بسم الله الرّحمن الرّحيم

دانشگاه صنعتی اصفهان

دانشکده مهندسی مکانیک

مدل اویلری جذب ذرات در ریه در طی یک سیکل تنفسی

پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی مکانیک- تبدیل انرژی

سید سعید خلفوند

استاد راهنما

دکتر محمد سعید سعیدی

1387

تشکر و قدردانی

از استاد ارجمند جناب آقای دکتر سعیدی از باب زحماتی که برای اینجانب چه در طی دوران تحصیل و چه در طی انجام این پروژه متحمل شدند، تشکر می‌نمایم. امید است با انجام این پروژه توانسته باشم اندکی از زحمات ایشان را جبران کرده باشم. از خانواده‌ام که در این راه همواره پشتیبان و حامی اینجانب بودند قدردانی می‌نمایم. از دوستان همیشگی‌ام صالح نبی و مرتضی یوسفی که در این مدت همیشه یار و یاور اینجانب بودند بسیار سپاسگزارم.

کلیه حقوق مادی مترتب بر نتایج مطالعات،
ابتکارات و نوآوریهای ناشی از تحقیق موضوع
این پایان نامه (رساله) متعلق به دانشگاه صنعتی
اصفهان است.

تقدیم به

کسانی که دوستشان دارم

فهرست مطالب

عنوان **صفحه**

فهرست.....هشت

چکیده 1

1- فصل اول 2

1-1- مقدمه 2

1-2- دسته‌بندی روش‌های های حل جریان‌های چند فازی 2

1-2-1- مطالعه جریان های چند فازی با توجه به تقابل فازها 3

1-2-2- مطالعه جریان های چندفازی با توجه به دیدگاه و نگرش حل مساله 4

1-3- مدل‌های هندسی ریه 4

1-4- تاریخچه و روش‌های مدل سازی ریه 5

1-5- مطالب فصل های بعد 7

2- فصل دوم 8

2-1- فیزیولوژی ریه 8

2-1-1- ریه ها (شش ها) 9

2-1-2- اصول مکانیک تهویه ریوی..... 10

2-1-3- حجم های ریوی..... 10

2-1-4- ظرفیت های ریوی..... 11

2-1-5- پوشش موکوسی مجاری هوایی و عمل مژکها در پاک کردن مجاری هوایی 12

2-2- مقدمه ای بر ایروسل ها 12

2-2-1- تعاریف مربوط به انواع ایروسل ها 13

2-2-2- غلظت ایروسل 15

2-3- دینامیک ذرات..... 15

2-3-1- حرکت یکنواخت ذره 15

2-3-2- نیروی مقاوم نیوتنی 15

2-3-3- قانون استوکس 17

2-3-4- سرعت ته نشینی و تغییر پذیری (تحرک) مکانیکی 20
2-3-5- ضریب تصحیح لغزش کانینگهام 22
2-3-6- ذرات غیر کروی 24
2-3-7- ته نشینی در اعداد رینولدز بالا 25
2-3-8- شتاب مستقیم الخط و حرکت منحنی الخط ذره 25
2-3-9- زمان آرامش 25
2-3-10- شتاب مستقیم الحظ ذره 27
2-4- به هم چسبیدن ذرات 29
2-4-1- به هم چسبیدن ذرات همگن 30
2-4-2- به هم چسبیدن ذرات ناهمگن 33
2-4-3- به هم چسبیدن سینماتیکی ذرات 33
3- فصل سوم 34
3-1- مقدمه 34
3-2- مدل نامتقارن هرسفیلد 35
3-2-1- مدل 1 هرسفیلد 37
3-2-2- مدل هرسفیلد استفاده شده در این پروژه 44
3-3- مدل وایبل 47
3-4- مدل رابی 48
4- فصل چهارم 57
4-1- مقدمه 58
4-2- معادلات حاکم بر جریان 58
4-3- هندسه ریه و حجم شش 58
4-4- دینامیک ذرات (ایروسل‌ها) 59
4-5- محاسبه سرعت 60
4-6- مکانیزم های جذب 60
4-6-1- مکانیزم دیفیوژن 61

4-6-2- مکانیزم جاذبه 62
4-6-3- مکانیزم برخورد 62
4-7- رشد ذرات 63
4-7-1- اثر کلوین 63
4-7-2- رابطه ماسون 64
4-7-3- مدل برادی و همکاران برای رشد ذرات 64
4-8- برخورد و به هم چسبیدن ذرات 66
4-9- شرایط اولیه و مرزی 68
4-10- حل عددی 68
5- فصل پنجم 70
5-1- مقدمه 70
5-2- حجم ریه و سرعت جریان 70
5-3- مدل وایبل 72
5-4- مدل رابی 79
5-5- پنج لوب مدل رابی 80
5-6- مدل هرسفیلد و مقایسه آن با مدل های وایبل و رابی 81
5-7- اعتبار سنجی نتایج (بدون در نظر گرفتن رشد ذرات) 81
5-8- لوب‌های پنج‌گانه مدل هرسفیلد 84
5-9- رشد ذرات و برخورد ذرات 85
5-10- کسر جذب شده در مدل‌های وایبل و هرسفیلد با در نظر گرفتن رشد ذرات 87
6- فصل ششم 91
6-1- نتیجه گیری 91
6-2- پیشنهاد برای ادامه کار 92
مراجع 93

