



## Simulation of deformation on 3D organ models using haptic device

Nazmiye Ebru Bulut<sup>1,3</sup> , Emre Dandil<sup>2\*</sup> 

<sup>1</sup>Department of Electronic and Computer Engineering, Institute of Graduate Studies, Bilecik Şeyh Edebali University, Bilecik, 11230, Türkiye

<sup>2</sup>Department of Computer Engineering, Faculty of Engineering, Bilecik Şeyh Edebali University, Bilecik, 11230, Türkiye

<sup>3</sup>Distance Education Application and Research Centre, Konya Technical University, Konya, 42250, Türkiye

### Highlights:

- 3D modeling of organs using mass-spring systems and molecular modeling
- Development of a simulator software platform to apply simulations with deformation algorithms
- Providing feedback through deformation on 3D organ models with the designed haptic device hardware

### Keywords:

- Computer Graphics
- Deformation Algorithms
- Haptic Device
- Simulation
- Mass-Spring System

### Article Info:

Research Article

Received: 27.01.2021

Accepted: 03.06.2022

### DOI:

10.17341/gazimmfd.869134

### Acknowledgement:

The authors of this study are grateful to Prof. Dr. Thanks to Alpaslan Duysak and the expert and novice participants who presented their experiences using the simulator

### Correspondence:

Author: Emre Dandil

e-mail:

emre.dandil@bilecik.edu.tr

phone: +90 228 214 1613

### Graphical/Tabular Abstract

In today's technology age, thanks to the improvements in computer graphics, remarkable improvements are achieved in 3D modelling in virtual environment in accordance with many original objects. With the change in perspective in medical training, simulators are developed to enable physician candidates to make numerous repetitions using various scenarios and gain practical experience. For example, in Figure A, the deformation of a soft tissue kidney stone removal is successfully implemented with the developed haptic device-assisted simulator.

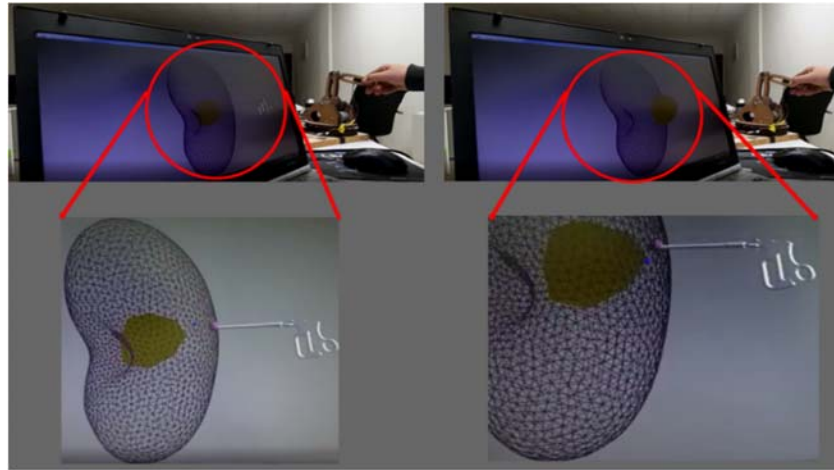


Figure A. Simulation of the removal of a kidney stone using the developed simulator software environment

### Purpose:

Psychomotor skills can be achieved by using tactile feedback devices used in conjunction with simulator software. Thus, candidates can experience the same reaction to the model modelled in a computerized experience as they feel they touch a real organ or tissue. The aim of this study is to develop a simulator software platform to simulate the deformation of soft tissues such as gallbladder, kidney and spleen in the human body using deformation algorithms.

### Theory and Methods:

In the study, mass spring method and molecular modelling method are used to obtain deformation in rich graphical 3D models. In addition, collision detection method is preferred to determine which point is contacted in the mesh structure modelled with haptic device. All simulations on the simulator developed in the study are performed in real time using the functions available in the OpenGL library.

### Results:



As a result of experimental studies, in the system, firstly, organs are modelled in 3D according to their anatomical structure. On the developed simulator, feedback is provided by the deformation realized on the model when the organ is touched or applied tensile force by designed haptic device. In addition, simulation feedbacks for 11 novice and expert users are collected from the simulator and the operation times obtained by the users for each soft tissue are compared.

### Conclusion:

In conclusion, it has been seen that the collision detection, reaction force, real-time simulation and deformation results of the software platform are at the desired level visually and in terms of speed.



## Üç boyutlu modellenen organlar üzerinde dokunsal cihaz kullanılarak deformasyonun simülasyonu

Nazmiye Ebru Bulut<sup>1,3</sup> , Emre Dandil<sup>2\*</sup> 

<sup>1</sup>Bilecik Şeyh Edebali Üniversitesi, Elektronik ve Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı, Lisansüstü Eğitim Enstitüsü, 11230, Bilecik, Türkiye

<sup>2</sup>Bilecik Şeyh Edebali Üniversitesi, Bilgisayar Mühendisliği Bölümü, Mühendislik Fakültesi, 11230, Bilecik, Türkiye

<sup>3</sup>Konya Teknik Üniversitesi, Uzaktan Eğitim Uygulama ve Araştırma Merkezi, 42250, Konya, Türkiye

### Ö N E Ç İ K A N L A R

- Kütle-yay sistemleri ve moleküler modelleme ile organların 3B modellenmesi
- Deformasyon algoritmaları ile benzetimlerin uygulanması için bir simülator yazılım platformunun geliştirilmesi
- Tasarlanan dokunsal cihaz donanımı ile 3B organ modelleri üzerinde deformasyon sayesinde geri bildirim sağlanması

### Makale Bilgileri

Araştırma Makalesi

Geliş: 27.01.2021

Kabul: 03.06.2022

### DOI:

10.17341/gazimmfd.869134

### Anahtar Kelimeler:

Bilgisayar grafikleri,  
deformasyon algoritmaları,  
dokunsal cihazlar,  
simülasyon,  
kütle-yay sistemleri

### ÖZ

Günümüzde, bilgisayar grafiklerindeki gelişmeler sayesinde, birçok nesnenin asıllarına uygun şekilde sanal ortamda 3B modellenmesinde kayda değer gelişmeler elde edilmektedir. Tıp eğitiminde geliştirilen simülatorler ile organlar üzerinde doktor adaylarının çeşitli senaryolar kullanarak sayısız tekrar yapmalarına olanak sağlanarak pratik kazanmaları gerçekleştirilmektedir. Bu çalışmada, insan vücudu içerisinde bulunan safra, böbrek ve dalak gibi yumuşak dokuya sahip organların deformasyon algoritmaları ile yüzeysel benzetimlerinin yapılabilmesi için bir simülator yazılım platformu geliştirilmiştir. Geliştirilen simülator üzerinde, tasarlanan dokunsal cihaz donanımı ile anatomik yapılarına uygun şekilde 3B olarak modellenen organlar üzerine dokunulduğunda ya da çekme kuvveti uyguladığında model üzerinde gerçekleşen deformasyonun gerçekleşmesi sayesinde geri bildirim sağlanmıştır. Çalışmada, deformasyonun alınabilmesi için kütle yay ve moleküler modelleme metodları kullanılmıştır. Ek olarak, dokunsal cihaz ile modellenmiş örgü yapısı içerisinde hangi noktaya temas edildiğinin tespiti için çarpışma tespiti yöntemi tercih edilmiştir. Çalışma kapsamında geliştirilen simülator üzerindeki tüm benzetimler, OpenGL kütüphanesi içerisinde bulunan fonksiyonlar kullanılarak gerçek zamanlı olarak gerçekleştirilmiştir. Ayrıca simülatörden toplamda 11 acemi ve uzman kullanıcı için simülasyon geri bildirimleri toplanmış ve her bir yumuşak doku için kullanıcıların elde ettikleri operasyon süreleri karşılaştırılmıştır. Yürütülen deneysel çalışmalar ve istatistiksel analizler neticesinde, geliştirilen yazılım platformunun temas tespiti, tepki kuvveti, gerçek zamanlı benzetim ve deformasyon sonuçlarının görsel olarak ve hız açısından istenilen seviyede olduğu görülmüştür.

## Simulation of deformation on 3D organ models using haptic device

### H I G H L I G H T S

- 3D modeling of organs using mass-spring systems and molecular modeling
- Development of a simulator software platform to apply simulations with deformation algorithms
- Providing feedback through deformation on 3D organ models with the designed haptic device hardware

### Article Info

Research Article

Received: 27.01.2021

Accepted: 03.06.2022

### DOI:

10.17341/gazimmfd.869134

### Keywords:

Computer graphics,  
deformation algorithms,  
haptic device,  
simulation,  
mass-spring system

### ABSTRACT

Nowadays, thanks to the improvements in computer graphics, remarkable improvements are achieved in 3D modelling in virtual environment in accordance with many original objects. In medical training, simulators are developed to enable physician candidates to make numerous repetitions using various scenarios and gain practical experience. In this study, a simulator software platform is developed to simulate the deformation of 3D organ models with soft tissues such as gallbladder, kidney and spleen in the human body using deformation algorithms. In the system, firstly, organs are modelled in 3D according to their anatomical structure. On the developed simulator, feedback is provided by the deformation realized on the model when the organ is touched or applied tensile force by designed haptic device. In the study, mass spring method and molecular modelling method are used to obtain deformation 3D models. In addition, collision detection method is preferred to determine which point is contacted in the mesh structure modelled with haptic device. All simulations on the simulator developed in the study are performed in real time using the functions available in the OpenGL library. In addition, simulation feedbacks for 11 novice and expert users are collected from the simulator and the operation times obtained by the users for each soft tissue are compared. As a result of the experimental studies and statistical analysis, it has been seen that the collision detection, reaction force, real-time simulation and deformation results of the software platform are at the desired level visually and in terms of speed.

## 1. Giriş (Introduction)

Teknolojinin gelişmesi ile birlikte günümüzde sanal gerçeklik uygulamalarını her alanda kullanılması kaçınılmaz hale gelmiştir. Oyun endüstrisi, sanal gerçekliğin en bilinen ve yaygın olan uygulama alanı olmuştur. Ancak birçok diğer alanda bu uygulamalar yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Bu alanlar, eğitim, eğlence, mühendislik, medya, askeri endüstri, spor, inşaat ve moda başta olmak üzere yaygınlaşmaktadır. Pilotların eğitiminde kullanılmaya başlanan simülörler [1, 2] günümüzde sürücü adaylarının eğitiminde yaygın olarak kendine yer bulmuştur [3-5].

Sanal gerçeklik uygulamalarının yaygınlaşması birden fazla farklı alandaki teknolojik gelişmeler sayesinde olmuştur. Sanal gerçeklik uygulamaları bilgisayar yazılımlarının yanında, bilgisayar grafik teknolojilerini, elektronik ve mekanik sistemleri içerir. Elektronik ve mekanik sistemler kullanıcı ile sanal ortamın etkileşimini sağlayan üniteyi oluşturur. Pilotların eğitiminde kullanılan kokpitin hareketlerini mimik/taklit eden sistemler elektronik ve mekanik sistemlere birer örnektir. Nesnelere 3 boyutlu (3B) modellenmesi ve gerçekçi renk ve desenlerin eklenmesini sağlayan grafik programları sanal gerçeklik uygulamalarının başladığı yer olarak tanımlanabilir. Geliştirilen bu modellerin gerçek zamanlı görüntülenmeleri için özel grafik kartları tasarlanmış ve bu alanın popüler hale gelmesinde bu teknolojik gelişim önemli katkı sunmuştur.

Sanal gerçeklik alanındaki son yıllardaki teknolojik gelişmeler, geleneksel tıp eğitiminde kullanılmak üzere ameliyat simülörlerinin geliştirilmesine ve kullanılmasına olanak sağlamıştır [6]. Ameliyat simülörü doktorların gerçek bir ameliyatta yaptıkları operasyonların tümünü sanal ortamda gerçekleştirebilmelerine olanak veren kompleks sistemlerdir. Bir ameliyat simülöründe, gerçeklerine birebir benzeyen anatomik modeller, gerçek zamanlı çalışan simülasyon ortamı, kullanıcı hareketlerini (ameliyat aletlerinin kullanımı) sanal ortama ileten ve sanal ortamdan da kullanıcıya geri besleme sağlayan dokunsal cihazlar ve gerçekçi uygu ameliyat senaryoları bulunur.

Ameliyat simülörlerinde kullanılması planlanan insan doku ve organları asıllarına uygun olarak manyetik rezonans görüntüleme (MRG) veya bilgisayarlı tomografi (BT) cihazlarından elde edilen gerçek hasta verilerinden elde edilebilir. Doku ve organların modellenmesinde 3B çizim programları da yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu modellerin görünüm olarak gerçeklerine benzer olmasının yanında, modellerin simülasyon esnasında gerçekçi davranış göstermeleri de çok önemlidir. Sanal ortamdaki örnek yağ dokusu, kemik, karaciğer veya derinin sanal ameliyat aleti ile etkileşimi, gerçek hastanın ameliyat anındaki etkileşimine benzerdir. Özellikle yumuşak dokulardaki deformasyonun simülasyonu ile ilgili çalışmalar yaygın olarak devam etmektedir [7-10]. Bunun yanında, yumuşak dokuların benzetimi için tasarlanan ameliyat simülörlerinde, farklı simülasyon parametrelerinin seçimi ve farklı modelleme yöntemlerinin kullanımı da artmaktadır [11-13].

