

بررسی توزیع دما درون سر انسان و هوای اطراف

سعید زینالی هریس، دانشیار گروه مهندسی شیمی، دانشکده مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد

zeinali@ferdowsi.um.ac.ir

ثامر اسعدی، دانشجوی دکتری مهندسی شیمی، دانشکده مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد

samerasadi@yahoo.com

چکیده

از جمله مدل‌های شناخته‌شده برای بررسی انتقال حرارت درون سر انسان معادله پنس^۱ است. در این معادله، تولید حرارت در بافت زنده، ناشی از دو منبع خورسانی و سوخت‌وساز می‌باشد. با بالارفتن دمای بافت‌های سطحی، یک سازوکار انتقال حرارت جابه‌جایی آزاد در اطراف سر شکل می‌گیرد. در این مقاله، مطالعات انجام‌شده روی توزیع دما درون سر و هوای اطراف آن، همچنین پروفایل‌های توزیع بردار سرعت در هوای اطراف سر تجزیه و تحلیل شده است. همچنین مدلی دوبعدی از سر انسان در محیط نرم‌افزار گمبیت^۲، ویرایش ۶، شبیه‌سازی شده و با استفاده از روش حجم محدود و نرم‌افزار فلونت^۳، ویرایش ۶، توزیع دما در اطراف سر (در حالت ناپایدار) بررسی شده است.

واژگان کلیدی: جابه‌جایی آزاد، معادله پنس، سوخت‌وساز مغز، خورسانی، انتقال حرارت سر انسان



مقدمه

مطالعات آسیب‌شناسی مغزی به‌صورت تجربی نشان می‌دهد که سردکردن ملایم مغز پس از ایسکمی^۴ مغزی می‌تواند میزان صدمات وارده به مغز را کاهش دهد. سادگی و بازده بالای سرمایش مغز سبب شده است تا پزشکان از آن به‌عنوان راه‌حلی کلینیکی جهت درمان نوزادانی که از عارضه خفگی (نرسیدن اکسیژن) در زمان تولد رنج می‌برند، استفاده کنند [۱]. همچنین سردکردن فوری مغز درست در دقایق اولیه پس از حمله ایسکمی، امری مهم و ضروری جهت کاهش پیامدها و صدمات وارده به مغز و نجات بیمار است. این عمل (سردکردن فوری مغز) سبب افت

سوخت‌وساز مغز می‌شود و در نتیجه نیاز آن را به دریافت اکسیژن و دفع دی‌اکسید کربن و بالطبع خورسانی کاهش می‌دهد. گزارش‌های منتشرشده نشان داده‌اند که کم‌خونی اثر مخرب کمتری روی مغز به‌جای خواهد داشت [۲]. ملاحظات انتقال حرارت مغز در بازگشت به حیات کسانی که در آب‌های سرد غرق می‌شوند نیز مؤثر است. به‌طوری‌که 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 مسئله عموماً به‌خاطر قطع فعالیت متابولیکی مغز و آثار محافظتی این سردشدگی است. مطالعه و بررسی عکس‌العمل خنک‌شدن سر در

مقابل سازوکارهای گوناگون 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 ۳۷ درجه سانتی‌گراد به ۳۴ درجه سانتی‌گراد رسیده و لذا سوخت‌وساز آن تا ۳۰ درصد 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 [۴].

اساساً انتقال حرارت در مغز در قالب تبادل حرارت خارجی (انتقال حرارت از سر)، تبادل حرارت داخل و تولید حرارت متابولیکی می‌باشد. این آثار با شرایط مرزی، گردش خون، نرخ سوخت‌وساز مغز و ابعاد سر تغییر می‌کنند. بررسی تأثیر عوامل گوناگون در پدیده انتقال حرارت از مغز با دشواری‌هایی روبروست. به‌خصوص که امکان انجام آزمایش‌های تجربی در این زمینه، به‌دلیل خطرات موجود و محدودیت‌های ابزاری ممکن نمی‌باشد. لذا این بررسی‌ها نیازمند مدلی مطمئن با خصوصیات فیزیکی و شرایط محیطی واقعی می‌باشند. از جمله مناسب‌ترین راهکارها جهت مدل‌سازی این پدیده، بررسی جریان جابه‌جایی آزاد پیرامون سر در شرایط محیطی کنترل‌شده و استخراج مدل مناسب برای تأمین این شرایط و سپس اعمال شرایط مورد نظر در مدل می‌باشد. بدین ترتیب با داشتن یک مدل مطمئن با شرایط اولیه مشابه شرایط واقعی، می‌توان از صحت نتایج به‌دست آمده از شرایط مرزی اعمالی، به‌خصوص در مورد مسائل زمانی، اطمینان بیشتری حاصل کرد.

عموماً گزارش‌های انتقال حرارت از مغز تاکنون به دو صورت بوده است. یک دسته از این مطالعات شبیه‌سازی را تنها از جنبه انتقال حرارت در داخل بافت‌ها مد نظر قرار داده و در بهترین حالت انتقال حرارت جابه‌جایی را با ضریب انتقال حرارت جابه‌جایی در مدل خود به‌کار گرفته‌اند [۳ -

۱]. دسته دیگر بدون مدل‌نمودن انتقال حرارت درون بافت، تنها به بررسی الگوی جریان خارج از بدن (به‌صورت تجربی) پرداخته‌اند [۵].

ون لیوون و همکارانش در سال ۲۰۰۰ م با مدل‌سازی سردکردن مغز نوزاد به این نتیجه رسیده‌اند که با قراردادن سر در محیطی با دمای پایین (۱۰ درجه سانتی‌گراد) تنها مناطق سطحی مغز تا حدود ۳۳ تا ۳۴ درجه سانتی‌گراد سرد می‌شود و تغییر دمای محسوسی در مناطق عمقی آن به‌وجود نخواهد آمد. همچنین مدل‌سازی از توزیع دما در سر یک انسان بالغ تحت سرما درمانی با گذاشتن یخ روی سر توسط دنیس و همکارانش در سال ۲۰۰۳ صورت گرفته است. این مدل‌سازی‌ها با فرض ثابت‌بودن دمای سطح پوست همراه بوده و در آنها هوای اطراف و جنبه انتقال حرارت جابه‌جایی در سیال اطراف سر در نظر گرفته نشده است. از طرف دیگر، از جنبه خارجی، کلارک و همکارانش در سال ۱۹۷۵ مطالعه‌ای برای تعیین جابه‌جایی آزاد در اطراف سر را انجام داده و منتشر کرده‌اند که صرفاً جنبه اندازه‌گیری تجربی را دربر داشته است [۵]. در این تحقیق تأثیر حالت‌های گوناگون بدن (خوابیده و ایستاده) بر الگوی جریان هوای اطراف سر به‌صورت تجربی مطالعه و ضخامت تقریبی لایه مرزی حرارتی و میزان انتقال حرارت در نقاط گوناگون سر به‌کمک سیستم نوری شلیرن و کالری‌متر سطحی در آن سال‌ها اندازه‌گیری شده است.

