



**BİLECİK
ŞEYH EDEBALI ÜNİVERSİTESİ**

**Fen Bilimleri Enstitüsü
Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı**

**YUMUŞAK DOKULARIN 3B MODELLENMESİ VE
DOKUNSA CİHAZLAR KULLANILARAK
DEFORMASYONUN SİMÜLASYONU**

**Nazmiye Ebru DUYSAK
Yüksek Lisans**

**Tez Danışmanı
Dr. Öğr. Üyesi Emre DANDIL**

**BİLECİK, 2019
Ref. No:10275635**



BİLECİK ŞEYH EDEBALI
ÜNİVERSİTESİ

**BİLECİK
ŞEYH EDEBALI ÜNİVERSİTESİ**

**Fen Bilimleri Enstitüsü
Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı**

**YUMUŞAK DOKULARIN 3B MODELLENMESİ VE
DOKUNSA CİHAZLAR KULLANILARAK
DEFORMASYONUN SİMÜLASYONU**

**Nazmiye Ebru DUYSAK
Yüksek Lisans**

**Tez Danışmanı
Dr. Öğr. Üyesi Emre DANDIL**

BİLECİK, 2019



**BİLECİK
ŞEYH EDEBALI UNIVERSITY**

**Graduate School of Sciences
Department of Computer Engineering**

**3D MODELLING OF SOFT TISSUES AND SIMULATION
OF DEFORMATION USING HAPTIC DEVICES**

**Nazmiye Ebru DUYSAK
Master's Thesis**

**Thesis Advisor
Asst. Prof. Dr. Emre DANDIL**

BİLECİK, 2019



BİLECİK ŞEYH EDEBALI ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS
JÜRİ ONAY FORMU

Bilecik Şeyh Edebali Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunun 10/07/2019 tarih ve 36-11 sayılı kararıyla oluşturulan jüri tarafından 25/07/019 tarihinde tez savunma sınavı yapılan Nazmiye Ebru DUYSAK'ın "Yumuşak Dokuların 3B Modellenmesi ve Dokunsal Cihazlar Kullanılarak Deformasyonun Simülasyonu" başlıklı tez çalışması Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalında YÜKSEK LİSANS tezi olarak oy birliği ile kabul edilmiştir.

JÜRİ

ÜYE

(TEZ DANIŞMANI) : Dr. Öğr. Üyesi Emre DANDIL

ÜYE : Prof. Dr. Cihan KARAKUZU (JÜRİ BAŞKANI)

ÜYE : Dr. Öğr. Üyesi Durmuş ÖZDEMİR

ONAY

Bilecik Şeyh Edebali Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunun/...../..... tarih ve/...../..... sayılı kararı.

İMZA/ MÜHÜR

TEŐEKKÖR

Bu tez çalışmasının hazırlanmasında bilgi birikimi ve deneyimleri ile bana yardımcı olan saygıdeğer tez danışman hocam Dr. Öęretim Üyesi Emre DANDIL'a, desteklerini hiç zaman esirgemen hayatımda benim yol göstericim olan amcam Doç. Dr. Alpaslan DUYSAK'a, tezin bu aşamaya gelmesinde bana yardımcı olan Kuartek Tasarım Ltd. şti. firma ekibine ve eğitim-öğretim hayatım boyunca maddi, manevi beni destekleyen aileme sonsuz teşekkür ve saygılarımı sunarım.



BEYANNAME

Bilecik Şeyh Edebali Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kılavuzu'na uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada, tez içindeki tüm verileri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçların akademik ve etik kurallara uygun olarak sunulduğunu, kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapılmadığını, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda ilgili eserlere bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezde yer alan verilerin bu Üniversite veya başka bir üniversitede herhangi bir tez çalışmada kullanılmadığını beyan ederim.

...../...../ 2019

Nazmiye Ebru DUYSAK

ÖZET

Günümüz teknoloji çağında, bilgisayar grafiklerindeki gelişmeler sayesinde, birçok nesne asıllarına uygun şekilde sanal ortamda 3B modellenenbilmesinde kayda değer gelişmeler elde edilmektedir. 3B modelleme ile iç içe olan sanal gerçeklik teknolojisi kullanılarak günlük yaşamda karşılaşılmaması muhtemel tepkilerin aynısı, sanal ortamda oluşturulan senaryolar ile birebir benzetilebilmektedir. Günümüzde, sanal gerçeklik teknolojisi kullanılarak, tıp eğitiminden pilotların uçuş eğitimlerine birçok alanda kullanılmak üzere simülatörler geliştirilmekte ve yaygın olarak kullanılmaktadır. Tıp eğitiminde, doktor adaylarının pratik eğitimi için oldukça maliyetli olan ve etik bazı sorunlara yol açan kadavralar kullanılmaktadır. Tıp eğitimindeki bakış açısının değişmesi ile birlikte, geliştirilen simülatörler ile doktor adaylarının çeşitli senaryolar kullanarak sayısız tekrar yapmalarına olanak sağlanarak pratik kazanımları gerçekleştirilmektedir. Bunun yanında simülatör yazılımları ile birlikte kullanılan ve dokunsal geri bildirim sağlayan cihazlar ile psikomotor becerilerin kazanımı gerçekleştirilebilmektedir. Böylelikle adaylar, gerçek bir organa ya da dokuya dokunduklarında hissettikleri deneyimi bilgisayar ortamında modellenmiş model üzerinde aynı tepkiyi hissedebilmektedir. Bu tez çalışmasında, insan vücudu içerisinde bulunan safra ve dalak gibi organların deformasyon algoritmaları ile benzetimlerinin yapılabilmesi için bir simülatör yazılım platformu geliştirilmiştir. Sistemde öncelikle, organlar anatomik yapılarına uygun şekilde 3B olarak modellenmiştir. Geliştirilen simülatör üzerinde, tasarlanan dokunsal cihaz donanımı ile organ üzerine dokunulduğunda ya da çekme kuvveti uyguladığında model üzerinde gerçekleşen deformasyonun gerçekleşmesi sayesinde geri bildirim sağlanmıştır. Çalışmada, zengin grafikli 3B modellerdeki deformasyonun alınabilmesi için kütle yay metodu ve moleküler modelleme metodu kullanılmıştır. Ek olarak, dokunsal cihaz ile modellenmiş örgü yapısı içerisinde hangi noktaya temas edildiğinin tespiti için çarpışma tespiti yöntemi tercih edilmiştir. Tez çalışmasında geliştirilen simülatör üzerindeki tüm benzetimler, OpenGL kütüphanesi içerisinde bulunan fonksiyonlar kullanılarak gerçek zamanlı olarak gerçekleştirilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Bilgisayar Grafikleri; Deformasyon Algoritmaları; Dokunsal Cihazlar; Simülasyon; Kütle Yay Sistemi

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. The same reactions those are likely to be encountered in daily life with the scenarios created in virtual environment is simulated with 3D modelling using virtual reality technology. Nowadays, simulators are being developed with the help of virtual reality technology and widely used in many areas especially from medical education to flight training of pilots. Cadavers, which are costly and bring ethical considerations, are being used in medical education. 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. In addition, 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. In this thesis, a simulator software platform is developed to simulate the deformation algorithms of organs such as bile and kidney 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 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 thesis study are performed in real time using the functions available in the OpenGL library.

Key words: Computer Graphics; Deformation Algorithms; Haptic Device; Simulation; Mass Spring System

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

TEŞEKKÜR	
BEYANNAME	i
ÖZET.....	 I
ABSTRACT	II
İÇİNDEKİLER	 III
SİMGELER ve KISALTMALAR	 V
ÇİZELGELER DİZİNİ	VII
ŞEKİLLER DİZİNİ	 VIII
1. GİRİŞ.....	 1
1.1 Literatür Çalışmaları.....	 3
1.2 Tezin Amacı	 4
2. ORGANLARIN MODELLENMESİ ve DEFORMASYON ALGORİTMALARI	5
2.1 Organ/Doku Modelleme	 5
2.2 Deformasyon Algoritmaları.....	 10
2.2.1. Kütle yay sistemleri	 11
2.2.2. Moleküler modelleme	 13
3. TEMAS MODÜLÜNÜN TASARIMI	 16
3.1 Temasın Tespiti (Collision Detection)	 17
3.1.1. Eksen hizalı sınırlayıcı kutular metodu (AABB)	 18
3.1.2. Doğru parçası-üçgen kesişim noktasının bulunması	 22
3.2 Tepki Kuvveti.....	 25
3.3 Kontrol Algoritması	 27
3.4 Dokunsal Tasarım.....	 28
4. SİMÜLASYON YAZILIM PLATFORMU	30
4.1 Gerçek Zamanlı Çalışan Simülasyon Modülü.....	 31
4.2 Yazılım Altyapısı	 32
4.2.1. Matematiksel işlemler.....	 33
4.2.2. Fiziksel model.....	 34
4.2.3. Mesh (Örgü) model	 34
4.2.4. Görüntüleme / fare / klavye işlemleri	 36

4.2.5. 3B modeller	36
5. DENEYSEL ÇALIŞMALAR	40
5.1 Deforme Olabilen Basit Bir Modelin Deformasyon Simülasyonu.....	40
5.2 Dalak Organının Simülasyonu	44
6. TARTIŞMA ve SONUÇLAR	50
KAYNAKLAR	52



SİMGELER ve KISALTMALAR

Simgeler

f_{ij}^K	: Yay Sabitinden Doğan Kuvvet
K	: Yayın Sertlik Sabiti
X_i	: Yayın Başlangıç Noktası
X_j	: Yayın Başlangıç Noktası
X	: Yayın Anlık Pozisyonu
r_0	: Yayın Başlangıç, Denge, Uzunluğu
f_{ij}^D	: Yayın Sönüm Katsayısında Doğan Kuvvet
D	: Yayın Sönüm Katsayısı
V_i	: Yayın Başlangıç Noktasının Hızı
V_j	: Yayın Başlangıç Noktasının Hızı
V	: Yayın Anlık Hızı
f_n	: Noktaya Etki Eden Toplam Kuvvet
f_D	: Yayın Sönüm Katsayısında Oluşturduğu Kuvvet
$f_{dış}$	: Yaya Etki Eden Dış Kuvvet
f_K	: Yayın Sabitinin Oluşturduğu Kuvvet
m	: Modelin Noktasal Kütlesi
Φ_b	: Atomlar Arasındaki Bağ Potansiyeli
K_b	: Bağ Sabiti
r_b	: Bağın Denge Durumunda Uzunluğu
f_b	: Bağ Uzunluğun Değişmesinden Dolayı Oluşan Kuvvet
Φ_θ	: Atomların Aralarındaki Açık Değerinden Kaynaklı Potansiyel Enerji
K_θ	: Açık katsayısı
$\cos\theta$	: Simülasyon Anındaki Atomlar Arasındaki Açık Değeri
$\cos\theta_0$	: Başlangıç Anında Atomlar Arasındaki Açık Değeri
f_θ	: Açık kuvveti
$\vec{\theta}$	: Bağ Açısından Doğan Kuvvetin Yönü
$\Phi_{b,\theta}$	: Streç-Bend potansiyel Enerji

P	: Test Edilecek Nokta
B_{max}	: Eksen Hizlayıcı Kutu Üzerinde Maximum Nokta
B_{min}	: Eksen Hizlayıcı Kutu Üzerinde Minimum Nokta
P_0	: Ameliyat Aletinin Başlangıç Noktası
P_k	: Ameliyat Aletinin Bitiş Noktası
dt	: Simulasyon Adım Zamanı

Kısaltmalar

3B	: Üç Boyutlu
MRG	: Manyetik Rezidans Görüntüleme
MRI	: Magnetic Resonance Imaging
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CT	: Computed Tomography
Hz.	: Hertz
UN	: Uç Noktası
sUN	: Bir Sonraki Zaman Basamağında Dokunsal Cihazın Uç Noktası
öUN	: Önceki Zaman Basamağında Konumu
İUN	: İdeal Uç Noktası
MSS	: Mass Spring Systems
AABB	: Axis Aligned Bounding Box

ÇİZELGELER DİZİNİ**Sayfa No**

Çizelge 3.1. Eksen hizalayıcı / sınırlayıcı kutunun algoritmik gösterimi	20
Çizelge 4.1. Nokta sınıfı için yapılandırıcı fonksiyonun tanımlanması.....	32
Çizelge 4.2. Yay sınıfı için yapılandırıcı fonksiyonun tanımlanması.....	33
Çizelge 4.3. Üçgen sınıfı için yapılandırıcı fonksiyonun tanımlanması.....	33



ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No

Şekil 2.1.	İnsan gövdesinin BT yönteminde bulunan eşik değerlerine göre modellenmesi.....	6
Şekil 2.2.	İnsan gövdesinin farklı eşik değerinde BT yöntemi kullanılarak modellenmesi.....	6
Şekil 2.3.	BT yöntemi kullanılarak modellenmiş insan kaburgası..	7
Şekil 2.4.	Çizim programı ile oluşturulmuş karaciğer modeli karşıdan görüntüsü..	8
Şekil 2.5.	Çizim programları ile oluşturulmuş karaciğer modelin kamera açının değişmesi ile meydana gelen görüntüsü.	8
Şekil 2.6.	Çizim programları ile oluşturulmuş karaciğer modelinin kamera açının değişmesi sonucu elde edilen başka bir görüntüsü	9
Şekil 2.7.	Aslına uygun şekilde modellenmiş karaciğerin üçgensel yapısı	9
Şekil 2.8.	Karaciğer modelinin üçgen ve nokta sayısı artırılmış görünümü.....	10
Şekil 2.9.	Karaciğer modelinin üçgen yapısının bir bölümü..	11
Şekil 2.10.	MSS modelin temsili şekli.....	11
Şekil 2.11.	Moleküler modellemede atomlar arası ilişkiler.....	13
Şekil 2.12.	Moleküler modelleme ve üçgen yapı	14
Şekil 3.1.	Simülatör sistemin alt bölümleri.	17
Şekil 3.2.	Safra organı ve onu çevreleyen sınırlayıcı kutu (BB).	19
Şekil 3.3.	Sınırlayıcı kutu ve temasın tespiti.	19
Şekil 3.4.	Sınırlayıcı kutu içine yerleştirilmiş bir üçgen (kenarlarda ihtiyat payı var).....	20
Şekil 3.5.	Eksen hizalı sınırlayıcı kutular metodu ağaç yapısı ile gösterimi.	21
Şekil 3.6.	Doğru parçası-üçgen kesişimi, P_k kesim noktası.	22
Şekil 3.7.	Üçgen üzerinde temasa en yakın köşe temas noktası olarak işaretlenmesi.	23
Şekil 3.8.	Aynı üçgen üzerinde temasa en yakın başka köşe temas noktası olarak işaretlenmesi.	23
Şekil 3.9.	Başka bir üçgen içerisinde temasa en yakın nokta temas noktası olarak işaretlenmesi.	24

Şekil 3.10.	Temas tespit algoritmasının kullanılarak temasa en yakın nokta temas noktası seçilmiştir.....	24
Şekil 3.11.	Temas tespit algoritmasının kullanılarak temasa en yakın nokta temas noktası seçilmiştir.....	25
Şekil 3.12.	Haptik ucun (UN) başlangıç noktası, ideal de bulunması gereken nokta (İUN) ve hareket yönü.....	26
Şekil 3.13.	Haptik ucun hareketine göre sanal ortamdaki pozisyonunun katı cisimler için belirlenmesi.	26
Şekil 3.14.	Deformasyon durumunda sanal ucun pozisyonunun belirlenmesi.....	27
Şekil 3.15.	Tepki kuvvetinin hesaplanması.	27
Şekil 3.16.	Tez kapsamında kullanılan deneysel düzeneğin gösterimi.	28
Şekil 3.17.	Simülasyon ile deneysel düzeneğin haberleşmesi için geliştirilen haberleşme yazılımının ara yüzü.	29
Şekil 4.1.	Ameliyat simülatörünün 3 temel bileşeni.....	31
Şekil 4.2.	Simülatör platformunun bileşenleri.....	32
Şekil 4.3.	Yazılımı oluşturan sınıf yapıları.....	34
Şekil 4.4.	Safra organın mesh olarak modellenmesi.....	35
Şekil 4.5.	3B modeli oluşturan üçgensel yapı olarak safra görüntüsü.....	36
Şekil 4.6.	Simülatör yazılımı platformunda mide organın üçgensel yapı ile 3B modellenmesi.....	37
Şekil 4.7.	Simülatör yazılımı platformunda karaciğerin 3B modellenmesi.....	37
Şekil 4.8.	Ameliyat için kullanılan tutucu aletinin 3B modellenmesi.	38
Şekil 4.9.	Ameliyat için kullanılan laparoskop aletinin 3B modellenmesi.....	38
Şekil 4.10.	Ameliyat için kullanılan şırınga aletinin 3B modellenmesi.	39
Şekil 5.1.	Simülatör yazılım platformunda örnek bir 3B model üzerinde yapay nesneye ilk dokunma sırasında oluşan deformasyonun benzetimi.....	40
Şekil 5.2.	Simülatör yazılım platformunda örnek bir 3B model üzerinde yapay nesneye temas noktasından tutma sırasında oluşan deformasyonun benzetimi.	41
Şekil 5.3.	Simülatör yazılım platformunda örnek bir 3B model üzerinde yapay nesnenin çekilmesi esnasında oluşan deformasyonun benzetimi.....	41

Şekil 5.4.	Simülatör yazılım platformunda örnek bir 3B model üzerinde yapay nesnenin çekilmesi esnasında oluşan deformasyonun benzetimi.	42
Şekil 5.5.	Simülasyon yazılım platformu üzerinde 3B model ile itme eylemi ile oluşan deformasyonun başlangıç durumu.	42
Şekil 5.6.	Simülasyon yazılım platformu üzerinde 3B model ile itme eylemi ile oluşan deformasyonun simülasyonu.....	43
Şekil 5.7.	Simülasyon yazılım platformu üzerinde 3B model ile itme eylemi ile oluşan deformasyonun simülasyonu.....	43
Şekil 5.8.	Simülatör yazılım platformunda 3B modeli üzerinde dalak organının ilk dokunma esnasında oluşan deformasyonun benzetimi.....	44
Şekil 5.9.	Simülatör yazılım platformunda 3B modeli üzerinde dalak organının itme eylemi esnasında oluşan deformasyonun benzetimi.....	45
Şekil 5.10.	Simülatör yazılım platformunda 3B modeli üzerinde sanal dalak organının itme eylemi esnasında oluşan deformasyonun benzetimi.	45
Şekil 5.11.	Simülatör yazılım platformunda 3B modeli üzerinde sanal dalak organının itme eylemi esnasında oluşan deformasyonun benzetimi.	46
Şekil 5.12.	Dalak sanal organı için ameliyat aletinin çekmesinden doğan deformasyonun simülasyonu.	46
Şekil 5.13.	Dalak sanal organı için ameliyat aletinin çekmesinden doğan deformasyonun simülasyonu.	47
Şekil 5.14.	Safra sanal organı için ameliyat aletinin çekmesinden doğan deformasyonun simülasyonu, başlangıç anı, temasın tespiti.....	48
Şekil 5.15.	Safra sanal organı için ameliyat aletinin çekmesinden doğan deformasyonun simülasyonu.	48
Şekil 5.16.	Safra sanal organı için ameliyat aletinin çekmesinden doğan deformasyonun simülasyonu.	49

1. GİRİŞ

Sanal gerçeklik uygulamaları günümüzde birçok alanda popüler hale gelmiştir. Oyun endüstrisi 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 (Ünlü Timurkaynak, 2017; Volkaner vd., 2016; Ruiz vd., 2014) kullanılmaya başlanılan simülörler günümüzde sürücü adaylarının eğitiminde (Gómez vd., 2018; Slob vd., 2008; Taheri, 2017).yaygın olarak kendine yer bulmuştur.

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. Nesnelerin 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 (Hamza-Lup vd., 2019).mAmeliyat 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 (haptic device) ve gerçeğe uygu ameliyat senaryoları bulunur.

Ameliyat simülörlerinde kullanılması planlanan insan doku ve organları asıllarına uygun olarak manyetik rezonans görüntüleme (MRG, MRI) veya Bilgisayarlı tomografi (BT, CT) 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 olması yanında, modellerin simülasyon esnasında gerçekçi davranış göstermeleri de çok önemlidir. Sanal ortamdaki, örnek olarak, yağ dokusu, kemik, karaciğer veya derinin sanal ameliyat aleti ile etkileşimi, gerçek hastanın ameliyat anındaki etkileşimine benzemelidir. Bu alanda bilimsel çalışmalar yoğun bir şekilde devam etmektedir. Farklı simülasyon parametrelerinin seçimi ve farklı modelleme yöntemleri ile bu benzerlik artırılmaktadır.

Sanal ortam ile kullanıcı arasında etkileşimi sağlayan dokunsal cihazlar da simülatörlerin gerçekçi ve kullanılabilir olmasında önemli etkindir. Bu alanda ticarileşmiş farklı cihazlar (robot kolu) bulunmaktadır. Bu cihazlar 3 veya 6 serbestlik derecesinde pozisyon belirleyebilirler ve yine 3 veya 6 serbestlik derecesinde kuvvet geri beslemesi (kullanıcıya) verebilirler (Varalakshmi vd., 2012). 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 simülatörlerinin popüler olmasında önemli rol oynamıştır. Ameliyat simülatörlerinin popüler olması ve hızla kullanımlarının yaygınlaşmasının bir diğer nedeni de, kullanıcılara ameliyat prosedürlerini sınırsız tekrar imkanı vererek pratik yapmalarına olanak tanımasıdır. Bu yeni yöntem, geleneksel tıp eğitiminin yanında öğrenmeyi hızlandırmakta ve pekiştirmektedir. Öğrencilerin kadvralar üzerinde çok sınırlı sayıda yapabilecekleri pratiklerini simülatörler üzerinde istedikleri kadar denemeleri mümkün olmaktadır. Bu sayede kadvra kullanımındaki zorluklar ve etik sorunlar da bir ölçüde bertaraf edilmektedir.

Önümüzdeki yıllarda oldukça yaygınlaşacağı varsayılan ameliyat simülatörlerinde kullanılan yazılımların bir kısmının geliştirilmesi bu tezin amacını oluşturmaktadır. Bu tez kapsamında, kullanıcı ara yüzü geliştirilmesi, sanal aletler ile

doku ve organlarının temaslarının modellenmesi ve deformasyon algoritmalarını kullanılması için yazılımlar geliştirilmiştir. Yerli üretim bir dokunsal cihazın geliştirilmesinde bu yazılımlar kullanılmıştır.