Dokunsal cihazlar kullanıcının sanal ortama müdahale etmesine ve iletişim sağlamasına olanak verir. Literatürde kullanım amacına göre çeşitli dokunsal cihazlar bulunabilmektedir. Sanal ortam ile kullanıcı arasında etkileşimi sağlayan dokunsal cihazlar da simülörlerin gerçekçi ve kullanılabilir olmasında önemli etkidir. Bu alanda ticarileşmiş farklı cihazlar (robot kolu) bulunmaktadır. Bu cihazlar üç veya altı serbestlik derecesinde pozisyon belirleyebilirler ve yine üç veya altı serbestlik derecesinde kuvvet geri beslemesi (kullanıcıya) verebilirler [14]. Bu cihazlar kullanıcı el ve kol hareketlerini ve buna bağlı olarak kullandıkları ameliyat aletlerinin hareketlerini/pozisyonlarını sanal ortama iletirler. Sanal ortamdaki

ameliyat aleti iletilen bu pozisyonlara uygun olarak hareket eder. Sanal ortamdaki bu hareketlilikten ve oluşabilecek temaslardan doğan tepkiler kuvvet olarak kullanıcıya dokunsal cihazlar üzerinde bulunan motorlar sayesinde iletirler. Bu etkileşim dokunma hissini oluşturmaktadır.

Asıllarına birebir benzeyen renkli ve desenli, gerçekçi davranış sergileyen modeller, gerçek zamanlı çalışan simülasyon algoritmaları ve dokunma hissi ameliyat simülörlerinin popüler olmasında önemli rol oynamıştır. Ameliyat simülörlerinin popüler olması ve hızla kullanılmalarının yaygınlaşmasının bir diğer nedeni de, kullanıcılara ameliyat prosedürlerini sınırsız tekrar imkanı vererek pratik yapmalarına olanak tanınmasıdır. Bu yeni yöntem, geleneksel tıp eğitiminin yanında öğrenmeyi hızlandırmakta ve pekiştirmektedir. Öğrencilerin kadvralar üzerinde çok sınırlı sayıda yapabilecekleri pratiklerini simülörler üzerinde istedikleri kadar denemeleri mümkün olmaktadır. Bu sayede kadvra kullanımındaki zorluklar ve etik sorunlar da bir ölçüde bertaraf edilmektedir.

Önümüzdeki yıllarda oldukça yaygınlaşacağı öngörülen ameliyat simülörlerinde kullanılan yazılımlar son yıllarda oldukça gelişmiştir. Ameliyat simülörlerinin geliştirilmesi için araştırmacılar yoğun olarak çalışmaktadırlar [11, 15-17]. Ameliyat simülörlerinin en önemli ünitelerinden biri deformasyon simülasyon algoritmalarıdır [18]. Araştırmacılar simülasyonda fiziksel doğruluk öne çıkıyorsa genellikle sonlu elemanlar metodunu kullanmayı tercih etmişlerdir [19-23]. Ancak bu yöntem ile gerçek zamanlı performans elde etmek, özellikle detaylı modellerde (fazla sayıda modelleme elemanı içeren) çok zordur. Gerçek zamanlı çalışması öngörülen sistemlerde deformasyonun simülasyonu için kütle yay sistemleri (mass-spring systems, MSS) yaygın olarak kullanılmıştır [24-27]. Bu yöntem fiziksel temelli bir metot içerir ve hızlı çalışır [28]. Bu nedenden dolayı grafik uygulamalarında kendine geniş yer bulmuştur.

Araştırmacılar performansı artırmak için farklı metotlar da önermişlerdir. Bu metotlardan birisinde, ChainMail fiziksel temelli olmayan bir metot olarak önerilmiştir [29]. Bu yöntem bir dizi kuralların deformasyonun simülasyonuna uygulanmasını içerir. Benzer olarak, simülasyon hızı göz önünde bulundurularak önerilen Mass-Spring Chain metodu da bulunmaktadır [30-32]. Bu metot olası deformasyon bölgelerinin belirlenerek, modeli oluşturan noktaların bu bölgelerin içine sürülmesi şeklindeki deformasyon prensibine göre çalışmaktadır.

Ameliyat simülörlerinin bir diğer önemli birimi kullanıcı etkileşimi sağlayan dokunsal cihazların tasarımıdır [33-35]. Dokunsal cihazlar farklı çalışma hacimleri, tepki güçleri ve kuvvet geri besleme serbestlik derecelerine göre farklı özelliklerde tasarlanırlar [34]. Genel olarak 6 serbestlik derecesinde pozisyon belirleyen ve 3 serbestlik derecesinde kuvvet geri beslemesi yapabilenler yaygındır. Ancak bazı uygulamalar 4 veya 6 serbestlik derecesinde kuvvet geri besleme gerektirirler. Ticari olarak piyasaya sunulmuş dokunsal cihazlar da bulunmaktadır [36, 37].

Son yıllarda 3B etkileşim, yumuşak doku deformasyonu ve ameliyat simülasyonu gibi konularda birçok çalışma bulunmaktadır. Picinbono vd. [38] çalışmalarında, gerçek zamanlı ameliyat simülasyonu için doğrusal olmayan anizotropik elastikide kullanılarak yumuşak dokuların deformasyonunu uygulamıştır. Schwartz vd. [39] ise çalışmalarında ameliyat simülörü için doğrusal olmayan bir elastik kütle model kullanarak karaciğer dokusunun modellenmesini ve deformasyonunu gerçekleştirmişlerdir. Yumuşak dokuların deformasyonunun simülasyonu konusunda önerilen bir başka çalışmada ise, De vd. [40] gerçek zamanlı ameliyat simülörleri için sonlu kürelerin nokta sıralamalı bir yöntemini geliştirmişlerdir.

Goulette ve Chen [41] çalışmalarında yumuşak doku deformasyonlarının gerçek zamanlı simülasyonu için Hiper-Elastik Kütle Bağlantıları kullanarak hızlı bir hesaplama yöntemi önermişlerdir. Çalışma ameliyat eğitiminde cerrahların kalitesini geliştirmek için sanal ameliyat simülatörü olarak tasarlanmıştır. Ayrıca çalışmanın sonuçları Kütle-Yay Sistemleri ile karşılaştırılmıştır. Zhong vd. [42] çalışmalarında, ameliyat simülasyonu için reaksiyon-difüzyon işlemi ile desteklenmiş bir yumuşak doku deformasyonunun metodolojisini sunmuşlardır. Çalışmalarında, 3B bir yumuşak doku yüzeyinde reaksiyon-difüzyon işleminin kurgusu için genel bir sonlu farksal model geliştirmişlerdir. Ayrıca çalışmada, yapay organların gerçek zamanlı deformasyonu için dokunsal cihaz geri bildirimini de sağlanmıştır. Niroomandi vd. [43] bir diğer çalışmada, yumuşak dokuların gerçek zamanlı simülasyonlarında geniş deformasyonlar oluşturmak için azaltılmış sıra modelleri kullanarak bir yöntem önermişlerdir. Çalışmada asimtotik sayısal yöntem kullanılarak doğrusal olmayan yumuşak dokuların deformasyonu modellenmiştir. Courtecuisse vd. [44] heterojen yumuşak dokuların kesilmesi ve teması esnasında gerçek zamanlı simülasyonunu benzetmişlerdir. Çalışmada, doğrusal olmayan sonlu eleman modelinin bir yaklaşımı geliştirilmiştir. Yumuşak dokuların simülasyonu için önerilen bir başka çalışmada, Zhang vd. [45] enerji dengesi tabanlı bir metodoloji sunmuşlardır. Çalışmada, doğrusal olmayan yumuşak doku deformasyonu için gerilmeli enerji yoğunluk fonksiyonlarından yararlanılmıştır. Bunun yanında, çalışmada, etkileşimli ameliyat simülasyonu için dokunsal cihaz kullanılarak, yapay yumuşak dokular üzerinden geri bildirim sağlanmıştır. Basafa vd. [46] yumuşak dokuların gerçek zamanlı simülasyonu için doğrusal olmayan visko-elastik destekli bir deformasyon yöntemi önermişlerdir. Çalışmada, gerçek zamanlı ameliyat simülasyonu için kütle-yay-damper modeli kullanılmıştır. Ballit vd. [47] küçük bacak protezlerinde kullanılmak üzere yumuşak dokuların hızlı deformasyonu için bilgisayar destekli bir tasarım sistemi önermişlerdir. Çalışmada, yumuşak dokuların deformasyonu için kütle-yay Sistemi kullanılmıştır. Tang vd. [48] ise bir başka çalışmada, yumuşak dokuların modellenmesi için sonlu eleman modeli ve kütle-yay sistemlerinin birleştirilmesi ile oluşturulan bir yöntem geliştirmişlerdir.

Bu çalışmada, dokunsal cihaz yardımı ile sanal ortamda, gerçek zamanlı çalışacak şekilde tasarlanmış, anatomik yapısına uygun şekilde modellenmiş, 3B safra ve dalak gibi organların deformasyonunun benzetimi için bir yazılım platformu geliştirilmiştir. Çalışma kapsamında deformasyonun simülasyonu için kütle yay sistemleri metodu fiziksel bir yöntem olduğu ve hızlı çalıştığı için kullanılmıştır. Ek olarak yine gerçek zamanlı çalışan ve kuvvet hesabında daha kompleks bir matematiksel yöntem kullanan

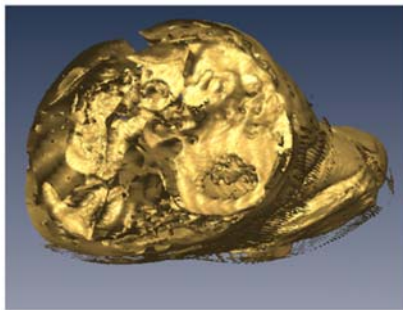
moleküler modelleme metodu [49] kullanılmıştır. Ayrıca çalışma kapsamında yumuşak dokuların deformasyonunun simülasyonu için bir dokunsal cihaz geliştirilmiştir. Bu cihaz 6 serbestlik derecesinde pozisyon vermekte ve 3 serbestlik derecesinde kuvvet geri besleme vermektedir. Bunun yanında, çalışma kapsamında, deformasyon simülasyon yazılımları, temasın tespiti yazılımları, modelleme ve görüntüleme yazılımları ve kullanıcı ara yüzü yazılımları geliştirilmiştir. Çalışmanın sonraki kısımları şu şekilde ilerlemektedir. İkinci bölümde çalışma kapsamında kullanılan deformasyon algoritmaları matematiksel altyapısı ile detaylıca anlatılmıştır. Önerilen çalışmanın metodolojisi, geliştirilen simülatör ve alt bileşenleri ile dokunsal cihazın altyapısı üçüncü bölümde sunulmuştur. Dördüncü bölümde çalışma kapsamında geliştirilen simülatör ile yapay yumuşak dokular üzerinde yürütülen deneysel analizler ve elde edilen sonuçlar verilmiştir. Son bölümde ise elde edilen sonuçlar yorumlanmış ve çıkarımlar değerlendirilmiştir.

## 2. Deformasyon Algoritmaları (Deformation Algorithms)

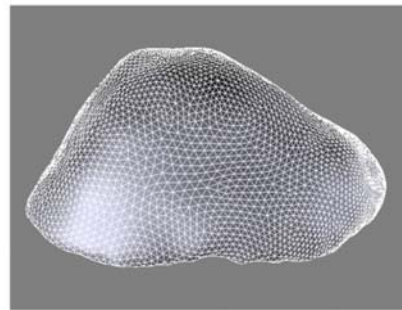
Organların asıllarına uygun olarak modellenmesi esas olduğundan, ameliyat simülatörlerinde en önemli bölüm organlar ile dokuların modellendiği ve deformasyon simülasyonlarının yapıldığı birimdir. Burada organların ve dokuların hem boyut, şekil, renk ve desen gibi özelliklerle görsel olarak, hem de temas durumunda sergileyecekleri tepkisel davranışlar açısından gerçekçi olarak modellenmeleri gerekir. Bu tepkisel hareket, tüm organın veya dokunun kesilmesi, parçalanması ve kan akış hızının değişmesi gibi durumlarda organın deformasyonu olarak tanımlanmaktadır.

Organların ve dokuların modellenmesinde fiziksel ve geometrik temelli olmak üzere iki yöntem takip edilmektedir. Fiziksel temelli modellemede organların ve dokuların MRI veya CT görüntüleri kullanılarak gerçek modelleri elde edilir. Geometrik temelli modellemede ise organların ve dokuların 3B modelleri, çizim programları vasıtası ile görsel olarak asıllarına benzer bir şekilde çizilerek elde edilir. Tasarlanan bu modeller doktorlar tarafından onaylandıktan sonra, klinik ortamda veya simülasyon denemelerinde kullanılabilir. Şekil 1a'da insan gövdesinin CT taramalarından elde edilmiş farklı eşik değerinde fiziksel temelli yöntem ile oluşturulmuş, modeli, Şekil 1b'de ise, çizim programları ile geometrik yöntem ile aslına uygun şekilde modellenmiş karaciğerin üçgensel yapısı görülmektedir.

