

شبیه سازی تبادل حرارت سر انسان با هوای محیط بمنظور ارزیابی تهویه مناسب آن

دکتر ناصر فتورائی (استادیار و نویسنده مسؤل)،^۱ مهندس علی پاشایی (دانشجوی دکترای بیومکانیک)،^۲ مهندس ملیکه نبئی (دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک) و^۳ غلامرضا عطائی (کارشناس ارشد فیزیک پزشکی)
^{۱،۲،۳} دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک تهران) - دانشکده مهندسی پزشکی - آزمایشگاه تحقیقاتی مکانیک سیالات زیستی
^۴ دانشگاه علوم پزشکی بابل - دانشکده پیراپزشکی
GholamrezaAtae@yahoo.com^۲، MNabaei@bme.aut.ac.ir^۲، Pashaee@aut.ac.ir^۲، Nasser@aut.ac.ir^۱

چکیده

مقدمه: در مبحث انتقال حرارت در یک بافت زنده، معادله پنس (Pennes) به عنوان یکی از مدل‌های پذیرفته شده و شناخته شده است. در این معادله، تولید حرارت در بافت زنده، ناشی از دو منبع خون رسانی و متابولیسم می‌باشد. هردوی این منابع حرارتی در سر وجود داشته و باعث کنترل دمای آن می‌شوند. در اثر بالا رفتن دمای بافت‌های سطحی، یک مکانیزم انتقال حرارت جابجایی آزاد در اطراف سر شکل می‌گیرد. در این تحقیق مدلی دو بعدی از سر انسان در مقطع ساجیتال میانی و با استفاده از آناتومی واقعی آن مدل‌سازی شده و برای بررسی انتقال حرارت در درون بافتهای زنده و اثر آن بر جابجایی آزاد هوای اطراف سر در نظر گرفته شده است.

مواد و روشها: جهت پیش بینی پدیده انتقال حرارت آزاد از سر معادلات حاکم، که شامل معادلات ناویر-استوکس می‌شوند، با استفاده از روش عددی حجم محدود موجود در بسته نرم افزاری فلونت (Fluent) ویرایش ۶ حل شده اند. دو منبع حرارتی یکی ناشی از متابولیسم و دیگری ناشی از خون‌رسانی به مدل اعمال و پروفیل‌های توزیع دما درون بافتهای سر و هوای اطراف آن، همچنین توزیع بردار سرعت در هوا مورد بررسی و تحلیل قرار گرفته است.

یافته‌ها: مقدار بیشینه دما در این مدل 37°C (310K) است که مربوط به بافت مغز می‌باشد. بتدریج بعد از این ناحیه دمای بافت‌های دیگر کاهش یافته است. غضروف در ناحیه بینی مقدار کمینه دما 24°C (297K) را بخاطر عدم تولید حرارت و دوری از منابع اصلی تولید حرارت (بافت مغزی) داراست. لایه مرزی حرارتی در ناحیه جلوی صورت از ضخامت بیشتری برخوردار است. تداخل لایه مرزی حرارتی جلو و پشت سر نتیجه در یک منطقه با دمای بالا (307K) در بالای سر شده است. بیشینه دمای پوست در بالا و پیشانی سر (محل رشد مو) و کمینه مقدار آن بر روی بینی (هم ارتفاع چشم) رخ داده است. در اطراف سر جریان آزاد هوا به علت تولید حرارت در داخل بافتها و تبادل حرارتی ناشی از آن که باعث تغییر چگالی هوا در لایه مرزی حرارتی شده، بوجود می‌آید. مقدار سرعت در ناحیه لایه مرزی از پایین به بالا بتدریج افزایش می‌یابد. در سمت صورت سرعت بیشینه هوا در ناحیه مقابل نوک بینی افزایش سریعتر داشته و به اندازه 0.11 m/s می‌رسد. بالای سر جریان هوایی بصورت جت شکل گرفته است که در آن سرعت به اندازه بیشینه خود یعنی 0.24 m/s می‌رسد.

نتیجه گیری و توصیه‌ها: نتایج مشاهده شده مشابه آزمون کلاسیک جریان آزاد حول استوانه و یا کره است و این تحقیق امکان بررسی عددی تبادل حرارت را به اثبات می‌رساند.

واژه‌های کلیدی: انتقال حرارت سر، تنظیم حرارتی سر، جابجایی آزاد، معادله پنس، معادله بیو حرارت، متابولیسم مغز

مقدمه

آن تا ۳۰٪ کاهش می‌یابد (۲). این مطالعات در طراحی سیستم‌های تهویه مطبوع و ایجاد محیط‌های ارگونومیک جهت راحتی افراد نیز می‌تواند مورد توجه قرار گیرد.

موارد ذکر شده لزوم و اهمیت بررسی انتقال حرارت از مغز را با سیال اطراف نمایان می‌سازند.

اساساً انتقال حرارت در مغز در قالب تبادل حرارت خارجی (انتقال حرارت از سر)، تبادل حرارت داخل و تولید حرارت متابولیکی می‌باشد. این اثرات با شرایط مرزی، سیرکولاسیون خون، نرخ متابولیسم مغز و ابعاد سر تغییر می‌کنند. بررسی تاثیر عوامل مختلف در پدیده انتقال حرارت از مغز با دشواری روبروست. بخصوص که امکان انجام آزمایشات تجربی در این زمینه بدلیل خطرات موجود و محدودیت‌های ابزاری ممکن نمی‌باشد. لذا این بررسی‌ها نیازمند یک مدل مطمئن با خصوصیات فیزیکی و شرایط محیطی واقعی می‌باشند.

عموماً گزارشات انتقال حرارت از مغز تاکنون به دو صورت بوده است. یک دسته از این مطالعات شبیه سازی را تنها از جنبه انتقال حرارت در داخل بافتها مد نظر قرار داده و در بهترین حالت انتقال حرارت جابجایی را با ضریب انتقال حرارت جابجایی در مدل خود بکار گرفته اند (۴-۱) و دسته دیگر بدون مدل نمودن انتقال حرارت درون بافت، تنها به بررسی الگوی جریان خارج از بدن (بصورت تجربی) پرداخته اند (۶).