1.1 Literatür Çalışmaları

Ameliyat simülatörlerinin geliştirilmesi için araştırmacılar yoğun olarak çalışmaktadırlar (Lin vd., 2014; Saber vd., 2014; Chen vd., 2018; Dankelman, 2008).

Ameliyat simülatörlerinin en önemli ünitelerinden biri deformasyon simülasyon algoritmalarıdır (Nealen vd., 2005). Araştırmacılar simülasyon da fiziksel doğruluk öne çıkıyorsa genellikle sonlu elemanlar metodunu (finite element modelling, FEM) kullanmayı tercih etmişlerdir (Bro-Nielsen, 1998; Koch vd.,2002; Chanthasopeephan vd.,2007; Wu vd., 2001). 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 (Nealen vd., 2005; Mollemans vd., 2007; Lloyd vd., 2007; Kang vd., 2000) kullanılmıştır. Bu yöntem fiziksel temelli bir metot içerir ve hızlı çalışır. Bu nedenden dolayı grafik uygulamalarında kendine geniş yer bulmuştur.

Araştırmacılar performansı artırmak için farklı metotlar da önermişleridir. ChainMail (Frissen-Gibson vd., 1999; Zhang vd.,2016) fiziksel temelli olmayan bir metot olarak önerilmiştir. Bu yöntem bir dizi kuralların deformasyonun simülasyonuna uygulanmasını içerir. Benzer bir metot Mass-Spring Chain (Duysak ve Zhang, 2005; Duysak, 2006; Cicek ve Duysak, 2014), simülasyon hızı göz önünde bulundurularak önerilmiştir. Bu metot olası deformasyon bölgelerinin belirlenmesi ve modeli oluşturan noktaların bu bölgelerin içine sürülmesi deformasyon prensibine göre çalışmaktadır.

Ameliyat simülatörlerinin bir diğer önemli birimi kullanıcı etkileşimi sağlayan dokunsal cihazların tasarımıdır, (Wang vd., 2017; Escobar-Castillejos vd.,2016; Coles vd.,2010). Dokunsal cihazlar farklı çalışma hacimleri, tepki güçleri ve kuvvet geri besleme serbestlik derecelerine göre farklı özelliklerde tasarlanırlar (Escobar-Castillejos vd., 2016). 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 (3dsystem, 2019; forcedimension, 2019).

Bu tez 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 (Sekercioglu ve Duysak 2009, a; Sekercioglu ve Duysak 2009, b) kullanılmıştır. Dokunsal cihaz olarak yerel olarak geliştirilmekte olan bir tasarım kullanılmıştır. Bu cihaz 6 serbestlik derecesinde pozisyon vermekte ve 3 serbestlik derecesinde kuvvet geri besleme vermektedir. Deformasyon simülasyon yazılımları, temasın tespiti yazılımları, modelleme ve görüntüleme yazılımları ve kullanıcı ara yüzü yazılımları tez kapsamında geliştirilmiştir.

1.2 Tezin Amacı

Bu tez çalışmasında, 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 platformunun geliştirilmesi amaçlanmıştır.

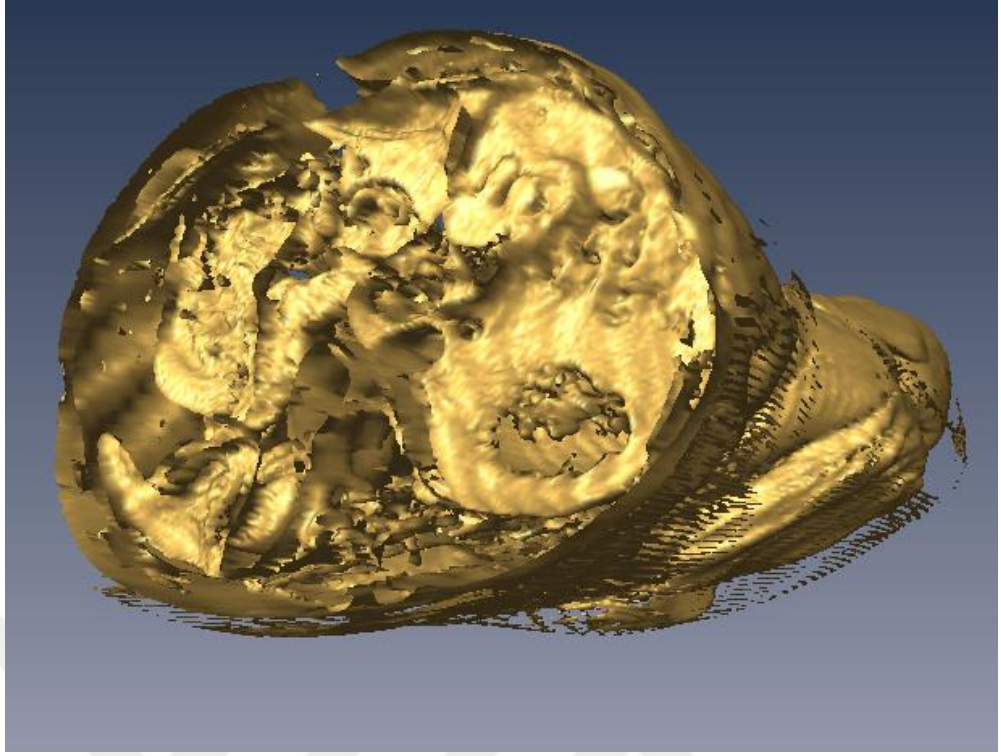
2. ORGANLARIN MODELLENMESİ ve DEFORMASYON ALGORİTMALARI

Ameliyat simülatörlerin kalbi sayılan bölüm organların/dokuların modellendiği ve deformasyon simülasyonlarının yapıldığı birimdir. Organların asıllarına uygun olarak modellenmesi esastır. Burada organların/dokuların hem görsel olarak, yani boyut, şekil, renk ve desen olarak asıllarına benzemeleri esastır hem de davranış olarak gerçekçi modellenmeleri gerekir. Davranış olarak gerçekçi modellemeden kasıt organların/dokuların birbirleri veya herhangi bir ameliyat aleti ile temaslarında gösterecekleri tepkidir. Bu tepki tüm organın/dokunun hareketi veya deformasyonudur. Bunlara organın/dokunun kesilmesi/parçalanması ve kan akışı veya nabız atışı gibi durumlar da eklenebilir.

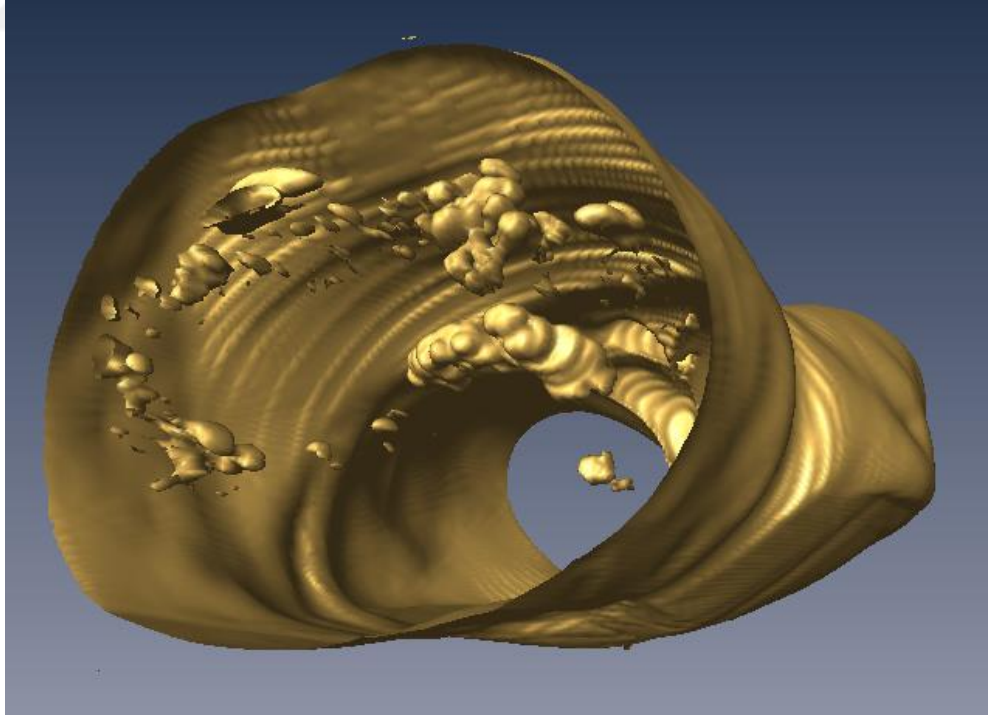
2.1 Organ/Doku Modelleme

Organların/dokuların modellenmesinde iki temel yöntem izlenir. Bunlar fiziksel temelli ve geometrik temelli olarak düşünülebilir. Fiziksel temelli modellemede organların/dokuların MRI veya CT görüntülerinden gerçek organ/doku modelleri elde edilir. Şekil 2.1’de BT verinin, farklı eşik yoğunluk değerleri (threshold) için modellenmesi, Şekil 2.2 ve Şekil 2.3’te görülmektedir. Şekillerden de görüleceği üzere bu yöntemde, bazı iyileştirmeler olsa bile, düzgün yüzey modelleri elde etmek zordur.

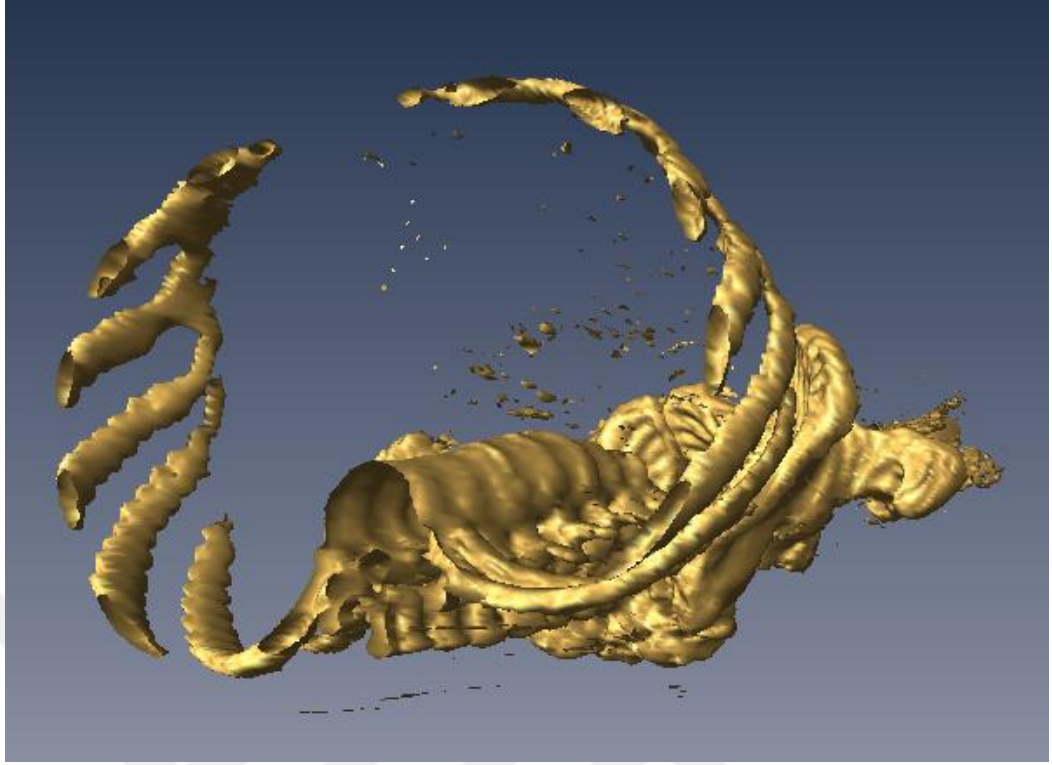
Geometrik temelli modellemede ise organların/dokuların 3 boyutlu modelleri çizim programları vasıtası ile çizilerek elde edilir. Bu modeller de görsel olarak asıllarına benzemektedirler. Bu benzerlikler doktorlar tarafından onaylandıktan sonra bu yöntem ile elde edilmiş modeller kullanılabilir.



Şekil 2.1. İnsan gövdesinin BT yönteminde bulunan eşik değerlerine göre modellenmesi.



Şekil 2.2. İnsan gövdesinin farklı eşik değerde BT yöntemi kullanılarak modellenmesi.



Şekil 2.3. BT yöntemi kullanılarak modellenmiş insan kaburgası.

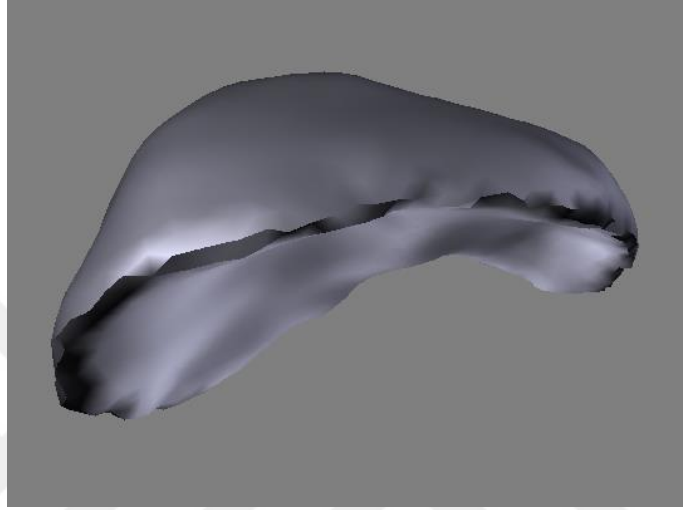
Bu tez kapsamında geometrik temelli modeller kullanılacaktır. Bu tarz modellemenin avantajlı yanları da vardır. Eğitimin içeriğine veya önceliğine uygun modeller elde edilebilir. Ek olarak, ender durumların (verisinin elde edilmesi zor) modelleri de kolayca çizilebilir.

Aşağıda Şekil 2.4'te, Şekil 2.5'te ve Şekil 2.6'da bir karaciğer modelinin farklı açılardan modellenmiş görüntüsü verilmiştir. Bu modelin farklı görüntülerinde görüleceği üzere görsel olarak aslına benzer bir model elde edilmiştir. Bu model 2000 nokta ve 3996 üçgenden oluşmaktadır.

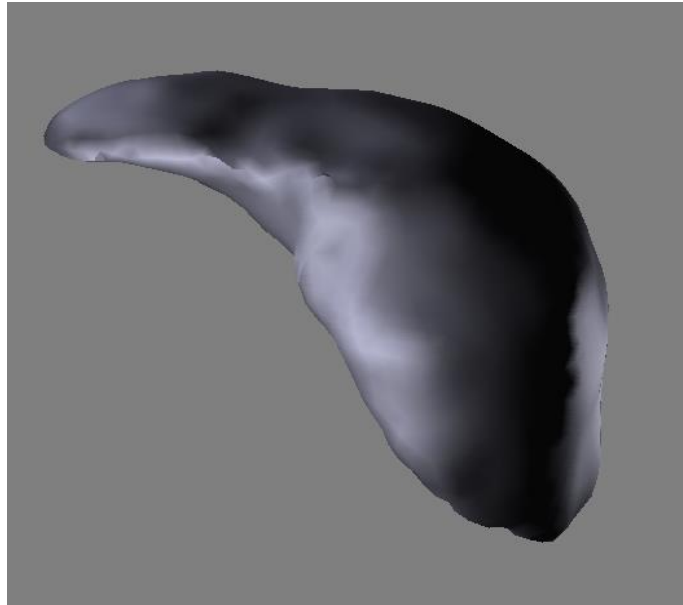
Modelin şekil olarak aslına uygun olmasına etki eden iki neden vardır. Birisi çizimin aslına uygunluğu için gösterilen itina, özen ve uzman onayıdır. Bir diğer etmen ise kullanılan nokta ve üçgen sayısıdır. Şekil 2.7'de orijinal şekli (Şekil 2.4.'te verilen karaciğer modeli) oluşturan üçgenler gösterilmiştir. Şekil 2.8'de ise nokta sayısı 6214'e ve üçgen sayısı 12424'e çıkarılmış olarak aynı model verilmiştir. Şekil 2.8'deki model daha detaylı ve gerçekçi bir model elde edilmiştir.

Kullanılan nokta ve üçgenlerin sayısının olabildiğince artırılması gerçekçi görünüm ve daha çok detay için gerekli olsa da simülasyon esnasında bu sayıların

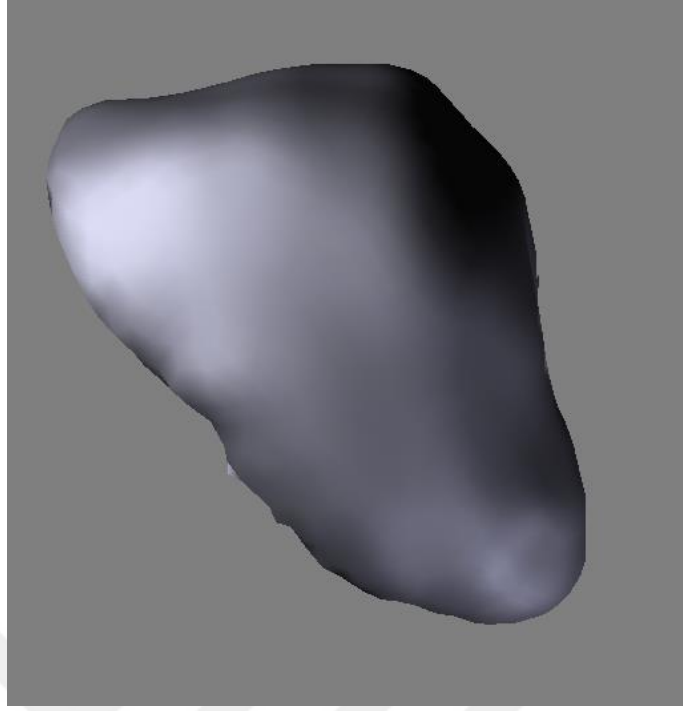
sınırlandırılması gerekir. Simülasyon algoritmalarında kullanılan metotların gerçek zamanlı (30 Hz.) çalışabilmesi istenir. Ameliyat simülatörlerinde bu kritere bir de temasın tespiti eklenir ki bu işleminde saniyede 1000 kez (1000 Hz) yapılması gerekmektedir. Bu nedenlerden dolayı modelleme esnasında kullanılan nokta ve üçgen sayılarında ve organların/dokuların gerçekçi görünmesi arasında bir denge kurulması gerekir.



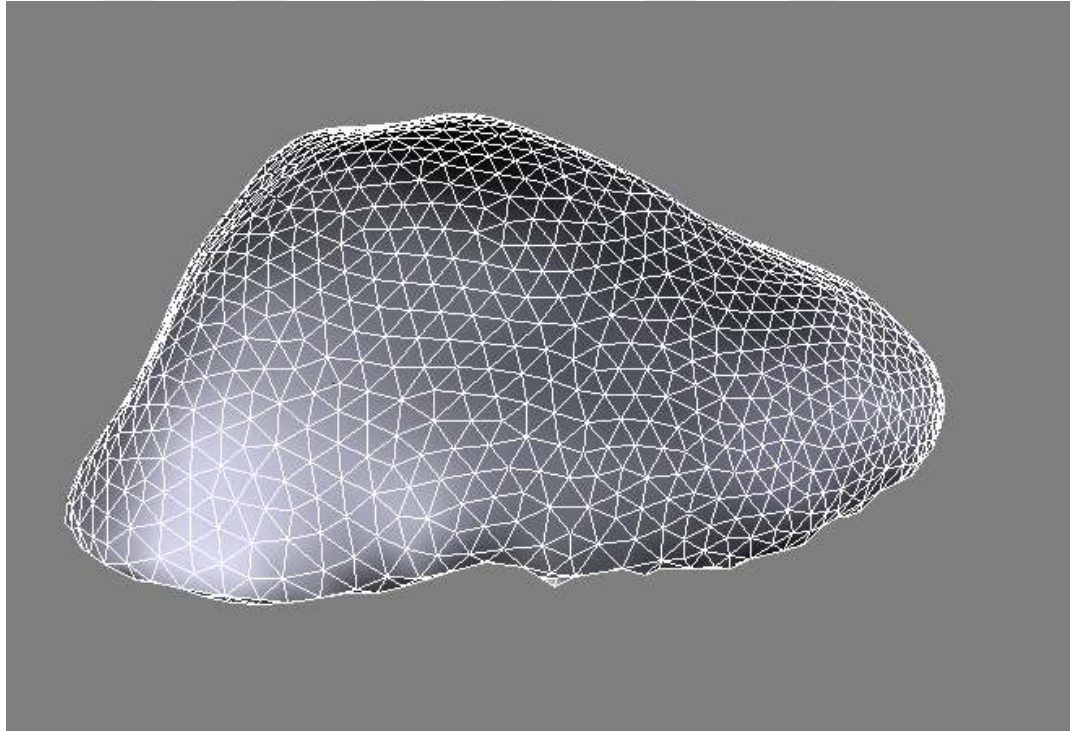
Şekil 2.4. Çizim programı ile oluşturulmuş karaciğer modeli karşıdan görüntüsü.