در این مقاله، براساس مطالعات کتابخانه‌ای، برای نخستین‌بار مدلی ارائه شده است که فارغ از اعمال ضرایب انتقال حرارت جابه‌جایی مرزی در سطح مشترک با سیال پیرامون به بررسی انتقال حرارت بدن، خصوصاً سر بپردازد. در این مدل توزیع دمای ناشی از سوخت‌وساز بدن، نفوذ خون در بافت‌های داخلی، توزیع دمای هوای محیط اطراف بدن و همچنین جریان جابه‌جایی آزاد در اطراف سر شبیه‌سازی شده است. انسان باید برای داشتن مغزی با ابعاد امروزی از آب‌وهوای سرد دوران گذشته زمین متشکر باشد! تحقیقات دانشمندان نشان می‌دهد سردشدن زمین در



گذشته‌های بسیار دور اثر قابل توجهی بر شکل‌گیری بهتر ساختار مغز انسان داشته است. در حقیقت سرد شدن زمین و عبور از دورانی که گرمای نسبی بر زمین حاکم بوده، بر شکل‌گیری ساختار مناسب مغز انسان تأثیر چشمگیری داشته است. یک دهه پیش، گروهی از دانشمندان این نظریه را مطرح کرده بودند و اکنون تحقیقات جدید مهر تأییدی بر این دستاورد زده است [۶].

فعالیت مغزی در انسان گرمای قابل توجهی تولید می‌کند. بدن نیز برای جلوگیری از وقوع هرگونه مشکل باید این گرمای تولیدی را آزاد کند. حدود یک دهه پیش، دو تن از دانشمندان دانشگاه هاروارد نظریه جالب توجهی مطرح کردند؛ نظریه‌ای مبنی بر اینکه اندازه مغز انسان‌های ماقبل تاریخ به واسطه گرمای هوای آن دوران با محدودیت رشد همراه بوده است و احتمالاً تا زمانی که آب‌وهوای زمین روبه سردی نگذاشته بود، مغز انسان رشد قابل توجهی نداشته است. براساس یافته‌های دانشمندان، سرد شدن تدریجی زمین و آب‌وهوای آن در پنجاه میلیون سال پیش امکان مناسبی برای افزایش ابعاد مغز انسان‌ها فراهم کرده است [۸-۶].

طی سال‌های اخیر، تحقیقات متنوعی در این زمینه انجام شده است و تقریباً همگی به این موضوع اشاره دارند که آب‌وهوای گرم زمین مانع رشد مغز انسان می‌شده است. مدلسازی‌هایی که دانشمندان با استفاده از پیشرفته‌ترین رایانه‌ها انجام داده‌اند، نشان می‌دهند که دو فاکتور گرما و دی اکسید کربن می‌توانند بر سوخت‌وساز بدن و از جمله عملکرد مغز تأثیرگذار باشند. این تحقیقات همچنین نشان می‌دهد احتمالاً آب‌وهوای زمین حدوداً $7/2$ درجه فارنهایت کاهش یافته و به دنبال آن مغز انسان‌هایی که قبل از انسان‌های امروزی زندگی می‌کرده‌اند بزرگ‌تر شده است [۹]. همچنین برخی معتقدند این تغییر دمایی با سرمایش کلی زمین همراه شده که خود در افزایش رشد مغز انسان‌ها تأثیر قابل توجهی داشته است [۱۲-۱۰]. این تحقیقات هیجان‌انگیز پرده از راز و رمزهای بسیاری درخصوص

چگونگی رشد مغز انسان در ادوار مختلف برداشته است. دانشمندان استفاده از شبیه‌سازی‌های قدرتمند رایانه‌ای را عاملی مهم در دستیابی به این نتایج عنوان می‌کنند.

مراحل شبیه‌سازی عددی

الف: مدلسازی هندسی

هرچند سر انسان به لحاظ هندسی سه‌بعدی است، اما برای سادگی انجام محاسبات و امکان انجام مقایسه با مطالعات پیشین، در این مقاله مدل دوبعدی از سر و مغز با بافت‌های همگن از نظر خواص مکانیکی مد نظر قرار گرفته است. در این مقاله دو مدل، یکی از تصویر قطاع مرکزی سر در صفحه سائیتال^۵ (شکل ۱) و دیگری در محیط گمیت (شکل ۲) در نظر گرفته شده است. هر دو مدل دارای اندازه‌های یکسان و متعلق به یک مرد بالغ می‌باشند.



(الف)



(ب)

شکل ۱. نمایی از الف) تصویر ام. آر. آی^۶ سر یک مرد بالغ،
ب) مدل استخراج شده سر و موقعیت بافت‌ها [۵]

هندسه مدل (شکل ۱) براساس مقادیر پاتولوژیکی سر فراهم شده است. مناطق بافتی در این مدل نیز از روی تصویر در پنج دسته مختلف تقسیم‌بندی شده است. استخراج مرز بافت‌ها به صورت دستی و با استفاده از

نرم افزار مکانیکال دسکتاب^۷ ویرایش ۲۰۰۵ م صورت گرفته است. تقسیم بندی بافت ها در دسته های مغز، استخوان، ماهیچه، غضروف و پوست، که عناصر مهم (از نظر حجمی) در سر می باشند، انجام شده است. سعی شده است بافت هایی که از نظر خواص فیزیکی و حرارتی رفتار مشابهی دارند، در دسته های فوق ترکیب شوند. مثلاً بافت های ماده خستری و ماده سفید از هم متمایز نشده و یا بافت چربی به سبب خواص فیزیکی مشابه، در گروه بافت پوست قرار گرفته است. ابعاد منطقه ای که سیال قرار دارد در این تحلیل (برای هر دو مدل) 75×120 میلی متر در نظر گرفته شده است. برای تعیین مقادیر پارامترهای فیزیکی و فیزیولوژیکی برای بافت ها (جدول ۱) که شامل هدایت، چگالی، گرمای ویژه، سوخت و ساز این بافت ها می باشد، نیز از گزارش های دنیس و همکارانش استفاده شد [۲].