ون لیوون و همکارانش (Van Leeuwen et al) در سال ۲۰۰۰ با مدلسازی سرد کردن مغز نوزاد به این نتیجه رسیدند که با قرار دادن سر در محیط با دمای پایین (۱۰ درجه سانتیگراد) تنها مناطق سطحی مغز تا حدود 34°C - 33°C سرد می‌شود و تغییر دمای محسوسی در مناطق عمقی آن بوجود نخواهد آمد. همچنین مدلسازی‌هایی از توزیع دما در سر یک انسان بالغ تحت سرما درمانی با گذاشتن یخ روی سر توسط دنیس و همکارانش (Dennis et al) در سال ۲۰۰۳ صورت گرفته است. گزارش زو و همکارانش (Xu et al) در سال ۱۹۹۹ نیز شامل مدلسازی ریاضی سرد شدن مغز با شرایط مرزی دما ثابت می‌باشد. سوکستانسکی و همکارش (Sukstanskii et al) در سال ۲۰۰۴ با استفاده از روش

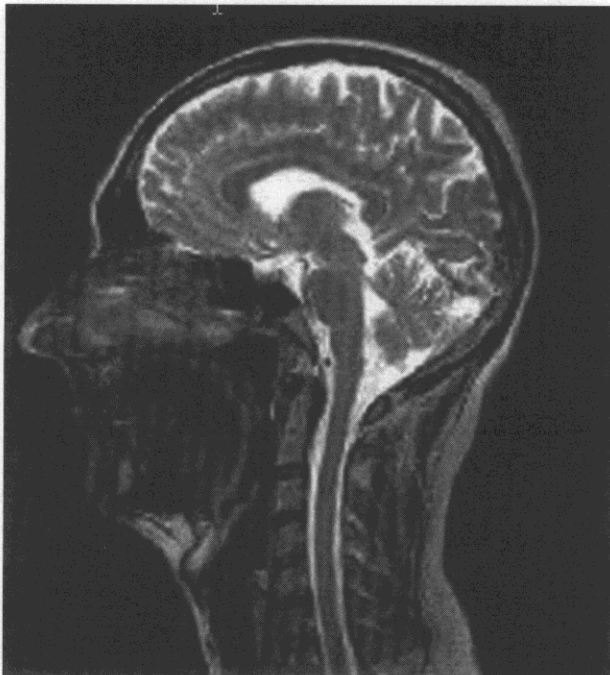
مطالعات آسیب شناسی مغزی بصورت تجربی نشان می‌دهد که سرد کردن ملایم مغز پس از یک ایسکمی مغزی (Hypoxia Ischemia) می‌تواند میزان صدمات وارده بر مغز را کاهش دهد. سادگی و راندمان بالای سرما درمانی مغز باعث شده است تا پزشکان از آن به عنوان یک راه حل کلینیکی جهت درمان نوزادانی که از عارضه خفگی (نرسیدن اکسیژن) در زمان تولد (Prenatal Asphyxia) رنج می‌برند، استفاده کنند (۱). همچنین سرد کردن فوری مغز درست در دقایق اولیه پس از حمله ایسکمی، امری مهم و ضروری در جهت کاهش پیامدها و صدمات وارده بر مغز و نجات بیمار است. این عمل (سرد کردن فوری مغز) موجب افت متابولیسم مغز شده و در نتیجه نیاز آن را به دریافت اکسیژن و دفع دی اکسید کربن و بالطبع خونرسانی کاهش می‌دهد. گزارشات منتشرشده نشان داده اند که کم خونی اثر مخرب کمتری روی مغز بجای خواهد گذاشت (۲).

ملاحظات انتقال حرارت مغز در حیات کسانی که در آبهای سرد غرق می‌شوند نیز موثر است. بطوریکه در اثر این پدیده بازگشت به زندگی افرادی که در آبهای سرد غرق شده‌اند حتی تا بعد از ۶۶ دقیقه نیز گزارش شده است (۳). این مساله عموماً بخاطر قطع فعالیت متابولیکی مغز و اثرات محافظتی این سردشدگی می‌باشد.

در سال ۱۹۹۸ ویرم و همکارانش (Vuillerme et al) جهت بررسی شرایط بیمارستانی و سندرم مرگ ناگهانی نوزاد (Sudden Infant Death Syndrome) اقدام به شبیه سازی انتقال حرارت آزاد از مدل ساده سر نوزادان نمودند (۴).

مطالعه و بررسی عکس‌العمل خنک شدن سر در مقابل مکانیزمهای مختلف خنک کاری می‌تواند ابزاری در جهت طراحی و ساخت تجهیزات قابل حمل جهت خنک‌کاریهای اورژانس در وسایل نقلیه پزشکی باشد که با آنها دمای مغز در مدت زمان ۳۰ دقیقه از 37°C به 34°C رسیده و لذا متابولیسم

پیشین، در این مطالعه مدل دو بعدی از سر و مغز با بافتهای همگن از نظر خواص مکانیکی مد نظر قرار گرفت.



شکل ۱: پایین: تصویر MRI صفحه ساجیتال، سر و بالا: مدل استخراج شده سر. موقعیت بافتها در شکل ارائه شده است.

شکل ۱ مدل دو بعدی که از تصویر قطاع مرکزی سر در صفحه ساجیتال بدست آمده را نشان می‌دهد. این مدل از داده‌های پاتولوژیکی از تصویر توموگرافیک تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI) یک مرد بالغ استخراج شد. هندسه

تحلیلی اثر عوامل مختلف را بر دمای مغز بررسی کرده و دبی و دمای جریان خون ورودی به بافت را تنها عامل موثر بر دمای مغز دانسته‌اند(۵). این مدلسازیها با فرض ثابت بودن دمای سطح پوست همراه بوده و در آنها هوای اطراف و جنبه انتقال حرارت جابجائی در سیال اطراف سر در نظر گرفته نشده است.

