

## ÜÇ BOYUTLU KISMİ İNSAN ANA ARTER VE DAMARLARININ İKİ FAZLI KAN AKIŞI SİMÜLASYONUyla BİRLİKTE TERMAL RBC BİRİKME MODELİNİN KULLANIMI

### ÖZET

Günümüzde araştırmalar, bu tıbbi verilerin yalnızca görsel ve dijital olarak anlaşılmasında değil, aynı zamanda akış modellerine ve simülasyonlara yönlendirilmesinde yeni bir ivme kazanmaktadır. Bu simülasyon bilgisini aktararak, insan arteri ve damarlarını gerektiğinde insanlar için sayısal ve uygun şekilde hızlı bir şekilde modellemek mümkündür.

Bu tezde, öncelikle MR ve CT makineleri aracılığıyla tıbbi veriler üretilmekte ve Hesaplamalı Akışkan Dinamik Ticari yazılım uyumlu ve okunabilir formata dönüştürülmektedir. Bunlar simülasyon ile modellenir ve 1D modelinin yapısal yetenekleri ile yazılımla birleştirilir. Bunlara arter modelleme ve yapısal özellikler ekleme, kan akış ağının çoğunu simüle etme olasılığını kullanarak simülasyonun ilk bölümünü başlatılması sağlanmıştır.

Çalışmanın ilk adımı olarak uygun ve sağlıklı verilerin temini işleminin gerekliliğiydi. Bu süreçte yirmi hastanın tıbbi verileri karşılaştırıldı. Hastalar fiziksel koşullarına göre filtrelenmiş ve prototip tıbbi modelin belirlenmesinde minimum dilim mesafesi de dikkate alınmıştır.

Açık kaynaklı ve ticari çeşitli programlar kullanılarak verilerden uygun geometrik model oluşturulması mümkün olmuştur. Modellemede kullanılan format STL (stereolitografi) idi ve bu geometrinin dönüşümü, yüzey modelini yeniden yapılandırmak için dört yüzlü ızgaralara genişletildi. Bundan sonra, model tamamlandı ve hemodinamik özelliklerle simüle edilmeye hazır hale getirildi.

Kan akışı simülasyonu karotis, subklavyen, mezo-merkezli ve iliak arterler gibi büyük arterlerde modellenmiştir. Prototip modelde 3D kararlı çözümü vardı ancak daha sonra 3D zamana bağlı simülasyonlarla genişletildi. İlk olarak Sinüs dalga formu aort kesitinin başlangıcında hız profili olarak verildi. Daha sonra model, sistol diyastol kan akışını taklit eden deneysel verilere dayanan Womersley hız profili ile çalışacak şekilde geliştirilmiş ve sonuçlar hız, basınç dağılımı ve Duvar Kesme Gerilmesi (WSS) büyüklükleri bazında karşılaştırılmıştır.

3D arter çatallanma modelinin 1D modeli ile birleştirilmesi, ana 13 arterlerin daha ince çaplı mesafelere sahip daha küçük arterlere genişletilmesinde önemli bir adımdır.

3D-1D modeli, temel elektrik denklemlerine Navier-Stokes denklemlerinin uygulanmasıyla elde edilir. Elektriksel denklemler normal diferansiyel denklemler olmasına rağmen, yapısal özellikler ve sıvı özellikleri bu yöntem kullanılarak işleme alınır. Bu, 13 ana arterin tamamını kapalı kan dolaşımında modellemek için gerekli bir adımdır. Küçük ve orta boy arterler ve damarlar için güvenilir ve doğru bir Kırmızı Kan Hücre (RBC) agregasyon modeli oluşturmak, hala gündemde olan, mezoskaler

etkiler de dahil olmak üzere çok ölçekli yaklaşıma odaklanan aktif bir araştırma konusudur. RBC agregasyonunun daha iyi anlaşılması, Newton ve Newton olmayan parçalar ile kan simülasyonu için çok fazlı ve çok ölçekli bir yaklaşım gerektirir.

Bu tezde tıbbi çalışmalar ve görüntüleme teknikleri çokça değerlendirilmiştir. Bununla birlikte, işlemci gücünün sağlık merkezleri gibi belirli bölümlere ayrılması yaygın değildir ve belki de erken aşamadadır. Tıbbi sistemler üzerinde araştırma yapmaya kararlı bir mühendislik geçmişine sahip olan bu teknolojileri uygulamak ve koordine etmek çok nadir bir kombinasyondur.

