



Determination of convective heat transfer coefficient in human femur bone drilling in the presence of normal saline and evaluation of effective parameters

Sh. Sadri, J. Ghasemi

Department of Engineering, University of Zanjan, Zanjan, Iran.

ABSTRACT: This research has analyzed the drilling process in the human femur bone to determine the heat transfer coefficient and occurrence or non-occurrence of thermal necrosis. 3D drilling simulation has carried out naturally with air and force convection with normal-saline and the analysis was performed for three feed rates of 50, 100, and 150 millimeters per minute(mm/min) at speeds of 500, 1000, and 2000 rotation per minute(rpm). The results show that in natural cooling, the highest generated heat is equal to 4 Joule at 50mm/min and 500rpm while the lowest value of generated heat is 1.65 Joule at 150mm/min and 2000rpm. The maximum difference of the average heat transfer coefficient with the experimental results is 12.5%, which represents a good accuracy of the present results. The results also show that the average heat transfer coefficient at 100 and 150mm/min is 55% and 29.1% more, respectively, and it is 5% less at 50mm/min compared to the constant value of 20 , which is considered in the previous researches. Also, thermal necrosis occurs under all conditions of natural cooling. In forced cooling, the highest average heat transfer coefficient with normal-saline is 150mm/min at a speed of 2000rpm, which is equal to 3650 , and in all conditions, the bone temperature has not exceeded the temperature limit of thermal necrosis.

Review History:

Received: Sep. 30, 2021

Revised: Jan. 17, 2023

Accepted: Apr. 30 , 2023

Available Online: May, 24, 2023

Keywords:

Bone drilling

femur bone

normal-saline coolant

thermal necrosis

cortical bone

1- Introduction

Bone drilling is very important in orthopedic surgery, dentistry, and bone sampling. Due to the friction between the drill and the bone, heat is generated during the drilling. The inappropriateness of the heat removal mechanism produced during bone drilling causes thermal necrosis and changes the nature of bone alkaline phosphatase. In addition, the loss of the mechanical strength of the drilling place will also cause the loosening of the screws placed in the hole and incorrect welding of the bone. Alam et al.[1] investigated the effective parameters to achieve optimal conditions and their effect in bone surgery and showed that as the drill advances into the bone, the temperature of the cavity increases linearly. Pandey and Panda[2] optimized the parameters of the bone drilling process during the experimental study. Sener et al.[3] showed by drilling on the cow bone that the highest temperature is generated on the surface and

depth of the bone hole. Shakouri et al.[4] have studied the theory and experiment of heat generation in the process of bone drilling. The results of this research show that the theoretically calculated generation heat is close to the experimentally measured values in different conditions and it was found that machining theories can predict the amount

of heat generation in bone drilling. Also, Karaca et al.[6] studied human bone and observed that increasing rotational speed or decreasing feed rate and applied force in the cortical bone, increased the temperature rising. According to the investigations carried out in the previous theoretical research, the convection heat transfer coefficient is considered to be a fixed value of $20 \text{ W/m}^2 \cdot \text{K}$ which cannot be a correct assumption in the conditions of drilling from the start to the end, and considering that the study of the occurrence of thermal necrosis and its sensitivity. The temperature and duration of keeping the bone at that temperature require a more accurate analysis of the problem in a time-dependent manner, and in addition to the average convective heat transfer coefficient, its instantaneous value also becomes important, so the main goal of the present research is to investigate the average convection heat transfer coefficient more precisely for evaluation occurrence or non-occurrence of thermal necrosis.

2- Governing equations, modeling, and analysis

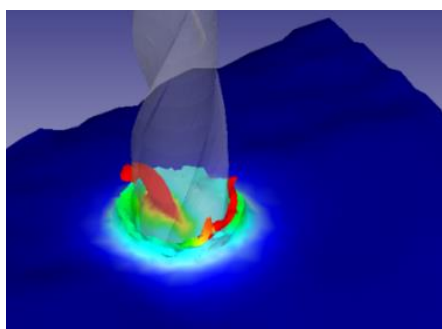
According to the conditions of the desired problem and the history of its numerical solution, the equations of continuity, momentum and energy equation along with the equations of the ϵ -k model were solved for turbulent conditions. The simulation was carried out in two states of natural and forced

*Corresponding author's email: j.ghasemi@znu.ac.ir



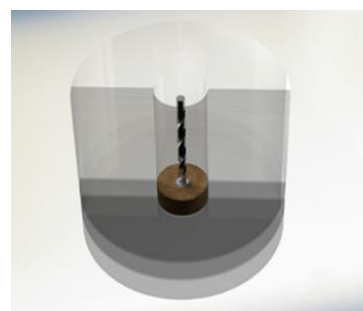


(a)

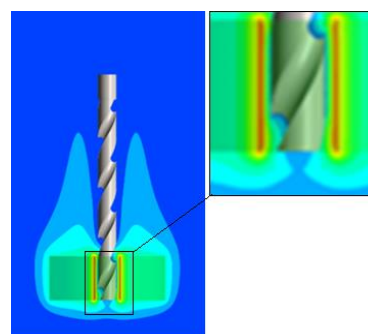


(b)

Fig. 1. (a) 3D geometry created in Mimics software based on CT scan images of the human femur bone, (b) An example of the output of Deform software in the analysis of bone perforation



(a)



(b)

Fig. 2. a) Geometry contains bone, drill, and fluid, b) Temperature contours in the symmetry plane

cooling in three rotational speeds of 500, 1000, and 2000 rpm and in three feed rates of 50, 100, and 150 mm/min and it was investigated the parameters affecting the heat transfer coefficient. For this purpose, the file of CT scan images of human femur bone was obtained from Ayatollah Mousavi Hospital in Zanzan and created 3D bone geometry by using Mimics software according to Figure 1a for future studies. A part of the 3D model of the bone around the drilling to analyze the heat flux produced as a result of the drilling was determined based on the theory of machining in Deform software, and the heat flux generated was determined. Figure 1b shows an example of this analysis.

To determine the convective heat transfer coefficient, a cylindrical model according to Figure 2a was selected from the diaphysis part of the bone and analyzed using Ansys Fluent software. In addition, for the analysis, the independence of the grid was carried out and the number of 1405584 elements was selected.

2- 1- Natural Cooling

The desired problem was analyzed for the natural cooling mode in three feed rates of 50, 100, and 150 mm/min and three rotational speeds of 500, 1000, and 2000 rpm. Figure 2b

shows an example of temperature contours in the bone in the symmetry plane of the hole.

To investigate the changes in convection heat transfer coefficient, the problem has been analyzed in three feed rates of 50, 100, and 150 mm/min for rotational speeds of 500, 1000, and 2000 rpm. For example, the convection heat transfer coefficient versus time from the start of drilling in feed rate 150 mm/min, the rotational speed of 2000 rpm is shown in Figure 4a.

2- 2- Force Cooling

Also, the desired problem for the forced cooling mode has been analyzed by changing the type of boundary conditions for this condition, in three feed rates of 50, 100, and 150 mm/min and three rotational speeds of 500, 1000, and 2000 rpm. Figure 3b shows the changes of the convection heat transfer coefficient in terms of time from the start of drilling with normal saline cooling fluid for different rotational speeds at the feed rate of 150 mm/min. Also, Table 1 shows the average convection heat transfer coefficient during the entire drilling time for normal saline cooling fluid in the forced cooling condition, obtained from mathematical calculations for different conditions.

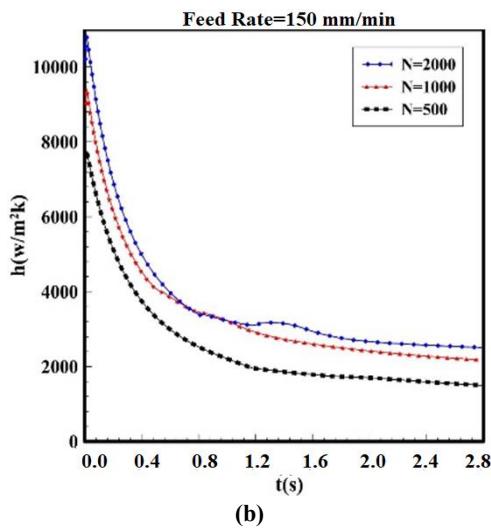
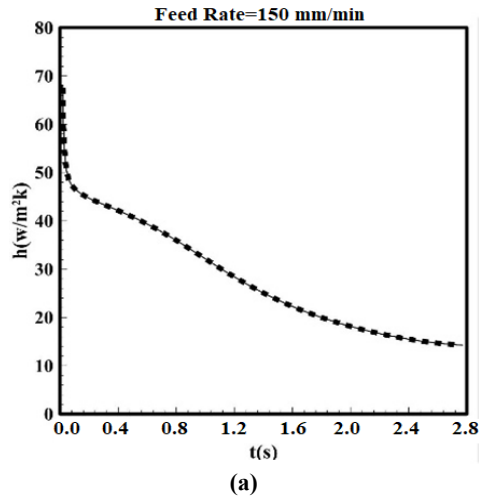


Fig. 3. Variations of convection heat transfer coefficient versus start drilling time of cortical bone, a) Natural cooling, b) Force cooling

3- Conclusion

The review of available numerical research shows that the convective heat transfer coefficient was considered a constant value, which will not be correct due to the type of cooling fluid and other conditions such as drill rotation speed, and feed rate. Therefore, this research investigates the heat transfer coefficient for instantaneous and the average in two states of natural and forced displacement in drilling the human femur bone to investigate the occurrence or non-occurrence of thermal necrosis more precisely. The results show that in all drilling conditions investigated in the natural convection state, the bone temperature exceeds the limit defined for thermal necrosis and its occurrence will be certain. Also, the results, in this case, show that the average convection heat transfer coefficient is higher by 55% and 29.1% at feed rates of 100 and 150 mm/min, respectively, and by 5% less

Table 1. Average Convective heat transfer coefficient during drilling time for force cooling

	Feed rate [mm/min]		
	50	100	150
Rotational speed [rpm]	$\bar{h} \left[\frac{w}{m^2.k} \right]$	$\bar{h} \left[\frac{w}{m^2.k} \right]$	$\bar{h} \left[\frac{w}{m^2.k} \right]$
500	1670	1936	2481
1000	1921	1987	3350
2000	1813	2574	3653

than at feed rates of 50 mm/min of the constant value, $20 w/m^2.k$, which has been considered in previous theoretical and numerical researches. In the case of forced cooling, which was analyzed with normal saline fluid, the results show that the cooling capacity decreases with the increase in drilling time. In drilling with normal saline fluid, as the depth of drilling increases, heat penetration into the bone and also the cavity has been more. Forced cooling has caused a lower temperature of the bone surface compared to natural cooling so that the maximum temperature drop in the forced convection state compared to the natural convection state will be equal to 20 degrees Celsius. Besides, in the case of forced convection with normal saline, the bone temperature did not exceed the permissible limit in any of the drilling conditions and thermal necrosis did not occur.

4- Acknowledgment

Finally, we would like to express our gratitude to the management of Ayatollah Mousavi Hospital in Zanjan, as well as Dr. Mehran Setare, who provided the necessary cooperation in conducting this research.

References

- [1] K. Alam, M. Khan, V. V. Silberschmidt, 3D finite-element modelling of drilling cortical bone: Temperature analysis, *J Med Biol Eng*, 34(6) (2014) 618-623.
- [2] R.K. Pandey, S.S. Panda, Optimization of multiple quality characteristics in bone drilling using grey relational analysis, *Journal of orthopaedics*, 12(1) (2015) 39-45.
- [3] B. C. Sener, G. Degrin, B.Gursoy, E.Kelesoglu, I. Sliih, Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths, *Clinical Oral Implants Research*, 20(3) (2009) 294-298.
- [4] E. Shakouri, M. Maerefat, Theoretical and Experimental Investigation of Heat Generation in Bone Drilling:

Determination of the Share of Heat Input to the Bone Using Machining Theory and Inverse Conduction Heat Transfer, Modares Mechanical Engineering, 17(7) (2017) 131-140, in Persian.

[5] F. Karaca, B. Aksakal, M. Kom, Influence of orthopaedic drilling parameters on temperature and histopathology of bovine tibia: an in vitro study, Medical engineering & physics, 33(10) (2011) 1221-1227.

HOW TO CITE THIS ARTICLE

Sh. Sadri, J. Ghasemi, Determination of convective heat transfer coefficient in human femur bone drilling in the presence of normal saline and evaluation of effective parameters, Amirkabir J. Mech Eng., 55(5) (2023) 115-118.

DOI: [110.22060/mej.2023.20586.7273](https://doi.org/10.22060/mej.2023.20586.7273)





تعیین ضریب انتقال حرارت همرفتی در سوراخکاری استخوان فمور انسان در حضور نرمال سالین و بررسی پارامترهای موثر در آن

شیرزاد صدری، جلال قاسمی*

دانشکده مهندسی، دانشگاه زنجان، زنجان، ایران.