از طرف دیگر از جنبه خارجی کلارک و همکارانش (Clark et al) در سال ۱۹۷۵ مطالعه‌ای برای تعیین جابجایی آزاد در اطراف سر را انجام داده و منتشر کرده‌اند که صرفاً جنبه اندازه‌گیری تجربی را در بر داشته است(۶). در این تحقیق تاثیر حالت های مختلف بدن (خوابیده و ایستاده) بر الگوی جریان هوای اطراف سر بصورت تجربی مطالعه شده و ضخامت تقریبی لایه مرزی حرارتی و میزان انتقال حرارت در نقاط مختلف سر بکمک سیستم نوری شلیرن (Schlieren) و کالریمتر سطحی در آن سالها اندازه گیری شده است.

پیش از این نیز اندازه‌گیریهایی از این پدیده در پیرامون بدن انسان توسط فروئس و همکارانش (Froese et al) در سال ۱۹۵۷ و لوئیز (Lewis) در سال ۱۹۶۷ با دیدگاه تجربی صورت گرفته بود(۶).

در این تحقیق بر آن بودیم که طبق مطالعات کتابخانه ای انجام شده، برای اولین بار مدلی ارائه نمائیم که فارغ از اعمال ضرایب انتقال حرارت جابجایی مرزی در سطح مشترک با سیال پیرامون به بررسی انتقال حرارت بدن، خصوصاً سر بپردازد. در این مدل توزیع دمای ناشی از سوخت و ساز بدن، نفوذ خون در بافت‌های مختلف داخلی، توزیع دمای هوای محیط اطراف بدن و همچنین جریان جابجائی آزاد در اطراف سر شبیه سازی شده است.

مواد و روشها

مراحل شبیه سازی عددی

مدلسازی هندسی

هرچند سر انسان از هندسه سه بعدی برخوردار است، برای سادگی انجام محاسبات و امکان انجام مقایسات با مطالعات

$$\rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot k(\nabla T) + q_b + q_m \quad (1)$$

پنس در واقع دو منبع تولید حرارت داخلی برای یک بافت زنده در نظر گرفت. یکی تولید حرارت ناشی از خونرسانی به بافت زنده (q_b) و دیگری تولید حرارت ناشی از متابولیسم (q_m) است.

در این مدل توزیع سرعت و دما در کلیه بخش های مدل سر و هوای اطراف آن از اعمال شرایط تولید حرارت یعنی مقادیر q_b و q_m بدست می آید. لذا تعیین مقدار و وابستگی آنها از اهمیت خاصی برخوردار است.

مقدار q_b میزان تولید یا دفع انرژی در واحد حجم بافت می باشد که توسط خون جهت حفظ دمای مرکزی بدن در تعادل بیولوژیکی کنترل می شود. بر اساس مدل ارائه شده توسط پنس (۷) مقدار این انرژی متناسب با اختلاف دمای مرکزی بافت با دمای خود بافت و میزان نفوذ (Perfusion) خون در بافت مزبور می باشد. این عبارات در قالب رابطه زیر در این مدل ارائه شده است:

$$q_b = M_p c_p (T_{art} - T) \quad (2)$$

در اینجا T دمای بافت زنده، T_{art} دمای خون توزیع شده در بافت، M_p نرخ نفوذ جرمی خون در واحد حجم بافت و c_p گرمای ویژه خون می باشند. مقدار نرخ نفوذ خون در بافت (M_p) وابسته به بستر مویرگی موجود در آن بافت می باشد. q_m توان تولیدی در واحد حجم ناشی از فعالیت متابولیکی سلولها در سرتاسر بافت زنده است که در این تحقیق بخاطر تغییرات اندک دمای مغز، یکنواخت در نظر گرفته شد و بصورت یک منبع تولید حرارت یکسان بر واحد حجم در تمامی بافت زنده مدل شد. علاوه بر این اثر حرارتی خون رسانی در سرتاسر بافت، در این مدل یکنواخت و ایزوتروپیک در نظر گرفته شد.

مدلهای جدیدتر انتقال حرارت در بافتهای زنده تاثیر وجود شبکه عروقی را نیز در پدیده انتقال حرارت داخل بدن شامل می شوند (۱). لیکن از آنجا که در این مدل سازی عمده بافتها فاقد شبکه عروقی عمده بوده و عموماً با شبکه های وسیع

مدل بر اساس مقادیر پاتولوژیکی سر فراهم شد. مناطق بافتی در این مدل از روی تصویر در ۵ دسته مختلف تقسیم بندی شد. استخراج مرز بافتها به صورت دستی و با استفاده از نرم افزار مکانیکال دسک تاپ (Mechanical Desktop) ویرایش ۲۰۰۵ صورت گرفت. تقسیم بندی بافتها در دسته های مغز، استخوان، ماهیچه، غضروف و پوست که عناصر مهم (از نظر حجمی) در سر می باشند، انجام شد. سعی شد بافتهایی که از نظر خواص فیزیکی و حرارتی رفتار مشابهی دارند، در دسته های فوق ترکیب شوند. برای مثال بافتهای ماده خاکستری و ماده سفید از هم متمایز نشد و یا بافت چربی بخاطر خواص فیزیکی مشابه، در گروه بافت پوست قرار گرفت.

ابعاد منطقه ای که سیال قرار دارد در این تحلیل $1/200 \times 0/750 \text{ m} \times \text{m}$ در نظر گرفته شد.

مقادیر پارامترهای فیزیکی و بیولوژیکی برای بافتهای (جدول ۱) نیز از گزارش دنیس و همکاران استفاده گردید (۲).