شکل ۲. تصویر سر یک انسان بالغ در محیط نرم افزار گمیت

انتقال حرارت در بافت زنده

در مورد بافت های زنده عموماً از مدل شناخته شده پنس جهت مدل کردن انتقال حرارت ناشی از دیفیوژن خون استفاده می شود که در نبود انتقال حرارت تشعشعی و جابه جایی رابطه انتقال حرارت را به صورت زیر ارائه می دهد [۶]:

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

در واقع، پنس دو منبع تولید حرارت داخلی برای یک بافت زنده در نظر گرفت. یکی تولید حرارت ناشی از خون رسانی به

بافت زنده (q_b) و دیگری تولید حرارت ناشی از سوخت و ساز (q_m).

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 به دست 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 است که توسط خون جهت حفظ دمای مرکزی بدن در تعادل بیولوژیکی کنترل می شود. براساس مدل ارائه شده توسط پنس مقدار این انرژی متناسب با اختلاف دمای مرکزی بافت با دمای خود بافت و میزان نفوذ خون در بافت مزبور می باشد. این عبارات در قالب رابطه ۲ در این مدل ارائه شده است [۱۳].

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

به طوری که در این رابطه 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 باشد. مقدار نرخ نفوذ خون در بافت (M_p) به بستر مویرگی موجود در آن بافت وابسته است. همچنین q_m توان تولیدی در واحد حجم ناشی از فعالیت متابولیکی سلول ها در سرتاسر بافت زنده است که در این مقاله به خاطر تغییرات اندک دمای مغز، یکنواخت در نظر گرفته شده و به صورت یک منبع تولید حرارت یکسان بر واحد حجم در تمامی بافت زنده مدل شده است. علاوه بر این اثر حرارتی خون رسانی در سرتاسر بافت، در این مدل یکنواخت و ایزوتروپیک در نظر گرفته شده است [۱۴ - ۱۶].

جریان جابه جایی آزاد سیال اطراف سر

انتقال حرارت جابه جایی آزاد از سر به دلیل اختلاف دمای سطح بدن با دمای محیط پدیده ای است که بدن انسان همواره با آن روبرو بوده و با وجود طبیعت آرام آن، ملاحظات پزشکی و حیاتی گوناگونی را طلبیده است [۱۵ - ۱۸]. در این پدیده، در اثر انتقال حرارت از سر به محیط،

هوای مجاور سر گرم‌تر می‌شود و چگالی کمتری پیدا می‌کند و به‌جهت سبک‌تر بودن به‌سمت بالا حرکت می‌نماید [۱۹]. این مسئله سبب ایجاد یک سازوکار جابه‌جایی در محیط اطراف سر می‌شود. ضخامت تقریبی لایه مرزی حرارتی، سرعت هوا در لایه‌های سطحی و میزان انتقال حرارت در نقاط خاصی از سر توسط کلارک و همکارانش، در سال ۱۹۷۵ م، به‌صورت تجربی اندازه‌گیری

و با نتایج انتقال حرارت از یک استوانه با ابعاد معادل سر مقایسه شده است. در این تحقیق تصریح شده است که وضعیت بدن انسان (خوابیده یا ایستاده) در نتایج جابه‌جایی آزاد به‌میزان زیادی مؤثر است [۵]. توجه به این لایه مرزی دما پیش از کلارک و همکارانش، توسط لوئیس در سال ۱۹۶۹ و فروئس و همکارانش در سال ۱۹۷۵ مورد توجه بوده است [۷].

جدول ۱. خصوصیات ترموفیزیکی استفاده‌شده برای بافت‌های گوناگون سر در مدلسازی [۵]

ضرب هدايت حرارتي وات بر متر كلوين	چگالي كيلوگرم بر متر مكعب	ظرفيت حرارتي ژول بر كيلوگرم كلوين	ضرب نفوذ M_p كيلوگرم بر متر مكعب ثانيه	توليد حرارت q_m وات بر متر مربع	
۰/۳۴	۱۴۸۰	۲۴۹۵	۰/۴۳۳	۳۳	پوست
۰/۵۲	۱۰۴۰	۳۵۴۳	۰/۴۳۳	۳۳	ماهیچه
۱/۱۶	۱۶۰۰	۱۵۰۰	۰/۰۶۶	۵	استخوان
۰/۵۲	۱۰۰۰	۳۶۸۰	۸/۶	۵۲۵	مغز
۰/۵۲	۱۰۰۰	۳۶۸۰	۰	۰	غضروف

در این مقاله، رابطه بقای انرژی درون بافت به معادلات پیوستگی، مومنتوم و انرژی در سیال اطراف سر پیوند داده می‌شود. ویژگی جریان جابه‌جایی آزاد در نیروهای اعمالی داخل سیال است که در آن نیروهای حجمی در مقایسه با نیروهای اینرسی و لزجی اهمیت بیشتری پیدا می‌کند. در بررسی پدیده جابه‌جایی آزاد عموماً از تقریب بوسینسک^۱، که در آن مقدار چگالی تابعی از دما در معادلات مومنتوم و انرژی لحاظ می‌شود، استفاده می‌شود [۲۰ - ۲۲]. به این ترتیب معادلات حاکم در جابه‌جایی آزاد به‌علت تغییرات دمایی چگالی، همبسته می‌باشند. در اینجا تغییرات چگالی عامل تولید نیروی حجمی در رابطه مومنتوم می‌باشد. به این ترتیب معادلات حاکم بر سیال اطراف سر به شکل معادلات ۳ تا ۵ می‌باشند:

$$\nabla V = 0 \quad (3)$$

$$\rho V \cdot \nabla V = -\nabla P + \mu \nabla^2 V + \rho g \beta (T - T_a) \quad (4)$$

(۵) $\rho C_p V \nabla T = -k \nabla^2 T$
به‌طوری‌که در این روابط V سرعت، P فشار، 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 می‌باشد. جدول ۲ مقادیر این پارامترها را برای هوا در دمای ۲۳ درجه سانتی‌گراد، که در این مقاله به‌عنوان دمای محیط در نظر گرفته شده است، را نشان می‌دهد.