تاریخچه داوری:

دریافت: ۱۴۰۰/۰۷/۰۸
بازنگری: ۱۴۰۱/۱۰/۲۷
پذیرش: ۱۴۰۲/۰۲/۱۰
ارائه آنلاین: ۱۴۰۲/۰۳/۰۳

کلمات کلیدی:

سوراخکاری استخوان
استخوان فمور
خنک کننده نرمال سالین
نکروز حرارتی
استخوان کورتیکال

خلاصه: این تحقیق به تحلیل سوراخکاری در استخوان فمور انسان برای تعیین ضریب انتقال حرارت جابجایی و بررسی بروز نکروز حرارتی پرداخته است. شبیه‌سازی سه‌بعدی سوراخکاری در حالت جابجایی طبیعی با هوا و جابجایی اجباری با نرمال سالین برای سه نرخ پیشروی ۵۰، ۱۰۰ و ۱۵۰ میلی‌متر بر دقیقه در سه سرعت دورانی ۵۰۰، ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ دور بر دقیقه انجام شده است. نتایج نشان می‌دهد که در حالت خنک‌کاری طبیعی، بیشترین حرارت تولیدی ۴ ژول در نرخ پیشروی ۵۰ میلی‌متر بر دقیقه و سرعت دورانی ۵۰۰ دور بر دقیقه و کمترین مقدار آن ۱/۶۵ ژول در نرخ پیشروی ۱۵۰ میلی‌متر بر دقیقه و سرعت دورانی ۲۰۰۰ دور بر دقیقه است. حداکثر اختلاف ضریب انتقال حرارت جابجایی میانگین در مقایسه با نتایج تجربی ۱۲/۵٪ است که نشان از دقت خوب نتایج حاضر دارد. همچنین نتایج نشان می‌دهد که ضریب انتقال حرارت جابجایی میانگین در نرخ‌های پیشروی ۱۰۰ و ۱۵۰ میلی‌متر بر دقیقه به ترتیب ۵۵٪ و ۲۹/۱٪ بیشتر و در ۵۰ میلی‌متر بر دقیقه ۵٪ کمتر از مقدار ۲۰ وات بر مترمربع کلون است که در تحقیقات قبلی ثابت در نظر گرفته شده است. همچنین در تمامی شرایط خنک‌کاری طبیعی نکروز حرارتی بروز می‌دهد. در خنک‌کاری اجباری بیشترین ضریب انتقال حرارت میانگین در نرخ پیشروی ۱۵۰ میلی‌متر بر دقیقه در سرعت دورانی ۲۰۰۰ دور بر دقیقه برابر با ۳۶۵۰ وات بر مترمربع کلون بدست آمده و در تمامی شرایط این حالت دمای استخوان از دمایی که باعث نکروز حرارتی شود، کمتر است.

۱- مقدمه

افزایش دما، حداکثر مدت زمان قابل تحمل برای مواجهه با آن دما با نمای ۲ کاهش می‌یابد. یعنی اگر مدت زمان قابل تحمل برای استخوان در دمای ۴۷ درجه سانتی‌گراد، حدود یک دقیقه باشد در ۴۸ درجه سانتی‌گراد این بازه برابر با ۳۰ ثانیه خواهد بود. همچنین زمان مواجهه با دمای بیشتر به سرعت کاهش می‌یابد به گونه‌ای که در دمای ۵۳ درجه سانتی‌گراد این بازه کمتر از یک ثانیه است [۱]. اخبار و همکاران [۲] علاوه بر بروز نکروز حرارتی در شرایط مشابه فوق، اثرات تخریبی مکانیکی دیگر سوراخکاری استخوان را با دقت بیشتری بر اساس گزارش‌های معتبر در مراجع مختلف به اجمال بررسی کرده‌اند. هیلاری و شعیب [۳] تأثیر هندسه مته و سرعت برشی بر روی افزایش دمای استخوان را مورد بررسی قرار دادند. نتایج آنها نشان داد که تغییری در دمای ایجاد شده بر اثر تغییر زاویه رأس مته مشاهده نشده است. همچنین در حین استفاده از مته استاندارد جراحی با قطر ۳/۲ میلی‌متر به منظور حصول بهترین شرایط دمایی در سطح استخوان، سرعت دورانی بین ۸۰۰-۱۴۰۰ rpm را توصیه نمودند. الم و همکاران [۴] به بررسی پارامترهای موثر جهت دستیابی به شرایط بهینه و تأثیر آنها در جراحی

سوراخکاری اصولی استخوان در جراحی ارتوپدی، دندانپزشکی و نمونه‌برداری از استخوان از اهمیت بالایی برخوردار است. به دلیل وجود اصطکاک بین مته و استخوان و همچنین وجود اصطکاک بین براده‌ها و جداره سوراخ، گرما در محل سوراخکاری تولید می‌شود. بخشی از گرمای ایجاد شده در حین سوراخکاری توسط براده‌ها به محیط خارج انتقال یافته و مقداری از آن از طریق انتقال گرمای رسانی استخوان به اطراف منتقل می‌شود. نامناسب بودن مکانیزم انتقال حرارت تولید شده در حین سوراخکاری استخوان باعث بروز نکروز حرارتی و تغییر ماهیت آکالین فسفاتناژ استخوان و در نتیجه مرگ سلول‌ها می‌شود که می‌تواند آسیب جبران‌ناپذیری را بوجود آورد. علاوه بر آن، افت استحکام مکانیکی محل سوراخ‌کاری، شل‌شدگی پیچ‌های قرار داده‌شده درون سوراخ و جوش خوردگی نادرست استخوان را نیز به همراه خواهد داشت. آزمون‌های صورت گرفته بر روی نمونه‌های استخوان متراکم (کورتیکال) نشان داده است که به ازای هر یک درجه سانتی‌گراد

* نویسنده عهده‌دار مکاتبات: j.ghasemi@znu.ac.ir



استخوان انسان مشاهده کردند که با افزایش سرعت دورانی یا کاهش نرخ پیشروی و نیروی اعمالی در استخوان کورتیکال، میزان ازدیاد دما افزایش یافته است. همچنین آنها نشان دادند تأثیر سرعت دورانی بر افزایش دمای استخوان نسبت به نرخ پیشروی بیشتر است.

با توجه به بررسی‌های انجام شده در تحقیقات تئوری قبلی، ضریب انتقال حرارت جابجایی به مقدار $20 \text{ W/m}^2 \cdot \text{K}$ ثابت در نظر گرفته شده است که بر اساس شرایط سوراخکاری از لحظه شروع تا پایان فرض درستی نمی‌تواند باشد و با توجه به اینکه مطالعه بروز نکرور حرارتی و حساسیت آن به دما و مدت زمان نگهداشت استخوان در آن دما نیاز به تحلیل دقیق‌تر مسئله به صورت وابسته به زمان دارد و علاوه بر ضریب انتقال حرارت همرفتی متوسط مقدار لحظه‌ای آن نیز اهمیت پیدا می‌کند، لذا هدف اصلی در تحقیق حاضر بررسی دقیق‌تر ضریب انتقال حرارت جابجایی متوسط و لحظه‌ای برای بررسی بروز و یا عدم بروز نکرور حرارتی است. به این منظور مسئله در حالت‌های مختلف جابجایی طبیعی با سیال هوا و جابجایی اجباری با سیال نرمال‌سالین، مدل استخوان فمور انسان به کمک نرم‌افزارهای میمیکس^۲ و سالیدورکس ایجاد و با یک ایده ابتکاری با ترکیب نرم‌افزارهای دیفرم^۳ و انسیس-فلوئنت تحلیل گردیده و اثر پارامترهای مؤثر نظیر سرعت دورانی مته، نرخ پیشروی و سیال خنک‌کننده در تعیین ضریب انتقال حرارت جابه‌جایی لحظه‌ای و میانگین در مدت زمان سوراخکاری پرداخته و بروز و یا عدم بروز نکرور حرارتی مطالعه شده است.

۲- مبانی تئوری و معادلات حاکم

با توجه به شرایط مسئله مورد نظر و سابقه حل عددی آن با استفاده از نرم‌افزارهای تخصصی، مبانی تئوری جریان متلاطم بر اساس مدل $K-\epsilon$ به همراه معادله انرژی بیان می‌گردد [۱۱]. برای جریان تراکم‌ناپذیر معادلات پیوستگی و اندازه حرکت به شکل تانسوری به ترتیب طبق معادلات (۱) و (۲) خواهد بود [۱۲-۱۳].

$$\frac{\partial v_i}{\partial x_i} = 0 \quad (1)$$

استخوان پرداخته و نشان دادند که با پیشروی مته به درون استخوان دمای حفره به صورت خطی افزایش یافته و بیشترین دمای استخوان در سرعت دورانی 4000 rpm تا 80 درجه سانتی‌گراد افزایش می‌یابد. پاندی و پاندا [۵] با ارائه یک رویه برای بهبود سوراخکاری استخوان، طی انجام آزمایش‌هایی به بهینه‌سازی پارامترهای فرایند سوراخکاری استخوان پرداخته‌اند. آنها نشان دادند اگر دمای محل سوراخکاری به مدت یک دقیقه بالای 47 درجه باشد ایجاد پدیده نکرور حرارتی حتمی است. پاندی و پاندا [۶] در تحقیقی دیگر دمای سطح سوراخکاری استخوان با استفاده از مدل تاگوچی و تابع عضویت بررسی و پارامترهای بهینه در طراحی مته ارائه دادند. همچنین آنها نشان دادند که در سرعت دورانی 500 rpm و همچنین نرخ پیشروی 40 mm/min کمترین افزایش دما در سطح استخوان و کمترین تخریب سطح استخوان ایجاد می‌شود. سنر و همکاران [۷] با سوراخکاری روی استخوان گاو نشان دادند که بیشترین دما در سطح و عمق سوراخ استخوان ایجاد می‌شود. در این تحقیق در حالت اول، سوراخکاری بدون تزریق سیال خنک‌کننده انجام گردیده که دمای ایجاد شده در عمق‌های 3 ، 7 و 12 میلی‌متر به ترتیب $37/8$ ، 39 و $41/6$ درجه سانتی‌گراد بدست آمد. در حالت دوم، از سالیان با دمای 25 درجه سانتی‌گراد استفاده شده که دما در عمق‌های فوق به ترتیب $32/1$ ، $34/7$ و $36/9$ بدست آمده است. همچنین در حالت سوم، از سالیان با دمای 10 درجه سانتی‌گراد استفاده گردیده که دما در عمق‌های مذکور به ترتیب $29/2$ ، $33/7$ و $36/7$ حاصل گردید. شکوری و همکاران [۸] به بررسی تئوری و تجربی تولید حرارت در فرآیند سوراخکاری استخوان پرداخته‌اند. نتایج این تحقیق نشان می‌دهد که حرارت تولیدی محاسبه شده به روش تئوری با مقادیر اندازه‌گیری شده تجربی در شرایط مختلف به یکدیگر نزدیک بوده و مشخص شد که تئوری‌های ماشین‌کاری قادر به پیش‌بینی میزان حرارت تولیدی در سوراخکاری استخوان هستند. با افزایش سرعت چرخشی مته به 1500 rpm میزان ازدیاد دما برای نرخ‌های پیشروی 100 و 150 mm/min کاهش و برای 50 mm/min افزایش یافته است. عفت‌پرور و همکاران [۹] در یک تحقیق تجربی افزایش دما در سوراخکاری استخوان را برای مته با قطرهای مختلف در حالت خنک‌کاری طبیعی و با حضور سیال خنک‌کننده سالیان و اسپری آپساید^۱ برای سرعت دورانی و نرخ پیشروی مختلف بررسی کرده‌اند. نتایج این تحقیق بیانگر عملکرد بهتر اسپری آپساید در مقایسه با سالیان صرفنظر از امکان و یا عدم امکان استفاده از آن است. همچنین کاراکا و همکاران [۱۰] با مطالعه بر روی

2 - Mimics
3 -Deform-3D

1 -Opsite spary

$$h = \frac{q}{(T_{wall} - T_{freeStream})} \quad (۶)$$

$$\frac{\partial \rho \bar{v}_i}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_j} (\rho \bar{v}_i \bar{v}_j) = -\frac{\partial \bar{p}}{\partial x_i} + \mu \frac{\partial^2 \bar{v}_i}{\partial x_j \partial x_j} - \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_j} - \beta \rho_0 (\bar{\theta} - \theta_0) g_i \quad (۲)$$

۳- مدل سازی و تحلیل نرم افزاری

شبیه سازی سوراخکاری استخوان در دو حالت خنک کاری طبیعی و اجباری در سه سرعت دورانی ۵۰۰، ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ rpm و در سه نرخ پیشروی ۵۰، ۱۰۰ و ۱۵۰ mm/min انجام گرفته و از ترکیب دینامیک سیالات محاسباتی و المان محدود به منظور بررسی سوراخکاری در حضور سیال خنک کننده و اثر متقابل جریان و انتقال حرارت درون حفره و روی استخوان و توزیع دما در سیال و استخوان، استفاده شده است تا بتوان به بررسی پارامترهای مؤثر بر ضریب انتقال حرارت جابه جایی و مقادیر لحظه ای آن در مدت زمان سوراخکاری پرداخت. بدین منظور، فایل عکس های سی تی اسکن استخوان فمور انسان از بیمارستان آیت اله موسوی زنجان اخذ و با استفاده از نرم افزار میمیکس هندسه سه بعدی استخوان مطابق شکل ۱ برای مطالعات آتی ایجاد گردید.