جدول ۱: خصوصیات ترموفیزیکی استفاده شده برای بافتهای مختلف سر در مدل سازی (۲)

q_m [W/m^3]	M_p [$\text{kg}/\text{m}^3 \cdot \text{s}$]	c_p [$\text{J}/\text{kg} \cdot \text{K}$]	ρ [kg/m^3]	k [W/mK]	
۳۳	۰/۴۳۳	۲۴۹۵	۱۴۸۰	۰/۳۴	پوست
۳۳	۰/۴۳۳	۳۵۴۳	۱۰۴۰	۰/۵۲	ماهیچه
۵	۰/۰۶۶	۱۵۰۰	۱۶۰۰	۱/۱۶	استخوان
۵۲۵	۸/۶	۳۶۸۰	۱۰۰۰	۰/۵۲	مغز
.	.	۳۶۸۰	۱۰۰۰	۰/۵۲	غضروف

انتقال حرارت در بافت زنده

در مورد بافتهای زنده عموماً از مدل شناخته شده پنس (Pennes) جهت مدل کردن انتقال حرارت ناشی از دیفیوژن خون استفاده می شود (۷) که در نبود انتقال حرارت تشعشعی و جابجایی، رابطه انتقال حرارت را به صورت زیر ارائه می دهد:

مویزگی بخصوص در مغز مواجه بودیم، تنها به مدل انتقال حرارت زیستی (BHTE: Bio-Heat Transfer Equation) پهنس اکتفا شد.

$$\nabla \cdot v = 0 \quad (۳)$$

$$\rho v \cdot \nabla v = -\nabla p + \mu \nabla^2 v + \rho g \beta (T - T_a) \quad (۴)$$

$$\rho c_p v \cdot \nabla T = k \nabla^2 T \quad (۵)$$

جریان جابجائی آزاد سیال اطراف سر

انتقال حرارت جابجائی آزاد از سر بدلیل اختلاف دمای سطح بدن با دمای محیط پدیده ای است که بدن انسان همواره با آن روبرو بوده و به رغم طبیعت آرام آن، ملاحظات پزشکی و حیاتی گوناگونی را طلبیده است. در این پدیده در اثر انتقال حرارت از سر به محیط اطراف، هوای مجاور سر گرمتر شده، چگالی کمتری پیدا می کند و بجهت سبکتر بودن بسمت بالا حرکت می کند. این مسأله باعث ایجاد یک مکانیزم جابجایی در محیط اطراف سر می شود. ضخامت تقریبی لایه مرزی حرارتی، سرعت هوا در لایه های سطحی و میزان انتقال حرارت در نقاط خاصی از سر توسط کلارک و همکارانش در سال ۱۹۷۵ به صورت تجربی اندازه گیری و با نتایج انتقال حرارت از یک استوانه با ابعاد معادل سر انسان مقایسه گردیده است. در این تحقیق تصریح شده است که وضعیت بدن انسان (خوابیده و یا ایستاده) در نتایج جابجایی آزاد بمیزان زیادی موثر است. پیش از کلارک و همکارانش، لويس (Lewis) در سال ۱۹۶۹ و فرونس و همکارانش (Froese et al) در سال ۱۹۵۷ این لایه مرزی دما را مورد توجه قرار داده اند.

در تحقیق حاضر رابطه بقای انرژی در درون بافت به معادلات پیوستگی، ممتوم و انرژی در سیال اطراف سر پیوند داده می شود. ویژگی جریان جابجایی آزاد در نیروهای اعمالی داخل سیال است که در آن نیروهای حجمی (Buoyancy) در مقایسه با نیروهای اینرسی و لزجی اهمیت بیشتری پیدا می کند. در بررسی پدیده جابجایی آزاد عموماً از تقریب بوسینسک (Boussinesq Approximation) که در آن مقدار چگالی تابعی از دما در معادلات ممتوم و انرژی لحاظ می شود استفاده می شود. بدین ترتیب معادلات حاکم در جابجایی آزاد بعلت تغییرات دمایی چگالی همبسته (Coupled) می باشند. در اینجا تغییرات چگالی عامل تولید نیروی حجمی در رابطه ممتوم می باشد. به این ترتیب معادلات حاکم بر سیال اطراف سر به شکل زیر می باشند:

که در این روابط v سرعت، p فشار، ρ چگالی، β ضریب انبساط حرارتی، g شتاب گرانش، k ضریب هدایت حرارتی، T_a دمای مرجع جهت محاسبه چگالی سیال و c_p ظرفیت حرارتی سیال می باشد. جدول ۲ مقادیر این پارامترها را برای هوا در ۲۳°C که در این تحلیل بعنوان دمای محیط در نظر گرفته شده است را نشان می دهد.

معادلات (۳) و (۴) شامل معادلات پیوستگی و ممتوم برای جریان تراکم ناپذیر همراه با ترم نیروی حجمی (ترم آخر معادله (۴)) جهت اعمال تغییرات دمایی چگالی سیال می باشد. رابطه (۵) معادله انتقال حرارت در اثر پدیده جابجایی (Convection) و پدیده انتشار (Diffusion) در هوای اطراف سر است که به علت حضور ترم نیروی جابجایی در معادلات ممتوم باعث همبسته شدن این معادلات است و بایستی همزمان حل شوند. توجه داشته باشید که به علت ناچیز بودن سرعت در این جریان از ترم اتلاف لزجی (Viscous Dissipation) در معادله انرژی صرف نظر شده است.

جدول ۲: خصوصیات فیزیکی هوا در دمای ۲۳°C (۸)

میزان رانندگی	$\frac{k}{\text{W/m.K}}$	ویسکوزیته	$\mu [\text{N.s/m}^2]$	چگالی	$\rho [\text{kg/m}^3]$	انبساط حرارتی	$\beta [1/\text{K}]$	ظرفیت گرمایی	$c_p [\text{J/kg.K}]$
	۰/۰۲۶۳		۱/۱۶۱۴		۱/۱۸۴۶ × ۱۰ ^{-۵}		۰/۰۰۳۳		۱۰۰۷