معادلات ۳ و ۴ شامل معادلات پیوستگی و مومنتوم برای جریان تراکم‌ناپذیر همراه با ترم نیروی حجمی (ترم آخر معادله دوم) جهت اعمال تغییرات دمایی چگالی سیال می‌باشد [۲۳]. رابطه ۵ معادله انتقال حرارت در اثر پدیده جابه‌جایی و پدیده انتشار در هوای اطراف سر است که به‌علت حضور ترم نیروی جابه‌جایی در معادلات مومنتوم باعث همبسته‌شدن این معادلات است و بایستی همزمان حل شوند. باید توجه داشت که به‌علت ناچیز بودن سرعت در

این جریان از ترم اتلاف لزجی در معادله انرژی صرف نظر شده است.

جدول ۲. خصوصیات فیزیکی هوا

در دمای ۲۳ درجه سانتی گراد [۷]

ضریب هدایت حرارتی وات بر متر کلونین	۰/۰۲۶۳
چگالی کیلوگرم بر متر مکعب	۱/۱۴۱۴
لزجت نیوتن ثانیه بر متر مربع	1.846×10^{-5}
انبساط حرارتی بر کلونین	۰/۰۰۳۳
ظرفیت حرارتی ژول بر کیلوگرم کلونین	۱۰۰۷

نسبت نیروهای حجمی بر نیروی لزجی در جابهجایی آزاد توسط عدد بی بعد گراشف^۹ توصیف می شود [۲۴].

$$Gr = \frac{g L^3 (T_s - T_a)}{\nu^2 T_a} \quad (6)$$

به طوری که در آن L طول مشخصه جسم، ν لزجت سینماتیک هوا و T_s دمای سطح پوست بر حسب کلونین می باشد. عدد گراشف همان نقشی را در جریان جابهجایی آزاد ایفا می کند که عدد رینولدز در جابهجایی اجباری. این عدد نشانگر نسبت نیروی شناوری به نیروی ویسکوز است. چنانچه عدد گراشف کوچکتر از 2×10^9 باشد، رژیم جریان لایه ای است و اگر بزرگتر از 10^{10} باشد، آشفته خواهد بود. در اعداد بینابین، گذر از رژیم لایه ای به آشفته مشاهده می شود. در مورد مسئله مورد بررسی، جریان آزاد حول سر عدد گراشف از درجه 1.5×10^7 بوده، لذا رژیم جریان لایه ای صادق است.

اعمال شرایط مرزی و حل مدل

شکل های ۳ و ۴ نحوه استقرار مدل سر برای هر دو مدل در درون هوای محیط و شرایط مرزی اعمال شده را نشان می دهند. در این مدل ها سرعت سیال در مرز بافت ها صفر

(شرط مرزی عدم لغزش) در نظر گرفته شده است. تنش در مرزهای قائم کناری صفر (شرط لغزش) و در مرز پایین دمای سیال ورودی ۲۹۵ کلونین به همراه تعیین شرط فشار اعمال و در مرز بالا شرط خروجی سرعت با دمای سیال برگشتی ۲۹۵ کلونین اعمال شده است. این شرایط اجازه ورود هوا به مدل از مرز پایین و خروج - ورود از مرز بالا را فراهم می کند. شار حرارتی از ناحیه گردن به بافت های سر نیز صفر است. به این ترتیب آثار بخش های تحتانی بدن در این مدلسازی ها حذف شده است. مقدار اولیه دمای میدان محاسباتی و دمای دو دیواره کناری آن نیز در ۲۹۵ کلونین (۲۲ درجه سانتی گراد) ثابت در نظر گرفته شده است تا شرایط محیطی دما معین شود.

شتاب جاذبه برابر با ۹/۸۱ متر بر مجذور ثانیه در نظر گرفته شد. در این مدل دو منبع حرارت داخلی متابولیسم و خونرسانی در بافت ها اعمال شد که برای بافت های متعدد مقدار آن متفاوت بود. از رابطه ۱ این ترم ها به صورت زیر مشخص می شوند:

q_m تولید حرارت ناشی از سوخت و ساز بدن

q_b تولید حرارت ناشی از خونرسانی

$$q_b = M_p C_p (T_{art} - T)$$

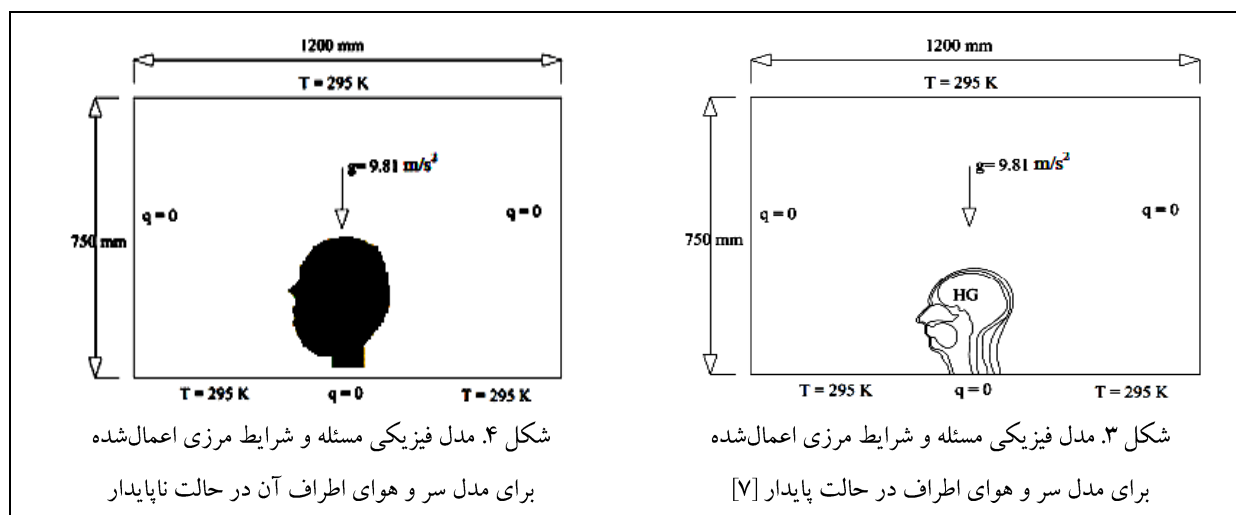
به طوری که در این رابطه T_{art} دمای خون است که مقدار آن ۳۷ درجه سانتی گراد در نظر گرفته می شود. مقادیر M_p ، C_p و q_m و سایر خواص ترموفیزیکی در بخش های مختلف مدل سر در جدول ۱ آمده است [۱].