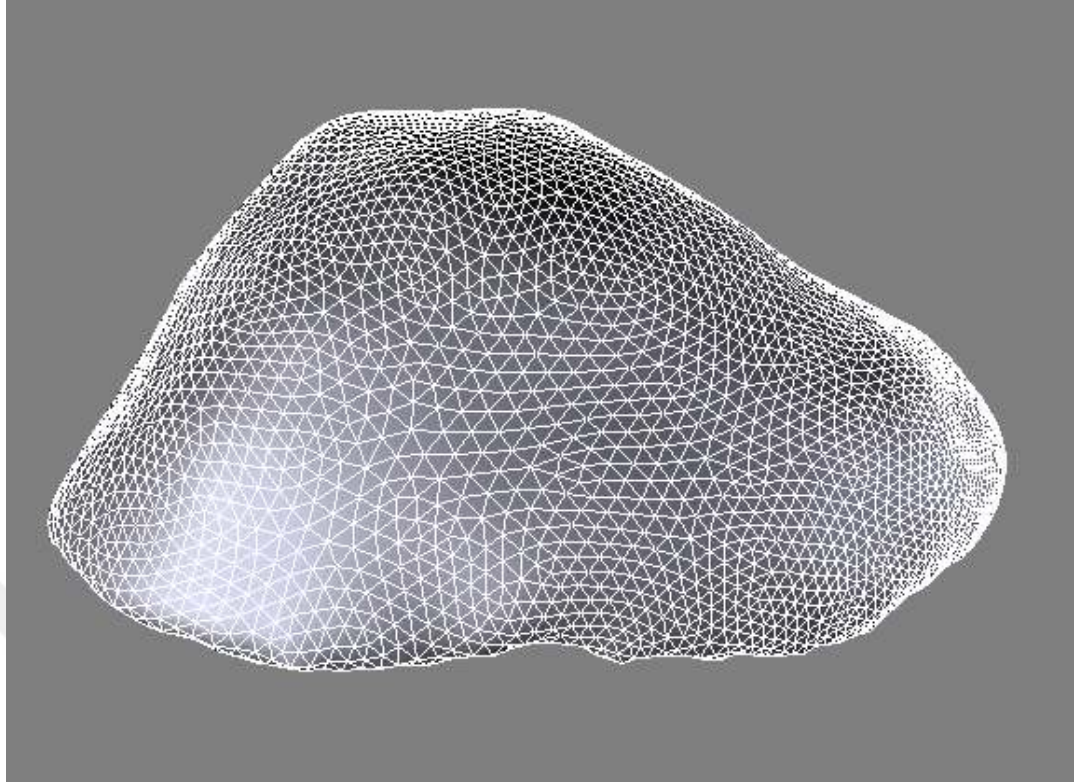
Şekil 2.5. Çizim programları ile oluşturulmuş karaciğer modelin kamera açının değişmesi ile meydana gelen görüntüsü.



Şekil 2.6. Çizim programları ile oluşturulmuş karaciğer modelinin kamera açının değişmesi sonucu elde edilen başka bir görüntüsü .



Şekil 2.7. Aslına uygun şekilde modellenmiş karaciğerin üçgensel yapısı.



Şekil 2.8. Karaciğer modelinin üçgen ve nokta sayısı artırılmış görünümü.

2.2 Deformasyon Algoritmaları

Giriş bölümünde belirtildiği gibi, gerçekçi görünüm ve gerçek zamanlı performans için birçok algoritma geliştirilmiştir. Bu tez kapsamında çok yaygın bir kullanıma sahip kütle yay sistemleri (Mass Spring Systems, MSS) ve Moleküler Modelleme Sistemleri(Molecular Modelling Systems, MMS) kullanılacaktır.

MSS yüksek sayıda eleman içeren modeller ile dahi gerçek zamanlı olarak çalışması ile bilinir. Ancak kuvvet hesabında çok basit fiziksel hesaplamalar kullanır. Bu açıdan organların/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.

sebebi vardır. Birinci neden yayın sahip olduğu sertlik katsayısı olarak verilir ve bu kuvvet aşağıdaki eşitlikte verilmiştir (Duan vd., 2014). Eşitlik 2.1’de yay sabitinden doğan kuvvetin hesaplanması gösterilmiştir.

$$f_{ij}^K = K(|X_i - X_j| - r_0) * \frac{(X_i - X_j)}{|X_i - X_j|} \quad (2.1)$$

Burada $X_i - X_j$ yayın simülasyon anındaki uzunluk değeridir ve bu yayın başlangıç uzunluğu olan r_0 ile karşılaştırılır. X yayın anlık pozisyonunu (her iki ucun) ve K ise yayın sertlik katsayısını verir. Formülün sonundaki çarpan oluşan kuvvetin yönünü verir.

Yayın hız değişiminden ve sönümlenme katsayısından ise ikinci bir kuvvet oluşur; Eşitlik 2.2’de yay sönümlenme katsayısından doğan kuvvetin hesaplanması gösterilmiştir.

$$f_{ij}^D = D(V_i - V_j) * \frac{V_i - V_j}{|V_i - V_j|} \quad (2.2)$$

Burada V yayın uç noktalarının hızını temsil eder. Formülün sonundaki çarpan 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.

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; Eşitlik 2.3’de model üzerine etki eden toplam kuvvetin hesaplanması gösterilmiştir.

$$f_n = f_K + f_D + f_{dış} \quad (2.3)$$

Her bir kütle noktasına etki eden toplam kuvvet bilinir ise her bir noktanın ivmesi, hızı ve yer değiştirmesi explicit-implicit Euler/Midpoint/Runge Kutta metotlarından biri kullanılarak hesaplanabilir. Eşitlik 2.4’de modelin üzerinde gerçekleşecek deformasyondan kaynaklı yer değiştirme hesaplanması explicit Euler metodu ile gösterilmiştir.

$$V(k + 1) = V(k) + \frac{dt}{m} f_n \quad (2.4)$$

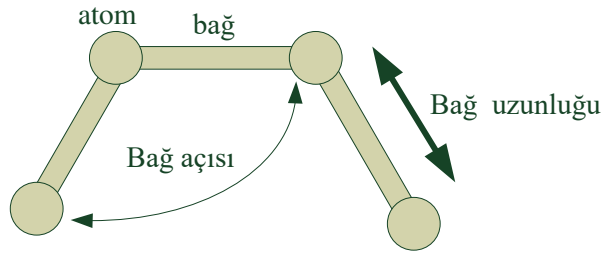
$$X(k + 1) = X(k) + dt.V(k + 1) \quad (2.5)$$

Burada dt simülasyon adım zamanını, m her bir noktanın kütleini verir. Verilen bu formül ile oluşan deformasyonlar $X(k + 1)$ hesaplanır. Bu hesaplama saniyede en az 24 kare olmalıdır ki gerçek zamanlı performans elde edilebilsin.

2.2.2. Moleküler modelleme

Moleküler modelleme kütle yay sistemlerine benzer bir yapı içerir. Deforme olabilen nesnenin atomlardan oluştuğu varsayılır ve atomlarında birbirlerine bağ (bond) kuvvetleri ile bağlı oldukları kabul edilir. Burada kütle noktaları (mass-point) atom ile, MSS' deki yaylar da bağ kuvvetleri yer değiştirmiştir. Bu benzerliğe rağmen iç kuvvet hesabı tamamen farklılaşmıştır. Kütle yay sistemleri için iç kuvvetlerin hesaplanması Eşitlik 2.1 ve Eşitlik 2.2'de verilmiştir.

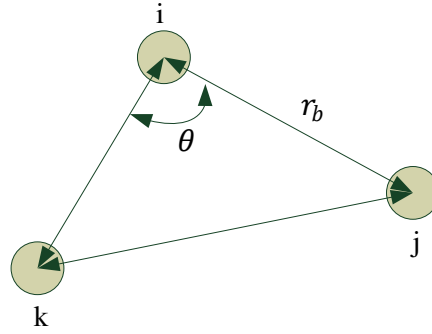
Moleküler modelleme metodunda atomlar arasındaki bağların uzunluklarının değişimi, bağlar arasındaki açının değişimi ve açı değişiminin neden olduğu bağ uzunluk değişiminden iç kuvvetler oluştuğu varsayılmıştır. Bu durum Şekil 2.11'de verilmiştir.



Şekil 2.11. Moleküler modellemede atomlar arası ilişkiler.

2.2.2.1. Bağ kuvveti

Moleküler modelleme sisteminde modeli oluşturan üçgen yapılar üzerine moleküler modelleme metodu geliştirilmiştir (Şekercioğlu ve Duysak, 2009). Üçgen yapı Şekil 2.12'de verildiği gibi 3 atomdan oluşur, i, j ve k. Bu atomların oluşturduğu bağ açısı θ olarak tanımlanmıştır. Atomlar arası bağlar r_b ile verilmiştir.



Şekil 2.12. Moleküler modelleme ve üçgen yapı.

Atomlar arasında var olduğu kabul edilen bağın oluşturduğu kuvvet bağın uzaması veya kısalması ile ilişkilidir. Bu ilişki aşağıdaki potansiyel formülü ile tanımlanmıştır. Eşitlik 2.6'de atomlar arasındaki bağ kuvvetinden oluşan kuvvetin hesaplanması gösterilmiştir.

$$\Phi_b = \sum_{atomlar} \frac{1}{2} K_b (r_b - r_0)^2 \quad (2.6)$$

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 gradyenti bağ kuvvetini verecektir,

$$f = -\nabla \Phi \quad (2.7)$$

Buradan bağ uzunluklarının değişmesi ile oluşan bağ kuvveti aşağıdaki gibi hesaplanır. Eşitlik 2.8'de bağ uzunluklarının değişmesi ile oluşan bağ kuvvetinin hesaplanması gösterilmiştir.

$$f_b = -K_b (r_b - r_0) \vec{r}_b \quad (2.8)$$

Burada $\vec{r}_b$ bağın yönünü verir. Bu kuvvet MSS de verilen kuvvet hesabı ile benzerdir. MSS de ek olarak bağ açısı kuvveti de hesaplanır.

2.2.2.2. Bağ açısı kuvveti

Üçgenleri oluşturan atomların aralarındaki açının değişimleri de bir potansiyel enerji formülü ile ifade edilir. Eşitlik 2.9'de üçgenlerin açı değişiminden kaynaklanan potansiyel enerjinin hesaplanması gösterilmiştir.

$$\Phi_{\theta} = \sum_{bağlar} \frac{1}{2} K_{\theta} (\cos \theta - \cos \theta_0)^2 \quad (2.9)$$

Eşitlik 2.10'de bağ kuvveti hesaplanması gösterilmiştir.

$$f_{\theta} = -K_{\theta} [\cos \theta - \cos \theta_0] \vec{\theta} \quad (2.10)$$

Burada $\vec{\theta}$ açılı 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.

2.2.2.3. Streç-bend kuvveti

Bu kuvvet açının değişimi ile doğan potansiyel enerjinin dengelenmesi için açığı oluşturan bağların uzunluklarını değiştirmesi olarak tanımlanır. Eşitlik 2.11'de potansiyel enerjinin hesaplanması gösterilmiştir.

$$\Phi_{b,\theta} = \sum_{üçgen} (\cos \theta - \cos \theta_0) [(r - r^0)_a + (r - r^0)_b] \quad (2.11)$$

Burada a ve b açığı oluşturan bağları ifade eder. Her üç kuvvetin toplamı moleküler modellemede oluşan toplam iç kuvveti verir.

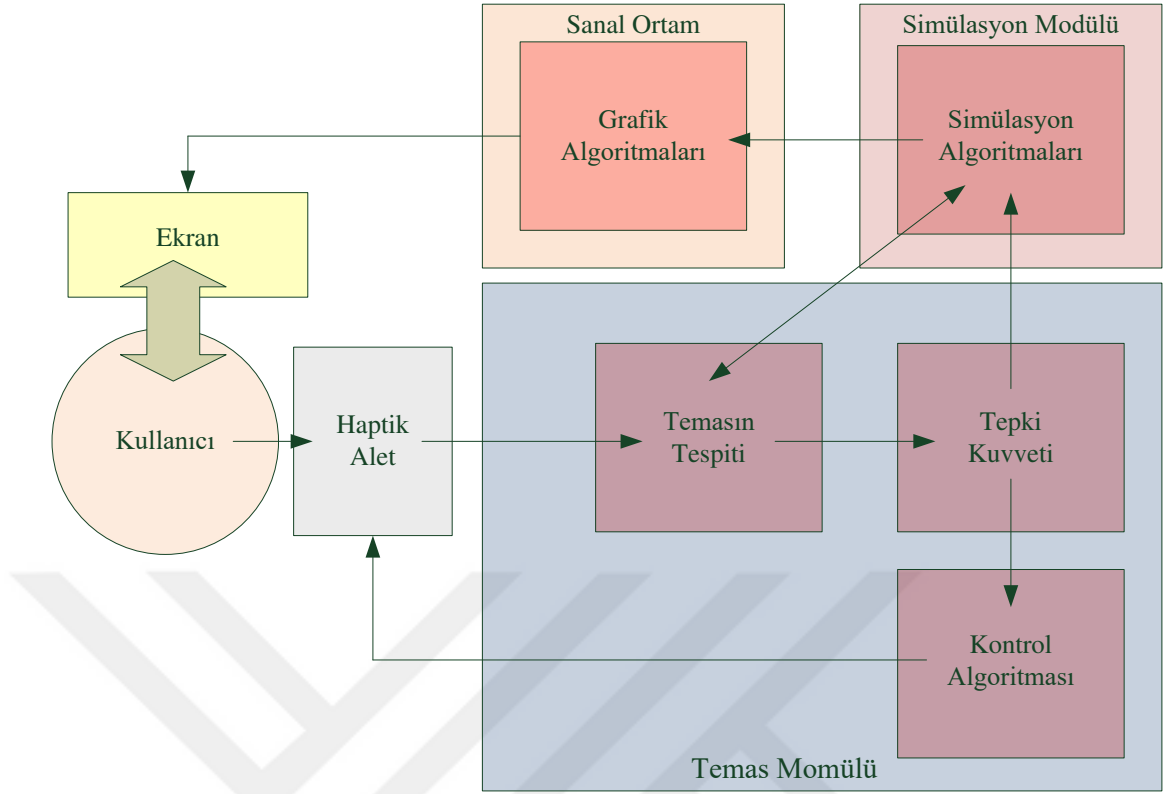
MSS de olduğu gibi bu toplam iç kuvvete dış kuvvet eklenerek her bir atoma (mass-point) etki eden toplam kuvvet bulunur. Toplam kuvvet ile noktaların (atomlar) ivmeleri, hızları ve yer değiştirmeleri explicit/implicit Euler metodu ile bulunabilir (Eşitlik 2.4 ve Eşitlik 2.5).

3. TEMAS MODÜLÜNÜN TASARIMI

Bir simülatör platformunun gerçekliğinin artırılması sadece görsel olarak iyi modellenmiş organ ve dokular ile sağlanmaz. Kullanıcı 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. Etkileşimi sağlayan cihazlara dokunsal alet denir. Kullanıcı dokunsal alet vasıtası ile sanal ortama müdahil olur ve bu alet vasıtası ile dokunma hissi verilir.

Temas modülü dokunsal aletin gerçek zamanlı olarak konumunu belirler ve dokunsal 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 (collision detection) hesaplar. Bu ünite ayrıca oluşan bu temastan dolayı doğan tepki kuvvetlerini hesaplar kontrol algoritması vasıtası ile dokunsal alete iletir. Gelen bu kuvvet dokunsal alet üzerindeki motorlar ile kullanıcıya kuvvet geri beslemesi olarak yansıtılır ki bu dokunma hissi olarak tanımlanır.

Bir ameliyat simülatörü blok diyagramı Şekil 3.1’de verilmiştir. Şekilden de görüldüğü üzere platform birden fazla alt birimden oluşur. Temasın tespiti modülü dokunsal alet ve simülasyon modülü ile etkileşimli olarak çalışır. Temas modülünün de alt birimleri bulunmaktadır. Bunlar temasın tespiti (collision detection), tepki kuvveti ve kontrol algoritması olarak verilebilir.



Sekil 3.1. Simülör sistemin alt bölümleri.

3.1 Temasın Tespiti (Collision Detection)

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 self-collision(kendi kendine çarpışma), ikincisi ise oluşan temas ve nesnelerin birbirleri ile olan intra-collision (iç çarpışma)'dır (Kockara vd., 2007; Man, vd., 2014). Eğer nesne katı olarak modellenmiş ise, deformasyon yoktur ve sadece intra-collision dikkate alınır. Bu tezde nesnelerin bazıları katı olarak (ameliyat aletleri) ve diğerleri de deforme olabilen özellikte (organlar/dokular) modellenmiştir.

Sanal nesneler genelde binler ile ifade edilen sayıda temel elemandan (üçgen veya üçgen prizma) oluşurlar. Bu tezde öncelikle çalıştığımız temas konusu ameliyat aletinin ucu ile sanal nesnenin, organ temasının bulunmasıdır. Tezde konu ettiğimiz organlardan dalak 600 nokta ve 1196 üçgenden oluşmaktadır. Ameliyat aletinin dalak organını kestiği yeri bulmak için, aletin ucu ile hangi üçgenin kesiştiğini bulmamız gerekir. Doğru parçası (ameliyat aleti) üçgen kesişim algoritması bunun için kullanılabilir. Ancak bu işlem algoritmanın 1196 defa çalıştırılması demek olabilir ki bu

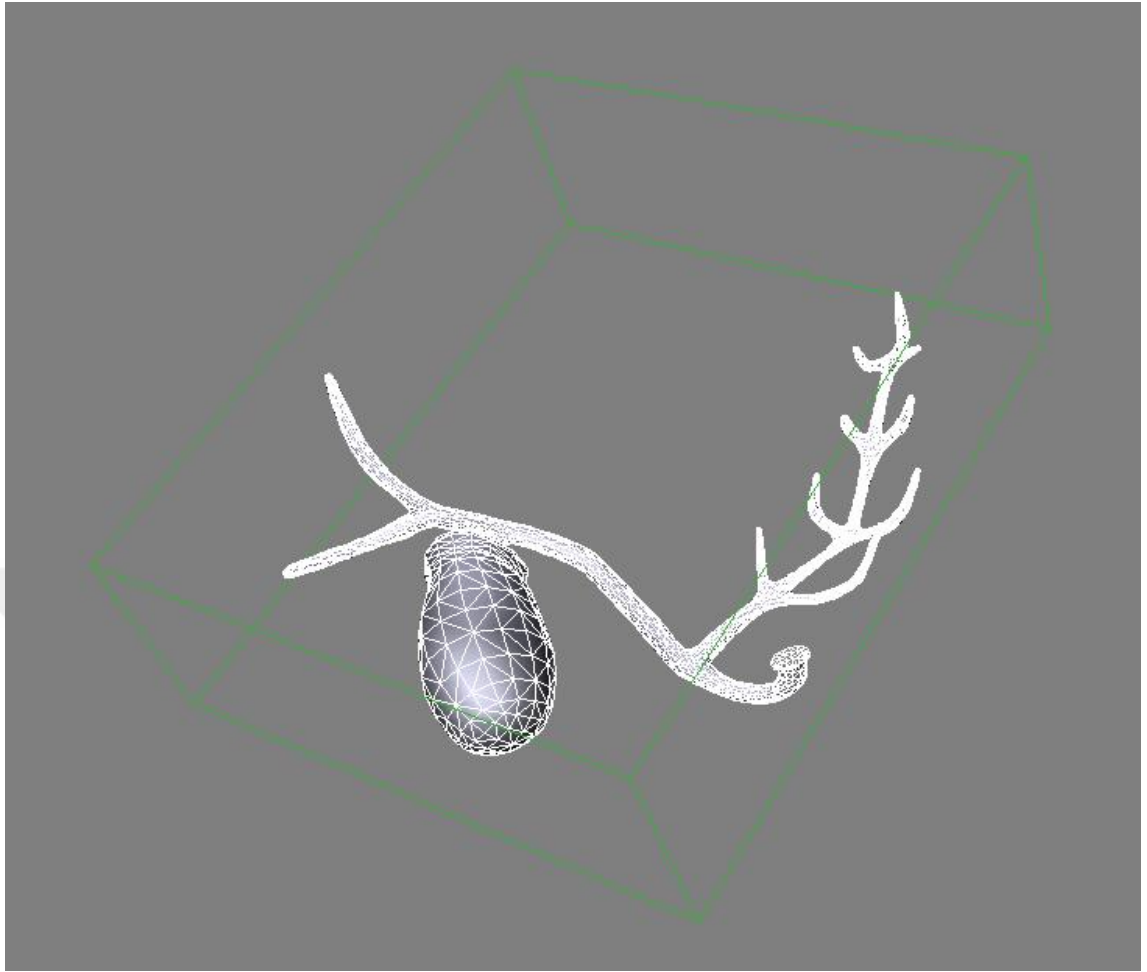
çok zaman alıcı bir hesaplama değildir. Bu hesaplamanın saniyede bin defa (1000 Hz dokunsal döngü zamanı) yapılacağı düşünülür ise gerçek zamanlı olarak çalışmak imkansız olabilecektir.

Hangi üçgenin kesiştiğini bulmak için daha pratik yöntemler önerilmiştir (Klosowski vd., 1998; Bauszat ,vd., 2010). Bu yöntemler ağaç yapısı olarak organize olduklarından hangi üçgenin temas ettiği hızlıca tespit edilir ve doğru parçası-üçgen kesişimi bulma algoritması sadece bir üçgene uygulanır. Bu tezde eksen hizalı sınırlayıcı kutular (axis-aligned bounding boxes, AABB) yöntemi kullanılmıştır.

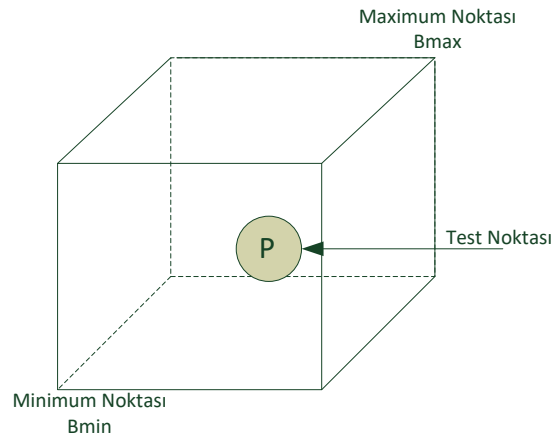
3.1.1. Eksen hizalı sınırlayıcı kutular metodu (AABB)

Sanal ortamdaki katı (deforme olmayan) ve deforme olabilen nesneler Organların Modellenmesi Ve Deformasyon Algoritmaları bölümünde gösterildiği gibi çoğunluk ile üçgen yapılardan oluşmaktadır. Temasın tespiti algoritmasının görevi ameliyat aletinin ucunun bu üçgenlerden hangisi veya hangilerini kestiğini (temas) bulmaktır. Bu temasları bulmak için ameliyat aletinin ucu ile modeli oluşturan üçgenlerin (ortalama bir modelde 4-10 bin adet üçgen) her birini teste tabi tutmak oldukça zaman alıcı bir yöntemdir ve gerçek zamanlı olarak bu işlemi yapmak çoğu zaman imkansızdır. Eksen hizalı sınırlayıcı kutular metodu temasın tespitini hızlandırmak için geliştirilmiş çok bilinen bir yöntemdir. Sanal ortamdaki her bir nesne bir AABB içindedir. Şekil 3.2’de safra organın modeli sınırlayıcı kutu (BB) içinde verilmiştir. Şekil 3.3’te sınırlayıcı bir kutu verilmiştir. Sınırlayıcı kutular iki köşesindeki maksimum ve minimum noktaları ile şekilde gösterildiği gibi tanımlanırlar.