Ek olarak, bu tip simülasyonların büyük ölçekli bilgi işlem kaynakları gerektirdiği iyi bilinmektedir. Bu simülasyonlar sırasında bilgi işlem kaynakları Enformatik Enstitüsü ve Ulusal Yüksek Performanslı Bilgi İşlem Merkezi (UYBHM) tarafından sağlanmaktadır.

Türkiye'de MR ve BT tarama görüntüleme çok yaygındır ve bazı Avrupa Ülkeleri ile karşılaştırıldığında hasta sayısı çok fazladır ve diğer araştırmacılar için bir sınır oluşturmaktadır.

Bu tez sadece matematiksel modellemede değil, aynı zamanda hesaplama karmaşıklığında da benzersizdir. Bu tezin en önemli bölümü, 1D arteriyel açık ve kapalı modelleme problemi ile büyük arterlerde, iki fazlı akış simülasyonu venözde, ince ayar için tükenme etkileşimi teorisini kullanarak ve hesaplama açısından karmaşık model ile muazzam bir artışa neden olan son sıcaklık modellemesini simüle etmek olmuştur.

## 1. INTRODUCTION

Today, Bio-mechanics assumes an essential job particularly in blood vessel based infections, for example, AAA, atherogenesis, atherosclerosis, internal bleeding, and, more. Understanding the biomechanical powers and development of blood notwithstanding the association between the platelets and the vessel wall is the first and starting endeavor [2, 3]. According to [1, 7], viscosity and bioflow behaviour varies specially creating of vortices and bioflow perturbation is utilized that medicine may impact flow behavior. Hypothetical and clinical research tests have demonstrated that hemodynamics may have an impact on the understanding of aneurysms and varicose veins creation. Scientists believe that understanding bio-fluid mechanic factors are essential and concepts such as flow rate ratio, pressure and velocity gradients, and flow behavior, velocity distribution, shear stress on the blood, and within blood cells allowing us to grasp further knowledge. Scientists agree that such phenomena as the interaction between blood cells and the other layer of cells with the vessel may cause the formation of plaques and agglomerations [12].

In order to investigate the phenomena of biophysical factors in human arteries and veins, simulations need to be performed. However, before using fluid mechanics methods to understand the blood behavior right away, some other crucial steps are to be administered. First of all, is gathering suitable data.

MR and CT scan imaging are getting very common in our world. Numerous medical imaging centers are opening frequently. However, it is not easy to find suitable data from a healthy subject. Because of radiation risks on patients, finding a CT image of a full arterial tree can be a poor shot. Therefore, numerous subjects were filtered and still in progress in order to attain the most suitable subject [6].

After getting the suitable data, geometrical model representation is restructured using a commercial program creating a more complete model (13 branch model starting from the aorta) is extended to the first geometrical model.

After this process, a generated mesh is constructed for fluid simulations. These are started by implementing Navier-Stokes equations in 3D steady, 3D unsteady states, and input values in the sinus waveform. Plus, the Womersley velocity profile is usually added and all methods are compared according to pressure, wall pressure, and velocity.

As a next step 1D model is structured in tandem with the 3D model. Conversion of 3D equations to the 1D model helped the simulation progress in a less computational and cumbersome model. Later, 3D and 1D models are implemented to show it is possible to use 1D models as an extension to 2D branch geometry.

Third, in order to get a focused look, fluid of blood may be extended and searched as a two-phase instead of one. Taking blood as the Newtonian phase (plasma) added with the non-Newtonian phase (RBC) offers a more thorough solution. Efforts to describe the physical properties of colloidal suspensions go back to the beginning of the 1910s, which started with the forces that interact among the colloidal particles. After the 1950s, science authorities have shown that non-absorbing polymers in solution also affect the stability of colloidal particles. It was first interpreted by [37] applying the omitted and free volume concepts.

Fourth, Temperature is a power shifting element in CFD, therefore adding to NS equations, energy equations also need to be solved. Temperature analysis is extended not only to the cylindrical model but also to the DVT model. Analyzing the analytic cylinder model yielded to focus on comparatively small radius artery study which leads to mesoscale method usage and solutions.

So far, our work included only major arteries and analytical model of a smaller artery. However, additionally, our work includes an illness and vein case analysis such as Deep Vein Thrombosis (DVT) geometry, created by a real human patient during periodic control. DVT is an acute condition that appears up when blood coagulation builds in a human vein. Lifeblood lump is simply mass of lifeblood coagulation, turned to a hardened solid-state. Blood coagulation may occur for several reasons. DVT is caused by blood coagulation, which prevents blood from circulating regularly through your veins. These may include injury, surgery, reduced mobility or activity,

In our work, we tried to simulate the state of hemostasis and its biomechanistic effects on a specific vein (deep vein) for thrombosis, ending the simulations for this dissertation.