DOI: 10.22041/ijbme.2008.13457



# A Numerical Study of Pulmonary Gas Exchange System to Assess a Proper Relationship between Respiration Rhythm and Individual's Activity Rate

**H. Avari [1], F. Ghalichi [2★], M. Ahmadlouydarab [3]**

**[1] M.Sc Graduate in Biomedical Engineering , Biomechanics department, Mechanical Engineering School, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran, avari@sut.ac.ir**

**[2] Associated Professor, Biomechanics department, Mechanical Engineering School, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran**

**[3] M.Sc. Graduate in Biomedical engineering, Biomechanics department, Mechanical Engineering School, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran, ahmadlouie@sut.ac.ir**

## Abstract

**Adjusting the rhythm of breath is one of the important parameters that a successful athlete must consider. In this paper, the relationship between man's activity and respiration rhythm is studied. A numerical simulation is carried out on a 2D axi-symmetric model using computational fluid dynamics (CFD) method. The model considers the oxygen uptake in the pulmonary capillaries in alveolar microcirculation system. The geometry consists of three main parts: a stationary capillary membrane, a moving plasma region and four semi-circular-shaped RBCs. Results show an inverse relationship between saturation time of RBCs and respiration rhythm. Using an inversion factor, a relationship is presented to assess the proper respiration rhythm for different exercise states.**

**Keywords:** **Respiration Rhythm; Pulmonary Capillaries; CFD; RBC saturation; sliding mesh**

* **Corresponding author**
**Address:** *Farzan Ghalichi, Biomechanics department, Mechanical Engineering School, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran*
**Tel:** *+98 412 3443851; +98 9141167950*
**Fax:** *+98 412 3443849*
**E-mail:** *fghalichi@sut.ac.ir*

DOI: 10.22041/ijbme.2008.13457



# مطالعه عددي تبادل گازهاي تنفسي در سيستم ريوي براي ارائه رابطه‌اي بين ميزان فعاليت فرد و آهنگ تنفس

حامد آوري[۱]، فرزان قاليچي [۲*]، مجيد احمدلوي داراب [۳]

[۱] كارشناس ارشد بيومكانيك، دانشكده مهندسي مكانيک، دانشگاه صنعتي سهند، تبريز avari@sut.ac.ir
[۲] دانشيار گروه بيومكانيك، دانشكده مهندسي مكانيک، دانشگاه صنعتي سهند، تبريز
[۳] مربي گروه بيومكانيك، دانشكده مهندسي مكانيک، دانشگاه صنعتي سهند، تبريز ahmadlouie@sut.ac.ir

## چكيده

تنظيم آهنگ تنفس يكي از متغيرهاي مهمي است كه افراد در هنگام فعاليت‌هاي مختلف به ويژه فعاليت‌هاي ورزشي با آن مواجه اند. در اين مقاله، با استفاده از روش ديناميک سيالات محاسباتي (CFD) يک مدل متقارن محوري دو بعدي مورد مطالعه قرار گرفته است. اين مدل مصرف و تبادل گاز اكسيژن را در مويرگ‌هاي ريوي كه در سيستم گردش خون كيسه هوايي در ريه رخ مي‌دهد، بررسي و مطالعه مي‌كند. مدل داراي سه بخش اصلي متشكل از يک غشاي مويرگي بدون حركت، يک ناحيه پلاسمائي متحرک و چهار گلبول قرمز نيم دايره شكل متحرک است. نتايج به‌دست آمده نشان مي‌دهد رابطه‌اي معكوس بين زمان اشباع گلبول‌هاي قرمز و آهنگ تنفس وجود دارد و تعداد دفعات دم و بازدم براي يک دقيقه در حالت نرمال ۱۴ بار و براي حالات با بيشترين فعاليت ۵۰ بار براورد مي‌شود. با استفاده از يک عامل تبديل رابطه‌اي بين حالت‌هاي مختلف فعاليت‌هاي جسماني، با شدت متغير و آهنگ تنفس ارائه گرديده است.

**واژه‌هاي كليدي:** آهنگ تنفسي؛ CFD؛ مويرگ‌هاي ريوي؛ اشباع گلبول قرمز؛ شبكه محاسباتي لغزان

* عهده‌دار مكاتبات

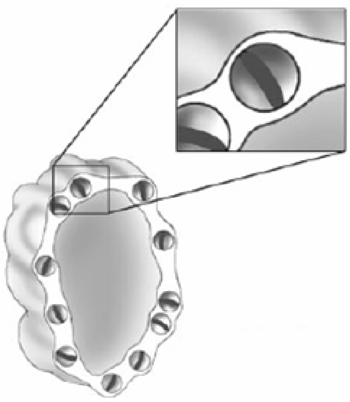
**نشاني:** تبريز، دانشگاه صنعتي سهند، دانشكده مهندسي مكانيک، گروه مهندسي پزشكي