Şekil 1b'deki modelden görüleceği üzere görsel olarak aslına benzer bir model elde edilmiştir. Bu model 6214 nokta ve 12424 üçgenden oluşmaktadır. Modelin şekil olarak aslına uygun olmasına etki eden iki neden vardır. Birisi çizimin aslına uygunluğu için gösterilen itina,



(a)



(b)

**Şekil 1.** (a) İnsan gövdesinin BT yönteminde bulunan eşik değerlerine göre modellenmesi, (b) Aslına uygun şekilde modellenmiş karaciğerin üçgensel yapısı

(a) Modelling of the human body according to the threshold values in CT method, (b) Triangular structure of the liver modelled in accordance with its original counterpart)



özen ve uzman onayıdır. Bir diğer etmen ise kullanılan nokta ve üçgen sayısıdır. Kullanılan nokta ve üçgenlerin sayısının olabildiğince artırılması gerçekçi görünüm ve daha çok detay için gerekli olsa da simülasyon esnasında bu sayıların sınırlandırılması gerekir. Simülasyon algoritmalarında kullanılan metotların gerçek zamanlı (30 Hz) çalışabilmesi istenir. Ameliyat simülatörlerinde bu kritere bir de temasın tespiti eklenir ki bu işlemin de saniyede 1000 kez (1000 Hz) yapılması gerekmektedir. Bu nedenlerden dolayı modelleme esnasında kullanılan nokta ve üçgen sayılarında ve organların/dokuların gerçekçi görünmesi arasında bir denge kurulması gerekir.

Bu çalışmada, organların modellenmesinde, gerçekçi görünüm ve gerçek zamanlı performansın test edilmesi için çok yaygın bir kullanıma sahip olan kütle-yay sistemleri (KYS) ve moleküler modelleme sistemleri (MMS) deformasyon algoritmaları kullanılmıştır. KYS yüksek sayıda eleman içeren modeller ile dahi gerçek zamanlı olarak çalışması ile bilinir. Ancak kuvvet hesabında çok basit fiziksel hesaplamalar kullanır. Bu açıdan organların ve dokuların fiziksel davranışlarının modellenmesi daha basite indirgenmiş olur. MMS ise kuvvet hesabında atomlar arası ilişkilerin modellenmesinde kullanılan biraz daha gelişmiş fiziksel hesaplamalar içerir. Her iki yapı birbirlerine çok benzemektedirler. MMS de yüksek sayıda eleman içeren modeller ile gerçek zamanlı olarak çalışabilmektedir. Kuvvet hesabının elde edilmesinde doğan farklılıktan dolayı daha gerçekçi bir davranış modellenmesi içerdiği varsayılmıştır ve gözlenmiştir.

### 2.1. Kütle-yay sistemleri (Mass-spring systems)

Kütle yay sistemleri kolaylık, hız ve doğruluğundan dolayı bilgisayar grafiklerinde yaygın bir şekilde kullanılmaktadır [49]. Kütle yay sistemlerinde, nesnelere üçgen yapılarla modellenir. Oluşan model  $n$  nokta ve  $m$  tane yay içermekte olup, her bir nokta kütle olarak düşünülür ve noktaların toplam kütlesi sanal nesnenin kütlesini verir. Bu deformasyon algoritmasında, kütle noktalarını yayların birleştirdiği varsayılır. Şekil 2’de MSS’ nin temsili kütle-yay modeli gösterilmiştir. Burada  $m_1$ ,  $m_2$  ve  $m_3$  kütleleri ve  $s_{12}$ ,  $s_{13}$  ve  $s_{23}$  kütleler arasındaki yayları temsil eder.

Modellemede kullanılan yayların özelliklerine göre dışardan uygulanan kuvvetlere tepki olarak yaylarda da bir iç kuvvet oluşur. Yaylarda oluşan kuvvetlerin iki sebebi vardır. Birincisi, yayın sahip

olduğu sertlik katsayısı olarak verilir ve yay sabitinden doğan bu kuvvetin hesaplanması Eş. 1’de verilmiştir. Burada  $X_i - X_j$  yayın simülasyon anındaki uzunluk değeridir ve bu yayın başlangıç uzunluğu olan  $r_0$  ile karşılaştırılır.  $X$  yayın her iki ucundaki anlık pozisyonunu ve  $K$  ise yayın sertlik katsayısını verir. Eşitliğin sonundaki çarpan oluşan kuvvetin yönünü verir.

$$f_{ij}^K = K(|X_i - X_j| - r_0) * \frac{(X_i - X_j)}{|X_i - X_j|} \quad (1)$$

Yaylarda oluşan ikinci kuvvet ise, yayın hız değişiminden ve sönümleme katsayısından oluşur Eş. 2’de gösterilmiştir. Burada  $V$  yayın uç noktalarının hızı, eşitliğin sonundaki çarpan ise terimi oluşan kuvvetin yönünü ifade etmektedir. Yaylarda oluşan bu kuvvetler yayların her iki ucundaki noktalara iletilirler. Dolayısı ile her kütle noktasına yaylardan yukarıda verilen kuvvetler etki etmektedir.

$$f_{ij}^D = D(V_i - V_j) * \frac{V_i - V_j}{|V_i - V_j|} \quad (2)$$

MSS’de model üzerine etki edebilecek diğer kuvvetler dış kuvvetler olarak sınıflandırılır. Bu kuvvetler yer çekimi, rüzgar şiddeti, başka bir sanal nesnenin teması veya kullanıcı etkileşimi olabilir. Her bir kütle noktasına etki eden toplam kuvvet, yayın iç kuvvetleri ve dış kuvvetler toplamı olarak verilir ve Eş. 3’te model üzerine etki eden toplam kuvvetin hesaplanması gösterilmiştir. Burada  $f_{ex}$  ortamdaki kaynaklı harici güçleri,  $f_K$  ve  $f_D$  ise yay güçlerini göstermektedir.

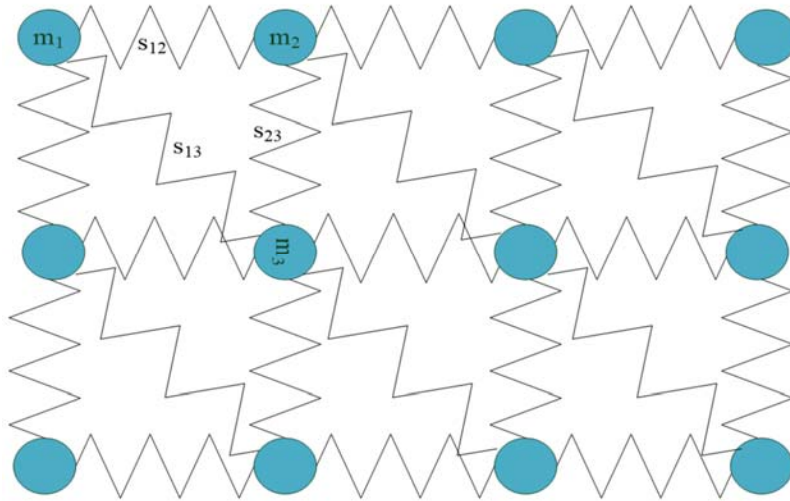
$$f_n = f_K + f_D + f_{ex} \quad (3)$$

Her bir kütle noktasına etki eden toplam kuvvet bilinir ise her bir noktanın ivmesi, hızı ve yer değiştirmesi, açık-kapalı (explicit-implicit) Euler/Midpoint/Runge Kutta metotlarından biri kullanılarak hesaplanabilir. Eş. 4 ve Eş. 5’te modelin üzerinde gerçekleştirilecek deformasyondan kaynaklı yer değiştirme hesaplanması açık Euler metodu ile gösterilmiştir.

$$V(k+1) = V(k) + \frac{dt}{m} f_n \quad (4)$$

$$X(k+1) = X(k) + dt.V(k+1) \quad (5)$$

Burada  $dt$  simülasyon adım zamanını,  $m$  her bir noktanın kütlesini verir. Verilen bu formül ile oluşan deformasyonlar  $X(k+1)$

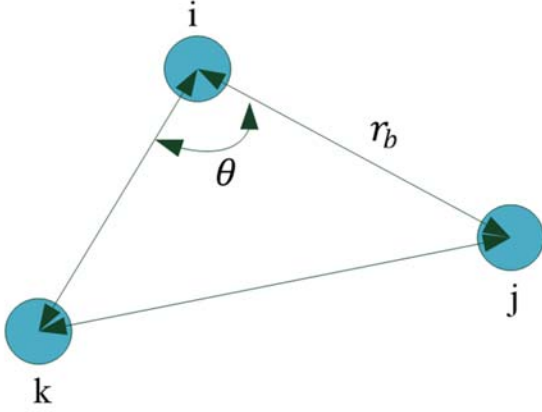


Şekil 2. MSS’ nin temsili kütle-yay modeli (Representative mass-spring model of MSS)

hesaplanır. Gerçek zamanlı modelleme performansı elde edilebilmesi için, bu hesaplamaların saniyede en az 24 kare olması gerekmektedir.

## 2.2. Moleküler modelleme sistemleri (Molecular modelling systems)

Moleküler modelleme kütle yay sistemlerine benzer bir yapı içerir. Deforme olabilen nesnenin atomlardan oluştuğu varsayılır ve atomlarında birbirlerine bağ kuvvetleri ile bağlı oldukları kabul edilir. Burada, KYS' deki kütle noktaları atom ile yaylar da bağ kuvvetleri yer değiştirmiştir. Bu benzerliğe rağmen iç kuvvet hesabı tamamen farklılaşmıştır.



Şekil 3. Moleküler modelleme sistemlerinde üçgen yapılar (Triangular structures in molecular modelling systems)

Moleküler modelleme metodunda atomlar arasındaki bağların uzunluklarının değişimi, bağlar arasındaki açının değişimi ve açı değişiminin neden olduğu bağ uzunluk değişiminden iç kuvvetler oluştuğu varsayılmıştır. Moleküler modelleme sisteminde, modeli oluşturan üçgen yapılar üzerine moleküler modelleme metodu geliştirilmiştir [49]. Bu modelde üçgen yapı Şekil 3'te verildiği gibi i, j ve k olmak üzere üç atomdan oluşur. Bu atomların oluşturduğu bağ açısı  $\theta$  olarak tanımlanmıştır. Atomlar arası bağlar ise  $r_b$  ile temsil edilmiştir.

MMS'de atomlar arasında var olduğu kabul edilen bağın oluşturduğu kuvvet bağın uzaması veya kısalması ile ilişkilidir. Bu ilişki Eş. 6'daki potansiyel enerji ile tanımlanmıştır.

$$\Phi_b = \sum_{atomlar} \frac{1}{2} K_b (r_b - r_0)^2 \quad (6)$$

Burada  $K_b$  bağ sabiti,  $r_0$  bağın denge durumunda uzunluğu ve  $r_b$  bağın simülasyon anında değişen uzunluğu olarak tanımlanır. Bu potansiyel enerjinin negatif gradyeni Eş. 7'de olduğu gibi bağ kuvvetini verir.

$$f = -\nabla\Phi \quad (7)$$

Buradan bağ uzunluklarının değişmesi ile oluşan bağ kuvveti Eş. 8'deki gibi hesaplanır.

$$f_b = -K_b (r_b - r_0) \vec{r}_b \quad (8)$$

Burada  $\vec{r}_b$  bağın yönünü verir. Bu kuvvet MSS de verilen kuvvet hesabı ile benzerdir. MMS de ek olarak bağ açı kuvveti de hesaplanır. Üçgenleri oluşturan atomların aralarındaki açıların değişimleri de bir potansiyel enerji formülü ile ifade edilir. Eş. 9'da üçgenlerin açı değişiminden kaynaklanan potansiyel enerjinin hesaplanması gösterilmiştir. Eş. 10'da bağ kuvvetinin hesaplanması gösterilmiştir.

$$\Phi_\theta = \sum_{bağlar} \frac{1}{2} K_\theta (\cos\theta - \cos\theta_0)^2 \quad (9)$$

$$f_\theta = -K_\theta [\cos\theta - \cos\theta_0] \vec{\theta} \quad (10)$$

Burada  $\vec{\theta}$  açı değişim yönünü verir. Bu yön açının karşısındaki kenarın (bağ) yönü olarak alınır. Moleküler modellemede bağ açısının değişimi ve buna bağlı olarak değişen bağ uzunlukları da bir kuvvet olarak modellenmiştir.

Germe-bükme (stretch-bend) kuvveti açının değişimi ile doğan potansiyel enerjinin dengelenmesi için açığı oluşturan bağların uzunluklarını değiştirmesi olarak tanımlanır. Eş. 11'de germe-bükme kuvvetinden oluşan potansiyel enerjinin hesaplanması gösterilmiştir.

$$\Phi_{b,\theta} = \sum_{üçgen} (\cos\theta - \cos\theta_0) [(r - r^0)_a + (r - r^0)_b] \quad (11)$$

Burada  $a$  ve  $b$  açılı oluşturan bağları ifade eder. Her üç kuvvetin toplamı moleküler modellemede oluşan toplam iç kuvveti verir. MMS için MSS de olduğu gibi bu toplam iç kuvvete dış kuvvet eklenerek her bir etki eden toplam kuvvet bulunur. Toplam kuvvet ile noktaların (atomlar) ivmeleri, hızları ve yer değiştirmeleri açık-kapalı Euler metodu ile bulunabilir.