به دلیل اختلاف ارتفاع کم در هر دو مدل از اختلاف فشار ناشی از اختلاف ارتفاع در سطح زیرین و بالای مدل ها صرف نظر شد. در این مدل ها، شبکه محاسباتی توسط بسته نرم افزاری گمیت آماده شد، سپس معادلات ۳ و ۴ و ۵ با استفاده از بسته نرم افزاری فلوئنت، ویرایش ۶، با استفاده از روش حجم محدود حل شد. حجم های محدود از نوع مثلثی انتخاب و در بافت ها و ناحیه سیال اطراف سر متراکم تر چیده شدند. برای حل، جهت معادلات گسسته مومنتوم و انرژی از روش کویک و جهت همبستگی فشار - سرعت از



الگوریتم سیمپل استفاده شد [۲۴ - ۲۶]. برای اجتناب از عدم پایداری جواب (واگرایی در حل معادلات) از روش ناپایا بهره گرفته شد. بدین منظور از الگوریتم ضمنی اوایلر

مرتبه یک با گام زمانی ۰/۱ استفاده شد [۲۷]. زمان تا رسیدن به حالت پایا، که با عدم تغییر در مقادیر متغیرها تعریف می‌شود، ادامه یافت.



شبکه‌های محاسباتی با اندازه‌های مختلف برای حل مسئله بررسی شد و در این شبکه‌ها به ترتیب ۱۴۱۰۰ و ۱۶۳۰۰

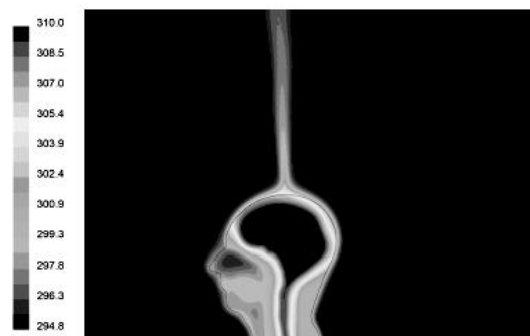
حجم محدود برای مدل‌های ۱ و ۲ مشاهده شد. شکل‌های ۵ و ۶ شبکه محاسباتی انتخابی را نشان می‌دهند [۲۸].



ارزیابی نتایج حل عددی
در این مطالعه مدلی دوبعدی (مدل ۱) از سر یک انسان بالغ در حالت ایستاده در مقطع ساژیتال میانی در نظر گرفته شده است. این مدل با استفاده از تصویر ام. آر. آی. مقطعی سر انسان حاصل شده است. بخش‌های مختلف آناتومی سر مرزبندی شده و سپس با استفاده از روش حجم محدود و

نرم‌افزار فلوئنت، ویرایش ۶، پروفایل‌های توزیع دما درون سر و هوای اطراف آن حالت پایدار، همچنین پروفایل‌های توزیع بردار سرعت در اثر پدیده جابه‌جایی آزاد در هوای اطراف سر به دست آمد. بافت‌های مدل‌شده در سر عبارت است از پوست، ماهیچه، استخوان، غضروف و مغز [۲۹-۳۱]. به علاوه مدل دیگری از سر انسان در همان ابعاد مدل

۱ در محیط گمبیت شبیه‌سازی شده و با استفاده از نرم‌افزار فلوئنت، ویرایش ۶ توزیع دما روی پوسته سر در حالت ناپایدار بررسی شده است. شکل ۷ توزیع دمای ناشی از حل میدان سیال و بافت‌های سر را تحت شرایط ذکر شده ارائه می‌نماید. ملاحظه می‌شود که مقدار بیشین دما در این مدل ۳۷ درجه سانتی‌گراد است که مربوط به بافت مغز می‌باشد. به تدریج بعد از این ناحیه دمای بافت‌های دیگر کاهش یافته است. غضروف در ناحیه بینی مقدار کمینه دما (۲۹۵/۷ کلوین) را دارد. این ناحیه به‌خاطر عدم تولید حرارت کمینه دما را به خود اختصاص می‌دهد.

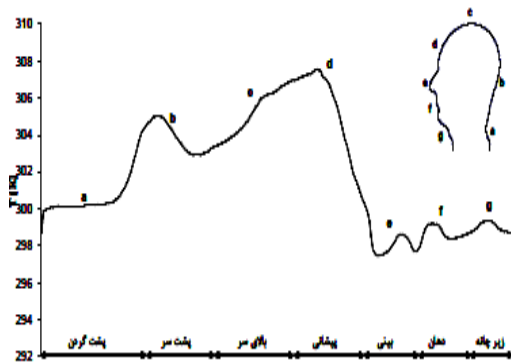


شکل ۷. توزیع دما برای دو ناحیه درون سر و هوای محیط در حالت جریان پایا

ضخامت لایه مرزی حرارتی در ناحیه جلوی صورت از مقدار بیشتری برخوردار است. این در حالی است که در ناحیه پشت گردن این ضخامت کمتر است. تداخل لایه مرزی حرارتی جلو و پشت سر منجر به ایجاد یک منطقه با دمای بالا (۳۰۰ کلوین) در بالای سر شده است. دمای منطقه هوایی که بافت سر را در بر گرفته است در حدود ۲۷ درجه سانتی‌گراد مشاهده می‌شود. شکل ۸ نمودار توزیع دما روی مرز خارجی سر را نشان می‌دهد. بیشینه دمای پوست در محل پیشانی سر (محل رشد مو) و کمینه آن روی بینی (هم ارتفاع چشم) رخ داده است.