چکیده

در این تحقیق، مدل دینامیکی جذب ذرات در ریه (شش‌ها) بر اساس دیدگاه اویلری- اویلری تدوین شده است. شبیه‌سازی مدل در طول کل ریه انجام شده و مقدار جذب در هر نسل از ریه بوسیله حل عددی معادله GDE بدست آمده است. همه مکانیزم‌های مختلف جذب ذرات منظور شده و تاثیر هر مکانیزم با توجه به اندازه ذرات تحلیل شده است. معادله GDE به صورت یک بعدی و با استفاده از روش مقاطع برای بدست آوردن توزیع ذرات تنفس شده در طول ریه حل شده است. برای شبیه‌سازی هندسه ریه از مدل متقارن وایبل و رابی و مدل نامتقارن هرسفیلد استفاده شده که برای مدل هرسفیلد و رابی محاسبات برای هر پنج لوب ریه به صورت جداگانه انجام شده است. همچنین ناحیه آلویولی ریه در یک سیکل تنفسی با انبساط و انقباض منظور شده است. در این رساله، رشد ذرات و برخورد ذرات با یکدیگر نیز مدل شده است. برای حل عددی معادله GDE از روش گام‌های زمانی متفاوت و روش زیر چرخه استفاده شده که با روش شبکه متحرک برای حل رشد ذرات و برخورد ذرات با یکدیگر ترکیب شده است. مقایسه نتایج با مقادیر آزمایشگاهی و نتایج عددی نتایج نشان می‌دهد که ذرات بزرگتر در ابتدای ریه و ذرات کوچکتر در قسمت‌های انتهایی ریه جذب می‌شوند و در حالتی که رشد و برخورد ذرات در نظر گرفته شوند، جذب ذرات برای ذرات کوچکتر بیشتر می‌شود. نتایج نشان می‌دهند که بیشترین مقدار جذب ذرات در لوب راست پایین و کمترین مقدار جذب در لوب راست میانی رخ می دهد. مقدار جذب ذرات در مدل هرسفیلد در مقایسه با مدل ویبل کمتر می باشد.

فصل اول
مقدمه

1-1- مقدمه

بیماری های ناشی از ذرات تنفسی به ترکیب شیمیایی آنها و مکانی که این ذرات در دستگاه تنفسی جذب می‌شوند، بستگی دارد. بنابراین، دانستن این‌که این ذرات چگونه و در کجای دستگاه تنفسی انسان جذب می‌شوند به منظور ارزیابی مناسب بیماری های ناشی از این ذرات ضروری به نظر می‌رسد. همچنین می‌توان از این شناخت به منظور ارزیابی نحوه‌ی حرکت ذرات درمانی و درمان موثرتر بیماری ها از طریق تنفس بهره جست.

جذب ذرات در ریه انسان بر اساس همان اصولی استوار است که فیلترها بر آن استوار هستند، اما هندسه و شرایط ریه با یک فیلتر کاملا متفاوت است. فیلتراسیون در یک سیستم ثابت در یک جریان دایمی اتفاق می افتد، جذب ذرات در دستگاه تنفسی در یک سیستم با هندسه‌ی متغیر، با جریان متغییر با زمان و متغییر در جهت انجام می‌شود. عوامل ذکر شده، پیچیدگی مساله را افزایش داده و باعث می‌شود تا پیش بینی جذب ذرات از تئوری‌های اولیه و پایه‌ای بسیار مشکل شود و ما باید بیشتر بر روی اطلاعات آزمایشگاهی و روابط تجربی تکیه کنیم. در اینجا ما به بررسی مکانیزم های اساسی در جذب ذرات در ریه‌ی انسان، نحوه عملکرد آنها در دستگاه تنفسی و ورود ذرات به بینی و دهان از طریق تنفس می‌پردازیم. برای درک بهتر این موضوعات، شناخت مشخصه ها و هندسه‌ی دستگاه تنفسی انسان و شناخت خصوصیات ذرات ضروری به نظر می‌رسد.

2-1- دسته‌بندی روش های حل جریان‌های چند فازی

روش هایی که در تقسیم بندی اول جریان های چند فازی با آن سروکار داریم عبارتند از:

- روش کوپلینگ یک سویه[1]
- روش کوپلینگ دو سویه[2]
- روش کوپلینگ چهار سویه[3]

نگرش و دیدگاه هایی که در تقسیم بندی دوم با آن روبرو هستیم عبارتند از:

- روش اویلری- اویلری[4]
- روش هیبرید (اویلری-لاگرانژی)[5]

1-2-1- مطالعه جریان های چند فازی با توجه به تقابل فازها

روش کوپلینگ یک سویه

در این روش از اثر ذرات بر میدان جریان صرف‌نظر می‌شود و فقط تاثیر فاز سیال بر فاز ذرات در نظر گرفته می‌شود. هنگامی که تعداد ذراتی که به داخل محیط سیال تزریق می‌شوند ناچیز و همچنین اندازه ذرات کوچک باشد، تاثیر ذرات بر فاز سیال قابل صرف‌نظر کردن است. لذا استفاده از روش کوپلینگ یک سویه پیشنهاد می‌شود.