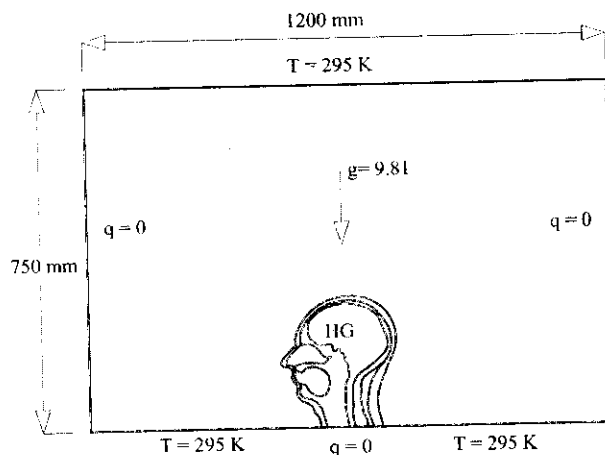
در این مدل سرعت سیال در مرز بافتها صفر (شرط مرزی عدم لغزش) در نظر گرفته شد. تنش در مرزهای قائم کناری صفر (شرط لغزش) و در مرز پائین دمای سیال ورودی 295 K به همراه تعیین شرط فشار (Pressure Inlet) اعمال و در مرز بالا شرط خروجی سرعت (Velocity Vent) با دمای سیال برگشتی 295 K اعمال شد. این شرایط اجازه ورود هوا به مدل از مرز پائین و خروج-ورود از مرز بالا را فراهم می‌کرد. شار حرارتی از ناحیه گردن به بافتهای سر نیز صفر بود. به این ترتیب اثرات بخش های تحتانی بدن در این مدل سازی حذف شد. مقدار اولیه دمای میدان محاسباتی و دمایی دو دیواره کناری آن نیز در 295 K و یا 22°C ثابت در نظر گرفته شد تا شرایط محیطی دما معین شود.

شتاب جاذبه به اندازه $9/81\text{ m/s}^2$ در نظر گرفته شد. در این مدل دو منبع حرارت داخلی متابولیسم و خون رسانی در بافتها اعمال شد که برای بافتهای متعدد مقدار آن متفاوت بود. از رابطه (۱) این ترمها بصورت زیر مشخص شدند:

q_m : تولید حرارت ناشی از متابولیسم

$q_b = M_p c_p (T_{art} - T)$: تولید حرارتی ناشی از خون رسانی در اینجا T_{art} دمای خون می‌باشد که مقدار آن 37°C در نظر گرفته شد. ضرایب q_m و c_p و M_b و سایر خواص ترموفیزیکی در بخش‌های مختلف مدل سر در جدول ۱ آمده است (۲).

بعلت اختلاف ارتفاع کم در مدل از اختلاف فشار ناشی از اختلاف ارتفاع در سطح زیرین و بالای مدل صرف نظر شد. در این مدل شبکه محاسباتی توسط بسته نرم افزاری گمیت Gambit آماده شد، سپس معادلات ۳ تا ۵ با استفاده از بسته نرم افزاری فلونت (Fluent Inc., Ver. 6; Lebanon, NH, USA) ویرایش ۶ با استفاده از روش حجم محدود حل شد (۱۱).



شکل ۲: مدل فیزیکی مساله و شرایط مرزی اعمال شده برای مدل سر و هوای پیرامون. مرز پائین بصورت مرز فشار ورودی (با دمای 295 K کلونین)، مرز بالا خروجی سرعت و مرزهای چپ و راست دیواره با تنش صفر تعریف شد. ناحیه گردن که بر روی مرز پائین قرار دارد، دیواره با شار حرارتی صفر تعریف شد.

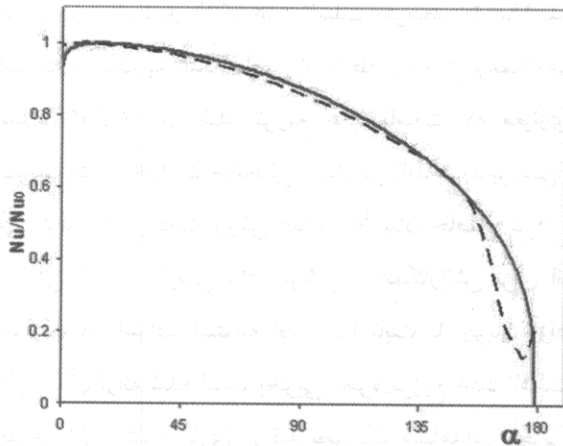
نسبت نیروهای حجمی بر نیروی لزجی در جابجایی آزاد توسط عدد بی بعد گراشوف (Grashof) توصیف می‌شود:

$$Gr = \frac{gL^3(T_s - T_a)}{v^2 T_a} \quad (6)$$

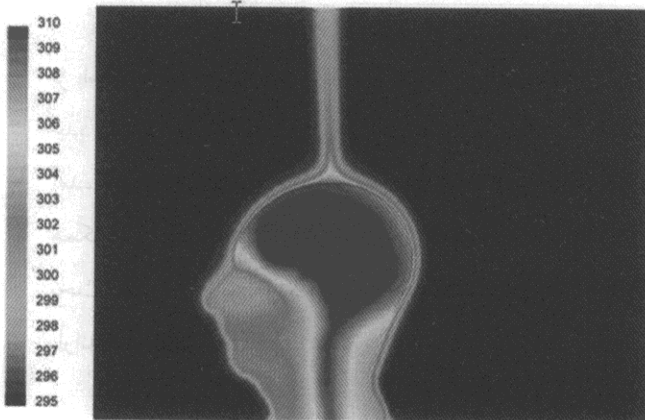
که در آن L طول مشخصه جسم، v ویسکوزیته سینماتیک هوا و T_s دمای سطح پوست بر حسب کلونین می‌باشد. عدد گراشوف همان نقشی را در جریان جابجایی آزاد ایفا می‌نماید که عدد رینولدز در جابجایی اجباری دارد. این عدد نشانگر نسبت نیروی شناوری به نیروی ویسکوز است. چنانچه عدد گراشوف کوچکتر از 2×10^9 باشد رژیم جریان لایه ای است و چنانچه بزرگتر از 10^{11} باشد، آشفتن خواهد بود. در اعداد بینابین گذر از رژیم لایه ای به آشفتن مشاهده می‌شود. در مورد مساله مورد بررسی جریان آزاد حول سر عدد گراشوف از درجه $1/5 \times 10^7$ بود و لذا رژیم جریان لایه‌ای صادق است.

اعمال شرایط مرزی و حل مدل

شکل ۲ نحوه استقرار مدل سر در درون هوای محیط و شرایط مرزی اعمال شده را نشان می‌دهد.