## 3. Metodoloji (Methodology)

Bir simülasyon platformunun gerçekliğinin artırılması sadece görsel olarak iyi modellenmiş organ ve dokular ile sağlanamaz. Kullanıcı transformasyon komutlarının (döndürme, öteleme ve kesme gibi) sanal ortama doğru bir şekilde iletilmesi ve sanal ortamda oluşabilecek temas kuvvetlerinin de kullanıcıya gerçekçi bir şekilde yansıtılması gerekir. Kullanıcı ile simülasyon yazılımı arasındaki etkileşim dokusal cihazlar ile sağlanır. Kullanıcı dokusal cihaz modülü vasıtası ile sanal ortama müdahil olur ve bu alet vasıtası ile organa dokunma hissi verilir. Bir ameliyat simülasyonunun tüm bileşenleri Şekil 4'deki blok diyagramda gösterilmiştir. Buradan görüldüğü üzere simülasyon platformu temas modülü, simülasyon modülü, sanal ortam ve dokusal cihaz gibi birden fazla alt birimden oluşmaktadır.

### 3.1. Temas modülü (Collision module)

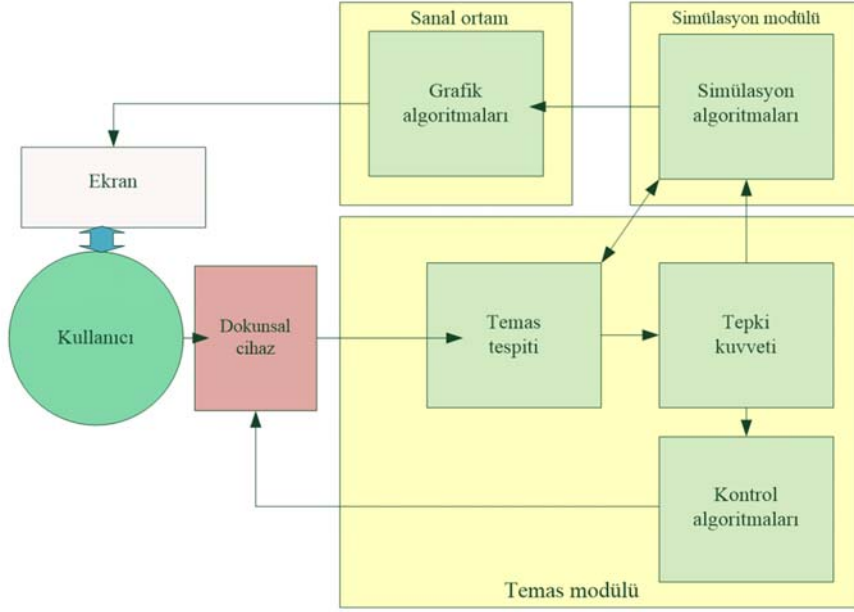
Temas modülü dokusal cihazın gerçek zamanlı olarak konumunu belirler ve dokusal alet ile (gerçekte ona bağlı olduğu varsayılan sanal ameliyat aleti) organ/dokuların temas edip etmediğini belirler. Eğer herhangi bir temas var ise bu temasın hangi noktadan olduğunu hesaplar. Bu modül ayrıca oluşan temastan dolayı doğan tepki kuvvetlerini hesaplar ve kontrol algoritması vasıtası ile dokusal cihaza iletir. Gelen bu kuvvet dokusal alet üzerindeki motorlar ile kullanıcıya kuvvet geri beslemesi olarak yansıtılır ve dokunma hissi ortaya çıkar. Temasın tespiti modülü dokusal alet ve simülasyon modülü ile etkileşimli olarak çalışır. Temas modülünün temasın tespiti, tepki kuvveti ve kontrol algoritması olmak üzere üç farklı alt birimi vardır.

Temas tespitinde sanal ortamda iki tür temas göz önüne alınmalıdır. Bunlardan birincisi sanal ortamda modellenmiş nesnenin kendi içinde yeni nesneyi oluşturan elemanların birbirleri ile yaptığı temas olan kendi kendine çarpışma, ikincisi ise oluşan temas ve nesnelere birbirleri ile olan iç çarpışmadır [50, 51]. Eğer nesne katı olarak modellenmiş ise, deformasyon yoktur ve sadece iç çarpışma dikkate alınır. Bu çalışmada ameliyat aletleri gibi nesnelere bazıları katı olarak ve diğerleri de organlar ve dokular gibi deforme olabilen özellikte modellenmiştir.

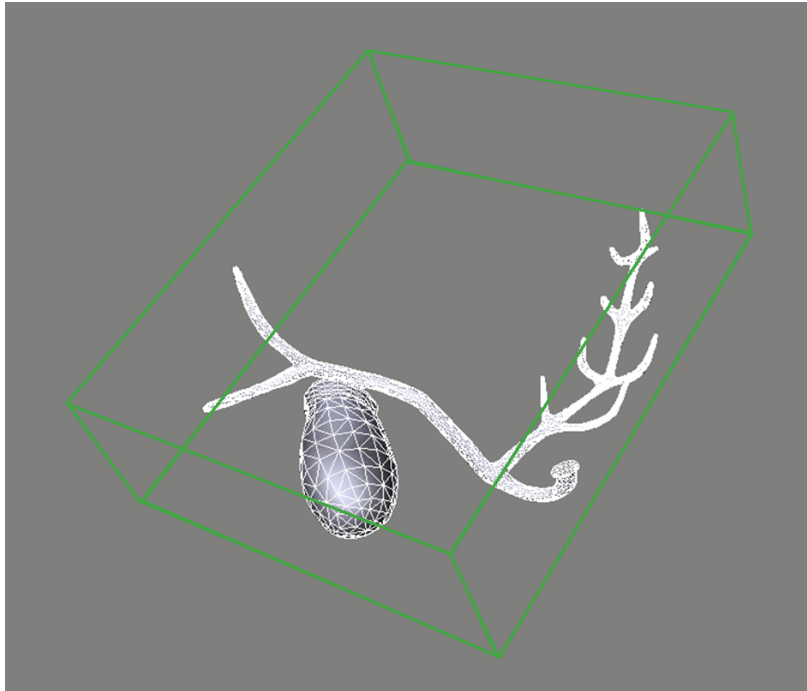
Simülasyonlarda sanal nesnelere genelde çok sayıda temel elemandan (üçgen veya üçgen prizma) oluşurlar. Temas modülünde en önemli konu, ameliyat aletinin ucu ile sanal organ nesnesinin temasının (çarpışmasının) ve üçgen kesim noktasının bulunmasıdır. Üçgen kesim noktalarının ortaya çıkarılması için genellikle çarpışma tespit algoritmaları kullanılmaktadır [52]. Çarpışma tespiti ve üçgen kesim noktalarının bulunması, sıklıkla eksen hizalı sınırlayıcı kutu (axis-aligned bounding boxes, AABB) ağaçları, küre ağaçları, yönlü sınırlayıcı kutu ağaçları (oriented bounding boxes, OBB) gibi sınırlayıcı hacim hiyerarşileri (bounding volume hierarchies, BVH) ile gerçekleştirilmektedir [53, 54]. Bu yöntemler ağaç yapısı olarak organize olduklarından hangi üçgenin temas ettiği hızlıca tespit edilir

ve doğru parçası-üçgen kesimi bulma algoritması sadece bir üçgene uygulanır. Bu çalışmada, üçgenlerin kesimini bulmak için, eksen hizalı sınırlayıcı kutular (axis-aligned bounding boxes, AABB) yöntemi kullanılmıştır. Eksen hizalı sınırlayıcı kutular metodu (AABB) temasın tespitini hızlandırmak için geliştirilmiş çok bilinen bir yöntemdir [55].

Sanal ortamdaki deforme olmayan ve deforme olabilen nesnelere çoğunlukla üçgen yapılarından oluşmaktadır. Temasın tespiti algoritmasının görevi ameliyat aletinin ucunun bu üçgenlerden hangisi veya hangilerini kestiğini (temas) bulmaktır. Şekil 5'te bir sınırlayıcı kutu içinde verilen safra organında olduğu gibi, sanal



Şekil 4. Simülasyon sistemin alt bölümleri (Sub-units of a simulator system)



Şekil 5. Safra organı ve onu çevreleyen sınırlayıcı kutu (BB) (The gallbladder organ and the bounding box surrounding it (BB))

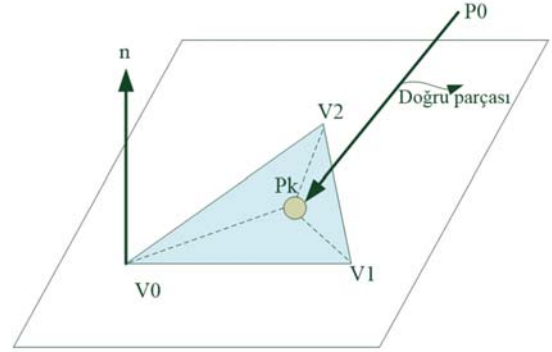
ortamdaki her bir nesne bir AABB içindedir. Sınırlayıcı kutular iki köşesindeki maksimum ve minimum noktaları ile tanımlanırlar.

Sahnede birden fazla nesne (deforme olabilen/olamayan) var ise, hangi nesnenin ameliyat aleti ile temas halinde olduğunu bulmak için çok basit ve hızlı bir matematiksel karşılaştırma gerekmektedir [56]. Bunun için, ameliyat aletinin ucunun sınırlayıcı kutu içinde olup olmadığının tespit edilmesi yeterli olacaktır

Hangi nesnenin temas halinde olduğu bulunduğundan sonra nesnenin tam olarak hangi noktasından temas halinde olduğunu belirlenmesi gerekir. AABB bir ağaç algoritması olduğundan yukarıdan aşağıya özyinelemeli olarak ilerler. En üst katmanda nesnenin tamamı, yani tüm üçgenler vardır. Nesneyi oluşturan üçgenlerin koordinatlarına bakılarak en uzun koordinat eksenini ( $x$ ,  $y$  veya  $z$ ) tespit edilir. Her bir özyineleme basamağında bu koordinat ekseninin orta noktasının altında ve üstünde kalacak şekilde üçgenler seçilerek bir alt katman oluşturulur. Bu alt katmalar da birer AABB içindedir. Bu işlem her bir AABB içinde yalnızca bir üçgen kalıncaya kadar devam eder. Dolayısı ile AABB ağacında  $n$  eleman (üçgenler) var ise bu ağacın  $n$  adet yaprağı (en alt katman sayısı, birer üçgen içeren) vardır. Şekil 6'da AABB için bir örnek ağaç yapısı verilmiştir. Modeli oluşturan nesnelere  $P0 - P7$  noktaları ile verilmiştir. İlk sınırlayıcı kutu tüm noktaları içerir. En uzun eksen boyunca orta nokta tespit edilir ve bu noktanın sağında (koordinat değeri bu noktadan büyük) ve solunda (koordinat değeri bu noktadan küçük) kalan noktalar tespit edilir. İkinci katmanda  $P0, P3, P4, P6, P7$  ve  $P1, P2, P5$  noktalarını içeren iki AABB bulunur. Üçüncü katman 4 AABB içerir ve en sonuna ulaşıldığında her bir AABB içinde bir nokta kalacaktır.

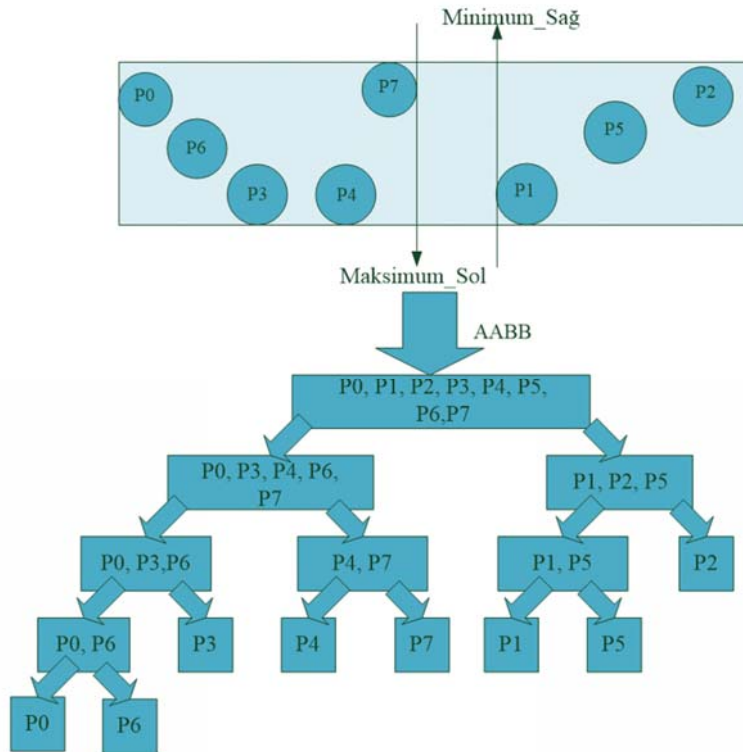
Ameliyat aletinin ucunun üçgeni kesip kesmediğinin bulunması ve eğer kesiyor ise temas noktasının hesaplanması bilgisayar grafikleri alanında çok çalışılan bir konudur. Ameliyat aletinin bir ucundan diğer ucuna olan mesafesi bir doğru parçası olarak düşünülebilir ve

ışın-üçgen kesişim algoritması kesim noktasının bulunması için kullanılabilir. Ameliyat aletinin başlangıç ve bitiş noktalarını bilmemektedir ve buradan doğru parçasının yönü ve uç noktası hesaplanabilir. Şekil 7'de bir kesişim durumu verilmiştir. Burada  $P0$  ameliyat aletinin başlangıç noktası  $Pk$  ise bitiş noktasıdır.  $Pk$  kesim noktasının bulunması için literatürde birden farklı algoritma kullanılabilir [56, 57]. Bu çalışmada Majercik *vd.* [58] tarafından önerilen algoritma kullanılmıştır. Üçgenin kesim noktası bulunduğundan sonra algoritma kesim noktasının üçgenin hangi noktasına daha yakın olduğunu hesaplamaktadır. En yakın nokta temas noktası olarak işaretlenmektedir.