استفاده از روش کوپلینگ یک سویه در مسایل آلودگی محیط زیست بسیار کاربرد دارد و این به دلیل آن است که جریان های اتمسفری تحت تاثیر ذرات معلق گرد و غبار و یا منابع آلودگی دیگر قرار نمی‌گیرد.

روش کوپلینگ دو سویه

هنگامی که دبی ذرات تزریق شده به داخل میدان سیال در مقابل دبی سیال قابل ملاحظه باشد (تعداد ذرات زیاد باشد) ذرات میدان جریان را تحت تاثیر قرار می‌دهند، لذا استفاده از روش کوپلینگ دو سویه که در آن اثر ذرات بصورت جملات چشمه در معاملات ممنتوم، k و ε وارد می شود لازم و ضروری می باشد. از آنجایی که در روش کوپلینگ دو سویه برنامه کامپیوتری پس از هر تکرار در معادلات سیال، وارد زیربرنامه کردن ذره می شود بنابراین این روش نسبت به روش کوپلینگ یک سویه بسیار پرهزینه و زمان بر است.

روش کوپلینگ چهار سویه

در روش کوپلینگ چهار سویه علاوه بر در نظر گرفتن اثرات ذرات بر روی سیال برخورد ذرات با یکدیگر نیز مورد بررسی قرار می‌گیرد. در صورتی که ذرات حجم بسیار کوچکی از محیط سیال را در برگیرند یا به عبارتی دیگر فاز ذرات رقیق باشد از اثر ذرات بر روی یکدیگر صرف‌نظر می شود.

هنگامی‌که حجم ذرات در مقابل سیال قابل ملاحظه است ذرات بر روی یکدیگر اثر می‌گذارند و رفتار یکدیگر را تحت تاثیر قرار می دهند. به عنوان مثال در مواردی نظیر جریان های بستر سیالی برخورد بین ذرات بسیار زیاد است و بنابراین استفاده از روش کوپلینگ چهار سویه لازم می باشد.

---

[1]-One- way coupling

[2]- Two- way coupling

[3]-Four- way coupling

[4]- Eulerian- Eulerian Approach

[5]- Eulerian- Lagrangina Apporach

1-2-2- مطالعه جریان های چندفازی با توجه به دیدگاه و نگرش حل مساله

روش اویلری-اویلری

در این روش معادلات حاکم چه برای فا ز سیال و چه برای فاز ذرات در مختصات اویلری بیان می‌شود. هنگامی‌که حجم ذرات به مقداری باشد که مانند فاز سیال یک حرکت حجمی[1] داشته باشد می‌توان فاز ذرات را به عنوان محیطی پیوسته در نظر گرفت و بنابراین استفاده از روش اویلری برای شبیه سازی فاز ذرات بسیار مقرون به صرفه می باشد.

مهمترین مزیت این روش کاهش محاسبات کامپیوتری می باشد.

- این روش در پیش بینی فرایندهایی نظیر رسوب و پخش تک تک ذرات ناتوان است. در وقع نگرش اویلری-اویلری به صورت حجمی به مساله نگاه می کند و از اینکه چه اتفاقی برای تک تک ذرات می افتد اطلاعی ندارد.

- یکی از مشکلاتی که در نگرش اویلری-اویلری با آن مواجه هستیم مربوط به مدل سازی اثر اغتشاشات فاز ذرات می باشد. در واقع این نگرش عباراتی نظیر تنش های رینولدز در معادلات ظاهر می شود که برای بستن معادلات فاز ذرات مجبور به استفاده از مدل های نه چندان صحیح توربولانس هستیم. نگرش اویلری- اویلری بیشتر در مواردی نظیر انتشار آلودگی در محیط زیست و جریان های اتمسفری کاربرد دارد.

روش اویلری- لاگرانژی

در این روش میدان سیال را با استفاده از نگرش اویلری حل نموده و رفتار ذرات جامد را به صورت لاگرانژی مورد مطالعه قرار می دهیم. همچنین در صورت نیاز اثرات متقابل دو فاز را به صورت جملات چشمه/چاه در معادلات وارد می کنیم. در این روش فرایندهایی نظیر رسوب و پخش ذرات به طور کامل بررسی می شود. در واقع این روش رفتار تک تک ذرات را به صورت جداگانه مشخص می کند. بنابراین این دیدگاه در مقابل نگرش اویلری-اویلری بسیار پرهزینه و زمان بر است.

1-3- مدل‌های هندسی ریه

انواع مدلهای هندسی ریه دارای ساختار درختی شکل می‌باشند. این درخت‌ها از نای[2] شروع و تا انتهای ریه ادامه می‌یابند. در هر مرحله شاخه‌های این درخت‌ها به دو شاخه تقسیم می‌شوند که در مدل‌های مختلف اندازه و زاویه تقسیم متفاوت می‌باشد. این مدل‌ها به دو دسته اصلی تقسیم می‌شوند که به مدل‌های متقارن و نامتقارن معروف می‌باشند.