شکل ۹ توزیع دمای ناشی از حل معادلات انرژی و مومنتوم (در محیط فلوئنت) در حالت ناپایدار را نشان می‌دهد. همان‌طور که در این شکل مشاهده می‌شود،

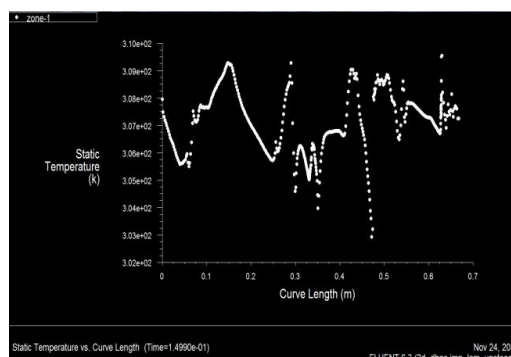
ضخامت لایه مرزی در قسمت پایینی پشت سر و جلوی صورت حداکثر مقدار خود را دارد. ناحیه بالای سر نیز حداقل ضخامت لایه مرزی را دارد. به علاوه، این دو ناحیه (قسمت پایینی پشت سر و جلوی صورت) حداکثر دمای ممکن (۳۰۹ کلوین) را دارند (شکل ۱۰). بنابراین توزیع دمای اطراف سر انسان در حالت واقعی (حالت ناپایدار) کاملاً متفاوت با توزیع دما در حالت پایدار است.



شکل ۸. نمودار توزیع دما در روی مرز خارجی سر در حالت جریان پایا



شکل ۹. توزیع دما در اطراف سر انسان در حالت ناپایدار

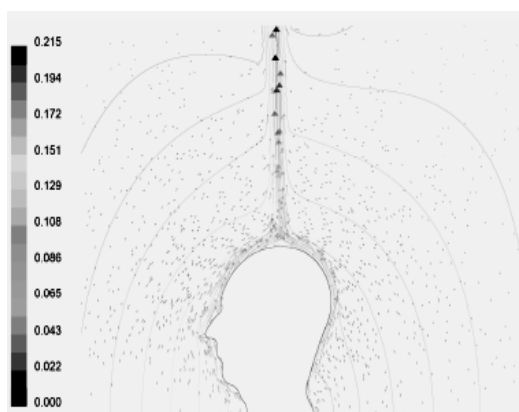


شکل ۱۰. نمودار توزیع دما اطراف سر انسان در حالت ناپایدار

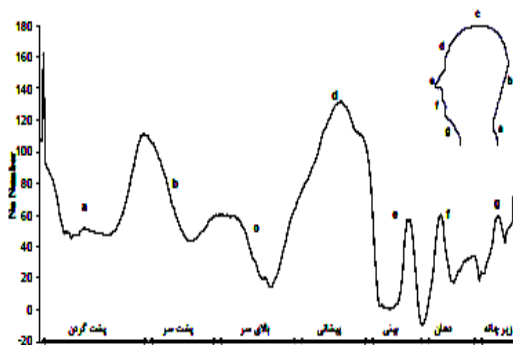
نمودار شکل ۱۱ توزیع عدد بی بعد ناسلت^{۱۰} روی مرز خارجی سر را نشان می دهد. بیشینه آن در محل پیشانی سر (کمی پایین تر از محل رشد مو) و کمینه آن بالای لب فوقانی (زیر بینی) رخ داده است. با مقایسه ای با نمودار ۸ می توان دریافت که این نقاط روی مقادیر دما دقیقاً منطبق نیستند.

شکل ۱۲ نتایج میدان سرعت هوای اطراف سر را در حالت پایدار نشان می دهد. همان طور که از نتایج گزارش شده کلارک و همکارانش پیش بینی شد، جریان آزاد هوا در اطراف سر به علت تولید حرارت در داخل بافت ها و تبادل

حرارتی ناشی از آن - که سبب تغییر چگالی هوا در لایه مرزی حرارتی شده - به وجود می آید. مقدار سرعت در ناحیه لایه مرزی از پایین به بالا به تدریج افزایش می یابد. در سمت صورت، سرعت حداکثر هوا در مقابل نوک بینی افزایش سریع تری داشته و به اندازه ۰/۰۹ متر بر ثانیه می رسد که در مقایسه با پشت سر در ارتفاع یکسان ۰/۰۸ متر بر ثانیه است. بالای سر جریان هوا به صورت جت شکل گرفته است که در آن سرعت به اندازه بیشینه خود یعنی ۰/۲۰ متر بر ثانیه می رسد. نتایج مشاهده شده مشابه آزمون کلاسیک جریان آزاد حول استوانه و یا کره است.



شکل ۱۲. خطوط تراز جریان و توزیع بردارهای سرعت در هوای اطراف سر در اثر جابه جایی آزاد



شکل ۱۱. نمودار توزیع عدد بی بعد ناسلت روی مرز خارجی سر

نتیجه گیری

این مقاله با موضوع بررسی توزیع دما در سر انسان با حضور تبادل حرارت آن با هوای اطراف از طریق جابه جایی آزاد انجام شد. در این رهگذر دو مدل دوبعدی از سر انسان در نظر گرفته شد. این مدل ها با استفاده از آناتومی واقعی سر انسان و شبیه سازی در محیط گمبیت به دست آمدند. مدلسازی در دو بخش همبسته صورت گرفت؛ بخشی که شامل بافت های زنده بدن بوده و انتقال حرارت در آنها را بررسی می کند و بخشی که شامل جریان جابه جایی آزاد ناشی از اختلاف دمای سطح بدن با هوای اطراف می باشد.