Şekil 7. Doğru parçası-üçgen kesişimi,  $Pk$  kesim noktası (Line segment-triangle intersection,  $Pk$  intersection point)

Dokunsal aletin pozisyonuna göre, sanal nesnelere etkileşimden doğan kuvvetlerin hesaplanması ve tepki kuvvetinin oluşturulması dokunsal süreç olarak tanımlanır. Bu süreç temasın tespiti ile başlar ve dokunsal ucun konum bilgisinin elde edilmesi ve tepki kuvvetlerinin oluşturulmasını içerir. Dokunsal uç noktası nesne ile



Şekil 6. Eksen hizalı sınırlayıcı kutular metodu ağaç yapısı ile gösterimi (Representation of the axis-aligned bounding boxes method with tree structure)



temas sağladığında ve onu yüzeyden içe doğru ittiğinde veya çektiğinde temasın derinliğine göre bir tepki kuvveti hesaplanır. Derinlik arttıkça bu kuvvetin şiddeti de artar ve bu tepki kuvveti dokunma hissini oluşturur. İnsanın dokunma hissi çok hassastır ve işlem hızı en az 1000 Hz gerektirir. Bu dokunsal cihazın yaklaşık 1000 Hz'de çalışmasını zorunlu kılar [59]. Dokunsal ucun hareketine ve temas noktasının derinliğine göre tepki kuvveti ve sanal ucun konumu belirlenir. Şekil 8'de dokunsal kolun hareketinden dolayı oluşan sanal ortamda konum belirleme işlemi gösterilmiştir. Nesnenin iki boyutlu kesitinde UN (uç noktası), SUN (bir sonraki zaman basamağında dokunsal aletin geldiği yer), OUN (bir önceki zaman basamağında konumu) ve IUN (SUN noktasından yüzeye çizilen dikmenin yüzey ile kesiştiği ideal uç noktası) olmak üzere, eğer cisim katı ise, Şekil 8a'da olduğu gibi, dokunsal uç OUN den başlayıp IUN noktasına gelecektir ve hiçbir zaman SUN noktasına ulaşamayacaktır. Cisim deforme olabilen bir nesne ise, Şekil 8b'deki gibi deformasyon algoritması deformasyon miktarını hesaplayacak ve IUN yeni konumuna atanacaktır.

Tepki kuvvetinin belirlenmesi için SUN ile IUN arasında sanal bir yay olduğu varsayılır. Bu durum iki nokta arasındaki mesafeye göre Eş. (12)'deki yay teoreminden tepki kuvvetinin hesaplanması gösterilmiştir. Hesaplanan bu tepki kuvveti kontrol algoritması vasıtasıyla dokunsal cihaza iletilir.

$$f_t = -K_t \cdot X \quad (12)$$

Temas modülünün bir diğer bileşeni olan kontrol algoritmasının işlevi sanal ortamda hesaplanan tepki kuvvetini alarak dokunsal kol üzerindeki motorları sürmek ve kullanıcıya gerçekçi bir dokunma hissi oluşturmaktır. Bu algoritma oluşan tepki kuvvetinin yönü ve şiddetine göre hangi motorun ne miktarda tork üreteceğini hesaplar.

Bu çalışma kapsamında temas anında motorlar maksimum tork üretecek şekilde sürülmüşlerdir. Bu durum temasın hissedilmesini sağlamaktadır.

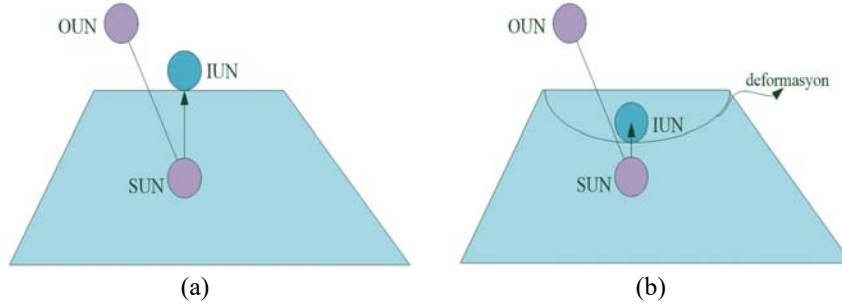
### 3.2. Simülasyon modülü ve yazılımı (Simulation module and software)

Bir ameliyat simülatörünün platformu Şekil 9'da görüldüğü gibi üç temel unsurdan oluşur. Tüm hazırlık süreçlerini içeren "Ön-İşlemler" bloğu simülatörde kullanılacak organların, dokuların, mesh modellerin, desenlerin renklerin, ilgili metinlerin ve ilgili senaryoların hazırlandığı birimdir. Simülatörün uygulama bloğunda ise bir tasarımcı tarafından 3B çizim programları kullanılarak organların ve dokuların 3B modelleri çizilir. Çizim programları ile elde edilen modeller simülasyon algoritmalarının kullanılabileceği formata uyarlanır. Bu işlem uygun mesh yapının (üçgenlerden oluşan) elde edilmesi ile başlar. Dokunsal cihaz bloğunda da simülasyon yazılımı ile kullanıcı arasında temas modülü yardımı ile kullanıcı etkileşimi sağlanır.

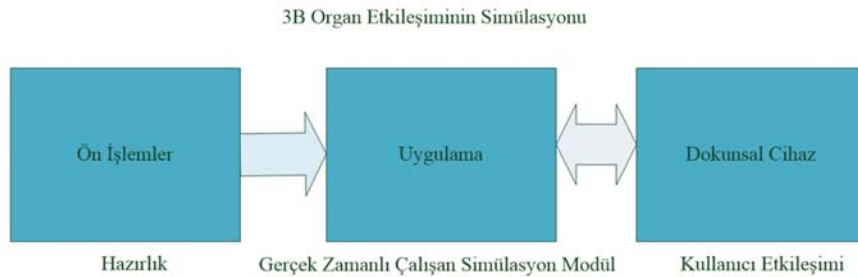
Gerçek zamanlı çalışan simülasyon modülü, simülatör platformunun temel yazılımlarını ve simülasyon döngülerini içeren modüldür ve tüm sistemi çalıştıran birimdir. Temel olarak bu modülün alt bileşenleri Şekil 10'da gösterilmiştir. Mesh yapılar için her bir üçgen köşe noktalarının, kenar uzunlukları ve bunlar (üçgen, köşe nokta ve kenar) için komşuluk ilişkilerinin belirlenmesi de sağlanmıştır. Görüntüleme / fare / klavye işlemleri gibi bileşenleri barındıran grafik modülünün tamamı, her platformda çalışmasının yanında grafik kartları ile uyumlu olması ve hızlı çalışması nedeniyle OpenGL kütüphaneleri kullanılarak yazılmıştır.

### 3.3. Dokunsal cihaz tasarımı (Design of haptic device)

Bu çalışma geliştirilen bir simülasyon yazılımı üzerinde, ameliyat aletlerinin ve organların/dokularının modellenmesi ve deformasyon



**Şekil 8.** (a) Haptik ucun hareketine göre sanal ortamdaki pozisyonunun katı cisimler için belirlenmesi, (b) Deformasyon durumunda sanal ucun pozisyonunun belirlenmesi  
((a) Determining the position of the haptic end in the virtual environment according to its motion for solid objects, (b) Determining the position of the virtual end in case of deformation)



**Şekil 9.** Simülatörün temel bileşenleri (Basic components of the simulator)

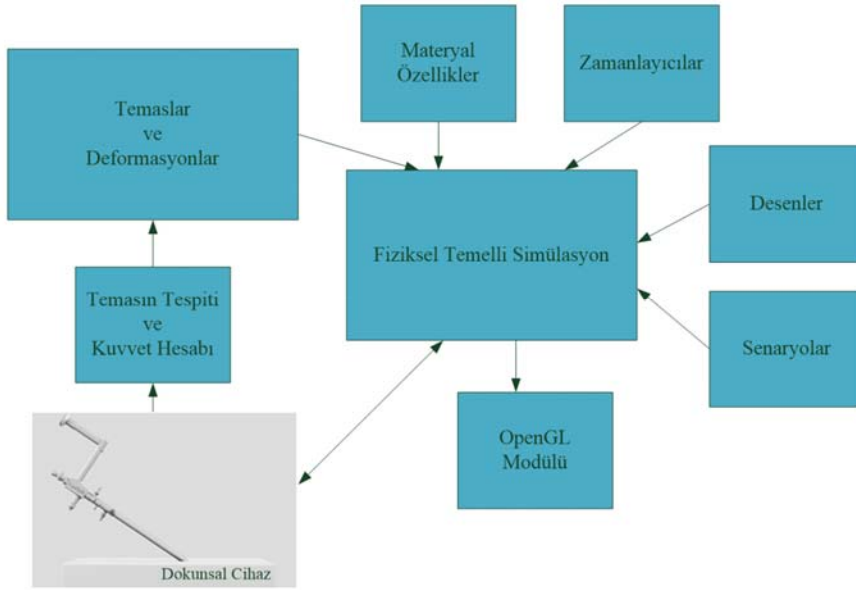
algoritmalarının uygulanması için deney düzeneğine entegre bir dokunsal cihazın tasarlanması ve test edilmesi de sağlanmıştır. Dokunsal cihazın gereksinimleri, çalışma hacmi, serbestlik dereceleri, haberleşme yazılımları ve testleri konularında katkılar sunulmuştur. Dokunsal cihaz, deneysel çalışmalar için mekanik olarak üretilmiş ve elektronik olarak sürülmüştür. Çalışma kapsamında tasarlanan dokunsal cihaz ve bileşenleri Şekil 11'de gösterilmiştir.

#### 4. Deneysel Çalışmalar (Experimental Studies)

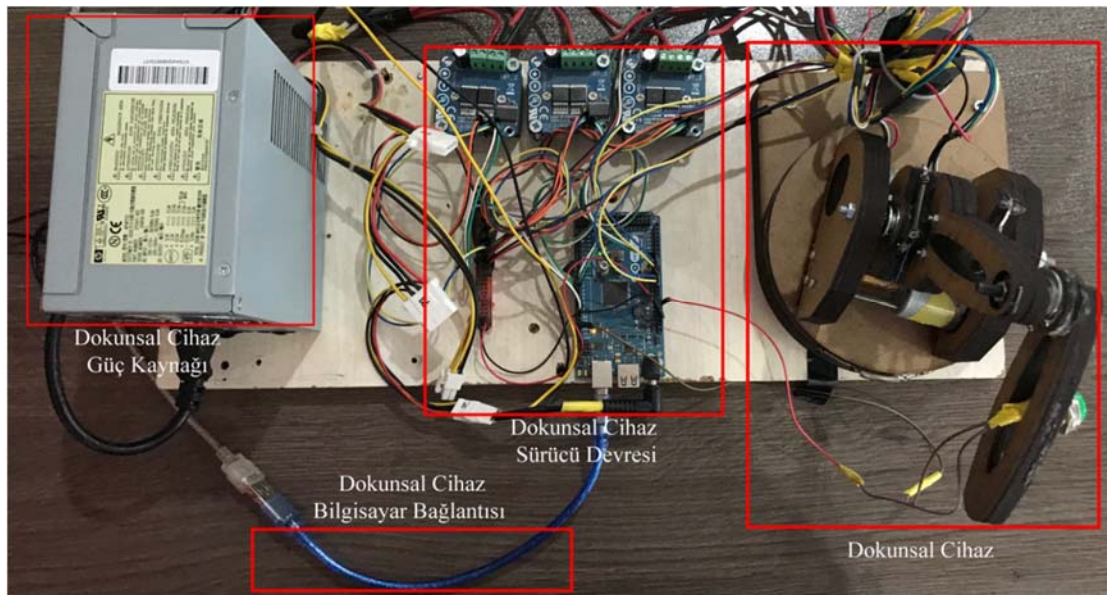
Bu çalışmada, insan vücudunda bulunan 3B anatomik yapılarına uygun şekilde modellenen organların ve dokuların, kütle yay metodu ve moleküler modelleme deformasyon algoritmaları ile benzetimlerinin yapılabilmesi için bir simülasyon yazılım platformu geliştirilmiştir. Geliştirilen simülasyon üzerinde, tasarlanan dokunsal

cihaz ile organ üzerine temas uyguladığında model üzerinde gerçekleşen deformasyonun gerçekleşmesi sayesinde geri bildirim sağlanmıştır. Çalışma kapsamında geliştirilen simülasyon üzerindeki tüm benzetimler, OpenGL kütüphanesindeki C++ programlama dili ile yazılmış fonksiyonlar kullanılarak gerçek zamanlı olarak gerçekleştirilmiştir. Bu çalışma kapsamında tasarlanan deneysel düzenek ve bileşenleri Şekil 12'de gösterilmiştir.