**تلفن:** ۰۴۱۲۳۴۴۳۸۵۱؛ ۰۹۱۴۱۱۶۷۹۵۰، **دورنگار:** ۰۴۱۲۳۴۴۳۸۴۹، **پيام نگار:** fghalichi@sut.ac.ir

## ۱- مقدمه

در سال‌هاي اخير جوامع علمي و پژوهشي اعم از جامعه پزشکان و مهندسان سيستم‌هاي بيولوژيکي، شاهد روند رو به رشد مطالعات و پژوهش‌هاي مربوط به تنفس و سلامت دستگاه تنفسي بوده‌اند [۱-۳]. از آنجا که نبود تبادل گازهاي حياتي در کمتر از چند دقيقه مي‌تواند حيات انسان را با خطرات جبران‌ناپذير و در برخي موارد، مرگ روبرو نمايد، بسياري از پژوهشگران، فعاليت‌هاي گسترده‌اي را در اين راستا آغاز کرده‌اند. تأمين گازهاي حياتي به ميزان مناسب براي تمام اعضا و اندام‌هاي بدن از طريق تنفس، عامل اساسي در بحث فعاليت افراد به ويژه در ورزش محسوب مي‌شود. دستگاه تنفسي انسان شامل بخش‌هاي گوناگوني است. بنابراين، تحقيقات گسترده‌اي روي اين بخش‌ها از جمله مجاري تنفسي [۴]، عوامل مؤثر بر انقباض و انبساط ريه‌ها [۵]، نقش استخوان‌بندي در تنفس و بسياري از مسائل ديگر در اين حيطه صورت گرفته است. در تحقيق حاضر هدف مطالعه سيستم تبادل گازهاي تنفسي در آخرين بخش اندام تنفسي يعني کيسه‌هاي هوايي[1] و نحوه نقل و انتقال اين گازها به ويژه اکسيژن به خون است [۶، ۷]. مهم‌ترين پديده در مطالعه نقل و انتقال گاز از کيسه هوايي به گلبول قرمز، خواص نفوذي اين مسير و همچنين واکنش شيميايي داخل گلبول قرمز است [۸].

در شکل ۱ موقعيت مويرگ‌هاي ريوي پيرامون يک محفظه کيسه هوايي به شکلي ساده نمايش داده شده است.



شکل ۱- طرح‌واره‌اي از برش مقطعي يک کيسه هوايي که انتهايي‌ترين بخش راه‌هاي هوايي است و مويرگ‌هاي ريوي مانند رشته‌هاي طناب گرداگرد اين محفظه گسترده شده‌اند. بخش‌هاي دايره‌اي، گلبول‌هاي قرمز داخل خون اند [۱۰].

بر اساس شکل، فضاي کيسه‌هاي هوايي که در واقع بخش انتهايي مجاري انتقال هوا به ريه هستند، يک فضاي کروي است که گرداگرد آن از شبکه مويرگي پوشيده شده است. گاز تنفسي وارد اين محفظه شده و سپس از طريق ديواره مويرگي وارد خون مي‌شود. مدلسازي اين فرايند و تحقيق در زمينه عوامل فيزيولوژيکي که مي‌توانند سلامت اين بخش را تحت تأثير خود قرار دهند، موضوع بسياري از تحقيقات در سال‌هاي اخير بوده است [۹]. با تعريف $D_L$ به عنوان ظرفيت نفوذي کل اکسيژن؛ $D_m$ ظرفيت نفوذي براي غشاي کيسه هوايي و $D_e$ ظرفيت نفوذي گلبول قرمز، فدرسپيل[2] [۱۰] مطالعه‌اي عددي به روش حجم محدود را براي محاسبه $D_L$ با فرض گلبول‌هاي قرمز با پراکندگي يکسان داخل يک محفظه استوانه‌اي شکل به‌عنوان مويرگ، انجام داد.

وانگ[3] و پاپل[4] [۱۱] نفوذ اکسيژن را در گردش سيستميک جزئي با استفاده از يک مدل اجزاي محدود با در نظر گرفتن اشکال گوناگون براي گلبول قرمز بررسي کردند. در هر دو مطالعه، نفوذ گذراي اکسيژن و اکسي‌هموگلوبين داخل گلبول قرمز با در نظر گرفتن واکنش شيميايي بين اکسيژن و گلبول قرمز مطالعه شد.

فرانک[5] و چونگ[6] [۱۲] روش اجزاي محدودي را به منظور محاسبه ظرفيت نفوذي ريه براي اجزاي مختلف سيستم گردش جزئي با در نظر گرفتن شکل چتري براي گلبول قرمز به کار برده‌اند. فيبور[7] و بامگارتنر[8] [۱۳] نيز تحقيقاتي در زمينه اثر موقعيت گلبول‌هاي قرمز روي نفوذ گاز انجام داده‌اند.