از این مقاله نتیجه شده است که در هوای محیط با جابه جایی آزاد بیشینه دما (در حالت پایدار) در محل مغز و همچنین حداکثر سرعت در بالاترین نقطه سر (فرق) حاصل می شود. از دیگر نتایج این مقاله اینکه سرمایش تأثیر بسزایی بر رشد و کاهش صدمات مغزی دارد. به علاوه نتیجه شد که در حالت ناپایدار ناحیه های قسمت پایینی پشت سر و جلوی صورت حداکثر ضخامت لایه مرزی حرارتی و ناحیه بالای سر حداقل لایه مرزی حرارتی را داشت که این نتیجه (صرف نظر از خطاهای ناچیز ابعاد سر) برعکس حالت پایدار است. بنابراین بررسی توزیع دما در سر

- [5] Clark, R. P., and Toy, N., "Natural Convection around the Human Head", *J. Physiol.*, vol. 244, pp. 283-293, 1975.
- [6] Pennes, H. H., "Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperatures in the Resting Forearm", *J. Appl. Physiol.*, vol. 1, pp. 93-122, 1948.
- [7] Incropera, F. and DeWitt, D., *Fundamentals of Heat and Mass Transfer*, 5th ed., John Wiley & Sons, 2002.
- [8] Hiroshi, F., Masami, F., Hiroyasu, K., Hirochika, I., Sadahiro, N., Takashi, S., Takeshi, Y. and Michiyasu, S., "An implantable, focal brain cooling device suppresses nociceptive pain in rats", *Neuroscience Research*, Vol. 66, pp. 402 - 405, 2010.
- [9] Wusi, Q.; Hong, S.; Ying, Z.; Weimin, W.; Weiguo, L.; Qizhou, J.; Ming, L.; and Merriem, M.; "Noninvasive selective brain cooling by head and neck cooling is protective in severe traumatic brain injury", *Journal of Clinical Neuroscience*, Vol. 13, pp. 995 – 1000, 2006.
- [10] Na'ama, A. S.; Nikolaos, G.; Michal, H.; Gali, U.; Alexander, G. A.; Constantina, S.; Savvas, G.; Olga, T.; and Esther, S.; "Microglial involvement in neuroprotection following experimental traumatic brain injury in heat acclimated mice", *BRAIN RESEARCH*, Vol. 1244, pp. 132 – 141, 2008.
- [11] Irnédu, P.; Duncan, M.; Carola, N.; and Helen, P. L.; "c-Fos immunoreactivity in selected brain regions of rats after heat exposure and pyrogen administration", *BRAIN RESEARCH*, Vol. 1120, pp. 124-130, 2006.
- [12] Manuel, B.; Joshua, W. L.; Joseph, M. K.; Denise, B.; and Lance, B. B.; "Feasibility of intra-arrest hypothermia induction: A novel nasopharyngeal approach achieves preferential brain cooling", *Resuscitation*, Vol. 81, pp. 1025–1030, 2010.

و هوای اطراف آن باید در شرایط ناپایدار (واقعی) انجام شود تا بتوان به نتیجه واقعی رسید.

در این مقاله توزیع دما درون سر انسان و هوای اطراف آن را در حالت های پایدار و ناپایدار بررسی کردیم که این مسئله امکان بررسی های آینده در موارد زیر را آشکار می سازد:

۱. در این مقاله هوای اطراف سر دمای متوسطی دارد در صورتی که می توان توزیع دما درون سر انسان را در هوای گرم و سرد بررسی کرد و آنها را با یکدیگر مقایسه نمود تا از نتایج آن بتوان برای افرادی که در مناطق گرمسیر و سردسیر زندگی می کنند استفاده کرد.

۲. در این مقاله جریان جابه جایی آزاد تنها با منشأ سر مدنظر قرار گرفت. در حالی که جابه جایی آزاد در سر تا حدودی متأثر از اندام های زیرین است.

مآخذ

- [1] Van Leeuwen, G. M. J., Hand, J. W., Lagendijk, J. J. W., Azzopardi, D. V. and Edwards, A. D., "Numerical Modeling of Temperature Distributions within the Neonatal Head", *Pediatric Research*, Vol. 48, No. 3, pp. 351-356, 2000.
- [2] Dennis, B. H., Eberhart, R. C., Dulikravich, G. S. and Radons, S. W., "Finite Element Simulation of Cooling of Realistic 3-D Human Head and Neck", *J. Biomech. Eng.*, Vol. 125, pp. 832-840, 2003.
- [3] Xu, X., Tikuisis, P. and Giesbrecht, G., "A Mathematical Model for Human Brain Cooling During Cold-Water Near Drowning", *J. Applied Physiol.*, Vol. 86, pp. 265 -272, 1999.
- [4] Sukstanskii, A. L. and Yablonskiy, D. A., "An Analytical Model of Temperature Regulation in Human Head", *Journal of Thermal Biology*, Vol. 29, pp. 583- 587, 2004.