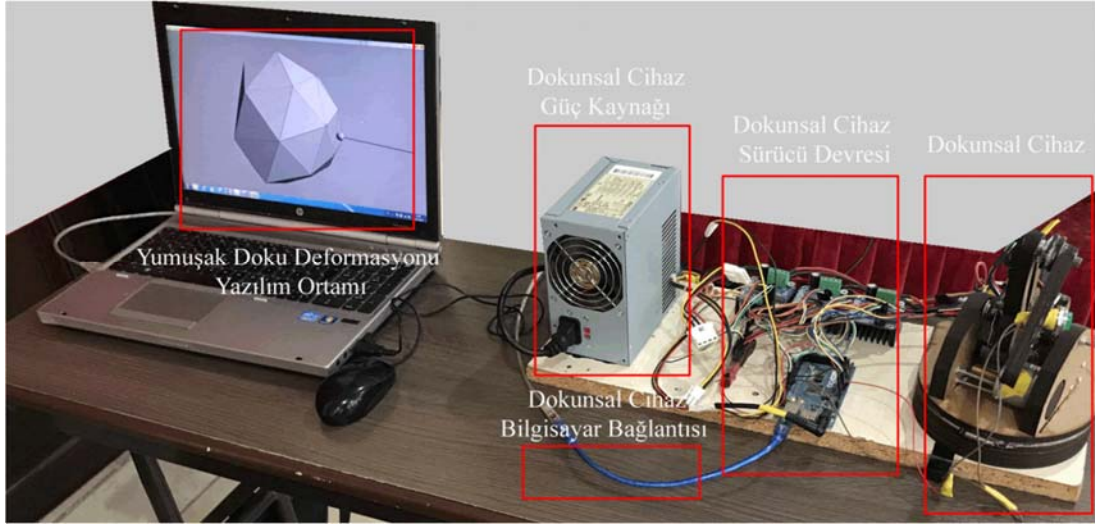
Çalışmada geliştirilen simülasyonda dokunsal cihaz için bir arayüz yazılımı tasarlanmıştır. Bu arayüz cihazın sanal ortam ile haberleşmesinde, kullanıcı hareketlerinin sanal ortama ve sanal ortamdaki etkileşimin görüntülenmesinde ve kullanıcıya iletiminde kullanılmıştır. Deneysel düzenek ile geliştirilen simülasyon yazılım platformunun haberleşmesi için geliştirilen ara yüz ortamı Şekil 13'te gösterilmiştir.



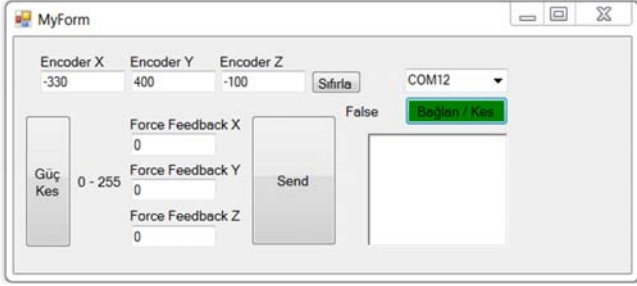
Şekil 10. Simülasyon modülü platformunun temel bileşenleri (Basic components of the simulator module platform)



Şekil 11. Çalışma kapsamında tasarlanan deneysel düzeneğe entegre dokunsal cihaz ve bileşenleri (The haptic device and its components designed within the scope of the study)



Şekil 12. Çalışma kapsamında tasarlanan deneysel düzenek ve bileşenleri  
(Experimental setup and components designed within the scope of this study)



Şekil 13. Simülasyon ile deneysel düzeneğin haberleşmesi için geliştirilen haberleşme yazılımının arayüzü  
(The interface environment developed for the communication between the simulation and the experimental setup)

Simülasyon ortamında sanal organ modelleri üçgen veya üçgen prizma temel elemanlarından oluşmaktadır. Şekil 14'te gerçek organlara yakın olarak modellenmiş bazı sanal simülasyon modelleri gösterilmiştir. Bu sanal modeller, üçgenlerin birleşiminden oluşan ağ yapıları ile birbirine bağlanmıştır. Simülasyon platformu simülasyonda kullanılacak ameliyat aletlerinin 3B modellerini de içermelidir. Şekil 15'te simülasyon yazılımında oluşturulmuş bazı ameliyat aletlerinin 3B modelleri verilmiştir. Bu aletlerin gerçekleri dokunsal kolla takılarak kullanıcı tarafından kullanılmakta olup, sanal modeller ise grafik ekranın kullanılır.

Tablo 1'de çalışma kapsamında modellenen bazı organ ve yumuşak dokuların üçgen ve nokta sayıları ile temas esnasında tespit edilen frekans ve yumuşak dokunun görüntülenmesinde saniye başına düşen kare sayısı istatistikleri verilmiştir. Simülasyon platformunda, üçgenlerin çok sayıda olması şeklin daha detaylı ve gerçekçi görünmesini sağlayacaktır. Temas tespit algoritması ameliyat aletinin bu üçgenlerden hangisini kestiği bulunmaktadır. Deformasyon algoritmaları ise bu üçgenlerin temas sonrasında aldığı yeni pozisyonlarını tespit etmektedir. Geliştirilen simülasyon platformu farklı yumuşak doku modelleri ile başarı ile test edilmiştir. Tablodan da görülebileceği gibi, yazılımı oluşturan temasın tespiti, tepki kuvveti, gerçek zamanlı görüntüleme ve deformasyon sonuçlarının görsel açıdan ve hız olarak istenilen seviyede olduğu görülmüştür. Şekil 16'da 66 üçgen ve 45 noktadan oluşturulmuş 3B basit bir yumuşak doku modeli üzerinde bir sanal alet ile kullanıcı etkileşimi görülmektedir. Simülasyon ortamında 3B yapay model üzerinde

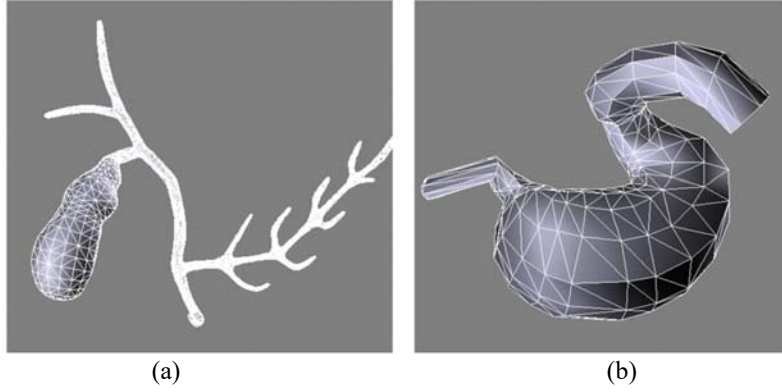
dokunma, tutma, çekme ve itme esnasında oluşan deformasyonun simülasyonu sırasıyla gösterilmiştir.

Simülasyon platformunda, daha karmaşık bir model olan ve 600 nokta ve 1196 üçgen içeren dalak organı için temasın tespiti ve deformasyonların simülasyonu da gerçekleştirilmiştir. Simülasyon ortamında Şekil 17'deki üçgen yapı ile oluşturulmuş 3B yapay dalak organ modeli üzerinde dokunma, çekme, itme için ilk temas ve itme için nihai temas esnasında oluşan deformasyonun simülasyonu sırasıyla gösterilmiştir. Dalak organı için sanal modeller üzerindeki deformasyon işlemleri incelendiğinde görsel olarak gerçekçi sonuçlar elde edildiği görülmektedir.

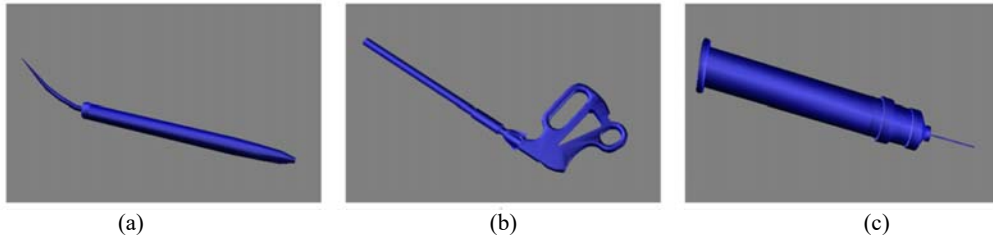
Bir başka simülasyon ise safra organı üzerinde gerçekleştirilmiştir. Safra 5400 nokta ve 10782 üçgen ile modellenmiştir. Şekil 18'deki üçgen yapı ile oluşturulmuş 3B yapay safra organ modeli üzerinde ilk temas ve çekme esnasında oluşan deformasyonun simülasyonu sırasıyla gösterilmiştir. 10 binden fazla üçgenle oluşan safra organı için de gerçek zamanlı olarak deformasyon simülasyonu başarılı bir şekilde yapılabilmektedir.

Bu çalışmada kapsamında geliştirilen simülasyon yazılım ortamında, yumuşak dokuların deformasyonu için yapılan bir başka simülasyon Şekil 19'da sunulmuştur. Burada, 3996 üçgen ve 2000 noktadan oluşan yapay böbrek organında bulunan bir böbrek taşının laparoskop aracılığıyla dokunsal cihaz kullanılarak çıkarılması benzetilmiştir. Buradan da görülebileceği gibi, geliştirilen dokunsal cihaz destekli simülasyon ile bir yumuşak doku olan böbrekten bir taşın çıkarılmasının deformasyonu başarılı bir şekilde uygulanmıştır.

Bu çalışmada, yumuşak dokuların deformasyonunun simülasyonu için geliştirilen dokunsal cihaz destekli yazılım platformu, 6 tecrübeli uzman (U1, U2, U3, U4, U5, U6) ve 5 acemi (A1, A2, A3, A4, A5) olmak üzere toplamda 11 kullanıcı tarafından test edilerek, performans analizleri yapılmıştır. Uzman kullanıcılar daha önce bu veya benzeri başka bir simülasyonu defalarca kullanarak yumuşak dokuların deformasyonunu uygulayan tecrübeli kişilerden (doktor) seçilmiştir. Acemi kullanıcılar ise daha önce bu veya benzeri başka bir sistemde, yumuşak dokuların simülasyonunu deneyimlememiş doktorlardan oluşmaktadır. Uzman ve acemi kullanıcılar yumuşak dokuların deformasyonu için çalışma kapsamında modellenen basit doku modeli, dalak, böbrek ve safra yapay organlarının yüzey deformasyonunun simülasyonunu gerçekleştirmişlerdir. Yumuşak



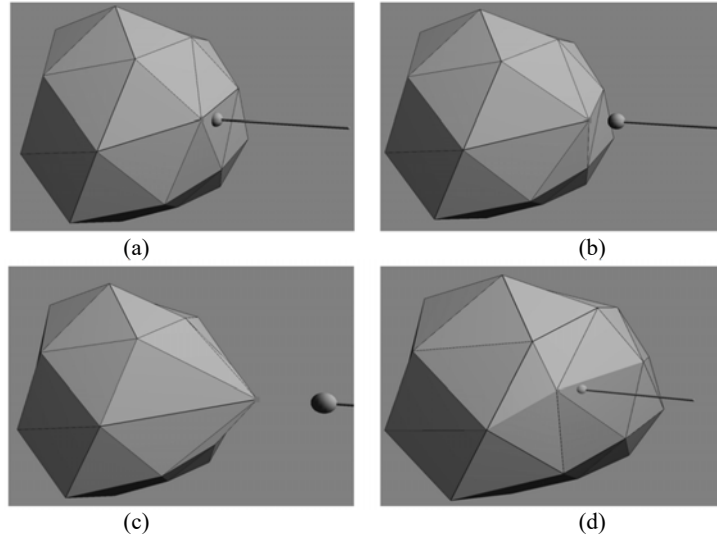
**Şekil 14.** (a) Safra ve (b) mide organlarının üçgensel ağ yapıları ile gerçek organlara yakın olarak çizilmiş modelleri (Triangular network structures of (a) gallbladder and (b) stomach organs and models drawn similar to real organs)



**Şekil 15.** Ameliyat için kullanılan bazı medikal aletlerin simülör platformunda 3B modellenmesi, (a) tutucu, (b) laparoskop, (c) şırınga (3D modeling of some medical instruments used for surgery on the simulator platform, (a) holder, (b) laparoscope, (c) syringe)

**Tablo 1.** Çalışma kapsamında modellenen bazı organ ve yumuşak dokuların üçgen ve nokta sayıları (Triangle and vertices numbers of some soft tissues modeled within the scope of the study)

Yumuşak doku / organ modeli	Üçgen sayısı	Nokta sayısı	Temas tespit frekansı (Hz)	Saniye başına düşen kare sayısı (fps)
Basit doku modeli	66	45	1000	24
Dalak	1196	600	1000	24
Böbrek	3996	2000	1000	24
Safra	10782	5400	1000	24