در مدل‌های متقارن معمولا یک شاخه به دو شاخه با اندازه‌های مساوی وزاویه تقسیم مساوی، تقسیم می‌شود. در هر مرحله تقسیم در این مدل‌ها از واژه نسل[3] استفاده می‌شود. معمولا نای نسل صفر نامیده می‌شود. در بعضی از این مدل‌ها پنج لوب[4] ریه در نظر گرفته نمی‌شوند و برای ریه یک درخت کلی در نظر گرفته می‌شود. مدل وایبل[5] معروفترین مدل از

---

[1]- Bulk motion

[2] -Trachea

[3] -Generation

[4] -Lobe

[5] -Weibel

این نوع می‌باشد. در بعضی از مدل‌های متقارن دیگر، ریه را به پنج لوب تقسیم می‌کنند که در هر لوب از ریه شاهد تقارن شاخه‌ها می‌باشیم و عدم تقارن در مجاری متصل به هر لوب وجود دارد. مدل رابی[1] نمونه‌ای از این مدل‌ها می‌باشد.

در مدل‌های نامتقارن یک شاخه لزوما به دو زیر شاخه با اندازه و زاویه تقسیم مساوی تقسیم نمی‌شود. در این مدل‌ها بسته به میزان اختلاف اندازه‌ها و زاویه‌ها شاهد عدم تقارن‌های متفاوتی خواهیم بود. به علت عدم تقارن در این مدل‌ها محاسبات بسیار وقت گیر و پیچیده می‌باشد. مهمترین مدل از این نوع مدل هرسفیلد[2] می‌باشد.

1-4- تاریخچه و روش‌های مدل سازی ریه

از دیدگاه جذب ذرات در دستگاه تنفسی مدل‌ها به دو مدل آزمایشگاهی و مکانیکی[3] تقسیم می‌شوند. مدل‌های آزمایشگاهی ریه را به صورت مجموعه‌ای از اجزای آناتومی شکل در نظر می‌گیرند که هوا وذرات در طی دم و بازدم قادر به عبور از آنها می‌باشند. از مهمترین این کارها می‌توان به کارهای چان[4] و لیپمن[5] [1]؛ رادلف[6]، گبهارت[7]، هیدر[8]، اسچیلر[9] و استالهوفن[10] [2]؛ چانگ[11]، گریفیس[12]، شیر[13]، یه[14]،کودیهی[15] وسیلر[16][3]؛ فالن[17] وهمکاران[4] و ICRP [5] اشاره نمود. در این مدل‌ها هر قسمت از ریه مانند یک فیلتر فرض می‌شود، زیرا عملکرد ریه مانند یک فیلتر می‌باشد. در بعضی از این مدل‌ها شاخه‌های ریه به صورت آزمایشگاهی ساخته شده و با در نظر گرفتن شرایط ریه، آزمایشات بر روی ریه صورت می‌گیرد. بعضی از مدل‌ها به سبب سادگی کاربرد زیادی دارند مانند مدلی که توسط ICRP ارایه شده است. در این مدل از طریق آزمایشگاهی روابطی بدست آمده‌اند که میزان جذب ذرات در ریه را مشخص می‌کند. در مجموع مدل‌هایی از این دست دارای محدودیت‌های خاص خود می‌باشند، زیرا در این مدل‌ها برای شرایط خاصی از ریه محاسبات انجام می‌شود و با تغییر شرایط کار دشوار می‌شود.

---

[1] -Rabee
[2] -Horsfield
[3] -Mechanistic
[4] -Chan
[5] -Lippmann
[6] -Rudolf
[7] -Gebhart
[8] -Heyder
[9] -Schiller
[10] -Stahlhofen
[11] -Chang
[12] -Griffith
[13] -shyr
[14] -Yeh
[15] -Cuddihy
[16] -Seiler
[17] -Phalen

مدل‌های مکانیکی بر اساس شرایط واقعی ریه هندسه ریه را توصیف می‌کنند. مهمترین مزیت این مدل‌ها آسان بودن کار بر اساس شرایط جدید می‌باشد. به عنوان مثال می‌توان الگوهای مختلف جریان را در این مدل‌ها به راحتی بررسی نمود.

مدل‌های مکانیکی را می‌توان با با هر دو دیدگاه اویلری و لاگرانژی بررسی کرد. همچنین می‌توان آنها را به مدل‌های قطعی[1] و آماری[2] تقسیم‌بندی نمود. در مدل‌های قطعی جریان در یک مسیر از پیش تعریف شده بر اساس شرایط میانگین ریه حرکت می‌کند. در حالی که در مدل‌های آماری هر بار ذره می تواند از مسیر متفاوتی گذر کند.