- [20] Han-Chung, L.; Hao-Che, C.; Der-Yang, C.; Kuang-Fu, C.; Pao-Hsuan, L.; and Chun-Chung, C.; "Applying Cerebral Hypothermia and Brain Oxygen Monitoring in Treating Severe Traumatic Brain Injury", *World Neurosurg*, Vol. 74, No. 6, pp. 654-660, 2010.
- [21] Darren, L. C.; Mark, P.; Shannon, W.; Ian, O. J.; and Frederick, C.; "Treatments (12 and 48 h) with systemic and brain-selective hypothermia techniques after permanent focal cerebral ischemia in rat", *Experimental Neurology*, Vol. 220, pp. 391-399, 2009.
- [22] On, F.; Yukiko, K.; Aya, F.; Hirotsugu, F.; Ekaterine, T.; Shusaku, H.; Mihyon, S.; Takeshi, K.; Takayoshi, H.; Koichiro, S.; and Yuji, M.; "Post-ischemic hypothermia reduced IL-18 expression and suppressed microglial activation in the immature brain", *BRAIN RESEARCH*, Vol. 1121, pp. 35-45, 2006.
- [23] Ellen, G.; Matthias, P.; Georg, B.; and Herbert, B.; "Autopsy at 2 months after death: Brain is satisfactorily preserved for neuropathology", *Forensic Science International*, Vol. 168, pp. 177-182, 2007.
- [24] Kickhefel, A.; Roland, J.; Weiss, C.; and Schick, F.; "Accuracy of real-time MR temperature mapping in the brain: A comparison of fast sequences", *Physica Medica*, Vol. 26, pp. 192-201, 2010.
- [25] Kou-Chi, N.; Mao-Tsun, L.; and Ching-Ping, C.; "Hyperbaric oxygen improves survival in heatstroke rats by reducing multiorgan dysfunction and brain oxidative stress", *European Journal of Pharmacology*, Vol. 569, pp. 94-102, 2007.
- [26] Mehrdad, N.; and Reza, M. F.; "Estimation of cranial capacity and brain weight in 18-22-year-old Iranian adults", *Clinical Neurology and Neurosurgery*, Vol. 110, pp. 997-1002, 2008.
- [13] Adams, R.; and Koster, R.W.; "Burning issues: Early cooling of the brain after resuscitation using burn dressings, A proof of concept observation", *Resuscitation*, Vol. 78, pp. 146 - 150, 2008.
- [14] Gholam, K. M.; Patricia, S.; Eric, L. S.; Ronald, P. L.; William, R. S. W.; Pavel, I. O.; Stefano, V.; and Michael, A. R.; "Termination of epileptiform activity by cooling in rat hippocampal slice epilepsy models", *Epilepsy Research*, Vol. 70, pp. 200-210, 2006.
- [15] Wolfgang, W.; Danica, K.; Fritz, S.; Wolfgang, S.; Sandra, H.; Andreas, J.; Michael, H.; Udo, M. L.; and Wilhelm, B.; "Outcome after resuscitation using controlled rapid extracorporeal cooling to a brain temperature of 30 °C, 24 °C and 18 °C during cardiac arrest in pigs", *Resuscitation*, Vol. 81, pp. 242-247, 2010.
- [16] Yoshimasa, K.; Jun, K.; Atsuki, K.; Shigenao, M.; and Masato, F.; "Computer simulation for postmortem cooling processes in the outer ear", *Legal Medicine*, Vol. 9, pp. 55-62, 2007.
- [17] Ivan, O.; Fon-Chieh, C.; and Nachappa, G.; "Seizure control with thermal energy? Modeling of heat diffusivity in brain tissue and computer-based design of a prototype mini-cooler", *Epilepsy & Behavior*, Vol. 16, pp. 203-211, 2009.
- [18] Bert, C.; Yury, S.; and Friedemann, P.; "Heating up or cooling up the brain? MEG evidence that phrasal verbs are lexical units", *Brain & Language*, Vol. 115, pp. 189-201, 2010.
- [19] Kullervo, H.; Nathan, M. D.; Greg, C.; Ferenc, A. J.; Eyal, Z.; Ron, K.; Tara, M.; and Douglas, R.; "Pre-clinical testing of a phased array ultrasound system for MRI-guided noninvasive surgery of the brain-A primate study", *European Journal of Radiology*, Vol. 59, pp. 149-156, 2006.

آمبولیسم، فشار پایین خون، خفگی، ضربان زیاد، کمبود گلوکز خون و در نهایت برخی از تومورها [ویراستار].

۵. ساژیتال (Sagittal) صفحه‌ای عمودی است که از مرکز ثقل بدن و شکاف ساژیتال مجسمه می‌گذرد و بدن را به دو نیمه راست و چپ تقسیم می‌کند [ویراستار].

6. MRI
7. Mechanical Desktop
8. Boussinesq approximation
9. Grashof number
10. Nusselt number

- [27] Ching-Ping, C.; Wu-Tein, H.; Bor-Chih, C.; Chuan-Chih, H.; and Mao-Tsun, L.; "The flavonoid baicalin protects against cerebrovascular dysfunction and brain inflammation in experimental heatstroke", *Neuropharmacology*, Vol. 52, pp. 1024-1033, 2007.
- [28] Jinn-Rung, K.; Chong-Jeh, L.; Chung-Ching, C.; Ching-Ping, C.; and Mao-Tsun, L.; "Resuscitation from experimental traumatic brain injury by agmatine therapy", *Resuscitation*, Vol. 75, pp. 506-514, 2007.
- [29] Wölfer, J.; Speckmann, E. J.; Wassmann, H.; Gorji, A.; and Greiner, C.; "Remote switching of temperature, gaseous, and aqueous phase in a low-volume interface chamber for brain slices", *Journal of Neuroscience Methods*, Vol. 193, pp. 77-81, 2010.
- [30] Nouis, J. C.; Izenzon, M. G.; Greeley, H. P.; and Johnson, G. A.; "Design of a superconducting volume coil for magnetic resonance microscopy of the mouse brain", *Journal of Magnetic Resonance*, Vol. 191, pp. 231-238, 2008.
- [31] Manuella, S. L. R.; Jason, S.; Patrick, M. K.; John, M.; Samuel, A. T.; and Tomas, D.; "Blood-brain barrier integrity in a rat model of emergency preservation and resuscitation", *Resuscitation*, Vol. 80, pp. 484-488, 2009.

پی‌نوشت

1. Pennes
2. Gambit
3. Fluent

۴. ایسکمی (Ischemia) در دانش پزشکی به کمرسیدن خون به اندام یا ناحیه‌ای از بدن گفته می‌شود. این عارضه سبب کمبود اکسیژن و نرسیدن مواد مغذی به بخش‌هایی از بدن شده و آسیب دیدن بافت‌ها یا سوء کارکرد اندام‌ها را در پی دارد. ازجمله عوامل پدیدآورنده ایسکمی عبارت است از: تصلب شراین، لخته شدن خون، انقباض عروق، اختلالات مادرزادی قلبی،



شرکت ایتراک

مهندسی و ساخت تجهیزات صنایع ایران

طراحی و ساخت تجهیزات صنایع :

به ویژه برای:

- صنایع غذایی و دارویی
- صنایع شیمیایی و پتروشیمی
- تجهیزات کشتارگاه‌ها و صنایع جنبی گوشت
- سیستم‌های انتقال مواد
- تجهیزات خطوط رنگ کارخانه‌ها
- کوره‌های زباله‌سوز و لاشه سوز
- مخازن تحت فشار و راکتورها
- سازه‌های صنعتی و انواع گریتنینگ با گالوانیزه گرم

تهران - خیابان ظفر - خیابان نصیری - بلوار سیما جنوبی - شماره ۱۶
صندوق پستی ۱۱۳۶ - ۱۹۳۹۵
تلفن: ۲۲۲۶۰۷۴۲ - ۲۲۲۷۲۸۳۹ تلفکس: ۲۲۲۶۰۹۹۰
web site: www.itrac-co.com
E-mail: info@itrac-co.com