و معادله انرژی مطابق معادله (۳) خواهد بود.

$$\frac{\partial}{\partial t} (\rho E) + \frac{\partial}{\partial x_i} (v_i (\rho E + p)) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(k + \frac{C_p v_t}{Pr_t} \right) \frac{\partial \theta}{\partial x_j} + v_i (\tau_{ij})_{eff} \right] + S_v \quad (۳)$$

در معادله (۳)، $(\tau_{ij})_{eff}$ بیانگر تانسور تنش انحرافی^۱ بوده و مشتق حاصل ضرب آن در سرعت، بیانگر گرمایش به دلیل وجود نیروهای لزجی است. همچنین معادلات (۴) و (۵) به ترتیب انرژی جنبشی و نرخ اتلاف در حالت متوسط گیری شده برای جریان آشفته می باشد.

روند بعدی تحلیل مسئله و نرم افزارهای مورد استفاده به طور خلاصه در شکل ۲ نشان داده شده است. مطابق شکل ۲ با انتقال داده های بدست آمده از نرم افزار میمیکس که فقط ابر نقاط هندسه استخوان را تعیین می کند، به نرم افزار سالدورکز، هندسه قابل تحلیل در نرم افزار دیفرم به منظور تحلیل عددی سوراخکاری و اثرات آن در استخوان ایجاد می گردد.

$$\frac{\partial k}{\partial t} + \bar{v}_j \frac{\partial k}{\partial x_j} = v_t \left(\frac{\partial \bar{v}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial \bar{v}_j}{\partial x_i} \right) \frac{\partial \bar{v}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(v + \frac{v_t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + g_i \beta \frac{v_t}{\sigma_\theta} \frac{\partial \bar{\theta}}{\partial x_i} - \varepsilon + S_k \quad (۴)$$

بدین منظور قسمتی از مدل سه بعدی استخوان در حوالی سوراخکاری برای تحلیل شار حرارتی تولیدی در نتیجه سوراخکاری بر اساس تئوری ماشینکاری در نرم افزار سالدورکز انتخاب گردید. ابعاد این هندسه به اندازه های بزرگ انتخاب می شود که اثرات ناشی از سوراخکاری به مرزهای آن نرسد. شکل ۳ نمونه ای از این هندسه در حین تحلیل در دیفرم را نشان می دهد. لازم به توضیح است که میزان شار حرارتی تولیدی در سوراخکاری بستگی به ضریب انتقال حرارت همرفتی ندارد بلکه دما و توزیع آن در استخوان اطراف سوراخکاری است که علاوه بر پارامترهای دیگر به ضریب انتقال حرارت همرفتی وابستگی زیادی خواهد داشت. لذا در نرم افزار دیفرم شار حرارتی تولیدی که منجر به افزایش دما که بیشترین مقدار آن جداره سوراخ خواهد بود، تعیین و برای بررسی تغییرات زمانی و متوسط ضریب انتقال حرارت همرفتی و تاثیر آن در توزیع دما، از نرم افزار انسیس فلونت استفاده می شود.

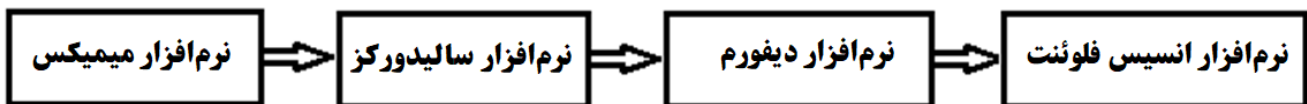
$$\frac{\partial \varepsilon}{\partial t} + \bar{v}_j \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(v + \frac{v_t}{\sigma_\varepsilon} \right) \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right] + C_{\varepsilon 1} g_i \frac{\varepsilon}{k} \frac{v_t}{\sigma_\theta} \frac{\partial \bar{\theta}}{\partial x_i} - C_{\varepsilon 1} v_t \frac{\varepsilon}{k} \left(\frac{\partial \bar{v}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial \bar{v}_j}{\partial x_i} \right) \frac{\partial \bar{v}_i}{\partial x_j} - C_{\varepsilon 2} \frac{\varepsilon^2}{k} \quad (۵)$$

چون خواص سیال در مسئله پیش رو تغییرات قابل ملاحظه ای با دما خواهد داشت، ضمن حل معادلات به صورت کوپل وابستگی دمای خواص سیال نیز در تحلیل عددی در نظر گرفته شده است. با حل معادلات و تعیین توزیع دما و شار حرارتی، ضریب انتقال حرارت همرفتی از رابطه (۶) محاسبه می گردد [۱۴].



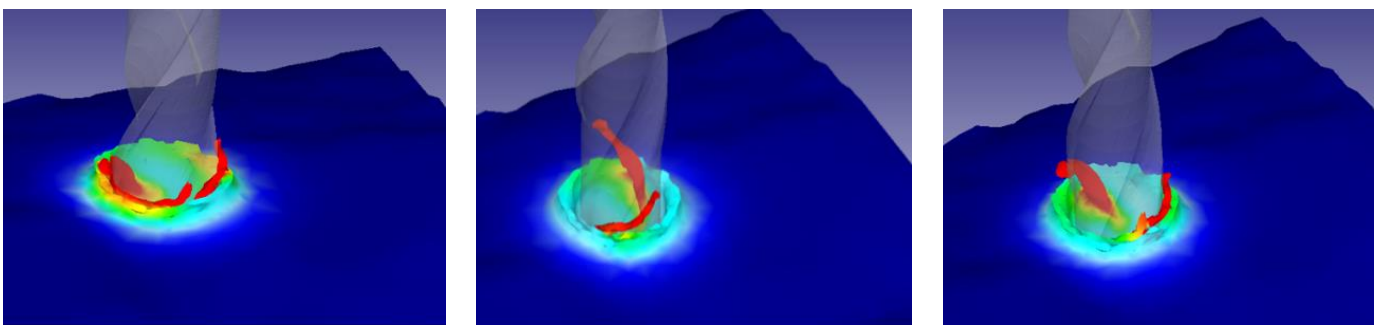
شکل ۱. هندسه سه بعدی ایجاد شده با استفاده از نرم افزار میمیکس بر اساس فایل عکس های سی تی اسکن استخوان فمور انسان

Fig. 1. 3D geometry created in Mimics software based on CT scan images of human femur bone



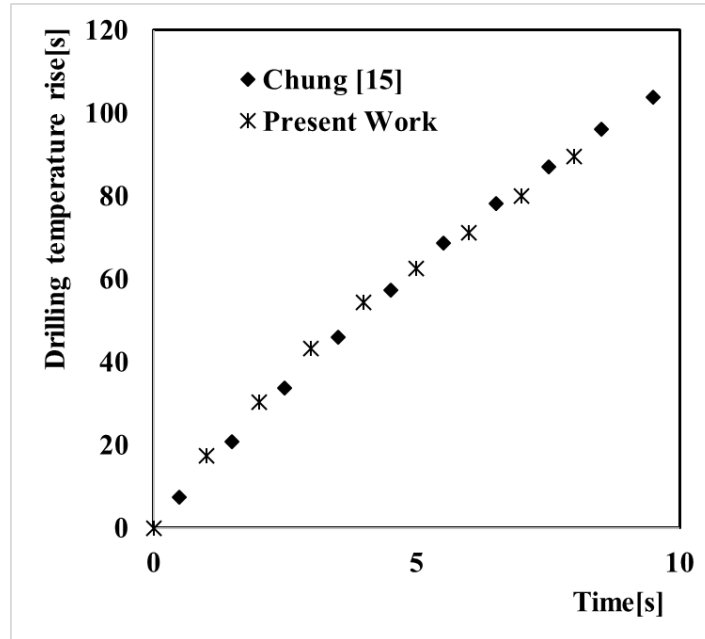
شکل ۲. نرم افزارهای مورد استفاده در تحلیل مسئله و روند آن

Fig. 2. Softwares used in analyzing the problem and its process



شکل ۳. نمونه ای از خروجی نرم افزار دیفرم در تحلیل سوراخکاری استخوان

Fig. 3. An example of the output of Deform software in the analysis of bone perforation



شکل ۴. افزایش دمای سطح سوراخ نسبت به زمان در نتیجه سوراخکاری با مته

Fig. 4. Temperature rise of the perforation surface versus drilling time

جدول ۱. پارامترهای مدل جانسون-کوک برای استخوان کورتیکال [۱۷]

Table 1. Parameters of Johnson-Cook model for cortical bone [17]

A(Mpa)	B(Mpa)	C	n	m	$\dot{\epsilon}_{o,s} (s^{-1})$	$T_m (k)$	$T_w (k)$
۵۰	۱۰۱	۰/۰۳	۰/۰۸۰	۰/۰۴	۰/۰۰۱	۱۵۷۳	۲۹۳

پلاستیک ماده و نزدیک شدن مدل استخوان به واقعیت در نظر گرفته شده است [۱۶].

$$\sigma_s = (A + B\epsilon_s^n) \left(1 + C \ln \frac{\dot{\epsilon}_s}{\dot{\epsilon}_{o,s}} \right) \left(1 - \left(\frac{T - T_w}{T_m - T_w} \right)^m \right) \quad (7)$$

با در نظر گرفتن استخوان کورتیکال به صورت جسم الاستوپلاستیک و مته به صورت جسم صلب، پارامترهای ثابت معادله مربوط به این مدل در جدول ۱ آورده شده است [۱۷].

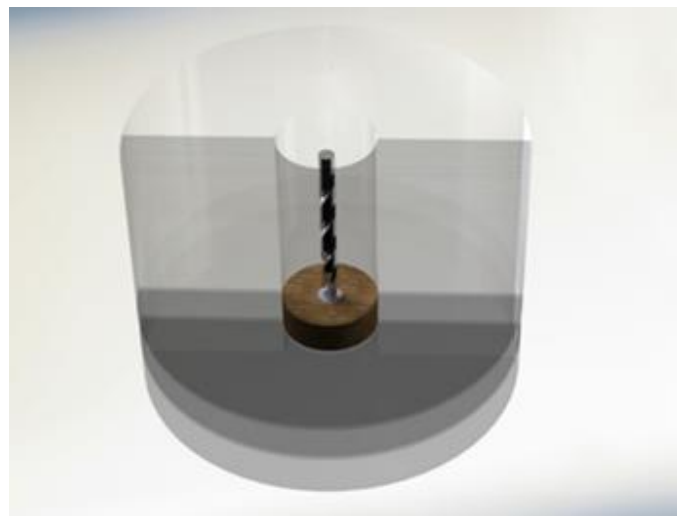
از آنجایی که حداکثر دمای ایجاد شده در جداره سوراخ از ابتدای شروع سوراخکاری تا انتهای آن نسبت به زمان تغییر خواهد کرد، لذا لازم است نحوه تغییرات آن نسبت به زمان، بررسی و به عنوان شرط مرزی حرارتی به سطح جداره سوراخ در نرم‌افزار انسیس فلونت اعمال گردد. بدین منظور ابتدا مدلسازی در دیفرم بر اساس هندسه و شرایط مرجع [۱۵] انجام و نتایج حاصل از این مدلسازی در شکل ۴ آورده شده است. ضمن آنکه نتایج شکل ۴ بیانگر همخوانی خوب نتایج کار حاضر با نتایج مرجع [۱۵] می‌باشد، حاکی از تغییرات تقریباً خطی دما بر حسب زمان نیز است.

