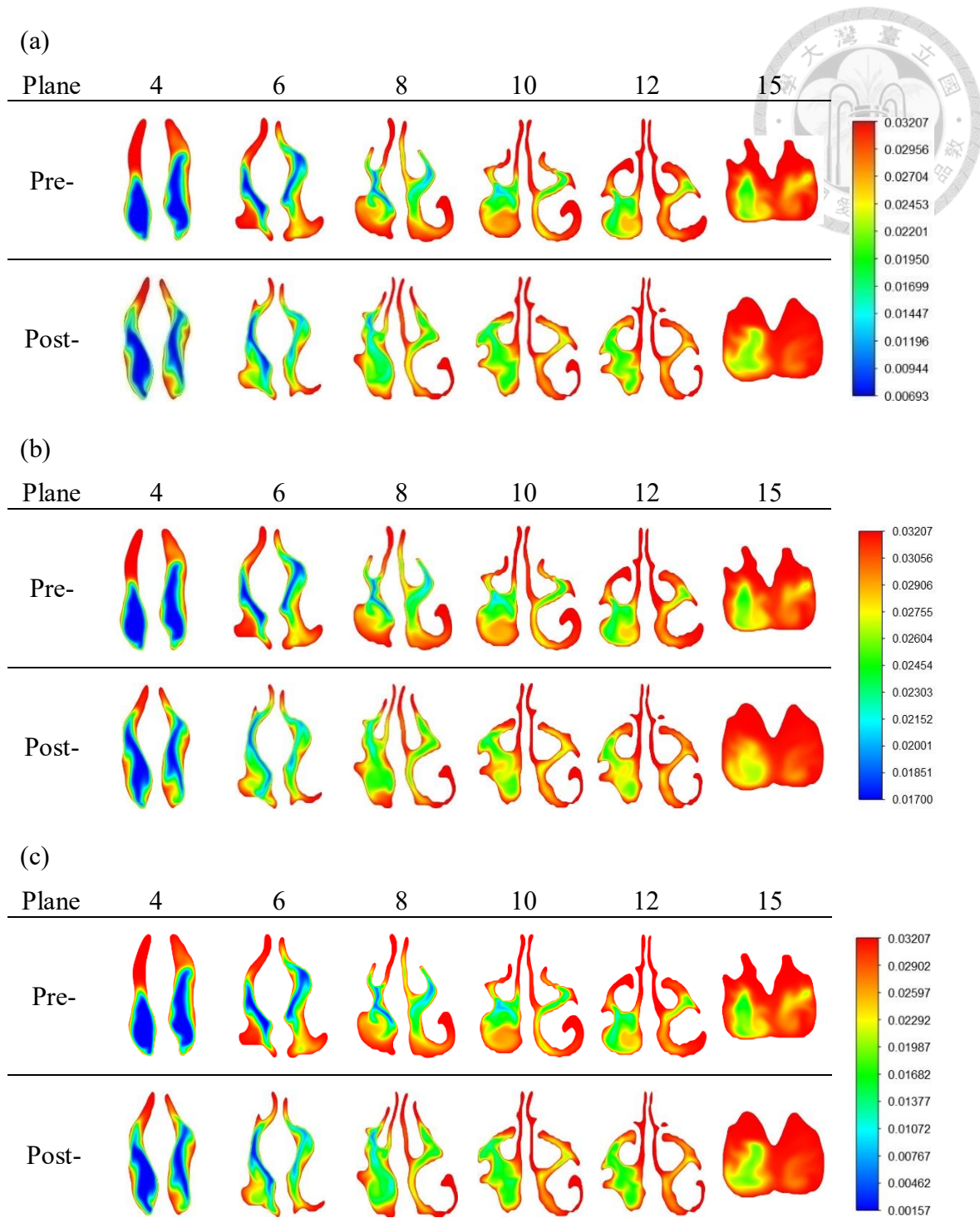
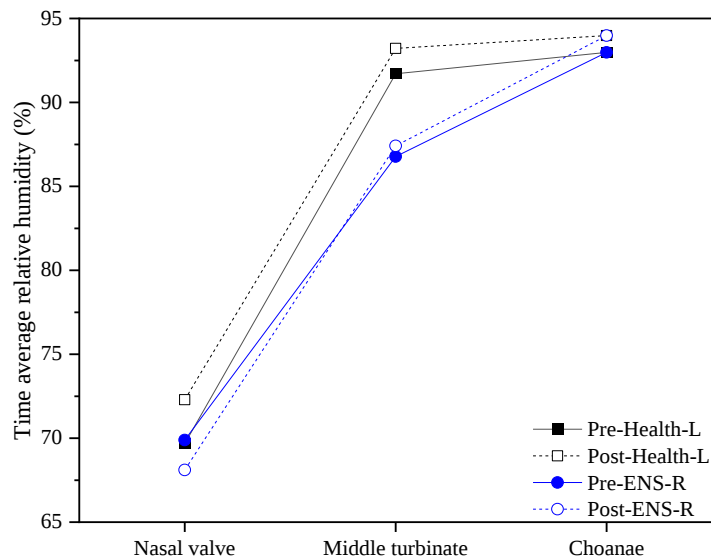


圖 4.14 比較手術前、後在吸氣最大流量時($t=1\text{ s}$)於不同平面的水蒸氣質量分率分布，(a)環境條件($T=25^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=35\%$)、(b)夏天條件($T=29.5^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=66.5\%$)、(c)乾冷條件($T=15^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=15\%$)。

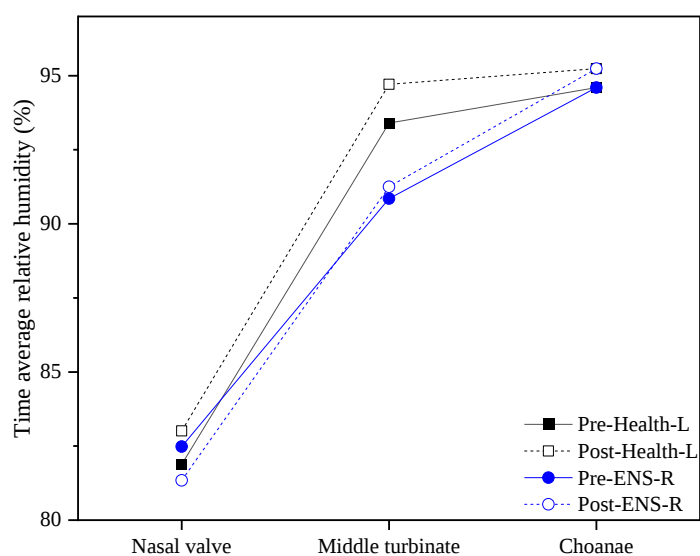
表 4.4 比較手術前後於不同氣候條件下在吸氣階段時的平均空氣相對濕度。

		Pre-surgery		Post-surgery	
		Health-L	ENS-R	Health-L	ENS-R
		RH (%)	RH (%)	RH (%)	RH (%)
Ambient	Nasal valve	69.68	69.89	72.29	68.11
	Middle turbinate	91.71	86.77	93.22	87.41
	Choanae	92.98		93.98	
Summer	Nasal valve	81.88	82.48	83.01	81.34
	Middle turbinate	93.40	90.85	94.71	91.25
	Choanae	94.60		95.24	
Cold & dry	Nasal valve	66.64	65.30	70.28	64.64
	Middle turbinate	92.57	88.59	93.31	88.59
	Choanae	93.71		94.29	

(a)



(b)



(c)

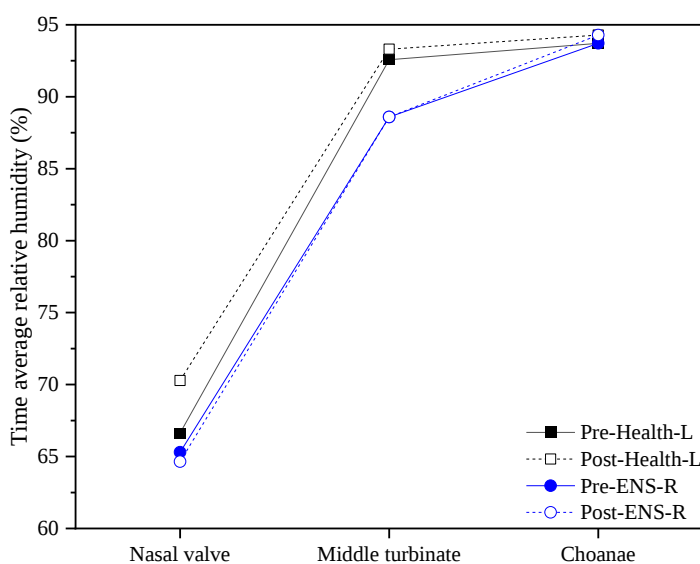


圖 4.15 手術前、後在吸氣階段於不同氣候條件下，左右鼻腔的鼻閥、中鼻甲、後鼻孔的相對濕度差異比較。(a)環境條件($T=25^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=35\%$)、(b)夏天條件($T=29.5^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=66.5\%$)、(c)乾冷條件($T=15^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=15\%$)。

圖 4.16 為手術前、後在 $t=3s$ 呼氣最大流量時的水蒸氣質量分率分布圖，其與溫度分布十分類似，相對濕度 100% 的體內空氣從鼻咽處呼出後直接撞擊鼻後部上壁，可於後鼻孔的平面(plane 15)看到鼻後部上方空氣最濕，在分流進入左右鼻腔進行水分的調節，無論手術前、後，呼出空氣的水蒸氣質量分率分布都較吸氣時均勻，且手術前後差異不大。表 4.5 為手術前、後在呼氣階段左右兩側鼻腔中鼻閥(plane 4)、中鼻甲(plane 10)及後鼻孔(choanae, plane 15)的平均相對濕度差異比較。

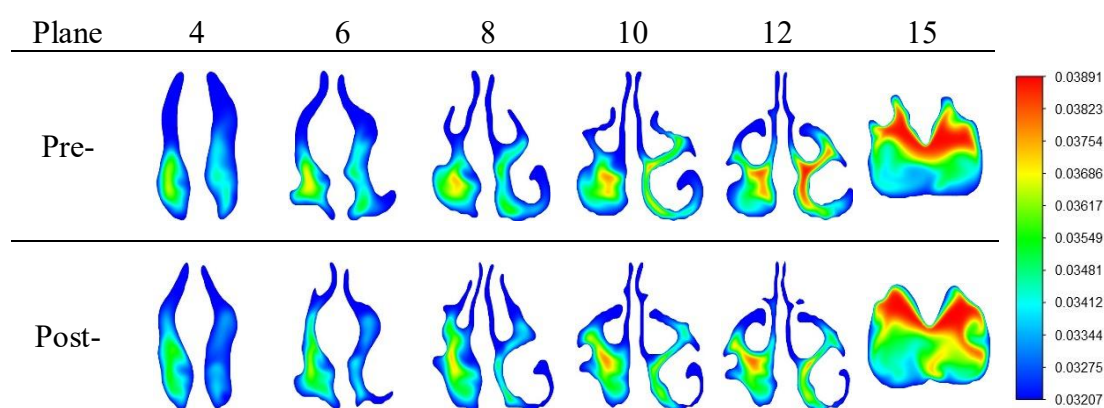


圖 4.16 比較手術前、後在呼氣最大流量時($t=1s$)於不同平面的水蒸氣質量分率分布。

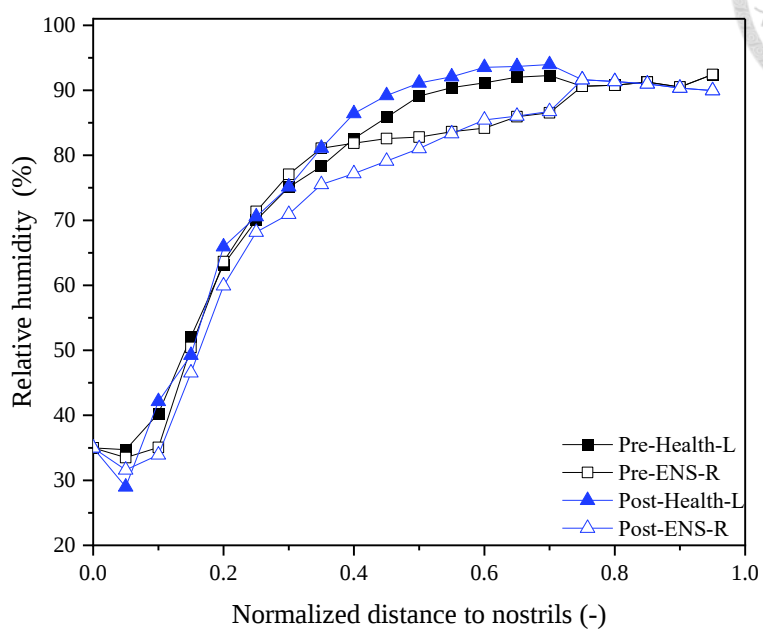
表 4.5 比較手術前後於呼氣階段時的平均空氣相對濕度。

		Pre-surgery		Post-surgery	
		Health-L	ENS-R	Health-L	ENS-R
		RH(%)	RH(%)	RH(%)	RH(%)
exhaled	Nasal valve	97.54	97.78	97.39	97.94
	Middle turbinate	97.69	98.37	98.20	98.60
	Choanae	99.43		99.54	

圖 4.17 至圖 4.22 分別描述了在呼吸最大流量下，於不同的氣候條件下，相對溼度隨鼻腔內位置改變和水蒸氣質量分率隨鼻腔內位置改變之比較。由圖 4.17(a)至圖 4.22(a)中可以發現，空氣在鼻腔中的加濕與加溫的分佈類似，在吸氣階段，空氣的加濕主要發生在鼻子前半段，進入鼻甲區後，空氣逐漸達到相對溼度 90%，最後，左右兩側空氣混合達到接近體內肺泡條件。手術前，由於鼻甲的缺失，可以在鼻甲區看到左右兩側有很明顯的差異，空氣在患側(右側)經過鼻甲區後的鼻中膈末端(normalized distance = 0.7)都未能加濕至相對溼度 90%，手術後，則是因為左右流量分配比的差異導致在鼻子前半段有很大的差異，但在後鼻甲區(normalized distance > 0.5)差異逐漸縮小，相對溼度與水蒸氣質量分率甚至優於手術前，乃至於兩側氣流混合後，空氣相對溼度還略高於手術前 2%。由圖中亦可發現當環境越乾燥時，左右兩側的差異會越大，但無論何種環境鼻腔都會將空氣加濕至相對溼度 90%以上，即使患側(右側)單獨加濕的能力不足，健康側(左側)也會在兩側氣流混合時幫忙患側(右側)使整體空氣在進入下呼吸道時接近肺泡狀態。氣流於鼻甲區分布的改變使得氣流可以有效地分散至下鼻道，不再過度集中於中鼻道，即使手術後流入患側(右側)的空氣比手術前多，流入下呼吸道前的空氣品質還是優於手術前，這也說明了氣流在鼻甲區均勻分布的重要性。

另外，圖 4.17(b)至圖 4.22(b)說明了在呼氣階段呼出空氣的調節主要在鼻後部，但由於呼出空氣的水蒸氣質量分率梯度不像吸氣時大，使得相對溼度在鼻腔內大約為 100%，一直處在接近飽和的狀態，其水蒸氣質量分率和相對溼度隨位置的改變沒有吸氣時明顯，無論手術前、後，呼出空氣的水分調節幾乎沒有差異。

(a)



(b)

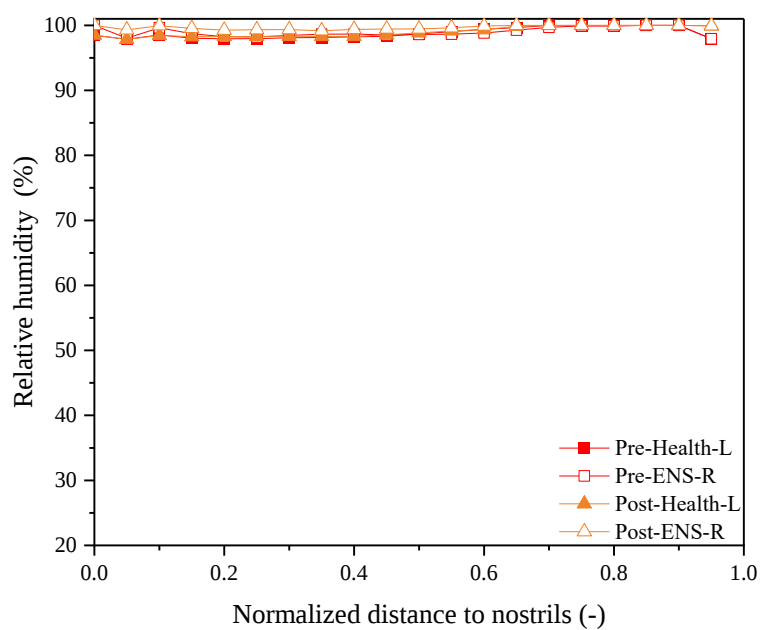
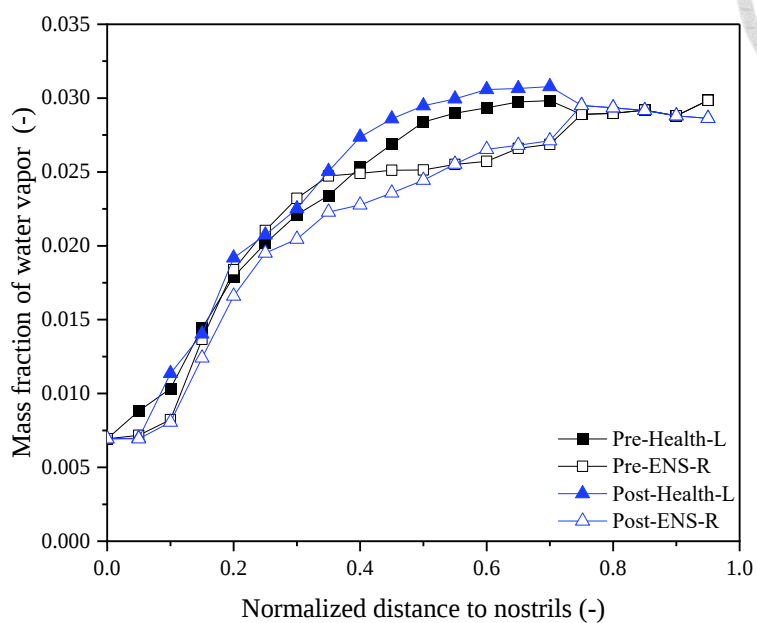


圖 4.17 手術前、後，在時間 $t = 1\text{ s}$ 和 $t = 3\text{ s}$ ，呼吸最大流量下於環境條件($T = 25^\circ\text{C}$, $\text{RH} = 35\%$)下，相對溼度隨鼻腔內位置改變之比較。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。

(a)



(b)

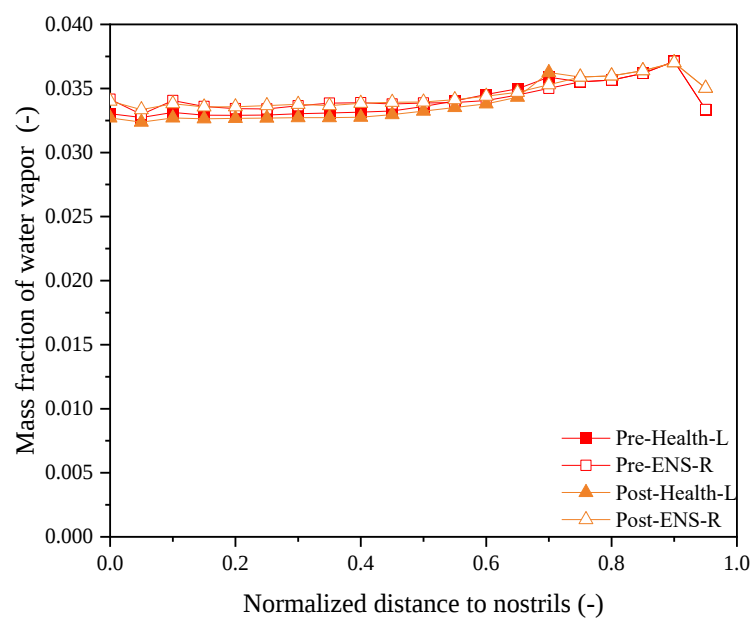
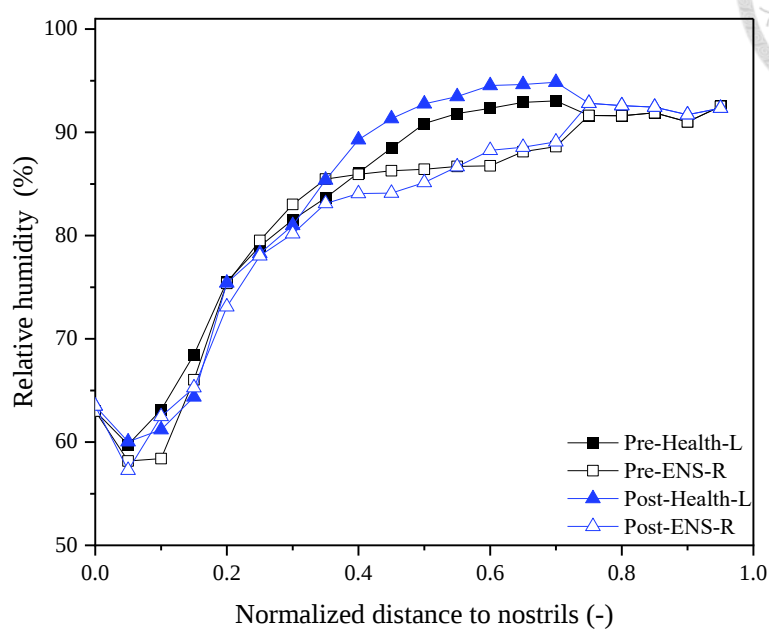


圖 4.18 手術前、後，在時間 $t = 1\text{ s}$ 和 $t = 3\text{ s}$ ，呼吸最大流量下於環境條件 ($T = 25^\circ\text{C}$, $\text{RH} = 35\%$) 下，水蒸氣質量分率隨鼻腔內位置改變之比較。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。

(a)



(b)

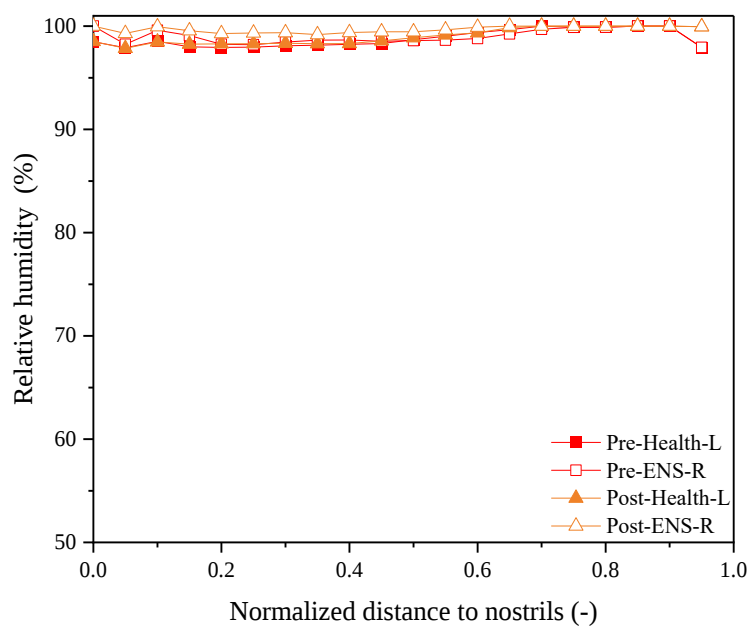
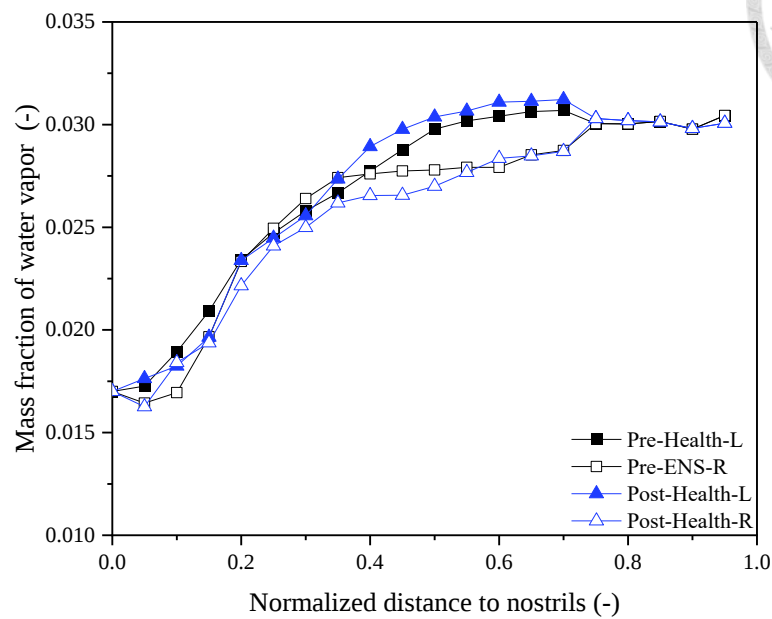


圖 4.19 手術前、後，在時間 $t = 1\text{ s}$ 和 $t = 3\text{ s}$ ，呼吸最大流量下於夏天條件 ($T = 29.5^\circ\text{C}$, $\text{RH} = 66.5\%$) 下，相對溼度隨鼻腔內位置改變之比較。(a) 吸氣階段；(b) 呼氣階段。

(a)



(b)

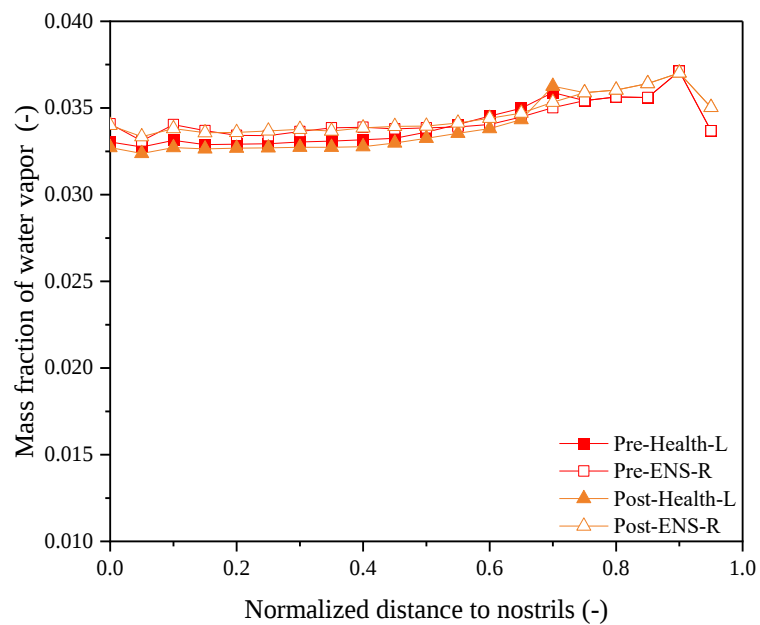
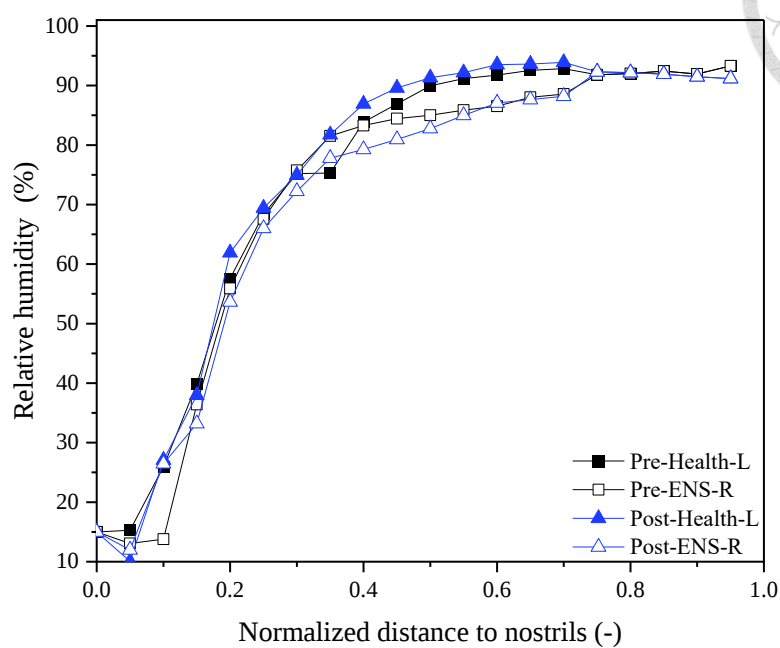


圖 4.20 手術前、後，在時間 $t = 1\text{ s}$ 和 $t = 3\text{ s}$ ，呼吸最大流量下於夏天條件 ($T = 29.5^\circ\text{C}$, $\text{RH} = 66.5\%$) 下，水蒸氣質量分率隨鼻腔內位置改變之比較。(a) 吸氣階段；(b) 呼氣階段。

(a)



(b)

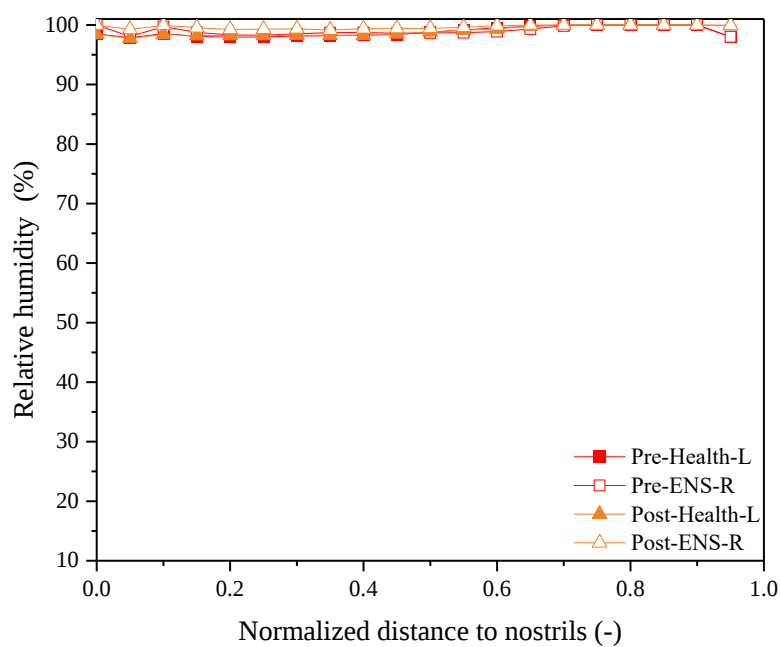
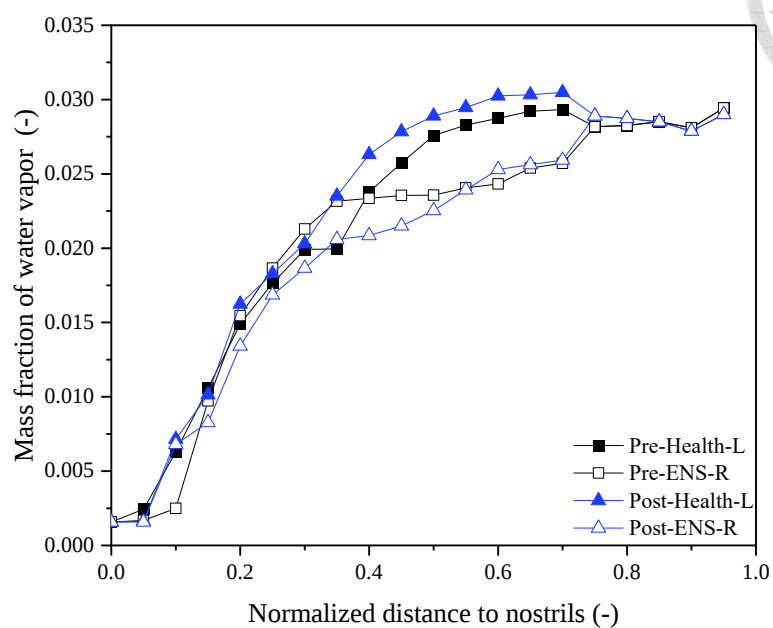


圖 4.21 手術前、後，在時間 $t = 1\text{ s}$ 和 $t = 3\text{ s}$ ，呼吸最大流量下於乾冷條件($T = 15^\circ\text{C}$, $\text{RH} = 15\%$)下，相對溼度隨鼻腔內位置改變之比較。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。

(a)



(b)

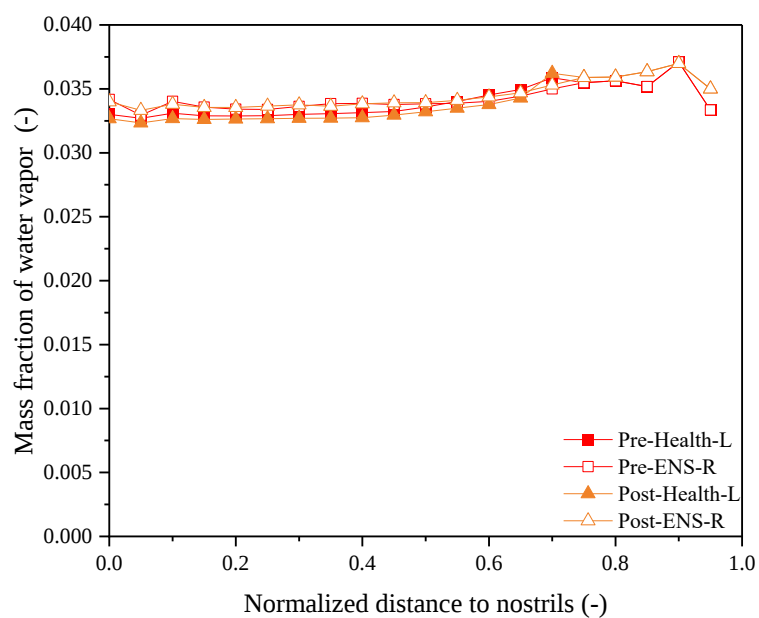


圖 4.22 手術前、後，在時間 $t = 1\text{ s}$ 和 $t = 3\text{ s}$ ，呼吸最大流量下於乾冷條件 ($T = 15^\circ\text{C}$, $\text{RH} = 15\%$) 下，水蒸氣質量分率隨鼻腔內位置改變之比較。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。

4.1.7 水蒸氣通量與熱通量分布

外界空氣吸入鼻腔內後，由於吸入空氣與鼻黏膜有溫度梯度差和水蒸氣質量分率梯度差，導致有熱通量和水蒸氣通量的發生，熱通量和水蒸氣通量大於零表示吸入空氣被加溫、加濕，反之，當空氣由體內呼出時，較高溫和較濕的呼出空氣與鼻黏膜產生溫度梯度差和水蒸氣質量分率梯度差，熱通量和水蒸氣通量小於零，導致熱與水分被回收至鼻黏膜。

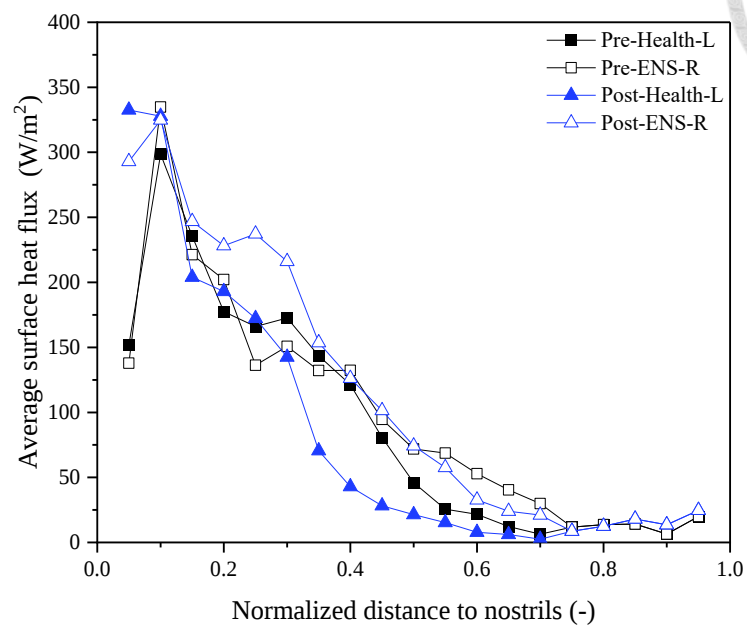
圖 4.23 至圖 4.28 為在呼吸最大流量下，於不同的氣候條件下，熱通量和水蒸氣通量隨鼻腔內位置改變之比較。由圖 4.23(a)至圖 4.25(a)可以發現吸氣時，在整個鼻腔內熱不斷地由鼻黏膜傳輸至吸入空氣，因此空氣溫度不斷升高，將外界溫度升至接近肺泡條件 33°C (圖 4.11 至圖 4.13)；然而，由圖 4.23 (b)至圖 4.25 (b)可以發現呼氣時，熱回收主要發生在鼻後部和後鼻甲區，使得呼出空氣的溫度變化也主要出現在鼻後部。另外，熱通量數值在吸氣階段也大於呼氣階段，在吸氣階段主要發生熱傳區域為鼻子前半部，呼氣階段主要發生熱傳區域為鼻後部，然而，由於呼氣階段的熱傳有限又遠小於吸氣階段，使空氣溫度大約從 36°C 下降至 34°C 。由圖 4.26 至圖 4.28 可以發現水蒸氣通量分布與熱通量分布類似，在吸氣階段水分傳輸主要發生在鼻子前半部，在呼氣階段水分的回收主要發生在鼻後部，然而，呼氣階段的水蒸氣通量遠小於吸氣階段的水蒸氣通量，使得呼出空氣在經過整個鼻道時無法很明顯地降低空氣相對濕度，幾乎維持在 100%(圖 4.17 至圖 4.22)，因此，雖然水分回收的過程確實存在，但其在呼氣階段的生理作用非常有限。此外，外界環境也會影響熱通量和水蒸氣通量，當外界空氣越乾冷時，由於空氣和鼻黏膜的溫度與水蒸氣質量分率梯度差增大，使得熱通量和水蒸氣通量也就越大。

由於 SAVR(表面積與體積比值)與流量分配比會強烈地影響鼻腔的空調，在手術後的健康側(左側)鼻腔擁有較高的 SAVR 和較低的流量分配比使得該側有較好的空調效率。手術前，左右兩側流量分配比差異不大，主要差異為 SAVR，在圖 4.23(a)至圖 4.28(a)可以發現熱通量和水蒸氣通量在鼻甲區有很明顯的差異，

雖然患側(右側)鼻腔的熱通量和水蒸氣通量都大於健康側(左側)，但由於鼻甲的缺失使得總熱量傳輸不及健康側(左側)導致空氣無法達到肺泡條件，與 Garcia 等人[43]研究萎縮性鼻炎導致寬大鼻腔的結果類似；手術後，患側(右側)的 SAVR 增加，但健康側(左側)鼻腔卻縮小，導致左右流量分配比差異增大，雖然患側(右側)的熱通量和水蒸氣通量都大於健康側(左側)，但由於較多空氣流入患側(右側)鼻腔使空氣無法完全被調節，導致在鼻子前半部的空氣溫度和濕度都略低於手術前，但在後鼻甲區(normalized distance > 0.5)可以觀察到熱通量和水蒸氣通量都較手術前低，這表示著鼻甲區氣流分布的改善和鼻表面積的增加有助於空氣和鼻黏膜的溫度與水蒸氣質量分率的梯度減少，使空氣品質逐漸朝向與健康側(左側)相同的水平。

圖 4.29 (a)與圖 4.30 (a)可以更清楚地比較手術前後於吸氣階段健康側(左側)、患側(右側)和後部鼻腔的平均熱通量和水蒸氣通量，隨著外界溫度越低、水蒸氣含量越低，鼻腔內的熱通量與水蒸氣通量就越大，另外，如上面所述，手術後由於流量分配比增大導致患側(右側)有較大的熱通量與水蒸氣通量，於後部鼻腔區域也可以觀察到熱通量與水蒸氣通量較手術前低，表示著準備進入下呼吸道的空氣比手術前又更接近肺泡條件。然而，在呼氣階段，手術前、後的熱通量和水蒸氣通量差異不大，與吸氣階段相比熱通量和水蒸氣通量的分布也不明顯，如圖 4.29 (b)與圖 4.30 (b)，使得空氣溫度與相對濕度在鼻腔中的變化可忽略不計，大約為 34°C和 100%，這表示在呼氣階段患側(右側)和健康側(左側)的鼻空調能力沒有太大差異，呼出空氣在患側的鼻空調並不會大大地影響患者，這與空鼻症患者對於呼氣時實際的感受一致。