بر روی نحوه رفتار ایروسل‌ها در ریه کارهای مختلفی انجام شده است. از جمله می‌توان به تحقیقات فرون[3]، کریلینگ[4] وهیدر[5] [6]؛ پرسونز[6]، هس[7] و اسچرر[8] [7]؛ برادی[9] و گیورگوپولس[10] [8] و رابینسون[11] و یو[12] [9] اشاره نمود. در این تحقیقات کاری مشاهده نمی‌شود که به همه پدیده‌های فیزیکی به طور همزمان پرداخته باشد. به عنوان مثال رابینسون و یو[9] به بررسی ایروسل‌های دود سیگار با در نظر گرفتن به هم چسبیدن (coagulation) آنها پرداخته اند در حالی‌که در تحقیق برادی و گیورگوپولس[8] به بررسی رشد ذرات در اثر رطوبت ریه پرداخته شده است.

تحقیقاتی که با دیدگاه اویلری در زمینه ریه انجام شده است عبارتند از، نیکسون[13] واگان[14] [10] و تالبی[15] و یو[16] [11]. که به بررسی ایروسل‌های خشک وارد شده به ریه می‌پردازند، بدون اینکه به پدیده‌های رشد ذرات و به هم چسبیدن آنها توجه کنند. در سال‌های اخیر تحقیقاتی انجام شده است که بعضی از پدیده‌های فیزیکی را با هم مدل می‌کند. به عنوان مثال در کار لازاریدیس[17]، برادی، هو[18] و گیورگوپولس[12] رشد و به هم چسبیدن ذرات مدل شده است ولی از پخش محوری ذرات صرف‌نظر شده است. اما مهمترین کاری که در سال‌های اخیر انجام شده است کاری است که

---

[1] -Deterministic
[2] -Stochastic
[3] -Ferron
[4] -Kreyling
[5] -Haider
[6] -Persons
[7] -Hess
[8] -Scherer
[9] -Broday
[10] -Georgopoulos
[11] -Robinson
[12] -Yu
[13] -Nixon
[14] -Egan
[15] -Taulbee
[16] -Yu
[17] -Lazaridis
[18] -Hov

توسط میتساکو[1]، هلمیس[2] و هوسیاداس[3] [13] انجام شده است، که به بررسی همه پدیده‌های فیزیکی به طور همزمان پرداخته‌اند. در کارهای فوق مدل سازی ریه بر اساس هندسه‌های متقارن صورت گرفته است و به ندرت مشاهده می‌شود که از هندسه‌های نامتقارن استفاده شده باشد.

در این پروژه برای مدل سازی ریه از هندسه های متقارن وایبل و رابی و هندسه نامتقارن هرسفیلد استفاده شده است و کل ریه و هر یک از لوب‌های ریه به طور جداگانه مدل شده‌اند. همه پدیده‌های فیزیکی در کل ریه و پنج لوب ریه در نظر گرفته شده‌اند و از روابط مکانیکی برای محاسبه جذب ذرات در اثر مکانیزم های مختلف استفاده شده است.

1-5- رئوس مطالب فصل های بعد

در فصل دوم ابتدا به معرفی دستگاه تنفسی انسان پرداخته خواهد شد سپس به معرفی انواع ایروسل[4]ها ورفتار آنها خواهیم پرداخت. در فصل سوم در مورد انواع مدل‌های هندسی ریه بحث خواهد شد و به مدل های متقارن وایبل و رابی و مدل نامتقارن هرسفیلد می‌پردازیم.

در فصل چهارم به بررسی معادلات حاکم بر جریان و معادلات حاکم بر ذرات پرداخته خواهد شد. در این فصل همچنین به نحوه مدل‌سازی روش اویلری در ریه و نحوه مدل سازی عبارات رشد و به هم چسبیدن ذرات می‌پردازیم و معادلات مربوط به مکانیزم‌های جذب ذکر خواهد شد.

در فصل پنجم نتایج بدست آمده از سه مدل به کار رفته با استفاده از روش اویلری بیان خواهد شد. و به مقایسه آنها با سایر نتایج خواهیم پرداخت. در فصل ششم به نتیجه گیری می پردازیم و پیشنهاداتی برای ادامه کار بیان خواهد شد.

---

[1] -Mitsakou

[2] -Helmis

[3] -Housiadas

[4] -Aerosol

فصل دوم
تئوری

2-1- فیزیولوژی ریه

دستگاه تنفسی را می توان در حالت کلی به سه بخش تقسیم نمود، که هر بخش دارای ساختار، الگوی جریان و حساسیت نسبت به جذب ذرات، متفاوتی نسبت به سایر بخش‌ها می‌باشد.

اولین بخش مجراهای بالایی دستگاه تنفس[1] است که شامل دماغ، دهان، نای (لارینکس[2]) و فارنیکس[3] می باشد این ناحیه اکستراتوراسیک[4] نیز نامیده می شود. وظیفه اصلی این قسمت از ریه جذب ذرات بسیار بزرگ و مرطوب و گرم کردن هوا می‌باشد.

دومین بخش دستگاه تنفس ناحیه تراکه‌آ برونشیل[5] می‌باشد. این ناحیه از ابتدای نای شروع می‌شود و تا جایی ادامه پیدا می‌کند که مجراها حالت ارتجاعی پیدا می‌کنند. در این ناحیه مجراها حالت غضروفی دارند و با زمان قطر آنها تغییر نمی‌کند. مجراها در این ناحیه به صورت شاخه های درختی از نای منشعب می‌شوند و قطر آنها کوچکتر و کوچکتر می‌شود تا به ناحیه بعدی دستگاه تنفس برسند.