شکل ۴: توزیع عدد ناسلت در محیط استوانه افقی همدمای مدل شده. منحنی بریده نتایج شبیه سازی حاضر و منحنی پیوسته از معادله (۸) حاصل شده است. α زاویه ای است که در جهت ساعتگرد و نسبت به شعاعی از دایره که از پائینترین نقطه در محیط آن می‌گذرد، سنجیده می‌شود. ایندو منحنی انطباق خوبی با هم دارند.

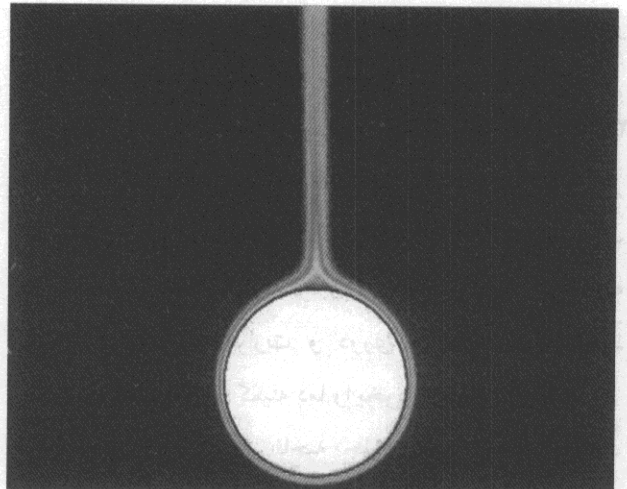


شکل ۵: توزیع دما برای دو ناحیه درون سر و هوای محیط در حالت جریان پایا. بیشینه دما در مغز و برابر 310 K و یا 37 °C است.

چرچیل و همکارش (Churchill et al) با انجام آزمایشاتی رابطه میانبایی شده تقریبی زیر را برای رنج وسیعی از اعداد رایلی در استوانه افقی همدمای ارائه کرده‌اند (۹):

$$Nu_D = \left\{ 0.6 + \frac{0.387 Ra_D^{1/6}}{[1 + (0.559/Pr)^{9/16}]^{1/4}} \right\}^2 \quad Ra_D \leq 10^{12} \quad (V)$$

این رابطه عدد ناسلت متوسط را در اطراف سیلندر همدمای فراهم می‌سازد. با توجه به اینکه مقدار عدد گراشف در این مدل برابر با $1/4353 \times 10^7$ می‌باشد، در شرایط فیزیکی مسئله مقدار پراتل $Pr = 0.707$ می‌باشد که عدد رایلی برابر $1/01476 \times 10^7$ حاصل خواهد شد. لذا معادله (V) قابل استفاده



شکل ۳: مدل استوانه افقی با دیواره همدمای جهت ارزیابی نتایج حل عددی. در اینجا حتی الامکان سعی شده است مدلی مشابه سر فراهم گردد.

حجم‌های محدود از نوع مثلثی انتخاب شد و در بافت‌ها و ناحیه سیال اطراف سر بصورت متراکم‌تری چیده شدند. برای حل جهت معادلات گسسته ممنوم و انرژی از روش کویک (QUICK) و جهت همبستگی فشار-سرعت از الگوریتم سیمپل (SIMPLE) استفاده به عمل آمد. برای اجتناب از عدم پایداری (واگرایی در حل معادلات) جواب از روش ناپایا برای رسیدن به جواب نهایی پایا، بهره گرفته شد. بدین منظور از الگوریتم ضمنی اویلر مرتبه یک (1st Order Implicit) با گام زمانی ۰/۱ استفاده شد. زمان تا رسیدن به حالت پایا، که با عدم تغییر در مقادیر متغیرها تعریف می‌شود، ادامه یافت.

شبکه‌های محاسباتی با اندازه‌های مختلف برای حل این مساله بررسی شد و استقلال جواب از شبکه در نتایج تحلیل در شبکه‌های محدوده ۴۱۶۷۴ حجم محدود مشاهده گردید.

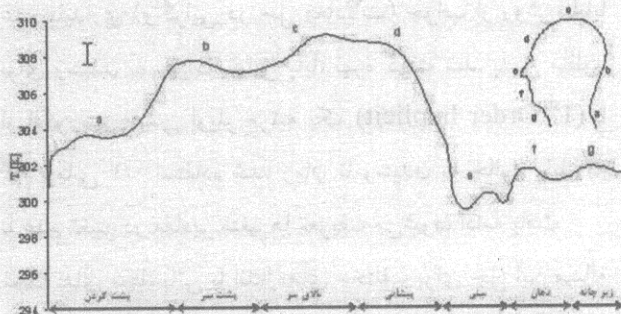
ارزیابی نتایج حل عددی

جهت حصول اطمینان از نتایج بدست آمده از این شبیه‌سازی در مرحله نخست جابجائی آزاد در یک استوانه افقی با دیوار دما ثابت در 295 K مدل‌سازی شد و نتایج آن مورد ارزیابی قرار گرفت. شرایط مرزی مورد استفاده در این مدل مشابه شرایط مرزی مدل سر با شبکه محاسباتی و تعداد المان مشابه به آن در نظر گرفته شد. توزیع دمای ناشی از این شرایط در شکل ۳ نشان داده شده است.

در شکل ۵ توزیع دمای ناشی از حل میدان سیال و بافتهای سر را تحت شرایط ذکر شده ارائه می‌نماید.

ملاحظه می‌شود که مقدار بیشینه دما در این مدل 37°C (310K) است که مربوط به بافت مغز می‌باشد. بتدریج بعد از این ناحیه دمای بافت‌های دیگر کاهش یافته است. غضروف در ناحیه بینی مقدار کمینه دما ($297/1\text{K}$) را دارد. این ناحیه بخاطر عدم تولید حرارت و دوری از منابع اصلی تولید حرارت (بافت مغزی) کمینه دما را بخود اختصاص می‌دهد.