(a)



(b)

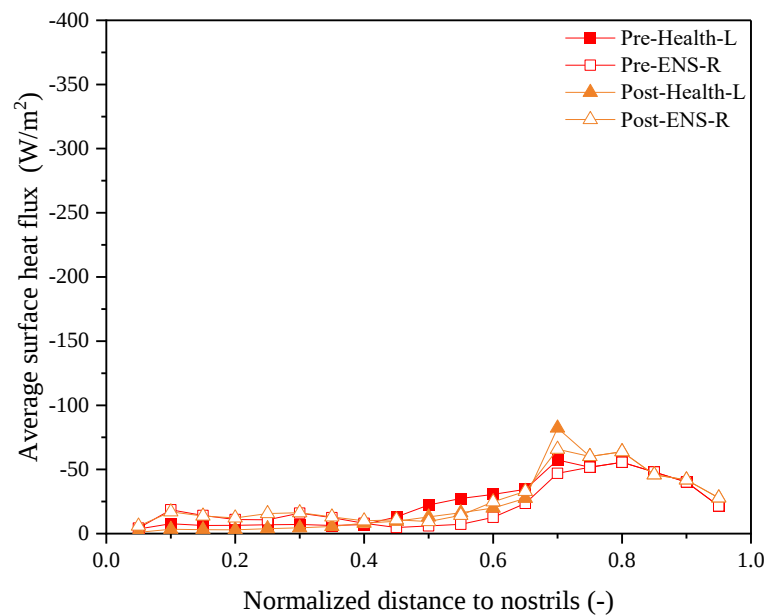
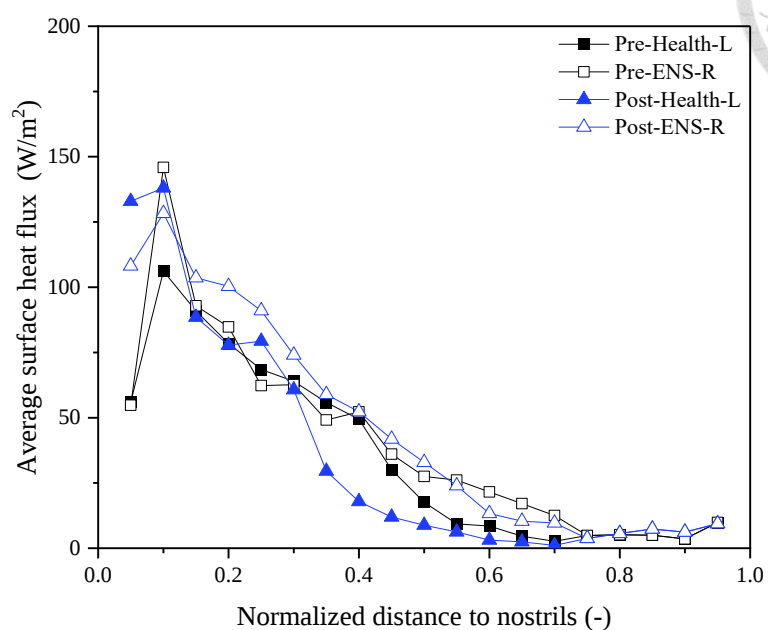


圖 4.23 手術前、後，在時間 $t = 1 \text{ s}$ 和 $t = 3 \text{ s}$ ，呼吸最大流量下，於環境條件 ($T = 25^\circ\text{C}$, $\text{RH} = 35\%$) 下，熱通量隨鼻腔內位置改變之比較。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。

(a)



(b)

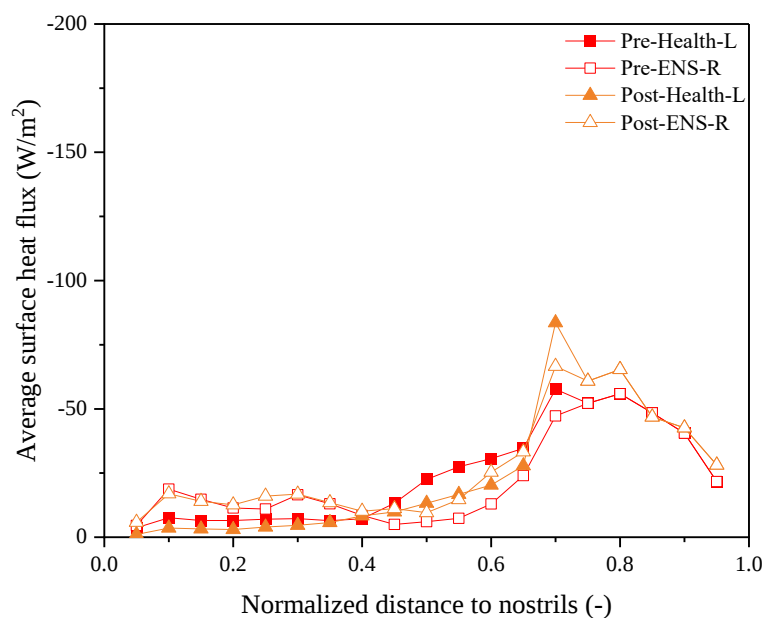
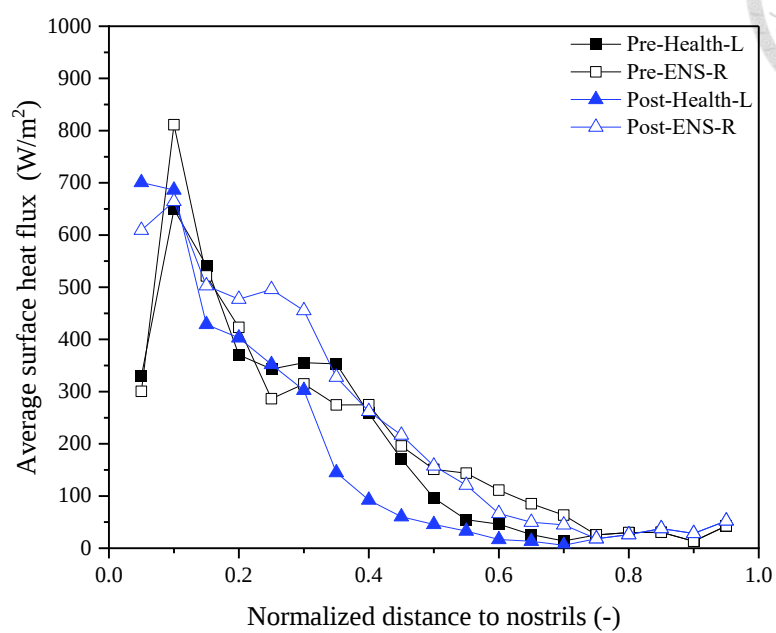


圖 4.24 手術前、後，在時間 $t = 1 \text{ s}$ 和 $t = 3 \text{ s}$ ，呼吸最大流量下，於夏天條件 ($T=29.5^\circ\text{C}$, $\text{RH}=66.5\%$) 下，熱通量隨鼻腔內位置改變之比較。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。

(a)



(b)

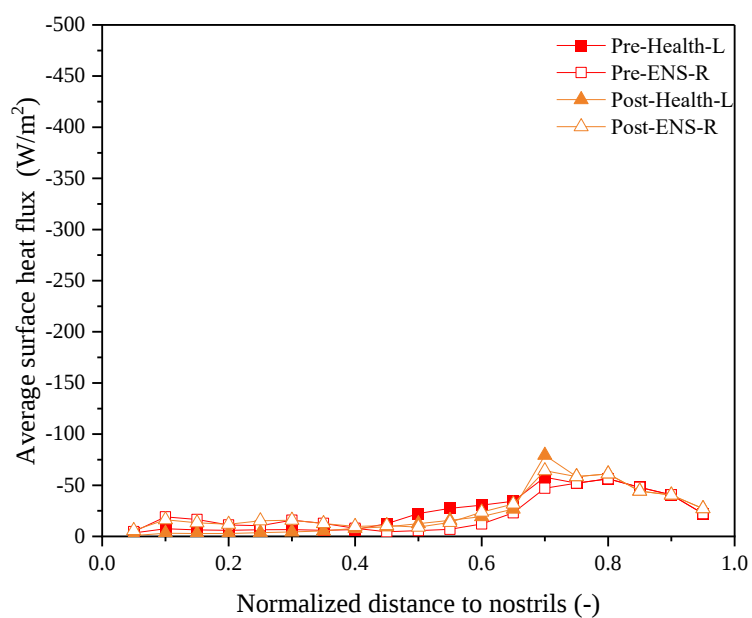
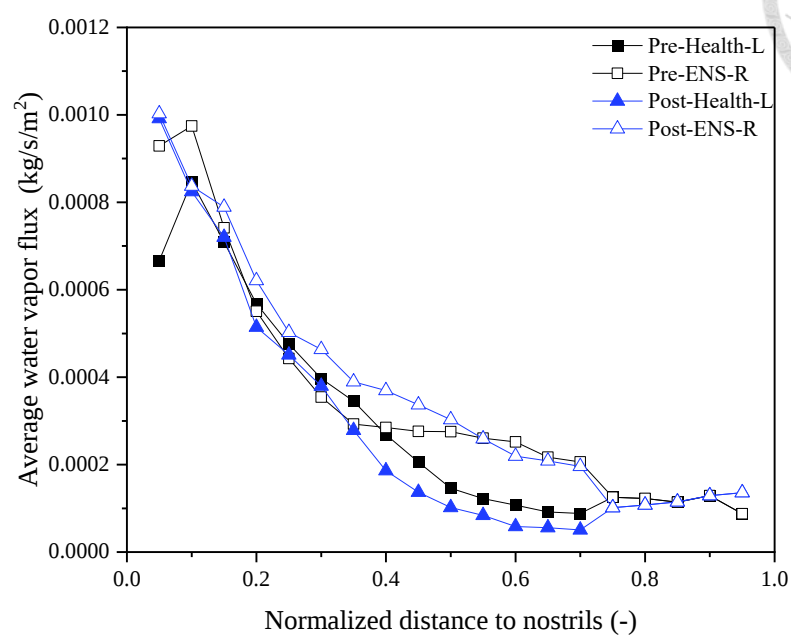


圖 4.25 手術前、後，在時間 $t = 1 \text{ s}$ 和 $t = 3 \text{ s}$ ，呼吸最大流量下，於乾冷條件 ($T=15^\circ\text{C}$, $\text{RH}=15\%$) 下，熱通量隨鼻腔內位置改變之比較。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。

(a)



(b)

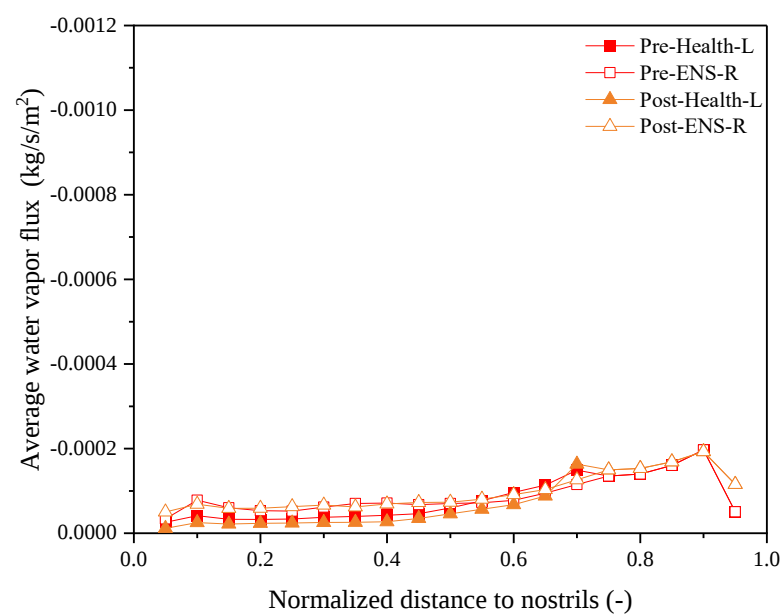
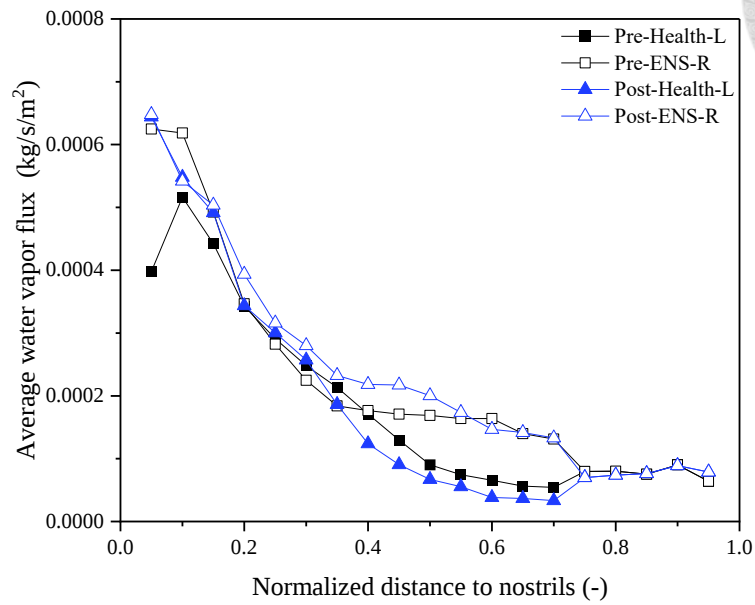


圖 4.26 手術前、後，在時間 $t = 1\text{ s}$ 和 $t = 3\text{ s}$ ，呼吸最大流量下，於環境條件 ($T=25^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=35\%$) 下，水蒸氣通量隨鼻腔內位置改變之比較。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。

(a)



(b)

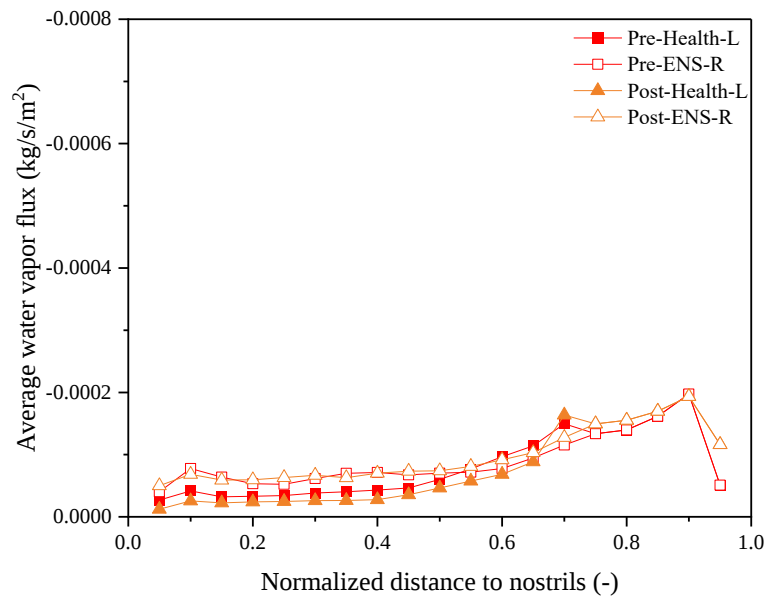
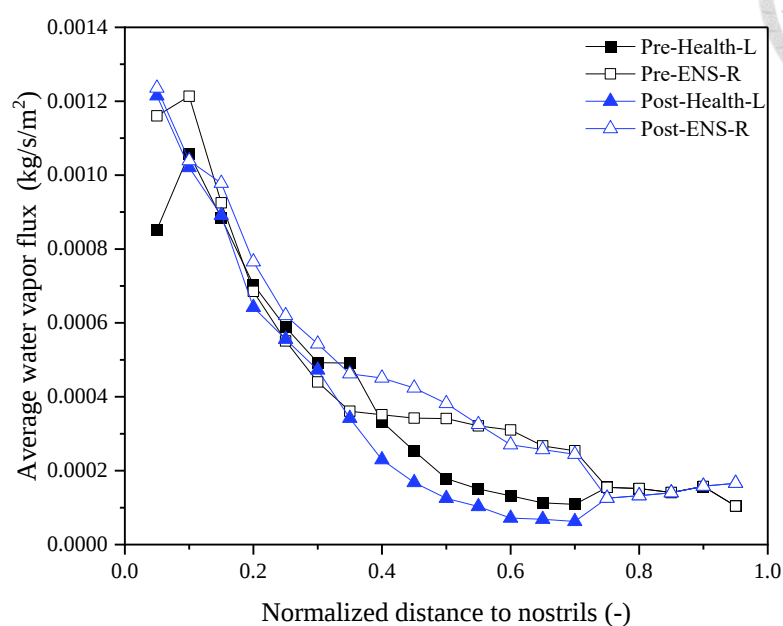


圖 4.27 手術前、後，在時間 $t = 1\text{ s}$ 和 $t = 3\text{ s}$ ，呼吸最大流量下，於夏天條件 ($T=29.5^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=66.5\%$) 下，水蒸氣通量隨位置改變之比較。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。

(a)



(b)

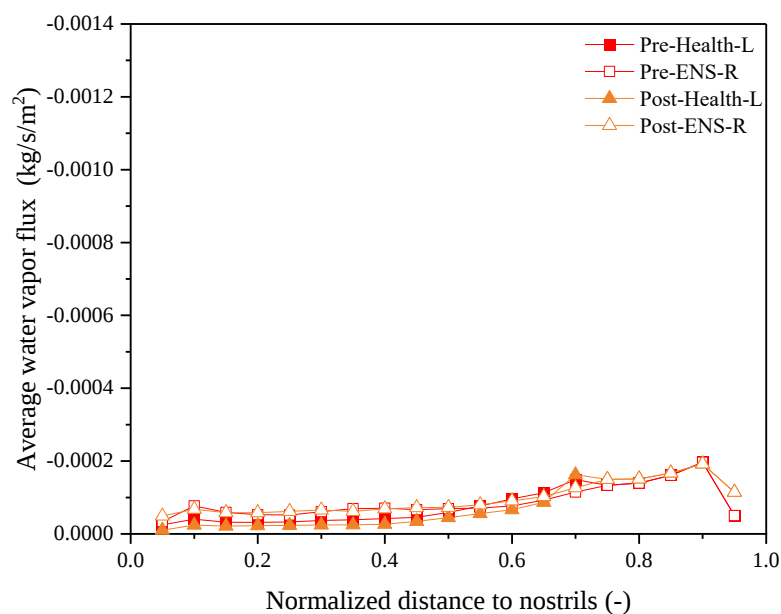
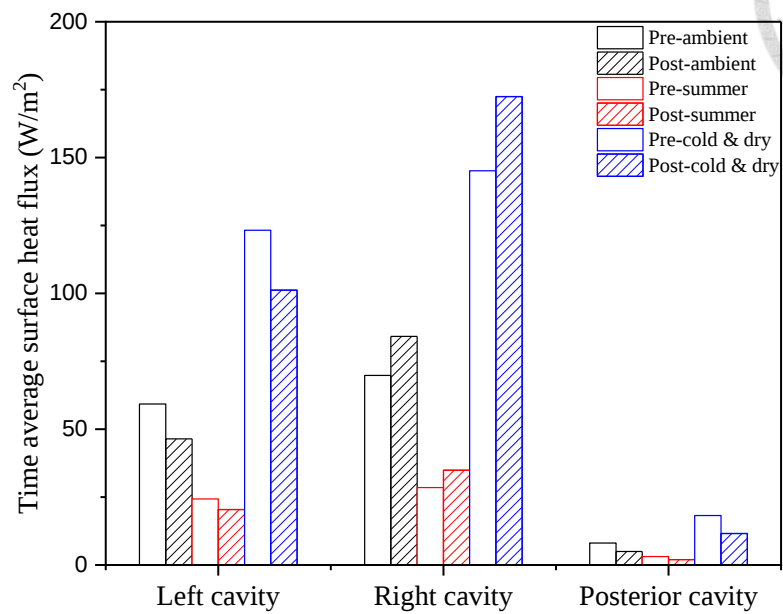


圖 4.28 手術前、後，在時間 $t = 1\text{ s}$ 和 $t = 3\text{ s}$ ，呼吸最大流量下，於乾冷條件 ($T=15^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=15\%$) 下，水蒸氣通量隨位置改變之比較。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。

(a)



(b)

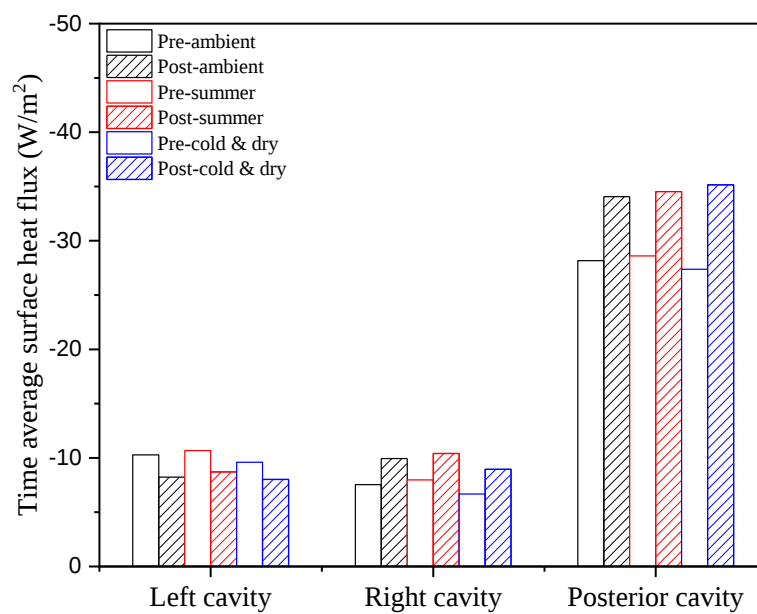
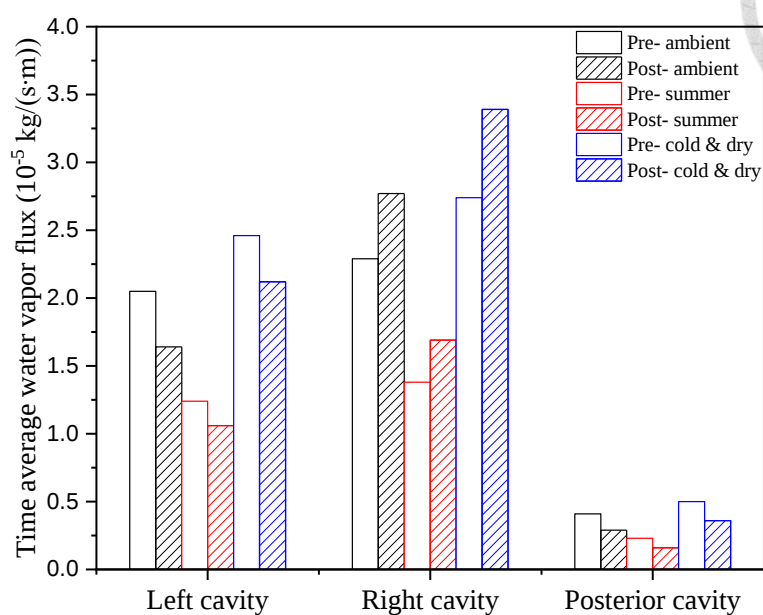


圖 4.29 比較吸氣階段與呼氣階段時於不同氣候條件下，健康側(左側)、患側(右側)與後部鼻腔的熱通量。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。

(a)



(b)

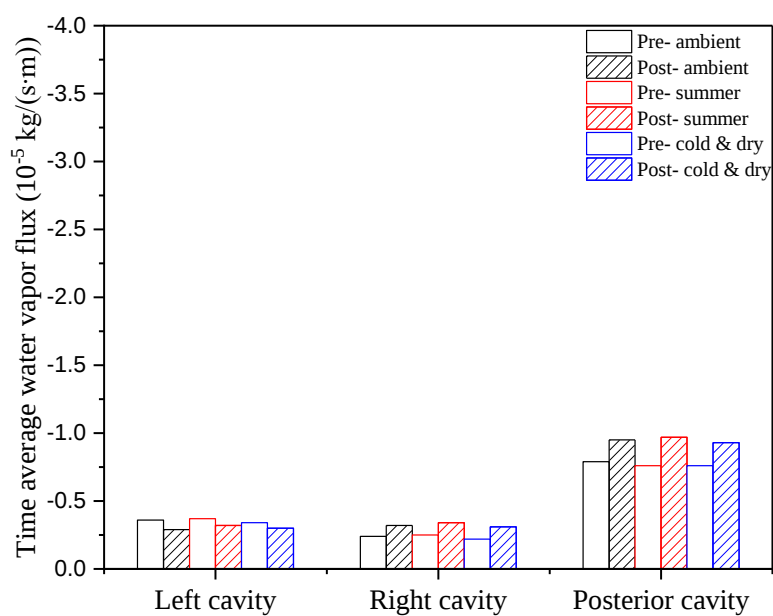


圖 4.30 比較吸氣階段與呼氣階段時於不同氣候條件下，健康側(左側)、患側(右側)與後部鼻腔的水蒸氣通量。(a)吸氣階段；(b)呼氣階段。

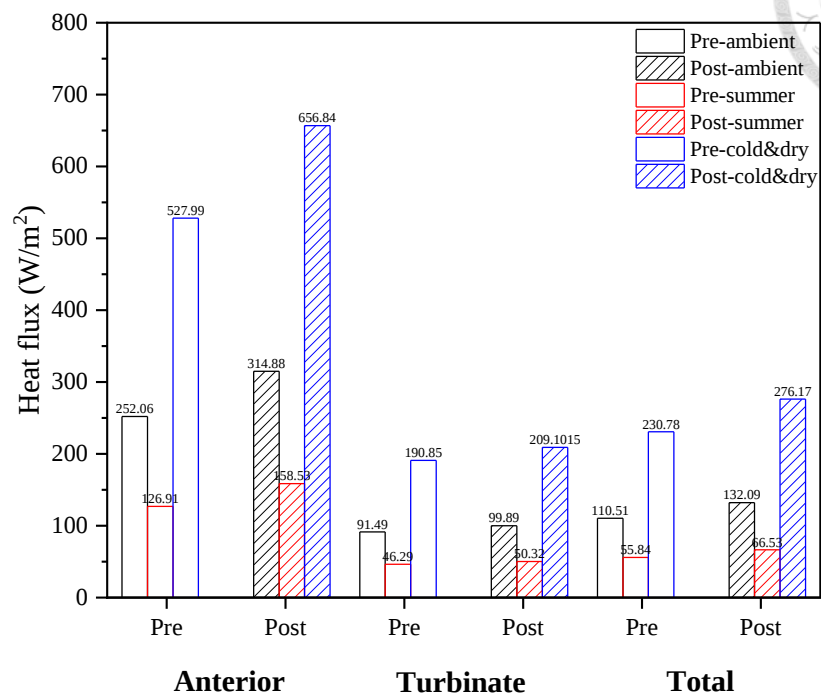
4.1.8 鼻腔感受能力

4.1.8.1 熱通量感知

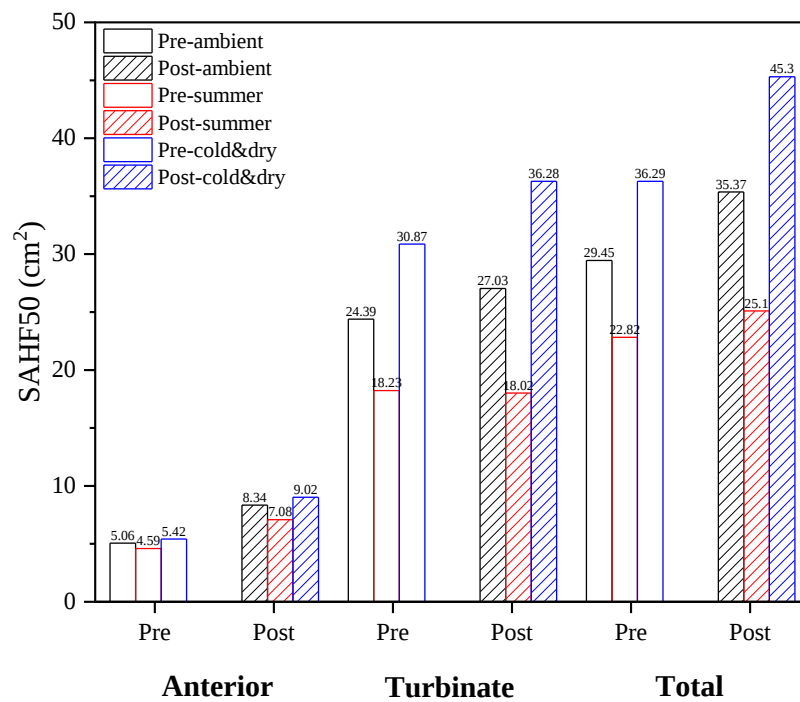
由於空鼻症患者經常抱怨感覺不到氣流，針對該項臨床病徵，為了預測空鼻症患者在進行黏膜下植入手術後是否改善對於氣流的感覺，有許多學者將在鼻腔中鼻黏膜的熱傳速率與鼻腔感覺進行連結。[24, 97] 在 Sullivan 等人[98]的研究中，他們提及鼻腔通暢的程度與鼻黏膜傳遞的熱量相關，並定義當鼻黏膜熱通量超過 50 W/m^2 的閾值為熱通量感知。該數值是識別吸入空氣與鼻黏膜表面進行熱交換的依據並且超過該數值時可以激活鼻腔表面的冷感受器。[18, 44, 99]

圖 4.31 比較了手術前後於不同氣候條件，在吸氣最大流量下，患側(右側)鼻腔的熱通量、熱通量大於 50 W/m^2 的鼻黏膜面積(Surface Area where Heat flux exceed 50 W/m^2 , SAHF50)、SAHF50 於患側(右側)鼻腔中占的比例和 SAHF50 占上、中、下鼻甲的比例。由圖 4.31 (a)可以發現於鼻子前段的熱通量遠大於鼻甲區兩倍以上，外界空氣一進入鼻腔後就馬上進行加溫，且隨著外界溫度越低熱通量越大，表示於越冷的環境下鼻腔的感受會越強烈，此外，手術後的熱通量也大於手術前，患側(右側)鼻腔整體的平均熱通量於三種不同的氣候條件下(環境條件、夏天條件、乾冷條件)分別較手術前增加了 19.5%、19.1%和 19.7%，這有助於激活更多鼻腔表面的冷感受器。可於圖 4.31 (b)和圖 4.31 (c)看到手術後 SAHF50 增加，表示有更多的受器被激活，可推測手術後鼻腔對於氣流的感知會有所提升，進一步分析 SAHF50 於鼻甲區占的比例，可以發現手術後於中鼻甲區的比例提升最明顯，雖然於下鼻甲占的神經與受器比中鼻甲多，但整體於鼻甲區的 SAHF50 都有提升，這對於病患的感知是會有所改善與舒緩。

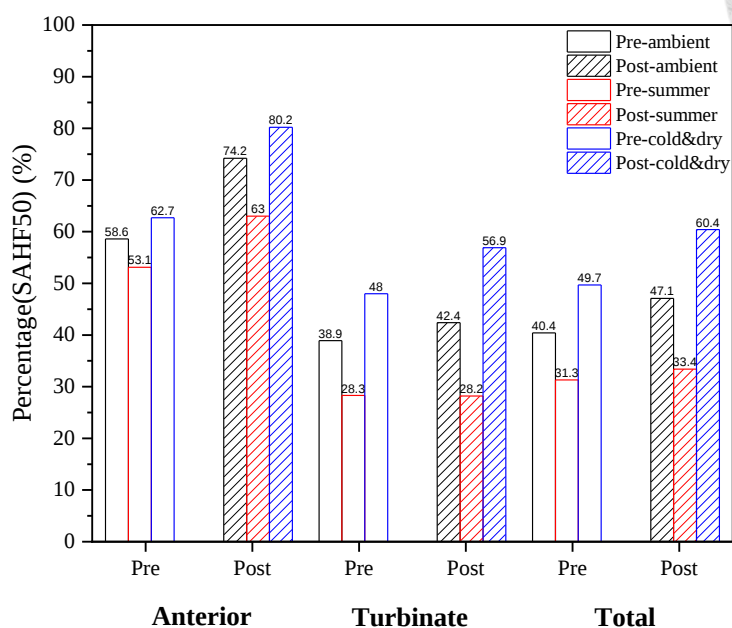
(a)



(b)



(c)



(d)

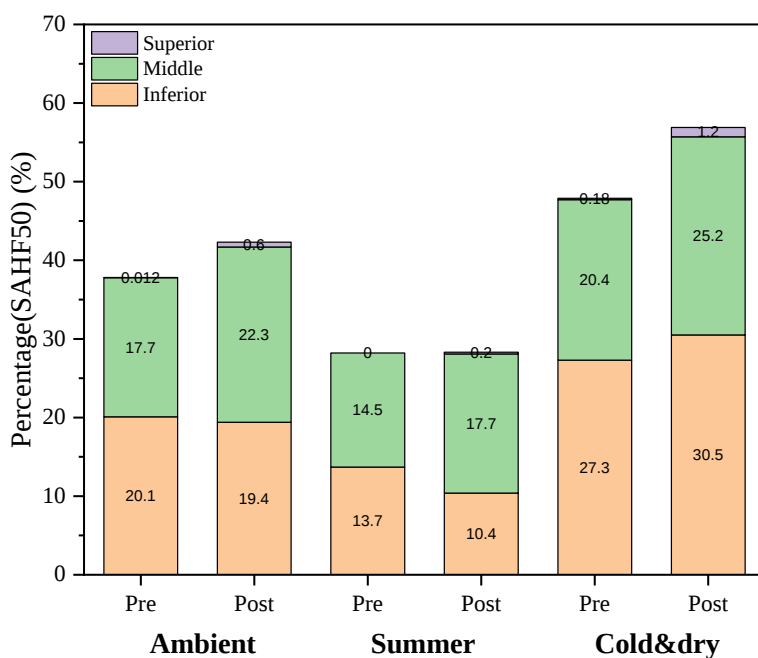


圖 4.31 比較手術前後患側(右側)鼻腔於吸氣最大流量下，在不同氣候條件下的
(a)熱通量；(b)SAHF50；(c)SAHF50 的比例和(d)上、中、下鼻甲 SAHF50 的比例。

4.1.8.2 壁剪切應力

在前述第二章中有提及壁剪切應力會刺激鼻腔上皮內襯的細胞機制進而促使杯狀細胞分泌黏液，由此可見，壁剪切應力對於鼻腔中細胞機制的啟動有很大的關聯。由圖 4.32 中可以看到手術前後壁剪切應力的分布情形，於手術後可以看到壁剪切應力於鼻甲區的分布變廣且變大，下鼻甲和中鼻甲頭部附近壁剪切應力增加，這是由於氣流分布的改變和截面積變小所導致，這些改變都有助於鼻腔對氣流感知的改善。進一步分析患側(右側)鼻甲區上、中、下鼻道的平均壁剪切應力，如圖 4.33，可以發現手術後平均壁剪切應力於中上鼻道增加最多，下鼻道則幾乎沒變，整體上於鼻甲區的壁剪切應力是增加的，對於細胞機制的展現和氣流感知可預期會改善。

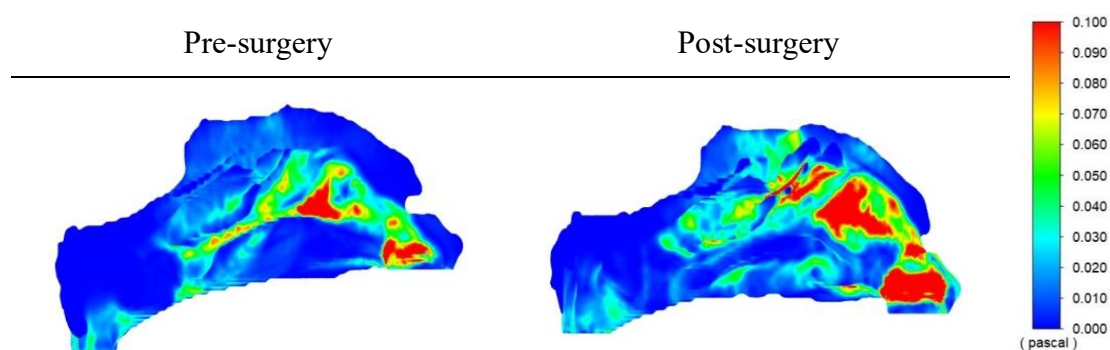


圖 4.32 比較手術前後於吸氣最大流量下($t = 1$ s)患側(右側)鼻腔的壁剪切應力分布。

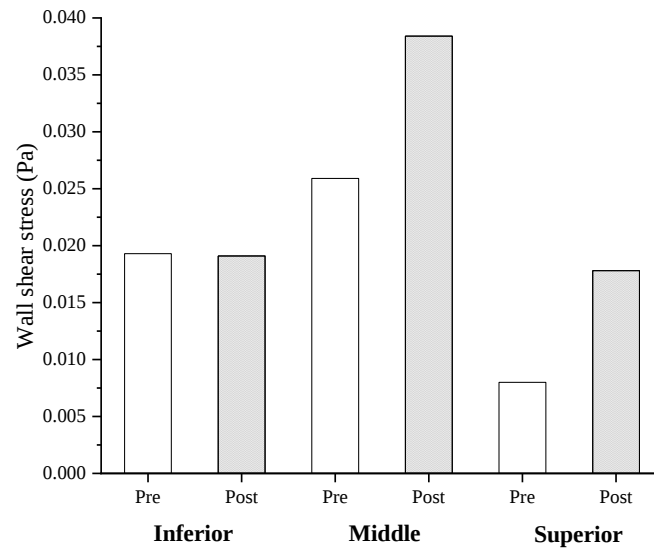


圖 4.33 比較手術前後於吸氣最大流量下($t=1$ s)在患側(右側)鼻甲區上、中、下鼻道的平均壁剪切應力。

此外，空鼻症患者亦經常抱怨嗅覺異常，所以我們進一步分析嗅覺區壁剪切應力分布情形，並定義嗅覺區位於中鼻甲頭部之後和上鼻道底部之上，如圖 4.34(a)所示。如第二章所述，當細胞承受 $0.01\text{pa} \sim 0.1\text{pa}$ 的壁剪切應力時，細胞會分泌黏液，因此，壁剪切應力應與鼻黏膜分泌和嗅覺功能有關。我們依據了 Lee 等人[100]的研究在嗅覺區域定義了具有不同壁剪切應力水平的區域，分別是 A1(嗅覺區總表面積)、A2(壁剪切應力介於 $0.01 \sim 0.1\text{pa}$ 的表面積)、A3(壁剪切應力介於 $0.001 \sim 0.01\text{pa}$ 的表面積)和 A4(壁剪切應力小於 0.001pa 的表面積)。由圖 4.34 (b)中可以發現手術後於患側(右側)嗅覺區的壁剪切應力明顯增加且分布變廣，並且於圖 4.35 中可以發現 A2/A1 佔的比例從術前 41.6%增加至術後 73.5%，更進一步分析患側(右側)嗅覺區於一次呼吸週期中壁剪切應力的分布情形，可於圖 4.36 中發現在吸氣階段($0 \sim 2\text{s}$)手術後 A2/A1 的比例都較手術前要提升，如此一來可以預測在吸氣時可以大大地提升嗅覺區的黏膜分泌，使空鼻症患者嗅覺異常的問題獲得改善。