روند مشابه برای سوراخکاری با مشخصات استخوان نیز انجام و تقریباً خطی بودن تغییرات زمانی دما نتیجه‌گیری گردید. در تحلیل سوراخکاری استخوان از مدل جانسون-کوک مطابق رابطه به منظور بیان تغییر شکل‌های

جدول ۲. خواص فیزیکی، حرارتی و مکانیکی استخوان کورتیکال [۴، ۱۹، ۱۷، ۱۸]

Table 2. Physical, thermal, and mechanical properties of cortical bone [4, 17, 18, 19]

مقدار	خاصیت
۱۷۰۰۰	مدول یانگ (MPa)
۰/۳۶	ضریب پواسون
۰/۵۶	ضریب رسانش حرارتی ($W / m \cdot ^\circ C$)
۲۳۷۰	ظرفیت حرارتی ویژه ($J / kg \cdot ^\circ C$)
$27/5 \times 10^{-6}$	ضریب انبساط حرارتی ($m / ^\circ C$)
۲۱۰۰	چگالی (kg / m^3)



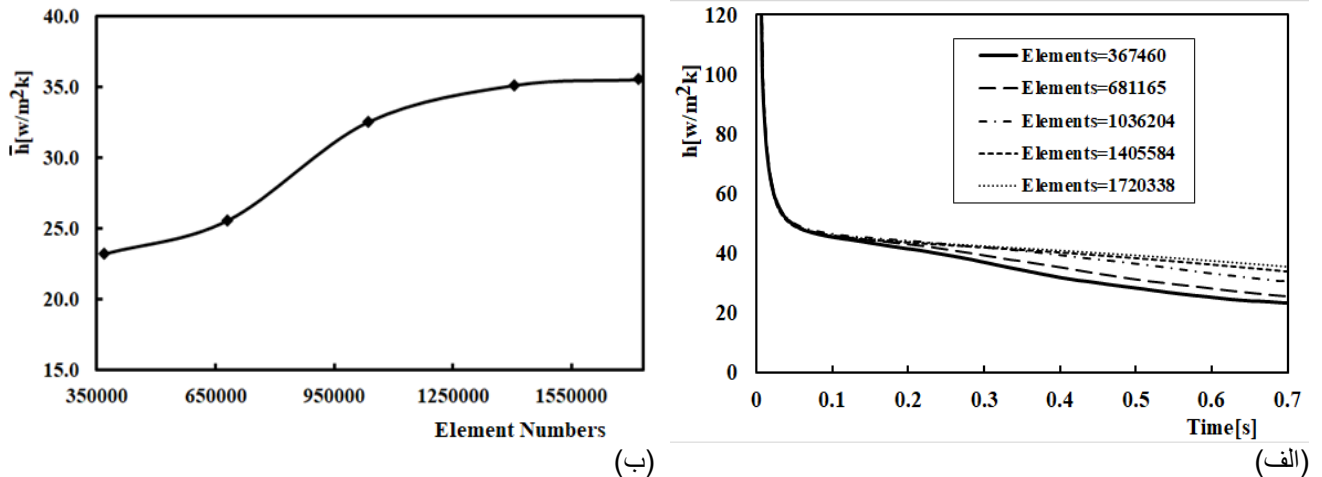
شکل ۵. هندسه شبیه‌سازی شامل استخوان، مته و سیال

Fig. 5. Simulation geometry contains bone, drill, and fluid

خیلی زیاد خواهد بود. ضمن آنکه در این تحلیل لازم است از شبکه پویای باسازمان برای در نظر گرفتن اثرات چرخش مته در خنک‌کاری سیال خنک‌کننده نیز در نظر گرفته شود و انتخاب چنین هندسه‌ای، امکان تحلیل در چنین شرایطی را در نرم‌افزار انسیس فلونت میسر می‌سازد. از طرفی در این حالت نیز قطر مدل به اندازه کافی بزرگ انتخاب شده است که سطح جانبی مرز خارجی آن متاثر از سوراخکاری نمی‌شود. شکل ۵ هندسه و فضای محاسباتی در نظر گرفته شده برای شبیه‌سازی مسئله مورد نظر در انسیس فلونت را نشان می‌دهد.

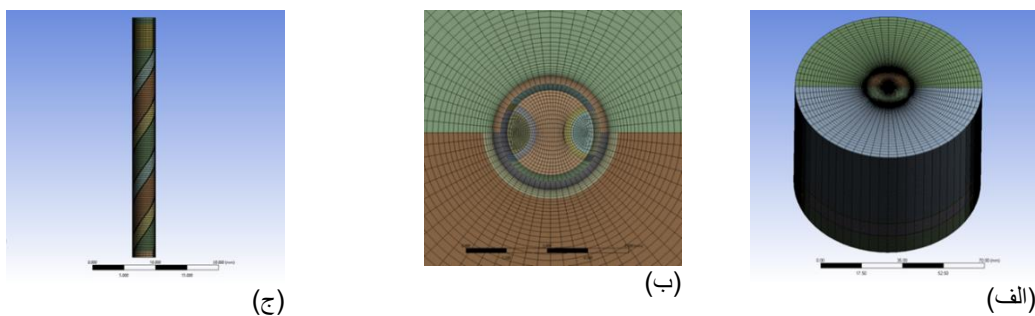
همچنین خواص ترموفیزیکی و مکانیکی استخوان مطابق جدول ۲ در نظر گرفته شده است [۴، ۱۹، ۱۷، ۱۸].

برای تحلیل مسئله در نرم‌افزار انسیس فلونت مدل استوانه‌ای از بخش دیافیز (تنه) استخوان به قطر ۲۰ میلی‌متر از مرکز سوراخکاری و ضخامت ۷ میلی‌متر بر اساس ضخامت استخوان حاصل از نرم‌افزار میمیکس (ضخامتی که بعد از آن مته به مغز استخوان می‌رسد) انتخاب گردید. دلیل تفاوت هندسه برای تحلیل در این نرم‌افزار نسبت به دیفرم، لزوم شبکه‌سازی دامنه خنک‌کاری و مته علاوه بر شبکه‌سازی استخوان که در دیفرم صورت می‌گرفت، می‌باشد. حجم محاسبات در این حالت با توجه به معادلات حاکم



شکل ۶. بررسی مستقل بودن نتایج از شبکه‌بندی، (الف) ضریب انتقال حرارت همرفتی لحظه‌ای، (ب) ضریب انتقال حرارت همرفتی متوسط

Fig. 6. Investigation of results independent from mesh, (a) Instantaneous convective heat transfer coefficient, (b) Average convective heat transfer coefficient



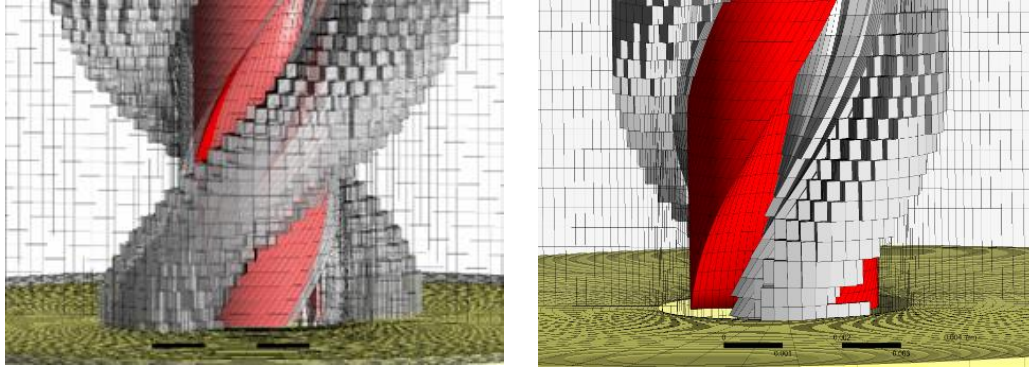
شکل ۷. شبکه‌بندی، (الف) نمای کلی دامنه محاسباتی، (ب) ناحیه نزدیک به مته و سوراخ، (ج) مته

Fig. 7. Meshing, (a) Computational domain, (b) Neighbor surface of drilling hole, (c) drill

است. همچنین جهت جلوگیری از تولید صفحات مش مختلف به هنگام تغییرات مش در حین شبیه‌سازی، فضای بین مته، استخوان و سیال با سه سطح رابط^۱ شامل مته با فضای متعلق به سیال بالای مته، سیال اطراف مته و سیال پایین مته تفکیک شده است. تنظیمات مربوط به سرعت‌های دورانی در حرکت چرخشی و نرخ‌های پیشروی در حرکت انتقالی مته و همچنین مدت زمان شبیه‌سازی که عبارت است از زمانی که مته عمق حفره ایجاد شده در استخوان به ارتفاع ۷ میلی‌متر را طی می‌کند، به صورت فایل کاربر تعریف و به نرم‌افزار بارگذاری شده است. پارامترهای مربوط به تولید شبکه پویا نیز در نرم‌افزار تعیین گردیده که از جمله آن تعیین فاکتورهای اسپلیت^۲

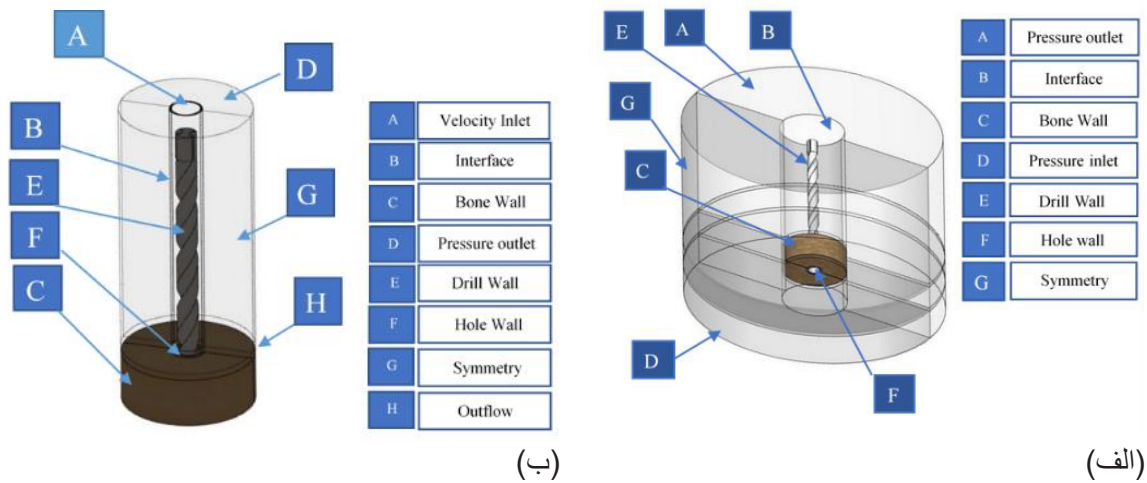
فضای اطراف مته به شکل استوانه به قطر ۸۰ میلی‌متر و ارتفاع ۵۷ میلی‌متر به منظور فضای محاسباتی سیال خنک‌کننده در نظر گرفته شده است. ارتفاع لایه روی استخوان جهت ریزتر کردن مش ۱ میلی‌متر، قطر سوراخ ۳/۸ و ارتفاع مته ۳۶ میلی‌متر است. شبیه‌سازی با تعداد المان‌های مختلف انجام و نتایج مطابق شکل ۶ نشان می‌دهد که با تعداد بیشتر از حدود ۱/۴ میلیون المان مکعبی تغییرات کمی در پارامترهای متوسط و لحظه‌ای مورد نظر به وجود می‌آید. لذا شبیه‌سازی با تعداد ۱۴۰۵۵۸۴ المان انجام گرفته است. شکل ۷ نمای از این شبکه‌بندی را نشان می‌دهد. با توجه به اینکه نتایج شبیه‌سازی در روی استخوان و حفره استخراج گردیده، بیشترین تراکم مش در فاصله بین مته و حفره و همچنین روی استخوان ایجاد شده

1 Interface
2 Splite



شکل ۸. شبکه پویا در دو نیم دور مختلف مته

Fig. 8. Dynamic mesh in two different half cycle of the drill



شکل ۹. شرایط مرزی به کار رفته، الف) در حالت همرفت طبیعی، ب) در حالت همرفت اجباری

Fig. 9. Boundary conditions, (a) Natural convection state, (b) Force convection state

