

همچنین نوسانات کوچکی قبل از پیک تنش برشی روی محفظه پمپ نزدیک دماغه وجود دارد که ناشی از نویز عددی ایجادشده در اثر فرآیند مش متحرک است. این نویز در روش‌های مش لغزان و دستگاه مختصات چندگانه ایجاد نمی‌شود زیرا در این روش‌ها نیازی به مش بندی مجدد به شکل محلی نیست. بررسی آماری تنش برشی برای نقاط مختلف واقع بر روی محفظه پمپ و صفحه جداکننده نشان می‌دهد که ۹۵/۱۱ درصد از المان‌های روی دیوار، دارای تنش برشی کمتر از ۲۵/۴۵ پاسکال هستند و تنها برای ۱/۴۸ درصد از المان‌ها تنش برشی بزرگ‌تر از ۵۰/۹۰ پاسکال محاسبه شده است. این بررسی آماری نشان می‌دهد استفاده از این پمپ همراه با مشکل همولیز نخواهد بود.

۶- نتیجه‌گیری

جریان در پمپ خون گریز از مرکز با ۱۶ پره شعاعی در حالت دوبعدی و سه‌بعدی به کمک سه روش مش متحرک، مش لغزان و دستگاه مختصات چندگانه شبیه‌سازی شد. در سرعت دورانی برابر با ۲۰۰۰ دور بر دقیقه و دبی جریان ۵ لیتر بر دقیقه، افزایش فشاری معادل با ۱۵/۱ کیلو پاسکال برای پمپ محاسبه شد. طراحی گذرگاه حلزونی دوگانه، منبسط‌شده توزیع متقارن فشار در این گذرگاه و در نتیجه کاهش نیروی شعاعی می‌شود. تنش برشی درون پمپ، در بیشتر نواحی کمتر از ۵۰ پاسکال محاسبه شد که بیشترین تنش برشی با مقداری برابر با ۹۰ پاسکال نزدیک نایب کونک در اطراف دماغه و نقطه شروع صفحه جداکننده اتفاق می‌افتد. این نکته بدین معناست که نواحی اطراف دماغه و صفحه جداکننده و لبه‌های پشتی پره‌ها در معرض تخریب یاخته‌ها قرار دارند. در انتها می‌توان چند نتیجه‌گیری کرد که پمپ موردنظر توانایی تولید فشار و جریان موردنیاز در قلب را داراست و می‌تواند به‌عنوان قالب مصنوعی جایگزین قلب طبیعی انسان گردد اما به‌منظور افزایش کارایی، نیاز به اعمال اصلاحاتی در نواحی حساس بیان شده دارد. همچنین مشاهده شد که باوجود زمان محاسباتی بالا و پیچیدگی حل، استفاده از روش مش متحرک در حالت سه‌بعدی به‌منظور محاسبه دقیق‌ترین نتیجه الزامی است.

مراجع

- [1] <http://www.cardiacnursing.ir>.
- [2] <http://www.salamatiran.com>.
- [3] Behbahani, M., Behr, M., Hormes, M., Steinseifer, U., Arora, D., Coronado, O., and Pasquali, M., "A Review of Computational Fluid Dynamics Analysis of Blood Pumps", *European Journal of Applied Mathematics*, Vol. 20, No. 4, pp. 363-397, (2009).
- [4] Akamatsu, T., Nakazeki, T., and Itoh, H., "Centrifugal Blood Pump with a Magnetically Suspended Impeller", *Artificial Organs*, Vol. 16, No. 3, pp. 305-308, (1992).

- [5] Akamatsu, T., and Nakazeki, T., " *Heart Replacement: Recent Development of a Centrifugal Blood Pump with a Magnetically Suspended Impeller*", Springer, Japan, (1993).
- [6] Akamatsu, T., and Tsukiya, T., "Development of a Centrifugal Blood Pump with Magnetically Suspended Impeller and the Related Fluid Mechanical Problems Sadhana", Vol. 23, No. 5, pp. 597-603, (1998).
- [7] Chua, L.P., Ong, K.S., Yu, S.C.M., Chan, W.K., and Wong, Y.W., "Measurements of Gap Velocity in a Heart Pump Model", 14th Australasian Fluid Mechanics Conference, December 10-14, Adelaide, Australia, pp. 445- 448 (2001).
- [8] Chua, L.P., Song, G., Yu, S.C.M., and Lim, T.M., "Computational Fluid Dynamics of Gap Flow in a Biocentrifugal Blood Pump", Artificial Organs, Vol. 29, No. 8, pp. 620-628, (2005).
- [9] Song, G., Chua, L.P., and Lim, T.M., "Numerical Study of a Bio-centrifugal Blood Pump with Straight Impeller Blade Profiles", Artificial Organs, Vol. 34, No. 2, pp. 98-104, (2010).
- [10] Song, G., Chua, L.P., and Lim, T.M., "Numerical Study of a Centrifugal Blood Pump with Different Impeller Profiles", ASAIO Journal, Vol. 56, No. 1, pp. 24-29, (2010).
- [11] Nobari, M.R.H., and Ghazanfarian, J., "A Numerical Investigation of Fluid Flow over a Rotating Cylinder with Cross Flow Oscillation", Computers & Fluids, Vol. 38, pp. 2026-2036, (2009).
- [12] Ghazanfarian, J., and Ghanbari, D., "Computational Fluid Dynamics Investigation of Turbulent Flow Inside a Rotary Double External Gear Pump", Journal of Fluids Engineering, Vol. 137, No. 2, pp. 021101, (2015).

Abstract

The two dimensional and three dimensional numerical simulation of blood flow in a centrifugal pump with 16 radial blades placed on a magnetically suspended impeller have been presented. The results of simulation for the pump of model Kyoto-NTN have been obtained using multi-reference frame (MRF), sliding mesh, and dynamic mesh methods. With the assumption of incompressible flow and Newtonian fluid, the blood flow is simulated in an unsteady turbulent manner using collocated finite volume method over unstructured grids. The results showed that with the rotational speed of 2000 round per minute, the capacity and pressure difference of pump are 5 l/min and 15.1 kPa, respectively.

Results including the pressure distribution, the velocity vectors, the flow pattern, the shear stress contours, and the pump characteristics illustrated that using the double spiral shaped volute leads to the symmetrical pressure distribution around the surface of impeller, and consequently, the reduction of radial thrust. The maximum wall shear stress is observed near the cutwater splitter leading edge and blade leading edges. So, these regions are highly at the risk of Hemolysis. Finally, the results of simulation obtained from two and three dimensional modeling with various moving boundary capturing methods have been presented and compared.

Proof Read