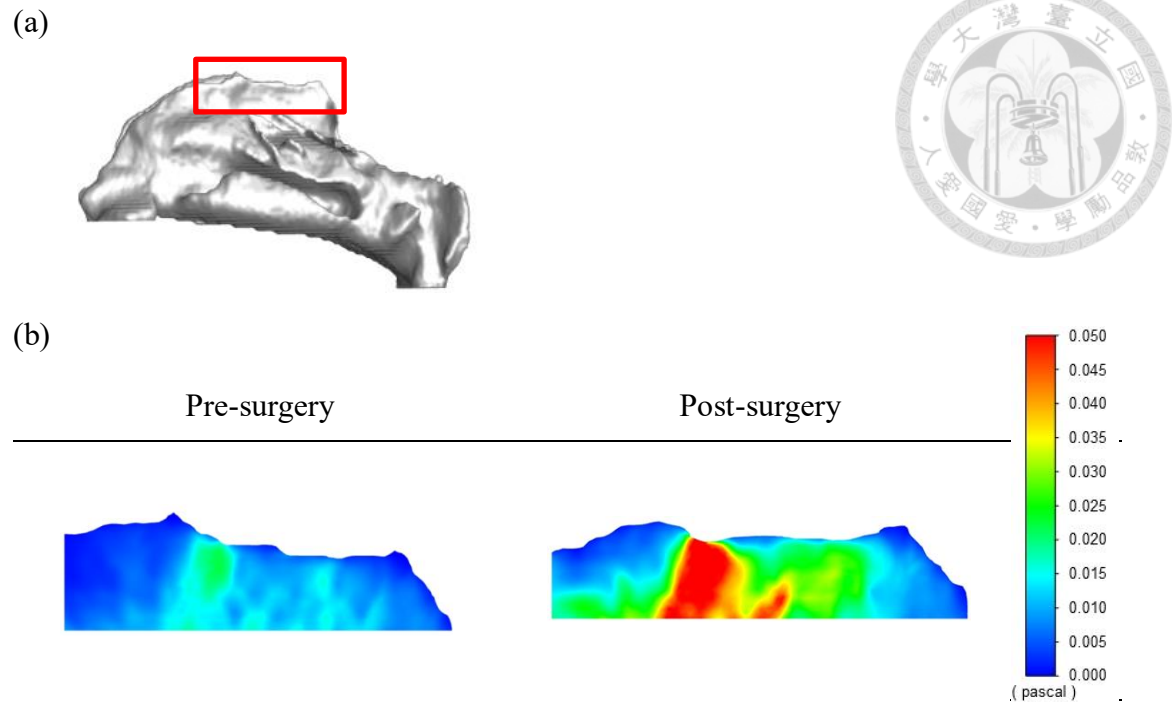


圖 4.34 (a)嗅覺區域；(b)比較手術前後在吸氣最大流量下($t = 1$ s)於患側(右側)嗅覺區的壁剪切應力分布。

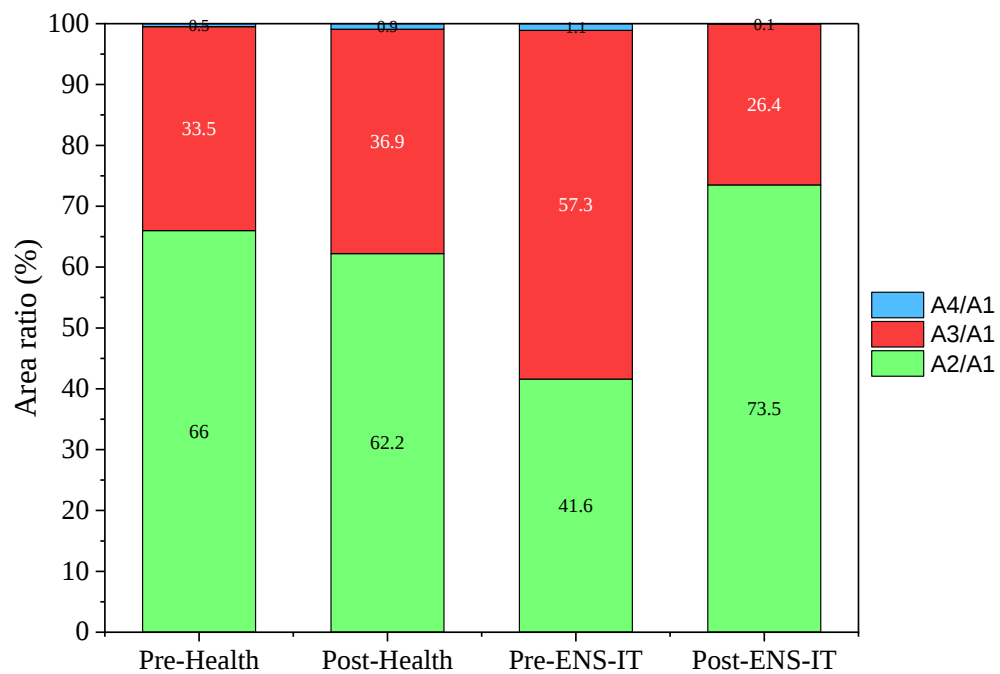
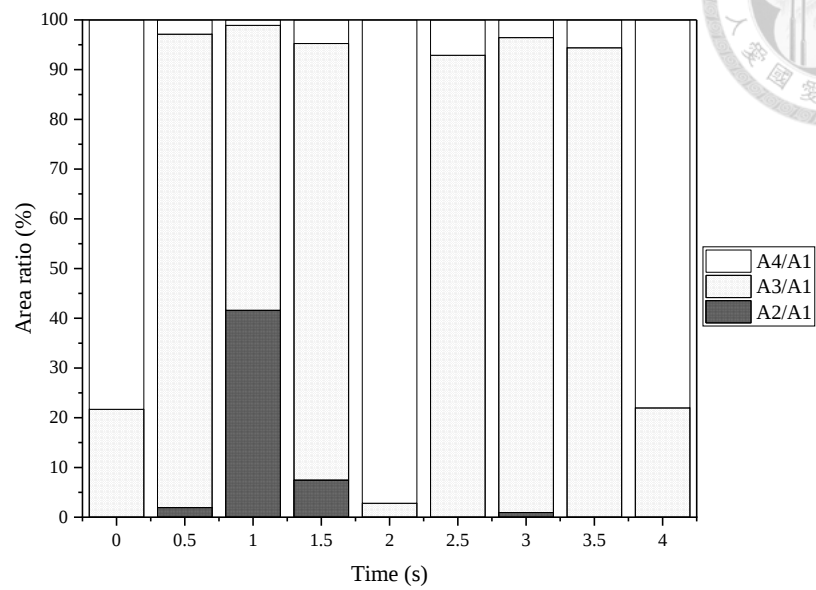


圖 4.35 於吸氣最大流量下($t = 1$ s)，比較手術前後左右兩側嗅覺區在不同壁剪切應力水平區域下的面積比。

(a)



(b)

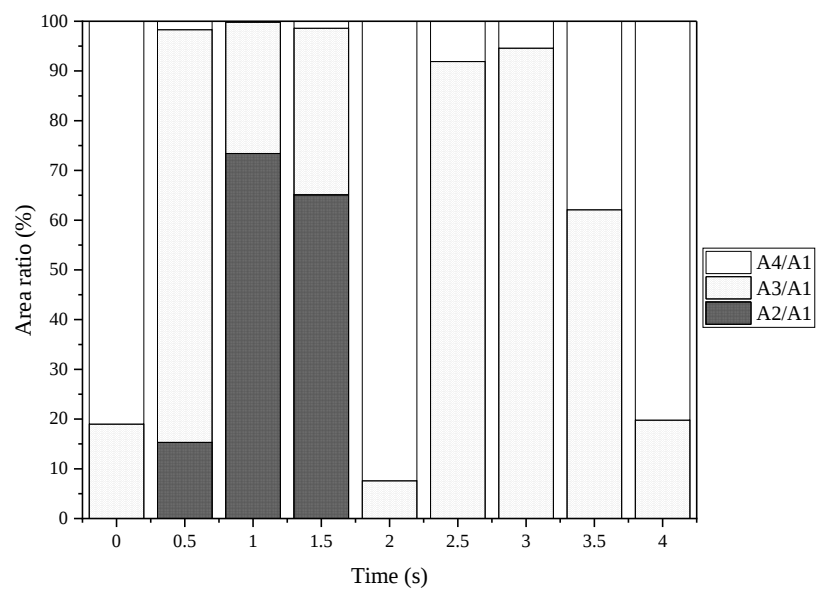


圖 4.36 比較手術前後，患側(右側)嗅覺區在一次呼吸週期下不同壁剪切應力水平區域下的面積比。(a)手術前；(b)手術後。

4.2 虛擬手術

目前臨床上治療空鼻症患者的手術方法大都傾向於修復患者的鼻腔至正常的鼻腔結構，常見的手術主要為鼻黏膜下植入手術，依植入位置的不同又分為鼻側壁植入和下鼻壁植入手術，本小節將透過虛擬手術的方式比較五種不同修補鼻腔的手術，分別為兩個鼻側壁植入手術(修補範圍一大一小，植入體積分別為 2.3 cm³ 和 1.1 cm³)、兩個下鼻壁植入手術(修補範圍一大一小，植入體積分別為 2.3 cm³ 和 1.0 cm³)和一個基於真實手術修補位置的虛擬手術(植入體積為 1.0 cm³)，並預測鼻腔空氣動力學與鼻空調的改善與否，另外，虛擬手術可不受患者拍攝 CT 影像圖的時間所影響，因此，可以不用受到如前一小節手術後 CT 影像圖中鼻週期的影響，仍可以維持左側(健康側)鼻腔的完整。

4.2.1 患側(右側)鼻腔幾何比較

針對手術前 CT 影像圖進行五種虛擬手術，分別為兩個鼻側壁植入手術 V1 和 V2(修補範圍一大一小)、兩個下鼻壁植入手術 V3 和 V4(修補範圍一大一小)和一個基於真實手術修補位置的虛擬手術 V5，主要手術範圍為修補患側(右側)缺損的下鼻甲區域。圖 4.37(a)比較了手術前、五種虛擬手術(V1-V5)和手術後於鼻甲區前中後三段的橫截面圖，於 CT 影像圖中深藍色區域為修補範圍。圖 4.37(b)則秀出了五種虛擬鼻黏膜下植入手術後的三維鼻腔模型，深藍色區域為植入物的植入位置。圖 4.38 為七種不同鼻腔模型患側(右側)的截面積大小之比較，於標準化後長度 0.35 至 0.65 為主要手術範圍，可於這個區間看到截面積較手術前有明顯縮小。V1 和 V2 兩種鼻側壁植入手術保留了下鼻道的一部份，使其幾何形狀較接近於健康側(左側)，V3 和 V4 則是填補下鼻道保留了鼻側壁通道，兩種手術目的皆為使右側空鼻症鼻腔縮小。另外，為了避免受到真實手術前後拍攝 CT 時間點的不同而受到鼻週期的影響，導致一邊鼻腔寬大、一邊鼻腔窄小的情形發生，我們針對真實手術修補的位置對手術前的 CT 進行虛擬手術，以確保健康側鼻腔的完整。V5 則是綜合了鼻側壁植入手術和下鼻壁植入手術，保留了部分鼻側壁

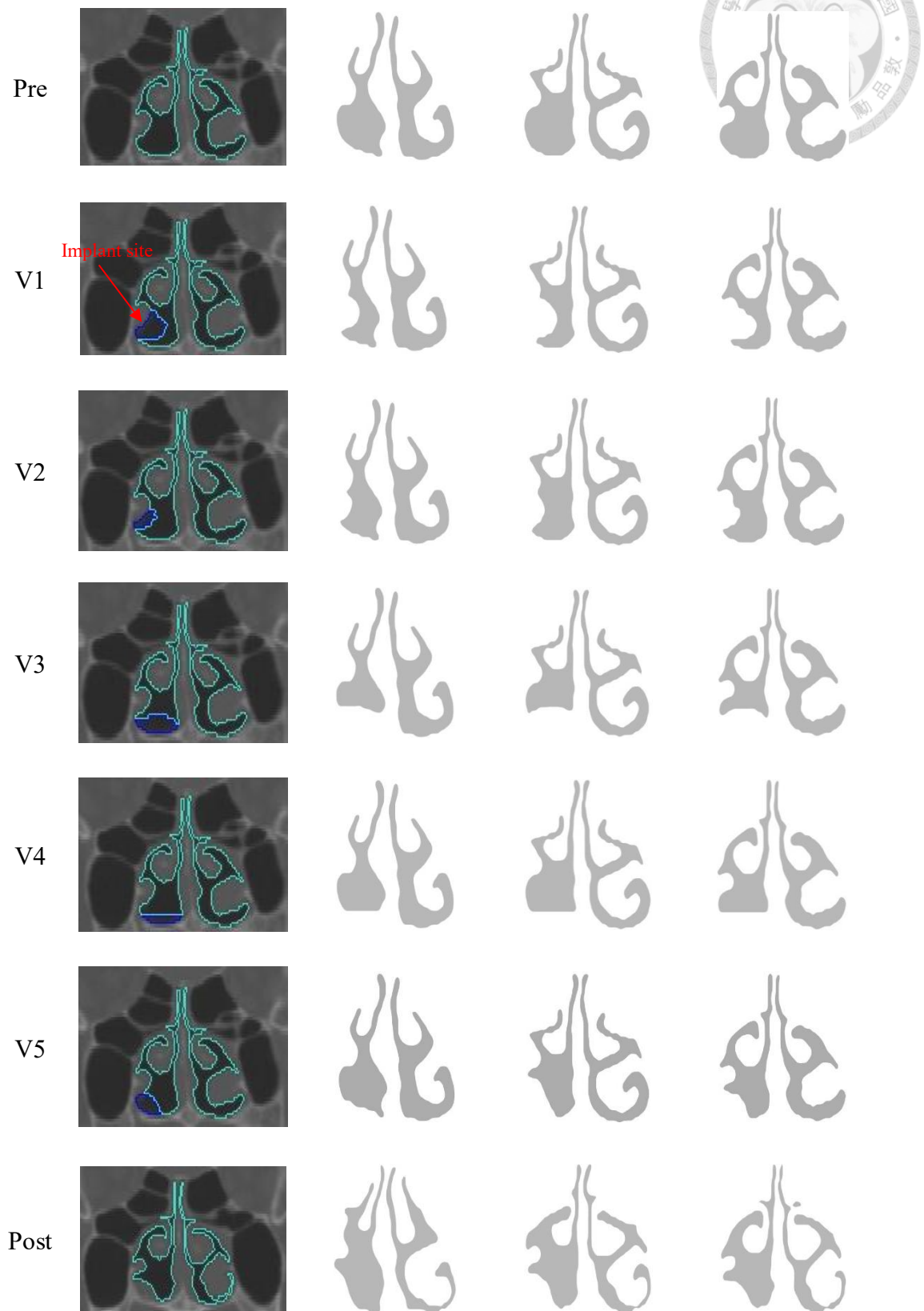
通道和部份下鼻壁通道。

表 4.6 列出了手術前後七種患側(右側)鼻腔的幾何特徵，在經過 V1 和 V3 手術後，分別在鼻側壁和下鼻壁黏膜下植入了 2.3 cm^3 的植入物，鼻腔體積減少了約 16%，鼻表面積分別增加了 2.5%和減少了 1.2%；經過 V2 和 V4 手術後，分別在鼻側壁和下鼻壁黏膜下植入了約 1.0 cm^3 的植入物，鼻腔體積減少了約 7.6%，鼻表面積分別增加了 0.3%和減少了 0.8%，由此可以發現經過鼻側壁植入手術和下鼻壁植入手術都可以降低鼻腔體積，而鼻側壁植入手術還可以使鼻表面積增加，但於下鼻壁植入手術反而使鼻表面積減少，於 SAVR 該項指標中也可以發現在經過此四種虛擬手術後，SAVR 也都較手術前增加，有達成縮小鼻腔之目的。另外，經過 V5 手術後，在右下鼻黏膜下植入了約 1.0 cm^3 的植入物，鼻腔體積減少了約 7.6%，鼻表面積則是與手術前差異不大，所以 SAVR 還是較手術前增加至 0.54，有達成縮小鼻腔之目的。

更進一步將患側(右側)鼻腔劃分為鼻前部區域、鼻甲區域和鼻後部區域，鼻甲區域又細分為上、中、下，由表 4.7 比較這七種鼻腔於這些區域的鼻表面積，鼻側壁植入手術(V1 和 V2)後於下鼻甲區的表面積與手術前相比分別增加了 2.1 cm^2 和 0.6 cm^2 ，然而，下鼻壁植入手術(V3 和 V4)後反而分別減少 0.5 cm^2 和 0.2 cm^2 ，V5 手術後則是略微增加了 0.1 cm^2 。在我們所進行的虛擬手術中發現，鼻側壁修補的範圍越大，下鼻甲區表面積越大，反之，下鼻壁修補範圍越大，下鼻甲區表面積越小。整體來說，鼻黏膜下植入手術對於鼻腔的鼻表面積影響不大，目的只在於縮小鼻腔空間使鼻腔不再過度寬大。

另外，於流量分配比例中可以發現在沒有鼻週期的影響下，五種虛擬手術後於患側(右側)的流量分配比例與手術前差異不大，但還是會受鼻腔空間大小影響，V1-V5 於患側(右側)流量分配比分別為 52.4%、53.2%、51.6%、52.6%和 53.1%。

(a)



(b)

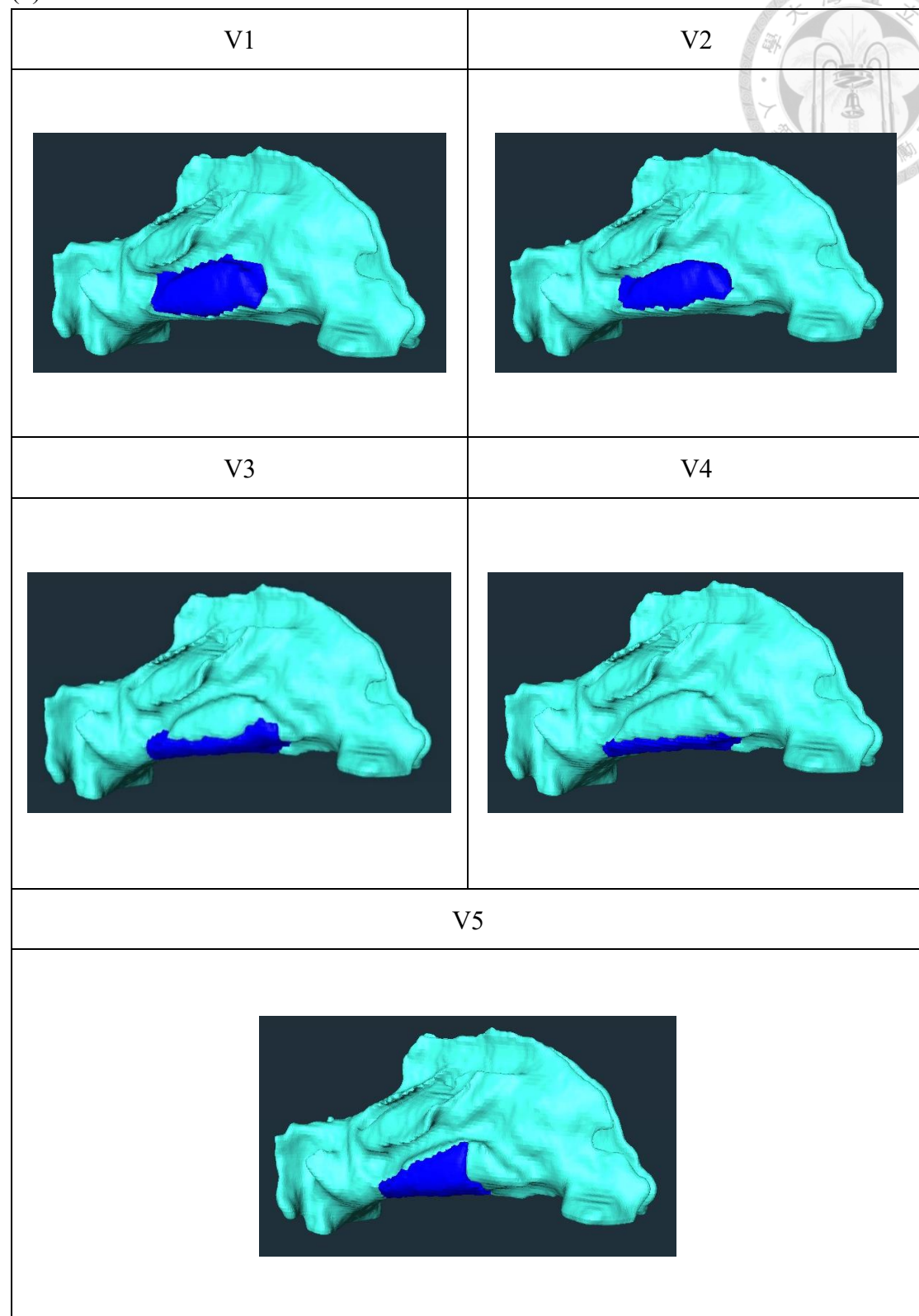


圖 4.37 (a)比較手術前、五種虛擬手術(V1-V5)和手術後於鼻甲區前中後三段的橫截面圖。(b)五種虛擬鼻黏膜下植物手術後的三維鼻腔模型，深藍色區域為植入物的植入位置。

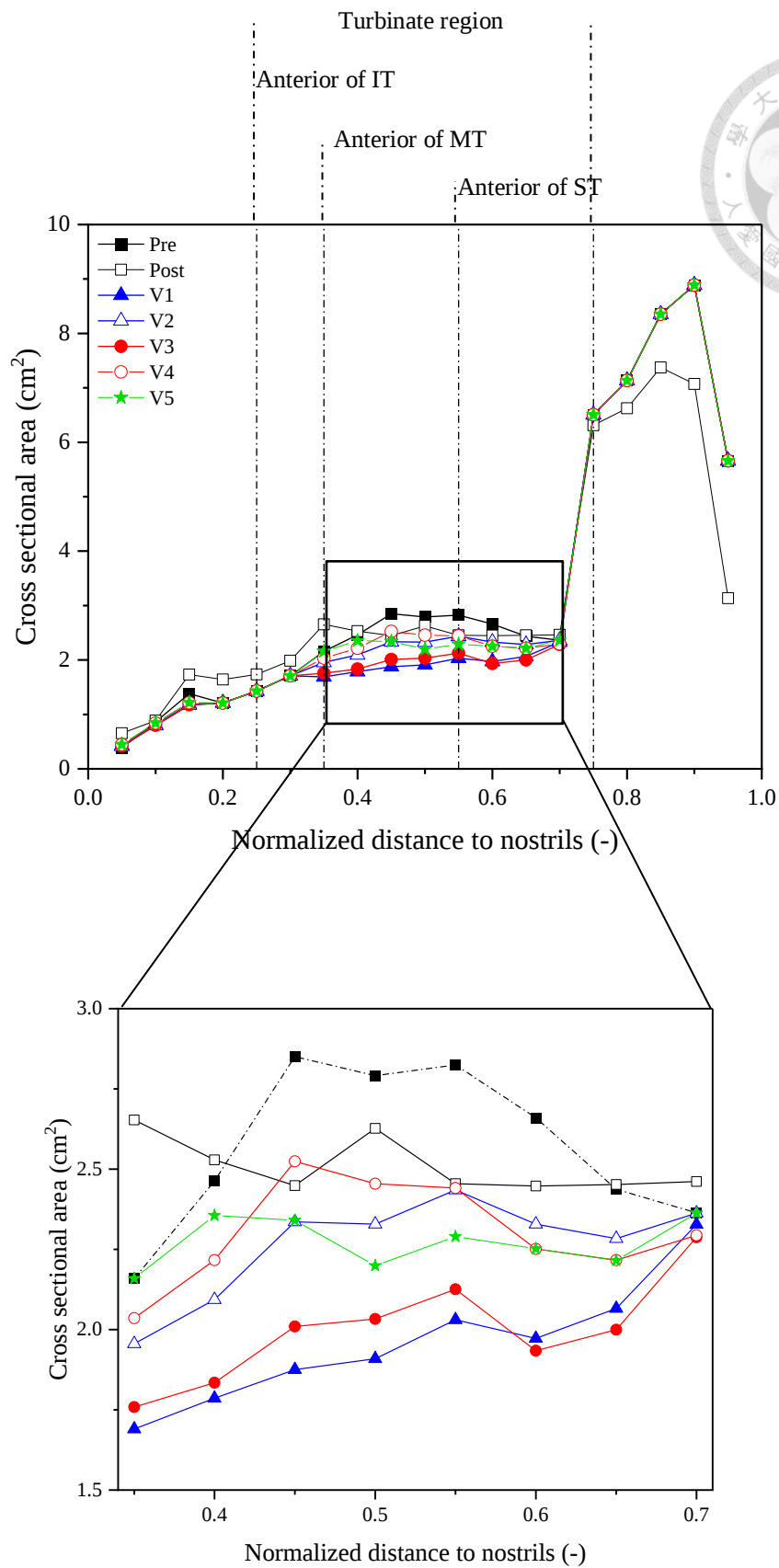


圖 4.38 比較手術前、五種虛擬手術(V1-V5)和手術後患側(右側)鼻腔於不同位置的截面積大小。

表 4.6 手術前、五種虛擬手術(V1-V5)和手術後患側鼻腔的幾何特徵。

	Pre	V1	V2	V3	V4	V5	Post
Airway volume from nostril to choanae [10^3 mm^3]	14.4	12.1	13.3	12.1	13.4	13.4	13.5
Surface area from nostril to choanae [10^3 mm^2]	7.30	7.48	7.32	7.21	7.25	7.29	7.51
SAVR (surface area to volume ratio) [mm^{-1}]	0.51	0.62	0.55	0.6	0.54	0.54	0.56
Flow partition ratio [%]	53.2	52.4	53.2	51.6	52.6	53.1	61.2

表 4.7 七種患側(右側)鼻腔於不同區域的鼻表面積。

Regions	Surface area (cm^2)						
	Pre	V1	V2	V3	V4	V5	Post
Anterior	9.0	9.0	9.0	9.0	9.0	9.0	10.2
Turbinate region	64.0	65.8	64.2	63.1	63.5	63.9	64.9
Superior	8.0	8.0	8.0	8.0	8.0	8.0	7.6
Middle	30.0	29.7	29.6	29.6	29.7	29.8	30.1
Inferior	26.0	28.1	26.6	25.5	25.8	26.1	27.2
Posterior	47.3	47.2	47.3	47.2	47.2	47.2	37.7

4.2.2 流態分析

透過流線分布比較手術前後七種鼻腔於吸氣時的流場可以幫助我們了解手術前後對於患側鼻腔內流態的改善與否。由圖 4.39(a)可以發現當患側(右側)鼻腔的解剖構造改變時，流場的分布以及行為都會隨之而變。在手術前，由於下鼻甲的缺失導致寬大的鼻腔，使得鼻甲區無法做一個很好的擴散器，氣流集中於中鼻道並且於下鼻道處產生了低流速的渦流；經過鼻側壁植入手術(V1 和 V2)後，於鼻甲區下鼻道氣流稍微增加並且渦流的情形改善，於 V1 手術後沒有看到低流速渦流的產生，而呈現理想層流的流動模式；經過下鼻壁植入手術(V3 和 V4)後，於鼻甲區下鼻道渦流情形改善但仍然存在；經過 V5 和真實手術後，鼻甲區下鼻道氣流明顯增加且渦流情形也獲得改善，雖然還是有小部分渦流出現在鼻甲區頭部且流線的分布沒有 V1 來的平順，但與下鼻壁植入手術(V3 和 V4)相比，綜合一部分鼻側壁植入、一部分下鼻壁植入可以獲得比單純下鼻壁植入較好的流態。圖 4.39(b)比較了不同鼻腔模型於健康側(左側)的流線分布，可以發現其流線分布都較患側(右側)來的平順且沒有渦流的出現，雖然不同鼻腔模型間的流線有些許差異，但整體流動模式都是平順且層流的流態。圖 4.40(a)放大了患側(右側)下鼻道區域的流場，可以很明顯的看出在經過鼻側壁植入手術、下鼻壁植入手術和真實手術後均可以有效地改善渦流情形，在這之中 V1 的流態是最好的，真實手術次之，由此可以推測保留部分下鼻道有利於氣流的分散，另外，當修補的範圍越大時，渦流產生的範圍也就越小。圖 4.40(b)則是可以看到不同鼻腔模型於健康側(左側)下鼻道區域的流場，可以發現氣流相較於患側(右側)來的平順且無渦流的產生，這也說明了下鼻甲存在的重要性。為了更好地描述下鼻道渦流於不同鼻腔模型中大小及旋轉的程度，表 4.8 比較了七種鼻腔模型於吸氣最大流量下下鼻道渦流的大小和 plane 10 下鼻道渦流的旋轉程度，以 $x\text{ mm} \times y\text{ mm} \times z\text{ mm}$ 表示渦流佔據的範圍，其中 x 為渦流的寬度； y 為渦流的長度； z 為渦流的高度，並根據圖 4.39(a)於下鼻道出現的渦流流線來判定渦流佔據的範圍，另外，以繞著鼻腔長度軸向旋轉的渦度大小(Y-vorticity)作為下鼻道渦流旋轉程度的指標，因為該

方向的渦流很可能是造成空鼻症患者矛盾性鼻阻塞及感覺吸不到空氣的原因。其中，渦度定義為 $\vec{\omega} = \nabla \times \vec{v}$ ， $\vec{v} = (u, v, w)$ ，用來表示空間中流體旋轉的程度與情形，其又分成 x,y,z 三個方向，各方向的量值分別是 $(\frac{\partial w}{\partial y} - \frac{\partial v}{\partial z})$ ； $(\frac{\partial u}{\partial z} - \frac{\partial w}{\partial x})$ ； $(\frac{\partial v}{\partial x} - \frac{\partial u}{\partial y})$ ，若一流體繞著 x 軸轉動，其渦流方向為 x 方向，渦度大小則以 x-vorticity 表示，以此類推。鼻腔內氣流的渦度分析可以幫助我們了解渦流於鼻腔中旋轉的程度對於空鼻症病徵的關聯性。表 4.9 至表 4.11 分別比較了七種鼻腔模型於鼻甲區前(plane 8)、中(plane 10)、後(plane 12)段於下鼻道渦流不同方向的渦度大小，由表中比較手術前後 X 方向和 Z 方向的渦度大小尚未發現與病徵有任何關聯，但可以發現患側(右側)Y 方向的渦度大小在手術過後都降低，並與擁有較為平順流態的健康側(左側)渦度比較，可以發現健康側(左側)的 Y 方向渦度都較小，說明了手術後在 Y 方向上渦流旋轉的程度降低，進而可能有助於改善空鼻症患者矛盾性鼻阻塞的問題。另外，表 4.12 也比較了於鼻腔後部的鼻咽區渦流的旋轉程度，同樣地可以發現 Y 方向的渦度在手術過後都較手術前降低，此處氣流流態的改善也可以進一步使鼻咽區相關的症狀發生降低。

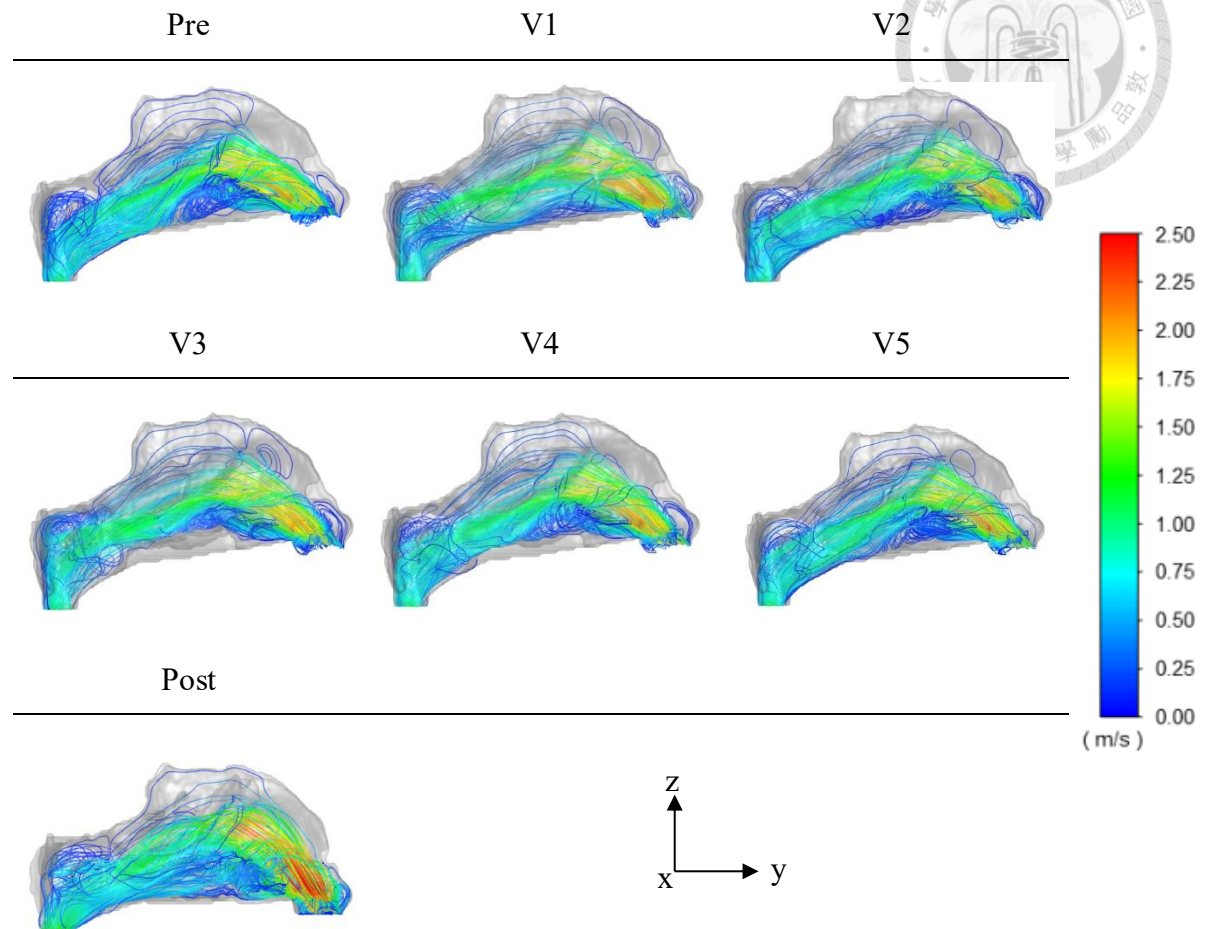
另外，由圖 4.41 可以看出五種虛擬手術後於鼻甲區的流速分布(plane8, plane10, plane12)，鼻側壁植入手術後，氣流分布更加均勻，流速分布與健康側(左側)更加相似，表示透過鼻側壁植入手術可以使鼻腔幾何與健康側(左側)鼻腔幾何更為接近，進而有與健康側(左側)鼻腔相似的流速分布，而鼻側壁植入的越多，越有更好的效果，如 V1；下鼻壁植入手術後，則是減少氣流流過下鼻道的空間，也有改善氣流分布不均的問題，下鼻壁植入的越多，氣流分布的越加均勻，如 V3；綜合鼻側壁植入手術和下鼻壁植入手術(V5)後，氣流可以很好地往下鼻道走，也可以改善氣流分布不均的問題。由圖 4.41 也可以發現 V1 的流速分布是在這五種虛擬手術中擁有與健康側最接近的分布，推測在空鼻症症狀的改善上，V1 會優於其他四者。

圖 4.42 比較了手術前後氣流於患側(右側)和健康側(左側)鼻甲區上、中、下



鼻道的分佈比例，圖 4.42(a)可以看到在經過 V1 和 V2 鼻側壁植入手術後，中鼻道的氣流分散至上鼻道和下鼻道，上鼻道的氣流比例分別從 2.1% 上升至 3.4% 和 3.0%，下鼻道的氣流比例分別從 32.6% 上升至 33.9% 和 34.1%；在經過 V3 和 V4 下鼻壁植入手術後，整體氣流於鼻腔中被往上抬升，中鼻道氣流比例幾乎沒變，下鼻道氣流比例則是分別從 32.6% 下降至 31.2% 和 32.3%，而上鼻道的氣流比例分別從 2.1% 上升至 3.5% 和 3.2%；在經過 V5 手術後，保留部分下鼻道可以使手術前過度集中於中鼻道的氣流分散至此，下鼻道氣流比例則是分別從 32.6% 上升至 34.2%，而上鼻道的氣流比例分別從 2.1% 上升至 3%。圖 4.42(b)中則是可以看到在手術前和虛擬手術後的鼻腔模型中於健康側(左側)鼻甲區分布的比例大致相同，上、中、下鼻道的分布比例分別約為 4%、60% 和 34%，有保留一部分下鼻道的虛擬手術(V1、V2 和 V5)後可以得到與患側較接近的分佈比例。由此可以得知，經過三種不同的手術方法後均可以改善氣流於鼻甲區的分布，使氣流不再過度集中於中鼻道，可以有效地將氣流分散至上鼻道和下鼻道。

(a)



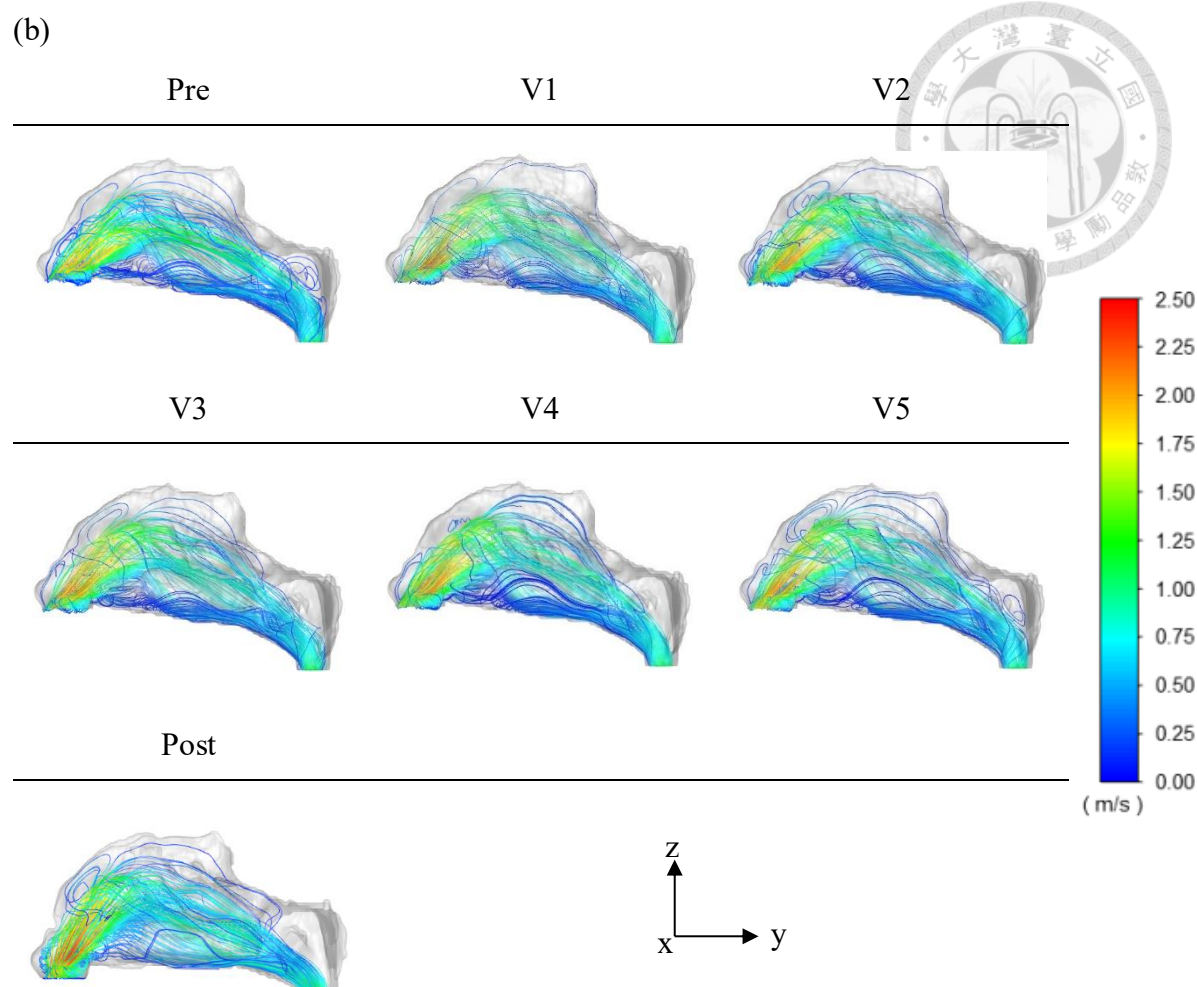
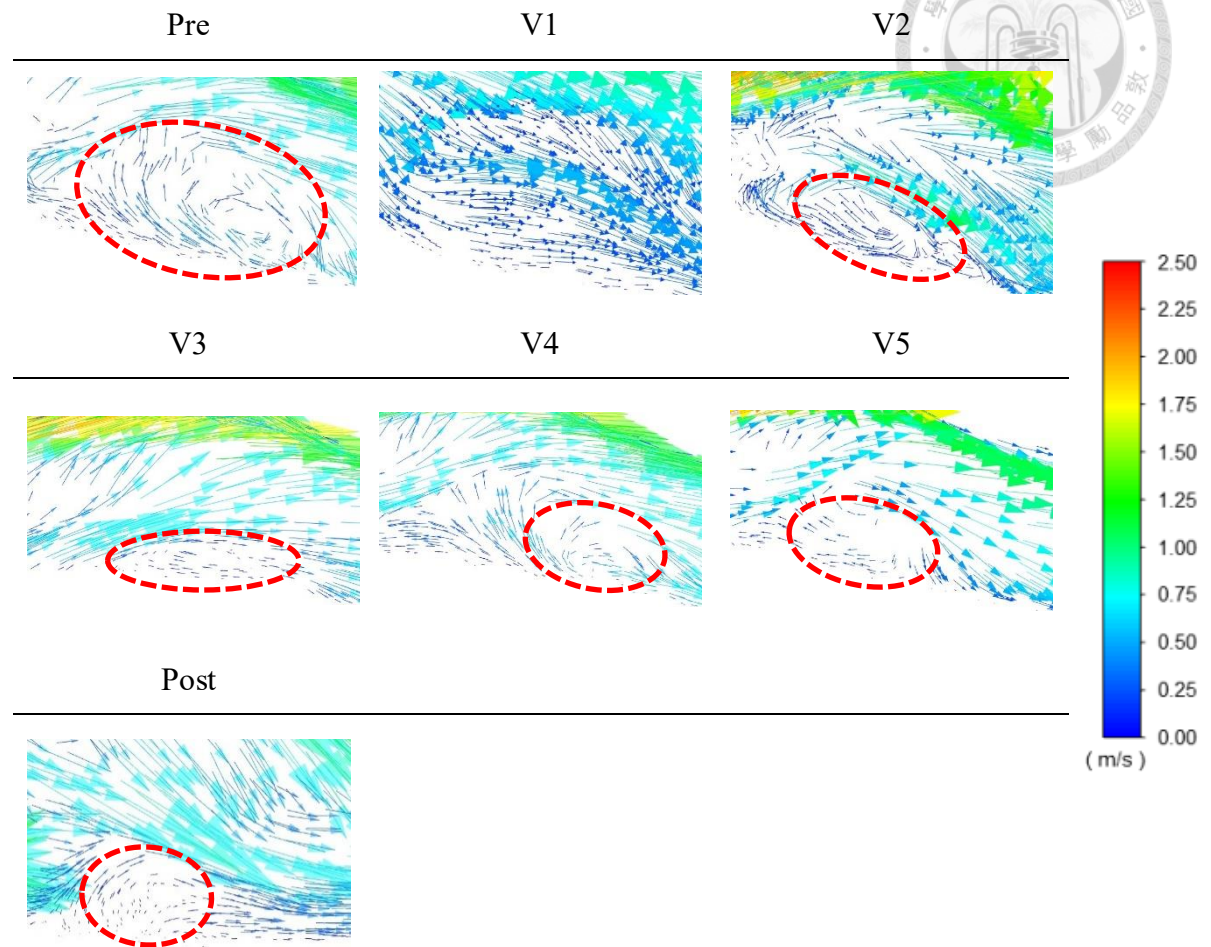