در فعاليت‌هاي جسماني و فيزيکي، يکي از عوامل موفقيت افراد، تنظيم آهنگ تنفس با شدت فعاليت يا در واقع مهيا کردن اکسيژن مورد نياز براي سلول‌هاي بدن است. در اين مطالعه با هدف بررسي ساختار و عوامل مؤثر در تبادل گاز در سيستم کيسه هوايي ارائه رابطه‌اي بهينه براي آهنگ تنفسي صحيح، يک مدل حجم محدود[9] (FVM) از سيستم تبادل گازي در مويرگ‌هاي ريوي براي مطالعه اين پديده ارائه شد.

در اين مدل براي مشاهده اثر گلبول‌هاي قرمز بر يکديگر از چهار گلبول قرمز نيم‌دايره‌اي (به دليل تقارن) استفاده شده است. اين در حالي است که در مطالعات گذشته فقط بخشي

[1] Alveolus
[2] Federespile
[3] Wang
[4] Popel
[5] Frank
[6] Choung
[7] Fibor
[8] Bamghartner
[9] Finite volume Method

از یک گلبول در نظر گرفته شده است. همچنين روش شبكه‌بندي متحرک براي شبيه‌سازي هرچه بهتر حركت خون در رگ‌ها در طول فرايند نفوذ اكسيژن به كار برده شده است. در مسائلي كه بيش از يک ناحيه در مدل وجود داشته باشد و حداقل يكي از اين نواحي نسبت به ناحيه ديگر در حركت باشد، استفاده از روش شبكه‌بندي متحرک سبب نزديک‌تر شدن مسأله به حالت واقعي مي‌شود. در اين روش، شبكه‌بندي در هر پله زماني حركت كرده و موقعيت مكاني شبكه‌ها تغيير مي‌كند.

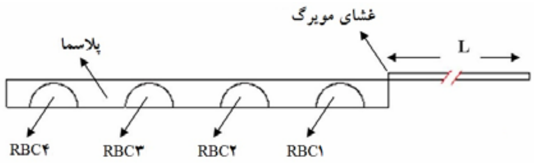
استفاده از اين روش و همچنين مطالعه چهار گلبول قرمز در مدل به منظور بررسي اثر اين گلبول‌ها بر يكديگر و در نهايت ارتباط بين متغيرهاي مختلف به‌منظور ارائه رابطه‌اي بهينه براي آهنگ تنفسي صحيح، از ويژگي‌هاي اين تحقيق نسبت به كارهاي انجام شده قبلي است.

تحليل‌ها با استفاده از نرم‌افزار فلوئنت ۶.۲ [۱۰] انجام شد. با تغيير و بررسي متغيرهايي كه مي‌توانست به عنوان نماينده‌اي از ميزان فعاليت فرد باشد، رابطه‌اي براي تنظيم آهنگ تنفس ارائه شده است.

## ۲- روش تحقيق

### ۲-۱- هندسه

یک مدل دوبعدي با چهار گلبول قرمز نيم‌دايره‌اي شكل (به منظور بررسي اثر اين گلبول‌ها بر يكديگر) با فاصله‌هاي يكسان كه در داخل یک محفظه با ديواره‌هاي موازي قرار دارد (براي نشان دادن خواص جريان صفحه‌اي در مويرگ‌هاي ريوي) ارائه شده است. شكل دايره‌اي براي شبيه‌سازي سطح مقطع گلبول‌هاي قرمز ديسكي در فضاي دوبعدي انتخاب شده است (شكل ۲).




شكل۲- بخش‌هاي مختلف مدل

گلبول‌هاي قرمز انسان قطر متوسطي برابر با ۷/۲ $\mu m$ دارند [۱۴]. با فرض اينكه گلبول‌هاي قرمز به صورت يكسان در داخل بستر مويرگي در ريه پخش شده‌اند، خواص نفوذي اكسيژن به‌وسيله مدل كردن چهار گلبول قرمز در فضاي احاطه شده بافتي-پلاسما[11]يي مطالعه مي‌شود. علاوه بر اين، با در نظر گرفتن تقارن نسبت به محور X فقط نيمي از یک بخش، مدل شده است. بنابراين، مدل شامل سه ناحيه غشاي بدون حركت ديواره مويرگي؛ سيال پلاسماي متحرک كه موازي ديواره حركت مي‌كند و گلبول‌هاي قرمز متحرک داخل ناحيه پلاسمايي است. گلبول‌هاي قرمز با سرعتي كه نسبت به پلاسما صفر است، حركت مي‌كنند. از سوي ديگر سيال پلاسما نيز با سرعتي ثابت نسبت به مختصات مرجع در حال حركت اند. اين حركت و در واقع عبور خون از داخل مويرگ، مدل پيش رو را به مدلي واقعي‌تر نزديک مي‌سازد. به دليل پايين بودن عدد پكله[12] (۱>) در مويرگ‌هاي ريوي، از انتقال همرفتي صرف نظر شده است [۱۵]. بنابراين نفوذ، سازوكار اصلي براي انتقال جرم محسوب مي‌شود.