---

[1] -Head airway region

[2] -Larynx

[3] -Pharynx

[4] - extrathoracic

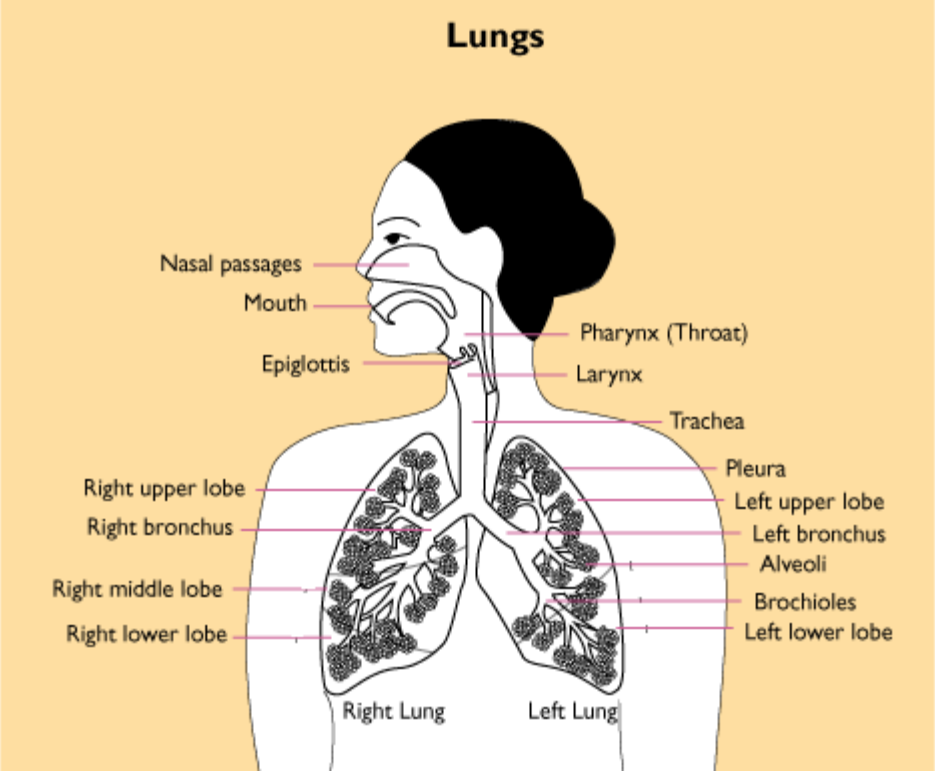
[5] -Tracheobronchial region

سومین بخش، ناحیه آلویولار[1] می‌باشد، در این ناحیه مجراها حالت ارتجاعی دارند و قطر آنها با زمان تغییر می‌کند در این ناحیه از ریه تبادل اکسیژن و دی اکسید کربن با خون صورت می‌گیرد.

برای شناخت دقیق‌تر دستگاه تنفسی به بررسی مشخصات اجزای مهم آن ونحوه عملکرد آن در طی دم وبازدم می‌پردازیم.

2-1-1- ریه ها[2] (شش ها[3])

دو عضو دستگاه تنفس هستند که عمل تنفس را انجام می دهند، شش سمت راست حجیم‌تر از شش سمت چپ می باشد، بر روی سطح خارجی ریه راست دو شیار عمیق وجود دارد یکی به نام شیار مایل و دیگری به نام شیار افقی که آن را به سه لوب فوقانی ، میانی و تحتانی تقسیم می کند. در روی شش سمت چپ یک شیار مایل عمیق وجود دارد که آن را به دو لوب بالایی و لوب پایینی تقسیم می نماید. در شکل (2-1) می توان جزییات دستگاه تنفسی را مشاهده نمود.



شکل (2-1) دستگاه تنفسی انسان

[1] -Alveolar

[2] -Pulmones

[3] -Lungs

2-1-2- اصول مکانیک تهویه ریوی

تنفس آرام و طبیعی تقریباً به طور کامل بوسیله حرکت دیافراگم به انجام می‌رسد. انقباض دیافراگم در طی دم، سطوح تحتانی ریه ها را پایین می‌کشد. سپس در جریان بازدهم، دیافراگم صرفاً شل می‌شود و نیروی بازگشت ارتجاعی ریه ها، دیواره قفسه سینه و ساختارهای شکمی ریه ها را فشرده و کوچک می‌سازد.

ریه یک ساختار ارتجاعی است که هر گاه نیرویی برای پر باد نگه داشتن آن وجود نداشته باشد، مانند یک بادکنک روی خود خواهد خوابید وتمام هوای خود را از طریق نای خارج خواهد کرد. همچنین هیچ گونه اتصالی بین ریه و دیواره های قفسه سینه وجود ندارد، مگر در جایی که ریه در ناف خود از میان سینه آویزان می شود. ریه عملاً در حفره سینه شناور است و توسط یک لایه بسیار نازک از مایع جنبی که با عمل لغزنده سازی خود حرکات ریه را در داخل حفره سینه تسهیل می کند، احاطه می شود.