圖 4.39 手術前、後，七種(a)患側(右側)和(b)健康側(左側)鼻腔於吸氣最大流量時的流線分布比較。

(a)



(b)

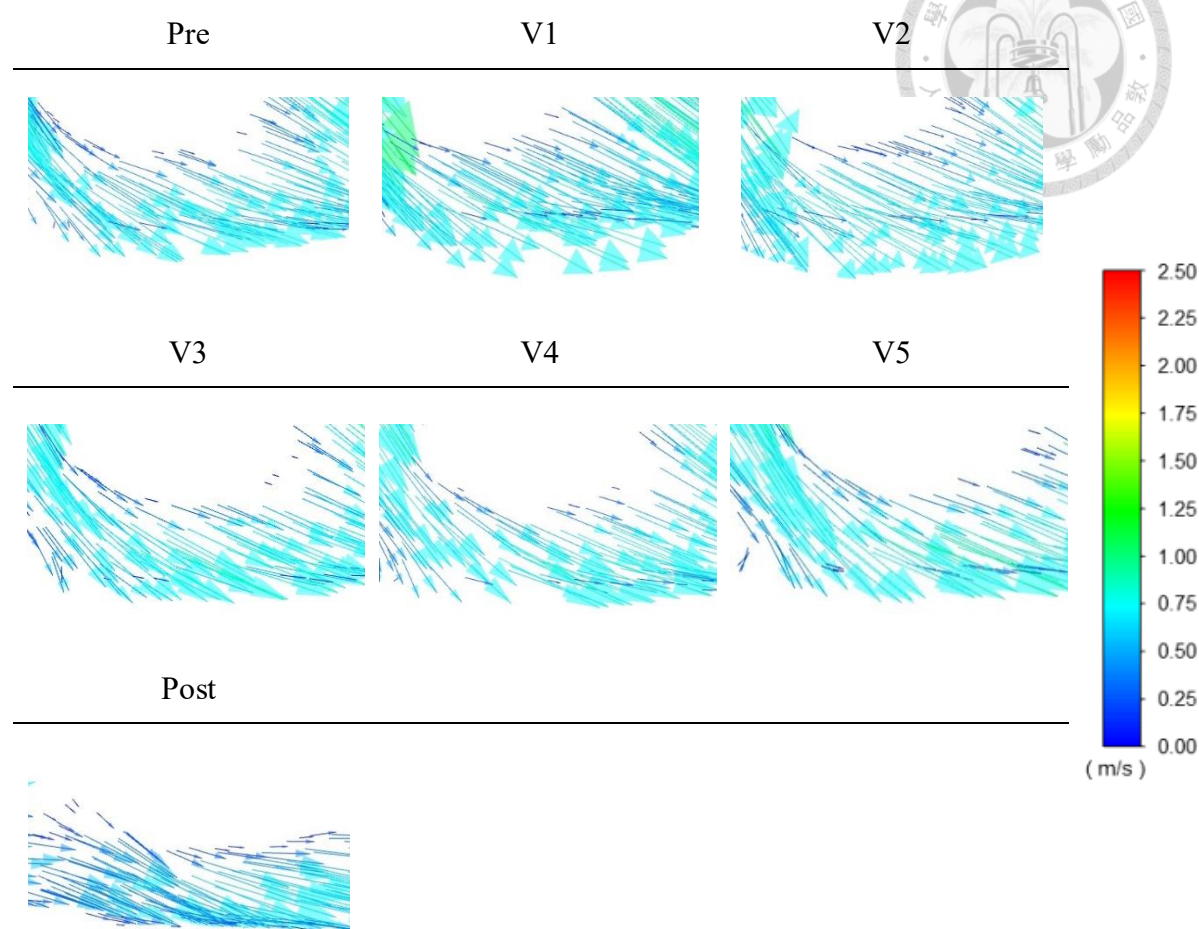


圖 4.40 比較七種不同鼻腔模型於(a)患側(右側)和(b)健康側(左側)鼻腔於下鼻道的流態。

表 4.8 比較七種鼻腔模型於下鼻道的渦流佔據大小和 plane 10 下鼻道 Y 方向的渦度。

	Vortex size (x mm × y mm × z mm)		Y-vorticity magnitude (1/s)	
	ENS-R	Health-L	ENS-R	Health-L
Pre	14.54 × 25.74 × 13.60	-	18.77	1.98
V1	-	-	1.72	1.41
V2	12.31 × 21.76 × 9.24	-	7.97	0.94
V3	14.19 × 17.38 × 6.88	-	4.51	3.83
V4	14.46 × 21.75 × 10.31	-	10.02	0.90
V5	13.45 × 21.83 × 10.45	-	16.66	2.21
Post	14.20 × 16.07 × 11.32	-	6.46	2.01

表 4.9 比較七種鼻腔模型於 plane 8 下鼻道不同方向的渦度大小。

	X-vorticity magnitude (1/s)		Y-vorticity magnitude (1/s)		Z-vorticity magnitude (1/s)	
	ENS-R	Health-L	ENS-R	Health-L	ENS-R	Health-L
Pre	33.23	21.54	3.72	2.99	35.24	4.87
V1	65.05	22.43	0.49	4.79	12.20	6.66
V2	48.07	20.80	0.54	6.65	39.52	7.06
V3	60.25	21.82	6.15	0.26	29.42	3.59
V4	40.56	20.64	5.59	1.93	26.44	6.66
V5	45.21	21.92	20.02	1.47	34.10	5.22
Post	26.48	30.61	1.57	3.34	18.32	10.92

表 4.10 比較七種鼻腔模型於 plane 10 下鼻道不同方向的渦度大小。

	X-vorticity magnitude (1/s)		Y-vorticity magnitude (1/s)		Z-vorticity magnitude (1/s)	
	ENS-R	Health-L	ENS-R	Health-L	ENS-R	Health-L
Pre	55.52	21.32	18.77	1.98	21.76	0.87
V1	71.65	21.47	1.72	1.41	14.38	3.97
V2	58.10	25.01	7.97	0.94	8.55	8.32
V3	114.91	26.02	4.51	3.83	28.38	0.69
V4	53.73	22.50	10.02	0.90	39.23	3.22
V5	78.36	23.47	16.66	2.21	12.80	2.76
Post	69.88	65.60	6.46	2.01	15.42	3.03

表 4.11 比較七種鼻腔模型於 plane 12 下鼻道不同方向的渦度大小。

	X-vorticity magnitude (1/s)		Y-vorticity magnitude (1/s)		Z-vorticity magnitude (1/s)	
	ENS-R	Health-L	ENS-R	Health-L	ENS-R	Health-L
Pre	19.69	45.82	42.55	6.48	24.50	11.65
V1	103.26	49.69	5.93	1.84	21.25	2.72
V2	12.77	49.02	7.47	1.74	26.36	5.08
V3	104.91	45.35	10.58	4.51	39.73	7.69
V4	46.62	45.43	6.36	2.75	36.63	6.99
V5	62.11	43.83	28.34	4.64	29.65	6.62
Post	65.42	41.72	27.85	1.69	18.38	9.21

表 4.12 比較七種鼻腔於 plane 18 鼻咽區不同方向的渦度大小。

	X-vorticity magnitude (1/s)	Y-vorticity magnitude (1/s)	Z-vorticity magnitude (1/s)
Pre	3.02	5.16	1.79
V1	0.84	3.15	4.34
V2	7.80	2.67	1.83
V3	1.76	2.98	3.68
V4	3.34	1.07	3.60
V5	6.06	1.98	0.27
Post	8.61	2.00	2.73

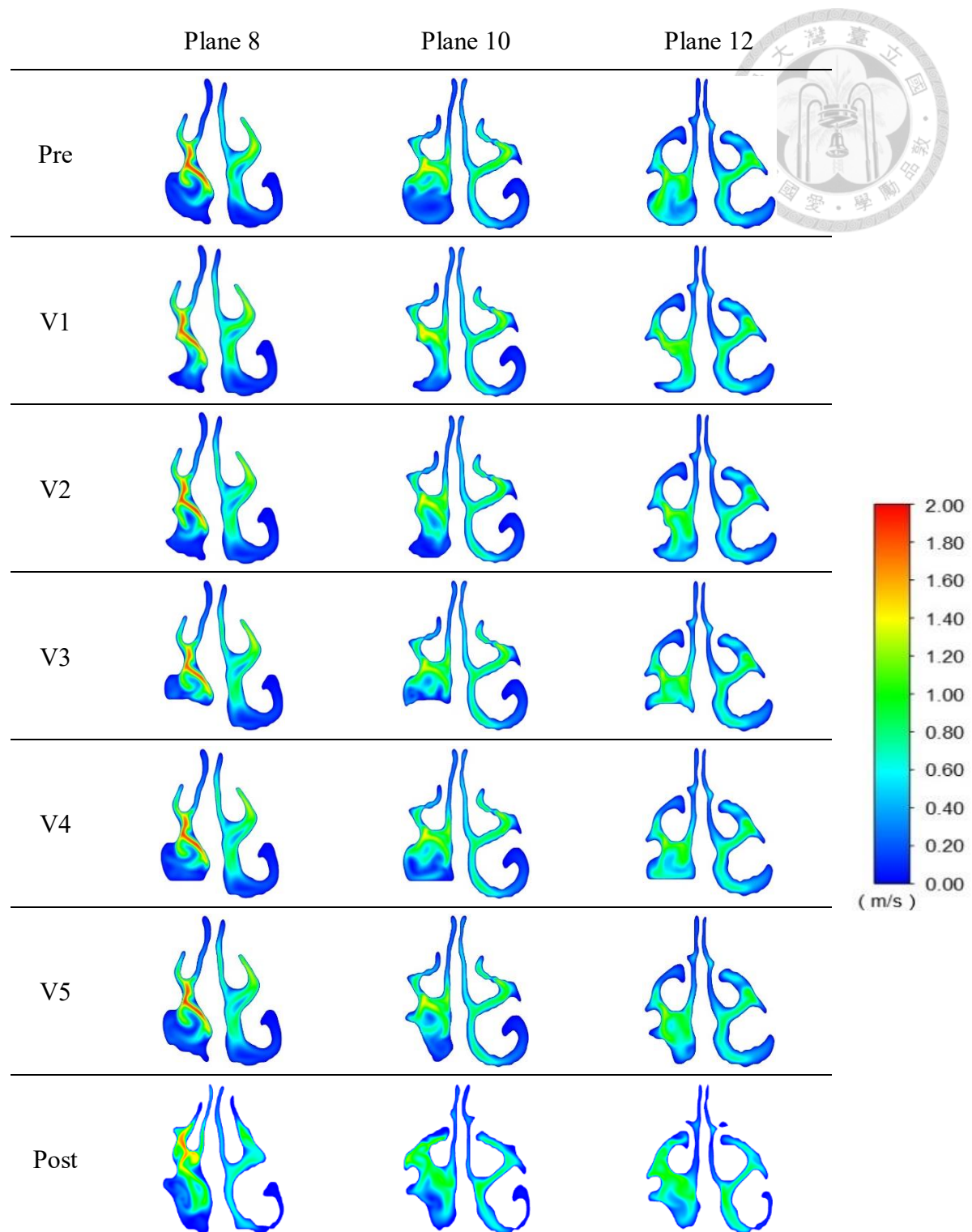
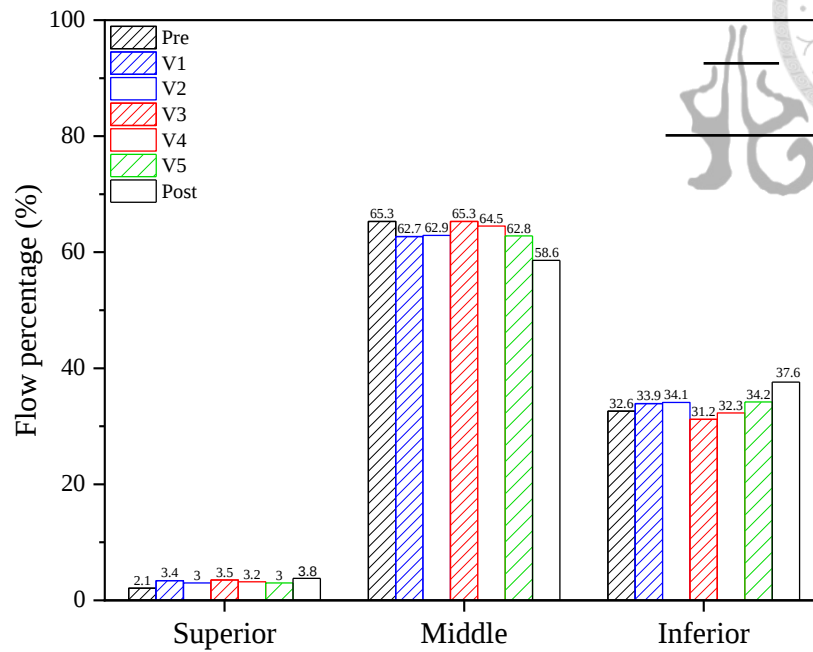


圖 4.41 比較手術前、五種虛擬手術(V1-V5)和手術後於鼻甲區的流速分布。

(a)



(b)

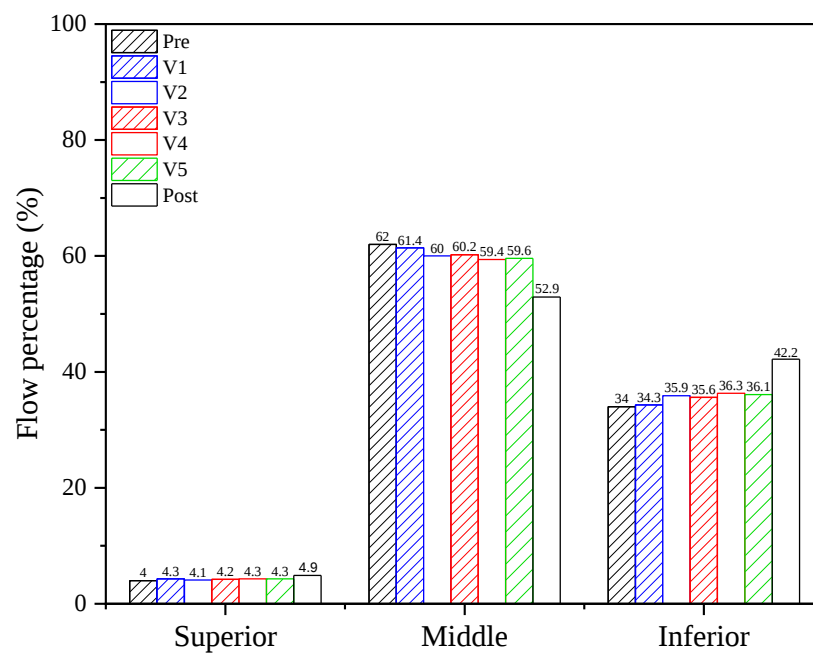
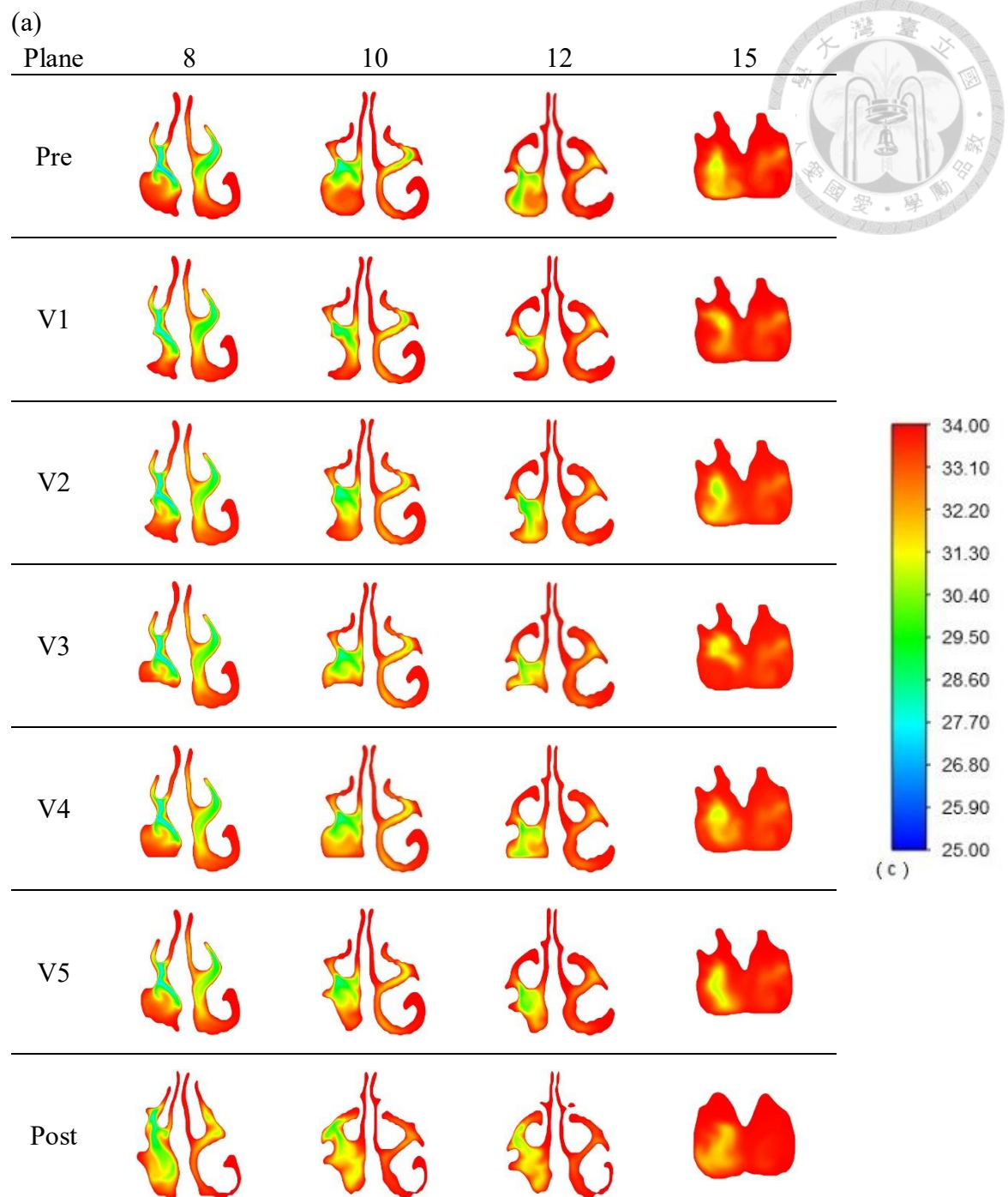
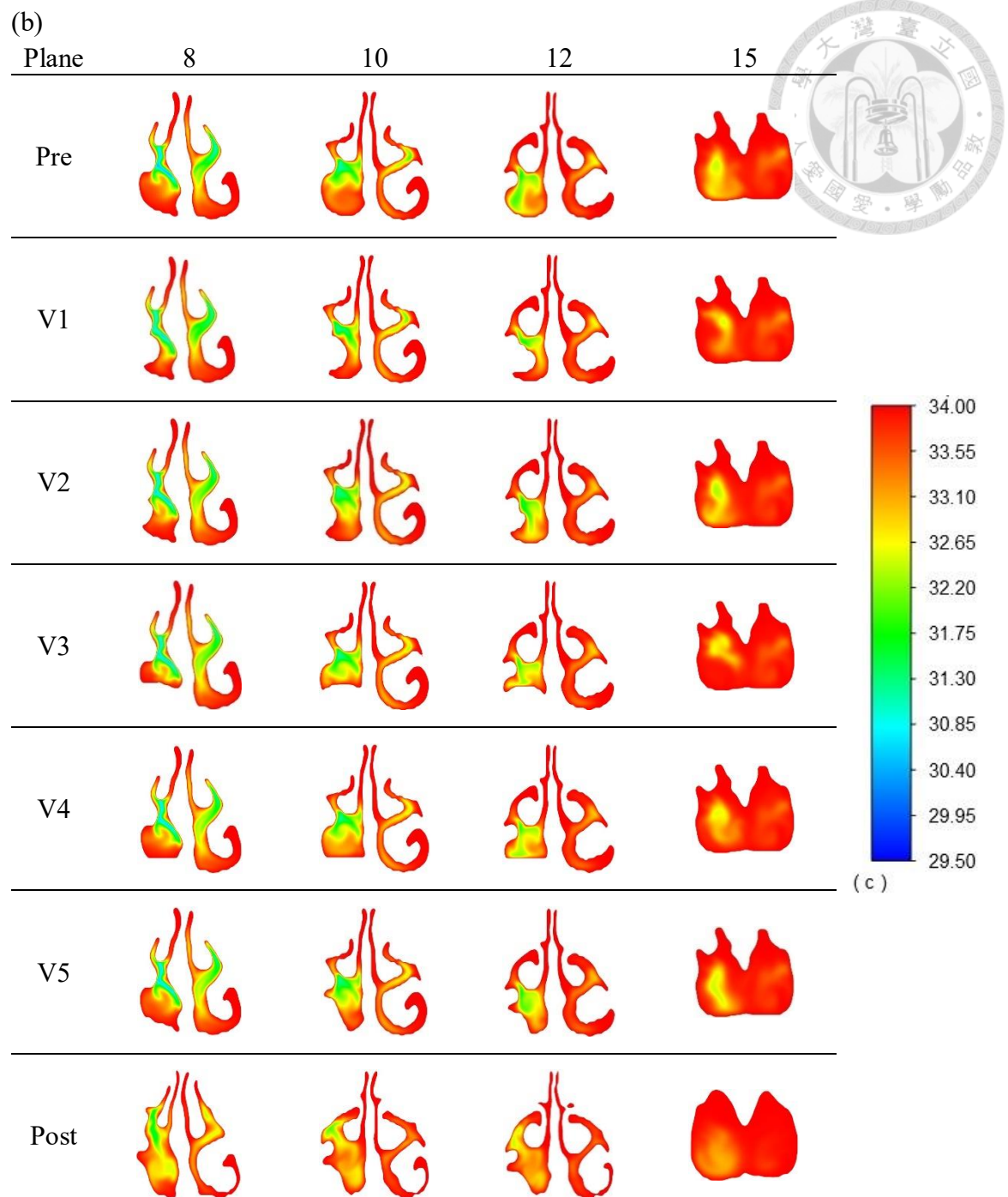


圖 4.42 比較手術前後於(a)患側(右側)和(b)健康側(左側)鼻甲區上、中、下鼻道的流量分布比例。

4.2.3 鼻空調分析

鼻腔幾何的改變會導致吸入的空氣流入鼻腔時擁有不同的氣流分布，而氣流分布的位置不同進而就會影響到溫度和水蒸氣質量分率的分布。若氣流可以均勻地分布在鼻甲區中與每個鼻黏膜充分接觸，這樣或許可以使空氣在流入下呼吸道之前達到肺泡條件。在前一小節，我們進行了五種虛擬手術，主要目的為縮小空鼻症患者的鼻腔，另一方面，在縮小鼻腔後我們希望可以找到一個最佳的植入位置來改善氣流的分布，進而改善空鼻症患者對於鼻腔空調能力不足的問題。圖 4.43 和圖 4.44 分別比較了在三種不同外界氣候條件(環境條件、夏天條件和乾冷條件)下，七種鼻腔幾何在吸氣最大流量下($t = 1\text{ s}$)，於鼻甲區不同平面(plane8, plane10, plane12)和後鼻孔(plane15)的溫度分布和水蒸氣質量分率分布。由圖中可以發現溫度分布與水蒸氣質量分率分布與圖 4.41 的流速分布十分類似，由此可以說明擁有好的流速分布對於空氣品質的調節是十分重要的。不管是經過鼻側壁植入手術還是下鼻壁植入手術都可以有效地改善氣流分布，不再使氣流集中於中鼻道，如此一來，較低溫及較乾的空氣就可以有效地與鼻甲區的黏膜接觸，進而得到接近肺泡條件的空氣品質。在後鼻孔的面(plane15)可以發現患側(右側)的空氣溫度和水蒸氣質量分率在經過手術後都優於手術前，且患側(右側)與健康側(左側)的空氣品質差異也變小，說明了鼻黏膜下植入手術對於改善空氣品質是有幫助的，尤其當植入的植入物體積越多，鼻腔截面積越小時，空氣品質的改善越好，如此一來或許可以改善空鼻症患者鼻腔乾燥的問題，在本研究中發現 V1 和 V3 擁有最接近肺泡條件的空氣品質。





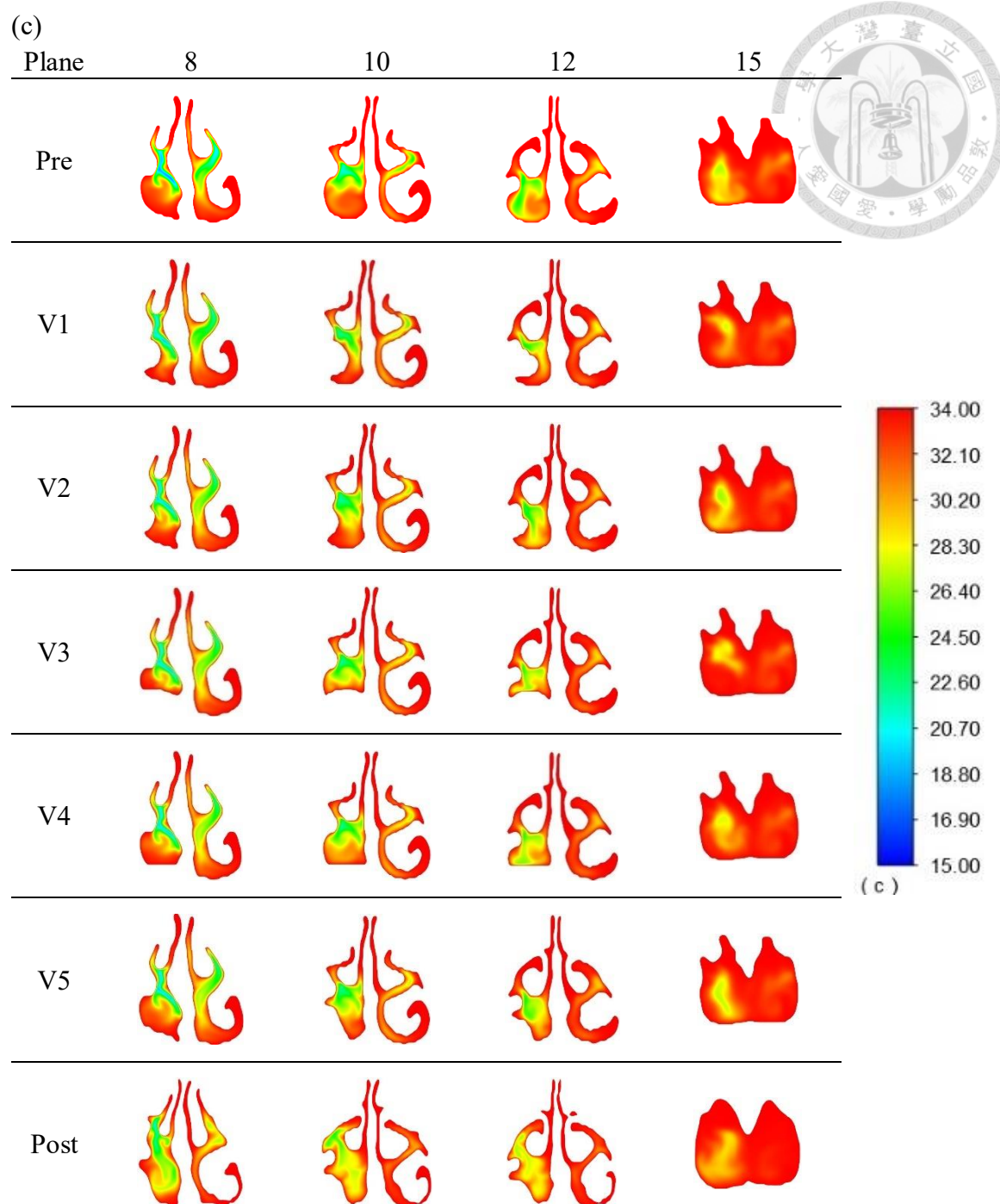
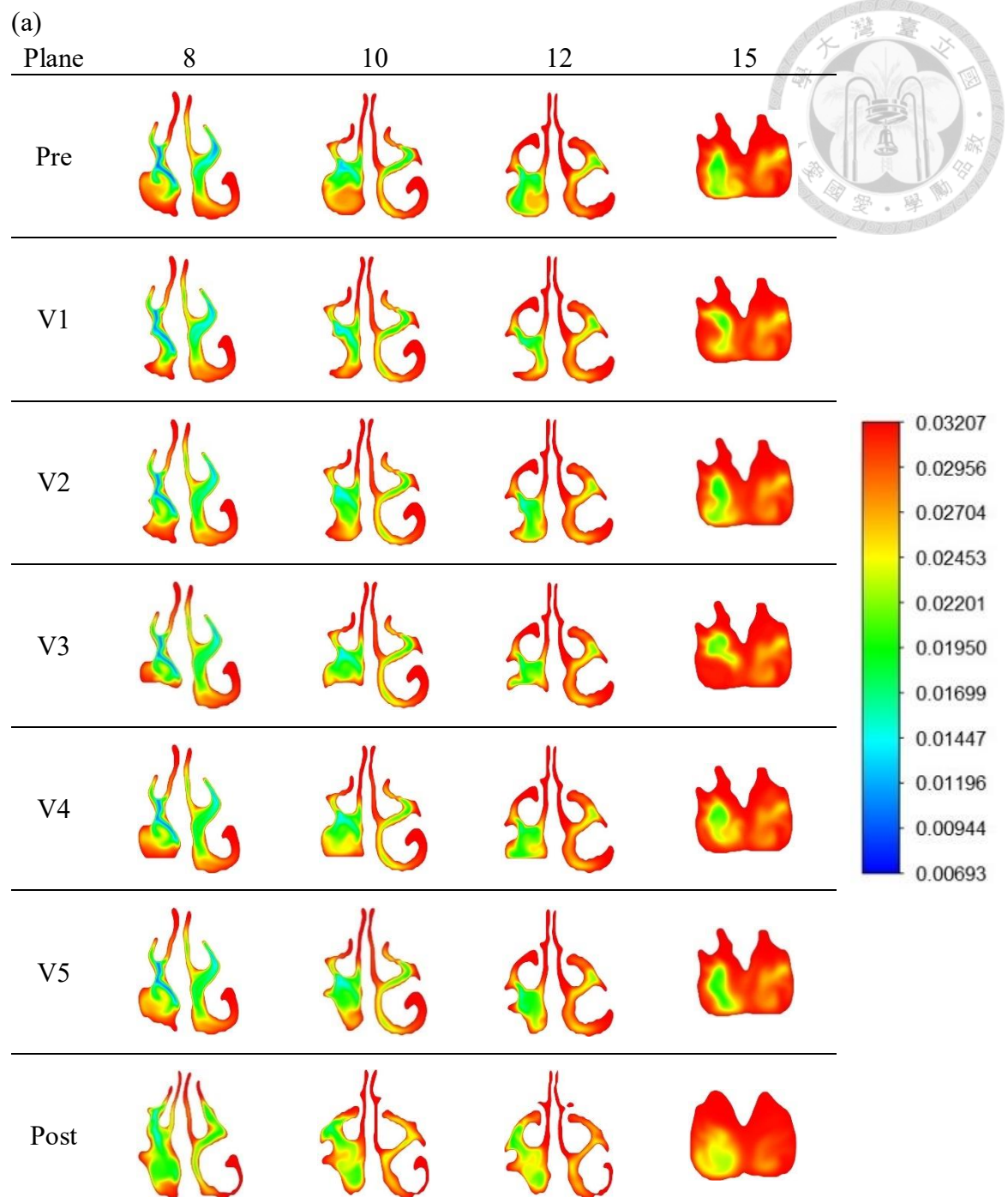
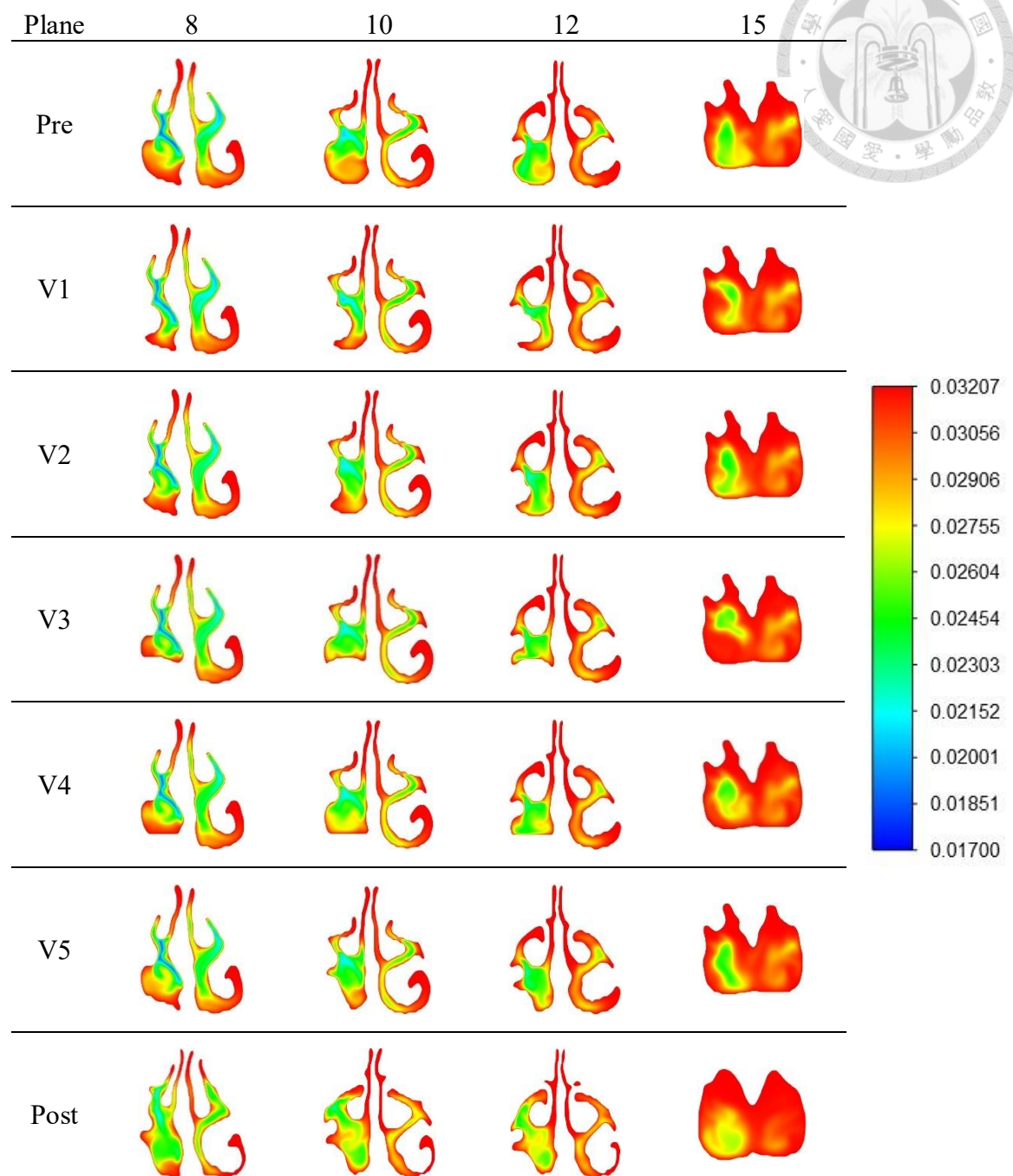


圖 4.43 手術前、五種虛擬手術(V1-V5)和手術後在吸氣最大流量時($t=1s$)於鼻甲區的溫度分布。(a)環境條件($T=25^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=35\%$)、(b)夏天條件($T=29.5^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=66.5\%$)、(c)乾冷條件($T=15^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=15\%$)。



(b)