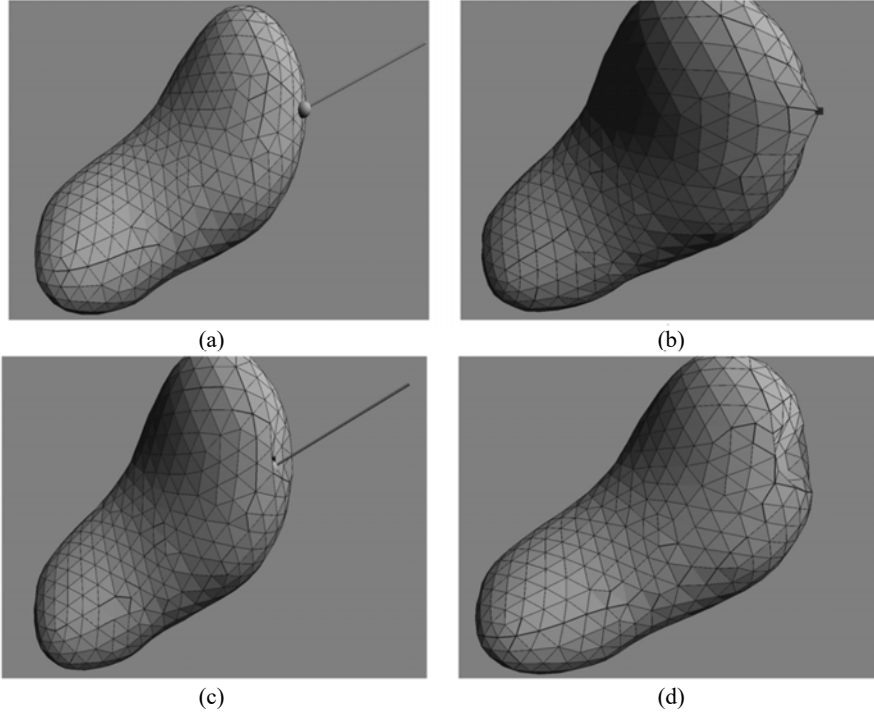


**Şekil 16.** Simülör ortamında 3B bir yapay yumuşak doku modeli üzerinde (a) dokunma, (b) tutma, (c) çekme ve (d) itme esnasında oluşan deformasyonun simülasyonu (Deformation simulation that occurs during (a) collision, (b) holding, (c) pulling and (d) pushing on the 3D artificial model in the simulator environment)

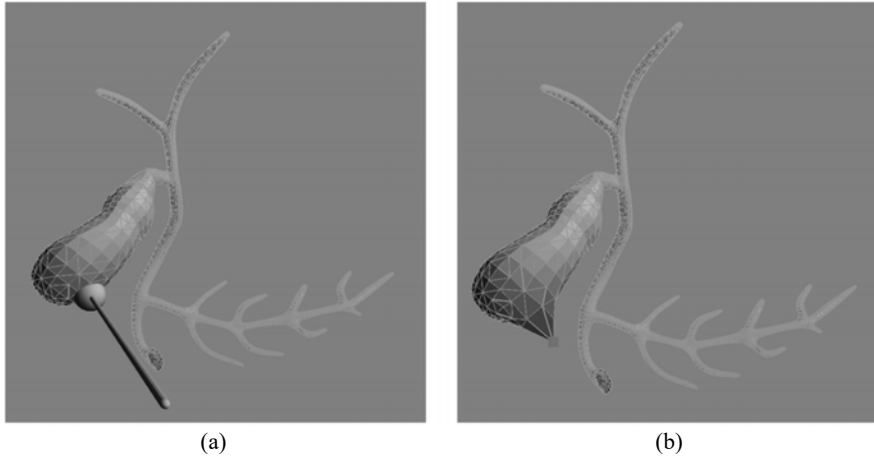
doku deformasyonlarının simülasyonunu yapacak her bir kullanıcıya işlem prosedürleri, bir bilirkişi eşliğinde önceden gösterilmiştir. Daha sonra her bir kullanıcı, gruplar halinde veya tek başlarına simülasyon

süreçlerini dokunsal cihaz kullanarak, geliştirilen simülasyon yazılım platformunun kullanıcı arayüzünde her bir yumuşak doku veya organ için uygulamışlardır. Tablo 2’de basit yumuşak doku modeli, dalak,





**Şekil 17.** 3B yapay dalak organ modeli üzerinde dokunma, çekme itme için ilk temas ve itme için nihai temas esnasında oluşan deformasyonun simülasyonu (Simulation of the deformation that occurs during the collision, pulling, first collision for pushing and the last collision for pushing on the 3D artificial spleen organ model)

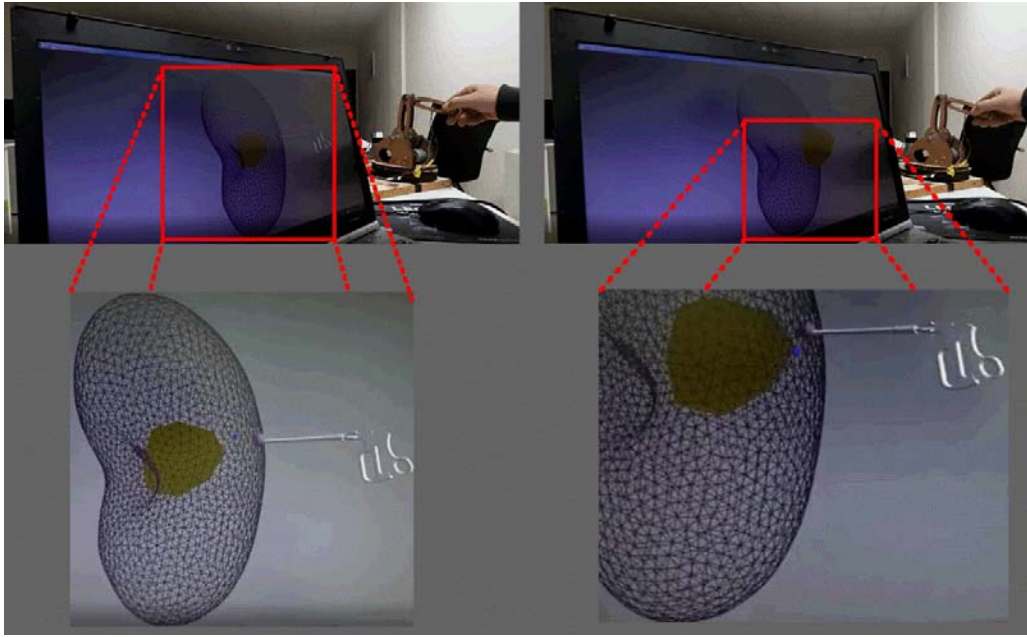


**Şekil 18.** 3B yapay safra organ modeli üzerinde ilk temas ve çekme esnasında oluşan deformasyonun simülasyonu (Deformation simulation that occurs during the first collision and pull on the 3D artificial gallbladder model)

ve safra yapay organları için itme çekme sırasındaki, böbrek yapay organından taş çıkarılması sırasındaki deformasyonun simülasyonu esnasında uzman ve acemi kullanıcıların simülasyon (operasyon) süreleri görülmektedir. Her bir kullanıcının simülasyon sırasındaki operasyon süresi, her bir yumuşak doku için aynı prosedürü (deformasyonu) üç kez uygulamaları sonucunda oluşan toplam sürenin ortalaması olarak alınmıştır. Buradan, uzman kullanıcıların ve sistemi deneyimleyenlerin her bir yumuşak doku için daha kısa simülasyon (operasyon) süresi elde ettikleri çıkarılabilir. Ayrıca, yumuşak dokulardaki karmaşıklık ve operasyonun zorluğunun artışına paralel olarak, simülasyon (operasyon) sürelerinin de arttığı söylenebilir. Bu çıkarımı, böbrekten taş çıkarma simülasyonundaki operasyon süresinin, diğer yumuşak doku operasyon sürelerine göre daha yüksek olması doğrulamaktadır.

Çalışmada, 3B yumuşak dokularda oluşan deformasyonun simülasyonu için ayrıca geliştirilen platformun uzman ve acemi kullanıcılar için deneyimlerin geri bildirimleri de toplanmıştır. Tablo 3'te simülasyonun kullanımı için kullanıcı deneyimlerinin değerlendirilmesine ait sonuçlar verilmiştir. Değerlendirme sonuçları toplamda 11 uzman ve acemi kullanıcı için görsel doğruluk, kullanım kolaylığı, dokunsal geri bildirim etkinliği, öğrenme güvenilirliği ve yardımcı araç desteği kriterleri açısından; çok iyi, iyi ve geliştirilmeli seçenekleri bazı alınarak kullanım sonrası yapılan yüz yüze anketler ile elde edilmiştir. Kullanıcı deneyimlerine göre, bu çalışma kapsamında 3B yumuşak dokuların deformasyonun simülasyonu için geliştirilen yazılım platformunun büyük oranda çok iyi ve iyi olarak değerlendirildiği, ancak yine de, özellikle dokunsal geri bildirim başta olmak üzere, platformun bazı açılardan geliştirilmesinin gerekli





**Şekil 19.** Geliştirilen simülasyon yazılım ortamında yapay böbrek yumuşak dokusunda bulunan bir böbrek taşının laparoskop aracılığıyla dokunsal cihaz kullanılarak çıkarılmasının benzetimi (Simulation of the removal of a kidney stone in an artificial kidney soft tissue using a haptic device via laparoscope in the developed simulator software environment)

**Tablo 2.** Yumuşak dokuların deformasyonunun simülasyonu esansında uzman ve acemi kullanıcıların simülasyon (operasyon) süreleri (Operation times for expert and novice users during the simulation of soft tissue deformation)

Kullanıcı tipi	Kullanıcı	Simülasyon (operasyon) süresi (sn)				Ortalama
		Basit doku modeli (itme ve çekme)	Dalak (itme ve çekme)	Böbrek (taş çıkarma)	Safra (itme ve çekme)	
Acemi kullanıcılar	A1	22	25	42	26	28,75
	A2	25	29	44	28	31,50
	A3	28	32	46	29	33,75
	A4	21	23	39	22	26,25
	A5	20	21	39	20	25,00
	Ortalama	23.20	26.00	42.00	25.00	
Uzman kullanıcılar	U1	17	22	36	23	24,50
	U2	15	19	33	21	22,00
	U3	15	20	34	20	22,25
	U4	19	25	38	24	26,50
	U5	18	25	38	24	26,25
	U6	20	26	40	26	28,00
	Ortalama	17.33	22,83	36,50	23,00	

**Tablo 3.** Simülasyon için kullanıcı deneyimlerinin değerlendirilmesi (Evaluation of user experiences for the simulator)

Değerlendirme kriterleri	Kullanıcı deneyimlerinin değerlendirilmesi (n=11)		
	Çok iyi (%)	İyi (%)	Geliştirilmeli (%)
Görsel doğruluk	7 (63,64)	3 (27,27)	1 (9,09)
Kullanım kolaylığı	6 (54,55)	3 (27,27)	2 (18,18)
Dokunsal geri bildirim etkinliği	5 (45,45)	3 (27,27)	3 (27,28)
Öğrenme güvenilirliği	6 (54,55)	4 (36,36)	1 (9,09)
Yardımcı araç desteği	8 (72,73)	2 (18,18)	1 (9,09)

(n: kullanıcı sayısı)

olduğu çıkarılmıştır. Ayrıca, geliştirilen simülasyonun daha kapsamlı kullanıcı deneyimlerinin alınması ve sonuçlarının değerlendirilerek, platformda bu doğrultuda geliştirmeler yapılması gerekliliği de açıktır.

## 5. Sonuçlar (Conclusions)

Bu çalışmada, insan vücudu içerisinde bulunan dalak, böbrek ve safra gibi yumuşak dokuya sahip organların deformasyon algoritmaları ile

benzetimlerinin yapılabilmesi için hekimlerin ameliyat prosedürlerini içerecek şekilde bir simülasyon yazılım platformu geliştirilmiştir. Geliştirilen simülasyon platformu kullanılarak farklı yumuşak doku modelleri üzerinde deformasyonun simülasyonu ile başarı ile test edilmiştir. Ayrıca simülasyon ortamında 11 acemi ve uzman kullanıcı için simülasyon geri bildirimleri toplanmış ve her bir yumuşak doku için kullanıcıların elde ettikleri operasyon süreleri karşılaştırılmıştır. Yürütülen deneysel çalışmalar ve istatistiksel analizler neticesinde, gerçekleştirilen yazılım platformunun temas

tespiti, tepki kuvveti, gerçek zamanlı benzetim ve deformasyon sonuçlarının görsel olarak ve hız açısından istenilen seviyede olduğu görülmüştür.

Simülasyon platformunda organlar anatomik yapılarına uygun şekilde 3B olarak modellenmiştir. Geliştirilen simülator yazılımı üzerinde, tasarlanan dokunsal cihaz donanımı ile organ üzerine dokunulduğunda ya da çekme kuvveti uyguladığında model üzerinde gerçekleşen deformasyonun gerçekleşmesi sayesinde geri bildirim sağlanmıştır. Böylece yazılım üzerindeki organda meydana gelen deformasyon izlenebilmiştir ve çalışma kapsamında bir dokunsal cihazın tasarlanması, üretilmesi ve test edilmesi de sağlanmıştır. Dokunsal cihazın gereksinimleri, çalışma hacmi, serbestlik dereceleri, haberleşme yazılımları ve testleri gibi birçok alanda katkı sunulmuştur.