### ۲-۲- روابط حاكم

از روش اويلري و لاگرانژي[13] براي انتقال جرم بين نواحي مدل استفاده شده است. اين محاسبه، مستلزم حل عددي معادلات گسسته شده پيوستگي، اندازه حركت[14]، انرژي، بقاي جرم و واكنش‌هاي شيميايي است.

معادلات پيوستگي و اندازه حركت در مختصات استوانه‌اي براي یک مدل متقارن محوري دوبعدي به صورت زير بيان مي‌شوند [۱۶]:

#### ۲-۲-۱- رابطه پيوستگي:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v}) = S_m \qquad (۱)$$

كه در آن $\rho$ چگالي سيال و r شعاع مويرگ و منبع $S_m$، جرمي است كه از فاز گسسته به فاز پيوسته اضافه مي‌شود (به‌عنوان مثال براي واكنش شيميايي بين اكسيژن و هموگلوبين).

[10] Fluent 6.2 [11] Plasma [12] Pecklet number [13] Lagrangian-Eulerian Method
[14] Momentum

### ۲-۲-۲- روابط اندازه حرکت

$$\rho(\frac{\partial v}{\partial t}+\vec{v}\cdot\nabla\vec{v})=-\nabla\vec{P}+\mu\nabla^2\vec{v}+\vec{f} \qquad (۲)$$

که در آن μ گرانروي[۱۵]، P نمايانگر فشار و f نيروهاي حجمي است.

### ۳-۲-۲- روابط انتقال جرم

با فرض جريان غيرقابل تراکم خون، رابطه بقا براي اجزاي شيميايي به صورت زير خواهد بود:

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho Y_i)+\nabla\cdot(\rho\vec{v}Y_i)=-\nabla\cdot\vec{J}_i+R_i \qquad (۳)$$

که در آن $Y_i$ کسر جرمي جزء i ام و $R_i$ نرخ خالص توليد ماده است. در معادله (۳) $\vec{J}_i$ شار نفوذ براي اجزاي توليد شده است که با تغييرات[۱۶] غلظت افزوده مي‌شود و به‌صورت زير تعريف مي‌گردد:

$$\vec{J}_i=-\rho D_{i,m}\nabla Y_i \qquad (۴)$$

در اينجا $D_{i,m}$ ضريب نفوذ براي i امين جزء خواهد بود.

### ۴-۲-۲- واکنش شيميايي

واکنش شيميايي بين اکسيژن و هموگلوبين [۱۷] عبارت است از:

$$Hb+4O_2\rightarrow Hb(O_2)_4 \qquad (۵)$$

## ۳-۲- شرايط مرزي

شرايط مرزي مسأله در جدول ۱ خلاصه شده است [۱۸]. ورودي اکسيژن به‌صورت شرط مرزي فشار در نظر گرفته شده و از بخش بالايي ديواره مويرگي وارد مي‌شود. همچنين فرضيات در نظر گرفته شده به صورت زيرند:

۱. ديواره به صورت صلب[۱۷] و بدون حرکت در نظر گرفته شده است.

۲. از سرعت نسبي بين گلبول‌هاي قرمز و سيال پلاسما صرف نظر شده است.

۳. فاصله بين گلبول‌هاي قرمز يکسان فرض شده است.

جدول ۱- شرايط مرزي

| نوع شرط مرزي | مقدار |
|---|---|
| $P_{O_2}(t,\{X,Y\}_{RBC})$ | ۴۰ mmHg |
| $P_{O_2}(t,\{X,Y\})_{inlet}$ | ۱۰۰ mmHg |
| دما (°C) | ۳۷ |
| غلظت اکسيژن ($gr.ml^{-1}$) | ۵۰ |
| غلظت Hb ($nmol.cm^{-۲}$) | $۲/۴\times ۱۰^{-۹}$ |

جدول ۲- خواص فيزيکي مواد

| پارامتر | مقدار |
|---|---|
| قطر RBC ($\mu m$) | ۷/۲ |
| طول مويرگ ($\mu m$) | ۱۱۵/۲ |
| قطر مويرگ ($\mu m$) | ۴ |
| ضرائب نفوذ اکسيژن در نواحي مختلف مدل ($m^۲.s^{-۱}$) | پلاسما: $۲/۴\times ۱۰^{-۹}$<br>RBC: $۹/۵\times ۱۰^{-۱۰}$ |
| گرانروي خون (kg/ms) | ۰/۰۰۳۵ |
| چگالي خون ($kg/m^۲s$) | ۱۰۵۰ |

## ۴-۲- مدل FVM گسسته و روش حل

خواص فيزيکي استفاده شده براي هريک از نواحي مدل در جدول ۲ نمايش داده شده است [۱۹].