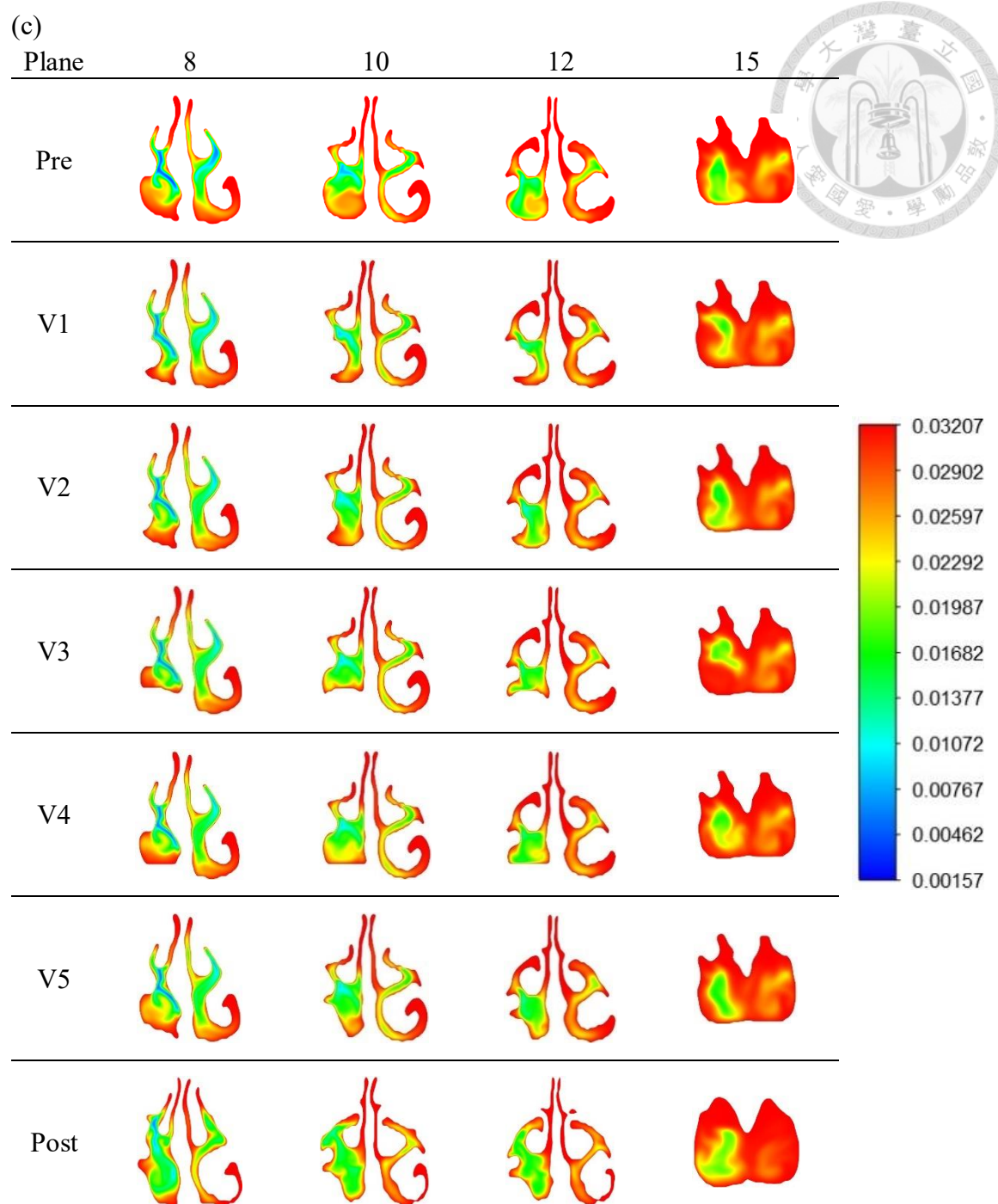


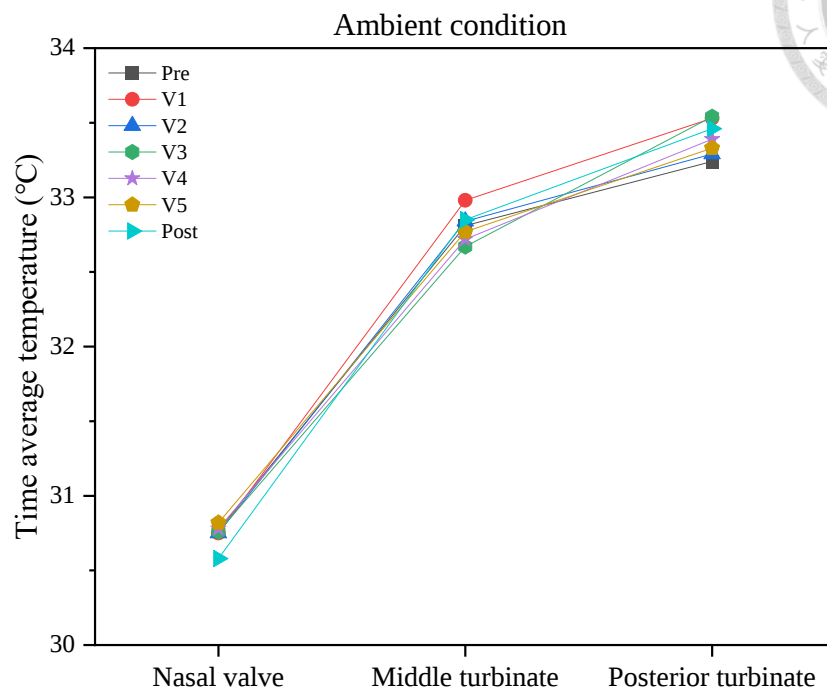
圖 4.44 手術前、五種虛擬手術(V1-V5)和手術後在吸氣最大流量時($t=1s$)於鼻甲區的水蒸氣質量分率分布。(a)環境條件($T=25^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=35\%$)、(b)夏天條件($T=29.5^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=66.5\%$)、(c)乾冷條件($T=15^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=15\%$)。

圖 4.45 和圖 4.46 更進一步地比較患側(右側)鼻腔在吸氣區間於特定三個位置的平均空氣溫度和平均相對濕度，分別位於鼻閥(plane 4)、中鼻甲(plane 10)和後鼻甲(plane 14，鼻中膈末端)，由圖中可以發現七種鼻腔於鼻閥的平均溫度和平均相對濕度相近，這是由於尚未進入進行虛擬手術的區域。隨著氣流更往內部走，空氣逐漸被加溫、加濕，在各個不同鼻腔幾何中，於中鼻甲區域也出現明顯的溫度、濕度差異，其中，鼻側壁植入手術(V1 和 V2)和 V5 在中鼻甲的平均溫度、平均相對濕度較優於下鼻壁植入手術(V3 和 V4)，這可能是由於 V1、V2 和 V5 在中鼻甲之前的流態較 V3 和 V4 均勻，在流經中鼻甲之前氣流就很好地分散至下鼻道，不像 V3 和 V4 由於整體氣流被往上帶，於中鼻道還是有將近 60% 的氣流流經，使得在中鼻甲之前還來不及加熱和加濕這些空氣，因此，空氣在中鼻甲之前可以好好地與鼻黏膜接觸，進而在中鼻甲就展現了較好的空氣品質。當氣流流到了鼻中膈末端的後鼻甲區，可以發現每個手術過後的鼻腔都展現了優於手術前的空氣品質，主要原因就是幾何形狀的改變進而改變了氣流流經上、中、下鼻道的比例，使得過度集中於中鼻道的氣流得以分散，最終，V3 得到了最接近肺泡條件的空氣品質，其次為 V1，由此可知，無論是鼻側壁植入手術還是下鼻壁植入手術都可以使空鼻症患者空調能力獲得改善。在本研究中，儘管 V3 在中鼻甲前的流態不如 V1 平順且有渦流的出現，但在中鼻甲後 V3 和 V1 的流態都一樣平順且都均勻地分布在鼻甲區，推測由於 V3 擁有比 V1 更好的流量分配比(患側)，分別為 51.3% 和 52.4%，使得在鼻中膈末端獲得比 V1 更好的空氣品質。另外，表 4.13 展示了患側(右側)鼻腔在吸氣階段於特定三個位置的平均空氣溫度和平均相對濕度的詳細數據。

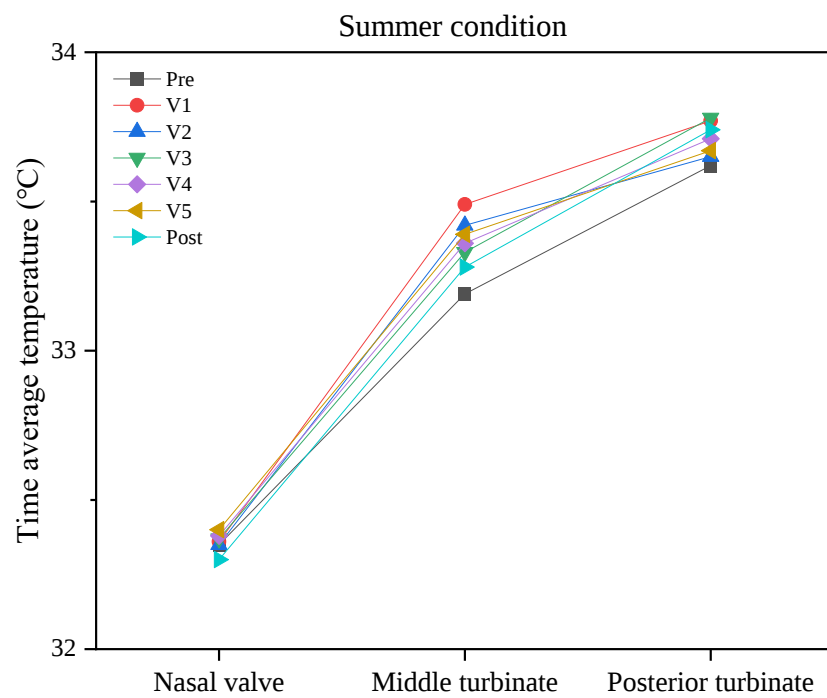
除此之外，我們亦比較了真實手術前後和五種虛擬手術後於健康側(左側)鼻腔在吸氣區間於鼻閥(plane 4)、中鼻甲(plane 10)和後鼻甲(plane 14)的平均空氣溫度和平均相對濕度，如圖 4.47 和圖 4.48，可以發現真實手術後由於受到鼻週期的影響，導致只有 38.8% 的氣流流入健康側(左側)，於鼻腔中的空氣溫度與相對濕度都較其他鼻腔模型高，而手術前和五種虛擬手術後於健康側(左側)鼻腔的空

氣品質都差異不大，雖然各個鼻腔模型於健康側(左側)的流量分配比有些微差異，但健康側(左側)較好的流態與氣流分布使得有較患側(右側)更好的空氣品質，且不同鼻腔模型間的差異也不像患側(右側)來得大，由此可以得知不同的氣流分布會導致不同的空氣品質發生，若能擁有與健康側相同的氣流分布，就能夠進一步改善空鼻症患者空調能力不足的問題。

(a)



(b)



(c)

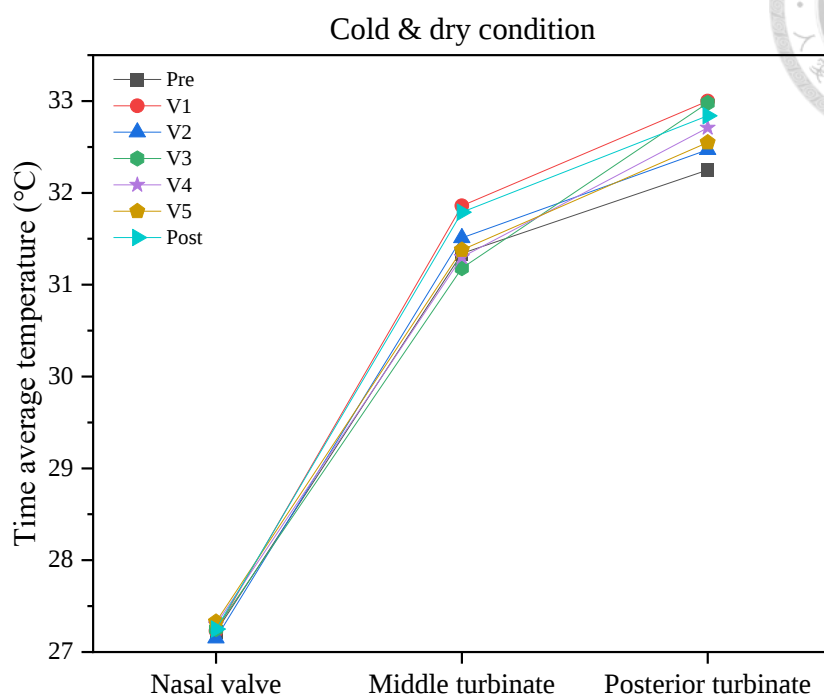
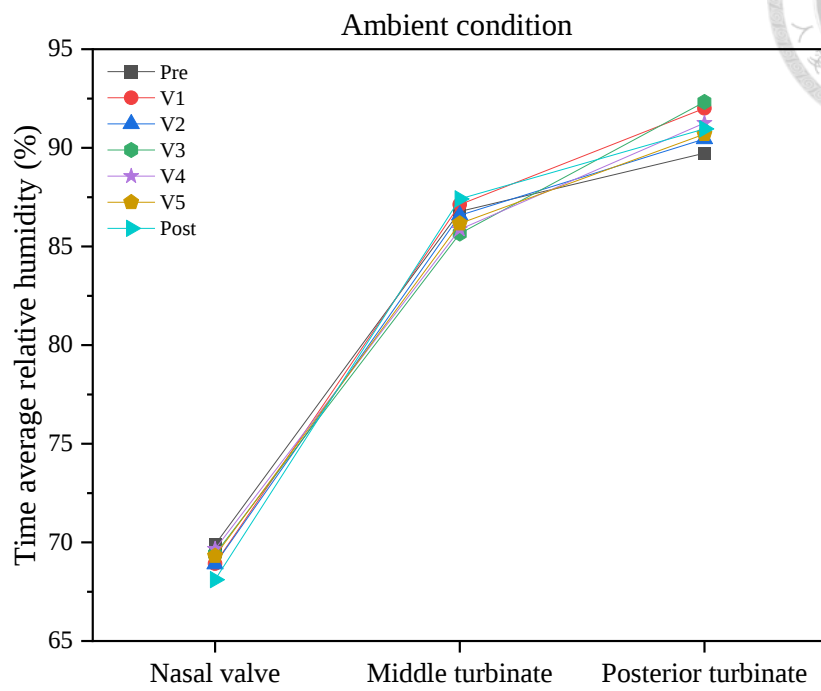
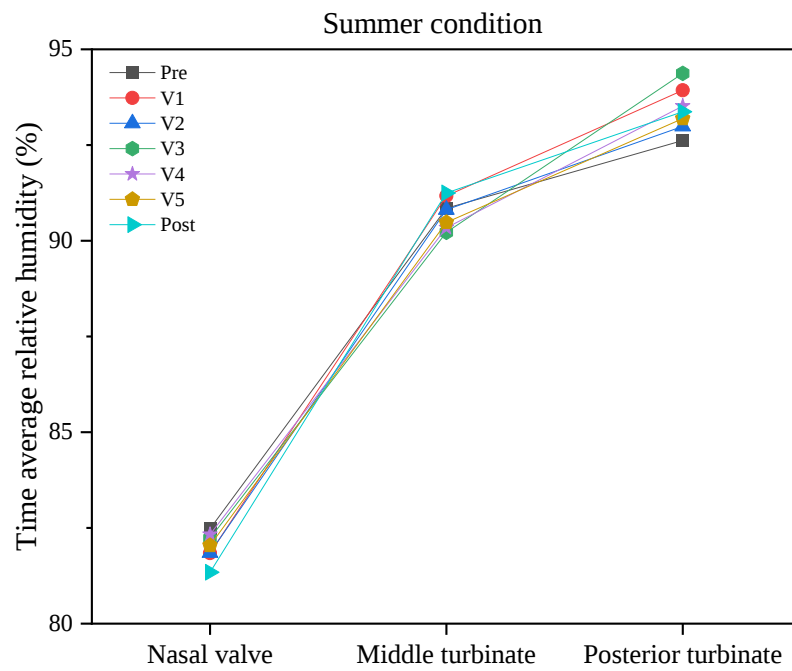


圖 4.45 手術前、五種虛擬手術(V1-V5)和手術後在吸氣階段於不同氣候條件下，鼻前、中、後段患側(右側)鼻腔的溫度差異比較。(a)環境條件($T=25^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=35\%$)；(b)夏天條件($T=29.5^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=66.5\%$)；(c)乾冷條件($T=15^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=15\%$)。

(a)



(b)



(c)

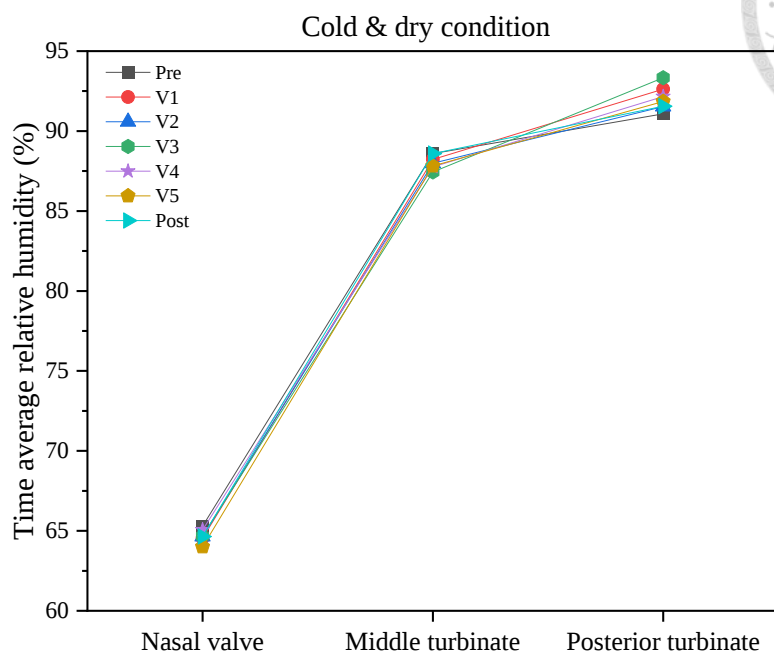


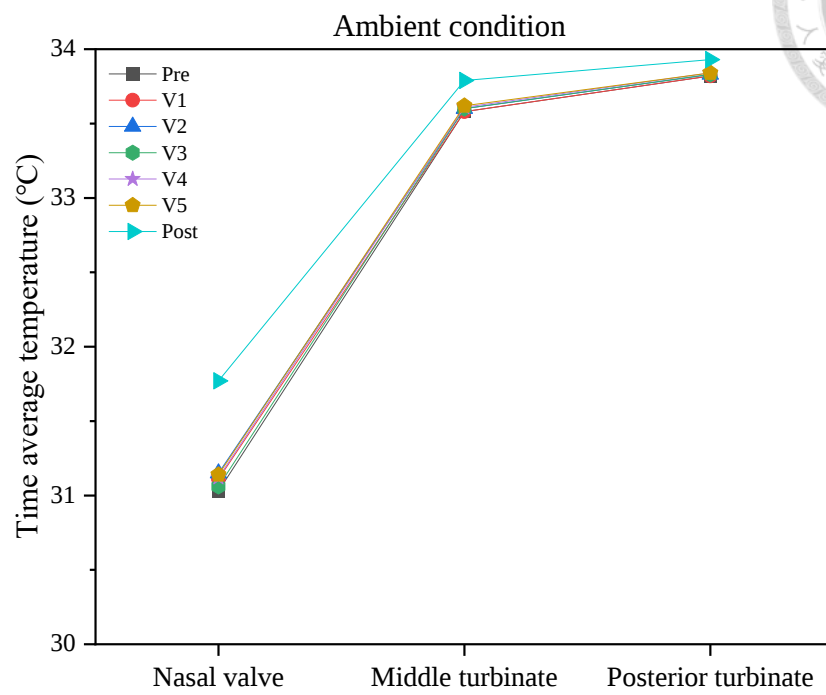
圖 4.46 手術前、五種虛擬手術(V1-V5)和手術後在吸氣階段於不同氣候條件下，鼻前、中、後段患側(右側)鼻腔的相對濕度比較。(a)環境條件($T=25^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=35\%$)；(b)夏天條件($T=29.5^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=66.5\%$)；(c)乾冷條件($T=15^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=15\%$)。



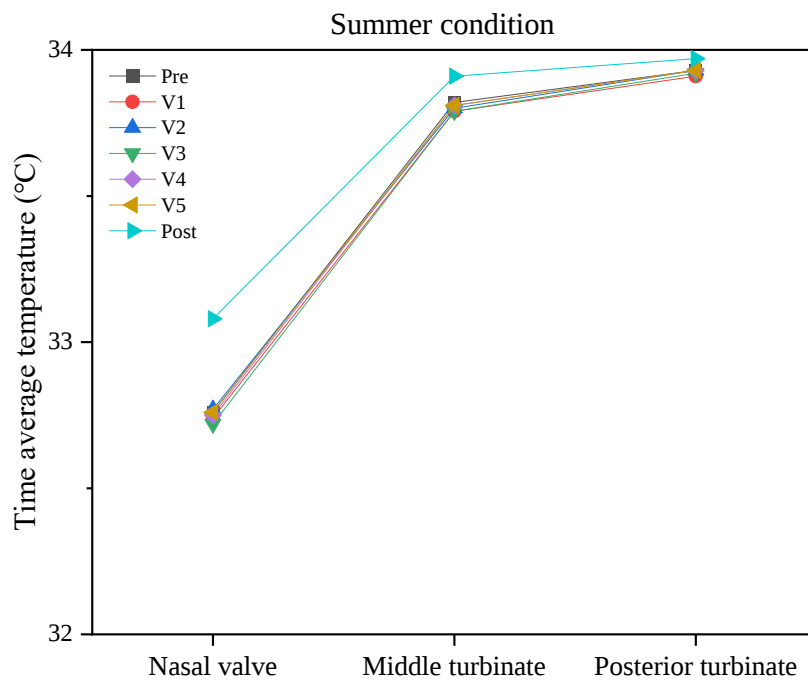
表 4.13 比較七種不同鼻腔模型於患側(右側)在不同氣候條件下於吸氣階段時的平均空氣溫度和平均相對濕度。

		Pre		V1		V2		V3		V4		V5		Post	
		T (°C)	RH (%)	T (°C)	RH (%)	T (°C)	RH (%)	T (°C)	RH (%)	T (°C)	RH (%)	T (°C)	RH (%)	T (°C)	RH (%)
Ambient	Nasal valve	30.77	69.89	30.75	68.92	30.75	68.90	30.76	69.41	30.78	69.66	30.82	69.31	30.58	68.11
	Middle turbinate	32.81	86.77	32.98	87.12	32.84	86.58	32.67	85.65	32.72	85.87	32.77	86.16	32.85	87.41
	Posterior turbinate	33.24	89.73	33.53	92.0	33.29	90.45	33.54	92.33	33.39	91.26	33.33	90.70	33.46	90.96
Summer	Nasal valve	32.35	82.48	32.36	81.84	32.35	81.85	32.37	82.23	32.38	82.33	32.40	82.04	32.30	81.34
	Middle turbinate	33.19	90.85	33.49	91.17	33.42	90.81	33.33	90.22	33.36	90.34	33.39	90.48	33.28	91.25
	Posterior turbinate	33.62	92.62	33.77	93.93	33.65	92.99	33.78	94.37	33.71	93.52	33.67	93.19	33.74	93.37
Cold & dry	Nasal valve	27.22	65.30	27.23	64.54	27.15	64.64	27.25	64.66	27.30	65.06	27.33	64.0	27.25	64.64
	Middle turbinate	31.34	88.59	31.86	88.23	31.51	87.99	31.18	87.44	31.30	87.76	31.38	87.82	31.89	88.59
	Posterior turbinate	32.25	91.08	33.0	92.62	32.47	91.53	32.98	93.34	32.71	92.16	32.55	91.85	32.84	91.55

(a)



(b)



(c)

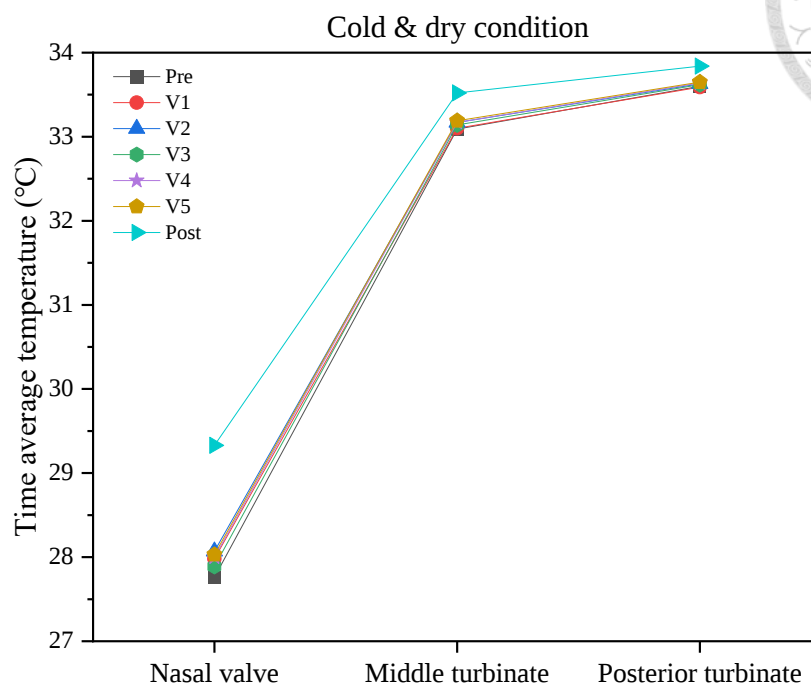
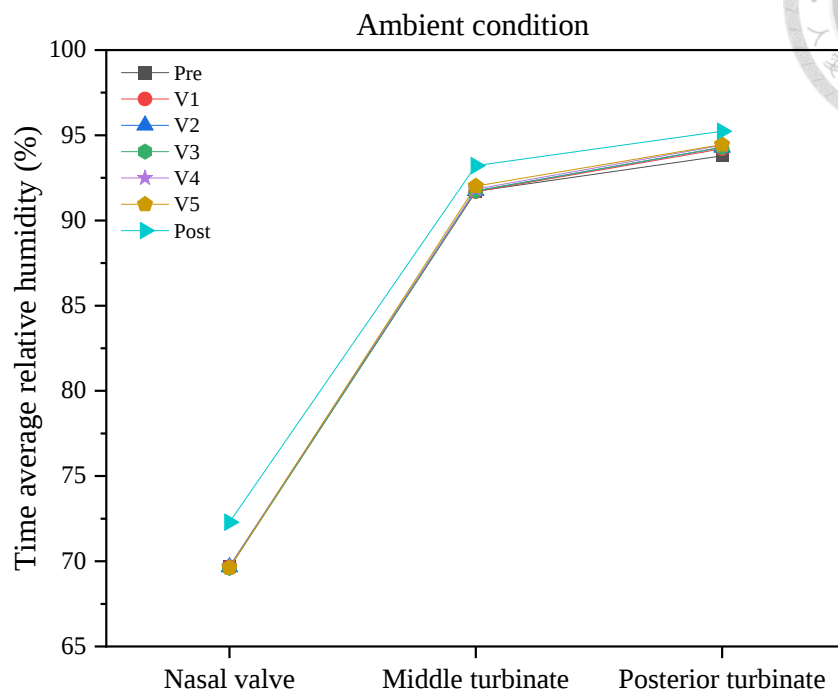
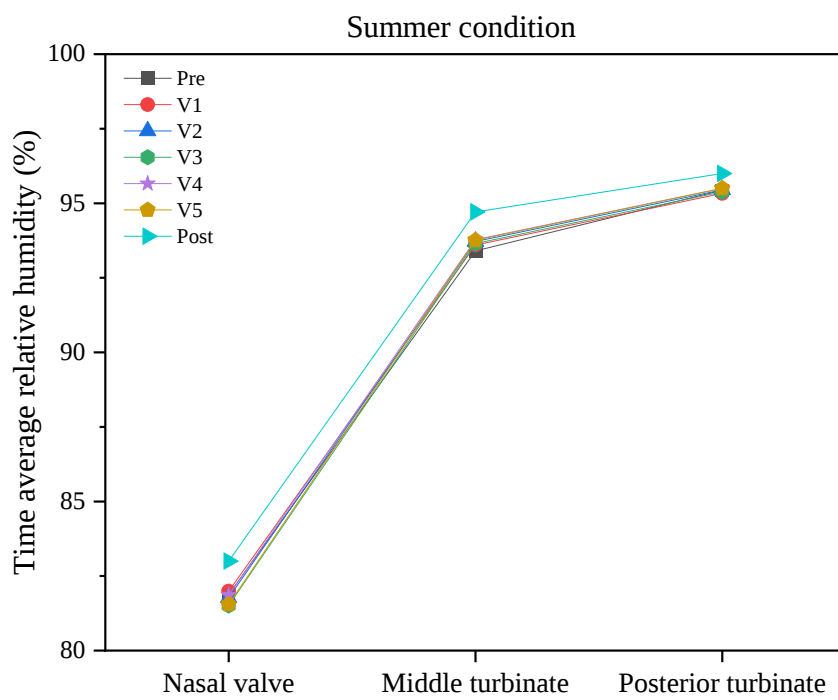


圖 4.47 手術前、五種虛擬手術(V1-V5)和手術後在吸氣階段於不同氣候條件下，鼻前、中、後段健康側(左側)鼻腔的溫度差異比較。(a)環境條件($T=25^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=35\%$)；(b)夏天條件($T=29.5^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=66.5\%$)；(c)乾冷條件($T=15^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=15\%$)。

(a)



(b)



(c)

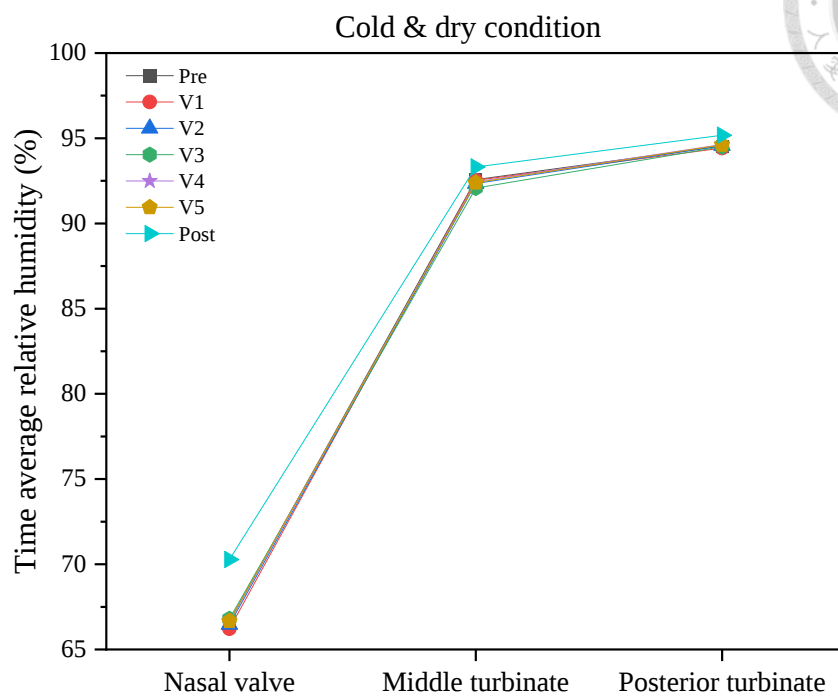


圖 4.48 手術前、五種虛擬手術(V1-V5)和手術後在吸氣階段於不同氣候條件下，鼻前、中、後段患側(右側)鼻腔的相對濕度比較。(a)環境條件($T=25^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=35\%$)；(b)夏天條件($T=29.5^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=66.5\%$)；(c)乾冷條件($T=15^{\circ}\text{C}$, $\text{RH}=15\%$)。

圖 4.49 比較了手術前、五種虛擬手術(V1-V5)和手術後患側(右側)鼻腔的加熱效率和加濕效率，Dayal 等人[101]定義加熱效率為:

$$\varepsilon_{\text{Heating}} = 100 \times \frac{T_{\text{end septum}} - T_{\text{outside}}}{T_{\text{mucosa}} - T_{\text{outside}}}$$

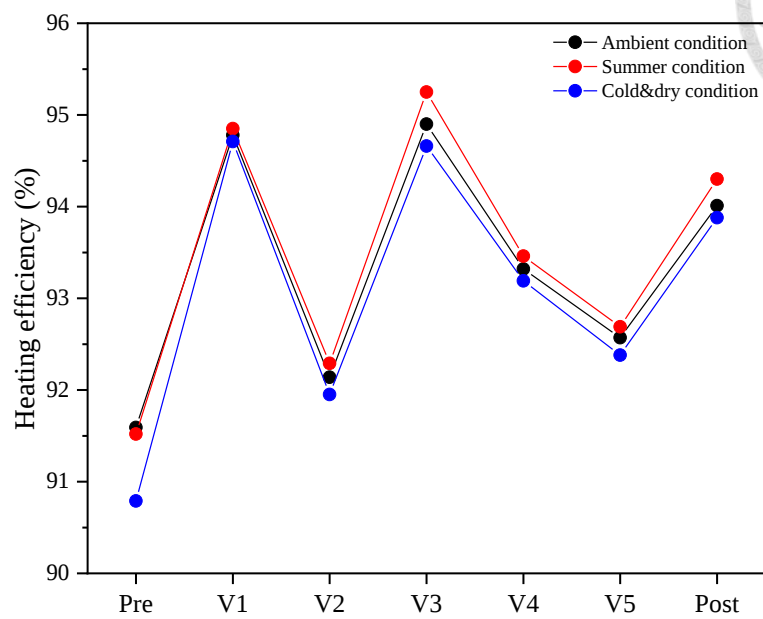
其中， T_{outside} 、 $T_{\text{end septum}}$ 和 T_{mucosa} 分別為外界空氣溫度、鼻中膈末端(plane 14)空氣溫度和鼻黏膜溫度，在這裡， T_{outside} 分別為三種外界環境空氣溫度 25 °C、29.5 °C和 15 °C， T_{mucosa} 則簡單地使用 34 °C。

同樣地，加濕效率被定義為:

$$\varepsilon_{\text{Humidification}} = 100 \times \frac{C_{\text{end septum}} - C_{\text{outside}}}{C_{\text{mucosa}} - C_{\text{outside}}}$$

其中， C_{outside} 、 $C_{\text{end septum}}$ 和 C_{mucosa} 分別為外界空氣中的水分濃度、鼻中膈末端(plane 14)的水分濃度和鼻黏膜中的水分濃度，在這裡， C_{outside} 分別為三種外界環境空氣中的水分濃度 0.00806 kg/m³、0.01963 kg/m³和 0.00192 kg/m³， C_{mucosa} 則為 0.03615 kg/m³。由圖中可以發現在經過手術過後，加熱效率和加濕效率都比手術前要來的好，這也說明了透過鼻黏膜下植入手術不但可以達成縮小空鼻症患者鼻腔，還可以在空氣調節的部分獲得提升，這對於空鼻症病患常感到鼻腔乾燥的症狀會有所緩解。其中，V3 的加熱效率和加濕效率最好，V1 次之，在乾冷條件下，手術前的加熱效率和加濕效率分別從 90.78%和 86.03%，再經過 V3 和 V1 手術後，分別增加至 94.65%、91.78%和 94.71%、90.72%，由此可知，無論是鼻側壁植入手術還是下鼻壁植入手術，植入物的體積越大使空鼻症鼻腔越小可以得到較好的空氣調節，而本研究植入了約 2 cm³的效果比植入 1 cm³要來的好。除此之外，可以發現綜合鼻側壁植入手術和下鼻壁植入手術(V5)後的加熱效率和加濕效率介於兩者(V2 和 V4)之間。

(a)



(b)

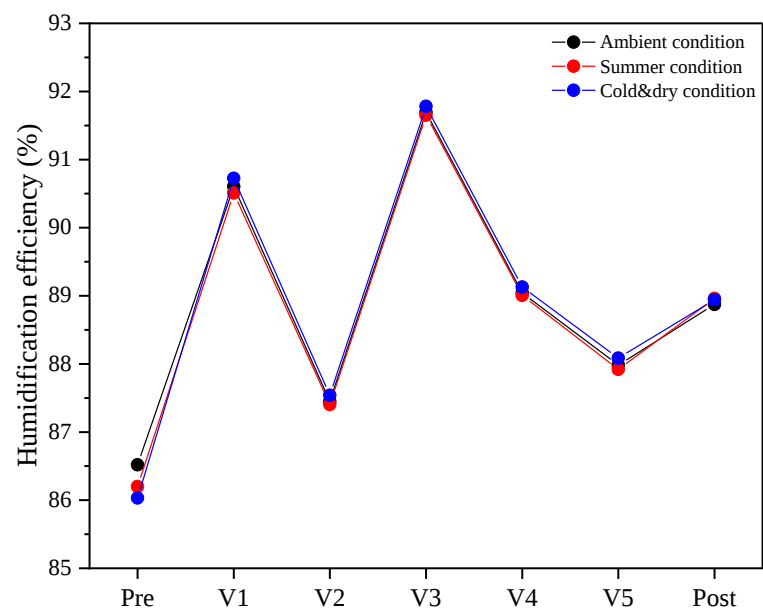


圖 4.49 比較手術前、五種虛擬手術(V1-V5)和手術後患側(右側)鼻腔的(a)加熱效率和(b)加濕效率。

4.2.4 鼻腔感受能力

如同 4.1.8.1 節所述，鼻腔的感受能力與鼻黏膜傳遞的熱量有關，單位面積所傳遞的熱量越多，越能激活鼻黏膜上的冷感受器，進而使鼻腔的感受增加。表 4.14 比較了於三種不同氣候條件下七種鼻腔模型於患側(右側)鼻甲區的平均熱通量、SAHF50 和 SAHF50 於患側(右側)鼻甲區所佔的比例。手術過後，氣流於鼻甲區分布的改變，使得平均熱通量都較手術前有所提升，於乾冷條件下的平均熱通量又大於環境條件和夏天條件，說明了在鼻腔的冷感受器在乾冷條件下會更加敏感。然而，雖然手術過後的平均熱通量都有所提升，但 SAHF50 在 V1-V5 卻沒有顯著變化，這可能是由於手術前後於患側(右側)的流量分配比差異不大導致，不像真實手術後有將近 61% 的氣流流入患側(右側)鼻腔，而導致較多冷感受器被激活。因此，雖然虛擬手術後 SAHF50 沒有顯著變化，但能用比手術前更大的熱通量激活鼻黏膜下的冷感受器對於空鼻症病患的熱通量感知或許會有所進步。除此之外，我們也與健康側鼻腔的鼻甲區熱通量感知做比較，如表 4.15，不同鼻腔模型於健康側(左側)不同的流量分配比沒有導致熱通量感知有明顯差異，然而，可以發現健康側的平均熱通量較患側低卻可以激活較多冷感受器，原因可能為患側(右側)的鼻表面積較少，可以被刺激的區域也就較健康測來的少，未來或許可以進一步想辦法提高空鼻症患者的鼻表面積。

表 4.14 比較吸氣最大流量下($t = 1$ s)於患側鼻甲區的平均熱通量、SAHF50 和 SAHF50 於鼻甲區所佔的比例。

		Pre	V1	V2	V3	V4	V5	Post
Ambient	Average heat flux (W/m^2)	90.9	93.3	91.0	93.4	93.3	90.7	99.9
	SAHF50 (cm^2)	24.2	25.0	24.1	24.8	24.4	23.2	27.0
	SAHF50 fraction (%)	37.8	38.1	37.5	39.3	38.4	36.3	42.4
Summer	Average heat flux (W/m^2)	50.1	47.2	46.0	47.2	47.2	46.0	47.7
	SAHF50 (cm^2)	18.0	18.3	17.4	17.9	17.9	16.6	18.0
	SAHF50 fraction (%)	28.2	27.9	27.0	28.4	28.1	26.0	28.2
Cold & dry	Average heat flux (W/m^2)	189.7	195.4	197.4	195.2	196.6	189.2	209.1
	SAHF50 (cm^2)	30.6	31.0	30.3	30.5	30.7	29.7	36.3
	SAHF50 fraction (%)	47.9	47.2	47.1	48.2	48.3	46.5	56.9

表 4.15 比較吸氣最大流量下($t = 1$ s)於健康側鼻甲區的平均熱通量、SAHF50 和 SAHF50 於鼻甲區所佔的比例。

		Pre	V1	V2	V3	V4	V5	Post
Ambient	Average heat flux (W/m^2)	73.9	72.4	72.0	74.7	72.8	72.3	50.0
	SAHF50 (cm^2)	27.3	27.3	27.0	27.8	27.4	27.1	20.5
	SAHF50 fraction (%)	35.4	35.4	35.0	36.0	35.4	35.1	26.1
Summer	Average heat flux (W/m^2)	37.3	36.4	36.2	37.7	36.9	36.6	25.2
	SAHF50 (cm^2)	17.1	17.1	16.5	17.2	16.8	16.4	11.4
	SAHF50 fraction (%)	22.2	22.2	21.4	22.3	21.7	21.2	14.1
Cold & dry	Average heat flux (W/m^2)	155.1	151.8	150.6	157.2	157.2	152.3	104.7
	SAHF50 (cm^2)	35.3	35.3	35.2	36.2	35.7	35.5	28.5
	SAHF50 fraction (%)	45.7	45.7	45.6	46.9	46.1	46.0	36.3