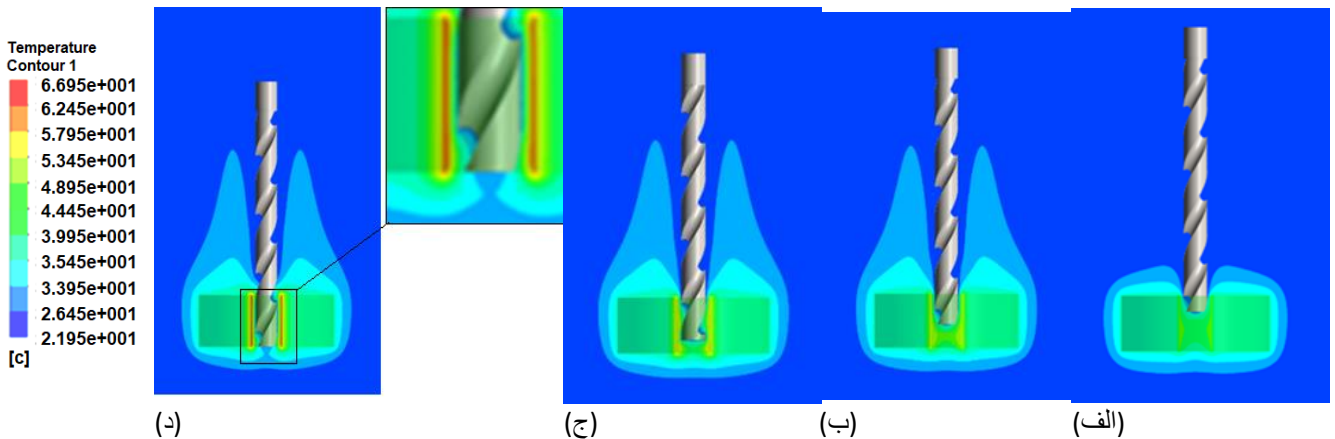
برای ناحیه خروجی (ناحیه A) که هوا پس از خنک‌کاری از ناحیه بالای دامنه حل در فشار اتمسفر خارج می‌شود، اعمال شده است. با توجه به اینکه در این شبیه‌سازی مته در حال دوران در نظر گرفته شده تا اثر چرخش آن در جریان سیال و در نتیجه در روند انتقال حرارت مطالعه شود، داخل مته نیز شبکه‌بندی شده است، لذا از شرط مرزی سطح رابط (ناحیه E) به منظور ارتباط شبکه‌بندی پویای مته با شبکه‌بندی اطراف استفاده شده است. این نوع از شرط مرزی برای حد مرز ناحیه استوانه‌ای شکل بالای دیواره جانبی استخوان (ناحیه B) و مرز جانبی استخوان (ناحیه C) نیز استفاده شده است. همچنین برای شرط مرزی حرارتی دیواره سوراخ داخل استخوان (ناحیه F)، تغییرات دما برحسب زمان به صورت خطی براساس

کولپس^۱ و سل‌هایت^۲ می‌باشد که بنا به تجربه به ترتیب برابر ۰/۴، ۰/۲ و ۰/۳۳ تنظیم شده است. شکل ۸ نمونه‌ای از شبکه پویا را در دو نیم دور مختلف مته نشان می‌دهد.

۳-۱- شرایط مرزی مورد استفاده

شکل ۹ شرایط مرزی به کار رفته در این تحلیل را نشان می‌دهد. در حالت همرفت طبیعی (شکل ۹ الف) شرط مرزی فشار در ناحیه ورودی (ناحیه D) بر اساس اینکه هوا در فشار اتمسفر وارد ناحیه سوراخکاری می‌شود و

1 Collapse
2 Cell height



شکل ۱۰. کانتور توزیع دما در صفحه تقارن، (الف) ۲/۴، (ب) ۴/۸، (ج) ۶/۸، (د) ۸/۴ ثانیه

Fig. 10. Temperature contours in symmetry plane, (a) 4.2, (b) 4.8, (c) 6.8, (d) 8.4s

است. تعیین نرخ تغییر شکل شبکه‌ها در بخش تولید مجدد شبکه، منجر به تغییرات شبکه در نزدیکی مرزهای متحرک می‌شود که حل معادلات جریان و انرژی به همراه معادلات آشفته‌گی منجر به افزایش قابل ملاحظه در زمان محاسبات می‌شود.

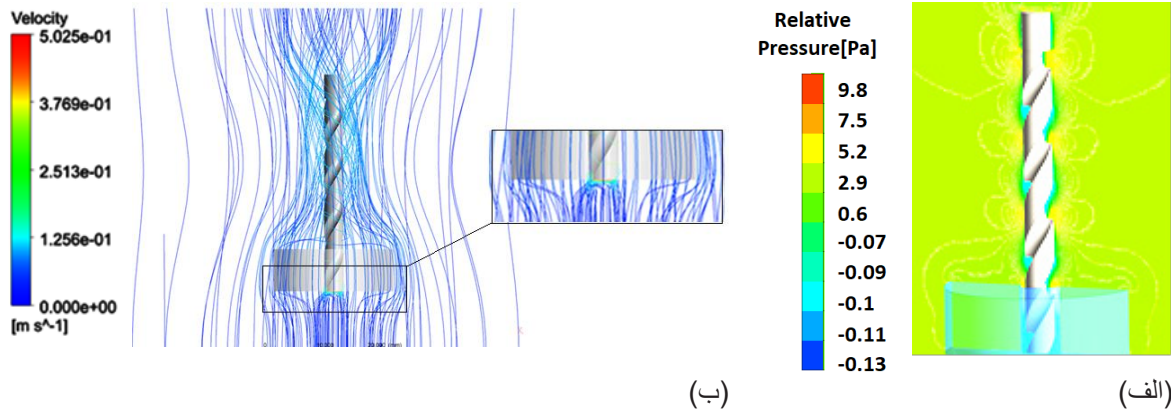
۴-۱- خنک‌کاری طبیعی

مسئله مورد نظر برای حالت خنک‌کاری طبیعی در سه نرخ پیشروی ۵۰، ۱۰۰ و ۱۵۰ mm/min و سه سرعت دورانی ۵۰۰، ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ rpm تحلیل گردیده است. انتخاب نرخ پیشروی‌ها و سرعت دورانی‌های فوق به دلیل مقایسه نتایج تحلیل و اعتبارسنجی با داده‌های تجربی مرجع [۸] می‌باشد. ضمن آنکه در تحقیقات دیگر نیز نرخ پیشروی و سرعت دورانی در محدوده فوق انتخاب شده و در عمل هم استفاده می‌شود [۹]. شکل ۱۰ نمونه‌ای از کانتورهای توزیع دما در استخوان با دمای اولیه ۳۷ درجه سانتی‌گراد و هوای اطراف با دمای اولیه ۲۲ درجه سانتی‌گراد را در زمان‌های مختلف شبیه‌سازی در صفحه تقارن سوراخ را برای سرعت دورانی ۲۰۰۰ rpm نشان می‌دهد. با توجه به نتایج کیفی شکل ۱۰ با نفوذ مته به درون حفره و با افزایش دمای حفره، دمای سیال بین مته و دیواره استخوان به تدریج افزایش یافته و همزمان توسط مته از درون حفره خارج شده و به سطح استخوان رسیده و هوای گرم شده به سمت بالای مته حرکت کرده است که درستی روند حل را نشان می‌دهد

آنچه که در بخش قبلی توضیح داده شد، از نرم‌افزار دیفرم استحصال و به نرم‌افزار انسیس-فلوئنت اعمال گردید. مرز پیرامونی (ناحیه G) به اندازه کافی دور از مرکز مته در نظر گرفته شده تا گرادیان تمامی پارامترهای مورد تحلیل تغییراتی نداشته باشد و شرط مرزی تقارن منظور گردیده است. وجه تفاوت شرایط مرزی در حالت همرفت اجباری (شکل ۹ب) استفاده از شرط مرزی سرعت ورودی (ناحیه A) به منظور اعمال ورود سیال خنک‌کننده در راستای محور مته و شیاری به ارتفاع ۵ mm (ناحیه H) برای اعمال شرط مرزی جریان خروجی جهت خروج سیال خنک‌کننده است. این ارتفاع با توجه به مقدار دبی جریان سیال خنک‌کننده ورودی، طوری در نظر گرفته شده است که تجمع سیال در اطراف مته بوجود نیاید. برای سطح دیواره سوراخ (سطح F) در حالت همرفت اجباری نیز مشابه حالت همرفت طبیعی در نظر گرفته شده است.

۴- نتایج و بحث

مسئله در دو حالت همرفت طبیعی و اجباری در حالت گذرا بررسی شده و از اثرات مایعات میان‌بافتی در محل سوراخکاری استخوان و همچنین تاثیرات ناشی از آن بر جریان و انتقال حرارت سیال خنک‌کننده بدلیل اثرات کم آن در مقایسه با سیال خنک‌کننده در نظر گرفته نشده است. همچنین بخش کورتیکال استخوان به صورت تک‌لایه در نظر گرفته شده و از شبکه‌بندی پویا در ناحیه حرکت مته و پیشروی آن در درون استخوان استفاده شده



شکل ۱۱. نمونه‌ای از. (الف) توزیع فشار، (ب) خطوط جریان برای حالت جابجایی طبیعی در ثانیه ۲/۸ (انتهای شبیه‌سازی برای نرخ پیشروی mm/min و سرعت دورانی ۲۰۰۰ rpm)

Fig. 11. An example of, (a) Pressure distribution, (b) Streamlines for natural convection in 2.8s (End of simulation for the feed rate of 150 mm/min and rotational speed of 2000 rpm)

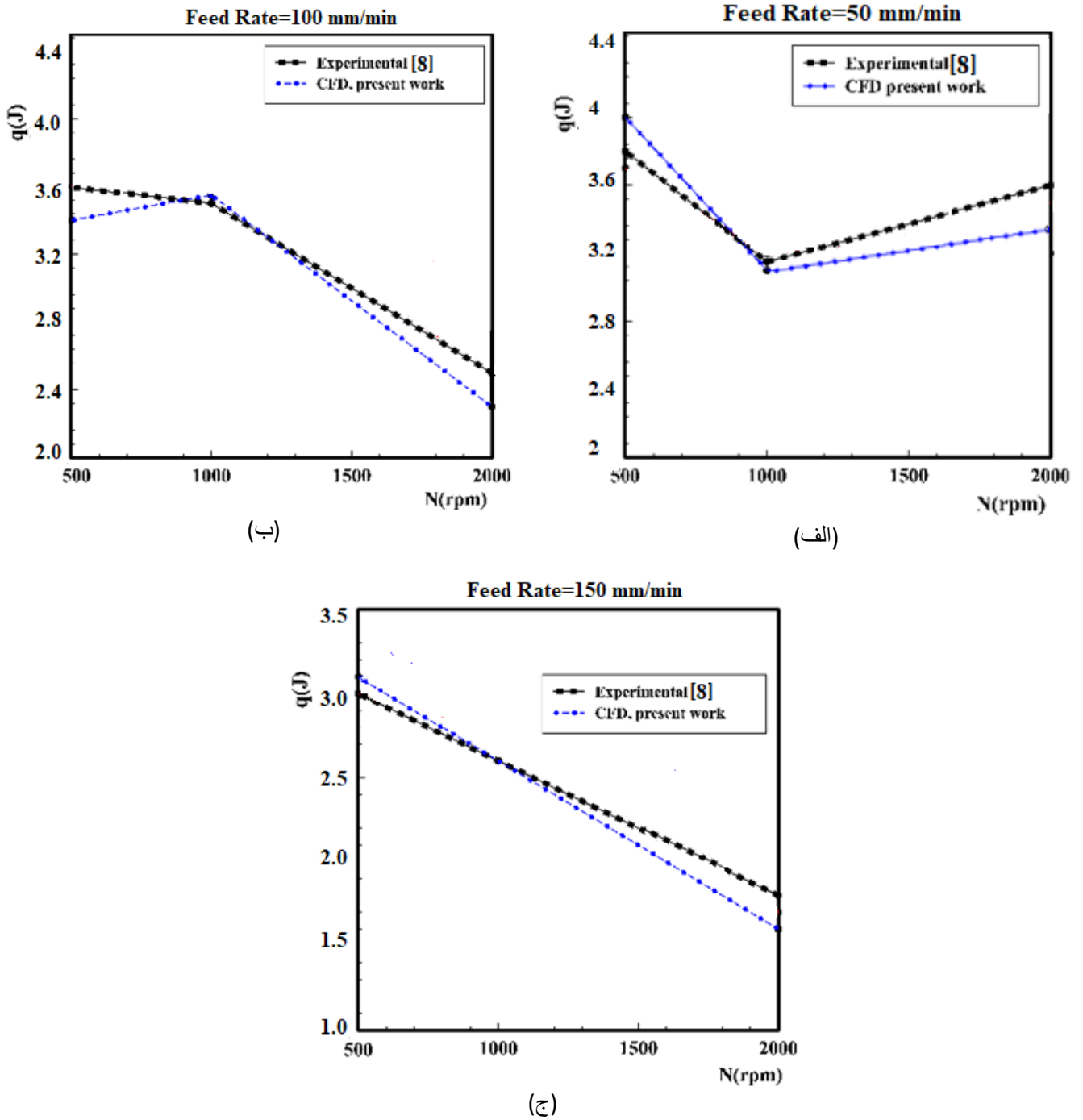
مورد نظر استفاده شده است و در مرجع فوق و البته در مرجع [۹] نیز در حالت نرخ پیشروی پایین (مشابه آن شار حرارتی) بر حسب سرعت دورانی ابتدا کاهش و بعد افزایش یافته است. لذا این رفتار در تحقیق حاضر نیز مشاهده می‌شود. به لحاظ کمی نیز نتایج شکل ۱۲ بیانگر تطابق خوب حاصل از این تحلیل در مقایسه با نتایج تجربی است.