Sahne 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 yeterli olacaktır (Löfstedt vd., 2005). Ameliyat aletinin ucunun kutu içinde olup olmadığının tespit edilmesi yeterli olacaktır (sanal model kutunun içinde).



Şekil 3.2. Safra organı ve onu çevreleyen sınırlayıcı kutu (BB).



Şekil 3.3. Sınırlayıcı kutu ve temasın tespiti.

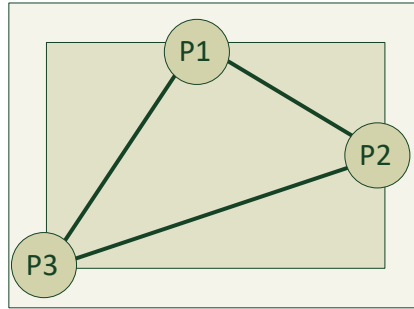
Uç noktasının herhangi bir Sınırlayıcı Hacim/kutu (Bounding Volume, Bounding Box) içinde veya dışında olduğunun (collision) hesaplaması aşağıdaki Çizelge 3.1 ile verilebilir.

Çizelge 3.1. Eksen hizalayıcı / sınırlayıcı kutunun algoritmik gösterimi

$$\begin{aligned} & \text{if}(P.x > Bmin.x \ \&\& \ P.x < Bmax.x \ \&\& \\ & \quad P.y > Bmin.y \ \&\& \ P.y < Bmax.y \ \&\& \\ & \quad \quad P.z > Bmin.z \ \&\& \ P.z < Bmax.z) \end{aligned}$$

burada P test edilecek nota (x, y, z) ve $Bmax$ ve $Bmin$ sınırlayıcı kutuyu tanımlayan koordinatlardır.

Hangi nesnenin temas halinde olduğu bulunduktan sonra nesnenin tam olarak hangi noktasından temas halinde olduğunun belirlenmesi gerekir. AABB bir ağaç algoritmasıdır ve yukardan aşağıya özyinelemeli altbölüm metodu ile oluşturulur. En üst katmanda nesnenin tamamı (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 katmanlar 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 3.4 'te en alt katmandaki bir AABB verilmiştir. Sınırlayıcı kutunun koordinatları içindeki üçgenin koordinatları ile belirlenir. Bazen sınırlarda çok küçük bir ihtiyat payı da bırakılabilir.



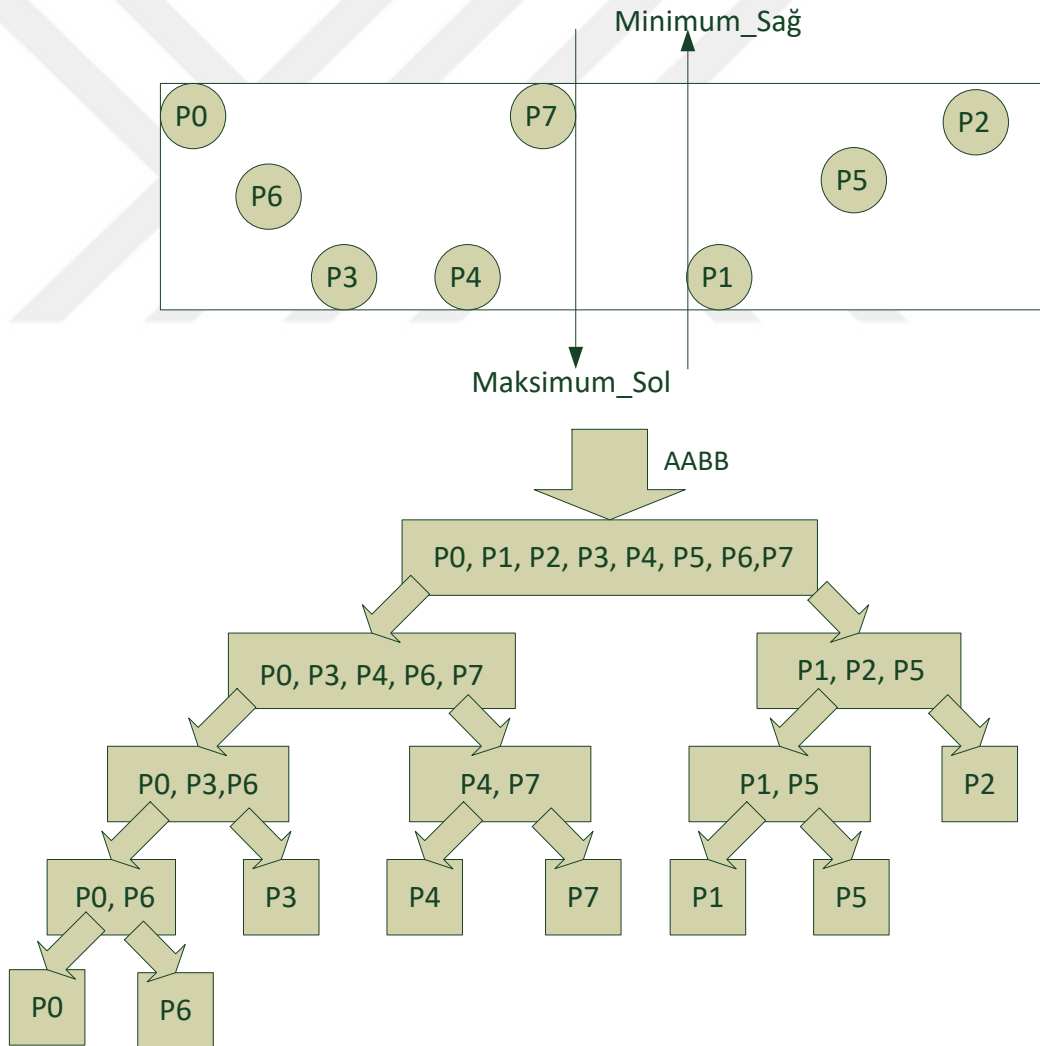
Şekil 3.4. Sınırlayıcı kutu içine yerleştirilmiş bir üçgen (kenarlarda ihtiyat payı var).

Aşağıdaki Şekil 3.5'de AABB metodu için basit bir örnek verilmiştir. Modeli oluşturan nesneler $P0 - P7$ 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 ucu bir modele temas ediyor ise modeli oluşturan ilk AABB (en üst katman) ile temas halindedir. Bu aşamadan sonra her bir altbölümde hangi AABB ile temasın olduğu test edilir ve en alt basamağa (yaprak) inilir. Burada temasın hangi üçgen ile olduğu tespit edilir (Bu seviyede her bir AABB tek bir üçgen içerir). Bu işlem sonunda, örneğimizde, en fazla 5 AABB testi yapılır, ki bu testi yapmak çok hızlı bir işlemdir.

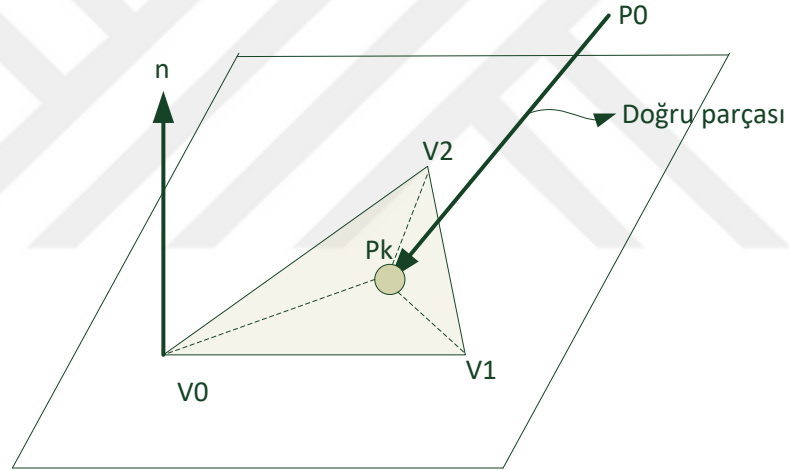
Hangi üçgenin temas halinde olduğu belirlendikten sonraki aşama üçgenin hangi noktadan kesildiği, temasın sağlandığı, hesaplanmalıdır.



Şekil 3.5. Eksen hizalı sınırlayıcı kutular metodu ağaç yapısı ile gösterimi.

3.1.2. Doğru parçası-üçgen kesişim noktasının bulunması

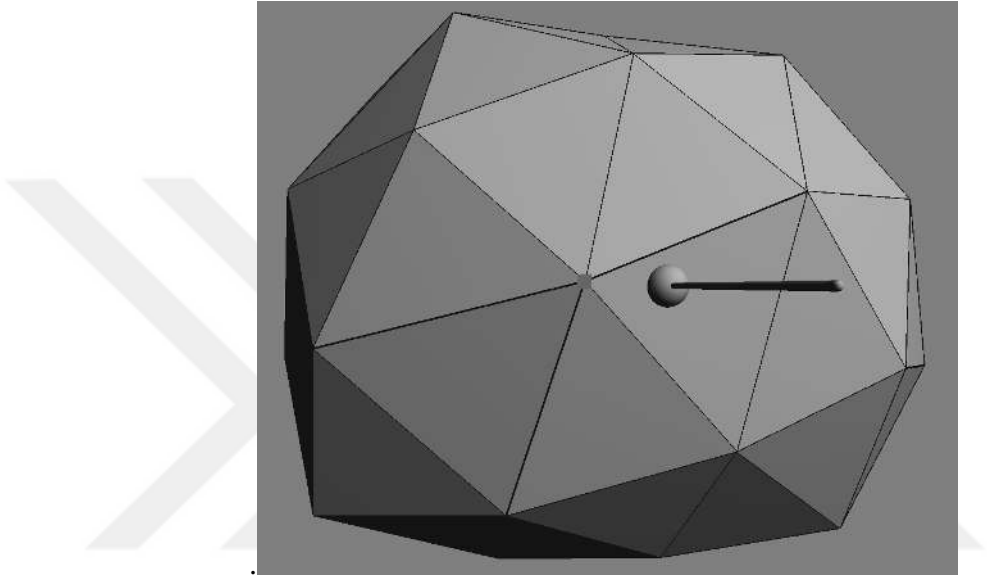
Ameliyat aletinin ucunun üçgeni kesip kesmediğinin bulunması ve eğer kesiyor ise temas noktasının hesaplanması bilgisayar grafikleri alanında çok çalışılan bir konudur. Ameliyat aletinin bir ucundan diğer ucuna olan mesafesi bir doğru parçası olarak düşünülebilir ve ışın-üçgen kesişim (ray-triangle intersection) algoritması kesim noktasının bulunması için kullanılabilir. Ameliyat aletinin başlangıç ve bitiş noktalarını bilmekteyiz ve buradan doğru parçasının yönü ve uç noktası hesaplanabilir. Şekil 3.6'da bir kesişim durumu verilmiştir. Burada $P0$ ameliyat aletinin başlangıç noktası Pk ise bitiş noktasıdır. Pk kesim noktasının bulunması için literatürde birden farklı algoritma verilmiştir. (Löfstedt vd., 2005; Segura, vd., 2001). Bu tezde (Majercik vd., 2018) algoritması kullanılmıştır.



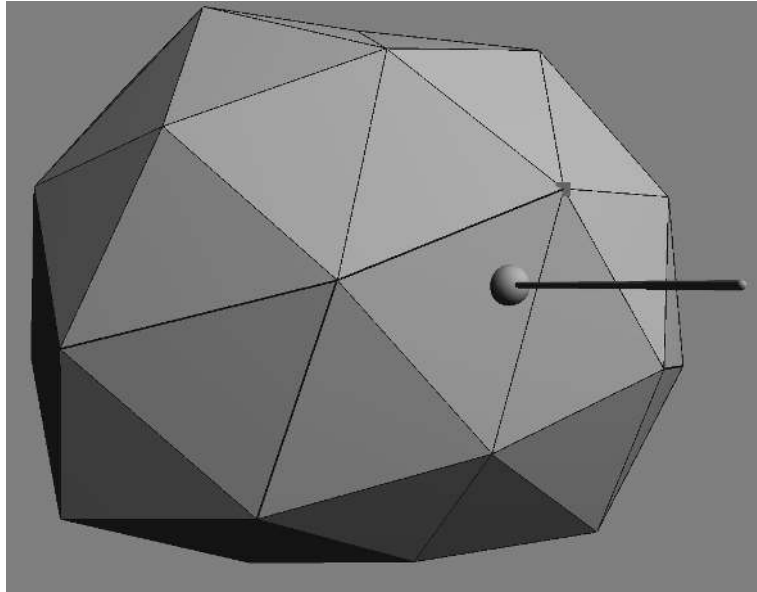
Şekil 3.6. Doğru parçası-üçgen kesişimi, Pk kesim noktası.

Üçgenin kesim noktası bulunduktan sonra algoritma kesim noktasının üçgenin hangi noktasına daha yakın olduğunu hesaplamaktadır. En yakın nokta temas noktası olarak işaretlenmektedir. Basit bir sanal model (66 üçgen 45 noktadan oluşan) ile sanal bir probun teması Şekil 3.7'de simüle edilmiştir. Şekillerden de görüleceği üzere aynı üçgen üzerindeki farklı temas noktalarına göre üçgenin farklı köşeleri temas noktası olarak belirlenmiştir. Bu simülasyon göstermektedir ki, gerçekleştirilen sınırlayıcı kutular, doğru parçası-üçgen teması ve temas noktası tespit algoritmaları başarı ile çalışmaktadır.

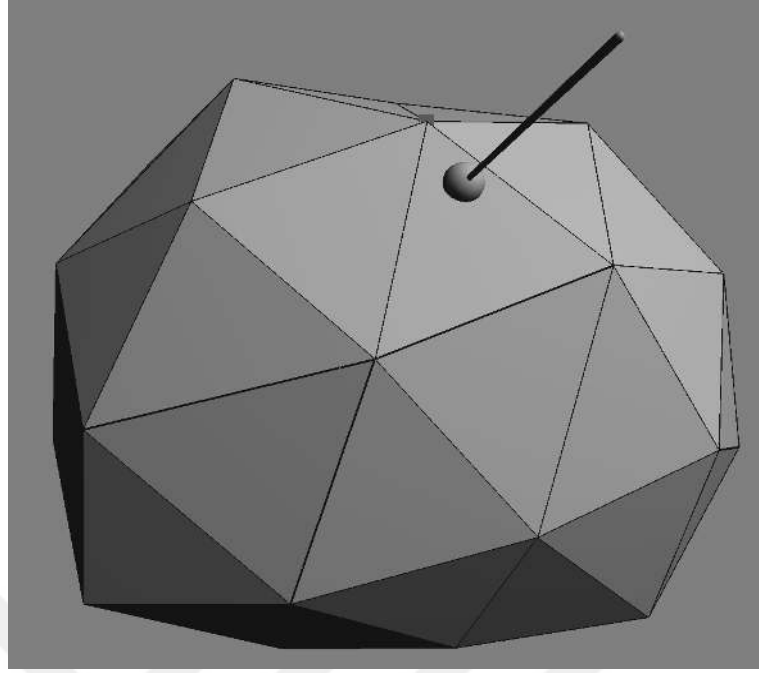
Şekil 3.7’de üçgen üzerinde temasa en yakın köşe temas noktası olarak işaretlenmesi gösterilmiştir. Şekil 3.8’de ise aynı üçgen üzerinde temasa en yakın başka köşe temas noktası olarak işaretlenmesi gösterilmiştir. Şekil 3.9’da başka bir üçgen içerisinde temasa en yakın nokta temas noktası temas noktası olarak seçilmiştir. Şekil 3.10’da ve Şekil 3.11’de temas tespiti algoritmaların farklı üçgenler ve farklı noktaların temas noktası olarak gösterilmiştir.



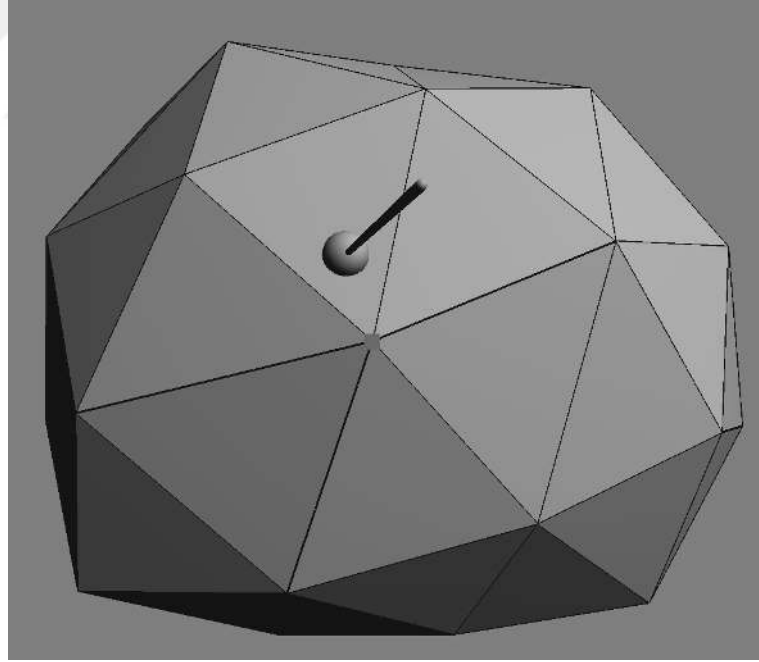
Şekil 3.7. Üçgen üzerinde temasa en yakın köşe temas noktası olarak işaretlenmesi.



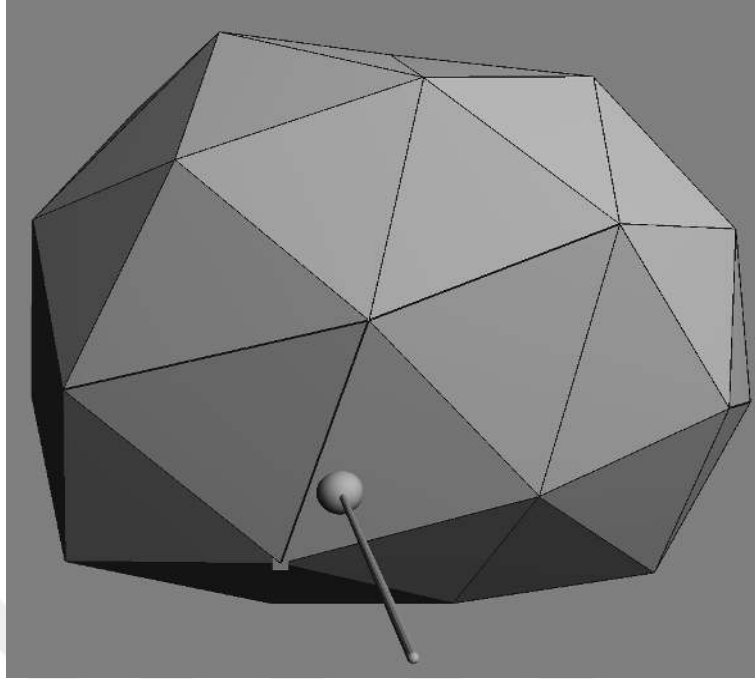
Şekil 3.8. Aynı üçgen üzerinde temasa en yakın başka köşe temas noktası olarak işaretlenmesi.



Şekil 3.9. Başka bir üçgen içerisinde temasa en yakın nokta temas noktası olarak işaretlenmesi.



Şekil 3.10. Temas tespit algoritmasının kullanılarak temasa en yakın nokta temas noktası seçilmiştir.



Şekil 3.11. Temas tespit algoritmasının kullanılarak temasa en yakın nokta temas noktası seçilmiştir.

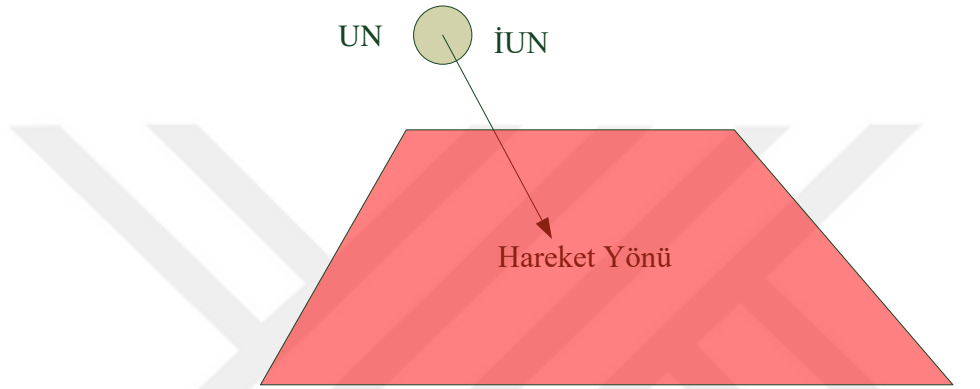
3.2 Tepki Kuvveti

Dokunsal aletin pozisyonuna göre, sanal nesneler ile 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.

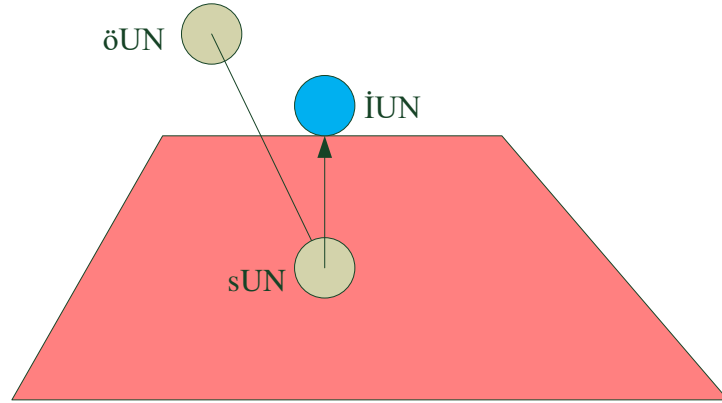
Dokunsal uç noktası nesne ile temas sağladığında ve onu yüzeyden içe doğru ittiğinde (veya çektiğinde) temasın derinliğine göre bir tepki kuvveti hesaplanır. Derinlik arttıkça bu kuvvetin şiddeti de artacaktır. Bu tepki kuvveti dokunma hissi oluşturur. İnsan dokunma hissi çok hassastır ve işlem hızı en az 1000 Hz hız gerektirir. Bu dokunsal ünitenin yaklaşık 1000 Hz de çalışması zorunluluğunu getirir (Hu vb., 2006; Kadleček, 2014). Daha düşük çalışma hızları osilasyonlara sebep olur. Buna karşın grafik modülü yaklaşık 30Hz de çalışması yeterli olacaktır. Görüntüde süreklilik için en az 24/30 kare sayısı/saniye yeterlidir. Ancak günümüzün gelişen teknolojisi ile bu oran daha yukarılara çekilebilmektedir.