如同 4.1.8.2 節所述，壁剪切應力會刺激鼻腔上皮內襯的細胞機制進而促使杯狀細胞分泌黏液，因此，壁剪切應力的大小及分布對於鼻腔感受來說也相當重要。圖 4.50 比較了七種鼻腔於手術前後壁剪切應力的分布情形，由圖中可以發現虛擬手術後，壁剪切應力的分布類似且最大壁剪切應力主要發生在鼻前部區域和中鼻甲頭部。除此之外，我們也可以看到在虛擬手術後壁剪切應力於下鼻甲區分布的變化，在經過 V1、V2 和 V5 後，鼻甲區下鼻道的流量從 32.6% 分別增加至 33.9%、34.1% 和 34.2%，下鼻道流量的增加也增加了對下鼻甲區域壁剪切應力的刺激，壁剪切應力於下鼻道的分布也較手術前來的廣；在經過 V3 和 V4 後，雖然流經下鼻道的比例減小，但卻增加了刺激下鼻道黏膜的大小。由圖 4.51 中可以看到在經過 V1 和 V3 手術後於下鼻甲區的平均壁剪切應力從 0.0191 Pa 分別增加至 0.0226 Pa 和 0.0224 Pa。手術過後整體的壁剪切應力獲得提升可以促進細胞分泌黏液進而改善空鼻症患者的症狀。

此外，空鼻症患者亦經常抱怨嗅覺功能失常，透過五種虛擬手術後改善了氣流於鼻甲區分布的比例，氣流流經上鼻道區域的比例也都有所增加，進而可以改善手術前於嗅覺區細胞黏液分泌不足的問題。圖 4.52 比較了虛擬手術前後於最大流量下壁剪切應力在患側(右側)嗅覺區的分布情形，由圖中可以明顯看出壁剪切應力大於 0.015 Pa 的分布增加，尤其是 V1 和 V3 最為明顯。沿用了 4.18 小節定義的不同壁剪切應力水平區域，圖 4.53 比較了手術前後於吸氣最大流量下患側(右側)嗅覺區在不同壁剪切應力水平區域下的面積比，手術前 A2/A1 只有 41.6% 表示嗅覺區細胞黏液分泌不足才導致了嗅覺失常，經過 V1-V5 手術後 A2/A1 分別增加至 53.3%、46.7%、54%、50.1% 和 46.4%。虛擬手術後 A2/A1 的增加表示可以促使嗅覺區有更多的細胞黏液分泌，進而可以改善空鼻症患者嗅覺失常的症狀。

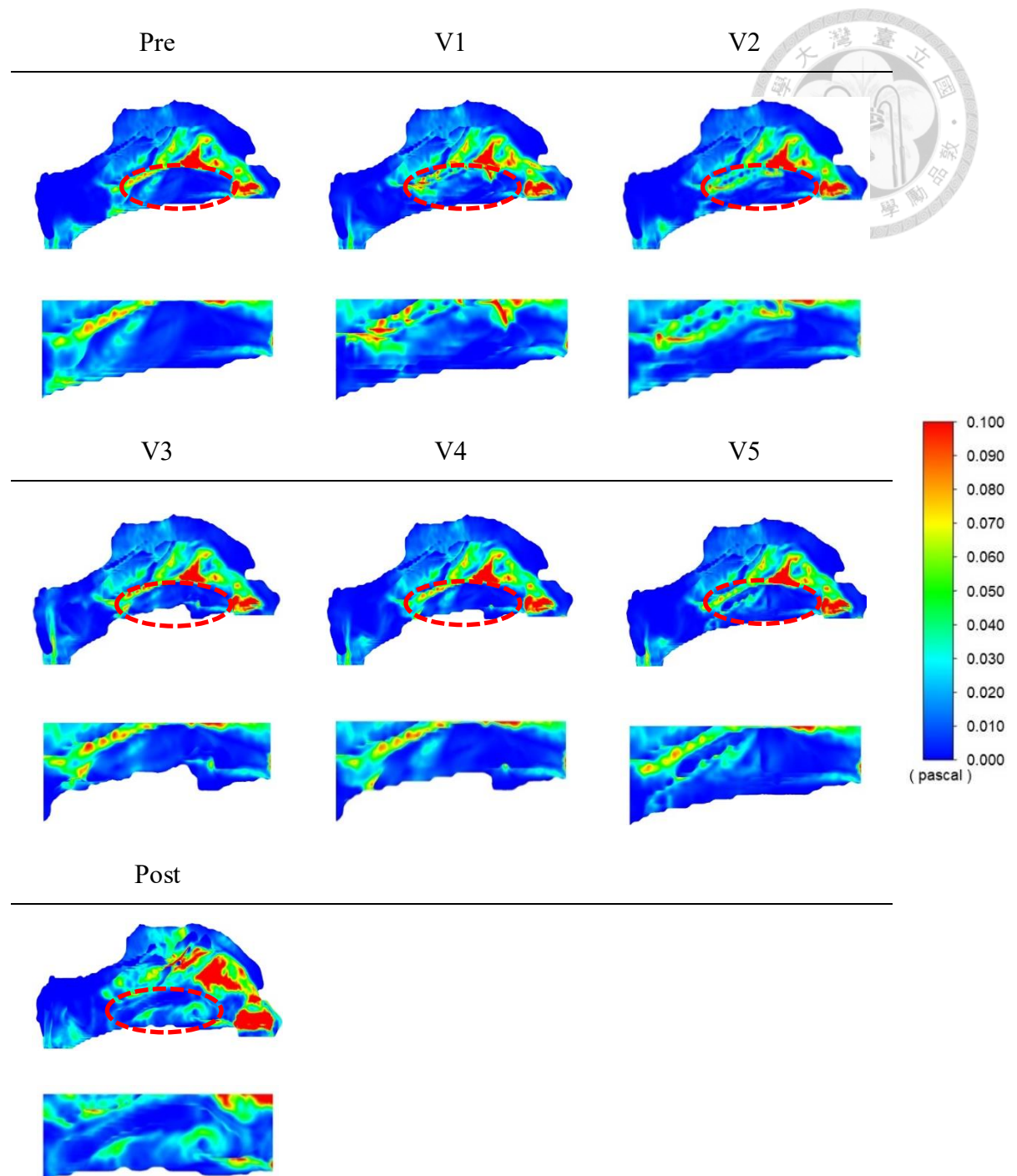


圖 4.50 比較手術前、五種虛擬手術(V1-V5)和手術後於吸氣最大流量下，患側(右側)鼻腔的壁剪切應力分布。

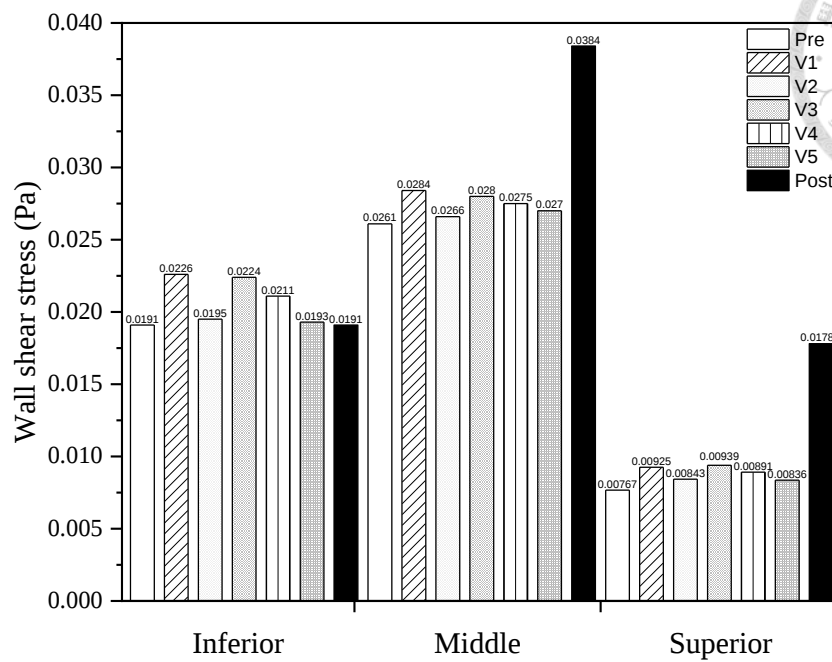


圖 4.51 比較手術前後，於吸氣最大流量下($t = 1$ s)於鼻甲區的平均壁剪切應力。

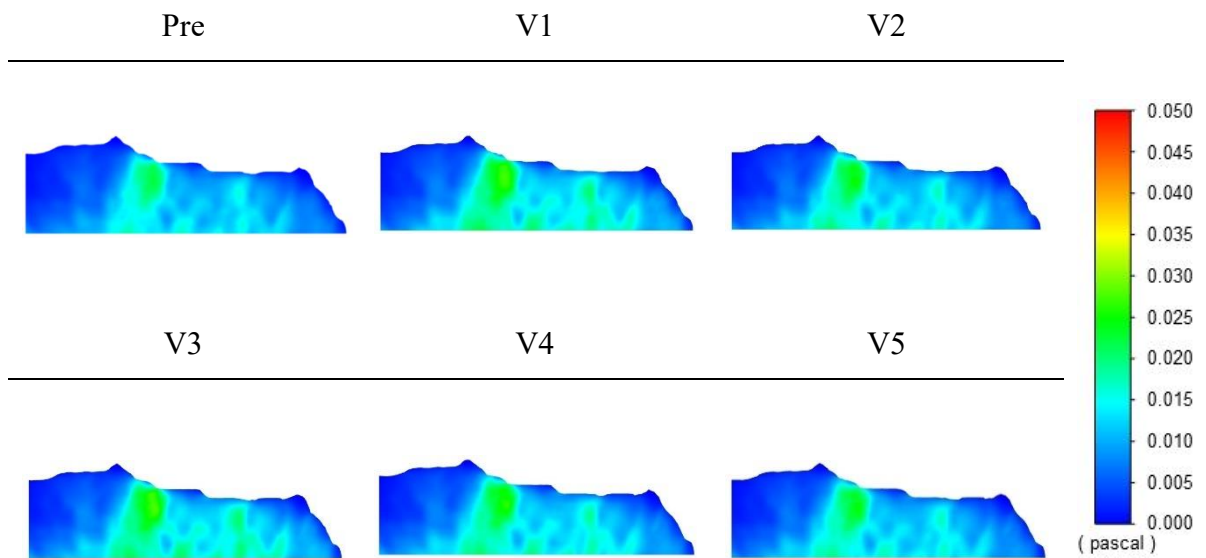


圖 4.52 比較虛擬手術前後在吸氣最大流量下於右側(患側)嗅覺區的壁剪切應力分布。

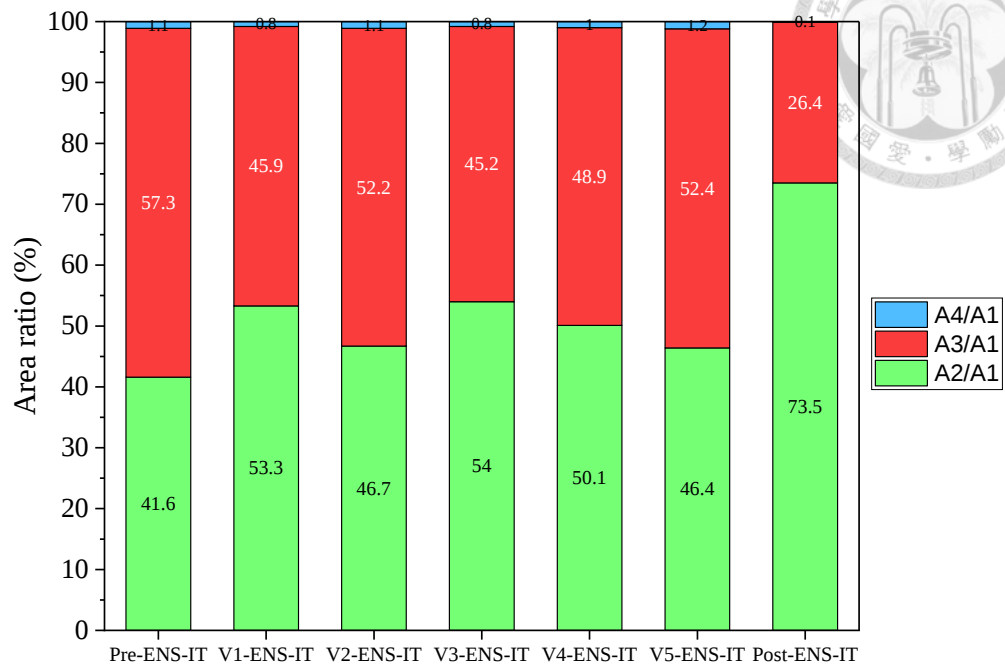


圖 4.53 於吸氣最大流量下，比較手術前後右側(患側)嗅覺區在不同壁剪切應力水平區域下的面積比。

4.3 顆粒沉積

在吸氣的過程中，鼻子扮演了防止外界微粒吸入肺部的保護屏障，有效地捕捉使顆粒能夠沉積在鼻子表面上是鼻子一項很重要的過濾功能，由於目前對於空鼻症患者鼻腔過濾功能的研究尚不多，本小節將分成兩部分討論空鼻症患者的鼻腔過濾功能，第一部分為比較ENS-IT一側和健康側在吸氣階段的顆粒沉積效率和顆粒沉積速率，第二部分則是比較鼻黏膜下植入手術前後對於PM10的分布顆粒沉積效率。

4.3.1 顆粒運動模型的選擇

本研究是討論微米等級下的顆粒於空鼻症患者鼻腔的沉積效率，由於討論範圍低至直徑為 $1\ \mu\text{m}$ 的顆粒，已位於亞微米(submicron)等級附近，所以比較了亞微米等級的顆粒在受到不同力的影響下對沉積效率的影響。其中，只有當考慮到布朗作用力時才使用Stokes-Cunningham拖曳模型，其餘則是使用球形拖曳模型(Spherical drag model)。Wang等人[55]比較了不同作用力下對奈米顆粒的影響，隨著粒徑越接近 $1\ \text{nm}$ ，布朗作用力的影響變的更加顯著，而在其他作用力的影響下，如抬升力、熱泳力，對顆粒的沉積效率影響不大，如圖4.54。我們也針對了 $1\ \mu\text{m}$ 的顆粒比較在不同作用力下對沉積效率的影響，由圖4.55可以發現不管 $1\ \mu\text{m}$ 顆粒受到抬升力還是布朗作用力，其在吸氣區間的累積沉積效率都與只考慮拖曳力的情形下相近，表示著慣性效應的影響對於 $1\ \mu\text{m}$ 的顆粒還是比較大的，因此，在本研究中所使用的模型為單純只考慮慣性力平衡拖曳力及重力的顆粒運動方程式和球形拖曳模型(Spherical drag model)。

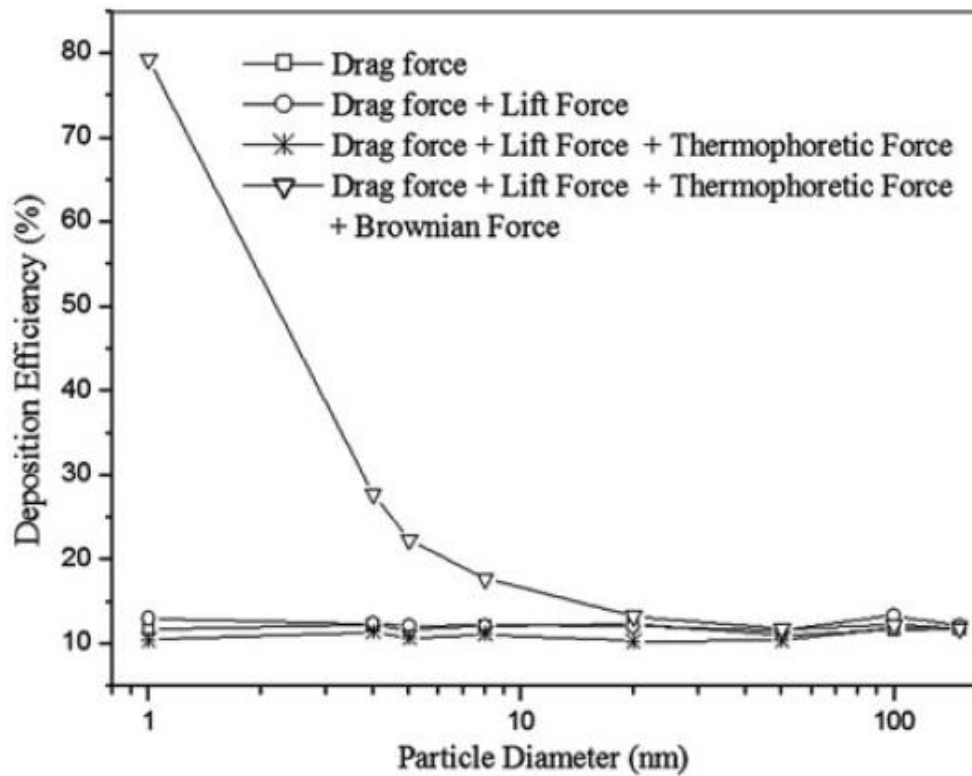


圖 4.54 在 10 L/min 下，比較不同作用力對奈米顆粒沉積的影響。[55]

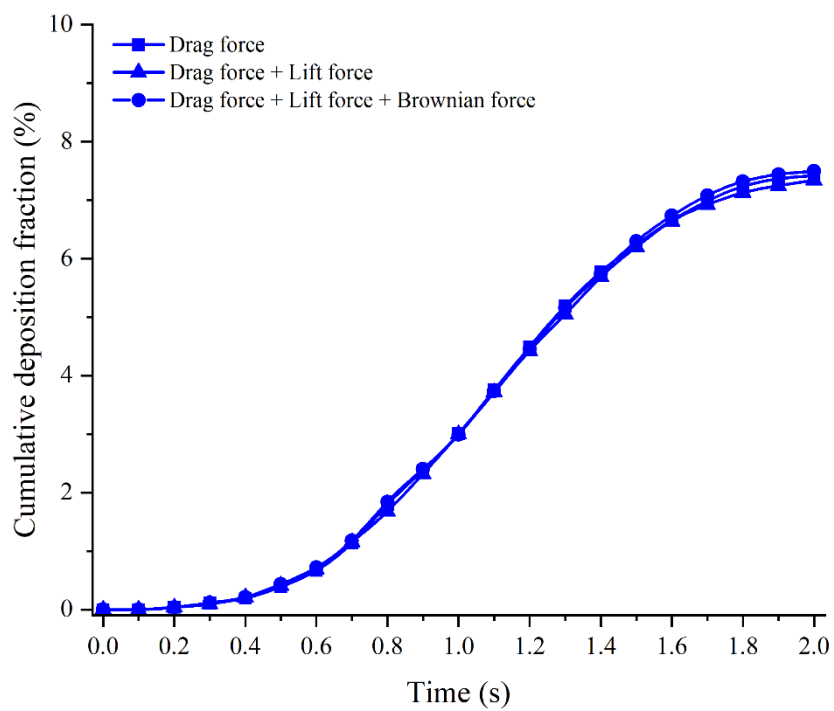


圖 4.55 比較不同作用力對 1 μm 顆粒沉積的影響。

4.3.2 空鼻症鼻腔的顆粒沉積

本小節針對了右側患有空鼻症的鼻腔模型(pre-surgery)進行了微米等級的顆粒在該模型中於吸氣階段下對顆粒捕捉的分析。1, 5, 10和20 μm 粒徑的球形顆粒為本小節的研究對象，每次進行不同粒徑顆粒於鼻腔中運動的預測時，在 $t = 0 \text{ s}$ 時於臉部前方的球形計算區域均勻地釋放100000顆單一粒徑(1, 5, 10和20 μm)顆粒，如圖4.56。

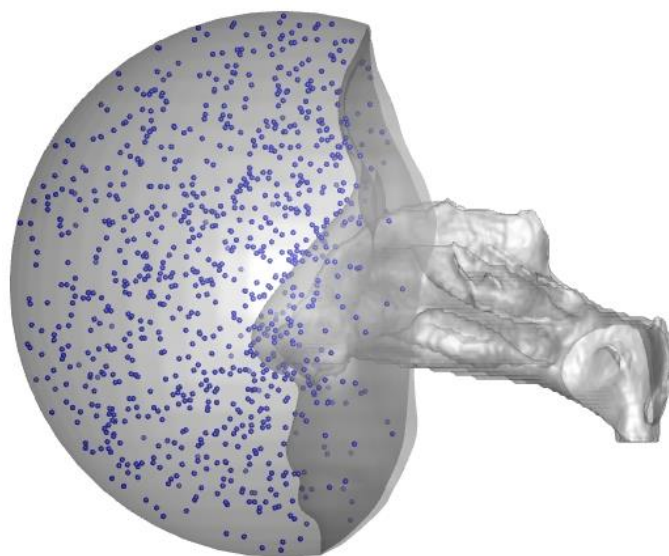


圖 4.56 均勻地釋放 100000 顆粒子於球形計算區域。

1, 5, 10和20 μm 顆粒在吸氣階段下隨著時間變化的累積沉積分率(Cumulative deposition fraction, CDF)如圖4.57所示，不論沉積處的累積沉積分率定義為從吸氣階段一開始到特定時間的沉積顆粒數量(N_{0-t})與在整個吸氣階段吸入鼻腔的顆粒總數(N_{Total})的比值，如式(4.1):

$$CDF = \frac{N_{0-t}}{N_{Total}} \quad (4.1)$$

在圖中，不同粒徑顆粒於吸氣階段的任何時間下的總沉積分率都可以很清楚地被定義出來，由圖中可以看到顆粒的總沉積分率隨著顆粒尺寸的增加而急劇增加，像是1 μm 的顆粒在吸氣區間結束時的總沉積分率只有7.42%，而20 μm 的顆粒在吸氣區間結束時的總沉積分率高達51.3%，由此可得知鼻腔對於大顆粒的捕捉效

果明顯優於小顆粒，這可能是由於越大的顆粒其擁有越大的慣性效應，因此越容易被鼻腔給捕捉而沉積，不易吸入下呼吸道中。圖4.58更進一步地將健康側與患側於鼻腔中的累積沉積分率分開比較，由圖中可以發現健康側鼻腔對於顆粒捕捉的效率都比患側要來的好，對於20 μm 的顆粒在吸氣階段結束時的總沉積分率分別為53.1%和39.5%，而對於1 μm 的顆粒在吸氣區間結束時的總沉積分率分別為7.0%和6.4%，隨著顆粒大小的遞減，健康側鼻腔與患側鼻腔的沉積分率差別越小，說明了當顆粒粒徑小到一個程度後，無論是健康鼻腔還是空鼻症鼻腔都無法有效率的捕捉。

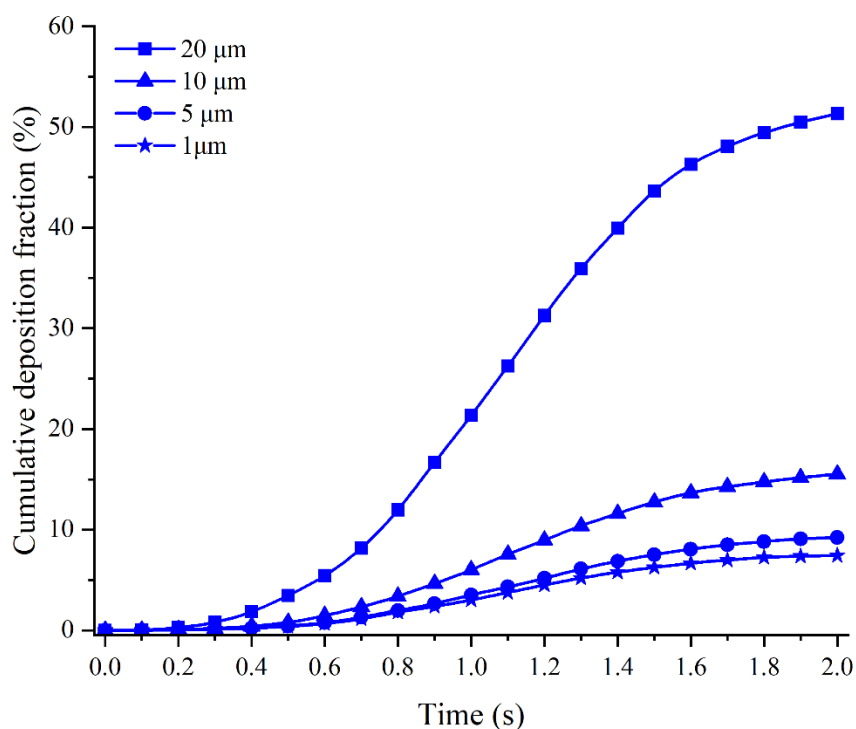


圖 4.57 比較不同粒徑顆粒在鼻腔中隨時間變化的累積沉積分率。

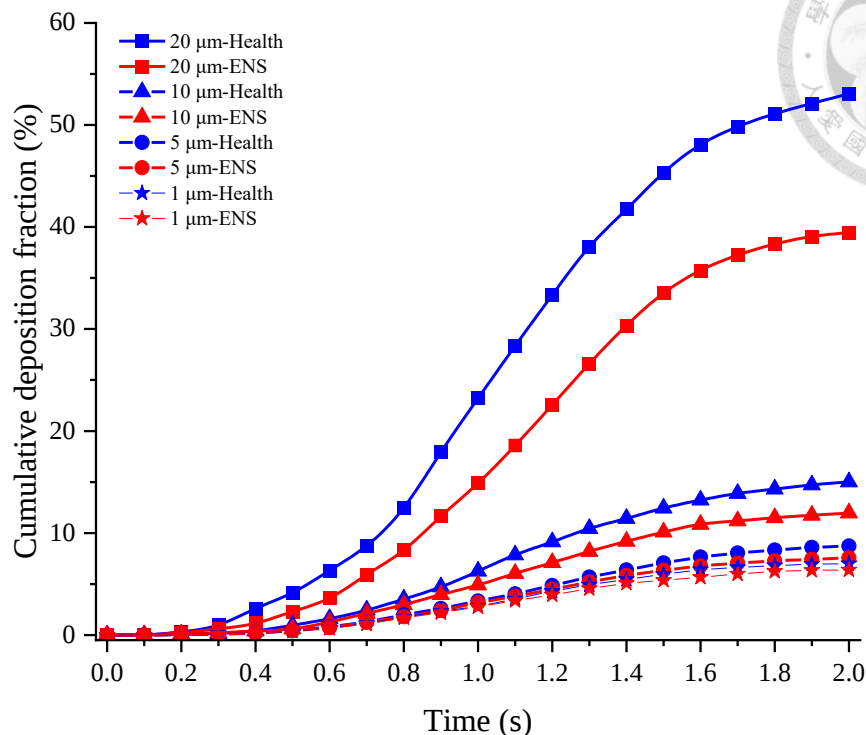


圖 4.58 比較不同粒徑顆粒在健康側與患側隨時間變化的累積沉積分率。

1, 5, 10和20 μm 顆粒在吸氣階段隨著時間變化在固定的時間間隔下紀錄每個粒徑大小的沉積速率如圖4.59所示，沉積速率(Deposition rate)定義為在時間間隔內沉積的顆粒數(N_{t-i})與在整個吸氣階段吸入鼻腔的顆粒總數(N_{Total})的比值，如式(4.2):

$$Deposition\ rate = \frac{N_{t-i}}{N_{Total}} \quad (4.2)$$

正如預期，隨著顆粒粒徑越大，顆粒的沉積速率也越大，而1 μm 的顆粒具有最低的沉積分率，在整個隨時間變化的流速範圍內仍然擁有最低的沉積速率。對於20 μm 的顆粒沉積速率要比其他大小的顆粒要顯著增加，且其沉積速率大致跟隨著流速分布，也就是說，20 μm 顆粒沉積速率在吸氣前半段隨著流量增加而急遽增加，在吸氣後半段隨著流量減少而減少。另外，也可以發現各個粒徑大小的顆粒在吸氣階段要結束時($t = 1.7\text{ s}$)的沉積速率都略大於吸氣階段剛開始時，這可能是

由於在吸氣要結束時擁有比吸氣階段剛開始時有更大的慣性效應，使得有較大的沉積速率。

圖4.60更進一步地將健康側與患側於鼻腔中的沉積速率分開比較，20 μm 和10 μm 的顆粒沉積速率於健康側可以明顯看出來比患側要高，而5 μm 和1 μm 的顆粒沉積速率於兩側則看不出明顯差別，當顆粒小於5 μm 後，無論鼻腔正常與否都不好捕捉。另外，於健康側20 μm 的顆粒最大沉積速率出現在0.8-0.9 s，而於患側20 μm 的顆粒最大沉積速率出現在1.2-1.3 s，推測於患側最大沉積速率較健康測延遲的原因為患側在下鼻道的低速渦流會降低慣性效應，而把顆粒帶到鼻腔後部才被捕捉，因此，透過手術改變鼻腔幾何進而改變患側流態或許可以改善鼻腔對顆粒沉積的效率。

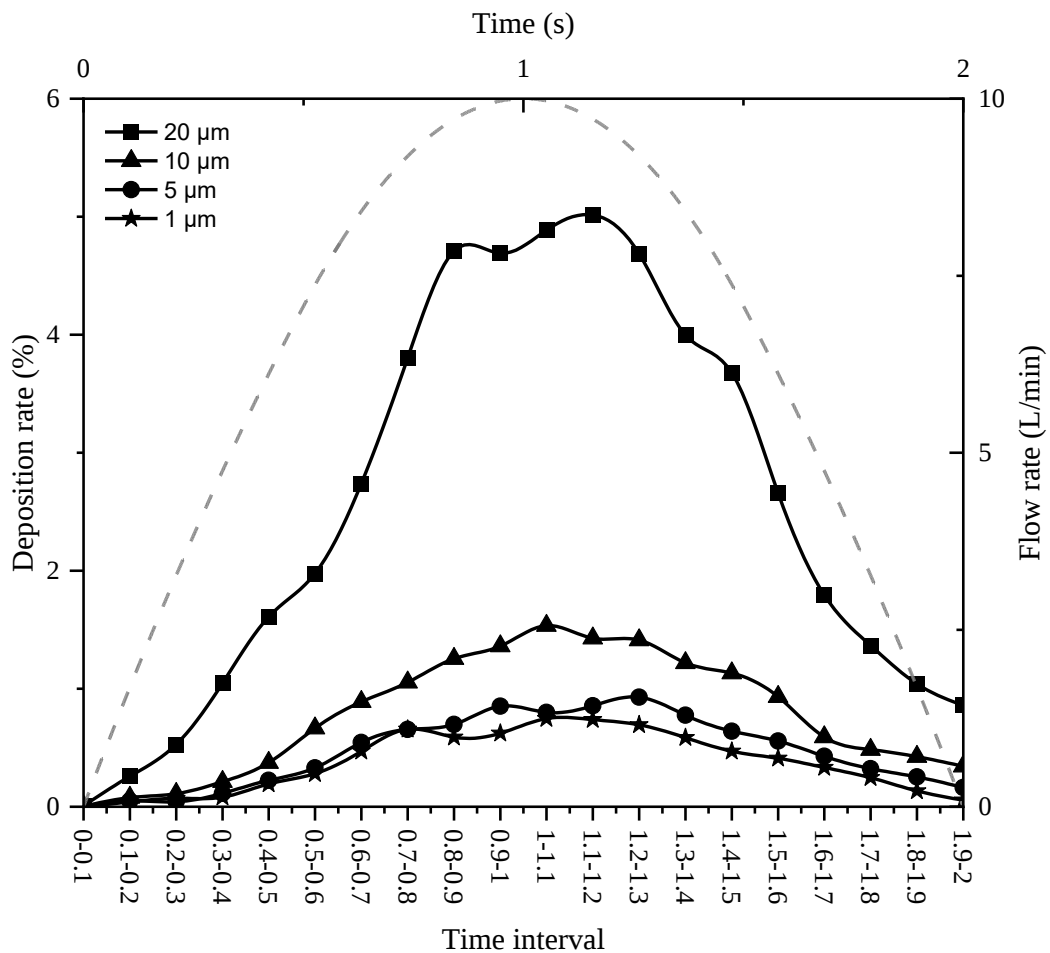
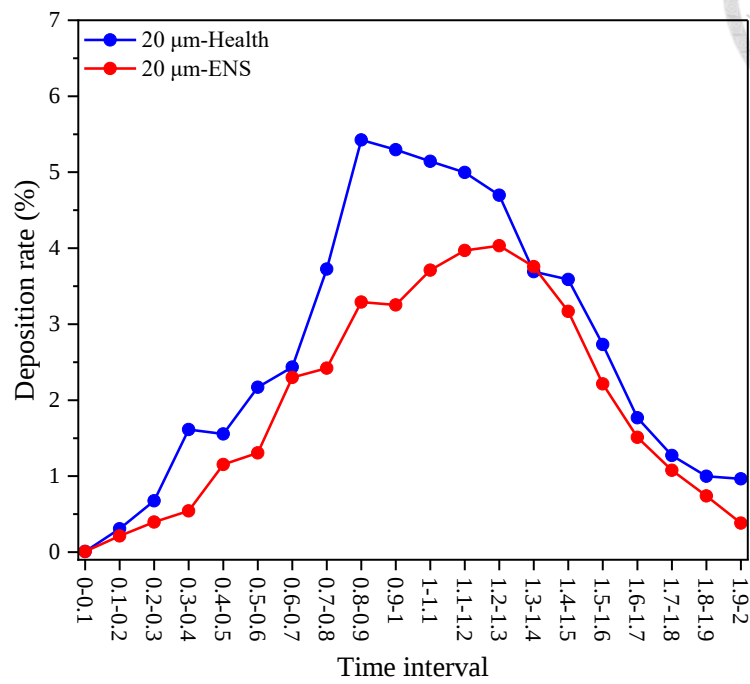
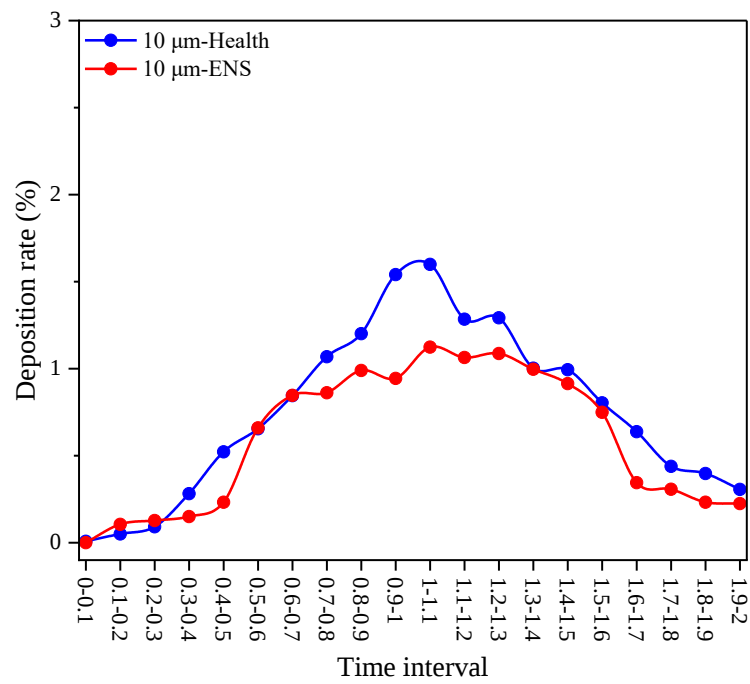


圖 4.59 比較不同粒徑顆粒在吸氣階段不同時間間隔下於鼻腔中的沉積速率。

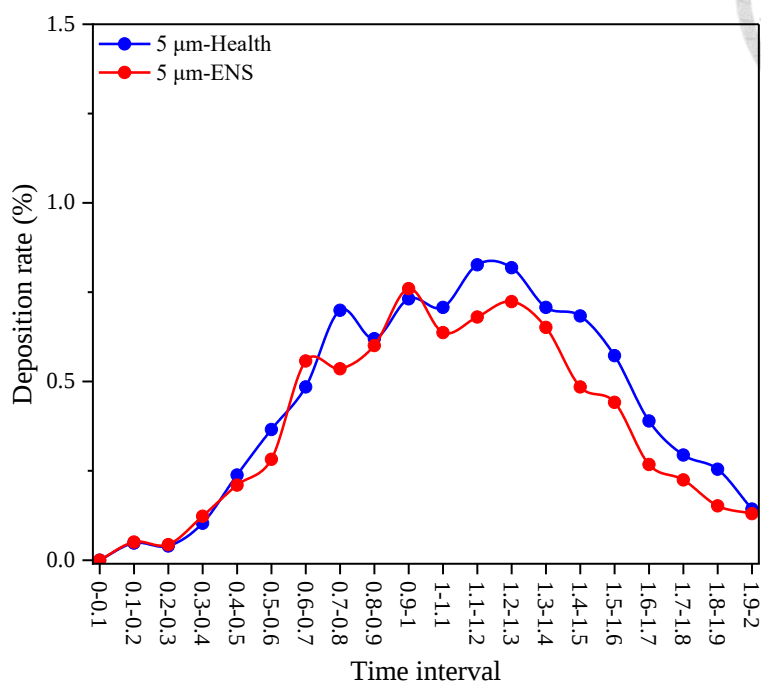
(a)



(b)



(c)



(d)

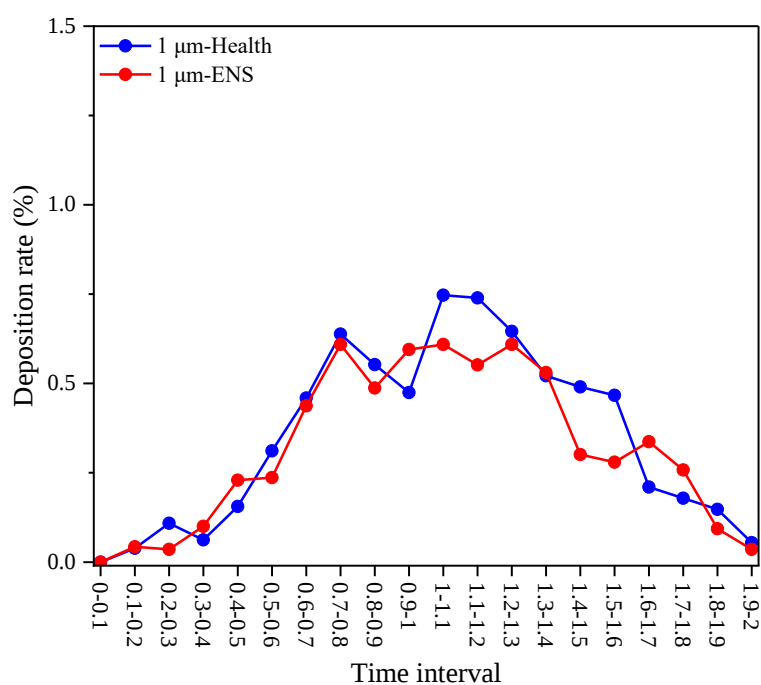


圖 4.60 比較不同粒徑在吸氣階段於健康側和患側的沉積速率。(a) 20 μm ; (b) 10 μm ; (c) 5 μm ; (d) 1 μm 。

循環呼吸期間氣流速率隨時間變化可能會改變作用在顆粒上的力的相對重要性，包括顆粒慣性和重力。為了更好地理解在非穩態呼吸下的顆粒沉積，考慮每個力在吸氣階段對累積沉積分率和沉積速率的貢獻是必要的。因此，考慮在沒有重力的情況下分別對1, 5, 10和20 μm 的顆粒進行追蹤，並與在有考慮重力的情形下做比較。在沒有考慮重力的情況下，顆粒在撞擊的過程中僅受慣性力影響，此外，考慮重力與沒考慮重力的唯一差別在於顆粒有沒有額外受到重力沉降機制的影響。圖4.61比較了四種粒徑在有考慮重力和無考慮重力下於吸氣階段的累積沉積分率，20 μm 和10 μm 的顆粒在有考慮重力情形下的沉積分率明顯地比沒有考慮重力的情況下高，這說明了重力效應對於大於10 μm 的顆粒會加強顆粒的沉積，然而，對於5 μm 和1 μm 的顆粒在有無重力的影響下，其沉積分率都差不多，說明了5 μm 和1 μm 的顆粒主要是靠慣性撞擊沉積。