به منظور بررسی صحت سنجی بیشتر، نتایج حاصل از شبیه‌سازی حرارت تولیدی برای نرخ پیشروی ۵۰، ۱۰۰ و ۱۵۰ mm/min و سرعت دورانی ۵۰۰، ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ rpm در مقایسه با نتایج تجربی [۸] در جدول ۳ آورده شده است.

نتایج جدول ۳ نشان می‌دهد که حداکثر اختلاف نتایج تحلیل حاضر با نتایج تجربی ۱۲/۵ درصد است که نشان از دقت خوب نتایج حاضر است. با توجه به اینکه هدف پژوهش حاضر، تعیین مقادیر لحظه‌ای ضریب انتقال حرارت جابه‌جایی و عوامل مؤثر بر آن در پیرامون مته و روی استخوان و بررسی پدیده نکرور حرارتی است. لذا در ادامه، به بررسی تغییرات ضریب انتقال حرارت جابه‌جایی در روی سطح استخوان نسبت به زمان از شروع سوراخکاری پرداخته می‌شود. به این منظور مسئله در سه نرخ پیشروی ۵۰، ۱۰۰ و ۱۵۰ mm/min برای سرعت دورانی ۵۰۰، ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ rpm تحلیل گردیده است. برای نمونه، ضریب انتقال حرارت جابجایی نسبت به زمان از شروع سوراخکاری در سه نرخ پیشروی ۵۰، ۱۰۰ و ۱۵۰ mm/min و سرعت دورانی ۲۰۰۰ rpm در شکل ۱۳ آورده شده است. نتایج شکل ۱۳ نشان می‌دهد که با افزایش زمان سوراخکاری و با پیشروی مته به درون حفره، ظرفیت خنک‌کاری در هر سه نرخ پیشروی

همچنین شکل ۱۱ نمونه‌ای از خطوط جریان و توزیع فشار را در ثانیه ۲/۸ که زمان پایان شبیه‌سازی برای نرخ پیشروی ۱۵۰ mm/min و سرعت دورانی ۲۰۰۰ rpm است را نشان می‌دهد.

با توجه به شکل ۱۱، خطوط جریان در پیرامون مته دارای بیشترین تراکم و با افزایش فاصله افقی از محور مته، تراکم خطوط جریان کاهش و در نهایت عمودی می‌گردد که بیانگر کافی بودن عرض دامنه حل و عدم وجود شار جریان از مرز بوده و صحت اعمال شرط مرزی تقارن را بیان می‌دارد. شکل ۱۲ تغییرات حرارت تولید شده که حاصل ضرب سطح سوراخ شده در شار حرارتی تولید شده در گام زمانی آخرین مرحله از شبیه‌سازی است را بر حسب سرعت دورانی در نرخ پیشروی‌های مختلف در مقایسه با نتایج تجربی [۸] برای استخوان کورتیکال نشان می‌دهد. نتایج شکل ۱۲ نشان می‌دهد که با افزایش نرخ پیشروی، حرارت تولیدی مته کاهش می‌یابد. طوری که بیشترین حرارت تولیدی برابر با ۴ ژول در نرخ پیشروی ۵۰ mm/min و سرعت دورانی ۵۰۰ rpm و کمترین مقدار آن ۱/۶۵ ژول بر ثانیه مربوط به نرخ پیشروی ۱۵۰ mm/min و سرعت دورانی ۲۰۰۰ rpm می‌باشد. دلیل این امر این است که با وجود افزایش سرعت ماشین‌کاری حرارت تولیدی بیشتر می‌شود، ولی درصد بالایی از حرارت تولیدی به براده منتقل شده و در حین سوراخکاری از آن خارج می‌شود. لذا حرارت به ابزار و قطعه کار منتقل نشده و در نتیجه شار حرارتی اندازه‌گیری شده در تماس با قطعه و ابزار کاهش می‌یابد. همچنین با افزایش سرعت دورانی در نرخ پیشروی ثابت حرارت تولیدی کاهش یافته است. از آنجائیکه در تحقیق حاضر از نتایج تجربی مرجع [۸] برای اعمال شرط تغییرات دمای سطح سوراخ در شرایط مختلف



شکل ۱۲. حرارت تولید شده بر حسب سرعت دورانی در سوراخکاری استخوان کورتیکال در مقایسه با نتایج تجربی [۸] برای نرخ پیشروی، (الف) ۵۰، (ب) ۱۰۰، (ج) ۱۵۰ mm/min

Fig. 12. Heat generation versus of rotational speed in cortical bone drilling in comparison with experimental results [8] for feed rate, (a) 50, (b) 100, (c) 150mm/min

جدول ۳. درصد اختلاف حرارت تولیدی بین نتایج حاصل از تحقیق حاضر نسبت به نتایج تجربی [۸]

Table 3. The percentage of difference in heat generation between present studies in comparison with the experimental results [8]

نرخ پیشروی [mm/min]			سرعت دورانی [rpm]
۱۵۰	۱۰۰	۵۰	
اختلاف [%]			
۳/۳	۵/۸	۵/۲	۵۰۰
۰	۱/۴	۱/۶	۱۰۰۰
۱۲/۵	۸	۱۲/۵	۲۰۰۰

جدول ۴. ضریب انتقال حرارت جابه‌جایی میانگین در طول سوراخکاری برای حالت خنک‌کاری طبیعی

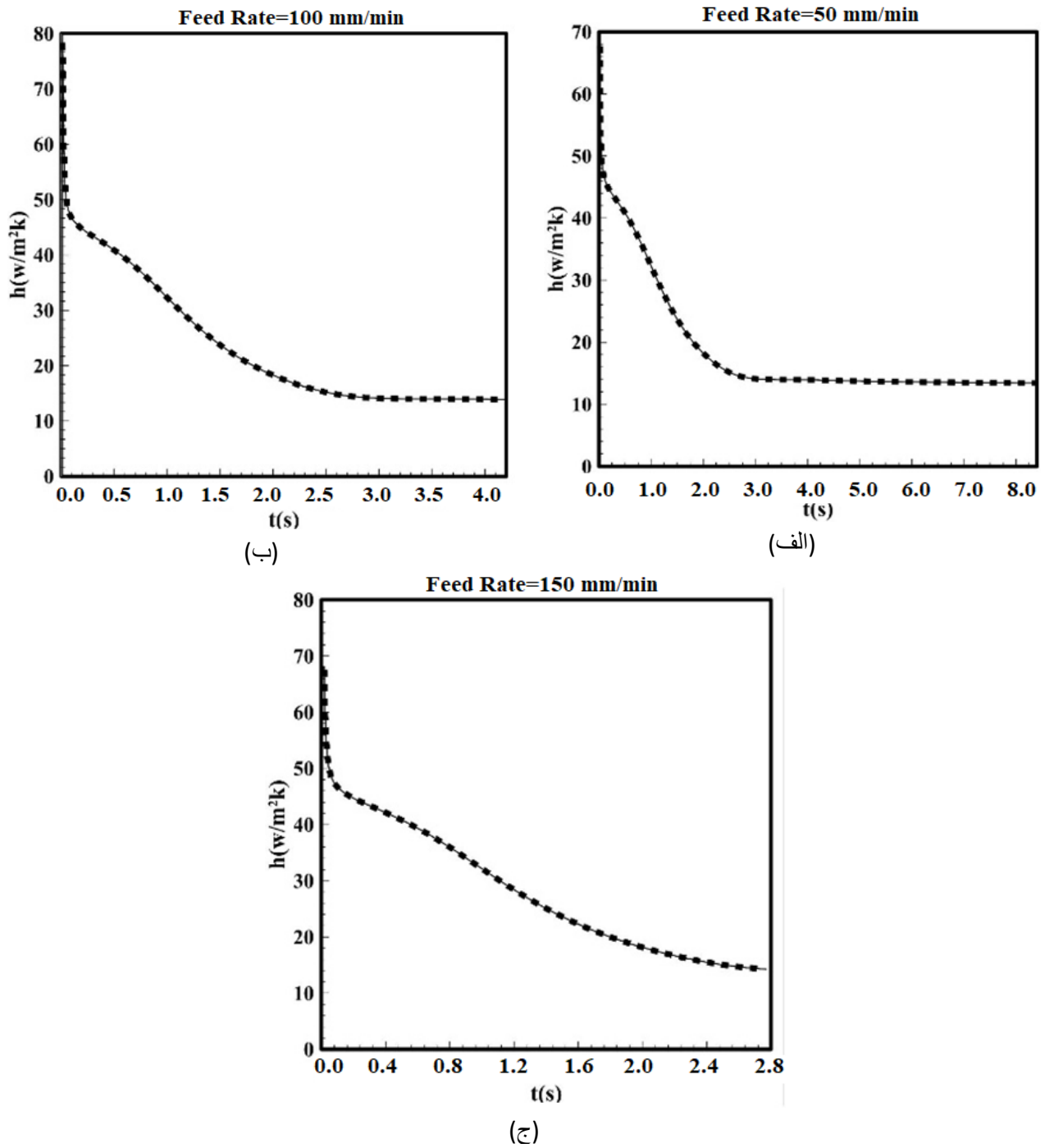
Table 4. Average Convective heat transfer coefficient during drilling time for natural cooling

نرخ پیشروی [mm/min]			سرعت دورانی [rpm]
۱۵۰	۱۰۰	۵۰	
$\bar{h} \left[\frac{w}{m^2.k} \right]$	$\bar{h} \left[\frac{w}{m^2.k} \right]$	$\bar{h} \left[\frac{w}{m^2.k} \right]$	
۳۳/۷۰	۲۸/۱۳	۱۸/۳۰	۵۰۰
۳۱/۴۵	۲۶/۰۵	۲۰/۳۷	۱۰۰۰
۳۰/۹۰	۲۳/۳۳	۱۸/۳۸	۲۰۰۰

نسبت به افزایش سرعت دورانی در طول زمان شبیه‌سازی کاهش یافته است. این بدان معنی است که تأثیر کاهش شار حرارت تولیدی و دما نسبت به افزایش دمای سطح استخوان بر ضریب انتقال حرارت جابه‌جایی با افزایش سرعت دورانی مته بیشتر بوده است. به عبارت دیگر دمای جریان هوای روی استخوان افزایش پیدا کرده و ظرفیت خنک‌کاری جریان هوا کاهش یافته است. نتایج نشان می‌دهد که در تمامی شرایط سوراخکاری، بخصوص برای سوراخکاری با نرخ پیشروی پایین برای حالت خنک‌کاری طبیعی نکرود حرارتی اتفاق خواهد افتاد و لازم است از خنک‌کاری اجباری استفاده شود [۳۸، ۹]. نتایج جدول ۴ نشان می‌دهد که ضریب انتقال حرارت جابه‌جایی متوسط در نرخ‌های پیشروی ۱۰۰ و ۱۵۰ mm/min به ترتیب ۵۵٪ و ۲۹/۱٪ بیشتر و در نرخ پیشروی ۵۰ mm/min به میزان ۵٪ کمتر از مقدار ثابت $20 \text{ W/m}^2.k$ است که در تحقیقات تئوری و عددی قبلی در نظر گرفته شده است. لذا فرض ثابت در نظر گرفتن آن در مطالعات پیشین به مقدار ثابت $20 \text{ W/m}^2.k$ فرض دقیقی نبوده که از نتایج مهم این تحقیق است.