از نرم افزار فلوئنت ۶.۲ براي تحليل استفاده شده است. يک مدل حجم محدود متشکل از حدود ۷۰۰۰۰ المان مربعي و مثلثي ايجاد شد. از حل‌گر جداساز[۱۸] با فرمول‌بندي مطلق[۱۹] در فضاي دوبعدي و روش المان لغزان براي مدلسازي حالت گذرا استفاده شده است.

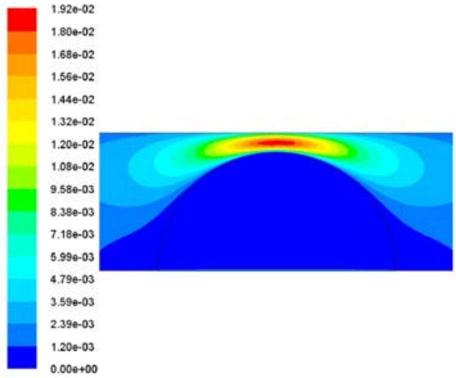
غشاي مويرگي به‌عنوان بخش ثابت و خون به عنوان بخش متحرك، با سرعتي ثابت نسبت به غشا و موازي آن در حال حرکت در نظر گرفته شده است. اکسيژن از ديواره بالايي غشا که در واقع فضاي کيسه هوايي است وارد ناحيه مي‌شود. ۱۰۰ پله زماني براي شبيه‌سازي مسأله در هر مورد مطالعه اعمال شده است.

## ۳- نتايج

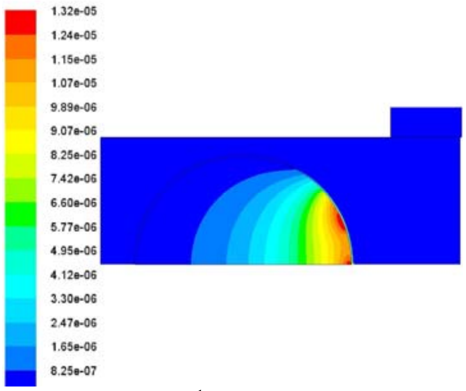
از آنجا که روش شبکه‌بندي متحرک اعمال شده است، موقعيت المان‌ها در طول تحليل با گذشت زمان تغيير مي‌کند.

[15] Viscosity [16] Gradiant [17] Rigid [18] Segregated solver
[19] Implicit

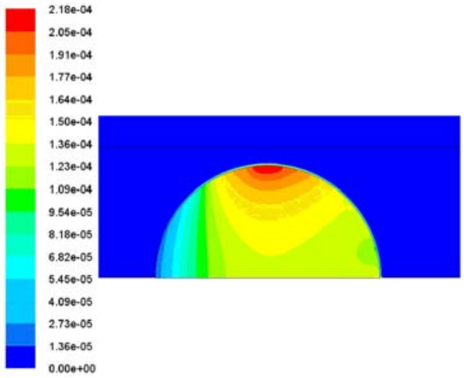
واضح است با عبور خون و گذشت زمان شكل كانتورها تغيير خواهد كرد. كانتور[۱۹]هاي سرعت و اشباع هموگلوبين براي سرعت خون معادل با m/s ۰/۰۰۲ در شكل‌هاي ۳ تا ۵ نمايش داده شده‌است.




شكل ۳- كانتور سرعت براي جريان خون با سرعت m/s ۰/۰۰۲ در لحظه s ۰/۰۲۸۸

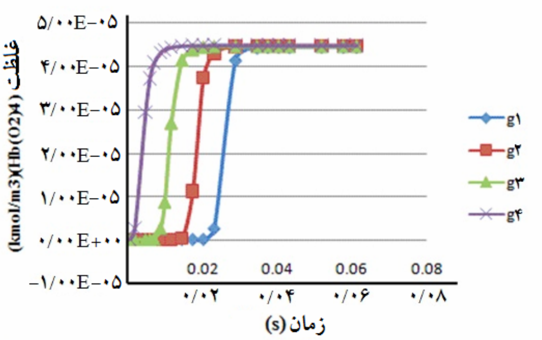



شكل ۴- كانتور غلظت اكسي هموگلوبين براي جريان خون با سرعت m/s ۰/۰۰۲ در لحظه ۰/۰۰۱۱۵۲ ثانيه