Dokunsal ucun hareketine ve temas noktasının derinliğine göre tepki kuvveti ve sanal ucun konumu belirlenir. Aşağıdaki Şekil 3.12’de dokunsal kolun hareketinden doğan sanal ortamda konum belirleme gösterilmiştir. Sanal nesnenin iki boyutlu kesiti

bu şekilde gösterilmektedir. Dokunsal aletin ucu başlangıç anında UN (uç noktası) olarak verilsin. Ucu hareket yönü ok ile şekilde belirtilmiştir. Bir sonraki zaman basamağında dokunsal aletin geldiği yer sUN ile belirtilmiş ve bir önceki zaman basamağındaki konumu şimdi öUN ile şekillerde belirtilmiştir. Sanal ortamdaki dokunsal ucu yeni pozisyonu şekilde İUN (ideal uç noktası) olarak tanımlanmıştır. Bu nokta sUN noktasından yüzeye çizilen dikmenin yüzey ile kesiştiği nokta olarak tanımlanır.

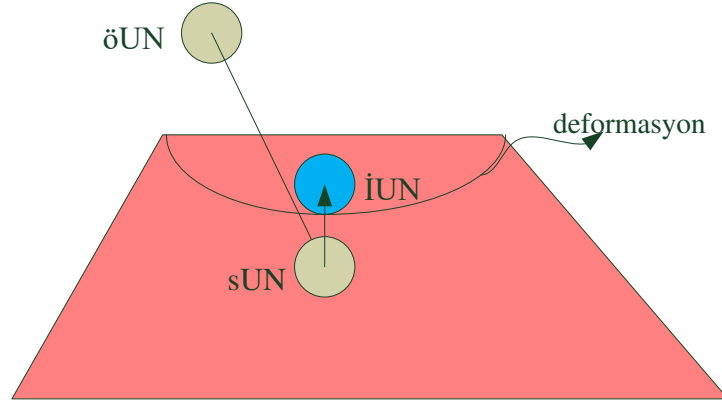


Şekil 3.12. Haptik ucun (UN) başlangıç noktası, ideal de bulunması gereken nokta (İUN) ve hareket yönü.



Şekil 3.13. Haptik ucun hareketine göre sanal ortamdaki pozisyonunun katı cisimler için belirlenmesi.

Eğer cisim katı ise dokunsal uç öUN den başlayıp İUN noktasına gelecektir ve hiçbir zaman sUN noktasına ulaşamayacaktır, Şekil 3.13'te Cisim deforme olabilen bir nesne ise deformasyon algoritması deformasyon miktarını hesaplayacak ve İUN yeni konumuna atanacaktır. Bu durum aşağıdaki Şekil 3.14'te gösterilmiştir.



Şekil 3.14. Deformasyon durumunda sanal ucun pozisyonunun belirlenmesi.

Tepki kuvvetinin belirlenmesi için sUN ile İUN arasında sanal bir yay olduğu varsayılır. Bu durum aşağıda Şekil 3.15’de gösterilmiştir. Eşitlik 3.2’de bu iki nokta arasındaki mesafeye göre yay teoreminden tepki kuvvetin hesaplanması gösterilmiştir.

$$f_t = -K_t \cdot X \quad (3.2)$$



Şekil 3.15. Tepki kuvvetinin hesaplanması.

Hesaplanan bu tepki kuvveti kontrol algoritması vasıtası ile dokunsal cihaza iletilir.

3.3 Kontrol Algoritması

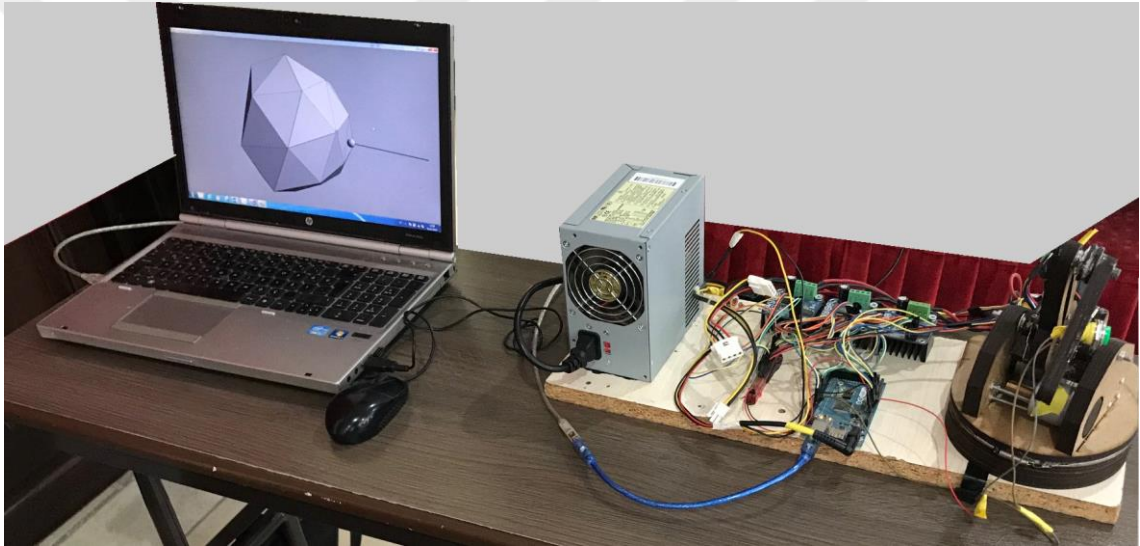
Kontrol algoritmasının görevi sanal ortamda hesaplanan tepki kuvvetini alarak dokunsal kol üzerindeki motorları sürmek ve kullanıcıya gerçekçi bir dokunma hissi oluşturmaktır. Bu algoritmalar oluşan tepki kuvvetinin yönü ve şiddetine göre hangi motorun ne miktarda tork üreteceğini hesaplar.

Tez kapsamında temas anında motorlar maksimum tork üretecek şekilde sürülmüşlerdir. Bu durum temasın hissedilmesini sağlamaktadır. Ancak oluşan

deformasyona göre değişken güç geri beslemelerini içeren kontrol algoritmaları bu tezin kapsamı dışında tutulmuştur.

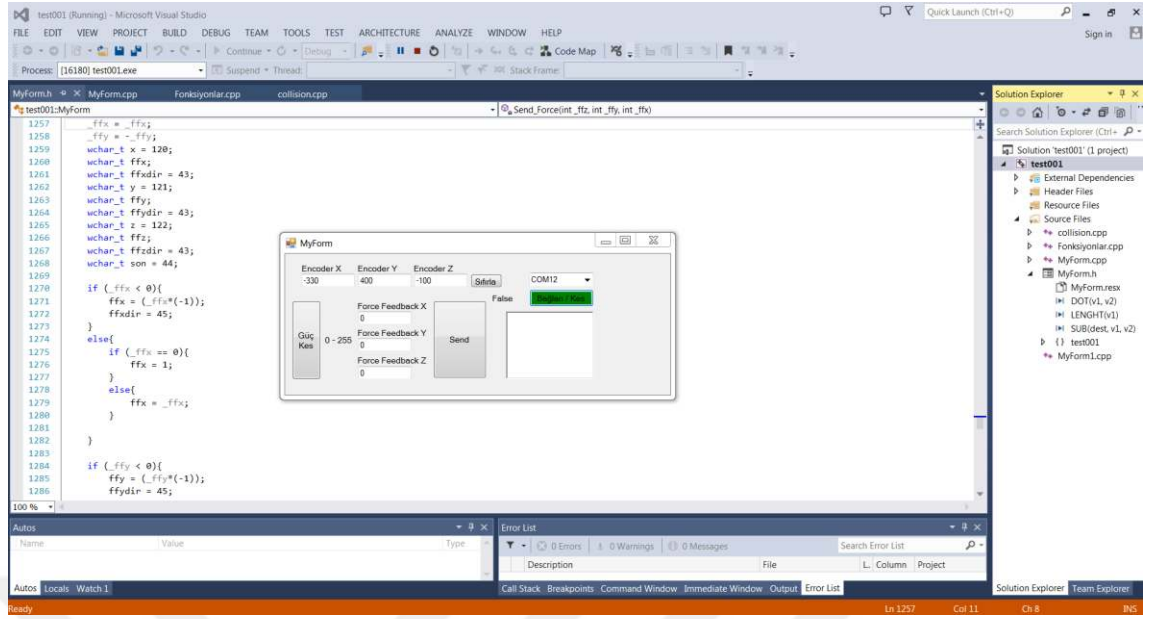
3.4 Dokunsal Tasarım

Bu tez kapsamında yerli tasarım ve üretim bir dokunsal cihazın tasarlanması, üretilmesi ve test edilmesine destek verilmiştir. Dokunsal cihazın gereksinimleri, çalışma hacmi, serbestlik dereceleri, haberleşme yazılımları ve testleri gibi birçok alanda katkı sunulmuştur. Dokunsal cihazın mekanik olarak üretilmesi ve elektronik olarak sürülmesi tezin kapsamı dışındadır. Tez kapsamında kullanılan deneysel düzenek ve bileşenleri Şekil 3.16’da gösterilmiştir.



Şekil 3.16. Tez kapsamında kullanılan deneysel düzeneğin gösterimi.

Tez kapsamında dokunsal cihaz için bir ara yüz tasarlanmıştır. Bu ara yüz 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 3.17’de gösterilmiştir. Cihazın geliştirilme süreci tez kapsamında geliştirilen yazılımlar ile testleri yapılarak devam etmektedir.



Şekil 3.17. Simülasyon ile deneysel düzeneğin haberleşmesi için geliştirilen haberleşme yazılımının ara yüzü.

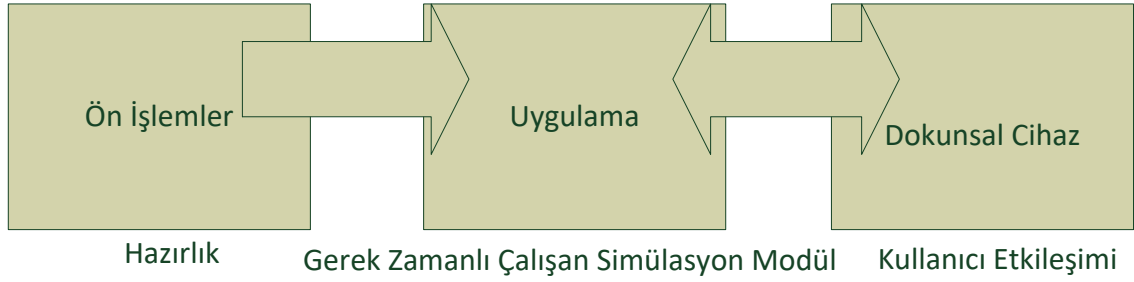
4. SİMÜLASYON YAZILIM PLATFORMU

Bir ameliyat simülatörü platformu Şekil 4.1’de görüldüğü gibi üç temel unsurdan oluşur. Tüm hazırlık süreçlerini içeren “Ön İşlemden” bloğu simülatörde kullanılacak organların, dokuların, mesh modellerin, desenlerin renklerin, ilgili metinlerin ve ilgili senaryoların hazırlandığı birimdir. Simülatörün uygulama alanına göre gerekli modeller iki farklı yöntem ile elde edilir. Yöntemlerden birisi gerçek hasta verilerinden, yani MRG veya BT veriler kullanılarak model elde edilmesidir. Medikal görüntüleme cihazlarından elde edilen verileri kullanarak model elde etmek için geliştirilmiş birden fazla paket program vardır (Slicer, 2019; Vsg3d, 2019). Bu programlar kullanılarak ilgili modeller elde edilir. İkinci yöntem ise bir tasarımcı tarafından 3B çizim programları (Autodesk, 2019; Pixologic, 2019) kullanılarak modellerin 3B olarak çizilmesidir.

Birinci yöntemin zorluğu bazı organların etrafında oluşan yağ tabakalarının ve diğer dokuların modelden ayrılmasının zaman alıcı bir süreç olması ve bazen modelin tam olarak elde edilememesidir. Bu yöntemin ikinci bir kısıtlılığı da model çeşitliliğinin az olmasıdır. Ender bulunan durumları içeren hastaların ve onlardan alınacak verilerin teminindeki zorluktur. İkinci yöntem sentetik veri/model içerir. Ancak her durum/hastalık için modeller çizilebilir.

Elde edilen modeller simülasyon algoritmalarının kullanabileceği formata uyarlanır. Bu işlem uygun mesh yapının (üçgenlerden oluşan) elde edilmesi ile başlar. Mesh yapılar için her bir üçgenin köşe noktalarının (mass point), kenar uzunlukları (springs) ve bunlar (üçgen, köşe nokta ve kenar) için komşuluk ilişkilerinin belirlenmesi de hazırlık sürecinde olur. Organ/dokular için kullanılacak renk ve desenler de hazırlık aşamasının konusudur. Ameliyat senaryoları (simülatörün konusu, içeriği) de ön hazırlık aşamasında geliştirilir. Simülatörün hangi bölgede ne tür operasyonlara izin vereceği/kullanılabileceği belirlenir.

Ameliyat Aleti-Organ/Doku Etkileşiminin Simülasyonu

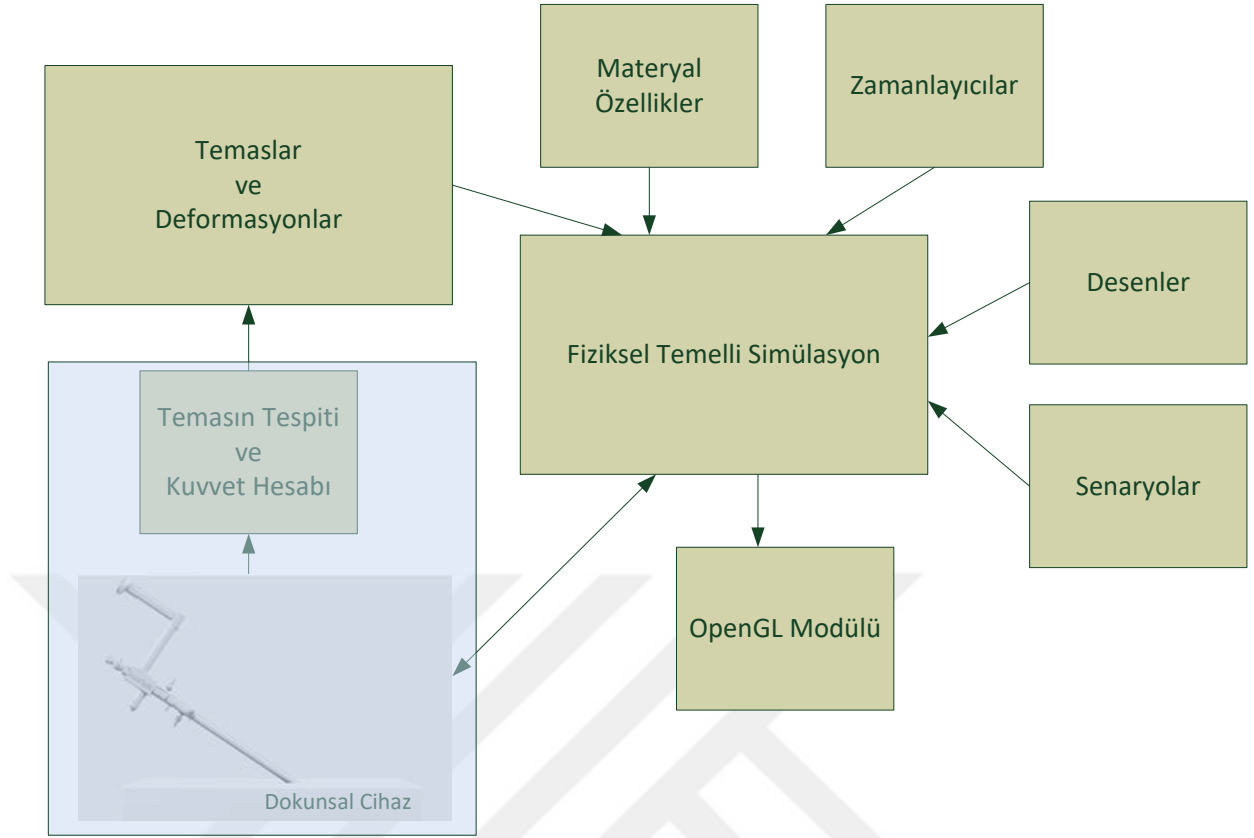


Şekil 4.1. Ameliyat simülatörünün 3 temel bileşeni.

Bu tez kapsamında tüm hazırlık işleri (modelleme, uygun mesh yapılar ve ilişkiler) gerçekleştirilmiştir. Bu kısım tez kapsamına alınmamıştır, ancak hazırlanan modeller tez kapsamında geliştirilen yazılımlarda kullanılmıştır. Kullanıcı etkileşimi ile ilgili tez kapsamına giren konular Temas Modülünün Tasarımı bölümünde verilmiştir.

4.1 Gerçek Zamanlı Çalışan Simülasyon Modülü

Simülatör platformunun temel yazılımlarını ve simülasyon döngülerini içeren modüldür. Tüm sistemi çalıştırır. Temel olarak bu modülün alt birimleri Şekil 4.2’de verilmiştir. Bu Modüldeki yazılımların bir kısmı tezin içerisinde farklı bölümlerde ele alınmıştır. Deformasyon algoritmalarını içeren teorik bilgiler Organların Modellenmesi Ve Deformasyon Algoritmaları bölümünde detaylı olarak verilmiştir. Dokunsal cihaz ile etkileşimi sağlayan modül Temas Modülünün Tasarımı bölümünde verilmiştir. Platformu oluşturan diğer yazılımlar ve yazılımın genel yapısı bu bölümde irdelenmiştir.



Şekil 4.2. Simülör platformunun bileşenleri.

4.2 Yazılım Altyapısı

Platformu oluşturan yazılımlar temel bazı sınıfların tanımlaması ile başlamıştır. Bu sınıflar Nokta, Yay ve Yüzey olarak modeli tanımlarlar. Nokta sınıfı üçgenlerin köşelerini oluşturan noktaları içerir. Bu noktaların x , y ve z değerlerini, noktanın ağırlığını (mass-spring system için), noktanın sınıfını (sınır şartları) ve tanımlanmış ise diğer özel şartları içerir. Çizelge 4.1’de simülasyon yazılımı içerisinde tanımlanan nokta sınıfının yapılandırıcı fonksiyonu sunulmuştur.

Çizelge 4.1. Nokta sınıfı için yapılandırıcı fonksiyonun tanımlanması

```

struct nokta
{
    double x,y,z,m;
    int Ns,D
}
  
```


Yay sınıfı yayın başlangıç uzunluğunu, sertlik ve sönümlenme sabitlerini, yayın iki ucundaki noktaları (üçgenin hangi köşeleri), yayın sınıfını ve diğer durumları tutar. Çizelge 4.2’de simülasyon yazılımı içerisinde tanımlanan yay sınıfının yapılandırıcı fonksiyonu sunulmuştur.

Çizelge 4.2. Yay sınıfı için yapılandırıcı fonksiyonun tanımlanması

```
struct yay
{
  double r0, K, D;
  int a, b
  int Ys, D
}
```

Yüzey sınıfı modeli oluşturmak için kullanılan üçgenleri tutar; üçgenin köşe noktalarını, üçgeni oluşturan yayları, yüzey normallerini ve üçgenin sınıfını tutar. Çizelge 4.3’te simülasyon yazılımı içerisinde tanımlanan üçgen sınıfının yapılandırıcı fonksiyonu sunulmuştur.

Çizelge 4.3. Üçgen sınıfı için yapılandırıcı fonksiyonun tanımlanması

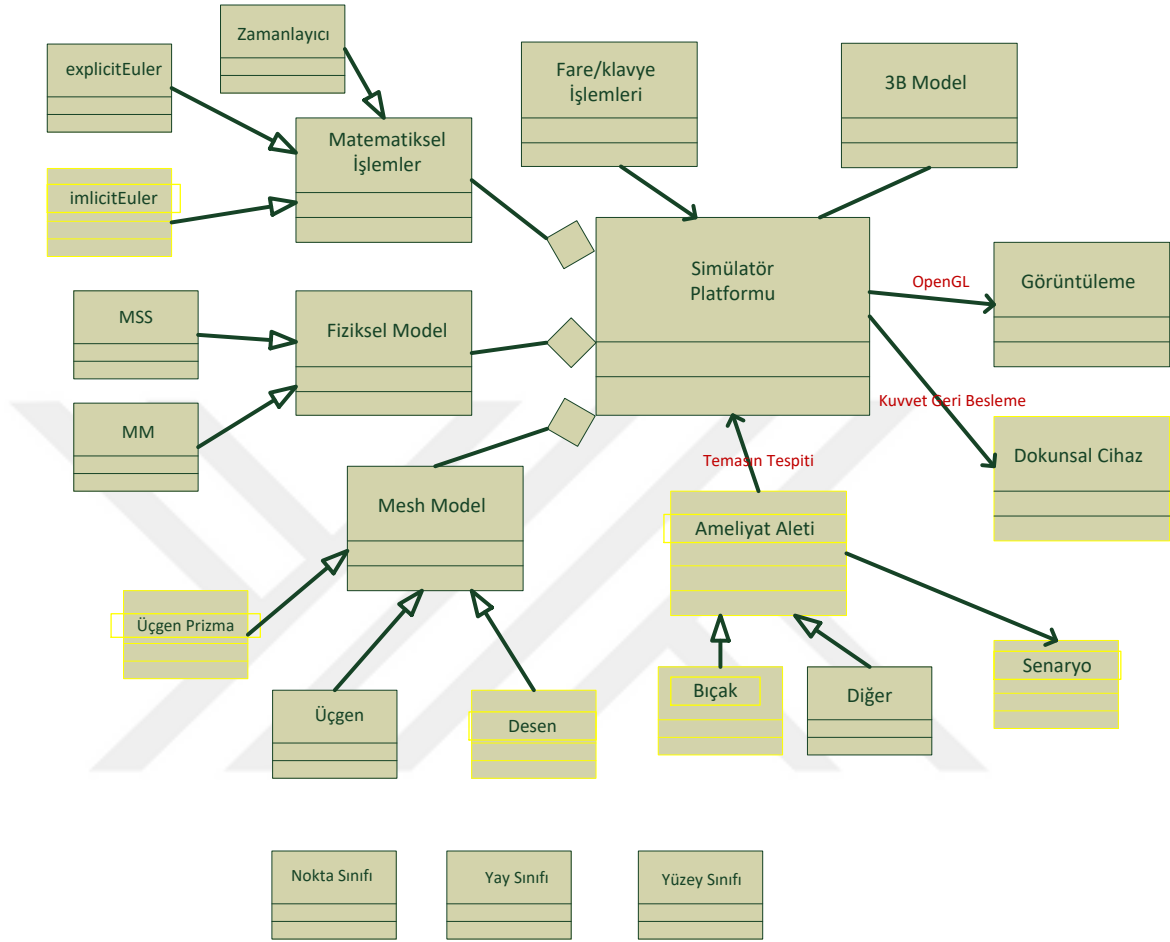
```
struct ucgen
{
  double n;
  int a, b, c, s1, s2, s3
  int Ns, D
}
```

Yazılım altyapısını oluşturan diğer sınıf yapıları ve ilişkileri Şekil 4.3.’te verilmiştir. Aşağıdaki bölümlerde bu yapıların tanımlanmamış olanları detaylı olarak irdelenmiştir.