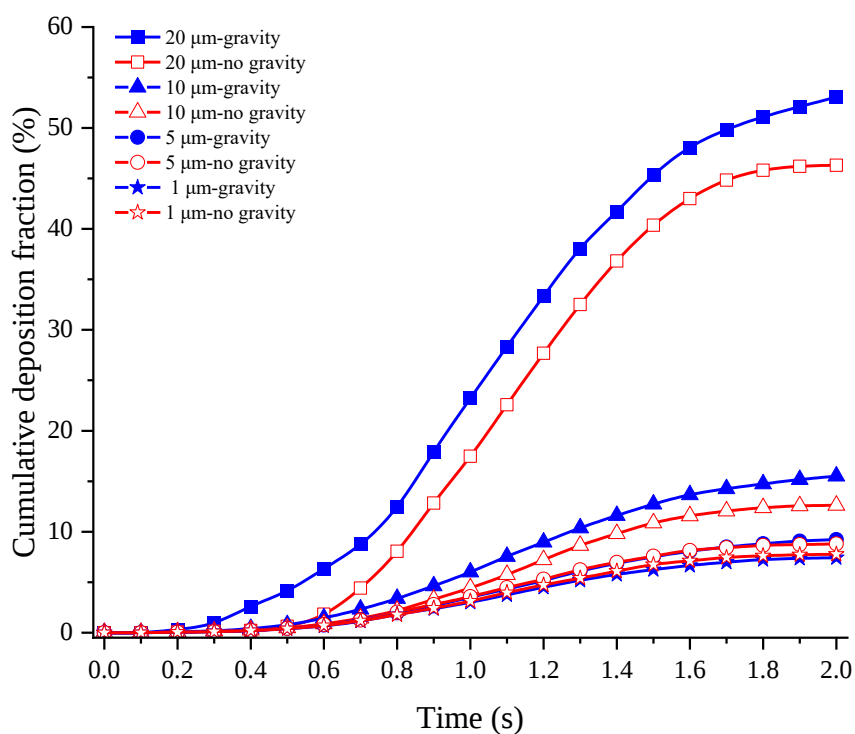
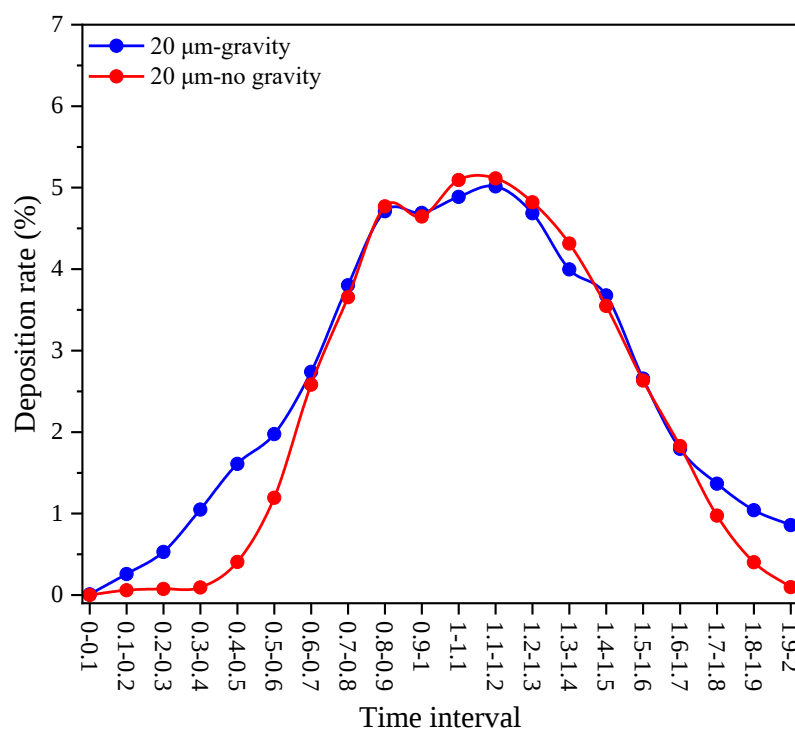


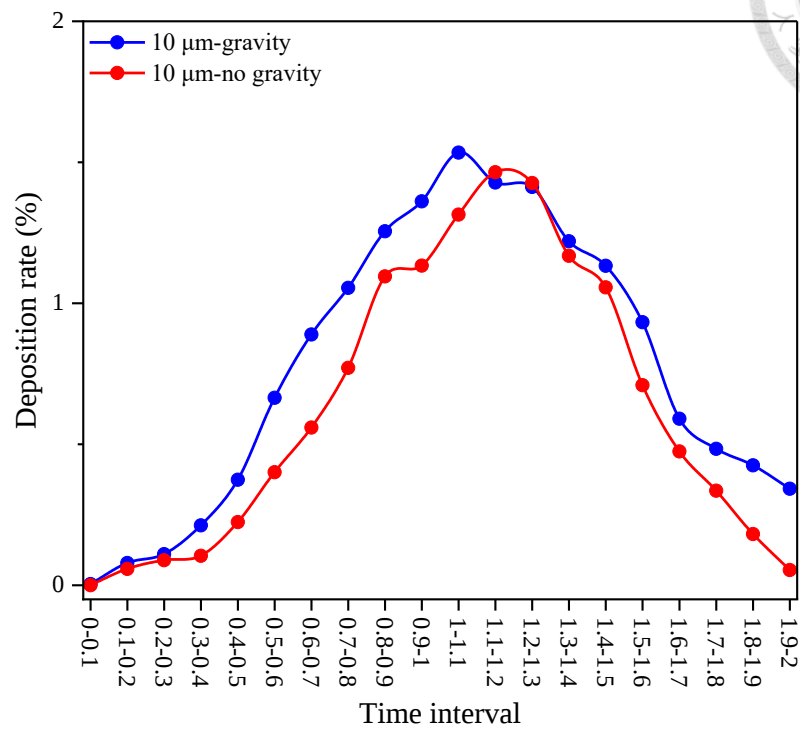
圖 4.61 比較不同粒徑在吸氣階段有考慮重力和無考慮重力隨時間變化的累積沉積分率。

由圖4.62可以比較1, 5, 10和20 μm 的顆粒在有無考慮重力的情形下，於吸氣階段沉積速率的變化。圖4.62(a)可以看出20 μm 的顆粒主要是受到慣性撞擊機制所主導，然而，在吸氣階段的一開始和接近結束時，有考慮重力的沉積速率大於無考慮重力的情況，其原因是，在此階段慣性效應影響較小而重力沉降主導所致，所以重力沉降對於20 μm 顆粒的沉積還是有加強作用。圖4.62(b)可以看出重力效應對於10 μm 顆粒有很大的影響，有考慮重力的沉積速率在整個吸氣階段都大於無考慮重力的情況，說明了10 μm 顆粒主要受重力沉降機制主導。圖4.62(c)和圖4.62(d)分別比較了5 μm 和1 μm 在有無考慮重力下的沉積速率，由圖中可以看出5 μm 和1 μm 的顆粒在有考慮重力的影響下與沒有考慮重力的沉積速率沒有明顯的差別，這說明了5 μm 和1 μm 的顆粒在鼻腔內的沉積過程主要受慣性撞擊機制主導。

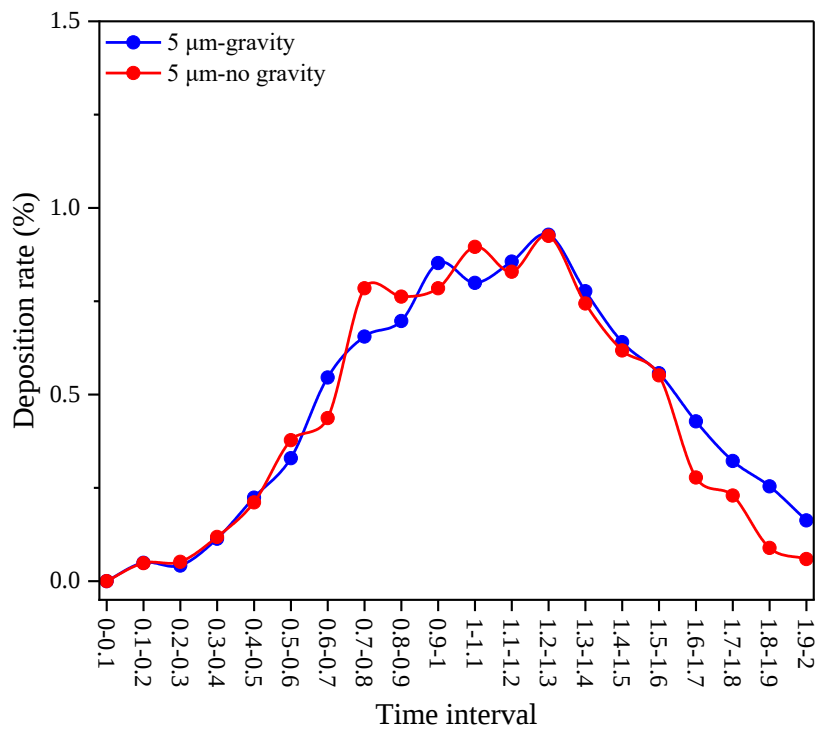
(a)



(b)



(c)



(d)

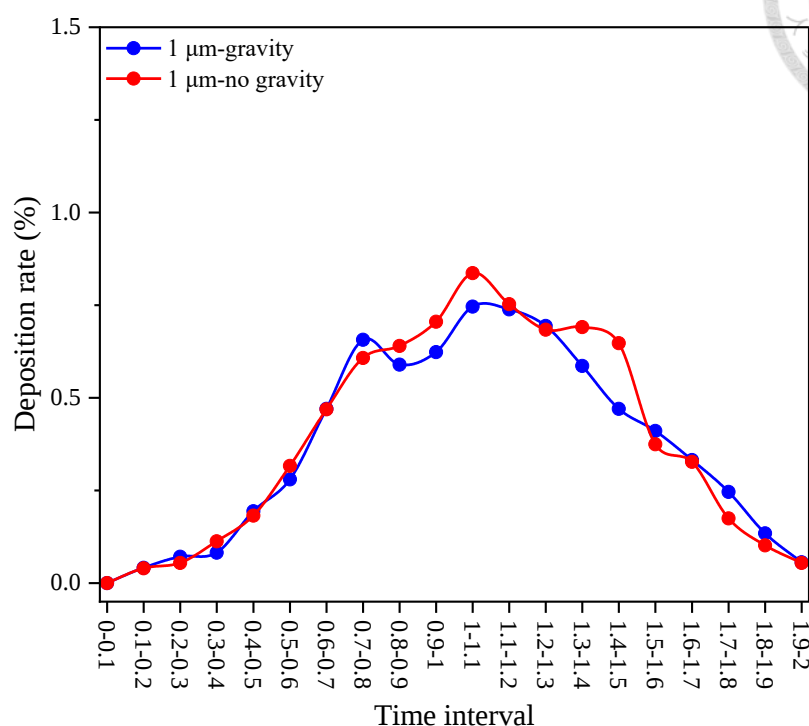
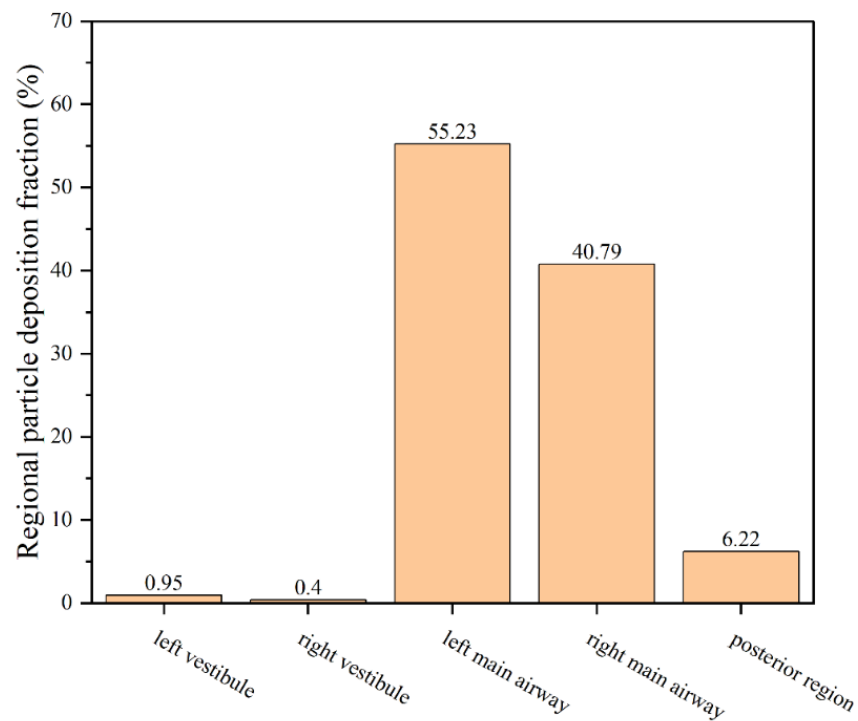


圖 4.62 比較不同粒徑顆粒在吸氣階段有考慮重力和無考慮重力的沉積速率。(a) 20 μm ; (b) 10 μm ; (c) 5 μm ; (d) 1 μm 。

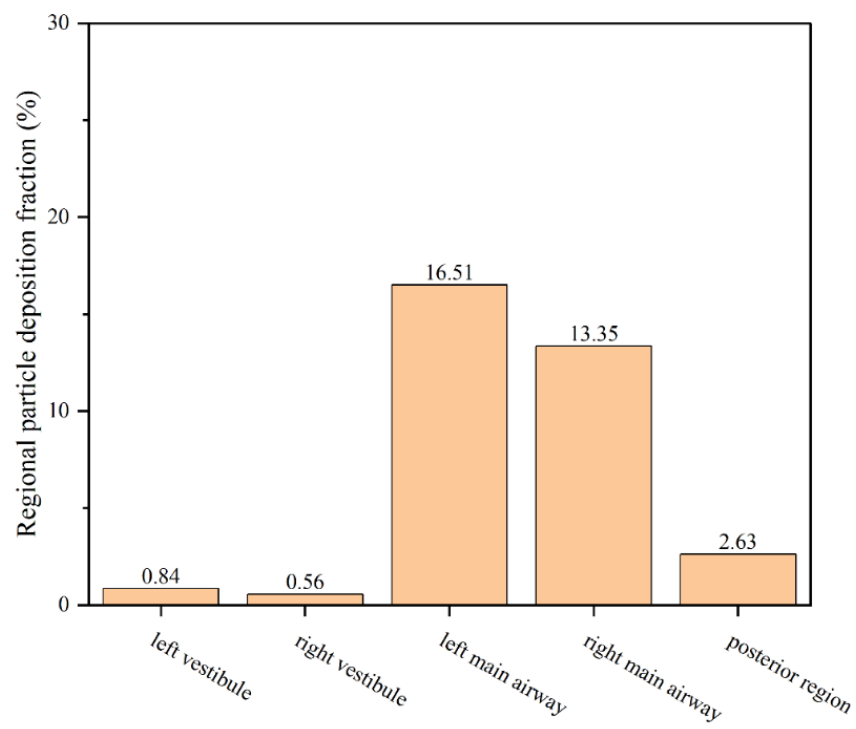
圖4.63比較了1, 5, 10和20 μm 的顆粒在經過一次完整的呼吸週期後於鼻腔中不同位置的總沉積分率，由圖中可以看到無論是何種粒徑大小的顆粒都主要沉積在鼻腔的主要通道，隨著粒徑越小，顆粒沉積分率也就越低，而健康側又比患側沉積分率要來的高，表示著健康側擁有比患側較好的過濾空氣的能力。然而，隨著顆粒越小，健康側與患側沉積分率的差異也就越小，20 μm 的顆粒在健康側與患側主要通道的沉積分率分別為55.23%和40.79%，而1 μm 的顆粒在健康側與患側主要通道的沉積分率分別為6.86%和6.14%，由此可知，對於1 μm 顆粒的捕捉在健康側與患側是幾乎是不易在鼻腔中沉積的。圖4.63(e)分別將健康側與患側鼻腔切割成14個壁面並比較了健康側與患側在不同粒徑大小下於鼻腔中不同位置的沉積分率，由圖中可以看到20 μm 的顆粒在健康側鼻腔的中鼻甲頭部之前就大量

沉積，而在患側鼻腔顆粒則被稍微往後帶到鼻腔中間才大量沉積，這可能是由於患側鼻腔下鼻道空洞區域的低速渦流減低了顆粒的慣性效應，使得顆粒較晚撞擊鼻壁面導致沉積。隨著顆粒粒徑越小，顆粒越容易跟著氣流的流動方向走，慣性影響也不如大顆粒劇烈，因此可以看到5 μm 和1 μm 的顆粒沉積均勻分布在鼻腔中。

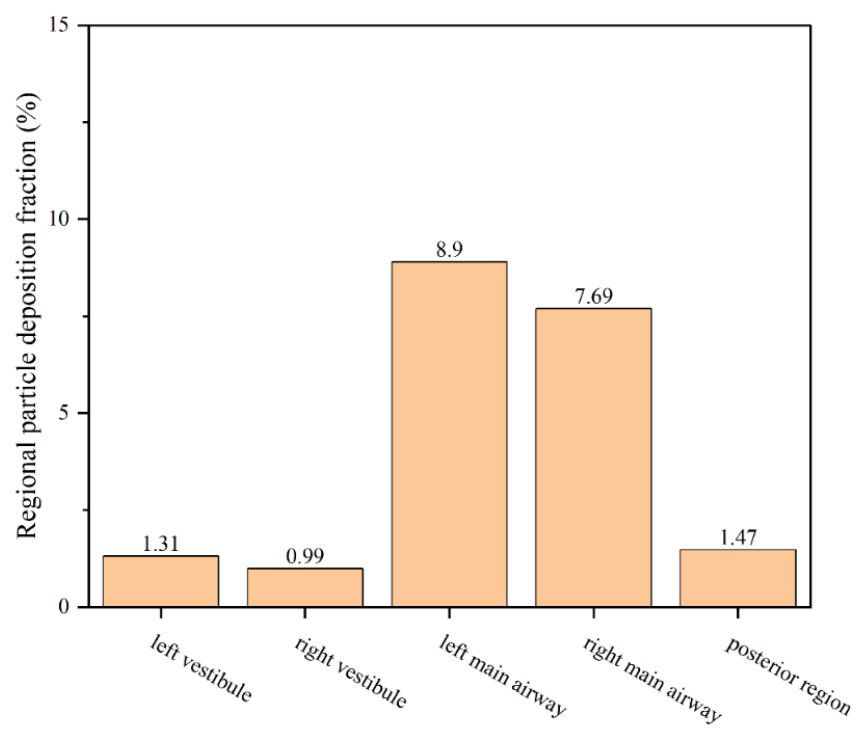
(a)



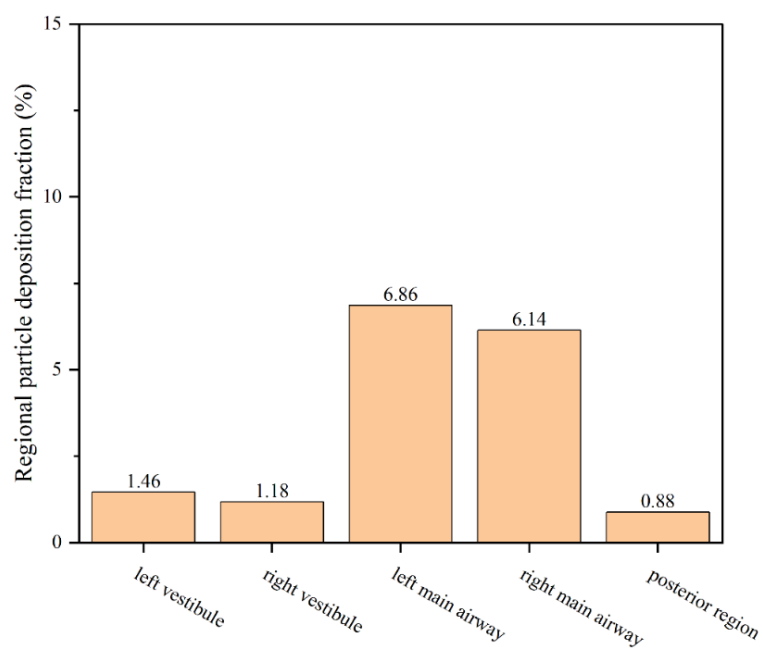
(b)



(c)



(d)



(e)

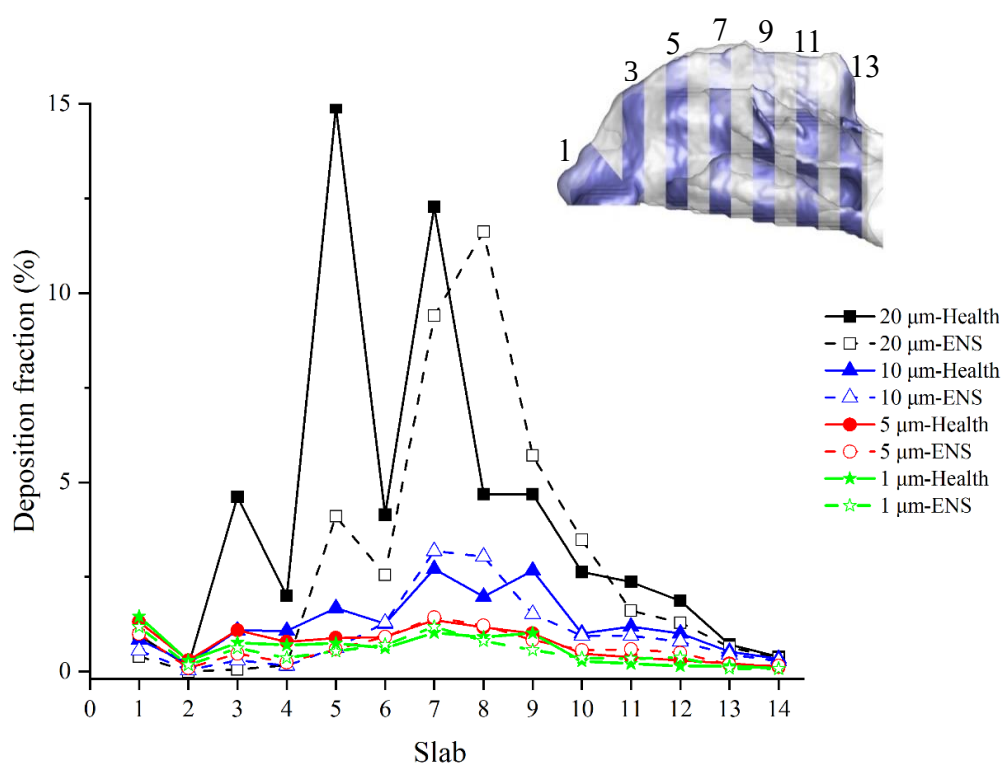


圖 4.63 顆粒於健康側和患側不同區域的沉積分率，(a) 20 μm ；(b) 10 μm ；(c) 5 μm ；(d) 1 μm 。(e)不同粒徑大小於鼻腔中不同位置的沉積分率。

圖4.64比較了1, 5, 10和20 μm 的顆粒於手術前鼻腔模型中的顆粒沉積分布，由圖中可以看到20 μm 的顆粒主要沉積在鼻前部、中鼻甲和下鼻甲的區域，而在患側的顆粒沉積效果明顯較健康側差。從10 μm 的顆粒開始，其沉積的位置不如20 μm 的顆粒集中於特定地方而較20 μm 的顆粒分散。隨著顆粒粒徑越來越小，由圖中可以看到氣流能將5 μm 和1 μm 的小顆粒帶到鼻腔深處，使得小顆粒沉積分散於整個鼻腔中，且健康側與患側鼻腔對於小顆粒的捕捉能力都不佳。

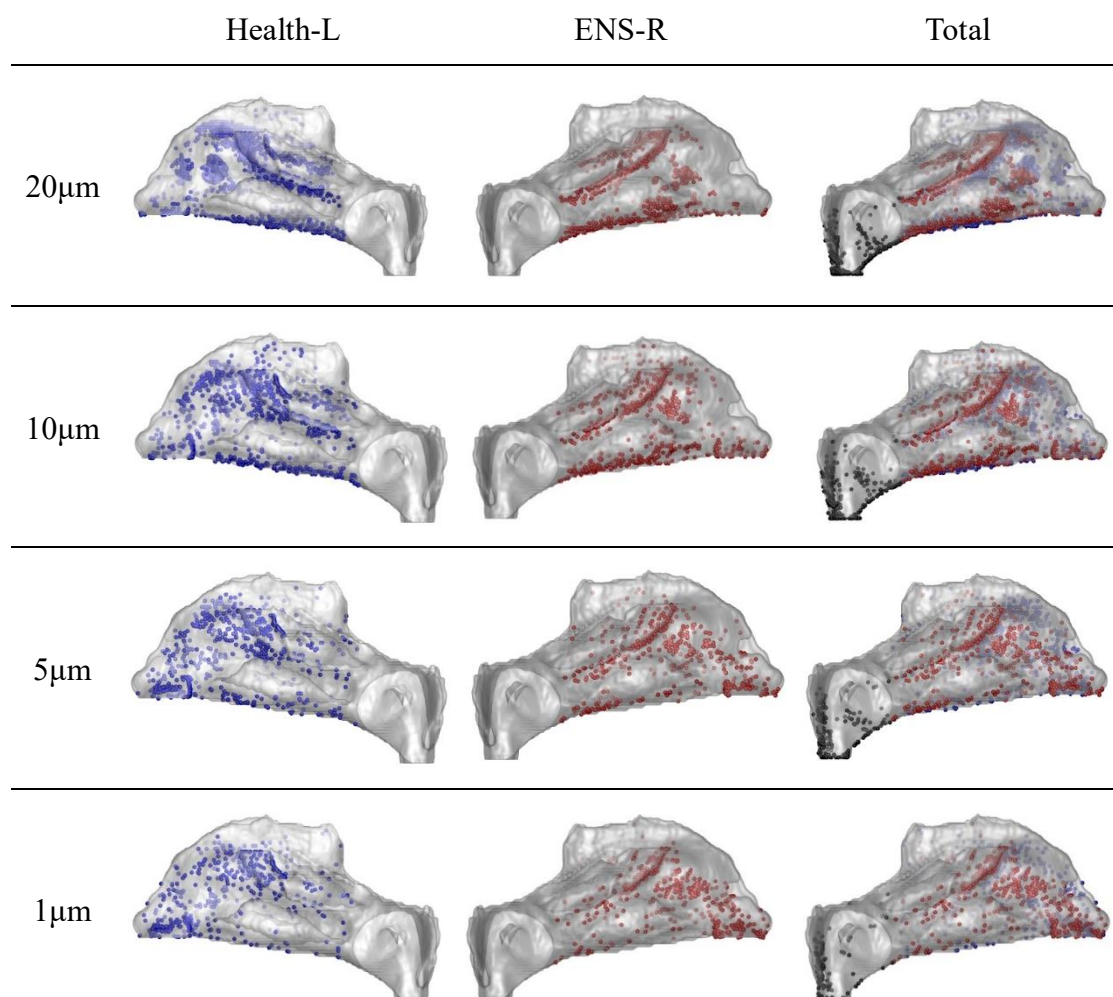


圖 4.64 1, 5, 10 和 20 μm 的顆粒於手術前鼻腔模型中的顆粒沉積分布圖。

4.3.3 比較手術前後的顆粒沉積

由前一小節可以得知患有空鼻症的空洞鼻腔對於微米等級顆粒的沉積效率低於健康的正常鼻腔，我們推測由於空洞鼻腔會造成下鼻道產生低速渦流進而降低了顆粒的慣性效應，又因空鼻症鼻腔的鼻表面積又較健康鼻腔少，使得顆粒撞擊壁面而沉積的機會又減少，導致空鼻症鼻腔對於微米級顆粒捕捉效果降低。

本小節將針對手術前後的鼻腔模型對PM10的顆粒沉積效率進行比較與討論，由於虛擬鼻側壁植入手術(V1)在經過我們的分析後擁有與健康側最相近的流態，因此拿來與手術前鼻腔進行比較，此外，又因為真實手術後的鼻腔與手術前拍攝CT的時間不同而受到鼻週期的影響，導致健康側鼻腔明顯縮小，於患側鼻腔有較大的流量分配比，因此，為了使比較的基礎相同，基於真實手術填補位置的虛擬手術(V5)也拿來與手術前鼻腔進行比較。

PM10的顆粒粒徑大小分布的選擇是參考Wilson等人[102]對粗顆粒和細顆粒在流行病學上的研究，如圖4.65中紅色虛線。我們考慮了2, 4, 6, 8, 10, 12, 14, 16, 18, 20 μm 的顆粒共100000顆作為PM10的粒徑大小分布，相關的顆粒數、數量分率、質量分率、累積數量分率和累積質量分率整理如表4.16，圖4.66也描述了PM10粒徑分布的數量分率和質量分率。

如同前一小節釋放顆粒的方式，追蹤PM10的顆粒於不同鼻腔模型中運動，在 $t=0\text{ s}$ 時分別於手術前、手術後、V1和V5鼻腔模型臉部前方的球形計算區域均勻地釋放100000顆PM10的顆粒，如圖4.67。

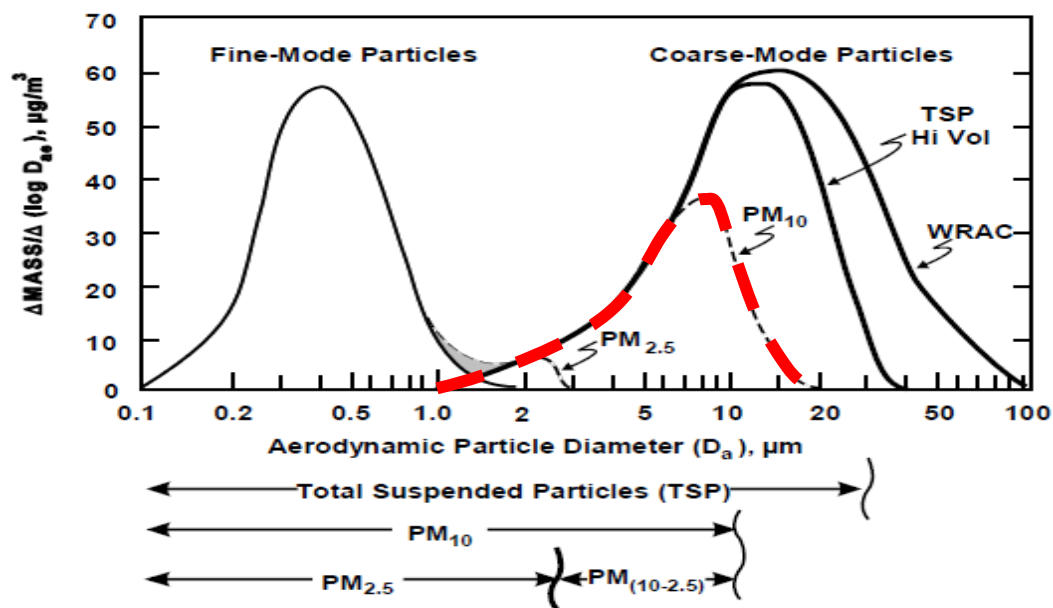
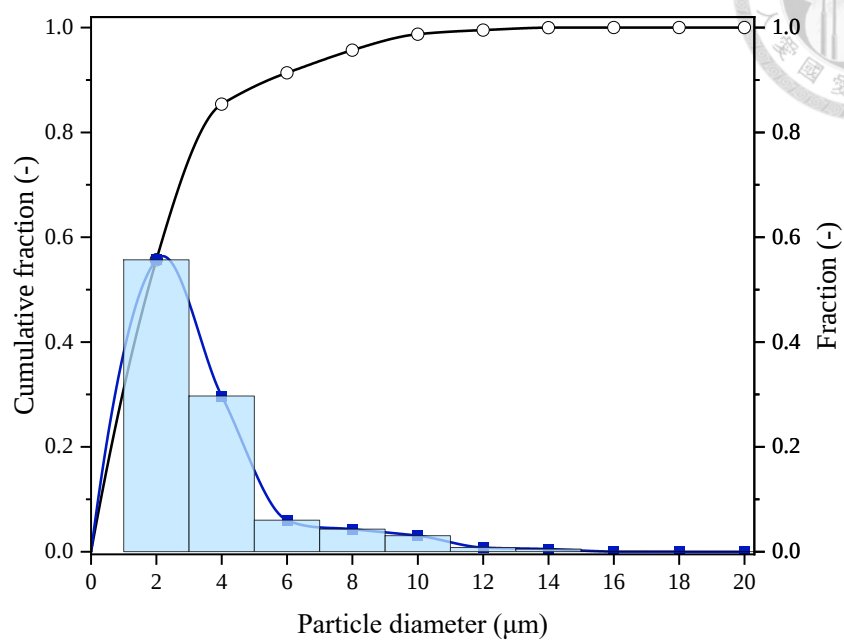


圖 4.65 環境顆粒物的理想分布，利用尺寸選擇採樣器收集的細模式粒子和粗模式粒子。[102]

表 4.16 PM10 顆粒粒徑大小分布。

Particle diameter (μm)	Count	Fraction	Mass fraction	Cumulative fraction	Cumulative mass fraction
2	55670	0.5567	0.0382	0.5567	0.0382
4	29700	0.297	0.1630	0.8537	0.2012
6	6000	0.06	0.1111	0.9137	0.3123
8	4300	0.043	0.1888	0.9567	0.5011
10	3050	0.0305	0.2616	0.9872	0.7627
12	780	0.0078	0.1156	0.995	0.8783
14	480	0.0048	0.1130	0.9998	0.9912
16	12	0.00012	0.0042	0.99992	0.9954
18	5	0.00005	0.0025	0.99997	0.9979
20	3	0.00003	0.0021	1	1
Total	100000	1	1		

(a)



(b)

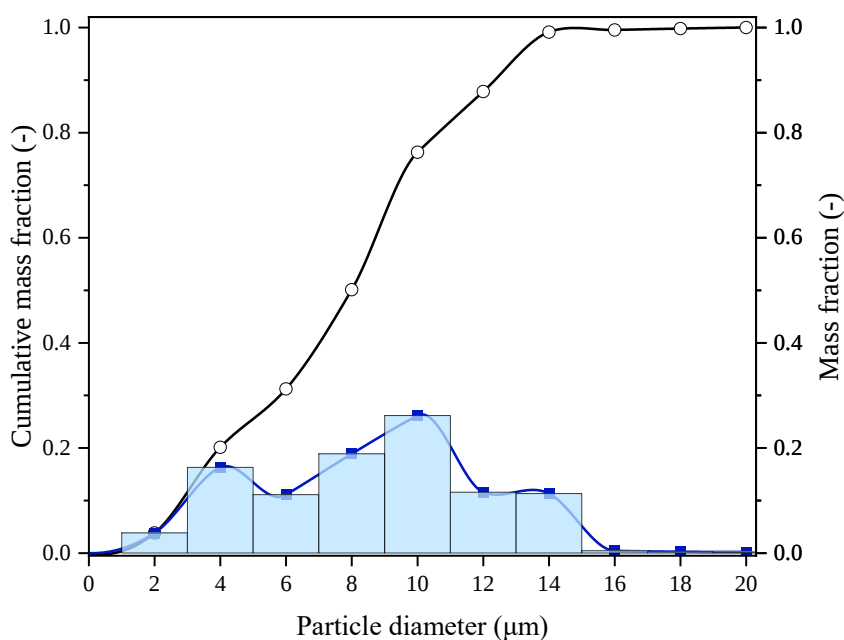


圖 4.66 PM10 顆粒粒徑分布的(a)數量分率和(b)質量分率。

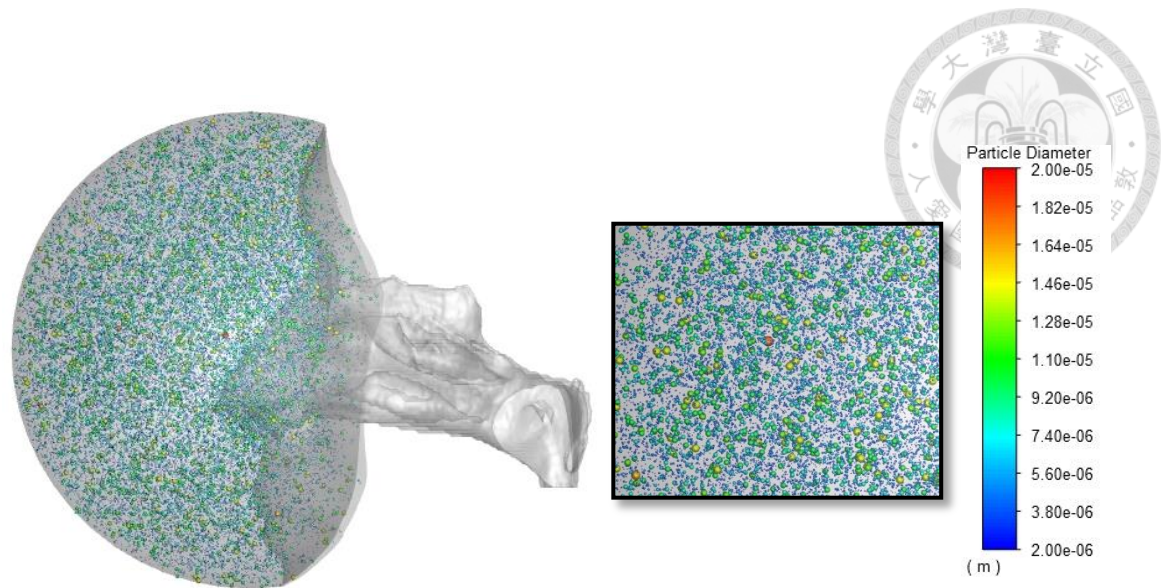


圖 4.67 均勻地釋放 100000 顆 PM10 顆粒於球形計算區域。

PM10顆粒於不同鼻腔模型中在吸氣階段下隨著時間變化的累積沉積分率，如圖4.68所示，由圖中可以看到手術過後整體鼻腔的顆粒沉積分率都有獲得提升，吸氣結束時於手術前、手術後、V1和V5的總沉積分率分別為8.9%、15.3%、10.8%和9.8%。圖4.69進一步比較了不同鼻腔模型中健康側與患側的累積沉積分率，於圖中可以看到手術後患側的沉積分率都提升，說明了流態的改善確實可以改善鼻腔捕捉空氣中微粒的能力。吸氣結束時於手術前、手術後、V1和V5患側的總沉積分率分別為7.2%、15.1%、9.6%和8.2%，而吸氣結束時於手術前、手術後、V1和V5健康側的總沉積分率分別為8.6%、14.0%、9.6%和9.1%，可以發現真實手術後無論是患側還是健康側的沉積分率都獲得大幅的提升，其原因為真實手術後健康側受到鼻週期的影響使得健康側區域空間大幅縮小，進而導致約61%的氣流流入患側，同時，真實手術後患側鼻腔空間縮小、鼻表面積增多，使得流入患側的顆粒擁有更高的慣性效應及撞擊壁面的機會，才導致真實手術後患側的沉積分率大幅提升，另外，由於真實手術後健康側鼻腔大幅縮小使得顆粒也更易於沉積在壁面上而有較高的沉積分率。另一方面，由於虛擬手術不會有鼻週期影響的問題，因此可以很好地比較患側鼻腔的沉積效率，由圖中可以看到V1和V5的患側鼻腔

沉積分率都優於手術前，尤其是V1的患側沉積分率已和健康側的沉積分率十分類似，甚至是對PM10的顆粒有相同的過濾能力，由此可以說明透過鼻黏膜下植入手術有效地改善渦流發生的情形並使氣流可以平順且均勻地流動，能夠有效地提升對於PM10顆粒的過濾。