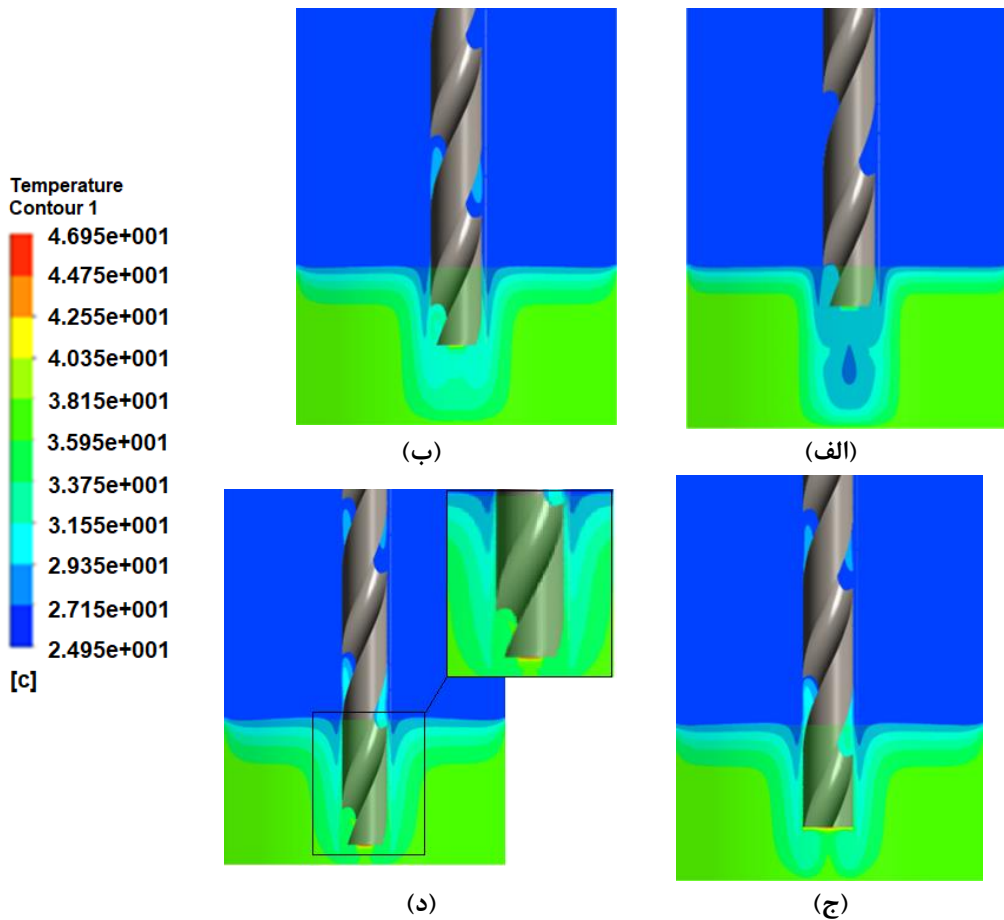
مورد نظر کاهش و به مقدار تقریباً یکسانی میل می‌کند. دلیل این امر را می‌توان این چنین بیان کرد که با نفوذ مته به درون استخوان و افزایش حرارت تولیدی، دمای سطح استخوان به ویژه در نزدیکی حفره افزایش پیدا کرده و سبب کاهش ضریب انتقال حرارت جابه‌جایی که طبق رابطه محاسبه می‌شود، گردیده و این امر کاهش قابلیت خنک‌کاری هوای اطراف را به دنبال دارد.

همچنین جدول ۴ ضریب انتقال حرارت جابه‌جایی میانگین در طول سوراخکاری حالت خنک‌کاری طبیعی را برای شرایط مختلف که بر اساس محاسبات ریاضی از مقادیر لحظه‌ای بدست آمده است را نشان می‌دهد. با توجه به نتایج قبلی علی‌رغم اینکه افزایش سرعت دورانی مته موجب کاهش حرارت تولیدی درون حفره سوراخکاری و در نتیجه کاهش دمای منطقه نکرود حرارتی شده و موجب افزایش ضریب انتقال حرارت جابه‌جایی سیال از طریق افزایش سرعت سیال اطراف مته و روی استخوان می‌گردد، ولی با توجه به نتایج جدول ۴، مقادیر ضریب انتقال حرارت جابه‌جایی میانگین



شکل ۱۴. تغییرات ضریب انتقال حرارت جابه‌جایی نسبت به زمان سوراخکاری استخوان کورتیکال برای سرعت دورانی ۲۰۰۰ rpm در نرخ پیشروی، (الف) ۵۰، (ب) ۱۰۰، (ج) ۱۵۰ mm/min

Fig. 14. An example of the bone temperature and cooling fluid contour in the symmetry plane for feed rate of 50 mm/min and the rotational speed of 2000 rpm at, (a) 2.4, (b) 4.8, (c) 6.8, (d) 8.4 s



شکل ۱۴. نمونه‌ای از کانتور توزیع دمای استخوان و سیال خنک‌کن در صفحه تقارن برای نرخ پیشروی ۵۰ mm/min و سرعت دورانی ۲۰۰۰ rpm در زمانهای (الف) ۲/۴، (ب) ۴/۸، (ج) ۶/۸ و (د) ۸/۴ ثانیه

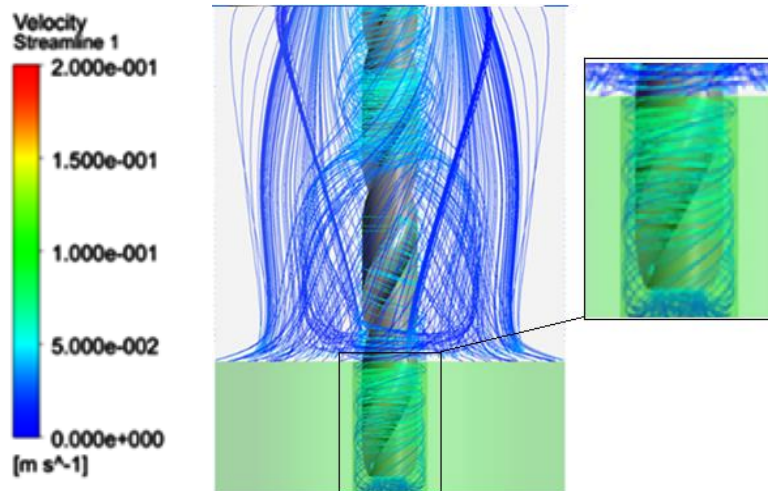
Fig. 14. An example of the bone temperature and cooling fluid contour in the symmetry plane for feed rate of 50 mm/min and the rotational speed of 2000 rpm at, (a) 2.4, (b) 4.8, (c) 6.8, (d) 8.4 s

است. مطابق شکل ۱۴ با افزایش زمان که با پیشروی مته در استخوان همراه است، نفوذ حرارت به درون استخوان بیشتر شده و دمای سیال خنک‌کن محبوس شده در سوراخ و اطراف مته نیز افزایش یافته است. طوری که حداکثر دمای ایجاد شده در حین سوراخکاری در محدود مجاز و کمتر از دمای است که باعث نکرور حرارتی می‌شود. این نتیجه در دیگر شرایط سوراخکاری در حالت جابه‌جایی اجباری نیز اتفاق می‌افتد.

همچنین در شکل ۱۵ نمونه‌ای از خطوط جریان اطراف مته و روی استخوان را برای نرخ پیشروی ۱۵۰ mm/min و سرعت دورانی ۲۰۰۰ rpm نشان داده شده است.

۴-۲- خنک‌کاری اجباری

همچنین مسئله مورد نظر برای حالت خنک‌کاری اجباری با تغییر نوع شرایط مرزی برای این حالت مطابق شکل ۹، در سه نرخ پیشروی ۵۰، ۱۰۰ و ۱۵۰ mm/min و سه سرعت دورانی ۵۰۰، ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ rpm تحلیل گردیده است. شکل ۱۴ نمونه‌ای از کانتور توزیع دما در استخوان با دمای اولیه ۳۷ درجه سانتی‌گراد و سیال خنک‌کننده نرمال سالیین با دمای اولیه ۲۲ درجه سانتی‌گراد و سرعت ۰/۲ متر بر ثانیه که امکان بررسی آشفته‌گی نیز وجود داشته باشد، در نظر گرفته و در راستای محور مته وارد می‌شود به ترتیب در زمان‌های ۲/۴، ۴/۸، ۶/۸ و ۸/۴ ثانیه برای نرخ پیشروی ۵۰ mm/min و سرعت دورانی ۲۰۰۰ rpm نشان داده شده



شکل ۱۵. نمونه‌ای از خطوط جریان در حالت جابه‌جایی اجباری برای سیال خنک‌کن نرمال سالین در زمان ۲/۸ ثانیه در انتهای شبیه‌سازی در نرخ پیشروی ۱۵۰ mm/min و سرعت دورانی ۲۰۰۰ rpm

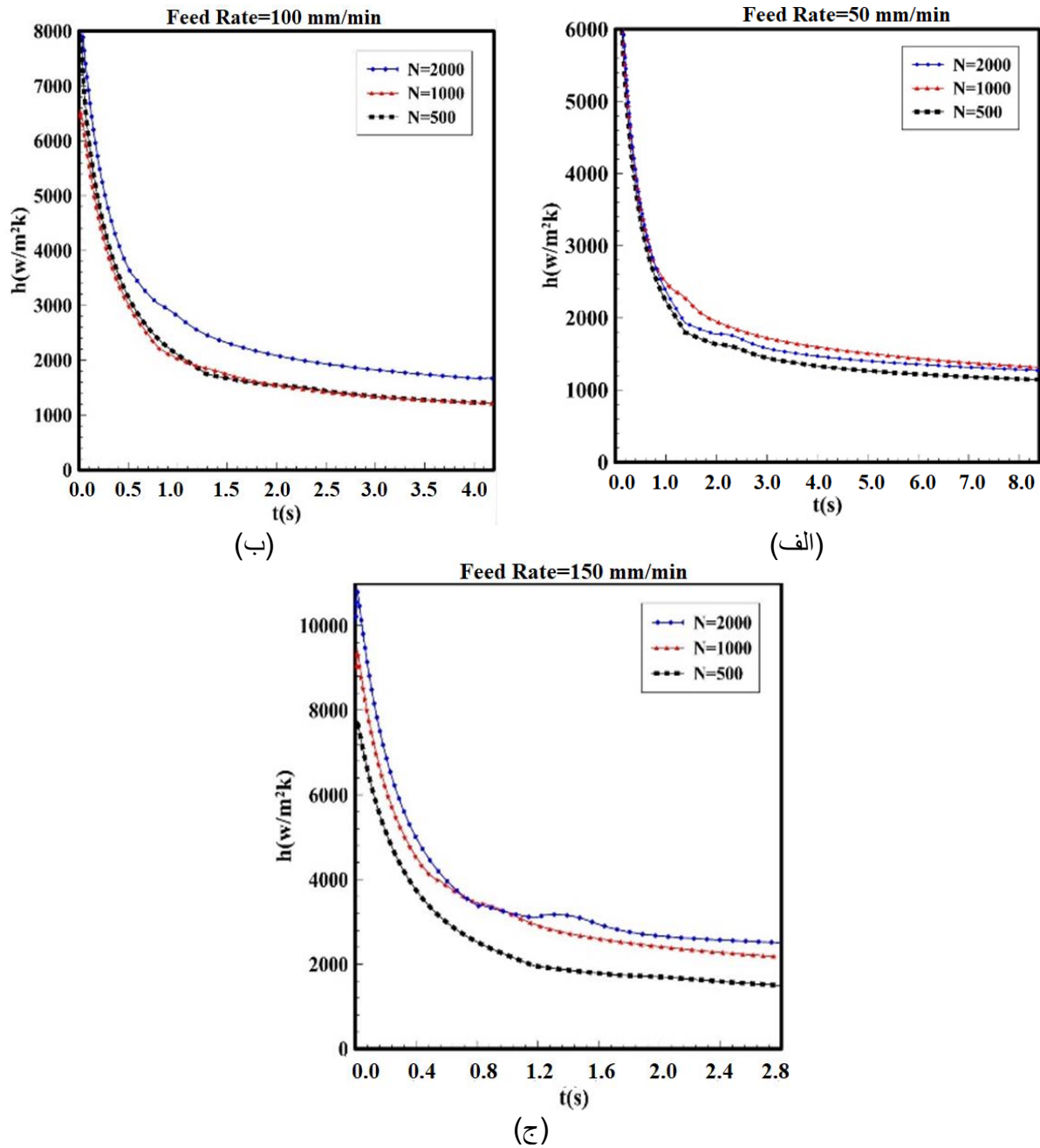
Fig. 15. An example of the streamlines in the forced convection state for normal saline cooling fluid at the end time of simulation for feed rate of 150 mm/min and rotational speed of 2000 rpm

نشان می‌دهد.

نتایج جدول ۵ نیز نشان می‌دهد که ضریب انتقال حرارت جابجایی میانگین به طور کلی با افزایش نرخ پیشروی و سرعت دورانی افزایش پیدا می‌کند. در حالی که در حالت خنک‌کاری طبیعی این ضریب در حالت کلی با افزایش نرخ پیشروی افزایش ولی با افزایش سرعت دورانی کاهش می‌یابد. دلیل این امر حضور سیال در فضای سوراخکاری و ایجاد تلاطم بیشتر با افزایش سرعت دورانی در حالت جابجایی اجباری است. همچنین نتایج عددی نشان می‌دهد که با در شرایط خنک‌کاری اجباری نکرود حرارتی برای هیچ کدام از شرایط بیان شده سوراخکاری بروز نخواهد کرد و دمای استخوان را به طور متوسط می‌توان ۲۰ درجه سانتیگراد کاهش داد. لازم به ذکر است که همچنان که در ابتدای این بخش بیان گردید، در تحلیل حاضر استخوان به صورت تک لایه در نظر گرفته شده و برای افزایش دقت نتایج می‌توان آن را در تحقیقات آتی به صورت چند لایه با خواص متفاوت در مدل‌سازی منظور و مسئله را تحلیل نمود.