4.2.1. Matematiksel işlemler

Tüm vektörel işlemler (vektörlerin uzunluğu, toplamı, sabit ile çarpımı, farkı, iç çarpımı, çapraz çarpımı, normalizasyonu gibi) burada tanımlanmıştır. Üçgenlerin yüzeylerinin normal hesabı gerçek zamanlı olarak burada yapılmaktadır. Deformasyon

algoritmalarının kullandığı integrasyon metotlar (implicit ve explicit Euler) bu birimde gerçekleştirilir.



Şekil 4.3. Yazılımı oluşturan sınıf yapıları.

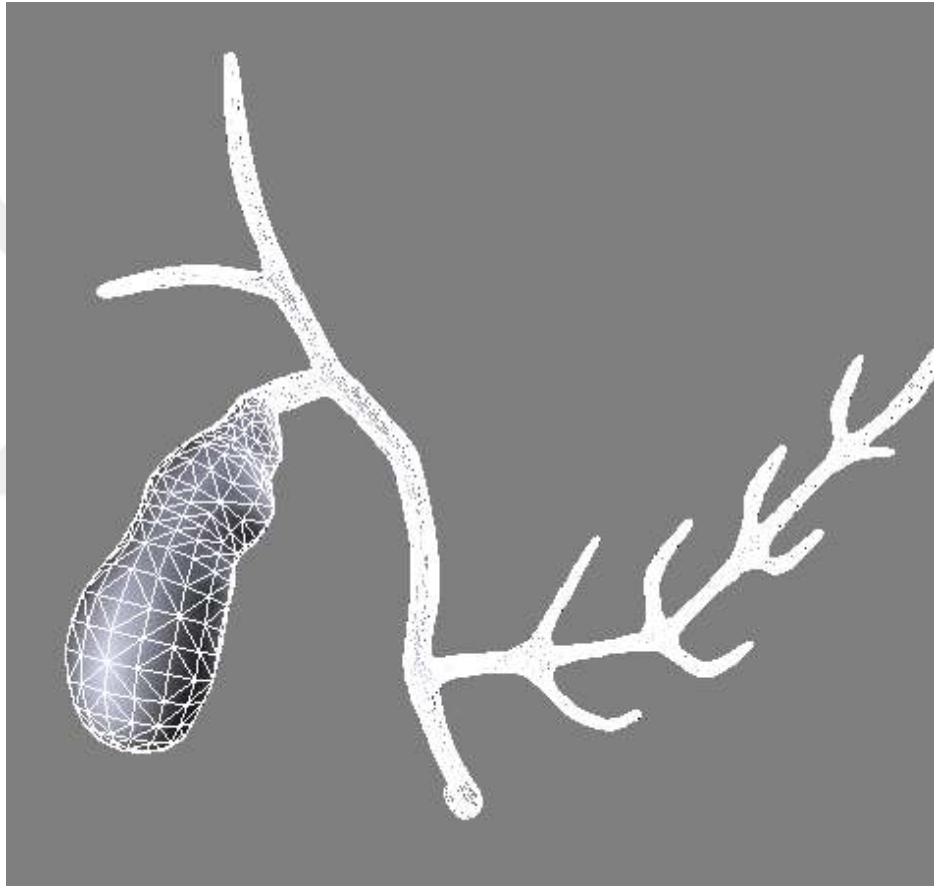
4.2.2. Fiziksel model

Deformasyon algoritmaları kütle yay sistemleri ve moleküler modelleme Organların Modellenmesi Ve Deformasyon Algoritmaları bölümünde detaylı olarak verilmiştir yazılım olarak burada gerçekleştirilmiştir.

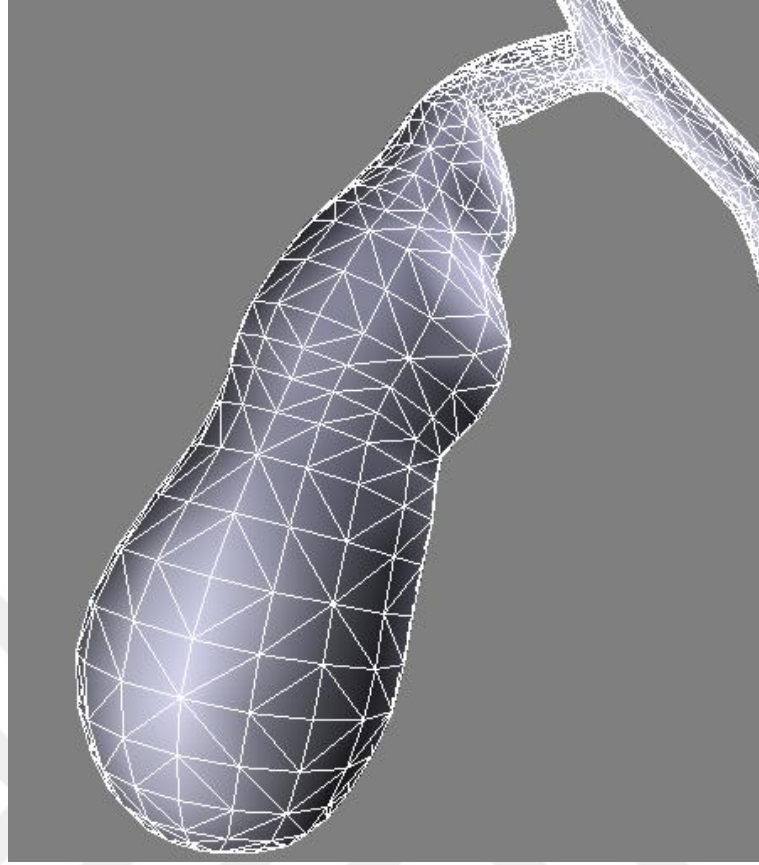
4.2.3. Mesh (Örgü) model

Sanal modeller üçgen/üçgen prizma temel elemanlarından oluşur (daha az uygulama voksel kullanmaktadır). Aşağıdaki Şekil 4.4 ve Şekil 4.5'te bir sanal model ve onun yakın görüntüsü verilmiştir. Şekilden de görüleceği üzere model üçgenleri ağ yapısı olarak birleşiminden oluşmaktadır.

Temasın tespiti algoritması ameliyat aletinin bu üçgenlerden hangisini kestiği bulur. Deformasyon algoritmaları ise bu üçgenlerin temas sonrasında aldığı yeni pozisyonlarını tespit eder. Üçgenlerin çok sayıda olması şeklin daha detayı ve gerçekçi görünmesini sağlayacaktır. Ancak çok sayıda üçgen gerçek zamanlı çalışmayı zora sokar. Bu iki durum arasında bir denge kurulmalıdır. Mesh model hazırlık aşamasında üretilir ve üçgen yapılar arasındaki ilişkiler ve başlangıç değerleri model ile kaydedilir. Modellerin rengi ve eklenecek desenleri de bu birimde belirlenir.



Şekil 4.4. Safra organının mesh olarak modellenmesi.



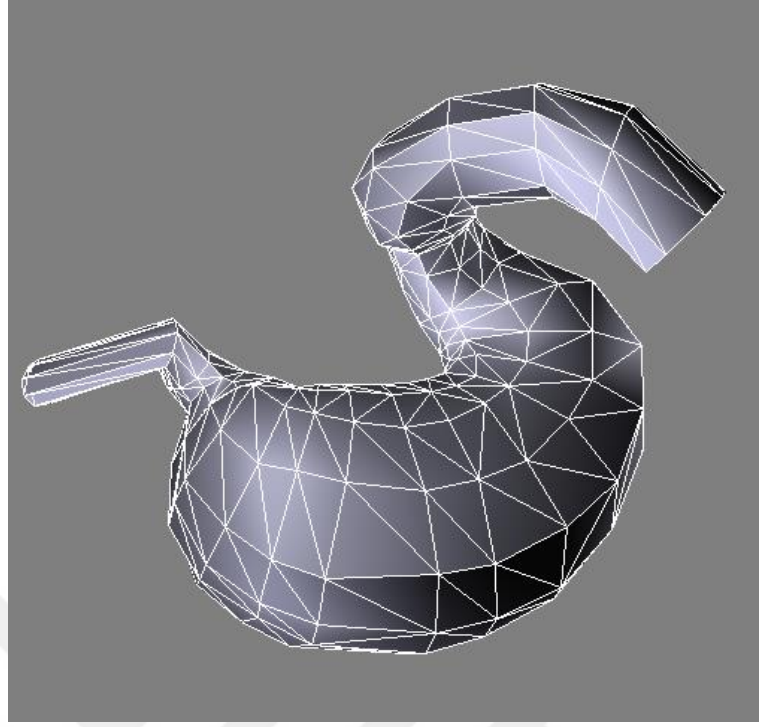
Şekil 4.5. 3B modeli oluşturan üçgensel yapı olarak safra görüntüsü.

4.2.4. Görüntüleme / fare / klavye işlemleri

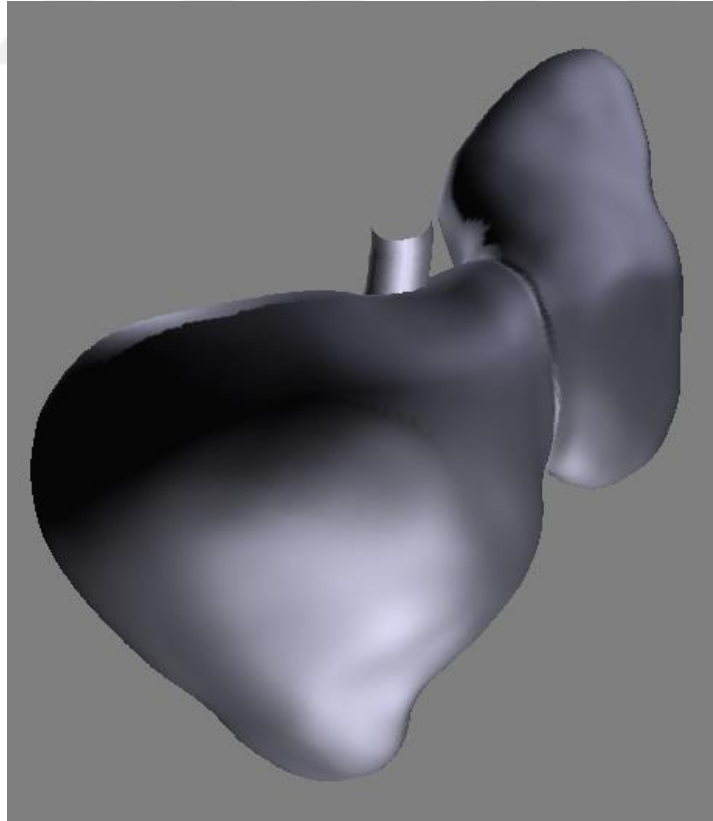
Grafik modülünün tamamı OpenGL (OpenGL, 2019) kütüphaneleri kullanılarak yazılmıştır. Her platforma çalışmasının yanında OpenGL kütüphaneleri grafik kartları ile uyumludur ve hızlı çalışırlar.

4.2.5. 3B modeller

Simülâtör platformunun hazırlık aşamasın da simülâtörde kullanılacak modeller hazırlanır. Tez kapsamında birden fazla model hazırlanmış ve geliştirilen algoritmalar ile kullanılmıştır. Şekil 4.6’da simülâtör yazılımı platformunda mide organın üçgensel yapı ile 3B modellenmesi gösterilmiştir. Şekil 4.7’de simülâtör yazılımı platformunda karaciğerin üçgensel yapı ile 3B modellenmesi gösterilmiştir.

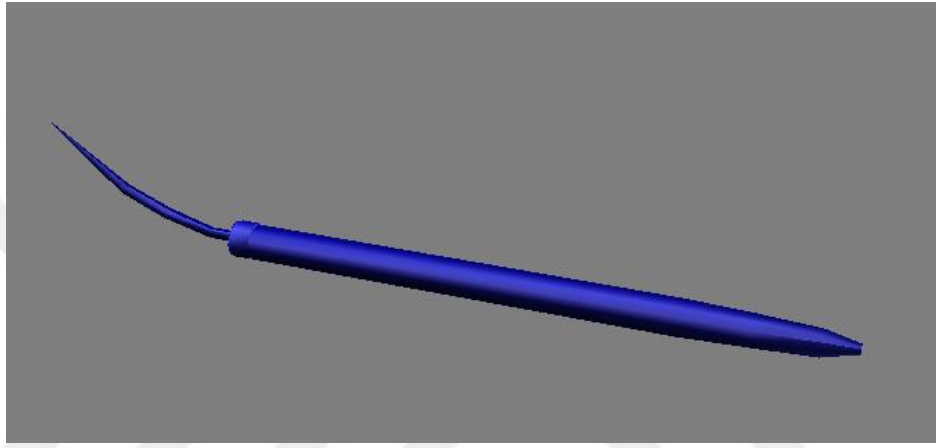


Şekil 4.6. Simülâtör yazılımı platformunda mide organının üçgensel yapı ile 3B modellenmesi.

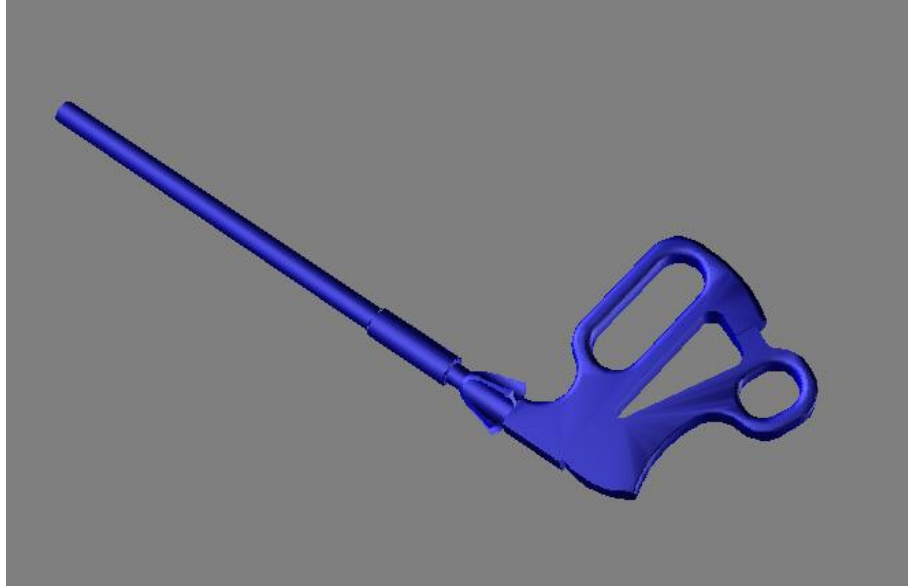


Şekil 4.7. Simülâtör yazılımı platformunda karaciğerin 3B modellenmesi.

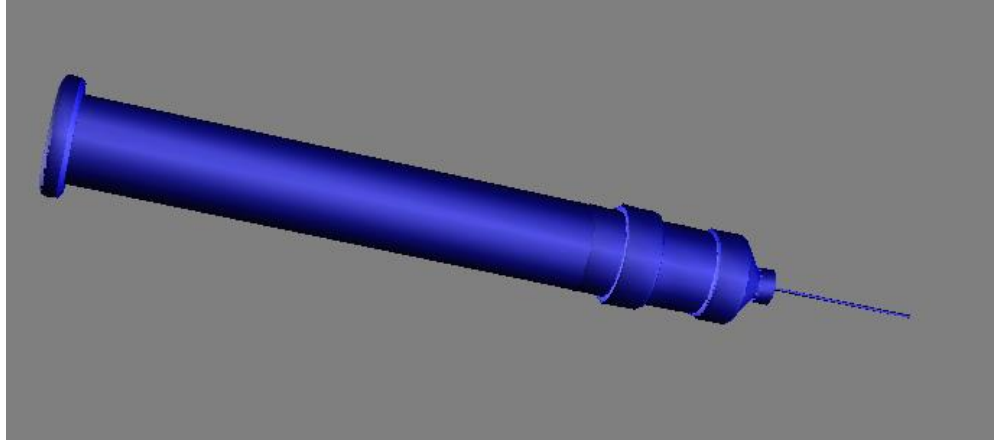
Simulator platformu simülasyonda kullanılacak ameliyat aletlerinin 3B modellerini de içermelidir Aşağıdaki şekilde bazı ameliyat aletlerinin 3B modelleri verilmiştir. Bu aletlerin gerçekleri dokunsal kola takılarak kullanıcı tarafından kullanılır. Sanal modeller ise grafik ekranın kullanılır. Şekil 4.8’de ameliyat için kullanılan tutucu aletinin 3B modellenmesi gösterilmiştir. Şekil 4.9’da ameliyat için kullanılan laparoskop aletinin 3B modellenmesi gösterilmiştir. Şekil 4.10’da ameliyat için kullanılan şırınga aletinin 3B modellenmesi gösterilmiştir.



Şekil 4.8. Ameliyat için kullanılan tutucu aletinin 3B modellenmesi.



Şekil 4.9. Ameliyat için kullanılan laparoskop aletinin 3B modellenmesi.



Şekil 4.10. Ameliyat için kullanılan şırınga aletinin 3B modellenmesi.

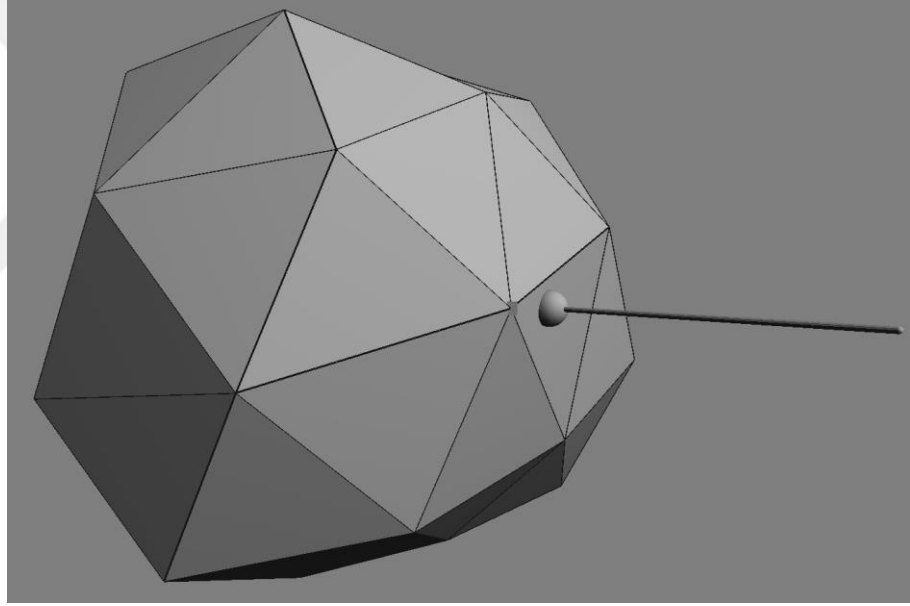


5. DENEYSEL ÇALIŞMALAR

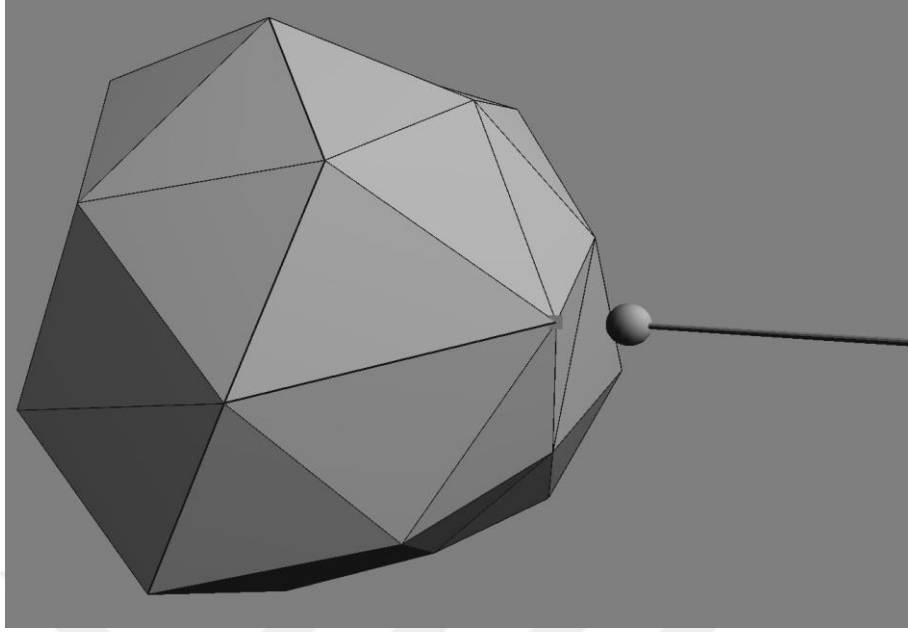
Geliştirilen simülatör platformu yazılımları farklı modeller ile başarı ile test edilmiştir. Yazılımı oluşturan temasın tespiti, tepki kuvveti, gerçek zamanlı görüntüleme ve deformasyon sonuçları görsel olarak ve hız olarak istenilen seviyede olmuştur.