در شروع دم فشار تقریباً برابر 5- سانتی مترآب است که مقدار مکشی است که برای باز نگه داشتن ریه ها در حد استراحت طبیعی آنها مورد نیاز است. سپس در جریان دم طبیعی، بزرگ شدن قفسه سینه سطح ریه ها را با نیروی باز هم بیشتری به سوی خود می‌کشد و یک فشار باز هم منفی تری تولید می‌کند که به طور متوسط حدود 7/5- سانتی متر آب است.

فشار حبابچه ای، فشار داخل حبابچه ها (آلویول ها) می باشد. برای ایجاد جریان ورودی هوا در جریان دم فشار در حبابچه باید به مقدار مختصری به پایین تر از جو سقوط کند. که به حدود 1- سانتی متر آب می رسد این فشار منفی برای حرکت دادن 0/5 لیتر هوا به داخل ریه ها در مدت 2 ثانیه ای که برای دم لازم است، کافی خواهد بود. در جریان بازدم تغییرات مخالفی بوجود می‌آیند فشار حبابچه ای به 1+ سانتی متر آب می رسد و 0/5 لیتر هوا در طی 2 ثانیه از ریه خارج می شود.

2-1-3- حجم های ریوی

در ریه 4 حجم ریوی داریم که مجموع آنها برابر است با حداکثر حجمی است که ریه ها می توانند منبسط شوند اهمیت این چهار حجم به قرار زیر است:

1-حجم جاری[1]: حجم هوای دمی یا بازدمی در هر نفس عادی بوده و مقدار آن برابر با 500 میلی لیتر در یک مرد جوان طبیعی است.

2-حجم ذخیره دمی[2]: حداکثر حجم هوای اضافی است که می تواند علاوه بر حجم جاری طبیعی با یک دم عمیق وارد ریه ها کرد مقدار آن معمولاً برابر با 3000 میلی متر است.

3-حجم ذخیره بازدمی[3]: حداکثر حجم هوای اضافی است که می توان بعد از پایان یک بازدم عادی با یک بازدم عمیق از ریه ها خارج کرد و مقدار آن به طور طبیعی برابر با 1100 میلی لیتر است.

---

[1] -Tidal volume

[2] -Inspiratory reserve volume

[3] -Expiratory reserve volume

4-حجم باقیمانده[1]: حجم هوایی است که بعد از یک بازدم حداکثر عمیق در ریه ها باقی می ماند. این حجم به طور متوسط حدود 1200 میلی لیتر است.

2-1-4- ظرفیت های ریوی

برای شرح وقایع دوره تنفسی گاهی مطلوب تر است که مجموع دو یا چند عدد از حجم های ریوی روی هم ذکر شود، این قبیل مجموعه ها را ظرفیت های ریوی می نامند که به تربیت زیر می باشند.

1- ظرفیت دمی[2]: برابر با مجموع حجم ذخیره دمی است. این ظرفیت نمودار مقدار هوایی است که شخص می‌تواند با شروع از سطح استراحت بازدمی و متسع کردن ریه ها تا حداکثر ممکن نفس بکشد (حدود 3500 میلی لیتر).

2- ظرفیت باقیمانده عملی[3]: برابر است با مجموع حجم ذخیره بازدمی و حجم باقیمانده است. ظرفیت باقیمانده عملی مقدار هوایی است که در پایان بازدم عادی در ریه ها باقی می ماند (حدود 2300 میلی لیتر).

3- ظرفیت حیاتی[4]: برابر با مجموع ذخیره دمی، حجم جاری و حجم ذخیره بازدمی است. ظرفیت حیاتی حداکثر مقدار هوایی است که شخص می تواند بعد از ابتدا متسع کردن ریه ها تا حداکثر ممکن و سپس با انجام بازدم تا حداکثر ممکن از ریه های خود خارج کند (حدود 4600 میلی لیتر).

4- ظرفیت کل ریوی[5]: حداکثر حجمی است که با بیشترین کوشش دمی ممکن می توان ریه ها را تا آن حجم متسع کرد (حدود 5800 لیتر) این ظرفیت برابر با مجموع ظرفیت حیاتی و حجم باقیمانده است.

تمام حجم ها و ظرفیت های ریوی در زنها حدود 20 تا 25 درصد کمتر از مردها بوده و در افراد درشت و ورزشکار بیشتر از افراد کوچک و ضعیف هستند. دستگاه تنفسی یک انسان بالغ و نرمال هوایی در حدود $10\text{-}25\ m^3$ را در یک روز تبادل می‌کند. مساحت سطحی از ریه که تبادل گاز را انجام می‌دهد در حدود $75\ m^2$ یعنی نصف یک زمین تنیس است و توسط مویرگ هایی به طول 2000 km پوشیده شده است. در حالت استراحت، هوایی در حدود 0/5 لیتر در طی دم و بازدم در یک سیکل تنفسی تبادل می‌شود. در هنگام کارهای سنگین، هوای تنفسی جاری حتی ممکن است به سه برابر این مقدار نیز برسد. یک انسان بزرگسال در هنگام استراحت در طی یک دقیقه 12 بار تنفس می‌کند این نرخ در هنگام کارهای سنگین در حدود 30 بار می‌شود.