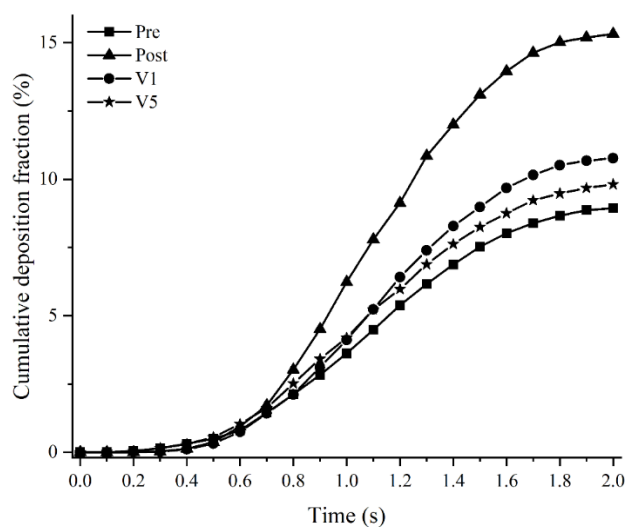


圖 4.68 比較 PM10 顆粒在手術前、手術後、V1 和 V5 的鼻腔模型中於吸氣階段隨時間變化的累積沉積分率。

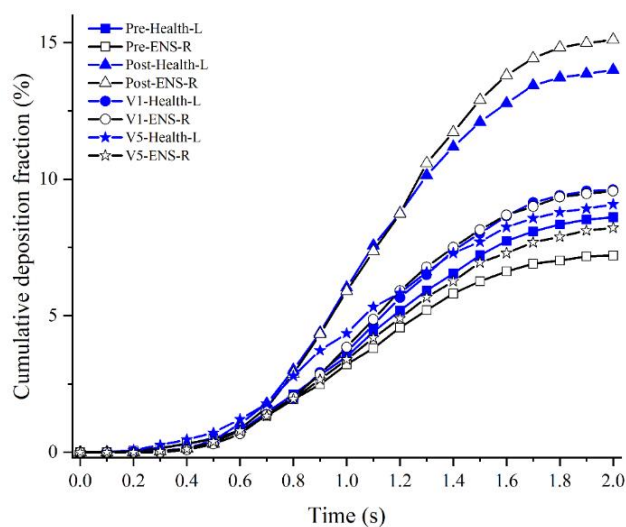


圖 4.69 比較 PM10 顆粒在手術前、手術後、V1 和 V5 的鼻腔模型中於健康側和患側在吸氣階段隨時間變化的累積沉積分率。

PM10的顆粒於不同鼻腔模型在吸氣階段隨著時間變化在固定的時間間隔下的沉積速率如圖4.70所示。由圖中可以看到在手術過後於整體鼻腔的沉積速率都有獲得提升，說明了氣流流態的改善增進了顆粒的慣性效應，使得顆粒撞擊鼻腔壁面的機會增加而導致沉積。進一步比較患側鼻腔於不同鼻腔模型中於吸氣階段的沉積速率，如圖4.71所示。由圖中可以明顯看出於真實手術後的患側鼻腔流量高於其他三者，這是由於鼻週期影響所致，而手術前、V1和V5於患側鼻腔流量則差不多相同。因此，真實手術後患側鼻腔的沉積速率會有明顯的增加是由於患側流量的增加導致於鼻腔中有較快的流速，進而使顆粒有較高的慣性力去撞擊壁面導致沉積。然而，手術前、V1和V5的患側鼻腔流量都相似，因此可以排除作用在顆粒上的慣性力突然增加很多而導致沉積的情況，而是手術後改善了患側鼻腔中的流態和鼻腔幾何的改變增加了鼻表面積的影響，於V1術後不僅改善了下鼻道渦流的情形也增加了鼻表面積，因此增加了顆粒撞擊壁面沉積的機會，這也是V1在顆粒沉積的表現優於V5的原因。V5術後則是稍微改善了氣流的流態，於下鼻道還是有少部分渦流存在，且鼻表面積沒有明顯增加，因此V5沉積速率沒有增加的如V1明顯，但還是優於手術前的情況。

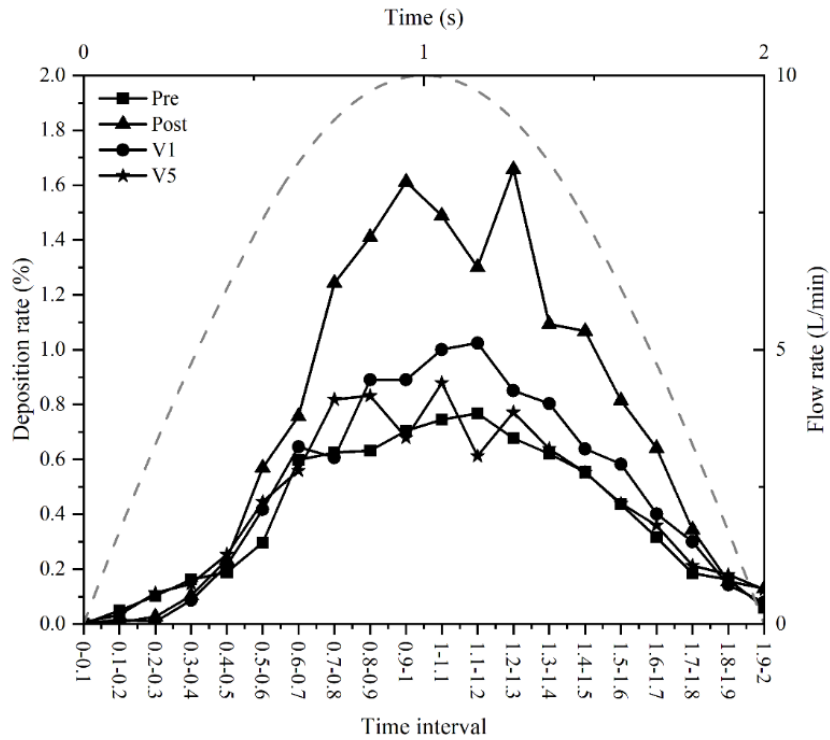


圖 4.70 比較 PM10 顆粒在手術前、手術後、V1 和 V5 的鼻腔模型中於吸氣階段不同時間間隔下的沉積速率。

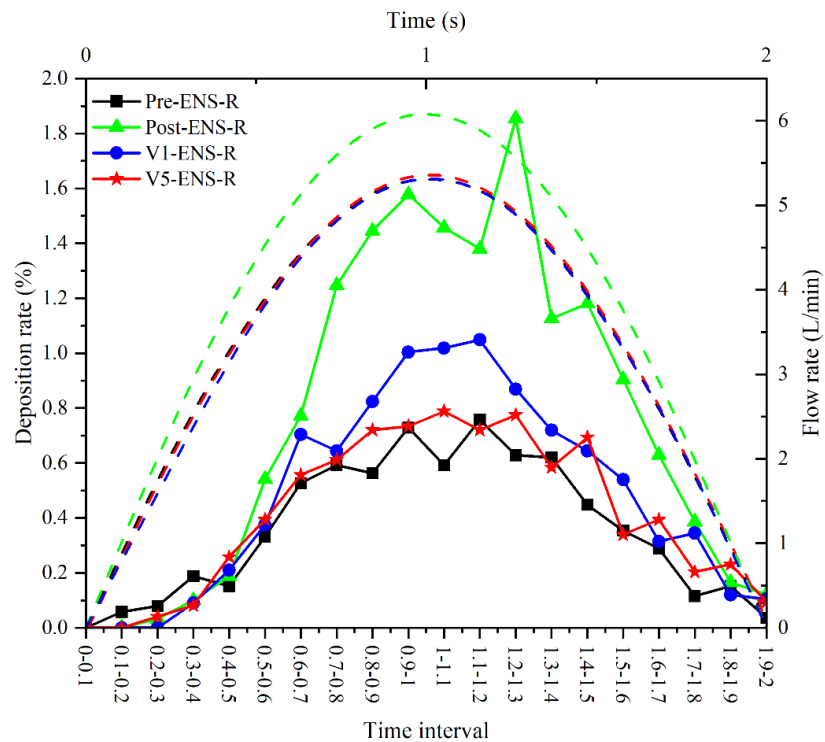


圖 4.71 比較 PM10 顆粒在手術前、手術後、V1 和 V5 的鼻腔模型中於患側在吸氣階段不同時間間隔下的沉積速率。

圖4.72比較了不同鼻腔模型對PM10顆粒的沉積分布圖，由圖中可以看到大於8 μm 的顆粒主要在鼻子前半部就被捕捉，特別是在中鼻甲頭部區域，而小於8 μm 的小顆粒則散布於整個鼻腔中，這是由於小顆粒容易被氣流帶著走所導致。進一步觀察於患側下鼻甲區顆粒沉積的情形，可以發現在手術前顆粒會被帶到鼻腔比較深處才沉積，而在手術過後流態的改善，使顆粒不會被帶到鼻腔深處才沉積，多數是在鼻前部就沉積，這樣一來可以避免空氣中的有毒物質被吸入到鼻腔的深處甚至是下呼吸道。

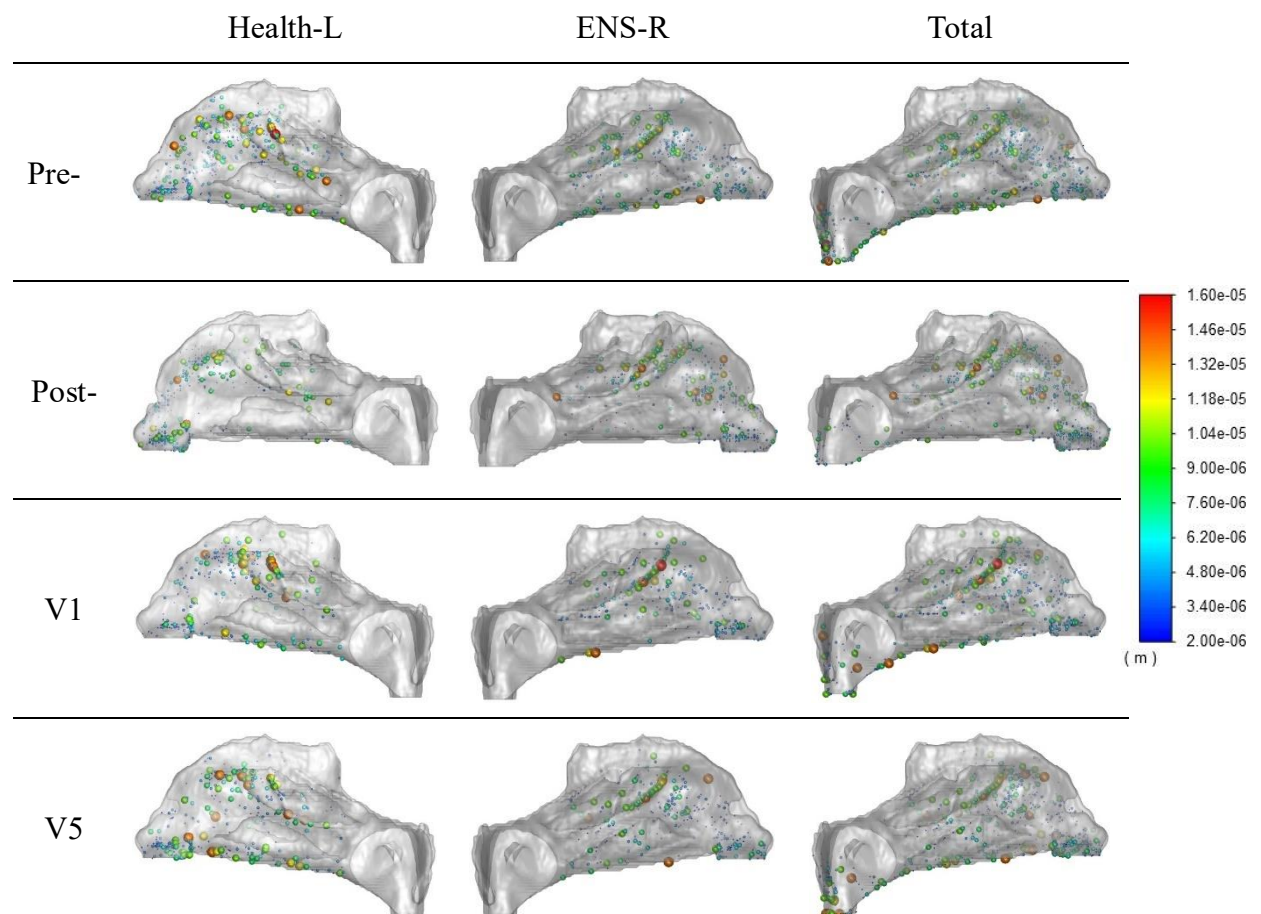


圖 4.72 比較不同鼻腔模型對 PM10 顆粒的沉積分布圖。

圖 4.73 比較了不同鼻腔模型對 PM10 顆粒的沉積分率並與 Pattle [103], Giacomelli-Maltoni [104], Liu [105], Hsu [106], Landahl 和 Black [107] 等人的體內實驗做比較，圖中橫軸為撞擊參數(Impaction parameter)以對數座標表示，由於每個學者所測的粒徑大小和流量都不一樣，透過撞擊參數可以方便與其他不同的實驗數據做比較，其定義為顆粒的空氣動力學直徑的平方(μm)與吸入鼻腔流量(L/min)的乘積，當撞擊參數越大，表示該顆粒的慣性力越大，反之，當撞擊參數越小，表示該顆粒的慣性力越小。由於本研究使用非穩態的呼吸循環，吸氣流量並非定值，因此撞擊參數中的吸入鼻腔流量使用平均流量 6.37 L/min ($= \frac{\int_{t=0}^{t=2s} 10\sin(0.5\pi t) dt}{2}$)。由圖中可以看到撞擊參數越大，沉積分率也就越大，說明了越大的顆粒或是越大吸氣流量使得顆粒擁有更大慣性效應在鼻腔中的沉積效率也就越好。在許多的實驗結果數據可以看到由於個體鼻腔解剖構造的差異，對於顆粒沉積效率的好壞也有所不同，因此可以在圖中看到許多散布的數據點。在經過手術後，PM10 的顆粒沉積效率與手術前相比都獲得提升，其中又以 Liu 等人 [105]、Landahl 和 Black [107] 的研究結果最相近。

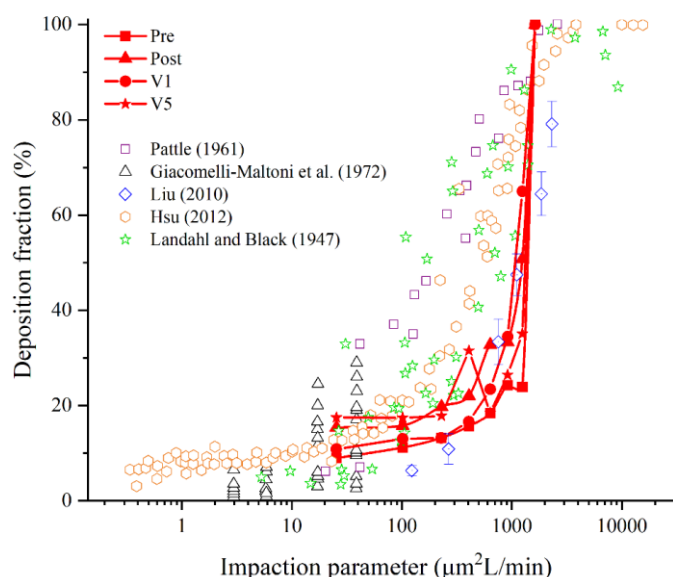


圖 4.73 比較不同鼻腔模型對 PM10 顆粒的沉積分率，並與前人體內測量實驗數據做比較。

第五章 結論



本研究利用 CFD 數值模擬方法探討空鼻症患者在平靜呼吸下，手術前後流速分布、溫度分布、水蒸氣質量分率分布、水蒸氣通量分布和熱通量分布的改變對鼻空調能力之影響，並利用正弦函數作為呼吸入口條件，進一步比較空鼻症患者在吸氣與呼氣期間的鼻腔空氣動力學差異。

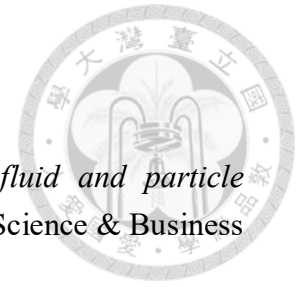
本研究發現在手術前，由於患側(右側)下鼻甲的缺失使鼻表面積較健康側(左側)少了 16.3%且氣流集中於中鼻道，即使在水蒸氣通量與熱通量都大於健康側(左側)的情況下，空氣的溫度與濕度仍無法達到與健康側(左側)相同水平；鼻黏膜下植入手術後，患側(右側)鼻表面積較手術前增加了約 2.9%，但由於健康側(左側)鼻腔因鼻週期而縮小使患側(右側)和健康側(左側)的流量分配比從 1.13 增加至 1.57，導致更多的空氣流入患側(右側)，使左右兩側在鼻前半部的溫度差增大且隨著外界環境溫度越低，溫度差越大，但也因為患側(右側)鼻表面積的增加和鼻甲區流量分布的改變使更多氣流往下鼻道走，使空氣可以均勻地與鼻黏膜接觸，患側(右側)空氣在後鼻甲區才可以達到優於手術前的溫度和濕度，手術前後，三種氣候條件下(環境條件、夏天條件、乾冷條件)於後鼻孔(choanae)的空氣品質分別從 33.62 °C, 92.98% 升至 33.70°C, 93.98%; 33.85°C, 94.60% 升至 33.92°C, 95.24%; 33.14°C, 93.71% 升至 33.48°C, 94.29%。由水蒸氣通量和熱通量在鼻腔內的分布可以得知，在吸氣期間空氣主要在鼻前半部被加溫、加濕，因此，鼻前半部在吸氣時扮演重要角色，鼻甲區則是使空氣能更完全地接觸鼻黏膜使空氣在進入鼻咽時能達到接近肺泡條件；在呼氣期間空氣的調節主要在鼻後部，但呼氣時的空調遠小於吸氣時，所以在呼氣階段的生理作用非常有限。比較真實手術前後的鼻腔感受能力可以發現術後鼻腔的熱通量、SAHF50 增加可以使更多的冷感受器被激活進而使鼻腔感知提升，特別是在乾冷條件下對於鼻腔的刺激會更顯著，此外，鼻甲區氣流分布的改善也進一步增加了嗅覺區的壁剪切應力，進而可以促進杯狀細胞分泌黏液使嗅覺功能恢復。



除此之外，虛擬手術幫助我們了解鼻黏膜下植入手術的位置及植入物大小對於空鼻症患者鼻腔空氣動力學和鼻空調的影響。鼻側壁植入手術(V1 和 V2)、下鼻壁植入手術(V3 和 V4)和綜合一部分鼻側壁和一部分下鼻壁植入手術(V5)都可以有效縮小空洞鼻腔、改進氣流流態、鼻甲區氣流分布和鼻空氣品質。其中，V1 擁有最均勻、平順無渦流的層流流態且類似於健康側鼻腔的流態，而 V2-V5 於下鼻道都有渦流的出現。V1、V2 和 V5 手術後於鼻甲區氣流分布的改善使氣流不再集中於中鼻道且增加了下鼻道的氣流而 V3 和 V4 手術後氣流於鼻甲區均勻的分布都使得空氣品質較手術前獲的提升，其中又以 V1 和 V3 表現最佳。此外，V1-V5 手術後於鼻甲區熱通量的增加對於鼻腔感受能力會有所提升，嗅覺區的壁剪切應力在 V1-V5 術後也都獲得提升，進而可以改善嗅覺功能的失常。進一步比較手術前、手術後、V1 和 V5 對於 PM10 顆粒的捕捉可以發現手術前空鼻症寬大的鼻腔對於顆粒的沉積效率遠不及健康側鼻腔，渦流的存在會使顆粒的慣效應降低而難以捕捉，手術後氣流流態的改進才使得顆粒沉積效率獲得提升，但對於 5 μm 以下的顆粒無論是健康鼻腔還是不健康鼻腔都很難捕捉。

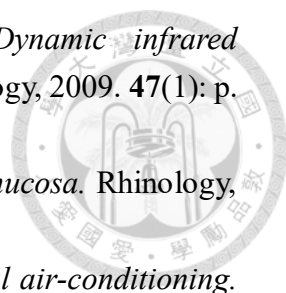
最後，我們認為鼻黏膜下植入手術對於空鼻症患者的病癥是會有所改善的，氣流於鼻腔中的流態和鼻甲區氣流流量的分布對於術後鼻空調能力和鼻腔感知會有直接的關係，擁有均勻且平順無渦流的流態和不過度集中於中鼻道的氣流會使鼻腔在感知、空氣品質和過濾空氣能力有很好地表現。在本研究中，較大的植入物體積和側邊植入位置的 V1 擁有比其他手術結果都好的鼻腔功能表現，或許可以對空鼻症-下鼻甲型(ENS-IT)的患者有最大的幫助。然而，由於本研究無法考慮到鼻腔中神經的分布位置，較大的植入物體積可能會造成後續其他疾病的產生且對於臨床手術實施困難度增加，因此，若只考慮植入物體積較小的 V2、V4 和 V5，我認為三者鼻空調能力、熱通量感知和促進黏膜作用上都有相似的改善效果，但是在氣流流態部分為 V2 表現最佳，擁有較平順的氣流且渦度又較其他二者小對於患者鼻阻塞的感覺改善應該會最為明顯，因此，側邊植入位置仍是本研究建議在臨床上實施的方式。

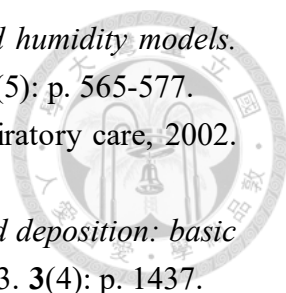
參考文獻



1. Proctor, D., *The upper airway*. The nose, 1982: p. 23-43.
2. Tu, J., K. Inthavong, and G. Ahmadi, *Computational fluid and particle dynamics in the human respiratory system*. 2012: Springer Science & Business Media.
3. Cauna, N., *Blood and nerve supply of the nasal lining*. The Nose, Upper airway physiology and the atmospheric environment, 1982.
4. Mygind, N., M. Pedersen, and M. Nielsen, *Morphology of the upper airway epithelium*. The nose: upper airway physiology and the atmospheric environment. New York: Elsevier Biomedical Press. p, 1982: p. 71-97.
5. Probst, R., G. Grevers, and H. Iro, *Basic otorhinolaryngology: a step-by-step learning guide*. New York: Georg Thieme Verlag, c2006, vii.
6. Goss, C.M., *Gray's anatomy of the human body*. Academic Medicine, 1960. **35**(1): p. 90.
7. Proctor, D.F. and I.H.P. Andersen, *The nose: upper airway physiology and the atmospheric environment*. 1982: Elsevier Biomedical Press Amsterdam.
8. Zamankhan, P., et al., *Airflow and deposition of nano-particles in a human nasal cavity*. Aerosol science and technology, 2006. **40**(6): p. 463-476.
9. Croce, C., et al., *In vitro experiments and numerical simulations of airflow in realistic nasal airway geometry*. Annals of biomedical engineering, 2006. **34**(6): p. 997-1007.
10. Segal, R.A., G.M. Kepler, and J.S. Kimbell, *Effects of differences in nasal anatomy on airflow distribution: a comparison of four individuals at rest*. Annals of biomedical engineering, 2008. **36**(11): p. 1870-1882.
11. Keyhani, K., P. Scherer, and M. Mozell, *Numerical simulation of airflow in the human nasal cavity*. Journal of biomechanical engineering, 1995. **117**(4): p. 429-441.
12. Subramaniam, R.P., et al., *Computational fluid dynamics simulations of inspiratory airflow in the human nose and nasopharynx*. Inhalation Toxicology, 1998. **10**(2): p. 91-120.
13. Riazuddin, V.N.b., *COMPUTATIONAL FLUID DYNAMICS STUDY OF AIRFLOW AND PARTICLE DEPOSITION IN DISEASED NASAL AIRWAY*. 2017, UNIVERSITI PUTRA MALAYSIA.
14. Schreck, S., et al., *Correlations between flow resistance and geometry in a model of the human nose*. Journal of Applied Physiology, 1993. **75**(4): p. 1767-1775.
15. Elad, D., et al., *Physical stresses at the air-wall interface of the human nasal*

- cavity during breathing. *Journal of applied physiology*, 2006. **100**(3): p. 1003-1010.
16. de Gabory, L., et al., *Numerical simulation of two consecutive nasal respiratory cycles: toward a better understanding of nasal physiology*. *International forum of allergy & rhinology*, 2018. **8**(6): p. 676-685.
 17. Wen, J., et al., *Numerical simulations for detailed airflow dynamics in a human nasal cavity*. *Respiratory physiology & neurobiology*, 2008. **161**(2): p. 125-135.
 18. Kim, S.K., et al., *Correlation between nasal airflow characteristics and clinical relevance of nasal septal deviation to nasal airway obstruction*. *Respiratory physiology & neurobiology*, 2014. **192**: p. 95-101.
 19. Even-Tzur, N., et al., *Mucus secretion and cytoskeletal modifications in cultured nasal epithelial cells exposed to wall shear stresses*. *Biophysical Journal*, 2008. **95**(6): p. 2998-3008.
 20. Hildebrandt, T., et al., *The concept of rhinorespiratory homeostasis—A new approach to nasal breathing*. *Facial Plastic Surgery*, 2013. **29**(02): p. 085-092.
 21. Van Strien, J., et al., *Pressure distribution and flow dynamics in a nasal airway using a scale resolving simulation*. *Physics of Fluids*, 2021. **33**(1): p. 011907.
 22. Kim, D.-W., S.-K. Chung, and Y. Na, *Numerical study on the air conditioning characteristics of the human nasal cavity*. *Computers in biology and medicine*, 2017. **86**: p. 18-30.
 23. Chung, S.-K. and Y. Na, *Dynamic characteristics of heat capacity of the human nasal cavity during a respiratory cycle*. *Respiratory Physiology & Neurobiology*, 2021. **290**: p. 103674.
 24. Hazeri, M., et al., *Details of the physiology of the aerodynamic and heat and moisture transfer in the normal nasal cavity*. *Respiratory physiology & neurobiology*, 2020. **280**: p. 103480.
 25. Byun, S., S.-K. Chung, and Y. Na, *Air-conditioning characteristics in nasal cavity models exhibiting nasal cycle states*. *Journal of thermal biology*, 2019. **83**: p. 60-68.
 26. Issakhov, A., et al., *A numerical simulation of air flow in the human respiratory system for various environmental conditions*. *Theoretical Biology and Medical Modelling*, 2021. **18**(1): p. 1-12.
 27. Keck, T., et al., *Temperature profile in the nasal cavity*. *The Laryngoscope*, 2000. **110**(4): p. 651-654.
 28. Lindemann, J., et al., *Nasal mucosal temperature during respiration*. *Clinical Otolaryngology & Allied Sciences*, 2002. **27**(3): p. 135-139.
 29. Doorly, D., D. Taylor, and R. Schroter, *Mechanics of airflow in the human nasal airways*. *Respiratory physiology & neurobiology*, 2008. **163**(1-3): p. 100-110.

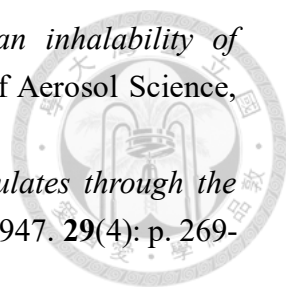
- 
30. Kastl, K.G., K.M. Wiesmiller, and J. Lindemann, *Dynamic infrared thermography of the nasal vestibules: a new method*. Rhinology, 2009. **47**(1): p. 89-92.
 31. Willatt, D., *Continuous infrared thermometry of the nasal mucosa*. Rhinology, 1993. **31**(2): p. 63-67.
 32. Keck, T. and J. Lindemann, *Numerical simulation and nasal air-conditioning*. GMS current topics in otorhinolaryngology, head and neck surgery, 2010. **9**.
 33. Inthavong, K., *Simulation of fluid dynamics and particle transport in a realistic human nasal cavity*. Melbourne: RMIT University, 2008.
 34. Yu, S., X.-z. Sun, and Y.-x. Liu, *Numerical analysis of the relationship between nasal structure and its function*. The Scientific World Journal, 2014. **2014**.
 35. Rouadi, P., et al., *A technique to measure the ability of the human nose to warm and humidify air*. Journal of applied physiology, 1999. **87**(1): p. 400-406.
 36. Keck, T., et al., *Humidity and temperature profile in the nasal cavity*. Rhinology, 2000. **38**(4): p. 167-171.
 37. Lindemann, J., et al., *The relationship between water vapour saturation of inhaled air and nasal patency*. European Respiratory Journal, 2003. **21**(2): p. 313-316.
 38. Pless, D., et al., *Numerical simulation of air temperature and airflow patterns in the human nose during expiration*. Clinical Otolaryngology & Allied Sciences, 2004. **29**(6): p. 642-647.
 39. Na, Y., S.-K. Chung, and S. Byun, *Numerical study on the heat-recovery capacity of the human nasal cavity during expiration*. Computers in Biology and Medicine, 2020. **126**: p. 103992.
 40. Naftali, S., et al., *The air-conditioning capacity of the human nose*. Annals of biomedical engineering, 2005. **33**(4): p. 545-553.
 41. Lindemann, J., et al., *A numerical simulation of intranasal air temperature during inspiration*. The Laryngoscope, 2004. **114**(6): p. 1037-1041.
 42. Walker, J.E., et al., *HEAT AND WATER EXCHANGE IN THE RESPIRATORY TRACT*. Survey of Anesthesiology, 1962. **6**(3): p. 256-259.
 43. Garcia, G.J., et al., *Atrophic rhinitis: a CFD study of air conditioning in the nasal cavity*. Journal of applied physiology, 2007. **103**(3): p. 1082-1092.
 44. Kimbell, J., et al., *Changes in nasal airflow and heat transfer correlate with symptom improvement after surgery for nasal obstruction*. Journal of biomechanics, 2013. **46**(15): p. 2634-2643.
 45. Zachow, S., et al., *Visual exploration of nasal airflow*. IEEE transactions on visualization and computer graphics, 2009. **15**(6): p. 1407-1414.
 46. Widdicombe, J., *Microvascular anatomy of the nose*. Allergy, 1997. **52**: p. 7-11.

- 
47. Kumahata, K., et al., *Nasal flow simulation using heat and humidity models*. Journal of Biomechanical Science and Engineering, 2010. **5**(5): p. 565-577.
 48. Rubin, B.K., *Physiology of airway mucus clearance*. Respiratory care, 2002. **47**(7): p. 761-768.
 49. Tsuda, A., F.S. Henry, and J.P. Butler, *Particle transport and deposition: basic physics of particle kinetics*. Comprehensive Physiology, 2013. **3**(4): p. 1437.
 50. Guha, A., *Transport and deposition of particles in turbulent and laminar flow*. Annu. Rev. Fluid Mech., 2008. **40**: p. 311-341.
 51. Cheng, Y.S., *Aerosol deposition in the extrathoracic region*. Aerosol Science & Technology, 2003. **37**(8): p. 659-671.
 52. Grotberg, J.B., *Respiratory fluid mechanics and transport processes*. Annual review of biomedical engineering, 2001. **3**(1): p. 421-457.
 53. Lippmann, M., D. Yeates, and R. Albert, *Deposition, retention, and clearance of inhaled particles*. Occupational and Environmental Medicine, 1980. **37**(4): p. 337-362.
 54. Gonda, I. and E. Gipps, *Model of disposition of drugs administered into the human nasal cavity*. Pharmaceutical research, 1990. **7**(1): p. 69-75.
 55. Wang, S., et al., *Comparison of micron-and nanoparticle deposition patterns in a realistic human nasal cavity*. Respiratory physiology & neurobiology, 2009. **166**(3): p. 142-151.
 56. Wang, Z., et al., *Fibrous particle deposition in human nasal passage: The influence of particle length, flow rate, and geometry of nasal airway*. Journal of Aerosol Science, 2008. **39**(12): p. 1040-1054.
 57. Hazeri, M., et al., *Regional deposition of the allergens and micro-aerosols in the healthy human nasal airways*. Journal of aerosol science, 2021. **152**: p. 105700.
 58. Abouali, O., et al., *Micro and nanoparticle deposition in human nasal passage pre and post virtual maxillary sinus endoscopic surgery*. Respiratory physiology & neurobiology, 2012. **181**(3): p. 335-345.
 59. Bahmanzadeh, H., et al., *Numerical simulation of airflow and micro-particle deposition in human nasal airway pre-and post-virtual sphenoïdotomy surgery*. Computers in biology and medicine, 2015. **61**: p. 8-18.
 60. Bahmanzadeh, H., O. Abouali, and G. Ahmadi, *Unsteady particle tracking of micro-particle deposition in the human nasal cavity under cyclic inspiratory flow*. Journal of Aerosol Science, 2016. **101**: p. 86-103.
 61. Gu, X., et al., *Numerical investigation of unsteady particle deposition in a realistic human nasal cavity during inhalation*. Experimental and Computational Multiphase Flow, 2019. **1**(1): p. 39-50.

62. Kiasadegh, M., et al., *Transient numerical simulation of airflow and fibrous particles in a human upper airway model*. Journal of Aerosol Science, 2020. **140**: p. 105480.
63. Thune, E.L., et al., *A numerical study of flow field and particle deposition in nasal channels with deviant geometry*. Engineering Applications of Computational Fluid Mechanics, 2021. **15**(1): p. 180-193.
64. Chhabra, N. and S.M. Houser, *The Diagnosis and Management of Empty Nose Syndrome*. Otolaryngologic Clinics of North America, 2009. **42**(2): p. 311-+.
65. Sozansky, J. and S.M. Houser, *Pathophysiology of Empty Nose Syndrome*. Laryngoscope, 2015. **125**(1): p. 70-74.
66. Dipak, S., et al., *The role of sensation in subjective and objective evaluation of nasal patency*. Indian Journal of Otolaryngology and Head & Neck Surgery, 2011. **63**(1): p. 10-14.
67. Thamboo, A., et al., *The Inferior Turbinate: Role in Normal Respiration and Airway Obstruction*. Current Otorhinolaryngology Reports, 2021. **9**(4): p. 383-388.
68. Houser, S.M., *Empty nose syndrome associated with middle turbinate resection*. Otolaryngology—Head and Neck Surgery, 2006. **135**(6): p. 972-973.
69. Scheithauer, M.O., *Surgery of the turbinates and “empty nose” syndrome*. GMS current topics in otorhinolaryngology, head and neck surgery, 2010. **9**.
70. Houser, S.M., *Surgical treatment for empty nose syndrome*. Archives of Otolaryngology—Head & Neck Surgery, 2007. **133**(9): p. 858-863.
71. Li, C.Y., et al., *Computational Fluid Dynamics and Trigeminal Sensory Examinations of Empty Nose Syndrome Patients*. Laryngoscope, 2017. **127**(6): p. E176-E184.
72. Di, M.-Y., et al., *Numerical simulation of airflow fields in two typical nasal structures of empty nose syndrome: a computational fluid dynamics study*. PLoS One, 2013. **8**(12): p. e84243.
73. Li, C., et al., *Computational modeling and validation of human nasal airflow under various breathing conditions*. Journal of biomechanics, 2017. **64**: p. 59-68.
74. Zhao, K. and J. Jiang, *What is normal nasal airflow? A computational study of 22 healthy adults*. International forum of allergy & rhinology, 2014. **4**(6): p. 435-446.
75. Li, C.Y., et al., *Investigation of the abnormal nasal aerodynamics and trigeminal functions among empty nose syndrome patients*. International Forum of Allergy & Rhinology, 2018. **8**(3): p. 444-452.
76. Tam, Y.-Y., et al., *Clinical analysis of submucosal Medpor implantation for*

- empty nose syndrome*. Rhinology, 2014. **52**(1): p. 35-40.
77. Malik, J., et al., *The cotton test redistributes nasal airflow in patients with empty nose syndrome*. International forum of allergy & rhinology, 2020. **10**(4): p. 539-545.
 78. Thamboo, A., et al., *Inferior meatus augmentation procedure (IMAP) to treat empty nose syndrome: a pilot study*. Otolaryngology–Head and Neck Surgery, 2020. **162**(3): p. 382-385.
 79. Malik, J., et al., *Inferior meatus augmentation procedure (IMAP) normalizes nasal airflow patterns in empty nose syndrome patients via computational fluid dynamics (CFD) modeling*. International Forum of Allergy & Rhinology, 2021. **11**(5): p. 902-909.
 80. Lee, T.J., et al., *Surgical outcome for empty nose syndrome: impact of implantation site*. The Laryngoscope, 2018. **128**(3): p. 554-559.
 81. Coelho, D.H. and R.M. Costanzo, *Posttraumatic olfactory dysfunction*. Auris Nasus Larynx, 2016. **43**(2): p. 137-143.
 82. Chang, F.-Y., C.-H. Fu, and T.-J. Lee, *Outcomes of olfaction in patients with empty nose syndrome after submucosal implantation*. American Journal of Otolaryngology, 2021. **42**(4): p. 102989.
 83. Caldemeyer, K.S. and K.A. Buckwalter, *The basic principles of computed tomography and magnetic resonance imaging*. Journal of the American Academy of Dermatology, 1999. **41**(5): p. 768-771.
 84. Goldman, L.W., *Principles of CT and CT technology*. Journal of nuclear medicine technology, 2007. **35**(3): p. 115-128.
 85. Jung, H., *Basic physical principles and clinical applications of computed tomography*. Progress in Medical Physics, 2021. **32**(1): p. 1-17.
 86. Scientific, T.F., *User's guide amira software*. 2021.
 87. Spradley, J.P., et al., *Smooth operator: The effects of different 3D mesh retriangulation protocols on the computation of Dirichlet normal energy*. American journal of physical anthropology, 2017. **163**(1): p. 94-109.
 88. Whitaker, R.T. *Reducing aliasing artifacts in iso-surfaces of binary volumes*. in *2000 IEEE Symposium on Volume Visualization (VV 2000)*. 2000. IEEE.
 89. Wolf, M., et al., *Air-conditioning characteristics of the human nose*. The Journal of Laryngology & Otology, 2004. **118**(2): p. 87-92.
 90. Lee, C. and C.R. Wilke, *Measurements of vapor diffusion coefficient*. Industrial & Engineering Chemistry, 1954. **46**(11): p. 2381-2387.
 91. Gosman, A. and E. Loannides, *Aspects of computer simulation of liquid-fueled combustors*. Journal of energy, 1983. **7**(6): p. 482-490.
 92. Morsi, S. and A. Alexander, *An investigation of particle trajectories in two-*

- phase flow systems*. Journal of Fluid mechanics, 1972. **55**(2): p. 193-208.
93. Ounis, H., G. Ahmadi, and J.B. McLaughlin, *Brownian diffusion of submicrometer particles in the viscous sublayer*. Journal of Colloid and Interface Science, 1991. **143**(1): p. 266-277.
 94. Saffman, P.G., *The lift on a small sphere in a slow shear flow*. Journal of fluid mechanics, 1965. **22**(2): p. 385-400.
 95. Saffman, P., *Corrigendum to 'The lift on a small sphere in a slow shear flow'*. J. Fluid Mech., 1968. **31**: p. 624.
 96. Li, A. and G. Ahmadi, *Dispersion and deposition of spherical particles from point sources in a turbulent channel flow*. Aerosol science and technology, 1992. **16**(4): p. 209-226.
 97. Borojeni, A.A., et al., *Normative ranges of nasal airflow variables in healthy adults*. International journal of computer assisted radiology and surgery, 2020. **15**(1): p. 87-98.
 98. Sullivan, C.D., et al., *Perception of better nasal patency correlates with increased mucosal cooling after surgery for nasal obstruction*. Otolaryngology-Head and Neck Surgery, 2014. **150**(1): p. 139-147.
 99. Li, H., et al., *Analysis of nasal air conditioning in subjects with unilateral cleft lip nasal deformity*. Respiratory physiology & neurobiology, 2021. **291**: p. 103694.
 100. Lee, K.B., et al., *Effects of partial middle turbinectomy with varying resection volume and location on nasal functions and airflow characteristics by CFD*. Computers in biology and medicine, 2016. **77**: p. 214-221.
 101. Dayal, A., J.S. Rhee, and G.J. Garcia, *Impact of middle versus inferior total turbinectomy on nasal aerodynamics*. Otolaryngology--Head and Neck Surgery, 2016. **155**(3): p. 518-525.
 102. Wilson, W.E. and H.H. Suh, *Fine particles and coarse particles: concentration relationships relevant to epidemiologic studies*. Journal of the Air & Waste Management Association, 1997. **47**(12): p. 1238-1249.
 103. Pattle, R., *The retention of gases and particles in the human nose*. Inhaled particles and vapours, 1961. **1**: p. 302-309.
 104. GIACOMELLI-MALTONI, G., et al., *Deposition efficiency of monodisperse particles in human respiratory tract*. American Industrial Hygiene Association Journal, 1972. **33**(9): p. 603-610.
 105. Liu, Y., E.A. Matida, and M.R. Johnson, *Experimental measurements and computational modeling of aerosol deposition in the Carleton-Civic standardized human nasal cavity*. Journal of Aerosol Science, 2010. **41**(6): p. 569-586.

- 
106. Hsu, D.-J. and D.L. Swift, *The measurements of human inhalability of ultralarge aerosols in calm air using mannikins*. Journal of Aerosol Science, 1999. **30**(10): p. 1331-1343.
107. Landahl, H. and S. Black, *Penetration of airborne particulates through the human nose*. Journal of Industrial Hygiene and Toxicology, 1947. **29**(4): p. 269-77.