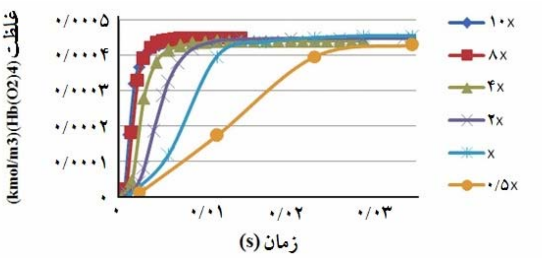



شكل ۵- كانتور غلظت اكسي هموگلوبين براي جريان خون با سرعت m/s ۰/۰۰۲ در لحظه ۰/۰۰۸۶۴ ثانيه

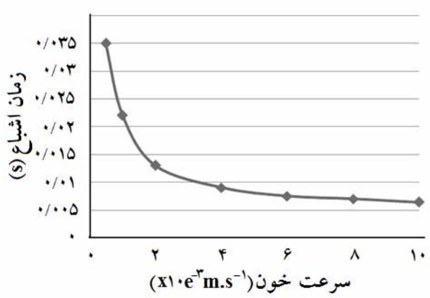
بر اساس نتايج، اين فرايند از روند بسيار سريعي برخوردار است. شبيه‌سازي براي ۸ ضريب نفوذ مختلف انجام شده است. پروفايل[۲۰]هاي غلظت محصول $(Hb(O_2)_4)$ در هر گلبول قرمز براي مورد d=۲/۴ $e^{-9}$ $m^2.s^{-1}$ در شكل ۶ نمايش داده شده است. در شكل‌هاي ۷ و ۸ به ترتيب پروفايل غلظت براي ۶ مورد سرعت خون متفاوت و زمان اشباع گلبول‌هاي قرمز به ازاي مقادير مختلف سرعت خون نمايش داده شده است.




شكل ۶- منحني غلظت هموگلوبين بر حسب زمان براي گلبول‌هاي شماره ۱ تا ۴




شكل ۷- منحني مقايسه زمان اشباع گلبول شماره ۱ براي سرعت‌هاي مختلف خون




شكل ۸- منحني زمان اشباع گلبول شماره ۱ برحسب سرعت‌هاي مختلف خون

[19] Contur [20] Profile

در اين مطالعه، سرعت خون به‌عنوان معياري از فعاليت فرد در نظر گرفته شده است. هنگامي که سطح فعاليت بدن افزايش پيدا مي‌کند، اشباع گلبول‌هاي قرمز با سرعت بيشتري صورت مي‌پذيرد. بنابراين ضروري است خون با سرعت بالاتري گردش کند تا اينکه گازهاي حياتي ارگان‌هاي مختلف بدن را تأمين نمايد.

## ۳- بحث

در اين مطالعه، سيستم انتقال گازهاي تنفسي در مويرگ‌هاي ريوي مدل شد و اثر تغيير سرعت خون مورد مطالعه قرار گرفت. در شکل ۳ نواحي با کانتورهاي سرعت گوناگون به طور کامل قابل تشخيص‌اند. اين کانتورها به دليل قطر متغيري که پلاسما از آن عبور مي‌کند به اين صورت مشاهده مي‌شوند. بالاترين ميزان سرعت پلاسما در کمترين فاصله بين گلبول قرمز و ديواره مويرگ رخ مي دهد.

مطالعات قبلي مدل را به صورت غيرمتحرک در نظر گرفته‌اند. در صورتي که در اين مدل متحرک، پروفايل‌هاي غلظت هموگلوبين مي‌توانند گوياي اثر حرکت روي الگوي نفوذ باشد. با توجه به عدد پکله پائين، مي‌توان گفت سرعت پايين جريان خون در مويرگ‌هاي ريوي نمي‌تواند تأثير به‌سزايي روي مقدار اکسيژن نفوذي داشته باشد. اشباع هموگلوبين هنگامي رخ مي‌دهد که مولکول‌هاي اکسيژن به سطح گلبول‌هاي قرمز مي‌رسند. به محض تماس اکسيژن با هموگلوبين، واکنش سريعي رخ مي‌دهد اين امر تمايل زياد مولکول‌هاي هموگلوبين به واکنش با مولکول‌هاي اکسيژن را نشان مي‌دهد.

واکنش بين اکسيژن و هموگلوبين در سطح گلبول قرمز رخ مي‌دهد و با عبور حجم بيشتري از خون از مقابل ديواره مويرگ، هموگلوبين بيشتري با اکسيژن واکنش مي‌يابد. همزمان خود محصول $(Hb(O_2)_4)$ نيز به سمت هسته گلبول قرمز نفوذ مي‌کند.