5.1 Deforme Olabilen Basit Bir Modelin Deformasyon Simülasyonu

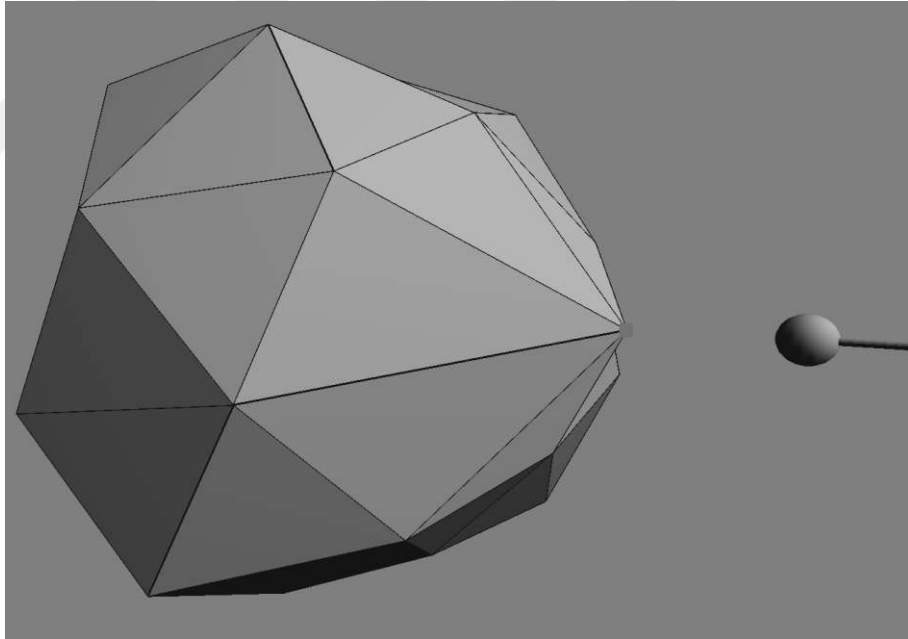
Şekil 5.1’de basit bir modelin bir sanal alet ile etkileşimi görülmektedir. Şekil 5.2’de temasın başlangıç durumu verilmiştir. Şekil 5.3 ve Şekil 5.4’de simülatör yazılım platformunda örnek bir 3B model üzerinde yapay nesnenin çekilmesi esnasında oluşan deformasyonun benzetimi gösterilmiştir.



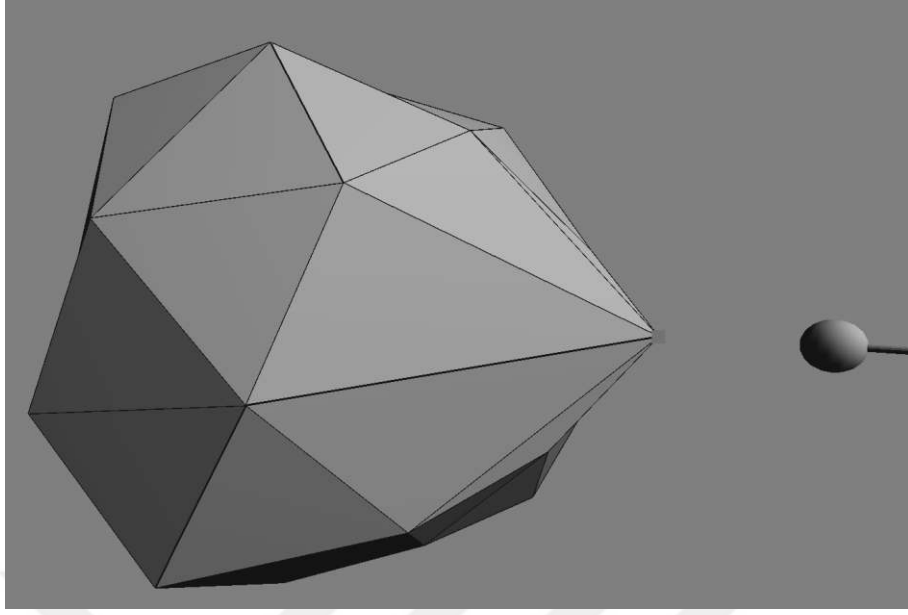
Şekil 5.1. Simülatör yazılım platformunda örnek bir 3B model üzerinde yapay nesneye ilk dokunma sırasında oluşan deformasyonun benzetimi.



Şekil 5.2. Simülör yazılım platformunda örnek bir 3B model üzerinde yapay nesneye temas noktasından tutma sırasında oluşan deformasyonun benzetimi.

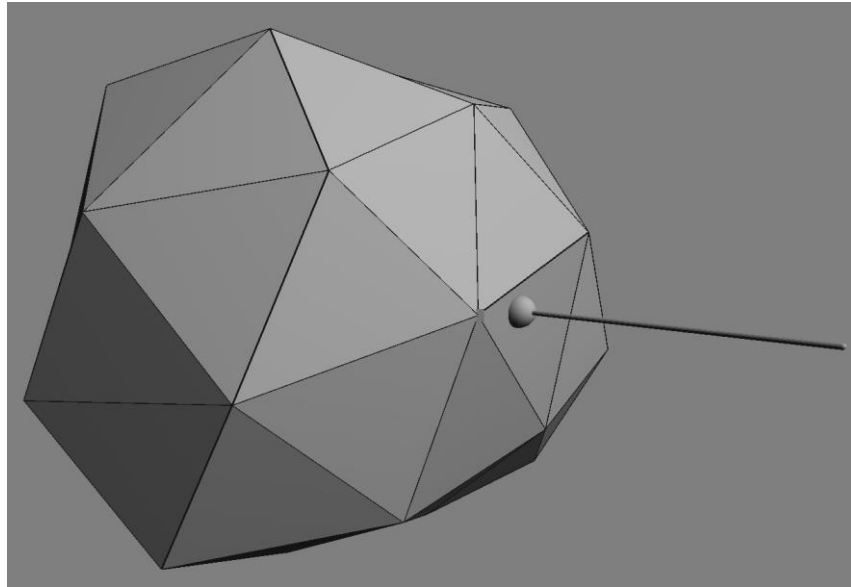


Şekil 5.3. Simülör yazılım platformunda örnek bir 3B model üzerinde yapay nesnenin çekilmesi esnasında oluşan deformasyonun benzetimi.

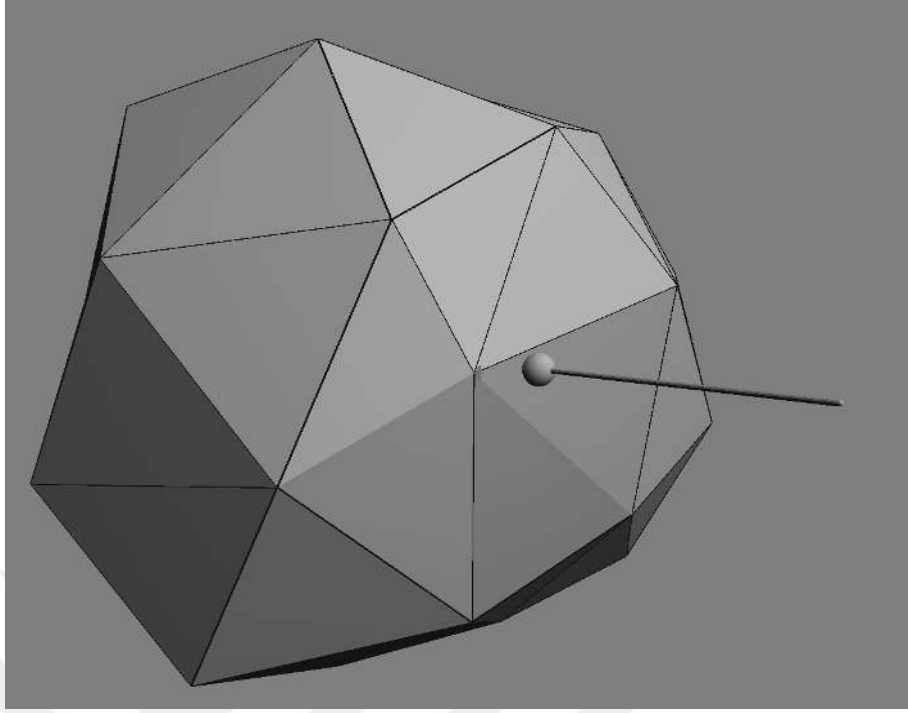


Şekil 5.4. Simülasyon yazılım platformunda örnek bir 3B model üzerinde yapay nesnenin çekilmesi esnasında oluşan deformasyonun benzetimi.

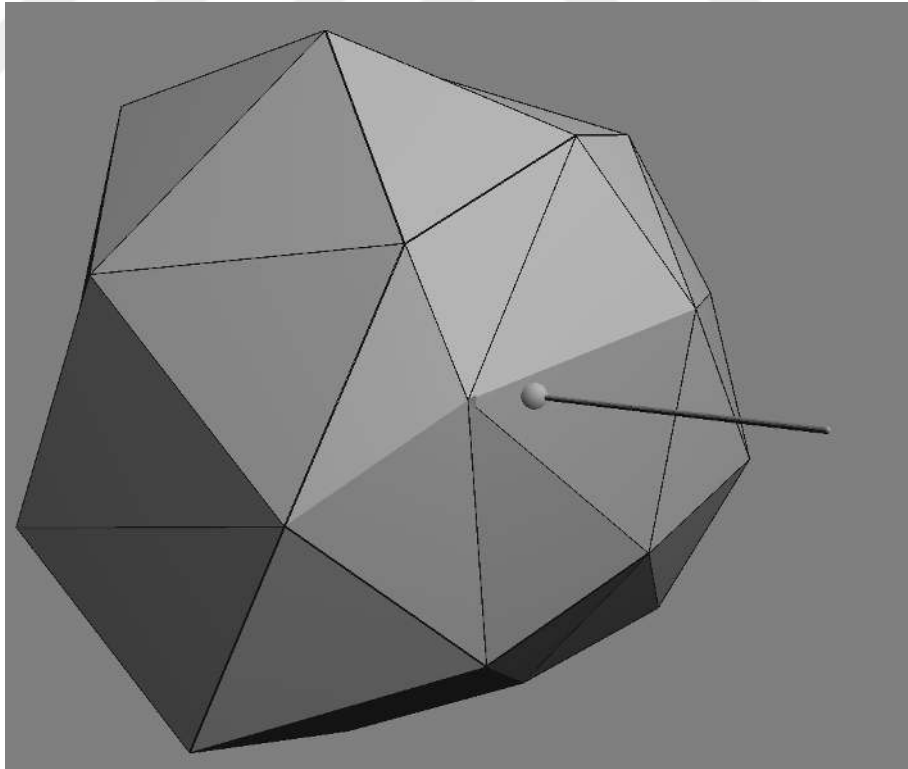
Aynı model üzerinde itme hareketinden doğan simülasyon sonuçları Şekil 5.5, Şekil 5.6 ve Şekil 5.7’de verilmiştir. Bu şekillerden de görülmektedir ki basit model üzerinde hem temasın tespiti algoritması hem de deformasyon algoritması başarı ile çalışmaktadır. Yazılımlar daha karmaşık ve çok sayıda modelleme elemanı içeren sanal deforme olabilen nesneler üzerinde de denenmiştir.



Şekil 5.5. Simülasyon yazılım platformu üzerinde 3B model ile itme eylemi ile oluşan deformasyonun başlangıç durumu.



Şekil 5.6. Simülasyon yazılım platformu üzerinde 3B model ile itme eylemi ile oluşan deformasyonun simülasyonu.

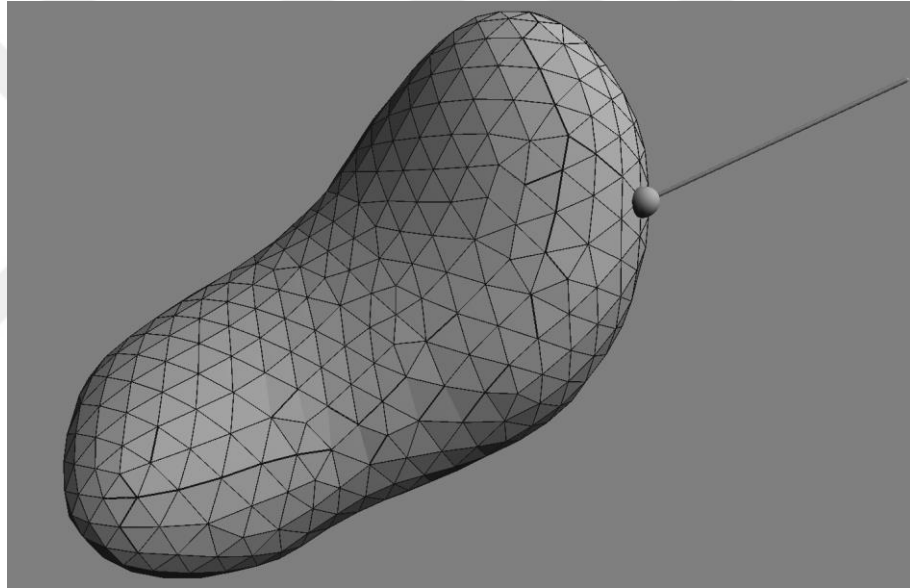


Şekil 5.7. Simülasyon yazılım platformu üzerinde 3B model ile itme eylemi ile oluşan deformasyonun simülasyonu.

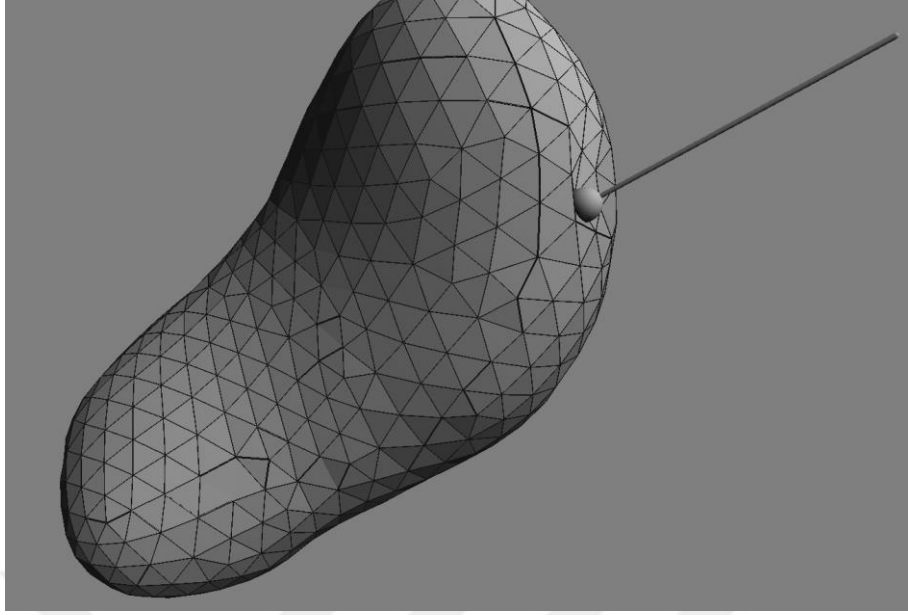
5.2 Dalak Organının Simülasyonu

Daha karmaşık bir model olan ve 600 nokta ve 1196 üçgen içeren dalak organı için temasın tespiti ve deformasyonların simülasyonu gerçekleştirilmiştir. Şekil 5.8’de sanal ortamda ameliyat aleti olarak gösterilen aracın dalak organına ilk temas anı gösterilmiştir. Şekil 5.9, Şekil 5.10 ve Şekil 5.11’de simülatör yazılım platformunda 3B modeli üzerinde dalak organının itme eylemi esnasında oluşan deformasyonun benzetimi gösterilmiştir.

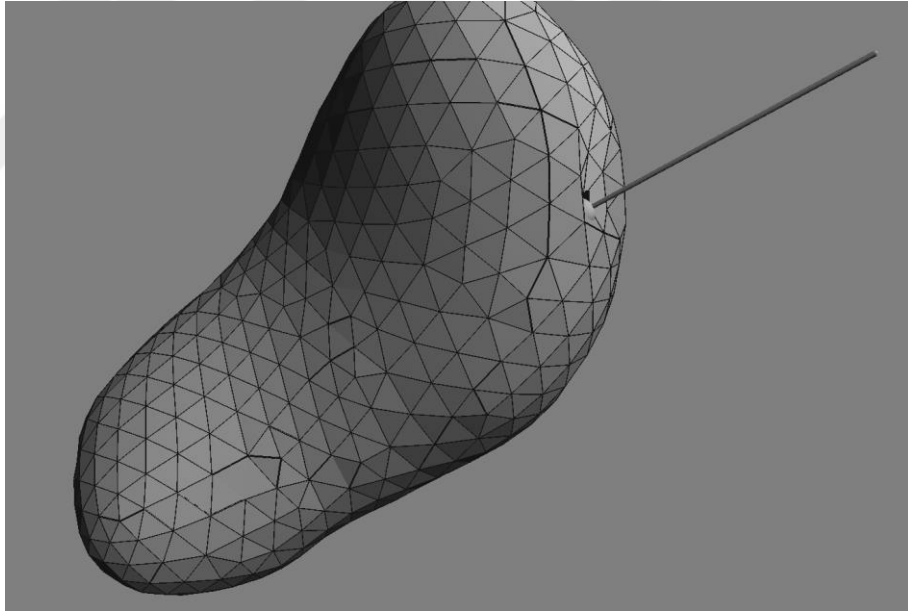
Şekil 5.12 ve Şekil 5.13’te dalak sanal organı için ameliyat aletinin çekmesinden doğan deformasyonun simüle edilmesi gösterilmiştir. Her iki durum içinde görsel olarak gerçekçi sonuçlar elde edilmiştir.



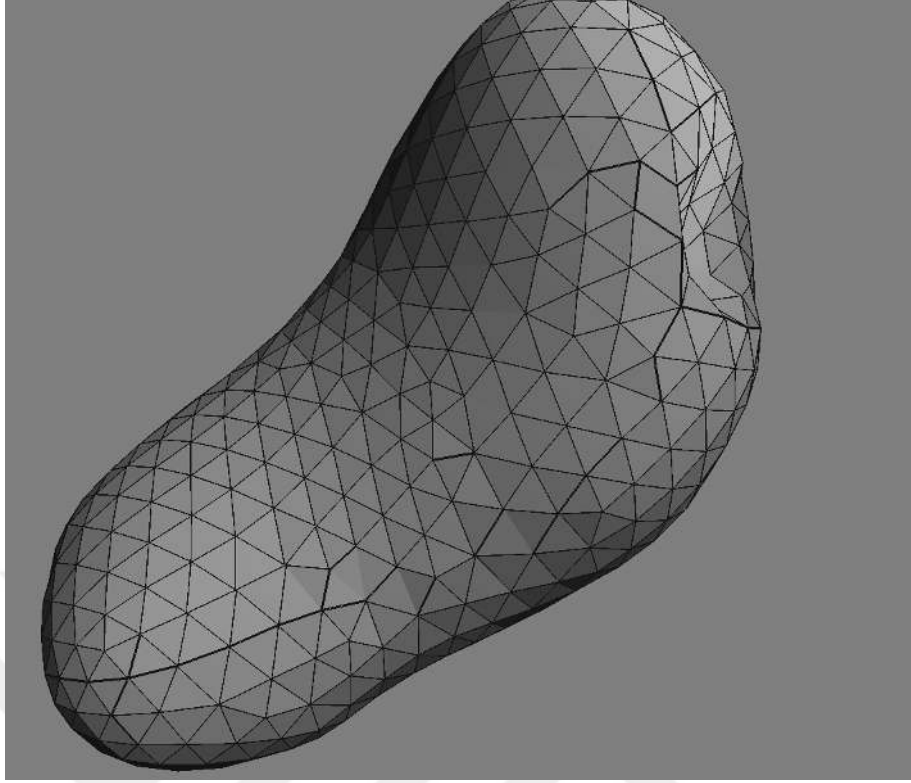
Şekil 5.8. Simülatör yazılım platformunda 3B modeli üzerinde dalak organının ilk dokunma esnasında oluşan deformasyonun benzetimi.



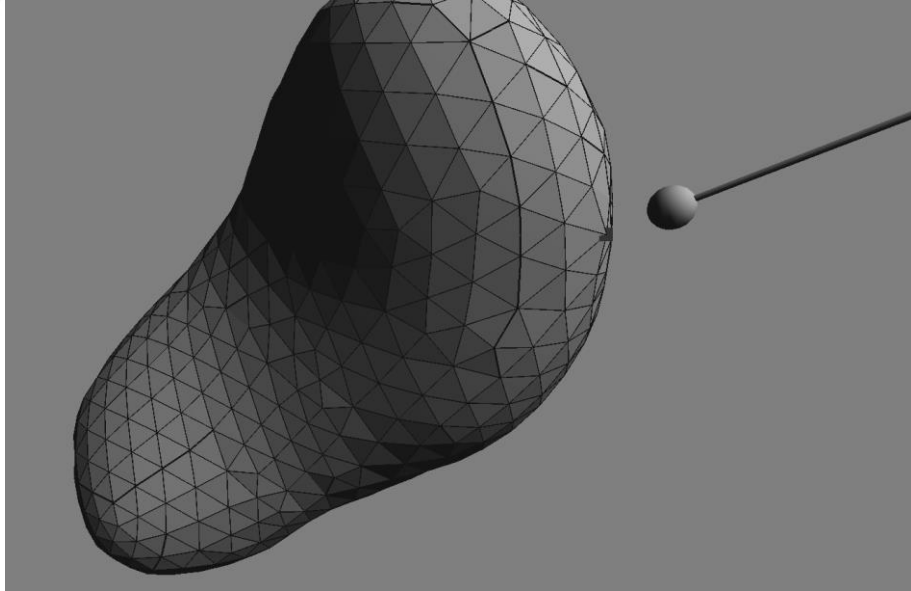
Şekil 5.9. Simülâtör yazılım platformunda 3B modeli üzerinde dalak organının itme eylemi esnasında oluşan deformasyonun benzetimi.