Çalışmada, zengin grafikli 3B modellerdeki deformasyonun alınabilmesi için kütle yay ve moleküler modelleme yöntemleri kullanılmıştır. Ek olarak, dokunsal cihaz ile modellenmiş örgü yapısı içerisinde hangi noktaya temas edildiğinin tespiti için çarpışma tespiti (collision detection) yöntemi tercih edilmiştir. Çalışmada geliştirilen simülator üzerindeki tüm benzetimler, OpenGL kütüphanesi içerisinde bulunan C++ programlama dili ile yazılmış fonksiyonlar kullanılarak gerçek zamanlı olarak gerçekleştirilmiştir.

Simülasyonda tutucu, laparoskop ve şırınga gibi ameliyat aletler gerçek boyutlarına uygun olarak sanal ortamda modellenmiştir. Aynı zamanda çalışmada anatomik yapıya uygun olarak dalak, böbrek ve safra organlarının 3B olarak modellenmesi ve yumuşak dokuların yüzeysel deformasyonu gerçekleştirilmiştir. Dalak modeli 1196 üçgen ve 600 noktadan oluşurken, yapay böbrek organı ise 3996 üçgen ve 2000 noktadan meydana gelmektedir. Safra modeli ise 10782 üçgen ve 5400 noktadan oluşmaktadır. Meydana gelen deformasyonun gözlemlenmesinde kütle yay sistemi metodu ve moleküler modelleme metodu kullanılmıştır. Kütle yay sisteminde matematiksel işlem yoğunluğu fazladır. Görsel ve çalışma prensibi olarak iki yöntemde birbirine benzerdir ve gerçek zamanlı olarak çalıştığı gözlemlenmiştir. Bu modül renk, desen, ışık ve materyal özellikleri de barındırmaktadır ve gerçek zamanlı olarak deformasyonun görüntülenmesi ve tüm sahnenin güncellenmesini içermektedir. Geliştirilen bu yazılımlar bir ameliyat simülatorünün temel elemanlarıdır ve farklı simülatorlerin geliştirilmesinde kullanılabilirler.

Çalışma kapsamında dokunsal cihaz için bir haberleşme arayüz yazılımı da tasarlanmıştır. Bu ara yüz cihazın sanal ortam ile haberleşmesinde, kullanıcı hareketlerinin sanal ortama ve sanal ortamdaki etkileşimin görüntülenmesinde ve kullanıcıya iletiminde kullanılmıştır. Simülatorün geliştirilme süreci çalışma kapsamında geliştirilen yazılımlar ve modellemeler ile devam etmektedir.

#### Teşekkür (Acknowledgement)

Bu çalışmanın yazarları, çalışmanın bazı bölümlerine ilişkin uzman görüşü için Prof. Dr. Alpaslan Duysak ve simülatorü kullanarak deneyimlerini sunan uzman ve acemi katılımcılara teşekkür etmektedir.

#### Kaynaklar (References)

1. Volkaner B., Sozen S. N. Omurlu V. E., Realization of a desktop flight simulation system for motion-cueing studies, *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 13 (3), 85, 2016.
2. Ruiz S., Aguado C. Moreno R., Educational simulation in practice: a teaching experience using a flight simulator, *Journal of Technology and Science Education*, 4 (3), 181-200, 2014.

3. Gómez A. E., Santos T. C. d., Massera C. M., Neto A. d. M. Wolf D. F., *Driving Simulator Platform for Development and Evaluation of Safety and Emergency Systems*, arXiv preprint arXiv:1802.04104, 2018.
4. Slob J., State-of-the-art driving simulators, a literature survey, *DCT report*, 107 2008.
5. Taheri S. M., Matsushita K. Sasaki M., Virtual reality driving simulation for measuring driver behavior and characteristics, *Journal of transportation technologies*, 7 (02), 123, 2017.
6. Hamza-Lup F. G., Bogdan C. M., Popovici D. M. Costea O. D., A survey of visuo-haptic simulation in surgical training, arXiv preprint arXiv:1903.03272, 2019.
7. Zhang S., Gu L., Huang P. Xu J., Real-time simulation of deformable soft tissue based on mass-spring and medial representation, *International Workshop on Computer Vision for Biomedical Image Applications*, 419-426, 2005.
8. Nedel L. P. Thalmann D., Real time muscle deformations using mass-spring systems, *Proceedings. Computer Graphics International (Cat. No. 98EX149)*, 156-165, 1998.
9. Delingette H., Cotin S. Ayache N., A hybrid elastic model allowing real-time cutting, deformations and force-feedback for surgery training and simulation, *Proceedings Computer Animation 1999*, 70-81, 1999.
10. Ballit A., Mougharbel I., Ghaziri H. Dao T.-T., Computer-aided parametric prosthetic socket design based on real-time soft tissue deformation and an inverse approach, *The Visual Computer*, 1-19, 2021.
11. Dankelman J., Surgical simulator design and development, *World journal of surgery*, 32 (2), 149-155, 2008.
12. Omar N., Zhong Y., Smith J. Gu C., Local deformation for soft tissue simulation, *Bioengineered*, 7 (5), 291-297, 2016.
13. Lim Y.-J., Hu J., Chang C.-Y. Tardella N., Soft tissue deformation and cutting simulation for the multimodal surgery training, *19th IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS'06)*, 635-640, 2006.
14. Varalakshmi B., Thriveni J., Venugopal K. Patnaik L., Haptics: state of the art survey, *International Journal of Computer Science Issues (IJCSI)*, 9 (5), 234, 2012.
15. Lin Y., Wang X., Wu F., Chen X., Wang C. Shen G., Development and validation of a surgical training simulator with haptic feedback for learning bone-sawing skill, *Journal of biomedical informatics*, 48 122-129, 2014.
16. Westwood J., Development of a Patient-Specific Surgical Simulator for Pediatric Laparoscopic Procedures, *Medicine Meets Virtual Reality 21: NextMed/MMVR21*, 196 360, 2014.
17. Chen X., Sun P. Liao D., A patient-specific haptic drilling simulator based on virtual reality for dental implant surgery, *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 13 (11), 1861-1870, 2018.
18. Nealen A., Müller M., Keiser R., Boxerman E. Carlson M., Physically based deformable models in computer graphics, *Computer graphics forum*, 809-836, 2006.
19. Bro-Nielsen M., Finite element modeling in surgery simulation, *Proceedings of the IEEE*, 86 (3), 490-503, 1998.
20. Koch R. M., Roth S. M., Gross M. H., Zimmermann A. P. Sailer H. F., A framework for facial surgery simulation, *Proceedings of the 18th spring conference on Computer graphics*, 33-42, 2002.
21. Chanthasopeephan T., Desai J. P. Lau A. C., Modeling soft-tissue deformation prior to cutting for surgical simulation: finite element analysis and study of cutting parameters, *IEEE transactions on biomedical engineering*, 54 (3), 349-359, 2007.
22. Wu X., Downes M. S., Goktekin T. Tendick F., Adaptive nonlinear finite elements for deformable body simulation using dynamic progressive meshes, *Computer Graphics Forum*, 349-358, 2001.
23. Meriç D., Gedikli H., Numerical investigation of energy absorption behaviors of variable thickness tubes, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 35 (4), 1939-1956, 2020.
24. Nealen A., Müller M., Keiser R., Boxerman E. Carlson M., Physically based deformable models in computer graphics, *Eurographics 2005 Star-State of the art report*, 2005.
25. Mollemans W., Schutyser F., Nadjmi N., Maes F. Suetens P., Predicting soft tissue deformations for a maxillofacial surgery planning system: from computational strategies to a complete clinical validation, *Medical image analysis*, 11 (3), 282-301, 2007.

26. Lloyd B., Székely G. Harders M., Identification of spring parameters for deformable object simulation, *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 13 (5), 1081-1094, 2007.
27. Kang Y.-M., Choi J.-H., Cho H.-G. Park C.-J., Fast and stable animation of cloth with an approximated implicit method, *Proceedings Computer Graphics International 2000*, 247-255, 2000.
28. Duysak A., Zhang J. J. Ilankovan V., Efficient modelling and simulation of soft tissue deformation using mass-spring systems, *International Congress Series*, 337-342, 2003.
29. Frisken-Gibson S. F., Using linked volumes to model object collisions, deformation, cutting, carving, and joining, *IEEE transactions on visualization and computer graphics*, 5 (4), 333-348, 1999.
30. Duysak A. Zhang J. J., Fast simulation of facial tissue deformations using mass-spring chain algorithm, 2005.
31. Duysak A., Triangle propagation for mass-spring chain algorithm, *International Symposium on Computer and Information Sciences*, 306-315, 2006.
32. Cicek Y. Duysak A., The modelling of interactions between organs and medical tools: a volumetric mass-spring chain algorithm, *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 17 (5), 488-496, 2014.
33. Wang T., Pan B., Fu Y., Wang S. Ai Y., Design of a new haptic device and experiments in minimally invasive surgical robot, *Computer Assisted Surgery*, 22 (sup1), 240-250, 2017.
34. Escobar-Castillejos D., Noguez J., Neri L., Magana A. Benes B., A review of simulators with haptic devices for medical training, *Journal of medical systems*, 40 (4), 104, 2016.
35. Coles T. R., Meglan D. John N. W., The role of haptics in medical training simulators: A survey of the state of the art, *IEEE Transactions on haptics*, 4 (1), 51-66, 2010.
36. 3dsystems. <https://www.3dsystems.com/haptics-devices/touch>. Erişim Tarihi: 06.11.2019.
37. Forcimension. <http://www.forcimension.com/products/delta-3/overview>. Erişim Tarihi: 06.11.2019.
38. Picinbono G., Delingette H. Ayache N., Non-linear anisotropic elasticity for real-time surgery simulation, *Graphical models*, 65 (5), 305-321, 2003.
39. Schwartz J.-M., Denninger M., Rancourt D., Moisan C. Laurendeau D., Modelling liver tissue properties using a non-linear visco-elastic model for surgery simulation, *Medical image analysis*, 9 (2), 103-112, 2005.
40. De S., Kim J., Lim Y.-J. Srinivasan M. A., The point collocation-based method of finite spheres (PCMFS) for real time surgery simulation, *Computers & structures*, 83 (17-18), 1515-1525, 2005.
41. Goulette F. Chen Z.-W., Fast computation of soft tissue deformations in real-time simulation with Hyper-Elastic Mass Links, *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 295 18-38, 2015.
42. Zhong Y., Shirinzadeh B., Smith J. Gu C., Soft tissue deformation with reaction-diffusion process for surgery simulation, *Journal of Visual Languages & Computing*, 23 (1), 1-12, 2012.
43. Niroomandi S., Alfaro I., Cueto E. Chinesta F., Accounting for large deformations in real-time simulations of soft tissues based on reduced-order models, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 105 (1), 1-12, 2012.
44. Courtecuisse H., Allard J., Kerfriden P., Bordas S. P., Cotin S. Duriez C., Real-time simulation of contact and cutting of heterogeneous soft-tissues, *Medical image analysis*, 18 (2), 394-410, 2014.
45. Zhang J., Zhong Y. Gu C., Energy balance method for modelling of soft tissue deformation, *Computer-Aided Design*, 93 15-25, 2017.
46. Basafa E. Farahmand F., Real-time simulation of the nonlinear visco-elastic deformations of soft tissues, *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 6 (3), 297-307, 2011.
47. Ballit A., Mougharbel I., Ghaziri H. Dao T.-T., Fast soft tissue deformation and stump-socket interaction toward a computer-aided design system for lower limb prostheses, *Irbm*, 41 (5), 276-285, 2020.
48. Tang Y., Liu S., Deng Y., Zhang Y., Yin L. Zheng W., An improved method for soft tissue modeling, *Biomedical Signal Processing and Control*, 65 102367, 2021.
49. Sekercioglu A. S. Duysak A., Application of molecular modeling with mass-spring systems for computer simulation and animation, *International Journal of Physical Sciences*, 4 (9), 500-504, 2009.
50. Man R. R., Zhou D. S. Zhang Q., A Survey of Collision Detection, *Applied Mechanics and Materials*, 360-363, 2014.
51. Kockara S., Halic T., Iqbal K., Bayrak C. Rowe R., Collision detection: A survey, 2007 *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, 4046-4051, 2007.
52. Klosowski J. T., Held M., Mitchell J. S., Sowizral H. Zikan K., Efficient collision detection using bounding volume hierarchies of k-DOPs, *IEEE transactions on Visualization and Computer Graphics*, 4 (1), 21-36, 1998.
53. Zhang X. Kim Y. J., Interactive collision detection for deformable models using streaming AABBs, *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 13 (2), 318-329, 2007.
54. Bauszat P., Eisemann M. Magnor M. A., The Minimal Bounding Volume Hierarchy, *VMV*, 227-234, 2010.
55. Zhigang F., Jie X., Jianxun J. Xiaochi W., Efficient collision detection using bounding volume hierarchies of OBB-AABBs and its application, 2010 *International Conference On Computer Design and Applications*, V5-242-V245-246, 2010.
56. Löfstedt M. Akenine-Möller T., An evaluation framework for ray-triangle intersection algorithms, *Journal of Graphics Tools*, 10 (2), 13-26, 2005.
57. Segura R. J. Feito F. R., Algorithms to test ray-triangle intersection. *comparativestudy*, 2001.
58. Majercik A., Crassin C., Shirley P. McGuire M., A ray-box intersection algorithm and efficient dynamic voxel rendering, *Journal of Computer Graphics Techniques Vol*, 7 (3), 2018.
59. Kadlecěk P., Haptic rendering for 6/3-DOF haptic devices, 2014.