شکل ۱۶ تغییرات ضریب انتقال حرارت جابه‌جایی بر حسب زمان از شروع سوراخکاری با سیال خنک‌کننده نرمال سالین را به ازای سرعت‌های دورانی مختلف در نرخ پیشروی ۵۰، ۱۰۰ و ۱۵۰ mm/min نشان می‌دهد. مطابق شکل ۱۶، با افزایش سرعت دورانی متده ضریب انتقال حرارت جابه‌جایی افزایش یافته است. این افزایش در واقع در نتیجه افزایش سرعت دورانی متده و تقویت سرعت سیال روی استخوان و درون حفره و افزایش تلاطم سیال خنک‌کننده است. همچنین ضریب انتقال حرارت جابجایی در مدت زمان شبیه‌سازی در تمامی سرعت‌های دورانی علی‌رغم پاشش مداوم جریان سیال بر روی استخوان، کاهش یافته و در نتیجه دمای سطح استخوان افزایش پیدا می‌کند.

کاهش ضریب انتقال حرارت جابه‌جایی در این حالت برخلاف حالت خنک‌کاری طبیعی، در هیچ یک از سرعت‌های دورانی و نرخ‌های پیشروی به مقدار معینی میل نکرده و با افزایش زمان روند کاهشی ادامه می‌یابد. همچنین جدول ۵ ضریب انتقال حرارت جابجایی میانگین را در طول کل زمان سوراخکاری برای سیال خنک‌کننده نرمال سالین در حالت خنک‌کاری اجباری که از محاسبات ریاضی برای شرایط مختلف بدست آمده است را



شکل ۱۶. تغییرات ضریب انتقال حرارت جابه‌جایی بر حسب زمان از شروع سوراخکاری استخوان کورتیکال در حالت جابه‌جایی اجباری به ازای سرعت دورانی مختلف در نرخ پیشروی، الف) ۵۰، ب) ۱۰۰، ج) ۱۵۰ mm/min

Fig. 16. Variations of force convection heat transfer coefficient versus start drilling time of cortical bone for different rotational speeds in feed rate, (a) 50, (b) 100, (c) 150 mm/min

جدول ۵. ضریب انتقال حرارت جابه‌جایی میانگین در طول سوراخکاری در حالت خنک‌کاری اجباری

Table 5. Average Convective heat transfer coefficient during drilling time for force cooling

نرخ پیشروی [mm/min]			سرعت دورانی [rpm]
۱۵۰	۱۰۰	۵۰	
$\bar{h} \left[\frac{w}{m^2.k} \right]$	$\bar{h} \left[\frac{w}{m^2.k} \right]$	$\bar{h} \left[\frac{w}{m^2.k} \right]$	۵۰۰
۲۴۸۱	۱۹۳۶	۱۶۷۰	۱۰۰۰
۳۳۵۰	۱۹۸۷	۱۹۲۱	۲۰۰۰
۳۶۵۳	۲۵۷۴	۱۸۱۳	

۵- نتیجه‌گیری

نتایج در این حالت نشان می‌دهد که ضریب انتقال حرارت جابه‌جایی متوسط در نرخ‌های پیشروی ۱۰۰ و ۱۵۰ mm/min به ترتیب ۵۵٪ و ۲۹/۱٪ بیشتر و در نرخ پیشروی ۵۰ mm/min به میزان ۵٪ کمتر از مقدار ثابت $20 \text{ w/m}^2.k$ است که در تحقیقات تئوری و عددی قبلی در نظر گرفته شده است. در حالت خنک‌کاری اجباری که با سیال نرمال‌سالین تحلیل انجام گرفته است، نتایج نشان می‌دهد که با افزایش مدت‌زمان سوراخکاری ظرفیت خنک‌کاری کاهش می‌یابد. در سوراخکاری با سیال نرمال‌سالین با افزایش عمق سوراخکاری، نفوذ حرارت به درون استخوان و همچنین حفره بیشتر بوده است. خنک‌کاری اجباری نسبت به خنک‌کاری طبیعی دمای سطح استخوان کمتری ایجاد کرده است به طوری که بیشترین کاهش دمای ایجاد شده در حالت جابجایی اجباری نسبت به حالت جابجایی طبیعی برابر با ۲۰ درجه سانتی‌گراد خواهد بود. ضمن آنکه در حالت جابجایی اجباری با نرمال‌سالین در هیچکدام از شرایط سوراخکاری مورد نظر دمای استخوان از حد مجاز تجاوز نکرده و نکرود حرارتی رخ نمی‌دهد

بررسی منابع بروز نشان می‌دهد که اثرات تخریبی ناشی از سوراخکاری استخوان، بخصوص بروز نکرود حرارتی از چالش‌های مهم در عمل جراحی مرتبط با جراحی استخوان است. لذا مطالعه دقیقتر این موضوع می‌تواند راهکارهای مفیدی جهت کاهش این اثرات ارائه دهد. با توجه به افزایش توانایی و سرعت تجهیزات تحلیل عددی، می‌توان از آن در کنار تحقیقات تجربی استفاده و نتایج دقیقتری ارائه داد. بررسی تحقیقات عددی قابل دسترس نشان می‌دهد که ضریب انتقال حرارت همرفتی مقدار ثابت در نظر گرفته شده است که با توجه به نوع سیال خنک‌کننده، شرایط جریان سیال، سرعت چرخش مته، نرخ پیشروی و عوامل دیگر درست نخواهد بود. لذا این تحقیق به بررسی ضریب انتقال حرارت جابجایی لحظه‌ای و میانگین در دو حالت جابجایی طبیعی و اجباری در سوراخکاری استخوان فمور انسان پرداخته تا بروز و یا عدم بروز حرارتی دقیقتر بررسی گردد. بدین منظور قسمتی از استخوان فمور انسان برای هندسه واقعی بر اساس اطلاعات دریافت شده از بیمارستان آیت‌اله موسوی زنجان، شبیه‌سازی و تحلیل گردیده است. به منظور اعتبار سنجی و مقایسه نتایج با نتایج تجربی، این تحلیل برای هر دو حالت فوق در سه نرخ پیشروی ۵۰، ۱۰۰ و ۱۵۰ mm/min در سه سرعت دورانی ۵۰۰، ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ rpm مته صورت پذیرفته است. نتایج نشان می‌دهد که در تمامی شرایط سوراخکاری مورد بررسی در حالت جابه‌جایی طبیعی، دمای استخوان از حد مجاز تعریف شده برای نکرود حرارتی تجاوز کرده و بروز آن حتمی خواهد بود. همچنین

۶- تشکر و قدردانی

در پایان از مدیریت، پزشکان و مسئولان واحدهای مختلف از جمله واحد رادیولوژی بیمارستان آیت‌اله موسوی زنجان و همچنین از آقای دکتر مهران ستاره متخصص ارتوپدی این بیمارستان که در انجام این تحقیق همکاری لازم را داشتند، کمال تشکر به عمل می‌آید.

۷- فهرست علائم

منابع

- [1] W. Allan, E. D. Williams, C. J. Kerawala, Effects of repeated drill use on temperature of bone during preparation for osteosynthesis self-tapping screws, *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 43(4) (2005) 314-319.
- [2] M. F. A. Akhbar, A. W. Sulong, Surgical Drill Bit Design and Thermomechanical Damage in Bone Drilling. A Review, *Annals of Biomedical Engineering*, 49 (2021) 29-56.
- [3] M.T. Hillery, I. Shuaib, Temperature effects in the drilling of human and bovine bone, *Journal of Materials Processing Technology*, 92 (1999) 302-308.
- [4] K. Alam, M. Khan, V.V. Silberschmidt, 3D finite-element modelling of drilling cortical bone. Temperature analysis, *J Med Biol Eng*, 34(6) (2014) 618-623.
- [5] R.K. Pandey, S. Panda, Drilling of bone. A comprehensive review, *Journal of clinical orthopaedics and trauma*, 4(1) (2013) 15-30.
- [6] R.K. Pandey, S.S. Panda, Optimization of multiple quality characteristics in bone drilling using grey relational analysis, *Journal of orthopaedics*, 12(1) (2015) 39-45.
- [7] B. C. Sener, G. Degrin, B. Gursoy, E. Kelesoglu, I. Slih, Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths, *Clinical Oral Implants Research*, 20(3) (2009) 294-298.
- [8] E. Shakouri, M. Maerefat, Theoretical and Experimental Investigation of Heat Generation in Bone Drilling. Determination of the Share of Heat Input to the Bone Using Machining Theory and Inverse Conduction Heat Transfer, *Modares Mechanical Engineering*, 17(7) (2017) 131-140, in Persian.
- [9] M. R. Effatparvar, N. Jamshidi, A. Mosavar, Appraising efficiency of OpSite as coolant in drilling of bone, *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 15(197) (2020) 1-5.
- [10] F. Karaca, B. Aksakal, M. Kom, Influence of orthopaedic drilling parameters on temperature and histopathology of bovine tibia. an in vitro study, *Medical engineering & physics*, 33(10) (2011) 1221-1227.

علائم انگلیسی

C_p	ظرفیت گرمایی ویژه، J/g.K
d	قطر مته، mm
E	انرژی کل، J
f	نیروی حجمی، N/m^3
g_i	گرانش زمین، m/s^2
h	ضریب انتقال حرارت جابه‌جایی، $w/m^2.K$
k	انرژی جنبشی، J
K	رسانش حرارتی، $w/m.k$
L_c	طول مشخصه، m
θ	دما، K
x	المان دیفرانسیلی، m
S_v	تولید انرژی
t	زمان، s
v_t	سرعت اغتشاشی، m/s
v	سرعت، m/s
\bar{v}_i, \bar{v}_j	سرعت متوسط، m/s
Pr_t	پرانتل اغتشاشی
P	فشار، N/m^2
q	شار، w/m^2

علائم یونانی

β	ضریب انبساط حجمی، $1/k$
δ_{ij}	دلتای کرانکل
μ	لزجت دینامیکی، $kg/m.s$
ν	لزجت سینماتیکی، m^2/s
ν_i	لزجت آشفته سینماتیکی، m^2/s
ϵ	اتلاف
ρ	چگالی، kg/m^3
Pr_ϵ	پرانتل اغتشاشی اتلاف
Pr_θ	پرانتل اغتشاشی دما
Pr_k	پرانتل اغتشاشی انرژی جنبشی
τ_{ij}	تانسور تنش انحرافی
σ_s	تنش، Pa
ϵ_s	کرنش
$\dot{\epsilon}_s$	نرخ کرنش، s^{-1}

- 1651.
- [16] G. R. Johnson, A constitutive model and data for materials subjected to large strains, high strain rates, and high temperatures, Proc. 7th Inf. Sympo. Ballistics, (1983) 541-547.
- [17] C. Santiuste, M. Rodríguez -Millán, E. Giner, H. Miguélez, The influence of anisotropy in numerical modeling of orthogonal cutting of cortical bone, Composite Structures, 116 (2014) 423-431.
- [18] A. Moulgada, Z. Mohammed El Sallah, A. Benouis, S. Benbarek, Modelling of the Femoral Fracture Under Dynamic Loading, Journal of the Serbian Society for Computational Mechanics, 12(1) (2018) 96-107.
- [19] M. Mediouni, D. R. Schlatterer, A. Khoury, T. Von Bergen, S. H. Shetty, M. Arora, A. Dhond, N. Vaughan, A. Volosnikovet, Optimal parameters to avoid thermal necrosis during bone drilling. a finite element analysis, Journal of Orthopaedic Research, 35(11) (2017) 2386-2391.
- [11] E. Oezkaya, D. Biermann, A new reverse engineering method to combine FEM and CFD simulation three-dimensional insight into the chipping zone during the drilling of Inconel 718 with internal cooling, Machining Science and Technology, 6(22) (2018) 881-898.
- [12] L. Davidson, Fluid mechanics, turbulent flow and turbulence modeling, Chalmers University of Technology, Göteborg, Sweden, (2023).
- [13] M. Bahari, K. Hejazi, Investigation of Buoyant Parameters of k-ε Turbulence Model in Gravity Stratified Flows, International Journal of Physical and Mathematical Sciences, 55 (2009) 537-544.
- [14] F. Incropera, D. Dewitt, T. Bergman, A. S. Lavine, Fundamentals of Heat and Mass Transfer, John Wiley & Sons, Inc., 7th Edition, (2011).
- [15] S. C. Chung, Temperature estimation in drilling processes by using an observer. International Journal of Machine Tools and Manufacture, 45(15) (2005) 1641-

چگونه به این مقاله ارجاع دهیم

Shirzad Sadri, Jalal Ghasemi, Determination of convective heat transfer coefficient in human femur bone drilling in the presence of normal saline and evaluation of effective parameters, Amirkabir J. Mech Eng., 55(5) (2023) 557-576.

DOI: 10.22060/mej.2023.20586.7273