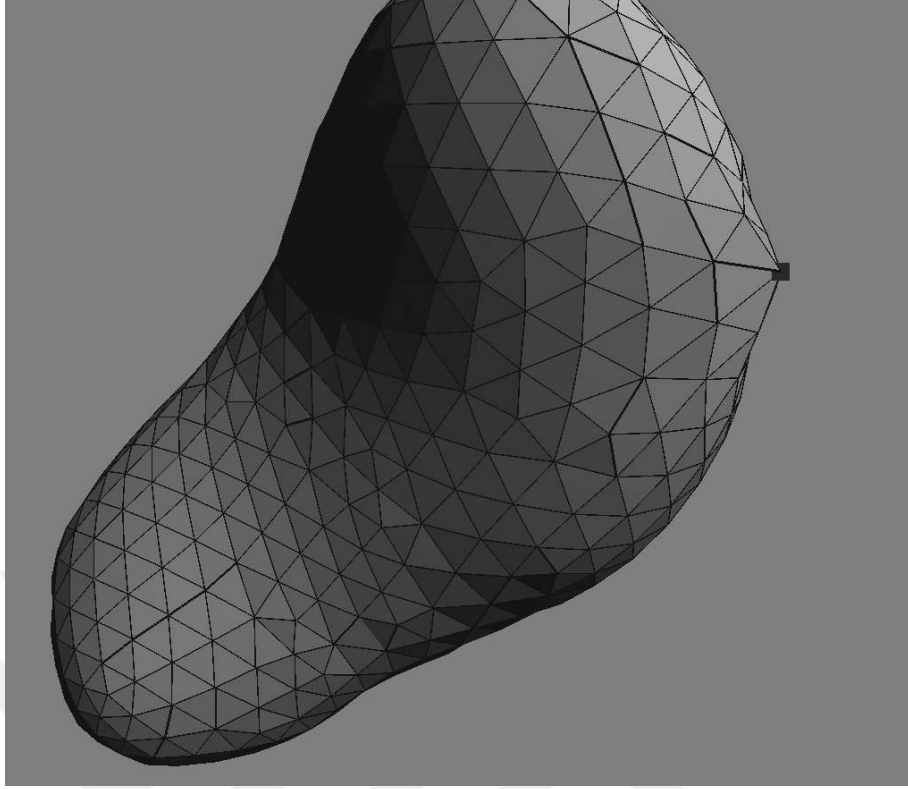
Şekil 5.10. Simülâtör yazılım platformunda 3B modeli üzerinde sanal dalak organının itme eylemi esnasında oluşan deformasyonun benzetimi.



Şekil 5.11. Simülör yazılım platformunda 3B modeli üzerinde sanal dalak organının itme eylemi esnasında oluşan deformasyonun benzetimi.

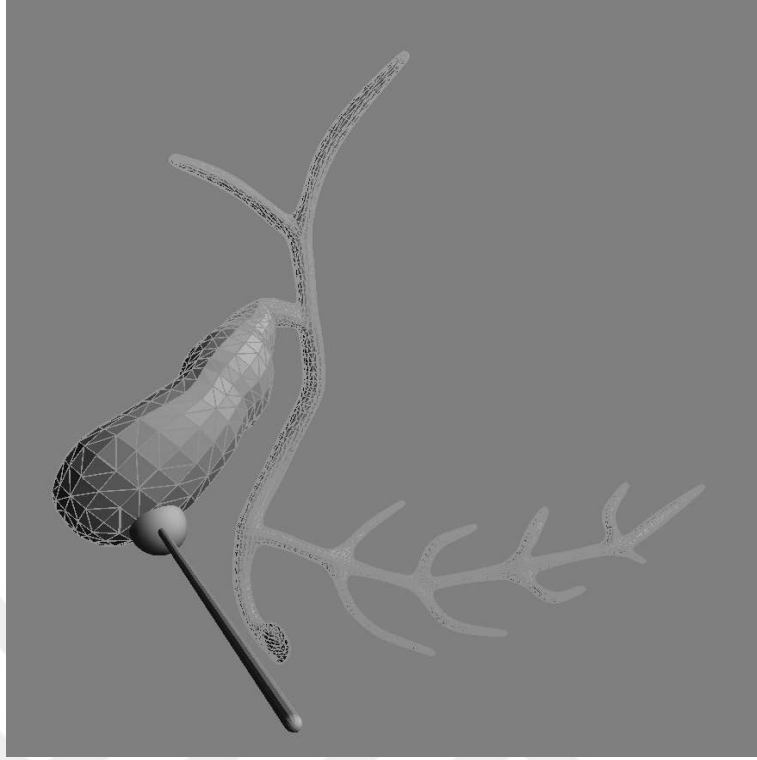


Şekil 5.12. Dalak sanal organı için ameliyat aletinin çekmesinden doğan deformasyonun simülasyonu.

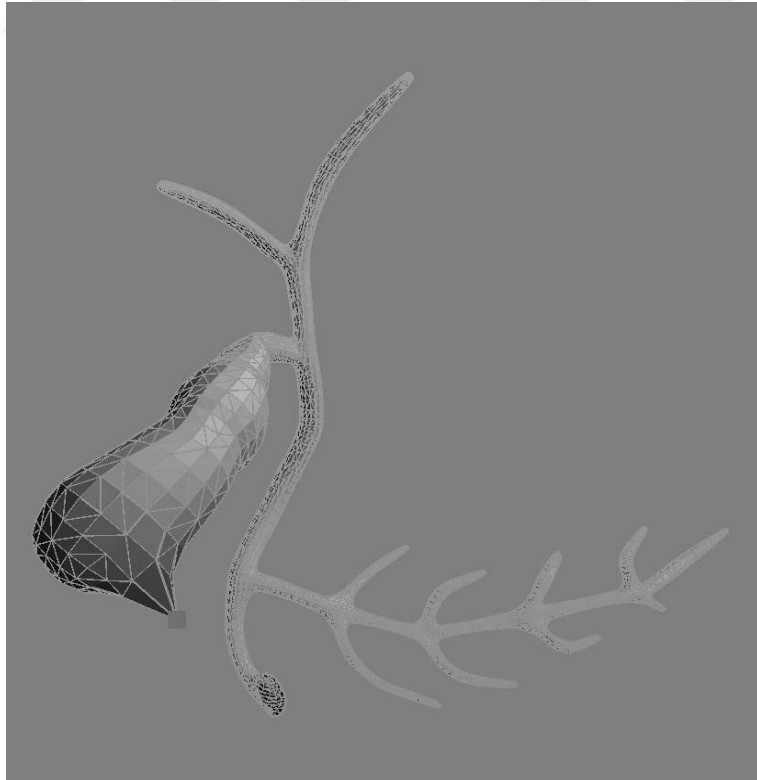


Şekil 5.13. Dalak sanal organı için ameliyat aletinin çekmesinden doğan deformasyonun simülasyonu.

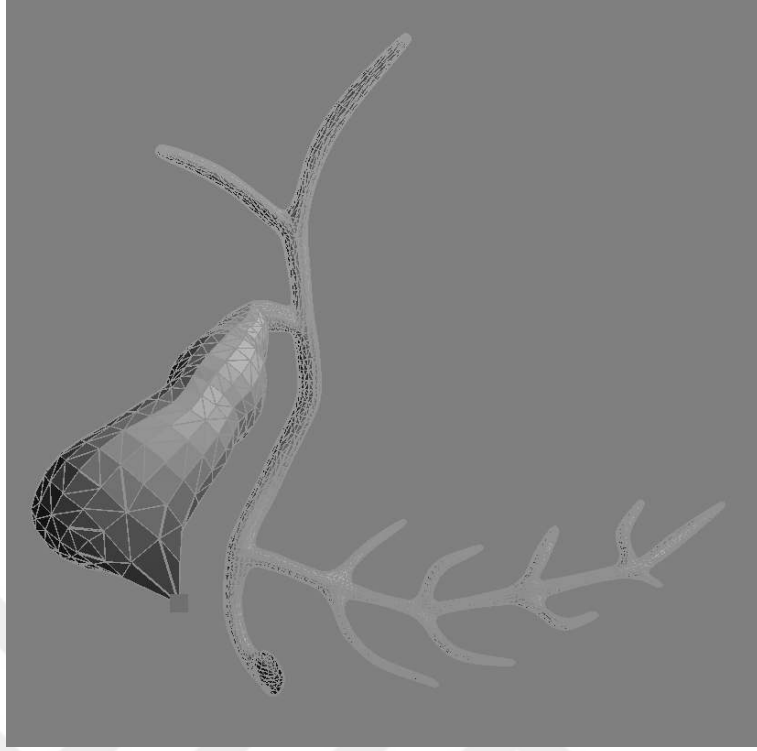
Bir başka simülasyon ise safra organı üzerinde gerçekleştirilmiştir. Safra 5400 nokta ve 10782 üçgen ile modellenmiştir. Şekil 5.14'te temasın ilk tespit edildiği an verilmiştir. Şekil 5.15 ve 5.16'da ise sanal alet ile çekme işlemi ile oluşan deformasyonun simülasyonu gösterilmektedir. On binden fazla üçgenden oluşan bu model için gerçek zamanlı simülasyon yapılabilmektedir.



Şekil 5.14. Safra sanal organı için ameliyat aletinin çekmesinden doğan deformasyonun simülasyonu, başlangıç anı, temasın tespiti.



Şekil 5.15. Safra sanal organı için ameliyat aletinin çekmesinden doğan deformasyonun simülasyonu.



Şekil 5.16. Safra sanal organı için ameliyat aletinin çekmesinden doğan deformasyonun simülasyonu.

6. TARTIŞMA ve SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında, insan vücudu içerisinde bulunan dalak ve safra gibi yumuşak dokuya sahip organların deformasyon algoritmaları ile benzetimlerinin yapılabilmesi için hekimlerin ameliyat prosedürlerini içerecek şekilde bir simülatör yazılım platformu geliştirilmiştir. Geliştirilen simülatör platformu yazılımları farklı modeller ile başarı ile test edilmiştir. Yazılımı oluşturan temasın tespiti, tepki kuvveti, gerçek zamanlı görüntüleme ve deformasyon sonuçlarının görsel olarak ve hız olarak gerçekleştirilen deneysel çalışmalarda istenilen seviyede olduğu görülmüştür.

Simülasyon platformunda organlar anatomik yapılarına uygun şekilde 3B olarak modellenmiştir. Geliştirilen simülatör 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 üzerinde organda meydana gelen deformasyon izlenebilmiştir. Böylece yerli tasarım ve üretim bir dokunsal cihazın tasarlanması, üretilmesi ve test edilmesine destek verilmiştir. Dokunsal cihazın gereksinimleri, çalışma hacmi, serbestlik dereceleri, haberleşme yazılımları ve testleri gibi birçok alanda katkı sunulmuştur. Dokunsal cihazın mekanik olarak üretilmesi ve elektronik olarak sürülmesi tezin kapsamı dışında tutulmuştur.

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. Tez çalışmasında geliştirilen simülatör 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 teze konu başlığı olan iki adet anatomik yapıya uygun olarak dalak ve safra organlarının 3 boyutlu olarak modellenmesi gerçekleştirilmiştir. Dalak modeli 1196 üçgen ve 600 noktadan oluşmaktadır. 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. Bu modül ayrıca gerçek zamanlı olarak deformasyonun görüntülenmesi ve tüm sahnenin güncellenmesini içerir. Geliştirilen bu yazılımlar bir ameliyat simülatörünün temel elemanlarıdır ve farklı simülatörlerin geliştirilmesinde kullanılabilirler.

Tez çalışması kapsamında dokunsal cihaz için bir ara yüz de tasarlanmıştır. Bu ara yüz cihazın sanal ortam ile haberleşmesinde, kullanıcı hareketlerinin sanal ortama ve sanal ortamdaki etkileşimin görüntülenmesinde ve kullanıcıya iletiminde kullanılmıştır. Cihazın geliştirilme süreci tez kapsamında geliştirilen yazılımlar ile testleri yapılarak devam etmektedir.

KAYNAKLAR

- 3dsystems <https://www.3dsystems.com/haptics-devices/touch> , (Erişim Tarihi: 23.07.2019).
- Autodesk, <https://www.autodesk.com.tr/products/maya/overview>, (Erişim Tarihi: 09.07.2019).
- Aytekin, S. (2011). *Sanal Ortamda Nesnelerin Haptic Kol ile Manipölasyonu*. Yüksek Lisans Tezi, Dumlupınar Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kütahya.
- Bauszat, P., Eisemann, M., & Magnor, M. A. (2010). The Minimal Bounding Volume Hierarchy. *In VMV*, 227-234.
- Bro-Nielsen, M. (1998). Finite element modeling in surgery simulation. *Proceedings of the IEEE*, 86(3), 490-503.
- Chanthasopeephan, T., Desai, J. P., & Lau, A. C. (2007). 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.
- Chen, X., Sun, P., & Liao, D. (2018). 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.
- Cicek, Y., & Duysak, A. (2014). 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.
- Coles, T. R., Meglan, D., & John, N. W. (2010). The role of haptics in medical training simulators: A survey of the state of the art. *IEEE Transactions on haptics*, 4(1), 51-66.
- Dankelman, J. (2008). Surgical simulator design and development. *World journal of surgery*, 32(2), 149-155.
- Duysak, N. E., Dandıl E., (2019). Development Of A Software Platform For Surgery Simulators. *6th International Congress on Fundamental and Applied*. 18-20 Temmuz, Tirana, Albania
- Duysak, A. (2006). Triangle propagation for mass-spring chain algorithm. *In International Symposium on Computer and Information Sciences Springer*, Berlin, Heidelberg, 306-315.
- Duysak, A., & Zhang, J. J. (2005). Fast simulation of facial tissue deformations using mass-spring chain algorithm. *Theory and Practice of Computer Graphics*, 139-145.

KAYNAKLAR (Devam Ediyor)

- Duysak, N. E., Dandıl E., Duysak A., (2019). Development of a Software Platform Based on Haptic Device for Surgery Simulators. *International Conference on Human-Computer Interaction, Optimization and Robotic Applications*. 5-7 Temmuz, Ürgüp, Türkiye
- Duysak, N. E., Duysak A., Atanak M. M., (2016). Deformation Simulation of Human Kidney Using Molecular Modelling Method. *In The 4th IIAE International Conference on Intelligent Systems and Image Processing* . 8-12 Eylül Kyoto, Japan
- Escobar-Castillejos, D., Noguez, J., Neri, L., Magana, A., & Benes, B. (2016). A review of simulators with haptic devices for medical training. *Journal of medical systems*, 40(4), 104.
- Escobar-Castillejos, D., Noguez, J., Neri, L., Magana, A., & Benes, B. (2016). A review of simulators with haptic devices for medical training. *Journal of medical systems*, 40(4), 104.
- Forcedimension, <http://www.forcedimension.com/products/delta-3/overview>, (Erişim Tarihi: 23.07.2019).
- Friskén-Gibson, S. F. (1999). Using linked volumes to model object collisions, deformation, cutting, carving, and joining. *IEEE transactions on visualization and computer graphics*, 5(4), 333-348.
- Gómez, A. E., Santos, T. C. D., Massera, C. M., Neto, A. D. M., & Wolf, D. F. (2018). Driving Simulator Platform for Development and Evaluation of Safety and Emergency Systems. arXiv preprint arXiv:1802.04104.
- Hamza-Lup, F. G., Bogdan, C. M., Popovici, D. M., & Costea, O. D. (2019). A survey of visuo-haptic simulation in surgical training. *arXiv preprint arXiv:1903.03272*.
- Kadleček, P. (2014). *Haptic rendering for 6/3-DOF haptic devices*. Yüksek Lisans Tezi, Charles University, Faculty of Mathematics and Physics, Software Systems.
- Kang, Y. M., Choi, J. H., Cho, H. G., & Park, C. J. (2000). Fast and stable animation of cloth with an approximated implicit method. *In Proceedings Computer Graphics International*, 247-255.
- Klosowski, J. T., Held, M., Mitchell, J. S., Sowizral, H., & Zikan, K. (1998). Efficient collision detection using bounding volume hierarchies of k-DOPs. *IEEE transactions on Visualization and Computer Graphics*, 4(1), 21-36.
- Koch, R. M., Roth, S. M., Gross, M. H., Zimmermann, A. P., & Sailer, H. F. (2002, April). A framework for facial surgery simulation. *In Proceedings of the 18th spring conference on Computer graphics*, 33-42.

KAYNAKLAR (Devam Ediyor)

- Kockara, S., Halic, T., Iqbal, K., Bayrak, C., & Rowe, R. (2007). Collision detection: A survey. In *2007 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, 4046-4051.
- Lin, Y., Wang, X., Wu, F., Chen, X., Wang, C., & Shen, G. (2014). Development and validation of a surgical training simulator with haptic feedback for learning bone-sawing skill. *Journal of biomedical informatics*, 48, 122-129.
- Lloyd, B., Székely, G., & Harders, M. (2007). Identification of spring parameters for deformable object simulation. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 13(5), 1081-1094.
- Löfstedt, M., & Akenine-Möller, T. (2005). An evaluation framework for ray-triangle intersection algorithms. *Journal of Graphics Tools*, 10(2), 13-26.
- Majercik, A., Crassin, C., Shirley, P., McGuire, M. (2018) A Ray-Box Intersection Algorithm and Efficient Dynamic Voxel Rendering. *Journal of Computer Graphics Techniques*, 7(3).
- Man, R., Zhou, D., Zhang, Q. (2014). A Survey of Collision Detection. *Applied Mechanics and Materials*, 538, 360-363.
- Mollemans, W., Schutyser, F., Nadjmi, N., Maes, F., & Suetens, P. (2007). 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.
- Nealen, A., Müller, M., Keiser, R., Boxerman, E., & Carlson, M. (2005). Physically based deformable models in computer graphics. In *Eurographics 2005 Star-State Of The Art Report*, 71-94
- OpenGL, <https://www.opengl.org/>, (Erişim Tarihi: 09.07.2019).
- Pixologic, <http://pixologic.com/>, (Erişim Tarihi: 09.07.2019).
- Ruiz, S., Aguado, C., & Moreno, R. (2014). Educational simulation in practice: a teaching experience using a flight simulator. *Journal of Technology and Science Education*, 4(3), 181-200.
- Saber, N. R., Menon, V., St-Pierre, J. C., Looi, T., Drake, J. M. & Cyril, X. (2014). Development of a patient-specific surgical simulator for pediatric laparoscopic procedures. *Stud Health Technol Inform*, 196, 60-4
- Segura, R. J., & Feito, F. R. (2001). Algorithms to test ray-triangle intersection. Comparative study. *WSCG 2001 Conference Proceedings*, ed. Vaclav Skala, February .

KAYNAKLAR (Devam Ediyor)

- Sekercioglu, A. S., & Duysak, A. (2009 a). Application of molecular modeling with mass-spring systems for computer simulation and animation. *International Journal of Physical Sciences*, 4(9), 500-504.
- Sekercioglu, A. S., & Duysak, A. (2009 b). Molecular Modeling for Deformable Object Simulation. *In CGVR* , 28-31.
- Slicer, <https://www.slicer.org/>, (Erişim Tarihi: 09.07.2019).
- Slob, J. J. (2008). State-of-the-art driving simulators, a literature survey. *DCT report*, 107.
- Şekercioglu, A. S. (2010). *Moleküler Modelleme ile Yumuşak Doku Deformasyonun Modellenmesi ve Simülasyonu*. Yüksek Lisans Tezi, Dumlupınar Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kütahya.
- Taheri, S. M., Matsushita, K., & Sasaki, M. (2017). Virtual reality driving simulation for measuring driver behavior and characteristics. *Journal of transportation technologies*, 7(02), 123.
- Ünlü Timurkaynak, T. (2017). Türkiye Havacılık Sektöründe Uçuş Simülatörü Kullanımı Ve Simülatör Sertifikasyonu Çalışmaları. IX. *Ulusal Uçak, Havacılık Ve Uzay Mühendisliği Kurultayı*, 63-78
- Varalakshmi, B. D., Thriveni, J., Venugopal, K. R., & Patnaik, L. M. (2012). Haptics: state of the art survey. *International Journal of Computer Science Issues (IJCSI)*, 9(5), 234.
- Villard, P. F., Bourne, W., & Bello, F. (2008, July). Modelling organ deformation using mass-springs and tensional integrity. *In International Symposium on Biomedical Simulation*, Berlin, Heidelberg , 221-226.
- Volkaner, B., Sozen, S. N., & Omurlu, V. E. (2016). Realization of a desktop flight simulation system for motion-cueing studies. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 13(3), 85.
- Vsg3d, <http://www.vsg3d.com/>, (Erişim Tarihi: 09.07.2019).
- Wang, T., Pan, B., Fu, Y., Wang, S., & Ai, Y. (2017). Design of a new haptic device and experiments in minimally invasive surgical robot. *Computer Assisted Surgery*, 22(1), 240-250.
- Wu, X., Downes, M. S., Goktekin, T., & Tendick, F. (2001, September). Adaptive nonlinear finite elements for deformable body simulation using dynamic progressive meshes. *In Computer Graphics Forum* 20(3), 349-358.
- Zhang, J., Zhong, Y., Smith, J., & Gu, C. (2016). A new ChainMail approach for real-time soft tissue simulation. *Bioengineered*, 7(4), 246-252.

ÖZGEÇMİŞ



Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı : Nazmiye Ebru Duysak
Doğum Yeri ve Tarihi : İscehisar ve 01.11.1992

Eğitim Durumu

Lisans Öğrenimi : Dumlupınar Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği
Bildiği Yabancı Diller : İngilizce

İş Deneyimi

Stajlar : Türksat Uydu Haberleşme Kablo TV ve İşletme A.Ş.(Ankara)
Türkiye Elektrik İletim A.Ş (Ankara)
Projeler :Yumuşak Dokuların 3 Boyutlu Modellenmesi ve
Deformasyonu Algoritmalarını Kullanan Heptik Kollu Böbrek Taşı Alma Ameliyat
Simülâtörü ve Asistanı Geliştirilmesi, Tübitak1511(2014-2017)
Heptik Robot Kollu Tasarımı , Kuartek Tasarım Ltd. Şti.(2015-2018)
Çalıştığı Kurumlar : Kuartek Tasarım Ltd. Şti. (Kütahya)
Duysim Teknoloji Geliştirme Ltd. Şti. (Kütahya)

İletişim

Adres : Fatih Mahallesi 805.Cad. Biçiciler Apt. Kat 1 Daire 6 No:19
Afyonkarahisar/Merkez
E-Posta Adresi : edduysak@gmail.com

Akademik Çalışmaları

- Duysak, N. E., Dandıl E., (2019). Development Of A Software Platform For Surgery Simulators, 6th International Congress on Fundamental and Applied . 18-20 Temmuz, Tirana, Albania
- Duysak, N. E., Duysak A., Atanak M. M., (2016). Deformation Simulation of Human Kidney Using Molecular Modelling Method. In The 4th IIAE International Conference on Intelligent Systems and Image Processing . 8-12 Eylül Kyoto, Japan
- Duysak, N. E., Dandıl E., Duysak A., (2019). Development of a Software Platform Based on Haptic Device for Surgery Simulators. International Conference on Human-Computer Interaction, Optimization and Robotic Applications. 5-7 Temmuz, Ürgüp, Türkiye

Tarih: 25/07/2019