لایه مرزی حرارتی در ناحیه جلوی صورت از ضخامت بیشتری برخوردار است. این در حالیست که در ناحیه پشت گردن این ضخامت کمتر است. تداخل لایه مرزی حرارتی جلو و پشت سر نتیجه در یک منطقه با دمای بالا (307K) در بالای سر شده است. دمای منطقه هوایی که بافت سر را در بر گرفته است در حدود 27°C (300K) مشاهده می‌شود هر چند توزیع دما در بخش‌های مختلف سر متفاوت است.



شکل ۶: نمودار توزیع دما در روی مرز خارجی سر. بیشینه آن در محل پیشانی سر محل (رشد مو) و کمینه آن بر روی بینی (هم ارتفاع چشم) رخ داده است.

شکل ۶ نمودار توزیع دما در روی مرز خارجی سر را نشان می‌دهد. بیشینه دمای پوست در بالا و پیشانی سر (محل رشد مو) و کمینه مقدار آن بر روی بینی (هم ارتفاع چشم) رخ داده است. نمودار شکل ۷ توزیع عدد بی بعد ناسلت Nu در روی مرز خارجی سر را نشان می‌دهد.

است. در مدل فوق الذکر عدد ناسلت متوسط $29/021$ بدست آمد که نزدیک به عدد حاصل از رابطه چرچیل و همکارش به اندازه $28/363$ می‌باشد. توزیع عدد ناسلت که معیاری از ضریب انتقال حرارت جابجائی است نیز باید مورد بررسی قرار می‌گرفت تا از دقت روش عددی اطمینان حاصل شود. مدل تحلیلی که در بررسی‌های مرکین و همکارانش برای انتقال حرارت در اطراف استوانه افقی دما ثابت با جریان آزاد در اطراف آن ارائه شده است بخوبی نحوه توزیع عدد ناسلت در اطراف آن را شبیه سازی می‌کند بطوریکه مشاهدات تجربی نیز انطباق آنرا با اندازه‌گیریها نشان داده‌اند (۱۰). رابطه مذکور به صورت زیر می‌باشد:

$$Nu = 0.503(\text{PrGr})^{1/4} \frac{[\sin \alpha(x)]^{1/3}}{\left\{ \int_0^x [\sin \alpha(x)]^{1/3} d(x/l) \right\}^{1/4}} \quad (8)$$

بر اساس محاسبات عددی انجام شده در این مطالعه توزیع عدد ناسلت در اطراف این سیلندر بصورت شکل ۴ بدست آمده که انطباق مناسبی با نتایج محاسبه شده از رابطه مرکین و همکارانش (Merkin et al) نشان می‌دهد. بحث مبسوط در این مورد در مرجع شلیختینگ (Schlichting) ارائه شده است (۱۰).

یافته‌ها

در این مطالعه مدلی دو بعدی از سر یک انسان بالغ در حالت ایستاده در مقطع ساجیتال میانی (midsagital) در نظر گرفته شد. این مدل با استفاده از تصویر MRI مقطعی سر انسان حاصل شد. بخش‌های مختلف آناتومی سر مرزبندی شد و سپس با استفاده از روش حجم محدود و نرم افزار فلوئنت (Fluent Inc., Ver. 6; Lebanon, NH, USA) پروفیل‌های توزیع دما درون سر و هوای اطراف آن، همچنین پروفیل‌های توزیع بردار سرعت در اثر پدیده جابجایی آزاد در هوای اطراف سر بدست آمد. بافت‌های مدل شده در سر عبارت از پوست، ماهیچه، استخوان، غضروف و مغز بودند.

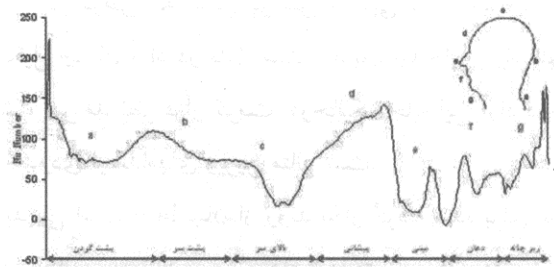
مقدار سرعت در ناحیه لایه مرزی از پایین به بالا بتدریج افزایش می‌یابد. در سمت صورت سرعت بیشینه هوا در ناحیه مقابل نوک بینی افزایش سریعتر داشته و به اندازه 0.11 m/s می‌رسد این مقدار در پشت سر در ارتفاع یکسان 0.09 m/s است. بالای سر جریان هوایی بصورت جت شکل گرفته است که در آن سرعت به اندازه بیشینه خود یعنی 0.24 m/s می‌رسد. نتایج مشاهده شده مشابه آزمون کلاسیک جریان آزاد حول استوانه و یا کره است.

بحث

این تحقیق با موضوع بررسی هدایت حرارتی در سر انسان با حضور تبادل حرارت آن با هوای محیط اطراف از طریق جابجایی آزاد انجام گرفت. در این تحقیق مدلی دو بعدی از سر انسان در نظر گرفته شد. این مدل با استفاده از آناتومی واقعی سر انسان و از روی تصاویر MRI بدست آمد. مدلسازی در دو بخش همبسته صورت گرفت. (الف) بخشی

در این تحقیق، تولید حرارت در بافت زنده، ناشی از دو منبع خون رسانی و متابولیسم در نظر گرفته شد. برای بررسی جریان جابجایی آزاد در هوای اطراف سر معادلات پیوستگی، مومنتوم سیال و انرژی با استفاده از تقریب بوسینسک اعمال شدند. این مساله با استفاده از روش حجم محدود و با استفاده از نرم افزار فلونت تحلیل شد.