گلبول‌هاي قرمز هنگام عبور از مقاطع مختلف، با توجه به رژيم جريان و قطر مقطع عبوري به شکل‌هاي مختلفي در مي‌آيند (شکل بيضوي يا قايقي) که در اين مدل از شکل دايره اي استفاده شده است.

اثر هندسه به طور کامل بر روي الگوي نفوذ اکسيژن و تشکيل $Hb(O_2)_4$ داخل گلبول قرمز قابل تشخيص است(شکل‌هاي ۴، ۵). با عبور خون از سمت چپ مدل به سمت راست، مشاهده مي‌شود که سمت راست گلبول بيشتر در معرض نفوذ اکسيژن و واکنش با آن خواهد بود. با استناد به اين امر، شکل قايقي گلبول قرمز [۲۰] حين عبور از مويرگ‌ها قابل توجيه است. زيرا در اين صورت سطح مقطع بزرگتري با اکسيژن مواجه مي‌شود و در نتيجه روند اشباع سريع‌تر صورت مي‌گيرد.

واضح است گلبول شماره ۱ ابتدا اشباع شده و با عبور بيشتر خون، گلبول‌هاي بيشتري اشباع مي‌شوند. عامل مهم ديگر مسأله زمان است. شکل ۶ ميزان غلظت محصول را در چهار گلبول قرمز براي يک مورد مطالعه نمايش مي‌دهد. نتايج حاکي از آن است که واکنش از نوع بسيار سريع است. با صرف نظر کردن از زماني که گلبول قرمز هنوز با اکسيژن تماس نيافته است، براي شرايط يکسان، مدت زمان اشباع براي تمام گلبول‌ها يکسان خواهد بود.

همانطور که قبلاً ذکر شد، در اين مطالعه، هدف يافتن ارتباط بين آهنگ تنفس با متغيري است که بتواند به عنوان ميزاني از فعاليت فرد باشد. در زمان تحرک و فعاليت، با افزايش نرخ پمپ شدن خون در قلب، سرعت خون نيز در مجاري خوني افزايش پيدا مي‌يابد. علاوه بر آن، ميزان غلظت خون در هوا به طور تقريبي ثابت است. بنابراين، آهنگ تنفس تنها متغيريست که فرد مي‌تواند آن را تنظيم کند تا بتواند ميزان اکسيژن مورد نياز بدن را تأمين کند. شکل ۷ نشانگر پروفايل‌هاي غلظت $(Hb(O_2)_4)$ است. روند کلي حاکي از آن است که کاهش سرعت خون زمان اشباع گلبول قرمز را افزايش مي دهد. بنابراين براي يک فرد سالم، با ميزان فعاليت بيشتر انجام شده، زمان کمتري براي اشباع اکسيژن مورد نياز خواهد بود. پس، براي تنظيم آهنگ نياز بدن به اکسيژن، فرد بايد تعداد دفعات تنفسي را در واحد زمان افزايش دهد. اين مسأله در شکل ۸ قابل نمايش است. اين

شکل کاهش زمان اشباع را در برابر افزايش سرعت خون نشان مي دهد. با در نظر گرفتن t به عنوان زمان اشباع هموگلوبين، T زمان لازم براي تنفس، $v$ سرعت خون و B آهنگ تنفسي مي‌توان نوشت:

$$t \propto v$$
$$T \propto t$$
$$T \propto 1 \Big/ \text{تعداد تنفس در دقيقه}$$

نتيجه:

$$B = k.f(v) \qquad (۷)$$

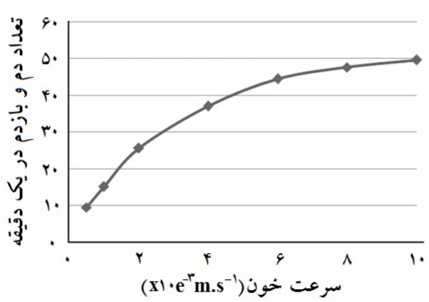
که در آن $K$=۳ است. با توجه به ميزان سرعت خون در محدوده زيستي (بين ۱ تا ۱۰ cm/s)، تعداد دفعات دم و بازدم در يک دقيقه با استفاده از اين رابطه در حالت نرمال ۱۴ بار و براي حالات با بيشترين فعاليت ۵۰ بار پيشنهاد مي‌شود.

شکل ۹ نتيجه نهايي را نشان مي‌دهد که رابطه بين آهنگ تنفس و سرعت خون (به‌عنوان نماينده‌اي از ميزان فعاليت) است.