هنگامی‌که ذرات در داخل ریه جذب می‌شوند بر حسب مشخصات فیزیکی – شیمیایی، محل جذب و نوع مکانیسم پاک‌سازی ذرات برای زمانهای متفاوتی در ریه انسان باقی می‌مانند.

در طول دم سرعت در مجاری هوایی تا وقتی که هوا به درون لوب‌ها می‌رسد به طور ناچیزی افزایش می‌یابد. بعد از آن، سرعت کاهش می‌یابد. این کاهش سریع سرعت ناشی از افزایش فوق العاده سطح مقطع کلی مجاری هوایی به

---

[1] -Residual volume

[2] -Inspiratory capacity

[3] -Functional residual capacity (FRC)

[4] -Vital capacity

[5] -Total lung capacity

واسطه‌ی تعداد زیاد مجاری کوچک می‌باشد. مساحت سطح مقطع مجاری هوای با ضریب 250 از برونشیل‌های درون لوبی تا برونشیل‌های انتهایی، افزایش می‌یابد و سرعت با یک ضریبی در حدود 250 کاهش پیدا می‌کند.

در تنفس طبیعی، هوای تنفسی تازه، هوای باقی مانده در ریه را در پیش خود به پایین می‌راند. با این حال، تبادل گاز به سرعت با پخش O_2 و Co_2 در فاصله ی بسیار کوتاه از فواصل ($1mm >$) اتفاق می‌افتد. جریان هوا در برونشیل‌های انتهایی و برنوکوس های اصلی در ماکسیمم مقدار نرخ جریان دمی و بازدمی برای یک سیکل تنفسی طبیعی آرام خواهد بود، اما به دلیل اینکه مجاری هوایی در مقایسه با قطرشان نسبتا کوتاه هستند (قطر × 3 ~ طول). جریان هوا در این مجاری کوچک ، جریان آرام کاملا توسعه یافته نمی‌باشد.

2-1-5- پوشش موکوسی مجاری هوایی و عمل مژکها در پاک کردن مجاری هوایی

تمامی مجاری هوایی از بینی تا برونشیل های انتهایی توسط لایه‌ای از مایعی لزج به نام موکوس که تمامی سطح داخلی و مجاری هوایی را می پوشاند، مرطوب نگه داشته می شود. موکوس علاوه بر مرطوب نگه داشتن سطوح مجاری هوایی، ذرات کوچک موجود در هوای دمی را به دام انداخته و مانع از رسیدن قسمت اعظم آنها به حباچه ها می شود.

خود موکوس به شرح زیر از مجاری هوایی خارج می گردد:

تمامی سطح مجاری هوایی هم در بینی و هم در مجاری هوایی تحتانی تا برونشیل های انتهایی توسط یک اپیتلیوم مژک دار مفروش شده و حدود 200 مژک روی هر سلول اپیتلیال وجود دارد. این مژکها به طور مداوم با فرکانس 10 تا 20 ثانیه ضربان دارند و جهت ضربه بر آنها همیشه به سوی حلق است به این ترتیب که مژک های موجود در ریه ها به طرف بالا و مژک های موجود در بینی به طرف پایین ضربان دارند این ضربان مداوم موجب می شود که پوشش موکوس به طور آهسته با سرعت حدود یک سانتی متر در دقیقه به سوی حلق جریان پیدا کند آنگاه، موکوس و ذراتی که به دام افتاده اند یا بلعیده می شوند و یا با سرفه به خارج دفع می‌گردند.

2-2- مقدمه ای بر ایروسل ها

ذرات میکروسکوپی شناور در هوا انواع مختلفی دارند: ذرات گرد و غبار، دود ناشی از نیروگاه ها، ذراتی که در اثر فعالیت شیمیایی نور تشکیل می‌شوند، ذرات نمک حاصل از تبخیر آب اقیانوس ها و همچنین ابرهایی که از ذرات آب و یخ تشکیل شده اند. ایروسل ها از لحاظ عملکرد و توانایی و خواص شیمیایی با یکدیگر متفاوت می باشند. این تفاوت ها ناشی از نحوه تولید ایروسل ها و شکل ظاهریشان می‌باشد. هر ایروسل ها تاثیرات خاص خود را بر روی سلامت وکیفیت دستگاه تنفسی می‌گذارد.

این ذرات معلق در هوا همگی مثال‌هایی از ایروسل هستند. ایروسل در ساده ترین شکل تعریفش به معنای مجموعه‌ای از ذرات جامد و یا مایع معلق در یک گاز گفته می‌شود. ایروسل‌ها سیستم های دو فازی هستند که شامل ذرات و همچنین گازی که ذرات در آن معلق هستند می‌باشند. ایروسل ها دارای انواع مختلفی می باشند که به آنها خواهیم پرداخت.