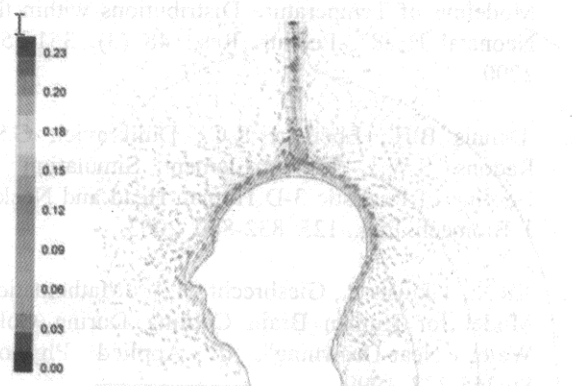
خطوط دما ثابت برای نواحی درون سر و همچنین هوای اطراف آن در شکل ۵ نشان داده شده است. خصوصیات ترموفیزیکی (از جمله ضریب هدایت حرارتی)، همچنین نحوه سوخت و ساز و تولید حرارت ناشی از عوامل ذکر شده در قسمت انتقال حرارت در بافت زنده، باعث شد که بیشینه دما در محل مغز دیده شود. هوای نزدیک به سر به علت حرارت ناشی از سر گرم شده و شروع به حرکت نموده است. حداکثر سرعت در بالاترین نقطه سر (فرق) دیده می‌شود. توزیع دما و عدد بی بعد ناسلت برای پوست در نمودارهای اشکال ۶ و ۷



شکل ۷: نمودار توزیع عدد بی بعد ناسلت Nu در روی مرز خارجی سر. بیشینه آن در محل پیشانی سر (کمی پائین تر از محل رشد مو) و کمینه آن بالای لب فوقانی (زیر بینی) رخ داده است.

بیشینه آن در محل پیشانی سر (کمی پائین تر از محل رشد مو) و کمینه آن بالای لب فوقانی (زیر بینی) رخ داده است. با مقایسه ای با نمودار ۶ می‌توان مشاهده نمود که این نقاط بر روی مقادیر دما منطبق نیستند.

شکل ۸ نتایج میدان سرعت هوای اطراف سر نشان را می‌دهد. همانطور که از نتایج گزارش شده کلارک و همکارش پیش بینی می‌شد، جریان آزاد هوا در اطراف سر به علت تولید حرارت در داخل بافتها و تبادل حرارتی ناشی از آن که باعث تغییر چگالی هوا در لایه مرزی حرارتی شده، بوجود می‌آید.



شکل ۸: خطوط تراز جریان و توزیع بردارهای سرعت در هوای اطراف سر در اثر جابجایی آزاد با هوای محیط.

که شامل بافتهای زنده بدن بود و تولید و انتقال حرارت در آنها را بررسی می‌کرد و (ب) بخشی که شامل جریان جابجایی آزاد ناشی از اختلاف دمای سطح بدن با هوای اطراف بود.

معادله انتقال حرارت حاکم بر بافت ها در این مساله مدل انتقال حرارت پینس بود که یکی از مدل‌های پذیرفته شده و استاندارد در مبحث انتقال حرارت در بافتهای زنده است.

- با این فرض که لباس پوشش مناسبی برای جلوگیری از تشکیل جریان آزاد در بدن است، جریان جابجایی آزاد تنها با منشاء سر مد نظر قرار گرفت. درحالیکه جابجایی آزاد در سر تا حدودی از اندامهای زیرین متاثر است.

- بدیهی است با اطمینان از روند بکار گرفته شده برای انجام این مطالعه می توان بررسی های دقیقتر و کاربردی تر از مکانیزمهای خنک کاری فوری سر انسان مثلا قرار دادن یخ، گذاشتن بادبزن (جابجایی اجباری) و مواردی از این قبیل را که جنبه بالینی دارند را نیز مورد توجه قرار داد.

- قابلیت بررسی آسودگی حرارتی (Human Thermal Comfort) از روش مشابه بکار رفته در این تحقیق نیز از کارهای آینده است.

نمایش داده شده است. بردارهای سرعت و الگوی جریان در هوای اطراف نیز در شکل ۸ دیده می شود.

این تحقیق امکان بررسی عددی تبادل حرارت را به اثبات رساند. لذا برای کارهای آینده در این زمینه را می توان در موارد زیر پیشنهاد می شود:

- مدل سر دو بعدی در نظر گرفته شد که نتایج آن با حالت واقعی تفاوت هایی دارد و نیازمند تحلیل سه بعدی سر انسان جهت مقایسه با مدل سه بعدی است.

- انتقال حرارت در حالت پایا صورت گرفت. درحالیکه برخی از پدیده ها نیازمند بررسی ناپایا بوده و لذا تغییرات زمانی مد نظر باید قرار می گیرد.

مراجع

1. Van Leeuwen G.M.J., Hand J.W., Lagendijk J.J.W., Azzopardi D.V., Edwards A.D., "Numerical Modeling of Temperature Distributions within the Neonatal Head", *Pediatr. Res.*, 48 (3): 351-356, 2000.
2. Dennis B.H., Eberhart R.C., Dulikravich G.S., Radons S.W., "Finite Element Simulation of Cooling of Realistic 3-D Human Head and Neck", *J. Biomech. Eng.*, 125: 832-840, 2003.
3. Xu X., Tikuisis P., Giesbrecht G., "A Mathematical Model for Human Brain Cooling During Cold-Water Near-Drowning", *J. Applied Physiol.*, 86:265-272, 1999.
4. Vuillerme V., Fohr J.P., Saulnier J.P., Oriot D., Saulnier J.B., Blay D., "Convective Heat Transfer around an Infant Head", *Ann. NY Acad. Sci.*, 858:310-7, 1998.
5. Sukstanskii A.L., Yablonskiy D.A., "An Analytical Model of Temperature Regulation in Human Head", *J. Therm. Biol.*, 29: 583-587, 2004.
6. Clark R.P., Toy N., "Natural Convection Around The Human Head", *J. Physiol.*, 244: 283-293, 1975.
7. Pennes H.H., "Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperatures in the Resting Forearm", *J. Appl. Physiol.*, 1: 93-122, 1948.
8. Incropera F., DeWitt D., "Fundamentals of Heat and Mass Transfer", 5th ed., John Wiley & Sons, 2002.
9. Churchill S.W., Chu H.H.S., "Correlating Equation for Laminar and Turbulent Free Convection", *Int. J. Heat Mass Tran.*, 18: 1323-1329, 1975.
10. Schlichting H., Gersten K. "Boundary Layer Theory", 8th Edition, Springer Verlag, 1999.
11. FLUENT V6.0 User's Guide, FLUENT Inc., Lebanon, NH, USA, 2001.