## ۵- نتيجه‌گيري

در اين مطالعه، رابطه بين ميزان فعاليت افراد و آهنگ تنفسي با استفاده از يک مدل حجم محدود دوبعدي بررسي شده است. به اين منظور، سيستم تبادل گاز اکسيژن در مويرگ‌هاي ريوي مورد مطالعه قرار گرفته است. براي مطالعه بهتر مسأله، با استفاده از روش جديد شبکه‌بندي متحرک اثر متغير سرعت خون به‌عنوان معياري از ميزان فعاليت فرد بررسي شد.

نتايج حاکي از تأثير شديد شکل گلبول قرمز بر الگوي نفوذ و يک رابطه معکوس بين سرعت خون و زمان اشباع است. در نهايت رابطه‌اي براي ارتباط بين آهنگ تنفس و حالت‌هاي فعاليت مختلف ارائه شده است. يک مدل سه‌بعدي از همين مسأله به عنوان مطالعه‌اي در آينده به منظور مقايسه نتايج با حالت دو بعدي مورد بررسي قرار خواهد گرفت.



شکل ۹- آهنگ تنفس به عنوان تابعي از سرعت خون

## مراجع


[1] Aroesty, J.F. Gross, Convection and diffusion in the microcirculation; Microvasc; 1970; 2:247-267.
[2] Nair, P. K., Simulation of transport in capillaries; PhD thesis; Rice University, Houston, TX, 1988.
[3] Froster. R.E, Red cell distribution and the recruitment of pulmonary diffusing capacity; J. Appl Physiol, May 1; 1999; 86:1460-1467.
[4] Fung, Y.C, Biomechanics: Mechanical Properties of living Tissues; 2nd ed., New York, Springer-Verlag; 1986; 67-74.
[5] Staub, N.C., Bishop J.M., and Froster R. E., Velocity of oxygen uptake by human red cells; J. Appl. Physiol.; 1961; 16:511-516.
[6] Whiteley J.P., Gavahan D.J., Hahn C.E.W., Mathematical modeling of Pulmonary transport; J. Math. Biol.; 2003; 47: 79-99.
[7] Yamaguchi, K., Nguyen-Phu D., Schied P., Piiper J., Kinetics of oxygen uptake and release by human erythrocytes studied by a stopped-flow technique; J. Appl. Physiol.; 1985; 58:1215-1224.
[8] Hellums, J. D., Nair P.K., Huang N.S., and Ohshima N; Simulation of intraluminal gas transport processes in the microcirculation; Ann. Biomed. Eng.; 1996; 24:1-24.
[9] Reeves J.T., Taylor A.E., Pulmonary hemodynamics and fluid exchange in the lungs during excersise; Am Physiol. Soc., sect. 12, chapt 13, 1996; 585-613.
[10] Federspiel, W.J, Pulmonary diffusing capacity: implications of two-phase blood flow in capillaries; J. Respir. Physiol.; 1989; 77:119-134.
[11] Popel A. S., A finite element model of oxygen diffusion in the pulmonary capillaries; J. Appl. Physiol; June 1; 1997; 82:1717-1718.
[12] Choung, C.J.C., Johnson R.L. Jr., Role of hematocrit in diffusive gas transport in lung: importance of red blood cell spacing and shape; In: Proc. 14th Annu. Houston Conf. on Biomedical Engineering Res. Feb 8-9; 1996: 98.
[13] Secomb, T.W., Hsu R., Simulation of oxygen transport in skeletal muscle; Am. J. Physiol., 1994; 267: 1214-1221.
[14] Glazier J.B., Hughes J.M.B., Maloney J.E., West J.B., Vertical gradient of alveolar size in lungs of dogs frozen intact; J. Appl. Physiol.; 1967; 23: 694-705.
[15] Wagner W.W. Jr, Latham L.P., Gillespie M.N., Guenther J.P., Capen R.L., Direct measurement of pulmonary capillary transient times; 1982; 218: 379-381.

[16] Vielle, B., Chauvet, G.; Delay equation analysis of human respiratory stability; Math Biosci; 1988; 152: 105-122.
[17] Godbey P.S., Graham J.A., Presson R.G.Jr, Wagner W.W. Jr, Lioyd T.C.Jr, Effect of capillary pressure and lung distension on capillary recruitment; J. Appl. Physiol.; 1995; 79: 1142-1147.
[18] Capen R.L., Hanson WL, Latham LP, CA, and Wagner WW Jr; Distribution of pulmonary capillary transient times in recruited network; J. Appl. Physiol.; 1990; 69: 473-478.
[19] Batzel, J.J., Tran, H.T, Stability of the human respiratory control sytem. I. Analysis of a two dimensional delay state-space model; J. Math. Biol.; 2000; 41:41-79.
[20] Nabors L.K., Doyle W.J., Red blood cell orientation in pulmonary capillaries and its effect on gas diffusion; J. Appl Physiol.; 2003; 94:1634-1640.